**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO**

JARDEL FRANCISCO MAZZI CHAVES

**Avaliação da expressão de artefatos de imagem gerados por
materiais de alta densidade em tomografia computadorizada de
feixe cônico, micro e nanotomografia computadorizadas**

**Ribeirão Preto
2018**

JARDEL FRANCISCO MAZZI CHAVES

Avaliação da expressão de artefatos de imagem gerados por materiais de alta densidade em tomografia computadorizada de feixe cônico, micro e nanotomografia computadorizadas

Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para a obtenção do grau de Doutor em Ciências – Programa: Odontologia Restauradora - Área de concentração: Odontologia Restauradora (Opção: Endodontia) realizada em conjunto com a Universidade Católica de Leuven, Bélgica, com bolsa de doutorado sanduíche no exterior.

Versão corrigida

Orientador: Prof. Dr. Manoel D. Sousa Neto

Supervisora: Profa. Dra. Reinhilde Jacobs

Ribeirão Preto

2018

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

Assinatura do autor: _____

Data: ____/____/2018

FICHA CATALOGRÁFICA

Chaves, Jardel Francisco Mazzi

Avaliação da expressão de artefatos de imagem gerados por materiais de alta densidade em tomografia computadorizada de feixe cônico, micro e nanotomografia computadorizadas, 2018.

226p.: il.; 30cm

Tese de doutorado, apresentada na Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP-USP), área de concentração: Odontologia Restauradora-área Endodontia. “Versão corrigida da Tese. A versão original se encontra disponível na Unidade que aloja o Programa.”

Orientador: Prof. Dr. Manoel Damião de Sousa Neto

Supervisora: Profa. Dra. Reinhilde Jacobs

1. Artefatos. 2. TCFC. 3. *Beam hardening* 4. Microtomografia computadorizada.

CHAVES, J. F. M. **Avaliação da expressão de artefatos de imagem gerados por materiais de alta densidade em tomografia computadorizada de feixe cônico, micro e nanotomografia computadorizadas.** 2018. 226p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2018.

Aprovado em: ____/____/____

BANCA EXAMINADORA

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Assinatura: _____

Este trabalho de pesquisa foi realizado no Laboratório de Pesquisa em Endodontia do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP/USP), no Laboratório do Departamento de Cirurgia Oral, Maxilo Facial, Imaginologia e Patologia (OMFS IMPATH) e na Clínica de Imaginologia Oral da Faculdade de Medicina e Odontologia da Universidade Católica de Leuven (KU Leuven), com bolsa do Programa de Doutorado Sanduíche no Exterior da CAPES (Processo nº 88881.135550/2016-01).

*A*presentação

Em 2009, ingressei no curso de Odontologia da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP – USP). Paralelamente às atividades da graduação, dei início às minhas atividades de pesquisa, sob orientação da Profa. Dra. Christie Ramos Andrade Leite Panissi, com um projeto de iniciação científica PIBIC, e posterior aprovação de um projeto FAPESP (2010/07090-7) com vigência de 2010 a 2012, ano em que conclui a graduação. O desenvolvimento da iniciação científica despertou em mim o senso crítico e o interesse pela pesquisa, o que me levou ao Mestrado em Endodontia, no Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, sob orientação do Prof. Dr. Manoel D. Sousa Neto.

No decorrer das disciplinas do Mestrado, tive a oportunidade de trabalhar no Laboratório de Pesquisa em Endodontia com diversas metodologias, entre as quais a microtomografia computadorizada (microCT), e desde então me envolvi ativamente na concepção e desenvolvimento de projetos de pesquisa empregando microCT, sob a orientação do Prof. Dr. Manoel D. Sousa-Neto, com especial destaque à avaliação da anatomia interna do sistema de canais radiculares, objeto de pesquisa do nosso laboratório, desde os trabalhos pioneiros desenvolvidos a partir da década de 80 pelo Prof. Dr. Jesus Djalma Pécora por meio do método da diafanização. O estudo das características internas do sistema de canais radiculares evoluiu dos métodos tradicionais, que causavam mudanças irreversíveis nos espécimes (como secções seriadas, diafanização e réplicas de resina), passando pela tomografia computadorizada de feixe cônico que, embora seja um método não destrutivo, apresenta quando comparada à microCT e nanoCT, baixa resolução e reconstruções inexatas devido aos cortes muito espessos, até a introdução da microCT em pesquisas endodônticas, o que possibilitou estudos não-invasivos e altamente precisos. O contato com essa metodologia despertou meu interesse pelo tema e, após dois anos intensos de trabalho com microCT, conclui minha dissertação de Mestrado intitulada *“Avaliação, por meio de microtomografia computadorizada, da anatomia interna de dentes anteriores superiores”*. Destaca-se que simultaneamente às atividades de pesquisa, durante o Mestrado, conclui o curso de Especialização em Endodontia, o qual foi essencial para a minha formação clínica.

Durante o Doutorado, iniciado em 2015 neste mesmo Programa, sob orientação do Prof. Dr. Manoel D. Sousa Neto, apoiados nos conhecimentos adquiridos nos trabalhos de microtomografia, demos continuidade à linha de pesquisa estudando outras modalidades de exames por imagem com finalidade de diagnóstico

entre as quais a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) e a nanotomografia computadorizada (nanoCT), em estudos clínicos e laboratoriais, nas diferentes etapas do tratamento endodôntico.

Acredito ser importante destacar que, durante o curso de Doutorado, fui contemplado com uma bolsa (processo nº 88881.135550/2016-01) do Programa de Doutorado Sanduíche no Exterior – PDSE, Edital nº 19/2016, da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), possibilitando minha ida, em 2017, para o Centro de Cirurgia Oral e Maxilo Facial, Imaginologia e Patologia da Universidade Católica de Leuven, na Bélgica, onde tive a oportunidade de fazer cursos e treinamentos para o manuseio de diversos equipamentos de TCFC, microCT e nanoCT, bem como diferentes programas de reconstrução e análise de dados, sob supervisão da Profa. Dra. Reinhilde Jacobs, além de conhecer diferentes métodos de diagnóstico por imagem utilizados na área médica, como a tomografia computadorizada espiral, ressonância magnética, impressoras de modelos tridimensionais e escâneres intraorais.

A minha permanência por 9 meses na KU Leuven, possibilitou a realização de pesquisas com nanoCT, microCT e TCFC, para a confirmação da importância destes exames em todas as fases do tratamento endodôntico, principalmente no que se refere ao diagnóstico, e a busca de soluções técnicas para minimizar os artefatos de imagens produzidos após a obturação endodôntica, bem como na importância do uso da TCFC no diagnóstico clínico de casos de insucesso do tratamento endodôntico. Como processo de evolução possibilitado por estas pesquisas, temos a expectativa de que os estudos básicos e laboratoriais em nano e microCT possam servir de base para o desenvolvimento de tecnologias que ampliem a resolução das imagens obtidas por meio de TCFC, permitindo em um futuro próximo melhorar a precisão do diagnóstico por imagem e, por conseguinte, o planejamento clínico, auxiliando cada etapa do tratamento endodôntico dentro dos parâmetros estabelecidos pelos princípios de ALADA (*“As low as diagnostically acceptable”* – tão baixo quanto diagnosticamente aceitável). Outro aspecto importante deste período foi o aprendizado na redação e publicação de revisões sistemáticas, sendo de importância para agregar este conhecimento ao meu grupo de pesquisa após o retorno ao Brasil.

Com a preocupação de manter a qualidade do tratamento endodôntico realizado na graduação, utilizando diferentes técnicas de preparo biomecânico e de obturação, bem como o acompanhamento da restauração dos dentes tratados

endodonticamente, o Prof. Dr. Manoel D. Sousa Neto coordenou a sistematização para implantação de um banco de informações dos pacientes atendidos nas clínicas de Endodontia da FORP, projeto do qual tenho participado efetivamente de todas as etapas, desde a implantação, arquivando os dados clínicos e imaginológicos pertinentes ao tratamento endodôntico, bem como informações médicas e sistêmicas relevantes de aproximadamente 2 mil pacientes até o presente momento. A análise de casos de insucesso do tratamento endodôntico, a partir deste banco de informações, despertou o interesse deste grupo de pesquisa para, em conjunto com a Profa. Dra. Erika Calvano Küchler, Jovem Pesquisadora da FAPESP junto ao Departamento de Clínica Infantil da FORP-USP, com expertise em estudos genéticos e biomoleculares, criar um banco biológico expressivo a partir da extração de DNA genômico desses pacientes, que tem norteado o desenvolvimento de diversas pesquisas clínicas e laboratoriais para melhor compreender a relação entre o insucesso do tratamento endodôntico com lesões periapicais persistentes e os aspectos clínicos e moleculares dos pacientes tratados na FORP, e em outros centros de pesquisa como a Universidade Federal Fluminense e a Universidade do Texas.

Em colaboração, venho também participando intensamente em projetos de pesquisa, teses e dissertações envolvendo outras metodologias na área de Endodontia, entre as quais destacam-se análises morfológicas em microscópio de varredura confocal a laser e microscopia eletrônica de varredura, testes de propriedades físico-químicas de cimentos endodônticos, microbiologia, além de testes mecânicos em máquina universal de ensaios, o que me possibilitou uma vivência mais ampla de diferentes métodos e linhas de pesquisa na área de Odontologia Restauradora. Os resultados destas pesquisas têm sido publicados com o grupo de pesquisa da FORP-USP na forma de artigos em periódicos de circulação internacional (*Journal of Endodontics*, *International Endodontic Journal*, *Brazilian Oral Research*, *Clinical Oral Investigations*, *Brazilian Dental Journal* e *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*), na forma de capítulos de livros e de resumos em congressos na área.

Além dos trabalhos desenvolvidos, tenho buscado o estudo, a troca de experiências e o aprimoramento constante por meio da participação como ouvinte e apresentador em conferências no Brasil e no exterior. Tive a oportunidade de participar do Academy of Dental Materials (ADM) Annual Meeting, em 2015, em Bolonha - Itália e, em 2017, em Nurembergue – Alemanha, do 18th ESE – European

Society of Endodontology e do *Micro-CT User Meeting* em 2017, ambos em Bruxelas – Bélgica, importantes congressos na área de Endodontia, de Materiais Dentários e Imaginologia, respectivamente, por meio de apresentações orais, além das participações nas reuniões anuais da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica (SBPqO), o que tem possibilitado refinar minha abordagem científica. Ainda, destaca-se minha participação em eventos científicos nacionais como avaliador de trabalhos na área de Endodontia e como revisor de periódico internacional.

Em suma, a minha trajetória no campo da pesquisa em Endodontia aqui brevemente descrita resultou, além da dissertação de mestrado e da tese ora apresentada, na produção de 22 artigos científicos, 16 já publicados e 6 submetidos em revistas indexadas no *PubMed*, com *Journal Citation Reports* (JCR), 3 capítulos de livros de destaque nacional e internacional e apresentação de 11 trabalhos em congressos internacionais (4 apresentações no Bruker MicroCT User Annual Meeting e 7 apresentações no Academy of Dental Materials Annual Meeting) e 19 apresentações nas Reuniões Anuais da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica - SBPqO.

ARTIGOS PUBLICADOS EM PERIÓDICOS

1. **MAZZI-CHAVES, JF**; PETEAN, IBF; SOARES, IMV; SALLES, AG; ANTUNES, LAA; SEGATO, RAB; SILVA, LABD; KÜCHLER, EC; ANTUNES, LS; SOUSA-NETO MD. Influence of genetic polymorphisms in genes of bone remodeling and angiogenesis process in the apical periodontitis. *Braz Dent J*, 29:179-183, 2018.
2. STEFANELI-MARQUES, JH; SILVA-SOUSA, YTC; RACHED-JÚNIOR, FJA; MACEDO, LMD; **MAZZI-CHAVES, JF**; CAMILLERI, J; SOUSA-NETO, MD. Push-out bond strength of different tricalcium silicate-based filling materials to root dentin. *Braz Oral Res*, 32:1-6, 2018.
3. MEYNS, J; BRASIL, DM; **MAZZI-CHAVES, JF**; POLITIS, C; JACOBS, R. The clinical outcome of skeletal anchorage in interceptive treatment (in growing patients) for class III malocclusion. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 18:30142-30145, 2018.
4. VERSIANI, MA; CARVALHO, KT; **MAZZI-CHAVES, JF**; SOUSA-NETO, MD. Micro-computed Tomographic Evaluation of the Shaping Ability of XP-endo Shaper, iRaCe, and EdgeFile Systems in Long Oval-shaped Canals. *J Endod*, 44:489-495, 2018.
5. SOUSA-NETO, MD; SILVA-SOUSA, YC; **MAZZI-CHAVES, JF**; CARVALHO, KKT; BARBOSA, AFS; VERSIANI, MA; JACOBS, R; LEONI, GB. Root canal preparation using micro-computed tomography analysis: a literature review. *Braz Oral Res*, 32:21-44, 2018.

6. KÜCHLER, EC; **MAZZI-CHAVES, JF**; ANTUNES, LS; KIRSCHNECK, C; ESTRELA, C; BARATTO-FILHO, F; SOUSA-NETO, MD. Current trends of genetics in apical periodontitis research. *Braz Oral Res*, 32:128-34, 2018.
7. **MAZZI-CHAVES, JF**; MARTINS, CV; SOUZA-GABRIEL, AE; BRITO-JUNIOR, M; CRUZ-FILHO, AM; STEIER, L; SOUSA-NETO, MD. Can the root canals final irrigating solutions increase the resistance of collagen fibers? *Gen Dent*, 2018 (*in press*).
8. HIDALGO, LRC; SILVA, LAB; LEONI, GB; **MAZZI-CHAVES, JF**; CARVALHO, EES; CONSOLARO, A; SOUSA-NETO, MD. Mechanical preparation showed superior shaping ability than manual technique in primary molars - A micro-computed tomography study. *Braz Dent J*, 28:453-460, 2017.
9. BOSCHETTI, E; SILVA-SOUSA, YTC; **MAZZI-CHAVES, JF**; LEONI, GB; VERSIANI, MA; PÉCORA, JD; SAQUY, PC; SOUSA-NETO, MD. Micro-CT evaluation of root and canal morphology of mandibular first premolars with radicular grooves. *Braz Dent J*, 28:597-603, 2017.
10. MOURA, AS; PEREIRA, RD; RACHED-JUNIOR, FJA; CROZETA, BM; **MAZZI-CHAVES, JF**; SOUZA-FLAMINI, LE; CRUZ-FILHO, AM. Influence of root dentin treatment on the push-out bond strength of fibre-reinforced posts. *Braz Oral Res*, 31:e29, 2017.
11. CAMARGO, RV; SILVA-SOUSA, YTC; ROSA, RPF; **MAZZI-CHAVES, JF**; LOPES, FC; STEIER, L; SOUSA-NETO, MD. Evaluation of the physicochemical properties of silicone- and epoxy resin-based root canal sealers. *Brazilian Oral Research*, v. 31, p. e72, 2017.
12. CROZETA, BM; SILVA-SOUSA, YTC; LEONI, GB; **MAZZI-CHAVES, JF**; FANTINATO, T; BARATTO-FILHO, F; SOUSA-NETO, MD. Micro Computed Tomography study of filling material removal from oval-shaped canals by using rotary, reciprocating, and adaptive motion systems. *J Endod*, 42:793-797, 2016.
13. MONGUILHOTT-CROZETA, B; SOUSA-NETO, MD; LEONI, GB; **FRANCISCO MAZZI-CHAVES, JF**; SILVA-SOUSA, YTC; BARATTO-FILHO, F. A micro-computed tomography assessment of the efficacy of rotary and reciprocating techniques for filling material removal in root canal retreatment. *Clin Oral Investig*, 20:2235-2240, 2016.
14. MARQUES, JHS; SILVA-SOUSA, YTC; RACHED-JÚNIOR, FJA; **MAZZI-CHAVES, JF**; MIRANDA, CES; SILVA, SRC; STEIER, L; SOUSA-NETO, MD. New methodology to evaluate bond strength of root-end filling materials. *Braz Dent J*, 26:288-291, 2015.
15. SOUZA-FLAMINI, LE; LEONI, GB; **MAZZI-CHAVES, JF**; VERSIANI, MA; CRUZ-FILHO, AM; PÉCORA, JD; SOUSA-NETO, MD. The radix entomolaris and paramolaris: a micro-computed tomographic study of 3-rooted mandibular first molars. *J Endod*, 40:1616-1621, 2014.
16. PAIOLA, FG; LOPES, FC; **MAZZI-CHAVES, JF**; PEREIRA, RD; OLIVEIRA, HF; QUEIROZ, AM; SOUSA-NETO, MD. How to improve the root canal filling in teeth subjected to therapeutic cancer radiation? *Braz Oral Res*, 2018 (*in press*).

CAPÍTULOS DE LIVROS

1. SOUSA-NETO, MD; **MAZZI-CHAVES, JF**; PÉCORA, JD; SILVA, RG; SILVA-SOUSA, YTC. Testes físico-químicos dos materiais odontológicos. In: ESTRELA,

C. (Org.). Metodologia Científica – Ciência, Ensino, Pesquisa. 3ª Ed. São Paulo: Artes Médicas, 2018. Cap. 30, p. 469-507.

2. SOUSA-NETO, MD; LEONI, GB; **MAZZI-CHAVES, JF**; VERSIANI, MA; PÉCORA, JD. Anatomia interna dos canais radiculares. In: PRADO, M; ROCHA, NS (Orgs.). Endodontia – Princípios para a prática clínica. 1ª Ed. Rio de Janeiro: MedBook Editora Científica LTDA, 2017. Cap. 09, p. 101-119.
3. SOUSA-NETO, MD; LEONI, GB; **MAZZI-CHAVES, JF**; PÉCORA, JD; ESTRELA, C. Estudo da anatomia radicular, externa e interna, na dentição permanente humana. In: CAMARGO, M. (Org.). Endodontia Clínica – À luz da microscopia operatória: visão, precisão e previsibilidade. 1ª Ed. Nova Odessa: Editora Napoleão, 2016. Cap. 02, p. 34-77.

RESUMOS EXPANDIDOS PUBLICADOS

Bruker MicroCT User Annual Meeting

1. **MAZZI-CHAVES, J.F.**; SILVA-SOUSA, Y.T.C.; AMARAL, M.C.A.; LEONI, G.B.; MORIS, I.C.M.; MESSIAS, D.C.F; SOUSA-NETO, M.D. The use of microcomputed tomography to evaluate the cervical barrier in internal tooth bleaching. In: Micro-CT User Meeting, 2017, Brussels. *Bruker MicroCT User Meeting 2017*, Abstract Book, v. 1, p. 133-36, 2017.
2. SOUSA-NETO, M.D.; **CHAVES, J.F.M.**; LEONI, G.B.; BOSCHETTI, E.; VERSIANI, M.A.; SILVA-SOUSA, Y.T.C.; PÉCORA, J.D.; SAQUY, P.C. Evaluation of the internal and external anatomy of mandibular premolars with radicular grooves. A micro-CT Study. In: Micro-CT User Meeting, 2014, Ostende. *Bruker MicroCT User Meeting 2014*, Abstract Book, v. 1, p. 289-295, 2014.
3. LEONI, G.B.; BRITO-JUNIOR, M.; GOMES, E.A.; **CHAVES, J.F.M.**; SILVA-SOUSA, Y.T.C.; SOUSA-NETO, M.D. Push-out of root canal filling using the material testing stage (MTS) inside a Micro-CT: preliminary observations. In: Micro-CT User Meeting, 2014, Ostende. *Bruker MicroCT User Meeting 2014*, Abstract Book, v. 1, p. 134-9, 2014.
4. SILVA-SOUSA, Y.T.C.; LEONI, G.B.; **CHAVES, J.F.M.**; CROZETA, B.M.; BARLETTA, F.B.; BARATTO-FILHO, F. Micro computed tomographic analysis of the effectiveness of reciprocating systems for removing filling material during root canal retreatment.. In: Micro-CT User Meeting, 2014, Ostende. *Bruker MicroCT User Meeting 2014*, Abstract Book, v. 1, p. 309-14, 2014.

Dedicatória

A **Deus**, todo poderoso, que ilumina o meu caminho, dá luz à minha vida e me abençoa diariamente com sabedoria, paciência e força de vontade!

Aos meus pais, **José Roberto Chaves e Tereza Emília Mazzi Chaves**, meus grandes exemplos, por todo amor, carinho e dedicação que me deram. Pela compreensão durante minhas ausências, e por sempre apoiar e incentivar meus estudos, se orgulhando das minhas conquistas. A vocês, eu dedico hoje, tudo o que conquistei.

Ao meu irmão, **Gabriel Mazzi Chaves**, meu refúgio e meu norte, por todo apoio, amor, companheirismo e confiança! Por sempre estar ao meu lado, me direcionando e dando todo o suporte necessário para concluir esta caminhada!

À minha namorada, **Elisa de Oliveira da Silva Gomes**, pelos melhores abraços e sorrisos, pela compreensão, incentivo e apoio em todos os momentos. Obrigado por me inspirar com seu profissionalismo e estar ao meu lado sempre com muito amor, carinho e amizade.

Gratidão!

Agradecimentos

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Manoel Damião de Sousa Neto**, pela orientação e iniciação na carreira científica e acadêmica, pelos ensinamentos e críticas que me fazem crescer constantemente. Por guiar meus passos nessa caminhada, acreditar nesse projeto e pela confiança que sempre depositou em mim! Por me inspirar, sendo fundamental para minha formação e crescimento pessoal e profissional. Minha eterna gratidão!

To my supervisor, **Prof^a. Dr^a. Reinhilde Jacobs**, for believing in this project, for the trust that has always placed in me, for shared knowledge, for guiding my steps in this research, always with respect. Also, for having provided the experience of the sandwich doctorate at OMFS IMPATH Research Group of Katholieke Universiteit Leuven, which was essential for this study. I am grateful for the important contribution not only to this study, but also to my professional and personal growth.

Ao **Prof. Dr. Jesus Djalma Pécora**, pelos conhecimentos enriquecedores, exemplo de pesquisador inventivo e perspicaz. Seu modo de ver a ciência e os mistérios da vida são motivadores. Admiração por seu trabalho, sabedoria e cultura.

Aos professores da disciplina de Endodontia, **Prof. Dr. Ricardo Gariba Silva**, **Prof. Dr. Antônio Miranda da Cruz Filho**, **Prof. Dr. Ricardo Novak Savioli**, **Izabel Froner** e **Prof. Dr. Luiz Pascoal Vansan**, e aos professores da disciplina de Dentistística, **Prof^a. Dr^a. Regina Guenka Palma Dibb** e **Prof^a. Dr^a. Aline Evangelista de Souza Gabriel**, pelo agradável convívio e pelos ensinamentos compartilhados.

À **Prof^a. Dr^a. Yara Teresinha Corrêa Silva Sousa**, coordenadora do programa de pós-graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto, pela cuidadosa revisão deste trabalho, pelos conhecimentos compartilhados, pela disponibilidade e por sempre me receber com muito carinho. E, em especial, juntamente com o **Prof. Dr. Manoel Damião de Sousa Neto** e a **Alice Corrêa Silva Sousa**, pela figura familiar, suporte emocional, pelo carinho e convívio social agradáveis, com o qual sempre me receberam em sua casa.

À querida amiga **Karla de Faria Vasconcelos**, pesquisadora associada ao OMFS IMPATH Research Group, a quem devo grande parte dos conhecimentos adquiridos durante a realização do doutorado sanduíche. Obrigado pela cuidadosa revisão e correção deste trabalho, por todo o carinho, amizade, companheirismo,

orientação, e conhecimento transmitidos a mim durante toda essa fase! Você foi essencial no desenvolvimento e conclusão deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Carlos Estrela**, pela oportunidade de compartilhar um pouco de sua sabedoria e de seus conhecimentos, me recebendo sempre com muita disponibilidade, carinho e atenção.

To **Prof. Dr. Paul Lambrechts**, for allowing the use of his laboratory research and provide conditions for this study was performed.

To **Dr. Wim Coucke**, for conducting the statistical analysis and interpretation of the results of this study.

Aos examinadores deste trabalho, **Karla de Faria Vasconcelos, Bernardo Camargo e Ana Ramos**, que com toda experiência, disponibilidade e atenção participaram da avaliação subjetiva de todas as imagens deste trabalho. Sem a colaboração e expertise de vocês este trabalho não teria sido realizado. Muito obrigado.

À **Profa. Dra. Christie Ramos Andrade Leite Panissi**, que me orientou na iniciação científica, acreditou no meu potencial, me despertou o senso científico e crítico, e me fez apaixonar pela pesquisa e docência.

Aos funcionários, **Reginaldo Santana, Débora Fernandes Costa Guedes, Luiza Godoi Pitol, Rosângela Angelini, Juliana Jendiroba Faraoni Romano, Patrícia Marchi, Frederico Augusto Farias, Maria Amália Viesti de Oliveira, Paulo Marcos Fazzio, Luciano Luiz Finco, Juliano Pratti Mercantil, Rafael Angelo Lascale Femineli, Maria Isabel Miguel, Isabel Cristina Sola e Mary Possani Carmessano**, pelo auxílio, e por sempre serem muito solícitos, atenciosos e disponíveis. Em especial ao funcionário **Carlos Feitosa dos Santos**, obrigado pela competência, presteza e amizade com os quais sempre me tratou no decorrer destes anos.

À minha querida amiga **Fabiane Carneiro Lopes**, que têm galgado ao meu lado desde a graduação. Obrigado por estar sempre presente, mesmo que de longe, em todos os momentos da minha vida. O seu profissionalismo, os conhecimentos e a

forma como conduz a vida, me inspiram diariamente a querer ser sempre melhor. Sou eternamente grato à nossa amizade. Obrigado por tudo!

To my **KU Leuven** and **OMFS-IMPATh Research Group friends and staffs**, for the support during research work, for the exchange of knowledge, for the new friendships gained and for the opportunity to get to know other cultures. In particular, to my friend **Ruben Pauwels**, for the help in the design and development of the methodology of this study. Without his effective collaboration, this study would not have been carried out.

Aos amigos da pós-graduação **Rodrigo Dantas Pereira, Bruno Monguilhott Crozeta, Isadora Mello Vilarinho Soares, Luis Eduardo Souza Flamini, Caroline Cristina Borges, Livia Bueno Campi, Jacy Ribeiro de Carvalho Júnior, Rafael Assis, Paulo André Yamin, Fabiana de Góes Paiola, Ariane Fernandez, Bárbara Braga Jobim, Isabela Lima de Mendonça, Alessandro Lamira, Amanda Buosi de Biagi, Fernanda Plategher, Juliana Arid, Carolina Noronha Ferraz de Arruda, Marília Bianchini Lemos Reis, Mônica Daniele Ribeiro Bastos, Glauce Crivelaro do Nascimento, Daniel Filizola, Fillipe Mendes Silva, Igor Petean, Kleber Carvalho, Larissa Ernesto, Patricia Escobar, Gabriela Gabilan Hadid, Vitor Luís Ribeiro, e Vicente Reinaldo Fretes**, pela convivência agradável e pela troca de experiências. Em especial à **Graziela Bianchi Leoni**, pelos conhecimentos compartilhados e apoio desde o início do mestrado, e que por sua dedicação e critério à pesquisa, me inspira em todos os trabalhos, e ao **Rafael Verardino de Camargo** e à **Thais Oliveira Alves**, que diariamente compartilham comigo as experiências profissionais e pessoais dentro e fora do Laboratório de Endodontia. Obrigado pela amizade!

À querida amiga **Renata Pereira Ramos**, pela colaboração, aprendizado e por todas as conversas e experiências trocadas durante toda a minha pós-graduação.

Às amigas **Danieli Moura Brasil** e **Patrícia Maquera Huacho**, por todos os ensinamentos e conhecimentos técnicos compartilhados. Pela companhia indispensável durante o doutorado sanduíche, que tornou essa caminhada mais leve.

Aos queridos amigos **Livia Corpas, Anne Oenning, Bernardo Camargo, Mariana Silveira, Rogério Caldas, Laura Nicolielo, Danilo Schneider, Isabela**

Basso e **Elena Bobbio** por todas as experiências compartilhadas, discussões sobre pesquisa e por todas as reuniões sociais vivenciadas durante o doutorado sanduíche. Com vocês, superar as dificuldades e a conclusão desse processo foi mais fácil. Obrigado por toda a amizade.

A todos os meus amigos da **84ª Turma de Odontologia da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP**, pela amizade e agradável convívio.

À secretária da pós-graduação **Mary Possani Carmessano**, obrigado pela competência e prestação de serviços!

A todos os meus **familiares e amigos**, que sempre me ajudaram e apoiaram, ajudando a vencer mais essa etapa da minha vida. Gratidão!

À **CAPES – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior**, pelo apoio financeiro durante toda minha trajetória na pós-graduação e pela bolsa do Programa de Doutorado Sanduíche no Exterior – PDSE outorgada.

À **Katholieke Universiteit Leuven**, pela oportunidade de poder usufruir da estrutura impecável de altíssimo nível que foi essencial para a realização deste trabalho e para o meu crescimento pessoal e profissional.

À **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto**, que desde a graduação me acolheu e, desde então, têm permitido o meu desenvolvimento crítico, científico, bem como meu crescimento pessoal e profissional.

*“Descobrir,
consiste em olhar
para o que todo mundo vê,
e pensar em uma coisa diferente.”*

Roger Von Oech Albert Szent Gyorgyi

Resumo

CHAVES, J.F.M. **Avaliação da expressão de artefatos de imagem gerados por materiais de alta densidade em tomografia computadorizada de feixe cônico, micro e nanotomografia computadorizadas.** 2018, 226p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2018.

Este estudo propôs avaliar a expressão dos artefatos de imagens causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios X (*Beam hardening*) nas imagens obtidas por tomografia computadorizada de feixe cônico, micro e nanotomografia computadorizadas com diferentes protocolos de escaneamento e reconstrução. Molares inferiores (n=12), foram escaneados por nanoCT, microCT e por 4 diferentes aparelhos de TCFC em protocolos de alta (HR) e baixa (NR) resolução: (1) 3D Accuitomo 170 (ACC), (2) NewTom VGi evo (New), ProMax 3D Max (Pro) e Pax-i3D Green Premium (Pax), após a obturação do sistema de canais radiculares (SCR). Para a padronização e registro das imagens obtidas com os diferentes aparelhos, utilizou-se o programa FIJI ImageJ. As imagens das reconstruções axiais, sagitais e coronais obtidas foram avaliadas qualitativamente em relação à presença de artefatos de imagem por três examinadores calibrados, por meio de atribuição dos seguintes escores, em relação aos tipos de artefatos de imagens causados pelo endurecimento dos feixes de raios X (estrias escuras, áreas hipodensas e distorção): (1) definitivamente ausente; (2) provavelmente ausente; (3) não estou certo; (4) provavelmente presente e (5) definitivamente presente, e sobre a possibilidade de uso das imagens para fins de diagnóstico em Endodontia: (0) Não e (1) Sim. Os dados qualitativos foram avaliados estatisticamente por meio do teste Fleiss' Kappa e os equipamentos foram comparados uns aos outros para cada tipo de reconstrução (axial, sagital e coronal) separadamente. Correção para a hipótese simultânea foi realizada de acordo com o teste de Šidák, com nível de probabilidade de 95%. A concordância inter-examinador evidenciou maior concordância para os protocolos New HR, Pax HR e Pro NR em relação à presença de estrias escuras, áreas hipodensas e distorção, respectivamente. Para a concordância intra-examinador, observou-se maior concordância para os protocolos em microCT para estrias escuras e Pax HR para áreas hipodensas e distorção. Em relação à presença de estrias escuras, observou-se maior expressão deste tipo de artefatos nos protocolos Pax NR (38%), Pax HR (34,3%) e Pro HR (3,7%). A presença de áreas hipodensas foi detectada em 100% das imagens obtidas nos protocolos Pax HR e em 99,1% dos protocolos Pax NR. Quando avaliada a distorção do material obturador, o teste Kappa evidenciou a maior distorção nos protocolos Pax HR e Pro NR (100%) e Pax NR e Pro HR (99,1%). Foi possível a utilização das imagens para fins de diagnóstico em Endodontia em 100% dos volumes adquiridos nos protocolos em nanoCT, microCT, ACC HR e New NR. Os protocolos de escaneamento com voxels de tamanhos reduzidos associados a elevados valores de kVp e mA e maior número de imagens bases, para dentes obturados, propiciaram a menor formação de artefatos metálicos causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios X, independentemente do equipamento avaliado. Ainda, os resultados do presente estudo, sugerem que diante da necessidade de diagnóstico em dentes com canais radiculares obturados, os protocolos clínicos de aquisição de imagens devem ser realizados nos equipamentos 3D Accuitomo 170 ou NewTom VGi evo.

Abstract

CHAVES, J.F.M. **Evaluation of the expression of image artifacts created by high-density materials in cone beam computed tomography, micro and nanocomputed tomographies.** 2018, 226p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2018.

This study evaluated the expression of image artifacts caused by the X-ray beam hardening phenomenon in images obtained by cone beam computed tomography, micro and nanocomputed tomographies, using different scanning and reconstruction protocols. Mandibular molars ($n = 12$) were scanned by nanoCT, microCT and by 4 different CBCT machines in high (HR) and normal (NR) resolution protocols: (1) 3D Accuitomo 170 (ACC), (2) NewTom VGi evo (New), ProMax 3D Max (Pro) and Pax-i3D Green Premium (Pax), after root canal filling. FIJI ImageJ software was used for standardization and recording of the images obtained with the different devices. The images of the axial, sagittal and coronal reconstructions were evaluated qualitatively by three calibrated examiners, through assignment of the following scores regarding the types of image artifacts caused by X-ray beam-hardening (dark streaks, hypodense areas and distortion): (1) definitely absent; (2) probably absent; (3) unsure; (4) probably present; and (5) definitely present. The scores used to evaluate the possibility of using the images for diagnostic purposes in Endodontics were: (0) No and (1) Yes. Qualitative data were statistically evaluated using the Fleiss' Kappa test and the devices were compared to each other for each type of reconstruction (axial, sagittal and coronal) separately. Correction for the simultaneous hypothesis was performed according to the Šidák test, with probability level of 95%. The inter-examiner agreement showed greater agreement for the New HR, Pax HR and Pro NR protocols in relation to the presence of dark streaks, hypodense areas and distortion, respectively. For intra-examiner agreement, greater agreement was found for the microCT protocols for dark streaks and Pax HR for hypodense areas and distortion. In relation to the presence of dark streaks, the Pax NR (38%), Pax HR (34.3%) and Pro HR (3.7%) protocols showed greater expression of this type of artifact. The presence of hypodense areas was detected in 100% of the images obtained in the Pax HR protocols and in 99.1% of those obtained in the Pax NR protocols. When evaluating root canal filling distortion, the Kappa test showed the highest distortion in the Pax HR and Pro NR (100%) and Pax NR and Pro HR (99.1%) protocols. It was also possible to use the images for endodontic diagnosis in 100% of the volumes acquired in the protocols in nanoCT, microCT, ACC HR and New NR. The scanning protocols with reduced sizes of voxels associated with high values of kVp and mA and increased number of two-dimensional projections, for filled teeth, results in the lowest expression of metallic artifacts caused by the X-ray beam hardening phenomenon, independently of the evaluated device. Furthermore, the results of the present study suggest that, in view of the need for diagnosis in teeth with root canal filling, the clinical protocols for image acquisition should be performed on the 3D Accuitomo 170 or NewTom VGi evo devices.

Sumário

SUMÁRIO

Introdução	41
Proposição	57
Materiais e métodos	61
Resultados	93
Discussão	129
Conclusões	151
Referências	155
Anexo	177
Apêndices	183

Introdução

O diagnóstico em Endodontia deve ser fundamentado nos dados obtidos a partir da anamnese e exame clínico, por meio da inspeção, palpação, percussão e teste de vitalidade pulpar (GUERRERO et al., 2006; SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006; PATEL et al., 2009a; PATEL et al., 2009b; PATEL; HORNER, 2009; PATEL et al., 2012; BRITTO-JÚNIOR et al., 2014; WEISSMAN et al., 2015; CELIKTEN et al., 2017; DUQUE et al., 2017; PATEL et al., 2017; RODRIGUEZ et al., 2017; BUENO; ESTRELA, 2018; LAMIRA, 2018) que, associados aos exames complementares por imagem, como a radiografia periapical (RP) e tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), fornecem informações essenciais a respeito dos dentes, sistema de canais radiculares e estruturas anatômicas adjacentes (COTTON et al., 2007; PATEL et al., 2007a; PATEL et al., 2007b; DURACK; PATEL, 2012; AMINOSHARIAE; KULILD; SYED, 2018; ESTRELA et al., 2018; LAMIRA, 2018; LO GIUDICE et al., 2018; TOLENTINO et al., 2018), auxiliando na determinação do prognóstico e elaboração do planejamento e protocolo de tratamento.

A radiografia periapical é o método de diagnóstico por imagem mais utilizado na prática clínica (WALTON et al., 2008; PATEL et al., 2009; PATEL et al., 2012; CELIKTEN et al., 2017; RODRIGUEZ et al., 2017) por ser uma técnica de baixo custo, fácil execução, e propiciar rápida obtenção e interpretação de resultados, com menor exposição do paciente à radiação (BENDER; SELTZER, 1961; SLOWEY, 1974; SOH; LOH; CHONG, 1993; PATEL et al., 2009a; TEWARY; LUZZO; HARTWELL, 2011; PATEL et al., 2012; PATEL et al., 2017; LAMIRA, 2018). Entretanto, por ser uma projeção de estruturas tridimensionais em duas dimensões, altura e largura (BUENO; ESTRELA, 2018), a radiografia periapical pode dificultar o diagnóstico clínico, impedindo a avaliação real da relação espacial entre dente e estruturas de suporte adjacentes (COTTI et al., 1999; WEBBE; MESSURA, 1999; NANCE et al., 2000;

COTTI; CAMPISI, 2004; PATEL et al., 2009a; PATEL et al., 2009b; CHENG et al., 2011; PATEL et al., 2012; PATEL et al., 2017, LAMIRA, 2018).

Além disso, esta modalidade de imagem apresenta distorção geométrica de forma e tamanho (ZACHARAKI et al., 2004; MOLANDER, 2004), gerando sobreposições que dificultam a visualização das estruturas anatômicas de interesse (LOFTHAG-HANSEN et al., 2007; LOW et al., 2008; MATHERNE et al., 2008; HASSAN et al., 2009; PATEL et al., 2009a; PATEL et al., 2009b; TSESIS et al., 2010; KAMBUROGLU et al., 2012; PATEL et al., 2012; FERNANDES et al., 2014; WEISSMAN et al., 2015; PATEL et al., 2017; PAWELS, 2018). Ainda, a falta de padronização de parâmetros como densidade e contraste durante a aquisição das imagens, dificulta o acompanhamento entre as diferentes etapas do tratamento endodôntico e a preservação dos casos (BENDER; SELTZER, 1961; BENDER, 1997; MOLANDER, 2004; ZACHARAKI et al., 2004; PATEL et al., 2009a; PATEL et al., 2009b; PETERS; PAQUÉ, 2011; PATEL et al., 2017; DOYLE et al., 2018).

O advento da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) aplicada à Odontologia, a partir dos aparatos pré-existentes para a tomografia computadorizada helicoidal (BROOKS, 1993; MOZZO et al., 1998; ARAI et al., 1999; PARKS, 2000; BUENO; ESTRELA, 2018; LAMIRA, 2018; PAUWELS, 2018), permitiu a realização de exames com menor custo de operação, menor exposição e dose de radiação a depender dos parâmetros selecionados (TSIKLAKIS et al., 2005; SCARFE; FARMAN, 2008; ESKANDARLOU et al., 2014; TOZOGLU ; CAKUR, 2014; VASCONCELOS et al., 2018). A adição da terceira dimensão, a profundidade (BUENO; ESTRELA, 2018), possibilita a análise tridimensional e elimina a sobreposição das estruturas anatômicas circundantes, fornecendo subsídios para se obter o diagnóstico (LOFTHAG et al., 2007; PATEL et al., 2007; LOW et al., 2008; MATHERNE et al., 2008; PATEL et al.,

2014; VENSKUTONIST et al., 2014a; VENSKUTONIST et al., 2014b; FAYAD et al., 2015; PATEL et al., 2017; BEACHAM et al., 2018; BUENO; ESTRELA, 2018; VASCONCELOS et al., 2018).

Atualmente, existem diversos modelos de tomógrafos computadorizados e especificações técnicas, com diferentes fabricantes e marcas comerciais (BUENO; ESTRELA, 2018). A obtenção de imagens de TCFC pode ser dividida basicamente em duas etapas: aquisição e reconstrução de imagem (SCARFE; FARMAN, 2008; SCARFE; TOGHYANI; AZEVEDO, 2018). A aquisição do volume da estrutura em imagens de TCFC é realizada com um ou múltiplos giros, a partir de dois componentes principais localizados em extremos opostos: um sensor e uma fonte de raios X, que emite radiação ionizante em forma de pirâmide ou cone, direcionada para o centro da área de interesse do exame (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006; SCARFE; FARMAN, 2008). A aquisição do volume tomográfico conta com uma sequência de projeções planas (de 150 a 1000 projeções bidimensionais), obtidas de acordo com o tamanho do campo de visão (FOV), com rotação variando entre 180° a 360° e com duração total de escaneamento de dez a setenta segundos, a depender da resolução selecionada (LOFTHAG et al., 2007; PATEL et al., 2007; LOW et al., 2008; MATHERNE et al., 2008; SCHULZE et al., 2011; PATEL et al., 2014; VENSKUTONIST et al., 2014a; VENSKUTONIST et al., 2014b; FAYAD et al., 2015; PATEL et al., 2017; BEACHAM et al., 2018; PAUWELS, 2018; SCARFE; TOGHYANI; AZEVEDO, 2018). Durante a aquisição do volume tomográfico, quatro fatores influenciam diretamente na obtenção da imagem final, a saber: miliamperagem (mA), quilovoltagem pico (kVp), campo de visão (FOV) e tamanho do voxel selecionado (MARET et al., 2012; SPIN-NETO et al., 2013; SPIN-NETO; GOTFREDSEN; WENZEL, 2013; VASCONCELOS et al., 2018).

A mA é definida pela quantidade de radiação emitida pela fonte em uma fração de segundo, tendo proporção de 1:1 em relação a exposição do paciente à radiação. Em termos de qualidade e resolução de imagem, quanto maior a mA, maior a quantidade de raios X absorvida no sensor, diminuindo assim o ruído da imagem (PAUWELS et al., 2015a; PAUWELS et al., 2015b; SCARFE; TOGHYANI; AZEVEDO, 2018). A quilovoltagem pico (kVp) está relacionada com a energia da fonte de raios X, sendo inversamente proporcional ao comprimento de onda emitido. Dessa forma, quanto maior a voltagem, menor o comprimento de onda e mais penetrante será o feixe de raios X. Assim, a alta kV também contribui para a redução do ruído da imagem (SCHULZE et al., 2011; PAUWELS et al., 2015a; PAUWELS et al., 2015b; SCARFE; TOGHYANI; AZEVEDO, 2018).

Os aparelhos de TCFC, atualmente disponíveis no mercado, operam com a potência entre 90 e 120 kVp, sendo que na tentativa de melhorar a qualidade da imagem, os aparelhos com menores valores de kVp, geralmente operam com mA alta, e vice-versa. A não padronização desses parâmetros, torna difícil uma combinação eficaz entre kVp e mA e, conseqüentemente, a escolha do melhor protocolo de escaneamento que forneça imagens de alta qualidade, com menor tempo de exposição e dose de radiação ao paciente (PAUWELS et al., 2015a; PAUWELS et al., 2015b; SCARFE; TOGHYANI; AZEVEDO, 2018).

Os equipamentos de TCFC ainda permitem selecionar a área de interesse a ser escaneada, através da escolha do campo de visão, do inglês "*Field of View*" (FOV), que pode variar dependendo das especificações técnicas de cada equipamento (SCARFE; FARMAN, 2008; PAUWELS et al., 2016; PATEL et al., 2017; BEACHAM et al., 2018; PAUWELS, 2018; SCARFE; TOGHYANI; AZEVEDO, 2018; VASCONCELOS et al., 2018). As dimensões do FOV dependem principalmente do

tamanho do sensor e da geometria de projeção do feixe do aparelho, sendo ajustado de acordo com a região de interesse a ser escaneada (QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b). Nos casos em que se utiliza FOVs maiores, pode-se perceber aumento na quantidade de dispersão dos raios X (PAUWELS et al., 2016), além disso, coincidem com maior divergência de feixe na borda do FOV, resultando em deterioração nas extremidades da imagem (SILTANEN et al., 2003). Em Endodontia, os protocolos clínicos sugerem o uso de FOVs com dimensões reduzidas, uma vez que permitem maior resolução e menor dose de radiação ao paciente (LOFTHAG et al., 2007; PATEL et al., 2007; LOW et al., 2008; MATHERNE et al., 2008; PATEL et al., 2014; VENSKUTONIST et al., 2014a; VENSKUTONIST et al., 2014b; FAYAD et al., 2015; PATEL et al., 2017; BEACHAM et al., 2018; VASCONCELOS et al., 2018).

O tamanho do *voxel* também se apresenta como fator determinante na definição e qualidade da imagem em TCFC (DAWOOD; PATEL; BROWN, 2009; MARET et al., 2014; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b). Definido como menor elemento da imagem tridimensional, o *voxel* tem influência na resolução espacial de imagem e no tempo de escaneamento e de reconstrução do volume tomográfico obtido durante o escaneamento (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006). Os valores de *voxel* isotrópico variam de acordo com as especificações técnicas de cada aparelho, podendo alcançar unidades entre 0,07 a 0,6 mm (KAMBUROGLU et al., 2011; MARET et al., 2012). Valores de *voxel* abaixo de 0,2 mm, associados a fatores como mAs e kVp, permitem a realização de exames com alto grau de detalhamento, necessários para avaliação do tratamento endodôntico, de patologias radiculares e periapicais, anquilose, reabsorções radiculares externa e interna, entre outras (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006; SCARFE; FARMAN, 2008; MARET et

al., 2012; SPIN-NETO et al., 2013; SPIN-NETO; GOTFREDSEN; WENZEL, 2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; MARET et al., 2014; PATEL et al., 2017; LAMIRA, 2018; PATEL et al., 2018; VASCONCELOS et al., 2018).

Uma importante vantagem da TCFC em relação a outros métodos de diagnóstico por imagem é a utilização de programas específicos, após a aquisição das imagens, para a reconstrução do volume tomográfico por meio de algoritmos, entre estes o algoritmo de *Feldkamp-Davis-Kress* (FDK) que permite transformar, através de reconstrução primária, uma série de projeções bidimensionais em volumes tridimensionais, para posteriormente realizar as reconstruções secundárias de acordo com as indicações e necessidades do tratamento a ser realizado (FELDKAMP; DAVIS; KRESS, 1984; BUENO et al., 2007; SCARFE; FARMAN, 2008; SCHULZE et al., 2011; BUENO; ESTRELA, 2018). Além disso, os programas permitem a navegação dinâmica e interativa de todo o volume da estrutura escaneada, bem como das reconstruções axiais, sagitais, coronais e parassagitais simultaneamente (EE et al., 2014; PATEL et al., 2014; FAYAD et al., 2015; CELIKTEN et al., 2017; PATEL et al., 2017; BEACHAM et al., 2018; DOYLE et al., 2018), por meio da magnificação de áreas de interesse, ajustes de cor, brilho, densidade e contraste das imagens, bem como a obtenção de dados quantitativos bi e tridimensionais, de comprimento, área, perímetro e volume, fornecendo subsídios para o diagnóstico e planejamento das diferentes etapas do tratamento endodôntico e posterior preservação (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006; SCARFE; FARMAN, 2008; DAWOOD; PATEL; BROWN, 2009; EE et al., 2014; PATEL et al., 2014; FAYAD et al., 2015; CELIKTEN et al., 2017; PATEL et al., 2017; BEACHAM et al., 2018; DOYLE et al., 2018; LAMIRA, 2018).

Entretanto, a TCFC apresenta algumas desvantagens, como o maior tempo de escaneamento e a maior dose de radiação, bem como a expressão de artefatos,

comparada à radiografia periapical (SOGUR et al., 2007; SCARFE; FARMAN, 2008; BUENO et al., 2011; PATEL et al., 2015a; PATEL et al., 2015b; WEISSMAN et al., 2015; PATEL et al., 2017; BEACHAM et al., 2018; DOYLE et al., 2018; LAMIRA, 2018).

Atualmente, a TCFC tem sido indicada e utilizada em Endodontia para diagnóstico e planejamento do tratamento, detecção de condições patológicas como fraturas e reabsorções (interna e externa), localização e extensão de lesões periapicais, avaliação de perfurações e investigação de raízes e canais adicionais (SZABO et al., 2012; DOMARK et al., 2013; MARCA et al., 2013; EE et al., 2014; ELNAGHY; ELSAKA, 2014; PATEL et al., 2014; RAJASEKHARAN et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; ESTRELA et al., 2015a; ESTRELA et al., 2015b; MICHETTI et al., 2015; SEIXAS et al., 2015; AAE, 2016; ESTRELA et al., 2016; PATEL et al., 2016; MAMEDE-NETO et al., 2017; ORDINOLA-ZAPATTA et al., 2017; BEACHMAN et al., 2018; MARTINS et al., 2018). Como em qualquer outra modalidade de exame imaginológico que utiliza radiação ionizante, a sua indicação deve ser devidamente justificada e os benefícios superiores aos potenciais danos, seguindo os princípios de ALADA (*“As low as diagnostically acceptable”* – tão baixo quanto diagnosticamente aceitável) (ICRP, 2007; PATEL et al., 2015; WEISSMAN et al., 2015; PATEL et al., 2017; VAÑÓ et al., 2017; BEACHAM et al., 2018; PAUWELS, 2018).

Paralelamente, as pesquisas laboratoriais têm utilizado os equipamentos de microtomografia computadorizada (microCT), conectados a computadores de alta performance e com utilização de programas específicos, como padrão de referência para avaliação da morfologia interna e externa de diferentes grupos dentais (BERGMANS et al., 2001; PETERS; PAQUÉ, 2011; VERSIANI; PÉCORA; SOUSA-NETO, 2011; VERSIANI; PÉCORA; SOUSA-NETO, 2012; VERSIANI et al., 2013a;

VERSIANI et al., 2013b; FRUCHI LDE et al., 2014; LEONI et al., 2014; FUMES et al., 2014; SOUZA-FLAMINI et al., 2014; VERSIANI et al., 2016; BOSCHETTI et al., 2017), do preparo biomecânico e da limpeza do sistema de canais radiculares (GERGI et al., 2014; RODIG et al., 2014; KELES et al., 2015; ALVES et al., 2016; DE SIQUEIRA ZUOLO et al., 2016; HELVACIOGLU et al., 2016; KELES et al., 2016; BRASIL et al., 2017; JARDINE et al., 2017; LEONI et al., 2017; VERSIANI et al., 2017; ZUOLO et al., 2017; NEELAKANTAN et al., 2018; SOUSA-NETO et al., 2018; VERSIANI et al., 2018), bem como da obturação do sistema de canais radiculares e protocolos de retratamento endodôntico (KELES et al., 2015; CROZETA et al., 2016; DE-DEUS et al., 2016; MONGUILHOTT CROZETA et al., 2016). A microCT fornece imagens de alta resolução, permite a rotação do espécime em 360°, inclinação e magnificação das áreas de interesse, bem como a utilização de cor, luz, textura e filtros para melhor caracterização do objeto escaneado (PLOTINO et al., 2006; ENDAL et al., 2011; VERMA; LOVE, 2011; VERSIANI et al., 2012; LEONI et al., 2014; SOUZA-FLAMINI et al., 2014; VERSIANI et al., 2017; SOUSA-NETO et al., 2018; VERSIANI et al., 2018), além de ser uma técnica reprodutível, não invasiva e não destrutiva (QUEIROZ et al., 2017; HUANG et al., 2017; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2017; LAMIRA, 2018).

A microtomografia computadorizada possibilita a reconstrução de estruturas *in vivo* e *ex vivo* com elevada resolução espacial em escala micrométrica (até 1 μm) (YU; TAM; SCHILDER, 2006; PETERS; PAQUÉ, 2011; VERSIANI, PÉCORA, SOUSA-NETO, 2011; VERSIANI; PÉCORA; SOUSA-NETO, 2012; VERSIANI, PÉCORA, SOUSA-NETO, 2013; LEONI et al., 2014; VERSIANI et al., 2018), para a obtenção de dados quantitativos e qualitativos, que tem trazido informações importantes, bem como servido de parâmetro para adoção de técnicas relevantes para a realização de tratamentos endodônticos mais previsíveis (VERSIANI; PÉCORA;

SOUSA-NETO, 2011; VERSIANI; PÉCORA; SOUSA-NETO, 2012; VERSIANI et al., 2013; LEONI et al., 2014; SOUZA-FLAMINI et al., 2014; ALVES et al., 2016; DE-DEUS et al., 2016; KELES et al., 2016; BRASIL et al., 2017; JARDINE et al., 2017; LEONI et al., 2017; VERSIANI et al., 2017; ZUOLO et al., 2017; NEELAKANTAN et al., 2018; VERSIANI et al., 2018).

Como evolução destes equipamentos, foi desenvolvida a nanotomografia computadorizada (nanoCT), que possibilita, assim como a microCT, a execução de técnica laboratorial reprodutível, não destrutiva e não invasiva, que gera imagens ultra-precisas usando uma fonte de raios X de nanofoco de alta potência e energia, com ponto focal de apenas alguns microns. A nanoCT pode alcançar resoluções espaciais superiores a 400 nm, tornando possível a avaliação em níveis celulares, excedendo a capacidade técnica da microCT, produzindo imagens de maior resolução e melhor relação sinal/ruído (WHITHERS, 2007; PARKINSON; SASOV, 2008; KHOURY et al., 2015; KAMPSCHULTE et al., 2016; HUANG et al., 2017).

Vale ressaltar que, embora a TCFC, a microCT e a nanoCT apresentem suas particularidades em relação às especificações técnicas, indicações e limitações de uso; a aquisição, obtenção e reconstrução dos volumes escaneados têm origem em um mesmo princípio físico, e se dão basicamente pela fonte de radiação X em forma de feixe cônico com energia polienergética, por um conjunto de detectores de radiação e sistema computacional, e a amostra a ser avaliada (ORHAN; VASCONCELOS; GAÊTA-ARAUJO, 2018; VERSIANI et al., 2018). Por ser de natureza polienergética, a radiação X pode conter vários comprimentos de onda, apresentando feixes de alta e baixa densidade, interferindo de forma considerável na sua penetração e atenuação relativa ao atravessar materiais de diferentes densidades (SCHULZE et al., 2011; PAWELS et al., 2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015;

LAMIRA, 2018; VASCONCELOS et al., 2018). Essa discrepância entre o coeficiente de atenuação relativo do objeto em análise e a atenuação real dada pelo detector, leva a formação de ruídos e artefatos, que influenciam diretamente no contraste e na qualidade final da imagem adquirida (SCHULZE et al., 2011; PAWELS et al., 2013; NAGARAJAPPA; DWIVEDI; TIWARI, 2015; ORHAN; VASCONCELOS; GAÊTA-ARAUJO, 2018; VASCONCELOS et al., 2018; VERSIANI et al., 2018).

Os artefatos de imagem podem ser definidos como estruturas presentes na imagem reconstruída, mas que não correspondem ao objeto real escaneado. São decorrentes da discrepância e formação de erros entre o processo matemático de reconstrução e o processo físico de aquisição da imagem (BARRET; KEAT, 2004; SCHULZE et al., 2011; PAWELS et al., 2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; LIKUBO et al., 2015; VASCONCELOS et al., 2015; HUANG et al., 2017; NAGARAJAPPA; DWIVEDI; TIWARI, 2015; CODARI et al., 2017; ORHAN; VASCONCELOS; GAÊTA-ARAUJO, 2018; VERSIANI et al., 2018). A formação dos artefatos pode estar relacionada a diversos fatores, tais como: natureza polieniérgica da fonte de radiação; ruído; fatores relacionados ao detector de imagem e ao processo de reconstrução e, ainda, aqueles relacionados à movimentação do paciente durante a realização do exame (SCHULZE et al., 2011; PAWELS et al., 2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; CODARI et al., 2017; ORHAN; VASCONCELOS; GAÊTA-ARAUJO, 2018; VERSIANI et al., 2018).

A radiação polieniérgica utilizada pelos aparelhos de TCFC, e por muitos aparelhos de microCT e nanoCT, levam à ocorrência do fenômeno de endurecimento dos feixes de raios X (*beam hardening*) quando materiais de elevado número atômico estão presentes no volume escaneado (SCARFE; FARMAN, 2008; SCHULZE et al., 2011; PAWELS et al., 2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al.,

2015; CODARI et al., 2017; ORHAN; VASCONCELOS; GAÊTA-ARAUJO, 2018; VASCONCELOS et al., 2018; VERSIANI et al., 2018).

O efeito de endurecimento dos feixes de raios X consiste na maior absorção pelo objeto escaneado dos feixes ou fótons de baixa energia (radiação suave), em relação aos fótons de alta energia (radiação dura). Assim, com a maior absorção dos fótons de baixa energia, a energia média dos fótons restantes aumenta ao longo de sua trajetória, tornando-o “mais duro” ou penetrante ao passar pelo objeto, levando ao endurecimento do feixe (BARRET; KEAT, 2004; HOLBERG et al., 2005; KOVACS et al., 2009; STOCK, 2009; SCHULZE et al., 2011; HAMBAL et al., 2012; PASSONI, 2013; PAWELS et al., 2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; CODARI et al., 2017; ORHAN; VASCONCELOS; GAÊTA-ARAUJO, 2018; VERSIANI et al., 2018).

Entretanto, cada fóton de raio X segue trajetória diferente até ser completamente absorvido pelo objeto, podendo assumir graus diferentes de endurecimento dos feixes, sendo identificados de acordo com a maior ou menor atenuação em cada pixel. Esse fenômeno é um dos grandes responsáveis pela não uniformidade dos níveis de cinza nas imagens, e consequente formação dos diferentes tipos de artefatos como estrias escuras (*dark streaks*), áreas hipodensas (*hypodense bands*) ou distorções (*volumetric distortion ou blooming*) (BARRET; KEAT, 2004; HOLBERG et al., 2005; KOVACS et al., 2009; STOCK, 2009; SCHULZE et al., 2011; DECÚRCIO et al., 2012; HAMBAL et al., 2012; HUNTER; MCDAVID, 2012; PASSONI, 2013; PAWELS et al., 2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; CODARI et al., 2017; ORHAN; VASCONCELOS; GAÊTA-ARAUJO, 2018; VASCONCELOS et al., 2018; VERSIANI et al., 2018).

Os artefatos em forma de estrias e áreas hipodensas têm a mesma origem, sendo as estrias escuras melhor visualizadas nas reconstruções axiais e as áreas hipodensas nas reconstruções sagitais e coronais. Ambas aparecem na região dos materiais de alta densidade presentes no volume escaneado devido ao efeito de endurecimento dos feixes de raios X e à radiação dispersa (SCHULZE et al. 2011; PASSONI, 2013; PAWELS et al., 2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; CODARI et al., 2017; ORHAN; VASCONCELOS; GAÊTA-ARAUJO, 2018; VERSIANI et al., 2018).

As estrias são identificadas por meio de raios que se iniciam geralmente a partir do material hiperdenso e seguem até a extremidade do FOV. Já as áreas hipodensas são caracterizadas pela presença de regiões escuras adjacentes ao material de alta densidade. Por outro lado, os artefatos de distorção apresentam superestimação do material de alta densidade tornando impossível a exata delimitação da sua forma original devido a ocorrência de distorção volumétrica (SCHULZE et al. 2011; DECÚRCIO et al., 2012; PASSONI, 2013; PAWELS et al., 2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; CODARI et al., 2017; ORHAN; VASCONCELOS; GAÊTA-ARAUJO, 2018; VERSIANI et al., 2018).

Assim, a presença de materiais obturadores no interior dos canais radiculares, contendo em sua composição substâncias de elevada densidade e número atômico como o bário ($Z=56$), bismuto ($Z=83$), tungstato de cálcio ($Z=74$), zircônio ($Z=40$) e zinco ($Z=30$) (BARRET; KREAT, 2004; VASCONCELOS et al., 2015; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018) são causadores de artefatos que comprometem negativamente o valor do diagnóstico clínico. Estes artefatos podem sugerir resultados inconclusivos e/ou incoerentes, como mimetizar ou direcionar para o diagnóstico de fraturas e perfurações (NAGARAJAPPA; DWIVEDI; TIWARI, 2015; CODARI et al., 2017; BUENO; ESTRELA, 2018; ORHAN; VASCONCELOS; GAÊTA-ARAUJO, 2018;

VASCONCELOS et al., 2018; VERSIANI et al., 2018), de variações anatômicas como canais acessórios e laterais (VIZZOTTO et al. 2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; LIKUBO et al., 2015; VASCONCELOS et al., 2015), bem como de sub ou sobreobturação, levando muitas vezes à realização de condutas terapêuticas inapropriadas ou até mesmo à extração do elemento dental (DRAENERT et al., 2007; COSTA et al., 2009, COSTA et al., 2012; HASSAN et al., 2012; MELO et al., 2013; VIZZOTTO et al. 2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; LIKUBO et al., 2015; NAGARAJAPPA; DWIVEDI; TIWARI, 2015; VASCONCELOS et al., 2015; CODARI et al., 2017; HUANG et al., 2017; BUENO; ESTRELA, 2018; ORHAN; VASCONCELOS; GAÊTA-ARAUJO, 2018; VASCONCELOS et al., 2018; VERSIANI et al., 2018).

Considerando que a TCFC deve ser um meio de diagnóstico por imagem indicado para planejamento do tratamento endodôntico, respeitando os princípios de ALADA, e que a ocorrência dos artefatos de imagens é inerente ao processo de escaneamento na presença de materiais de alta densidade, como os materiais obturadores dos canais radiculares, torna-se importante verificar, tendo a nanoCT como padrão de referência, como os diferentes tipos de artefatos causados pelo efeito de endurecimento dos feixes de raios X se expressam na microCT e na TCFC, com diferentes protocolos de escaneamento e especificações técnicas variadas.

Proposição

O objetivo do presente estudo foi avaliar como os artefatos causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios X (*Beam hardening*) se expressam nas imagens obtidas por microtomografia computadorizada (SkyScan microCT 1173) e tomografia computadorizada de feixe cônico (3D Accuitomo 170, NewTom VGi evo, ProMax 3D Max e Pax-i3D Green Premium), comparando diferentes protocolos de escaneamento e reconstrução, utilizando como padrão de referência a nanotomografia computadorizada (Phoenix NanoTom M).

Materiais e Métodos

Delineamento experimental

Para facilitar a compreensão da metodologia desenvolvida, os procedimentos experimentais foram organizados em 6 partes, a saber:

Parte 1. Seleção da amostra.

Parte 2. Preparo biomecânico e obturação do sistema de canais radiculares.

Parte 3. Aquisição das imagens utilizando o nanotomógrafo computadorizado (nanoCT) Phoenix NanoTom M (GE, Wunstorf, Alemanha), o microtomógrafo computadorizado (microCT) 1173 (SkyScan, Kontich, Bélgica) e quatro tomógrafos computadorizados de feixe cônico (TCFC): 1. 3D Accuitomo 170 (J. Morita Corporation, Kyoto, Japão), 2. NewTom VGi evo (NewTom, Verona, Itália), 3. ProMax 3D Max (Planmeca OY, Helsinki, Finlândia), e 4. Pax-i3D Green Premium (Vatech 3D Imaging Systems, Vatech, Gyeonggi, Coréia do Sul).

Parte 4. Registro das imagens de nanoCT, microCT e TCFCs.

Parte 5. Avaliação qualitativa e quantitativa das imagens de nanoCT, microCT e TCFC.

Parte 6. Análise estatística.

1. Seleção da amostra

Após aprovação do projeto de pesquisa do presente estudo pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - Universidade de São Paulo (FORP-USP), processo nº 80666517.2.0000.5419 (Anexo 1), foram obtidos, junto ao Biobanco de Dentes da FORP-USP, 60 primeiros e segundos molares inferiores recém extraídos por razões periodontais, mantidos em solução de timol a 0,1%.

Os dentes foram lavados em água corrente por 24 horas e, em seguida, tiveram sua superfície radicular externa limpa por meio de raspagem com ultrassom (Profi II Ceramic, Dabi Atlante Ltda, Ribeirão Preto, SP, Brasil). Os molares foram examinados macroscopicamente e radiografados pela técnica do paralelismo (Spectro 70X Eletronic, Dabi Atlante, Ribeirão Preto, São Paulo) nos sentidos orto e mesiorradial utilizando sensor digital (Fona CDRelite, Schick, DMM, Bandeirantes, PR, Brasil) com o objetivo de pré-selecionar dentes com raízes completamente formadas e canais sem calcificações, reabsorções ou trincas, e sem tratamento endodôntico prévio.

1.1. Exame microtomográfico preliminar

Os espécimes foram escaneados utilizando-se o microtomógrafo SkyScan modelo 1174 (SkyScan, Kontich, Bélgica) do Laboratório de Pesquisa em Endodontia do Departamento de Odontologia Restauradora da FORP-USP. Para isso, uma porção de cera (Cera 7, Lyzanda, São Paulo, SP, Brasil) foi adicionada à haste metálica giratória no interior do microtomógrafo e cada espécime foi individualmente fixado e posicionado de forma perpendicular à fonte de radiação, reduzindo assim, a possibilidade de movimentação do espécime durante o escaneamento (Figura 1). Em seguida, no programa de controle SkyScan 1174 v2, após a confirmação do posicionamento do espécime com auxílio da ferramenta *Video Image*, deu-se início ao escaneamento utilizando os parâmetros de 50 kVp, 800 mA, resolução isotrópica de 19,65 µm, 360° de rotação em torno do eixo vertical com passo de rotação de 1°, quantidade total de 2 quadros (*frames*), com filtro de alumínio de 0,5 mm de espessura e tempo de escaneamento de 40 minutos. As projeções bidimensionais das imagens geradas foram arquivadas no formato Tagged Image File (TIFF). Ao término do escaneamento, os dentes foram imersos em soro fisiológico e armazenados em estufa (37°C).

Figura 1. (A) Microtomógrafo SkyScan modelo 1174 (SkyScan, Kontich, Bélgica). **(B)** Posicionamento do espécime no interior da câmara do microtomógrafo.

A etapa seguinte consistiu na reconstrução das secções axiais a partir das projeções angulares, por meio do algoritmo de reconstrução de Feldkamp modificado, usando o programa NRecon v.1.6.6.0 (Buker-microCT, Kontich, Bélgica). Foi aplicada redução de artefatos em forma de anel (Ring Artifact) no valor de 10 (escala de 0-20), de endurecimento de feixe (Beam Hardening) no percentual de 30% (escala de 0-100%), de suavização (Smoothing) no valor de 2 (escala de 0-10). O histograma das imagens apresentou escala de contraste variando de 0,003 a 0,15. As secções axiais reconstruídas foram salvas em formato *Bitmap* (.bmp).

Após reconstrução das imagens, utilizando o programa DataViewer v.1.5.4.0 - 64bit (Bruker-microCT, Kontich, Bélgica), a amostra foi criteriosamente avaliada e foram selecionados 12 molares inferiores que apresentaram raízes livres de nódulos pulpaes, de reabsorção interna e com canais radiculares em forma de “C”, segundo a classificação de FAN et al. (2009).

Os dentes selecionados tiveram suas coroas seccionadas perpendicularmente ao seu longo eixo, sob refrigeração constante, com velocidade de 350 rpm e peso de 75 g, em máquina de corte de precisão Isomet 1000 (Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA). Os dentes foram identificados numericamente e armazenados

individualmente em recipientes de plástico contendo 1 mL de soro fisiológico, em estufa a 37°, por 72 horas, visando sua reidratação.

2. Preparo biomecânico e obturação do sistema de canais radiculares

Após a seleção da amostra, iniciou-se o preparo biomecânico dos canais radiculares no Laboratory of *Oral and Maxillofacial Surgery, Imaging and Pathology Center* (OMFS Impath), da Faculdade de Medicina da Universidade Católica de Leuven, Bélgica. Os canais radiculares foram irrigados com 2 mL de hipoclorito de sódio (NaOCl) 2,5% (Fisher Scientific Company, Ottawa, Ontário) com seringa plástica descartável (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, EUA) e agulha NaviTip de diâmetro 0,30 mm (Ultradent). Os canais radiculares foram explorados com limas tipo K #10 e #15 de aço inoxidável (Dentsply Sirona Endodontics, Ballaigues, Suíça) de forma passiva, até que a ponta coincidisse com o forame apical, alcançando o comprimento real dos dentes. Desta medida subtraiu-se 0,5 mm para o estabelecimento do comprimento de trabalho (CT).

O preparo biomecânico foi realizado pela técnica de instrumentação por movimento recíprocante com o instrumento Reciproc Blue R25 (25.08) (VDW GmbH, Munique, Alemanha) acoplado ao contra ângulo redutor X-Smart Plus 6:1 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) que, por sua vez, estava conectado ao motor elétrico X-Smart Plus (Dentsply Maillefer). Os canais foram preparados seguindo as recomendações do fabricante, e o instrumento foi usado de forma passiva, com movimentos de bicada e, a cada 3 avanços, foi retirado do canal e limpo com gaze, até atingir o CT. A cada retirada do instrumento, foi realizada irrigação com NaOCl 2,5%, aspiração e inundação dos canais com seringa plástica descartável e agulha NaviTip. Após a instrumentação, foi realizada a irrigação final com 2 mL de ácido etilenodiaminotetracético (EDTA) a 15% (Sigma Aldrich BVBA, Overijse, Bélgica).

Em seguida, um instrumento XP-endo Finisher (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Suíça), mantido no interior de um tubo plástico, foi adaptado ao contra-ângulo redutor X-Smart Plus 6:1 (Dentsply Maillefer) acoplado ao motor elétrico X-Smart Plus (Dentsply Maillefer). Ainda no interior do tubo plástico, o instrumento foi resfriado com spray refrigerante (Endo-Frost, Coltène/Whaledent S.A.R.L., Lezennes, França) e removido do tubo aplicando um movimento lateral em rotação. A rotação foi desligada e o instrumento foi introduzido no canal radicular previamente inundado com 0,5 mL de NaOCl 2,5%. A rotação foi acionada novamente (800 rpm; torque de 1 N.cm) e o instrumento foi utilizado com movimentos longitudinais suaves e de pequena amplitude (7-8 mm) até o comprimento total do canal durante 1 minuto. O instrumento XP-endo Finisher (FKG Dentaire) foi então removido do interior do canal radicular em rotação e a irrigação final dos canais foi realizada com 5 mL de NaOCl 2,5% (Fisher Scientific Company) por meio da técnica de irrigação convencional seringa/agulha. A secagem dos canais foi inicialmente realizada com cânula de aspiração Capillary Tip (Ultradent) seguido do uso de cones de papel absorvente R25 (Reciproc VDW).

Em seguida, para obturação dos canais radiculares, cones de guta percha R25 (Reciproc VDW) foram inseridos nos canais radiculares e sua adaptação no CT foi verificada por meio de radiografias digitais obtidas nos sentidos orto e mesiorradial para a realização da obturação pela técnica Híbrida de Tagger. O cimento obturador AH Plus (Dentsply De Trey, Konstanz, Alemanha) foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante e inserido no canal radicular com auxílio de lima tipo K #30 (Dentsply Sirona Endodontics), com movimentos de rotação no sentido anti-horário (SCHÄFER; KÖSTER; BÜRKLEIN, 2013) e o cone principal foi untado com cimento e introduzido com movimento circular e gradativo até o CT. Em seguida, cones

acessórios Fine-Medium (Dentsply Maillefer) foram inseridos nos canais radiculares e iniciou-se a termoplastificação da guta percha com condensador de McSpadden #30 (Dentsply Maillefer), percorrido até o terço médio do canal radicular, acionado em contra-ângulo (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil) em baixa rotação. Em seguida, foi realizada a condensação vertical com auxílio de condensador de Paiva Nº2 (Duflex, S.S. White 100, Rio de Janeiro, Brasil) a frio, com pressão leve e firme em direção apical por 5 segundos. A limpeza final da entrada do canal radicular foi realizada com esponja umedecida em álcool, e os espécimes foram selados com cimento obturador provisório Coltosol (Coltène/Whaledent S.A.R.L.). Em seguida, os espécimes foram armazenados individualmente em tubos eppendorf numerados, a 37°C e 100% de umidade, permanecendo nestas condições pelo período de três vezes o tempo de endurecimento do cimento fornecido pelo fabricante.

3. Aquisição das imagens por meio de nanoCT, microCT e TCFC

3.1. Escaneamento nanotomográfico

Após a obturação dos canais radiculares, os espécimes foram escaneados no Nanotomógrafo Computadorizado Phoenix NanoTom M (GE) (Figura 2) do Departamento de Engenharia de Materiais da Faculdade de Ciências da Engenharia da Universidade Católica de Leuven, Bélgica.

Figura 2. Aparelho de nanotomografia computadorizada Phoenix NanoTom M (GE, Wunstorf, Alemanha) do Departamento de Engenharia de Materiais da Faculdade de Ciências da Engenharia da Universidade Católica de Leuven, Bélgica.

Os espécimes foram removidos dos eppendorfes, e fixados no suporte metálico do nanoCT com auxílio de película de filme de parafina (Parafilm M, Bemis Company Inc) possibilitando sua perfeita adaptação ao suporte e evitando a movimentação da amostra durante o escaneamento.

Em seguida, iniciou-se o escaneamento com os parâmetros de 100 kV, 100 mA, resolução isotrópica de 4 μm , 360° de rotação em torno do eixo vertical com passo de rotação de 0,15° (*step rotation*), quantidade total de 6 quadros (*frames*), com distribuição de movimentos aleatórios de 40 (*random movement*), totalizando três horas e quinze minutos de escaneamento e geração de 2401 projeções bidimensionais para cada espécime (Anexo 2). Após o término do escaneamento, os espécimes foram novamente armazenados em estufa a 37° e 100% de umidade, visando a sua reidratação. As projeções bidimensionais das imagens geradas foram arquivadas no formato Tagged Image File (TIFF).

A partir das imagens adquiridas, as reconstruções axiais foram obtidas por meio do algoritmo de reconstrução de feixe cônico de Feldkamp modificado, usando o programa NRecon v 1.6.6.0 (Bruker - microCT). Para esta etapa, utilizou-se redução de artefatos em forma de anel (*Ring Artifact*) no valor de 3 (escala de 0-20), de endurecimento de feixe (*Beam Hardening*) no percentual de 30% (escala de 0-100%), de suavização (*Smoothing*) no valor de 3 (escala de 0-10). O histograma das imagens apresentou escala de contraste variando de 0,004 (valor mínimo) a 0,07 (valor máximo). As reconstruções axiais foram salvas em formato Joint Bitmap (.bmp).

3.2. Escaneamento microtomográfico

Os espécimes foram escaneados no Microtomógrafo Computadorizado 1172 (Bruker – microCT) (Figura 3) do Departamento de Engenharia de Materiais da Faculdade de Ciências da Engenharia da Universidade Católica de Leuven, Bélgica.

Figura 3. Aparelho de microtomografia computadorizada 1172 (Bruker – microCT, Kontich, Bélgica) do Departamento de Engenharia de Materiais da Faculdade de Ciências da Engenharia da Universidade Católica de Leuven, Bélgica

As amostras foram posicionadas individualmente, e fixadas ao suporte metálico giratório no interior do microtomógrafo com uma porção de cera (Boxing Wax, Kerr Corporation, Orange, Califórnia, EUA) perpendicular à fonte de radiação durante

o escaneamento. Após a confirmação do posicionamento do espécime, com auxílio da ferramenta Video Image, deu-se início ao escaneamento utilizando os parâmetros de 100 kV, 100 mA, resolução isotrópica de 13 μm , 360° de rotação em torno do eixo vertical com passo de rotação de 0,7°, quantidade total de 3 quadros (*frames*), com filtro de cobre e alumínio de 0,5 mm de espessura, com duração de 40 minutos (Anexo 2). As projeções bidimensionais das imagens geradas foram arquivadas no formato Tagged Image File (.tiff). Após a aquisição das imagens, os espécimes foram mantidos em tubos eppendorfs com soro fisiológico e armazenados em a 37°C.

Em seguida, a partir das 516 projeções bidimensionais obtidas após o escaneamento, deu-se início às reconstruções axiais por meio do algoritmo de reconstrução de feixe cônico de Feldkamp modificado, usando o programa NRecon v 1.6.6.0 (Bruker - microCT), aplicando uma redução de artefatos em forma de anel (*Ring Artifact*) no valor de 5 (escala de 0-20), de endurecimento de feixe (*Beam Hardening*) no percentual de 50% (escala de 0-100%), de suavização (*Smoothing*) no valor de 4 (escala de 0-10) O histograma das imagens apresentou escala de contraste variando de 0,004 (valor mínimo) a 0,07 (valor máximo). As secções axiais reconstruídas foram salvas em formato Joint Bitmap (.bmp).

3.3. Escaneamento tomográfico

Ao contrário dos escaneamentos anteriores nos quais as amostras foram posicionadas individualmente no equipamento, para o escaneamento em TCFC, as amostras foram fixadas em uma mandíbula humana macerada (Figura 4). Visando simular a atenuação dos tecidos moles durante o escaneamento em TCFC, a mandíbula foi revestida com mistura chamada Mix-D (OENNING et al., 2018),

composta por 304 g de parafina, 152 g de polietileno, 32 g de óxido de magnésio e 12 g de dióxido de titânio (Tabela I).

Tabela I. Apresentação da composição química com quantidades em gramas (g) para manipulação da mistura Mix-D (OENNING et al., 2018) utilizada para a simulação dos tecidos moles em mandíbula macerada.

Composição química	Quantidade (g)
Cera de parafina	304
Polietileno	152
Óxido de magnésio	32
Dióxido de titânio	12

O Mix-D foi preparado a partir da mistura seca do dióxido de titânio, óxido de magnésio e parafina em panela pré-aquecida. Após o derretimento completo da parafina, o polietileno foi adicionado à mistura. Essa massa tem ponto de derretimento de 105°, entretanto, a temperatura de manuseio deve ser ajustada em torno de 200° a 240°, que foi atingida após 20 minutos do início da manipulação. Ao atingir este ponto, a mistura foi aplicada em finas camadas em toda a região interna e externa da mandíbula humana macerada. Levando em consideração a contração instantânea de 10% da massa do material (OENNING et al., 2018), a espessura final do Mix-D na mandíbula foi aproximadamente de 2 cm (Figura 4).

Figura 4. Mandíbula humana macerada recoberta com a mistura Mix-D para simulação da atenuação dos tecidos moles durante o escaneamento em TCFC.

Após o revestimento da mandíbula humana com Mix-D, os espécimes foram posicionados individualmente dentro de alvéolos artificialmente alargados. Assim, para a aquisição das imagens em TCFC, os espécimes foram escaneados utilizando-se os tomógrafos da Clínica de Imaginologia Oral da Faculdade de Medicina e Odontologia da Universidade Católica de Leuven, Bélgica: 1. 3D Accuitomo 170 (J. Morita Corporation - Kyoto - Japão), 2. NewTom VGi evo (NewTom, Verona, Itália), 3. Planmeca ProMax 3D Max (Planmeca OY, Helsinki, Finlândia) e 4. Pax- i3D Green Premium (Vatech 3D Imaging Systems, Vatech, Gyeonggi, Coréia do Sul). Os parâmetros de escaneamento foram padronizados (Tabela II, Anexo 2), sendo utilizados dois protocolos de escaneamento: em “alta resolução (High Resolution - HR)” e em “resolução padrão (*Normal Resolution - NR*)”.

Os protocolos utilizados para cada equipamento estão descritos a seguir:

1. *Alta resolução (High resolution - HR):*

- 1.1 *3D Accuitomo 170 (Acc):* campo de visão de 4 x 4 cm, corrente elétrica de 5 mA, voltagem elétrica de 90 kVp, voxel isotrópico de 0,08 mm³, sem uso de filtro pré-determinado.
- 1.2 *NewTom VGi evo (New):* campo de visão de 5 x 5 cm, corrente elétrica de 3 mA, voltagem elétrica de 110 kVp, voxel isotrópico de 0,15 mm³, sem uso de filtro pré-determinado.
- 1.3 *ProMax 3D Max (Pro):* campo de visão de 5 x 5 cm, corrente elétrica de 12 mA, voltagem elétrica de 96 kVp, voxel isotrópico de 0,075 mm³, sem uso de filtro pré-determinado.
- 1.4 *Pax- i3D Green Premium (Pax):* campo de visão de 8 x 8 cm, corrente elétrica de 6 mA, voltagem elétrica de 108 kVp, voxel isotrópico de 0,12 mm³, sem uso de filtro pré-determinado.

2. *Resolução padrão (Normal resolution - NR):*

- 2.1 *3D Accuitomo 170 (Acc):* campo de visão de 4 x 4 cm, corrente elétrica de 5 mA, voltagem elétrica de 90 kVp, voxel isotrópico de 0,08 mm³, sem uso de filtro pré-determinado.
- 2.2 *NewTom VGi evo (New):* campo de visão de 5 x 5 cm, corrente elétrica de 3 mA, voltagem elétrica de 110 kVp, voxel isotrópico de 0,3 mm³, sem uso de filtro pré-determinado.
- 2.3 *ProMax 3D Max (Pro):* campo de visão de 5 x 5 cm, corrente elétrica de 5 mA, voltagem elétrica de 96 kVp, voxel isotrópico de 0,2 mm³, sem uso de filtro pré-determinado.

Pax- i3D Green Premium (Pax): campo de visão de 8 x 8 cm, corrente elétrica de 4 mA, voltagem elétrica de 80 kVp, voxel isotrópico de 0,12 mm³, sem uso de filtro pré-determinado.

Tabela II. Tabela descritiva dos protocolos de escaneamento utilizados para aquisição das imagens em nanoCT, microCT e tomógrafos computadorizados de feixe cônico.

	NanoCT	MicroCT	3D Accuitomo 170		NewTom VGi evo		ProMax 3D Max		Pax- i3D Green Premium	
Campo de visão	-	-	4x4 cm		5x5 cm		5x5 cm		8x8 cm	
Corrente	100 mA	100 mA	5 mA		3 mA		12 mA	5 mA	6 mA	4 mA
Voltagem	100 kVp	100 kVp	90 kVp		110 kVp		96 kVp		108 kVp	80 kVp
Voxel isotrópico	4 μm	13 μm	0,08 mm ³		0,10 mm ³	0,20 mm ³	0,075 mm ³	0,2 mm ³	0,12 mm ³	
Tempo de exposição	11700 s	9000 s	30,8 s	17,5 s	12 s	5 s	15 s	12 s	11 s	
Filtro	Cu 0,1 mm	CuAl 0,5mm	-		-		-		-	
Passo de rotação	0,15°	0,5°	-		-		-		-	
Rotação	360°	360°	360°	180°	360°	180°	270°	180°	360°	360°
Projeções bidimensionais	2401	516	924	525	335	167	774	291	667	
Produto dose - área	-	-	7,06 mGy.cm ²	4,02 mGy.cm ²	1,48 mGy.cm ²	0,90 mGy.cm ²	11,54 mGy.cm ²	4,15 mGy.cm ²	5,69 mGy.cm ²	2,11 mGy.cm ²
Produto miliamperagem - tempo			154 mAs	87,5 mAs	36 mAs	15 mAs	180 mAs	60 mAs	66 mAs	44 mAs
Protocolo	HR	HR	HR	NR	HR	NR	HR	NR	HR	NR

4. Registro das imagens de nanoCT, microCT e TCFC.

4.1. Pré-registro das imagens

Antes do registro, várias etapas de processamento foram realizadas usando o programa FIJI ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, MD, EUA) (SCHINDELIN et al. 2012). A sequência de macros personalizadas foram escritas para automatizar o processo, exceto pela seleção manual da região de interesse (ROI) contendo a área total do canal radicular e raiz em questão.

Para aquisições obtidas por meio de nanoCT e microCT, a sequência de macros consistiu, como primeiro passo, em determinar, no conjunto de imagens, a região de interesse (ROI) e, em seguida, realizar a calibração do novo conjunto de imagens contendo a região de interesse com um tamanho de voxel isotrópico de 4 μm para nanoCT e de 13 μm para o microCT. Após a calibração, o conjunto de imagens foi salvo como um arquivo único em formato .dicom (Figura 5).

Figura 5. Programa ImageJ com a sequência de macros utilizada para o pré-registro das imagens de microCT e nanoCT.

Para as aquisições obtidas por meio de TCFC, a sequência de macros consistiu em, antes da determinação da região de interesse (ROI), a rotação da imagem para os 90° mais próximos, correspondente à imagem de nanoCT e microCT daquela mesma amostra, sendo determinada visualmente pelo operador. Em seguida, determinou-se a região de interesse (ROI) das imagens obtidas nos diferentes TCFCs. Nesse momento, além de selecionar as reconstruções axiais, o operador também determinou a primeira e a última fatia contendo o dente. Assim, apenas as fatias correspondentes ao dente foram incluídas, para evitar o consumo excessivo de memória e também para facilitar a busca dos pontos de sobreposição durante o registro (Figura 6).

Destaca-se que, para todos os escaneamentos de TCFC NewTom VGi evo e 3D Accuitomo 170, a sequência de imagens foram rotacionadas e invertidas transversalmente para corresponder à mesma posição das imagens obtidas em nanoCT e microCT. Essa informação era reconhecida automaticamente para cada escaneamento, através de uma macro que identificava o fabricante dos aparelhos através da respectiva identificação em .dicom.

Posteriormente, a fim de permitir a comparação entre os diferentes equipamentos e protocolos de escaneamento, por meio de interpolação bilinear, a reamostragem e a modificação do tamanho do voxel isotrópico dos escaneamentos em TCFC foi realizada, tornando tais imagens com mesmo tamanho de voxel isotrópico das imagens obtidas em microCT. Em seguida, o conjunto de imagens foi salvo também como um arquivo único em formato .dicom.

Figura 6. Programa FIJI ImageJ com a sequência de macros utilizada para o pré-registro das imagens de TCFC.

4.2. Registro das imagens

Todos os registros foram realizados com o programa Elastix (<http://elastix.isi.uu.nl/>, University Medical Center Utrecht e colaboradores) (KLEIN et al., 2010), que é parcialmente baseado no ITK (Insight Segmentation and Registration Toolkit). Um registro de resolução múltipla foi realizado com base na métrica de informações mútuas, com os escaneamentos de nanoCT como a imagem de referência e os escaneamentos de TCFC como a imagem "em movimento". A transformação da imagem registrada era rígida, implicando que somente a translação e a rotação da imagem foram possíveis (sem alteração de escalas, que foram realizadas durante o pré-registro, ou outras deformações). As imagens alinhadas das TCFCs foram salvas no formato .dicom e convertidas em .bmp para posterior análise.

5. Avaliação qualitativa e quantitativa das imagens de nanoCT, microCT e TCFC.

A avaliação quali-quantitativa foi realizada por 3 examinadores calibrados, sendo um endodontista e dois radiologistas, com experiência em análise de imagens de nanoCT, microCT e TCFC, considerando-se: tipos de artefatos (estrias escuras, áreas hipodensas e distorção), protocolos de escaneamento (alta e normal resolução) e reconstruções (axial, sagital e coronal).

Para a avaliação através do programa ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, MD, EUA), selecionaram-se 36 reconstruções axiais, sagitais e coronais, de todas as amostras de nanoCT, microCT e dos quatro TCFCs avaliados, levando em consideração os dois protocolos de aquisição, totalizando 360 imagens a serem avaliadas, respeitando a mesma posição para cada corte de todas os equipamentos analisados.

Em seguida, os cortes foram agrupados de acordo com as reconstruções em: 1. Vista axial, 2. Vista sagital e 3. Vista coronal, e dispostos de forma aleatória em diferentes slides no PowerPoint (Microsoft, Seattle, USA), constituindo um banco de imagens para posterior avaliação em cego. Um programa de computador (<https://www.random.org/lists>) foi utilizado para gerar uma sequência randomizada das imagens de cada amostra, que posteriormente foram apresentadas na mesma tela, por meio do PowerPoint (Microsoft) (Figuras 7 - 9).

Figura 7. Tela com a sequência das reconstruções axiais após a randomização das imagens de acordo com os equipamentos (nanoCT, microCT e TCFCs). As letras maiúsculas sobre as imagens serviram de guia para o examinador durante o processo de avaliação, bem como para a determinação de cada equipamento e protocolo durante a análise estatística.

Figura 8. Tela com a sequência das reconstruções sagitais após a randomização das imagens de acordo com os equipamentos (nanoCT, microCT e TCFCs). As letras maiúsculas sobre as imagens serviram de guia para o examinador durante o processo de avaliação, bem como para a determinação de cada equipamento e protocolo durante a análise estatística.

Figura 9. Tela com a sequência das reconstruções coronais após a randomização das imagens de acordo com os equipamentos (nanoCT, microCT e TCFCs). As letras maiúsculas sobre as imagens serviram de guia para o examinador durante o processo de avaliação, bem como para a determinação de cada equipamento e protocolo durante a análise estatística.

A calibração e avaliação quali-quantitativa foram realizadas no *Laboratory of Oral and Maxillofacial Surgery, Imaging and Pathology Center* (OMFS Impath) da Faculdade de Medicina da Universidade Católica de Leuven, Bélgica, utilizando-se dois monitores Barco Eonis 22" (Barco NV Company research & investing information, Kortrijk, Bélgica) com resolução de tela de 1920 x 1080. Durante o processo de calibração, a definição e exemplos de cada parâmetro a serem avaliados foram apresentados aos examinadores, bem como as instruções das pontuações a serem atribuídas para cada parâmetro (Figura 10) e informações sobre o preenchimento da ficha de avaliação (Anexo 3).

Os examinadores realizaram a análise qualitativa de forma independente, em duas sessões, com 15 dias de intervalo, em sala escura e livre de ruídos sonoros, para avaliação da concordância intra e inter-examinadores. Durante todas as sessões de avaliação, foram disponibilizados aos examinadores as imagens dos critérios e escores a serem avaliados (Figura 10). A avaliação foi realizada em etapas, com intervalos onde as luzes do ambiente eram acesas para permitir um descanso visual dos avaliadores. Após 20 minutos aproximadamente, as avaliações eram reiniciadas, com o intuito de não prejudicar os resultados das análises.

Critérios para avaliação qualitativa

Estrias escuras

- 1 – Definitivamente ausente
- 2 – Provavelmente ausente
- 3 – Não tenho certeza
- 4 – Provavelmente presente
- 5 – Definitivamente presente

Ausente

Presente

Áreas hipodensas

- 1 – Definitivamente ausente
- 2 – Provavelmente ausente
- 3 – Não tenho certeza
- 4 – Provavelmente presente
- 5 – Definitivamente presente

Ausente

Presente

Distorção

- 1 – Definitivamente ausente
- 2 – Provavelmente ausente
- 3 – Não tenho certeza
- 4 – Provavelmente presente
- 5 – Definitivamente presente

Ausente

Presente

Você acredita que esta imagem ainda pode ser útil para o diagnóstico endodôntico?

Sim

Não

- 0 – Não
- 1 – Sim

Quão confiante você está a respeito da sua resposta?

- 0
- 1
- 2
- 3
- 4
- 5

Não estou
confidente

Extremamente
confidente

Figura 10. Critérios definidos para avaliação qualitativa, com exemplos representando os tipos de artefatos gerados por materiais de alta densidade no interior do sistema de canais radiculares, e respectivos escores.

O ajuste de brilho e contraste das imagens foram realizados de acordo com os avaliadores, para permitir a melhor visualização dos tipos de artefatos gerados pelo fenômeno de endurecimento do feixe de raios X e radiação dispersa devido à presença de material de alta densidade (material obturador) no interior do sistema de canais radiculares (SCHULZE et al., 2011; VASCONCELOS et al., 2015). Os artefatos avaliados foram:

1. *Estrias escuras*: Caracterizadas pela presença de linhas escuras evidenciadas claramente nas reconstruções axiais (Figura 11);

Figura 11. Artefato em forma de estrias escuras, causadas pelo fenômeno de endurecimento do feixe de raios X e pela radiação dispersa, devido à presença de materiais de alta densidade (material obturador) no interior do sistema de canais radiculares. As setas vermelhas indicam as estrias escuras em imagem de TCFC, que podem ser evidenciadas principalmente nas reconstruções axiais.

2. *Áreas hipodensas*: Caracterizadas pela presença de áreas ou bandas escuras adjacentes ao material de alta densidade (material obturador), (Figura 12);

Figura 12. Artefato em forma de áreas hipodensas, causadas pelo fenômeno de endurecimento do feixe de raios X e pela radiação dispersa, devido à presença de materiais de alta densidade (material obturador) no interior do sistema de canais radiculares. A seta vermelha indica área ou banda hipodensa adjacente ao material de alta densidade em imagem de TCFC, que pode ser evidenciada principalmente nas reconstruções sagitais e coronais.

3. *Distorção*: Caracterizada pela distorção do volume do material de elevada densidade, também denominado “*blooming artifact*”. Este tipo de artefato pode ser observado em todas as reconstruções (Figura 13);

Figura 13. Artefato de distorção do volume do material intracanal de elevada densidade, também denominado “*blooming artifact*”. O pontilhado em vermelho mostra o volume original do material obturador e o pontilhado em preto mostra a presença do artefato em forma de distorção, aumentando a área do material obturador em relação ao original.

Os examinadores foram orientados a classificar a presença e os tipos de artefatos gerados em todas as imagens, utilizando os seguintes escores: 1. Artefato definitivamente ausente; 2. Artefato provavelmente ausente; 3. Não tenho certeza; 4. Artefato provavelmente presente e 5. Artefato definitivamente presente (Tabela III).

Tabela III. Escores utilizados pelos examinadores para classificação dos artefatos: estrias escuras, áreas hipodensas e distorção.

1. Artefato definitivamente ausente
2. Artefato provavelmente ausente
3. Não tenho certeza
4. Artefato provavelmente presente
5. Artefato definitivamente presente

As imagens também foram julgadas quanto à qualidade para fins de diagnóstico endodôntico:

4. *Possibilidade de uso das imagens para o diagnóstico endodôntico:* Após a avaliação dos artefatos, os examinadores avaliaram a possibilidade do uso das imagens para fins de diagnóstico. Esse parâmetro de avaliação refere-se à qualidade da imagem em uma visão geral, para fins de diagnóstico em Endodontia, no que diz respeito à possibilidade de se observar fraturas, trincas, perfurações, reabsorções interna e externa, áreas não obturadas no interior dos canais radiculares, presença de instrumentos fraturados, bem como sobre ou subobturação (Figura 14). Ainda, neste quesito, os avaliadores eram orientados a responder sobre o “Quão confiantes eles estavam a respeito da sua resposta”, graduando o nível de confiança da sua própria resposta. Os valores variaram entre 0 e 5, onde 0 seria não-confiante e 5 extremamente confiante (Figura 14).

Figura 14. Parâmetros de avaliação utilizados pelos examinadores para a possibilidade de uso dessas imagens para fins de diagnóstico endodôntico, bem como para o nível de confiança da sua própria resposta.

Para a possibilidade do uso das imagens para fins de diagnóstico endodôntico, os escores utilizados foram: 0. Não e 1. Sim (Tabela IV).

Tabela IV. Escores utilizados para avaliação da possibilidade de utilização das imagens para fins de diagnóstico endodôntico.

0. Não
1. Sim

Para o nível de confiança, os escores variaram entre 0 e 5, em que 0 seria não-confiante e 5 extremamente confiante (Figura 15).

Figura 15. Escores utilizados para avaliação do nível de confiança em relação à possibilidade de utilização da imagem na realização do diagnóstico endodôntico.

6. Análise estatística.

Os valores de Fleiss' Kappa foram calculados para cada parâmetro, equipamento e tipo de reconstrução (axial, sagital e coronal) separadamente, e comparados entre equipamentos para cada combinação de parâmetro e tipo de reconstrução por meio de um *bootstrap* não paramétrico de 1000 vezes (FLEISS et al., 2003).

As avaliações da probabilidade da ocorrência de artefatos foram consideradas tomando-se todos os agrupamentos relevantes da classe de ocorrência

(definitivamente ausentes <-> provavelmente ausentes ou piores, definitivamente ou provavelmente ausente <-> inseguro ou pior, definitivamente ou provavelmente ausente ou inseguro <-> provavelmente presente ou pior e definitivamente ou provavelmente ausente ou inseguro ou provavelmente presente <-> definitivamente presente).

Para cada agrupamento, um modelo misto linear generalizado para respostas binárias com um *link logit* foi construído com o observador como fator aleatório, e equipamentos e tipos de reconstruções como fatores fixos cruzados. Os equipamentos foram comparados uns aos outros para cada tipo de reconstrução (axial, sagital e coronal) separadamente e uma correção para a hipótese simultânea foi realizada de acordo com o teste de Šidák. Além disso, as comparações foram realizadas com nível de significância de 0,05 para cada tipo de reconstrução (axial, sagital e coronal) separadamente. Os testes estatísticos foram realizados no programa SAS 9.1 (SAS, Cary, NC, EUA), sendo o nível de probabilidade fixado em 95%.

Resultados

Avaliação da concordância inter-examinador

Os resultados do teste de Fleiss' Kappa para a concordância inter-examinadores de acordo com os tipos de artefatos (estrias escuras, áreas hipodensas e distorção), protocolos (alta e normal resolução) e reconstruções (axial, sagital e coronal) estão apresentados nas Tabelas V a IX. Em relação aos artefatos do tipo estrias escuras, quando avaliado o tipo de equipamento, foi possível observar maior concordância inter-examinadores para as imagens avaliadas no tomógrafo computadorizado New HR, Pax HR e NR ($p < 0,05$), sem diferença estatística entre as reconstruções axiais, sagitais e coronais ($p > 0,05$) (Tabela V).

Tabela V. Resultados do teste de Fleiss' Kappa para a concordância inter-examinadores em relação ao artefato do tipo estrias escuras para comparação entre protocolos e reconstruções.

Protocolos	Reconstruções		
	Axial	Coronal	Sagital
NanoCT Phoenix NanoTom M	0,69	0,58	0,28
MicroCT 1173	0,29	1,00	-0,04
3D Accuitomo 170 HR	0,07	-0,03	1,00
3D Accuitomo 170 NR	0,18	-0,06	0,16
NewTom VGi evo HR	0,12	1,00	1,00
NewTom VGi evo NR	0,28	1,00	-0,03
ProMax 3D Max HR	0,16	-0,09	0,04
ProMax 3D Max NR	0,12	0,05	0,40
Pax-i3D Green Premium HR	1,00	0,24	0,18
Pax-i3D Green Premium NR	1,00	0,03	0,08

*nanoCT: nanotomógrafo computadorizado; microCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accuitomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Promeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão.

Quando avaliadas as reconstruções, observou-se maior concordância inter-examinadores para os cortes axiais na avaliação das estrias escuras quando comparado aos cortes sagitais e coronais ($p < 0,05$) (Tabela VI).

Tabela VI. Resultados do teste de Fleiss' Kappa (diferença e valor de p) para a comparação da concordância inter-examinadores entre protocolos e reconstruções em relação aos tipos de artefatos avaliados e a possibilidade de uso das imagens para o diagnóstico endodôntico.

Reconstruções	Protocolos	Estrias escuras		Áreas hipodensas		Distorção		Diagnóstico	
		Odds ratio	p	Odds ratio	p	Odds ratio	p	Odds ratio	p
Axial	Acc HR-Acc NR	-0,11	1,00	-0,17	1,00	0,09	1,00	1,09	0,00
Axial	Acc HR-MicroCT	-0,22	1,00	-0,05	1,00	-0,32	1,00	0,00	1,00
Axial	Acc HR-NanoCT	-0,63	0,53	-0,04	1,00	-0,09	1,00	0,00	1,00
Axial	Acc HR-New HR	-0,05	1,00	-0,16	1,00	0,12	1,00	0,00	1,00
Axial	Acc HR-New NR	-0,21	1,00	-0,13	1,00	-0,33	1,00	0,93	0,00
Axial	Acc HR-Pro HR	-0,09	1,00	-0,27	1,00	-0,09	1,00	0,56	0,71
Axial	Acc HR-Pro NR	-0,05	1,00	-0,24	1,00	-1,12	0,00	0,00	1,00
Axial	Acc HR-Pax HR	0,10	1,00	-0,95	0,00	-1,12	0,00	0,00	1,00
Axial	Acc HR-Pax NR	-0,93	0,00	-0,95	0,00	-1,12	0,00	0,00	1,00
Axial	Acc NR-MicroCT	-0,11	1,00	0,12	1,00	-0,41	0,99	-1,09	0,00
Axial	Acc NR-NanoCT	-0,52	0,99	0,12	1,00	-0,18	1,00	-1,09	0,00
Axial	Acc NR-New HR	0,06	1,00	0,00	1,00	0,03	1,00	-1,09	0,00
Axial	Acc NR-New NR	-0,10	1,00	0,04	1,00	-0,42	1,00	-0,16	1,00
Axial	Acc NR-Pro HR	0,02	1,00	-0,11	1,00	-0,18	1,00	-0,53	1,00
Axial	Acc NR-Pro NR	0,06	1,00	-0,08	1,00	-1,20	0,00	-1,09	0,00
Axial	Acc NR-Pax HR	0,21	1,00	-0,79	0,09	-1,20	0,00	-1,09	0,00
Axial	Acc NR-Pax NR	-0,82	0,01	-0,79	0,09	-1,20	0,00	-1,09	0,00
Axial	MicroCT-NanoCT	-0,41	1,00	0,01	1,00	0,24	1,00	0,00	1,00
Axial	MicroCT-New HR	0,16	1,00	-0,11	1,00	0,44	0,91	0,00	1,00
Axial	MicroCT-New NR	0,01	1,00	-0,08	1,00	-0,01	1,00	0,93	0,00
Axial	MicroCT-Pro HR	0,13	1,00	-0,22	1,00	0,24	1,00	0,56	0,71
Axial	MicroCT-Pro NR	0,17	1,00	-0,19	1,00	-0,79	0,00	0,00	1,00
Axial	MicroCT-Pax HR	0,32	1,00	-0,90	0,00	-0,79	0,00	0,00	1,00
Axial	MicroCT-Pax NR	-0,71	0,99	-0,90	0,00	-0,79	0,00	0,00	1,00
Axial	NanoCT-New HR	0,57	0,70	-0,12	1,00	0,20	1,00	0,00	1,00
Axial	NanoCT-New NR	0,42	1,00	-0,09	1,00	-0,25	1,00	0,93	0,00
Axial	NanoCT-Pro HR	0,54	0,65	-0,23	1,00	0,00	1,00	0,56	0,71
Axial	NanoCT-Pro NR	0,58	0,58	-0,20	1,00	-1,03	1,00	0,00	1,00
Axial	NanoCT-Pax HR	0,72	1,00	-0,91	0,00	-1,03	1,00	0,00	1,00
Axial	NanoCT-Pax NR	-0,31	1,00	-0,91	0,00	-1,03	1,00	0,00	1,00
Axial	New HR-New NR	-0,15	1,00	0,03	1,00	-0,45	1,00	0,93	0,00
Axial	New HR-Pro HR	-0,04	1,00	-0,11	1,00	-0,20	1,00	0,56	0,71
Axial	New HR-Pro NR	0,01	1,00	-0,08	1,00	-1,23	0,00	0,00	1,00
Axial	New HR-Pax HR	0,15	1,00	-0,79	0,00	-1,23	0,00	0,00	1,00
Axial	New HR-Pax NR	-0,88	0,00	-0,79	0,00	-1,23	0,00	0,00	1,00
Axial	New NR-Pro HR	0,12	1,00	-0,14	1,00	0,25	1,00	-0,37	1,00
Axial	New NR-Pro NR	0,16	1,00	-0,11	1,00	-0,78	0,03	-0,93	0,00
Axial	New NR-Pax HR	0,31	1,00	-0,82	0,00	-0,78	0,03	-0,93	0,00
Axial	New NR-Pax NR	-0,72	0,07	-0,82	0,00	-0,78	0,03	-0,93	0,00
Axial	Pro HR-Pro NR	0,04	1,00	0,03	1,00	-1,03	1,00	-0,56	0,71
Axial	Pro HR-Pax HR	0,19	1,00	-0,68	0,03	-1,03	1,00	-0,56	0,71
Axial	Pro HR-Pax NR	-0,84	0,00	-0,68	0,03	-1,03	1,00	-0,56	0,71
Axial	Pro NR-Pax HR	0,14	1,00	-0,71	0,00	0,00	1,00	0,00	1,00
Axial	Pro NR-Pax NR	-0,88	0,00	-0,71	0,00	0,00	1,00	0,00	1,00
Axial	Pax HR-Pax NR	-1,03	1,00	0,00	1,00	0,00	1,00	0,00	1,00
Sagital	Acc HR-Acc NR	0,03	1,00	-0,09	1,00	0,16	1,00	0,00	1,00
Sagital	Acc HR-MicroCT	-1,03	1,00	-0,10	1,00	-0,06	1,00	0,00	1,00
Sagital	Acc HR-NanoCT	-0,61	1,00	-0,20	1,00	0,18	1,00	0,00	1,00
Sagital	Acc HR-New HR	-1,03	1,00	0,17	1,00	0,25	1,00	0,00	1,00
Sagital	Acc HR-New NR	0,00	1,00	0,08	1,00	0,05	1,00	0,53	1,00
Sagital	Acc HR-Pro HR	0,06	1,00	-0,20	1,00	-0,85	0,01	0,64	0,88
Sagital	Acc HR-Pro NR	-0,07	1,00	0,14	1,00	-0,85	0,01	0,00	1,00
Sagital	Acc HR-Pax HR	-0,27	1,00	-0,79	0,00	-0,85	0,01	0,00	1,00
Sagital	Acc HR-Pax NR	-0,06	1,00	0,24	1,00	0,18	1,00	1,03	1,00
Sagital	Acc NR-MicroCT	-1,06	0,52	-0,01	1,00	-0,22	1,00	0,00	1,00
Sagital	Acc NR-NanoCT	-0,64	1,00	-0,12	1,00	0,02	1,00	0,00	1,00
Sagital	Acc NR-New HR	-1,06	0,52	0,26	1,00	0,10	1,00	0,00	1,00
Sagital	Acc NR-New NR	-0,03	1,00	0,16	1,00	-0,11	1,00	0,53	1,00
Sagital	Acc NR-Pro HR	0,03	1,00	-0,11	1,00	-1,01	0,00	0,64	0,88
Sagital	Acc NR-Pro NR	-0,10	1,00	0,22	1,00	-1,01	0,00	0,00	1,00

Sagital	Acc NR-Pax HR	-0,30	1,00	-0,71	0,00	-1,01	0,00	0,00	1,00
Sagital	Acc NR-Pax NR	-0,09	1,00	0,32	1,00	0,02	1,00	1,03	1,00
Sagital	MicroCT-NanoCT	0,42	1,00	-0,11	1,00	0,24	1,00	0,00	1,00
Sagital	MicroCT-New HR	0,00	1,00	0,27	1,00	0,31	1,00	0,00	1,00
Sagital	MicroCT-New NR	1,03	1,00	0,18	1,00	0,11	1,00	0,53	1,00
Sagital	MicroCT-Pro HR	1,09	0,00	-0,10	1,00	-0,79	0,00	0,64	0,88
Sagital	MicroCT-Pro NR	0,96	0,00	0,24	1,00	-0,79	0,00	0,00	1,00
Sagital	MicroCT-Pax HR	0,76	0,02	-0,70	0,02	-0,79	0,00	0,00	1,00
Sagital	MicroCT-Pax NR	0,97	0,00	0,33	1,00	0,24	1,00	1,03	1,00
Sagital	NanoCT-New HR	-0,42	1,00	0,37	1,00	0,08	1,00	0,00	1,00
Sagital	NanoCT-New NR	0,61	1,00	0,28	1,00	-0,13	1,00	0,53	1,00
Sagital	NanoCT-Pro HR	0,67	0,57	0,01	1,00	-1,03	1,00	0,64	0,88
Sagital	NanoCT-Pro NR	0,53	1,00	0,34	1,00	-1,03	1,00	0,00	1,00
Sagital	NanoCT-Pax HR	0,34	1,00	-0,59	0,09	-1,03	1,00	0,00	1,00
Sagital	NanoCT-Pax NR	0,55	0,96	0,44	1,00	0,00	1,00	1,03	1,00
Sagital	New HR-New NR	1,03	1,00	-0,09	1,00	-0,20	1,00	0,53	1,00
Sagital	New HR-Pro HR	1,09	0,00	-0,37	1,00	-1,10	0,00	0,64	0,88
Sagital	New HR-Pro NR	0,96	0,00	-0,03	1,00	-1,10	0,00	0,00	1,00
Sagital	New HR-Pax HR	0,76	0,02	-0,96	0,00	-1,10	0,00	0,00	1,00
Sagital	New HR-Pax NR	0,97	0,00	0,07	1,00	-0,08	1,00	1,03	1,00
Sagital	New NR-Pro HR	0,06	1,00	-0,28	1,00	-0,90	0,00	0,11	1,00
Sagital	New NR-Pro NR	-0,07	1,00	0,06	1,00	-0,90	0,00	-0,53	1,00
Sagital	New NR-Pax HR	-0,27	1,00	-0,87	0,01	-0,90	0,00	-0,53	1,00
Sagital	New NR-Pax NR	-0,06	1,00	0,16	1,00	0,13	1,00	0,50	1,00
Sagital	Pro HR-Pro NR	-0,13	1,00	0,34	1,00	0,00	1,00	-0,64	0,88
Sagital	Pro HR-Pax HR	-0,33	1,00	-0,59	0,02	0,00	1,00	-0,64	0,88
Sagital	Pro HR-Pax NR	-0,12	1,00	0,44	1,00	1,03	1,00	0,39	1,00
Sagital	Pro NR-Pax HR	-0,20	1,00	-0,93	0,00	0,00	1,00	0,00	1,00
Sagital	Pro NR-Pax NR	0,02	1,00	0,10	1,00	1,03	1,00	1,03	1,00
Sagital	Pax HR-Pax NR	0,22	1,00	1,03	1,00	1,03	1,00	1,03	1,00
Coronal	Acc HR-Acc NR	0,84	0,15	-0,01	1,00	-0,07	1,00	0,00	1,00
Coronal	Acc HR-MicroCT	1,04	0,86	0,03	1,00	-0,28	1,00	0,00	1,00
Coronal	Acc HR-NanoCT	0,72	0,01	-0,13	1,00	-1,18	0,00	0,00	1,00
Coronal	Acc HR-New HR	0,00	1,00	0,20	1,00	0,06	1,00	0,00	1,00
Coronal	Acc HR-New NR	1,03	1,00	0,34	1,00	-0,04	1,00	1,06	0,58
Coronal	Acc HR-Pro HR	0,96	0,00	0,07	1,00	-1,18	0,00	0,89	0,00
Coronal	Acc HR-Pro NR	0,60	1,00	0,14	1,00	-1,18	0,00	0,00	1,00
Coronal	Acc HR-Pax HR	0,82	0,00	-0,77	0,00	-1,18	0,00	0,00	1,00
Coronal	Acc HR-Pax NR	0,92	0,00	-0,77	0,00	-1,18	0,00	1,03	1,00
Coronal	Acc NR-MicroCT	0,20	1,00	0,04	1,00	-0,21	1,00	0,00	1,00
Coronal	Acc NR-NanoCT	-0,12	1,00	-0,12	1,00	-1,11	0,00	0,00	1,00
Coronal	Acc NR-New HR	-0,84	0,15	0,21	1,00	0,12	1,00	0,00	1,00
Coronal	Acc NR-New NR	0,19	1,00	0,35	1,00	0,02	1,00	1,06	0,58
Coronal	Acc NR-Pro HR	0,12	1,00	0,08	1,00	-1,11	0,00	0,89	0,00
Coronal	Acc NR-Pro NR	-0,24	1,00	0,15	1,00	-1,11	0,00	0,00	1,00
Coronal	Acc NR-Pax HR	-0,03	1,00	-0,76	0,00	-1,11	0,00	0,00	1,00
Coronal	Acc NR-Pax NR	0,08	1,00	-0,76	0,00	-1,11	0,00	1,03	1,00
Coronal	MicroCT-NanoCT	-0,32	1,00	-0,16	1,00	-0,90	0,00	0,00	1,00
Coronal	MicroCT-New HR	-1,04	0,86	0,17	1,00	0,34	1,00	0,00	1,00
Coronal	MicroCT-New NR	-0,02	1,00	0,31	1,00	0,23	1,00	1,06	0,58
Coronal	MicroCT-Pro HR	-0,08	1,00	0,04	1,00	-0,90	0,00	0,89	0,00
Coronal	MicroCT-Pro NR	-0,44	1,00	0,11	1,00	-0,90	0,00	0,00	1,00
Coronal	MicroCT-Pax HR	-0,23	1,00	-0,81	0,00	-0,90	0,00	0,00	1,00
Coronal	MicroCT-Pax NR	-0,12	1,00	-0,81	0,00	-0,90	0,00	1,03	1,00
Coronal	NanoCT-New HR	-0,72	0,01	0,33	1,00	1,24	0,00	0,00	1,00
Coronal	NanoCT-New NR	0,31	1,00	0,46	1,00	1,13	0,00	1,06	0,58
Coronal	NanoCT-Pro HR	0,24	1,00	0,20	1,00	0,00	1,00	0,89	0,00
Coronal	NanoCT-Pro NR	-0,12	1,00	0,27	1,00	0,00	1,00	0,00	1,00
Coronal	NanoCT-Pax HR	0,09	1,00	-0,65	0,20	0,00	1,00	0,00	1,00
Coronal	NanoCT-Pax NR	0,20	1,00	-0,65	0,20	0,00	1,00	1,03	1,00
Coronal	New HR-New NR	1,03	1,00	0,14	1,00	-0,10	1,00	1,06	0,58
Coronal	New HR-Pro HR	0,96	0,00	-0,14	1,00	-1,24	0,00	0,89	0,00
Coronal	New HR-Pro NR	0,60	1,00	-0,06	1,00	-1,24	0,00	0,00	1,00
Coronal	New HR-Pax HR	0,82	0,00	-0,98	0,01	-1,24	0,00	0,00	1,00
Coronal	New HR-Pax NR	0,92	0,00	-0,98	0,01	-1,24	0,00	1,03	1,00
Coronal	New NR-Pro HR	-0,07	1,00	-0,27	1,00	-1,13	0,00	-0,17	1,00

Coronal	New NR-Pro NR	-0,43	1,00	-0,20	1,00	-1,13	0,00	-1,06	0,58
Coronal	New NR-Pax HR	-0,21	1,00	-1,11	0,00	-1,13	0,00	-1,06	0,58
Coronal	New NR-Pax NR	-0,11	1,00	-1,11	0,00	-1,13	0,00	-0,03	1,00
Coronal	Pro HR-Pro NR	-0,36	1,00	0,08	1,00	0,00	1,00	-0,89	0,00
Coronal	Pro HR-Pax HR	-0,15	1,00	-0,84	0,00	0,00	1,00	-0,89	0,00
Coronal	Pro HR-Pax NR	-0,04	1,00	-0,84	0,00	0,00	1,00	0,14	1,00
Coronal	Pro NR-Pax HR	0,22	1,00	-0,92	0,00	0,00	1,00	0,00	1,00
Coronal	Pro NR-Pax NR	0,32	1,00	-0,92	0,00	0,00	1,00	1,03	1,00
Coronal	Pax HR-Pax NR	0,10	1,00	0,00	1,00	0,00	1,00	1,03	1,00

*nanoCT: nanotomógrafo computadorizado; microCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accuitomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Promeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão; p: valor de p para o teste de Fleiss' Kappa.

Na análise da concordância inter-examinadores para as áreas hipodensas, foi possível observar maior nível de concordância para o tomógrafo Pax HR, independente das reconstruções avaliadas ($p < 0,05$) (Tabelas VI e VII). Em relação às reconstruções, de forma geral, observaram-se menores índices de concordância para as sagitais e coronais (Tabelas VI e VII).

Tabela VII. Resultados do teste de Fleiss' Kappa para a concordância inter-examinadores em relação ao artefato do tipo áreas hipodensas para comparação entre protocolos e reconstruções.

Protocolos	Reconstruções		
	Axial	Coronal	Sagital
NanoCT Phoenix NanoTom M	0,09	0,41	0,35
MicroCT 1173	0,10	0,30	0,19
3D Accuitomo 170 HR	0,05	0,21	0,23
3D Accuitomo 170 NR	0,21	0,29	0,24
NewTom VGi evo HR	0,21	0,04	0,02
NewTom VGi evo NR	0,18	0,13	-0,11
ProMax 3D Max HR	0,32	0,41	0,16
ProMax 3D Max NR	0,29	0,07	0,08
Pax-i3D Green Premium HR	1,00	1,00	1,00
Pax-i3D Green Premium NR	1,00	-0,03	1,00

*nanoCT: nanotomógrafo computadorizado; microCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accuitomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Promeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão.

Em relação à distorção do material no interior do sistema de canais radiculares, o teste de Fleiss' Kappa apresentou maiores valores de concordância inter-examinadores para os tomógrafos Pax HR e Pro NR comparados aos tomógrafos

Acc HR, Acc NR e New HR, que apresentaram os menores índices de concordância, sem diferença estatística entre as reconstruções avaliadas ($p < 0,05$) (Tabelas VI e VIII).

Tabela VIII. Resultados do teste de Fleiss' Kappa para a concordância inter-examinadores em relação ao artefato do tipo distorção para comparação entre protocolos e reconstruções.

Protocolos	Reconstruções		
	Axial	Coronal	Sagital
NanoCT Phoenix NanoTom M	-0,03	-0,03	1,00
MicroCT 1173	0,21	0,21	0,10
3D Accuitomo 170 HR	-0,11	0,15	-0,18
3D Accuitomo 170 NR	-0,20	-0,01	-0,11
NewTom VGi evo HR	-0,23	-0,10	-0,24
NewTom VGi evo NR	0,22	0,10	-0,13
ProMax 3D Max HR	-0,03	1,00	1,00
ProMax 3D Max NR	1,00	1,00	1,00
Pax-i3D Green Premium HR	1,00	1,00	1,00
Pax-i3D Green Premium NR	1,00	-0,03	1,00

*nanoCT: nanotomógrafo computadorizado; microCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accuitomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Promeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão.

Quando avaliada a possibilidade de uso das imagens para fins de diagnóstico endodôntico, foi possível observar os maiores níveis de concordância inter-examinadores quando comparado com os demais parâmetros avaliados ($p < 0,05$), para todas as reconstruções, sendo observada menor concordância para os tomógrafos New NR, Pro HR e Pax NR em relação às três reconstruções avaliadas ($p < 0,05$) (Tabelas VI e IX).

Tabela IX. Resultados do teste de Fleiss' Kappa para a concordância inter-examinadores em relação à possibilidade do uso das imagens para fins de diagnóstico endodôntico.

Protocolos	Reconstruções		
	Axial	Coronal	Sagital
NanoCT Phoenix NanoTom M	1,00	1,00	1,00
MicroCT 1173	1,00	1,00	1,00
3D Accuitomo 170 HR	1,00	1,00	1,00
3D Accuitomo 170 NR	-0,09	1,00	1,00
NewTom VGi evo HR	1,00	1,00	1,00
NewTom VGi evo NR	0,07	0,47	-0,06
ProMax 3D Max HR	0,44	0,36	0,11
ProMax 3D Max NR	1,00	1,00	1,00
Pax-i3D Green Premium HR	1,00	1,00	1,00
Pax-i3D Green Premium NR	1,00	-0,03	-0,03

*nanoCT: nanotomógrafo computadorizado; microCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accuitomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Promeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão.

Avaliação da concordância intra-examinador

Os resultados do teste de Fleiss' Kappa para a concordância intra-examinadores de acordo com os tipos de artefatos, protocolos e reconstruções avaliadas estão apresentados nas Tabelas X a XIII. Em relação aos artefatos do tipo estrias escuras, quando avaliado o tipo de equipamento, foi possível observar maior concordância intra-examinador para as imagens avaliadas em MicroCT ($p < 0,05$), sem diferença estatística entre as reconstruções axiais, sagitais e coronais ($p > 0,05$) (Tabela X). Quando avaliadas as reconstruções, observou-se maior concordância intra-examinador para os cortes sagitais e coronais quando comparados aos cortes axiais ($p < 0,05$) (Tabela X).

Tabela X. Resultados do teste de Fleiss' Kappa para a concordância intra-examinador em relação ao artefato do tipo estrias escuras para comparação entre protocolos e reconstruções.

Protocolos	Reconstruções		
	Axial	Coronal	Sagital
NanoCT Phoenix NanoTom M	0,63	-0,14	0,63
MicroCT 1173	0,62	1,00	1,00
3D Accuitomo 170 HR	0,37	1,00	1,00
3D Accuitomo 170 NR	-0,34	-0,04	1,00
NewTom VGi evo HR	0,25	1,00	1,00
NewTom VGi evo NR	-0,23	1,00	1,00
ProMax 3D Max HR	0,40	-0,11	1,00
ProMax 3D Max NR	0,13	-0,20	0,40
Pax-i3D Green Premium HR	-0,04	-0,23	0,03
Pax-i3D Green Premium NR	1,00	-0,28	0,18

*NanoCT: nanotomógrafo computadorizado; MicroCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accuitomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Promeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão.

Quando avaliado o artefato do tipo áreas hipodensas, foi possível observar baixa a concordância intra-examinador para todos os protocolos sem diferença estatística entre as três reconstruções (axial, sagital e coronal) ($p < 0,05$). Ao avaliar isoladamente os tipos de protocolos, observou-se maior concordância intra-examinador para o tomógrafo Pax HR, independente das reconstruções avaliadas ($p < 0,05$) (Tabela XI).

Tabela XI. Resultados do teste de Fleiss' Kappa para a concordância intra-examinador em relação ao artefato do tipo áreas hipodensas para comparação entre protocolos e reconstruções.

Protocolos	Reconstruções		
	Axial	Coronal	Sagital
NanoCT Phoenix NanoTom M	-0,13	0,58	0,15
MicroCT 1173	1,00	0,43	0,17
3D Accuitomo 170 HR	0,31	-0,01	0,26
3D Accuitomo 170 NR	0,11	0,68	0,33
NewTom VGi evo HR	0,69	0,29	0,06
NewTom VGi evo NR	0,47	-0,09	0,63
ProMax 3D Max HR	-0,03	0,60	0,23
ProMax 3D Max NR	0,16	0,23	0,44
Pax-i3D Green Premium HR	1,00	1,00	1,00
Pax-i3D Green Premium NR	-0,04	1,00	1,00

*NanoCT: nanotomógrafo computadorizado; MicroCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accuitomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Promeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão.

Na avaliação da distorção, o teste de Fleiss' Kappa apresentou maiores valores de concordância intra-examinador para o tomógrafo Pax HR, sem diferença estatística entre as reconstruções avaliadas ($p < 0,05$) (Tabela XII).

Tabela XII. Resultados do teste de Fleiss' Kappa para a concordância intra-examinador em relação ao artefato do tipo distorção para comparação entre protocolos e reconstruções.

Protocolos	Reconstruções		
	Axial	Coronal	Sagital
NanoCT Phoenix NanoTom M	-0,04	-0,04	-0,07
MicroCT 1173	-0,11	-0,03	-0,42
3D Accuitomo 170 HR	-0,51	0,29	0,34
3D Accuitomo 170 NR	-0,17	0,33	0,23
NewTom VGi evo HR	-0,27	0,12	0,24
NewTom VGi evo NR	-0,01	0,30	0,33
ProMax 3D Max HR	-0,04	1,00	1,00
ProMax 3D Max NR	1,00	1,00	-0,04
Pax-i3D Green Premium HR	1,00	1,00	1,00
Pax-i3D Green Premium NR	1,00	1,00	-0,04

*NanoCT: nanotomógrafo computadorizado; MicroCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accuitomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Promeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão.

Quando avaliada a possibilidade de uso das imagens para fins de diagnóstico endodôntico, foi possível observar maiores níveis de concordância intra-examinador quando comparado com os demais parâmetros avaliados ($p < 0,05$), sendo observada menor concordância para os tomógrafos New NR e Pro HR para as três reconstruções avaliadas ($p < 0,05$) (Tabela XIII).

Tabela XIII. Resultados do teste de Fleiss' Kappa para a concordância intra-examinador em relação à possibilidade do uso das imagens para fins de diagnóstico endodôntico.

Protocolos	Reconstruções		
	Axial	Coronal	Sagital
NanoCT Phoenix NanoTom M	1,00	1,00	1,00
MicroCT 1173	1,00	1,00	1,00
3D Accuitomo 170 HR	1,00	1,00	1,00
3D Accuitomo 170 NR	0,40	1,00	1,00
NewTom VGi evo HR	1,00	1,00	1,00
NewTom VGi evo NR	0,24	-0,09	-0,04
ProMax 3D Max HR	0,31	0,47	0,25
ProMax 3D Max NR	1,00	1,00	1,00
Pax-i3D Green Premium HR	1,00	1,00	1,00
Pax-i3D Green Premium NR	1,00	1,00	1,00

*NanoCT: nanotomógrafo computadorizado; MicroCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accuitomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Promeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão.

Avaliação do artefato estrias escuras (*Dark streaks*)

A avaliação por escores do artefato estrias escuras evidenciou que, com exceção dos protocolos executados no TCFC Pax (HR e NR), foi possível identificar a presença ou ausência deste tipo de artefato na maioria dos protocolos avaliados de modo semelhante ao padrão de referência NanoCT ($p < 0,05$) (Tabela XIV).

A presença deste tipo de artefato teve maior expressão (*escores 4: provavelmente presente; e 5: definitivamente presente*), em porcentagem, nas reconstruções axiais, seguido das reconstruções coronais e sagitais, com maior prevalência, independente da reconstrução avaliada, para os protocolos de escaneamento Pax NR (38%), Pax HR (34,3%), Pro HR (3,7%) e MicroCT (2,8%) (Apêndices A-D). Já para os protocolos de escaneamento realizados nos TCFCs Acc e New, observou-se menor expressão (*escores 1: definitivamente ausente; e 2: provavelmente ausente*), em porcentagem, de estrias escuras ($p < 0,05$) (Apêndices A-D) (Figuras 16 a 24). A avaliação qualitativa das figuras 16 a 24 permite observar maior presença de estrias escuras, principalmente nas reconstruções axiais (setas

vermelhas) para os protocolos de escaneamento Pro HR, Pro NR, Pax HR e Pax NR, sugerindo e/ou mimetizando a presença de trincas, fraturas e perfurações.

Tabela XIV. Comparação entre os diferentes protocolos de escaneamento para a presença de estrias escuras presentes nas reconstruções axiais, sagitais e coronais, de acordo com os escores avaliados.

Protocolos	Definitivamente ausente ou melhor	Provavelmente ausente ou melhor	Incerto ou melhor	Provavelmente presente ou melhor
	Não difere do melhor (95%)			
NanoCT Phoenix NanoTom M	X	X	X	X
MicroCT 1173	X	X	X	X
3D Accuitomo 170 HR	X	X	X	X
3D Accuitomo 170 NR	X	X	X	X
NewTom VGi evo HR	X	X	X	X
NewTom VGi evo NR	X	X	X	X
ProMax 3D Max HR				X
ProMax 3D Max NR	X		X	X
Pax-i3D Green Premium HR				
Pax-i3D Green Premium NR				

*NanoCT: nanotomógrafo computadorizado; MicroCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accuitomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Promeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão.

Avaliação do artefato áreas hipodensas (*Hypodense areas*)

Quando avaliada a ocorrência por escores do artefato áreas hipodensas, foi possível observar que a presença deste tipo de artefato não diferiu estatisticamente do padrão de referência NanoCT ($p < 0,05$) apenas nos protocolos executados no TCFC New (HR e NR), (Tabela XV). Por outro lado, quando da possibilidade de avaliar a ausência deste artefato, apenas os protocolos Pro HR, Pax HR e Pax NR diferiram do NanoCT ($p < 0,05$) (Apêndices E-H).

A presença deste tipo de artefato teve maior expressão (escores 4: *provavelmente presente*; e 5: *definitivamente presente*), em porcentagem, nas reconstruções axiais, seguido das sagitais e coronais, com maior prevalência, independente da reconstrução avaliada, para os protocolos de escaneamento Pax HR (100%), Pax HR (99,1%), MicroCT (39,8%), Pro HR (31,5%), Acc HR (26,9%), Pro NR

(18,5%) e Acc NR (17,6%) (Apêndices E-H). A menor ocorrência, em porcentagem, foi observada para os protocolos de escaneamento New NR (3,7%) e New HR (2,8%) ($p < 0,05$) (Apêndices E-H) (Figuras 16 a 24). As figuras 16 a 24 evidenciam maior expressão de áreas hipodensas (setas amarelas) nas reconstruções sagitais e coronais, para todos os protocolos de escaneamento realizados nos equipamentos Pro e Pax, influenciando no diagnóstico de espaços vazios após a obturação dos canais radiculares, bem como sugerindo a presença de reabsorções interna e externas.

Tabela XV. Comparação entre os diferentes protocolos de escaneamento para a presença de áreas hipodensas presentes nas reconstruções axiais, sagitais e coronais, de acordo com os escores avaliados.

Protocolos	Definitivamente ausente ou melhor	Provavelmente ausente ou melhor	Incerto ou melhor	Provavelmente presente ou melhor
	Não difere do melhor (95%)			
NanoCT Phoenix NanoTom M	X	X	X	X
MicroCT 1173	X			
3D Accuitomo 170 HR	X			
3D Accuitomo 170 NR	X			
NewTom VGi evo HR	X	X	X	X
NewTom VGi evo NR	X	X	X	X
ProMax 3D Max HR				
ProMax 3D Max NR	X			
Pax-i3D Green Premium HR				
Pax-i3D Green Premium NR				

*NanoCT: nanotomógrafo computadorizado; MicroCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accuitomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Promeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão.

Figura 16. Reconstruções axiais obtidas para avaliação de artefatos causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios x (*Beam Hardening*) do tipo estrias escuras (setas vermelhas) e áreas hipodensas (setas amarelas). Estão representados os protocolos de escaneamento (A) NanoCT; (B) MicroCT; (C) Acc HR; (D) Acc NR; (E) New HR; (F) New NR; (G) Pro HR; (H) Pro NR; (I) Pax HR; (J) Pax NR. É possível observar maior expressão de estrias escuras nos protocolos G, I e J e menor expressão nos protocolos A, B, C, D, E e F. Para as áreas hipodensas, pode-se observar maior expressão nos protocolos I e J, comparados aos protocolos A, B, e F.

Figura 17. Reconstruções axiais obtidas para avaliação de artefatos causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios x (*Beam Hardening*) do tipo estrias escuras (setas vermelhas) e áreas hipodensas (setas amarelas). Estão representados os protocolos de escaneamento (A) NanoCT; (B) MicroCT; (C) Acc HR; (D) Acc NR; (E) New HR; (F) New NR; (G) Pro HR; (H) Pro NR; (I) Pax HR; (J) Pax NR. É possível observar maior expressão de estrias escuras nos protocolos C, I e J e menor expressão nos protocolos D, E e G. Já para as áreas hipodensas pode-se observar maior expressão nos protocolos C, D, E I e J, comparado aos protocolos A, B, F e G. O protocolo H não permitiu a análise devido à qualidade da imagem obtida.

Figura 18. Reconstruções axiais obtidas para avaliação de artefatos causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios x (*Beam Hardening*) do tipo estrias escuras (setas vermelhas) e áreas hipodensas (setas amarelas). Estão representados os protocolos de escaneamento (A) NanoCT; (B) MicroCT; (C) Acc HR; (D) Acc NR; (E) New HR; (F) New NR; (G) Pro HR; (H) Pro NR; (I) Pax HR; (J) Pax NR. É possível observar maior expressão de estrias escuras nos protocolos G, I e J e menor expressão nos protocolos A, B, C, D, E e F. Já para os artefatos em forma de áreas hipodensas pode-se observar maior expressão nos protocolos D, I e J, comparado aos protocolos A, B, C, D, E, F e G. O protocolo H não permitiu a análise devido à qualidade da imagem obtida.

Figura 19. Reconstruções sagitais obtidas para avaliação de artefatos causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios x (*Beam Hardening*) do tipo estrias escuras (*Dark Streaks*) e áreas hipodensas (*hypodense areas*). Estão representados os protocolos de escaneamento (A) NanoCT; (B) MicroCT; (C) Acc HR; (D) Acc NR; (E) New HR; (F) New NR; (G) Pro HR; (H) Pro NR; (I) Pax HR; (J) Pax NR. As setas vermelhas e amarelas indicam a ocorrência dos artefatos em estrias escuras e áreas hipodensas, respectivamente. É possível observar maior expressão de estrias escuras nos protocolos G, H, I e J e menor expressão nos protocolos A, B, C, D, E e F. Já para os artefatos em forma de áreas hipodensas pode-se observar a expressão em todos os protocolos de TCFC avaliados, com maior ocorrência nos protocolos G, H, I e J.

Figura 20. Reconstruções sagitais obtidas para avaliação de artefatos causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios x (*Beam Hardening*) do tipo estrias escuras (*Dark Streaks*) e áreas hipodensas (*hypodense areas*). Estão representados os protocolos de escaneamento (A) NanoCT; (B) MicroCT; (C) Acc HR; (D) Acc NR; (E) New HR; (F) New NR; (G) Pro HR; (H) Pro NR; (I) Pax HR; (J) Pax NR. As setas amarelas indicam a ocorrência dos artefatos em forma de áreas hipodensas. É possível observar maior expressão de artefatos em forma de áreas hipodensas nos protocolos C, E, I e J. O protocolo H não permitiu a análise devido à qualidade da imagem obtida.

Figura 21. Reconstruções sagitais obtidas para avaliação de artefatos causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios x (*Beam Hardening*) do tipo estrias escuras (*Dark Streaks*) e áreas hipodensas (*hypodense areas*). Estão representados os protocolos de escaneamento (A) NanoCT; (B) MicroCT; (C) Acc HR; (D) Acc NR; (E) New HR; (F) New NR; (G) Pro HR; (H) Pro NR; (I) Pax HR; (J) Pax NR. As setas amarelas indicam a ocorrência dos artefatos em forma de áreas hipodensas. É possível observar a expressão de áreas hipodensas para os protocolos C, D, E e G, com maior ocorrência nos protocolos I e J. O protocolo H não permitiu a análise devido à qualidade da imagem obtida.

Figura 22. Reconstruções coronais obtidas para avaliação de artefatos causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios x (*Beam Hardening*) do tipo estrias escuras (*Dark Streaks*) e áreas hipodensas (*hypodense areas*). Estão representados os protocolos de escaneamento (A) NanoCT; (B) MicroCT; (C) Acc HR; (D) Acc NR; (E) New HR; (F) New NR; (G) Pro HR; (H) Pro NR; (I) Pax HR; (J) Pax NR. As setas vermelhas e amarelas indicam a ocorrência dos artefatos em estrias escuras e áreas hipodensas, respectivamente. É possível observar a expressão de estrias escuras nos protocolos G, I e J. Já para os artefatos em forma de áreas hipodensas pode-se observar a expressão em todos os protocolos de TCFC avaliados, com maior ocorrência nos protocolos I e J. O protocolo H não permitiu a análise devido à qualidade da imagem obtida.

Figura 23. Reconstruções coronais obtidas para avaliação de artefatos causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios x (*Beam Hardening*) do tipo estrias escuras (*Dark Streaks*) e áreas hipodensas (*hypodense areas*). Estão representados os protocolos de escaneamento (A) NanoCT; (B) MicroCT; (C) Acc HR; (D) Acc NR; (E) New HR; (F) New NR; (G) Pro HR; (H) Pro NR; (I) Pax HR; (J) Pax NR. As setas amarelas indicam a ocorrência dos artefatos em forma de áreas hipodensas. É possível observar a expressão de áreas hipodensas em todos os protocolos de TCFC avaliados, com exceção do protocolo F. A maior ocorrência foi identificada nos protocolos I e J. O protocolo H não permitiu a análise devido à qualidade da imagem obtida.

Figura 24. Reconstruções coronais obtidas para avaliação de artefatos causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios x (*Beam Hardening*) do tipo estrias escuras (*Dark Streaks*) e áreas hipodensas (*hypodense areas*). Estão representados os protocolos de escaneamento (A) NanoCT; (B) MicroCT; (C) Acc HR; (D) Acc NR; (E) New HR; (F) New NR; (G) Pro HR; (H) Pro NR; (I) Pax HR; (J) Pax NR. As setas amarelas indicam a ocorrência dos artefatos em forma de áreas hipodensas. É possível observar a expressão de áreas hipodensas nos protocolos C, D, I e J. A maior ocorrência foi identificada nos protocolos I e J. Os protocolos G e H não permitiu a análise devido à qualidade da imagem obtida.

Avaliação do artefato distorção (*Volumetric distortion* ou *Blooming*)

Quando avaliado o artefato distorção, obtido em função do material de alta densidade, foi possível observar que apenas o protocolo executado no MicroCT não diferiu estatisticamente do padrão de referência NanoCT ($p>0,05$), (Tabela XVI). A análise das porcentagens em relação à presença deste tipo de artefato, evidenciou maior expressão de distorção nas reconstruções axiais, seguido das sagitais e coronais ($p<0,05$). Em relação aos protocolos, independente da reconstrução avaliada, houve maior ocorrência (*escores 4: provavelmente presente; e 5: definitivamente presente*) de distorção, em porcentagem, nos protocolos Pax HR e Pro NR (100%), Pax NR e Pro HR (99,1%), New NR (52,8%), Acc NR (42,6%), New HR (32,4%) e Acc HR (26,9%) ($P<0,05$) (Apêndices I-L). (Figuras 25 a 27). A análise qualitativa das figuras 25 a 27 permite observar maior distorção volumétrica (pontilhado em verde) do material obturador para todos os protocolos de escaneamento realizados nos equipamentos Pro e Pax, independente das reconstruções avaliadas, sugerindo o desgaste excessivo das paredes dos canais radiculares durante o preparo biomecânico (sobreinstrumentação).

Tabela XVI. Comparação entre os diferentes protocolos de escaneamento para a presença de distorção nas reconstruções axiais, sagitais e coronais, de acordo com os escores avaliados.

Protocolos	Definitivamente ausente ou melhor	Provavelmente ausente ou melhor	Incerto ou melhor	Provavelmente presente ou melhor
	Não difere do melhor (95%)			
NanoCT Phoenix	X	X	X	X
NanoTom M	X	X	X	X
MicroCT 1173	X	X	X	X
3D Accuitomo 170 HR				
3D Accuitomo 170 NR				
NewTom VGi evo HR				
NewTom VGi evo NR				
ProMax 3D Max HR				
ProMax 3D Max NR				
Pax-i3D Green				
Premium HR				
Pax-i3D Green				
Premium NR				

*NanoCT: nanotomógrafo computadorizado; MicroCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accuitomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Promeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão.

Figura 25. Reconstruções axiais obtidas para avaliação de artefatos causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios x (*Beam Hardening*) do tipo distorção (*volumetric distortion* ou *blooming*). Estão representados os protocolos de escaneamento (A) NanoCT; (B) MicroCT; (C) Acc HR; (D) Acc NR; (E) New HR; (F) New NR; (G) Pro HR; (H) Pro NR; (I) Pax HR; (J) Pax NR. O pontilhado vermelho indica o protocolo padrão de referência, em que se considera mínima ou ausência de distorção volumétrica do material obturador. O pontilhado verde evidencia presença de distorção do material obturador nos protocolos G, H, I e J, comparado com os protocolos A e B. Para os protocolos C, D, E e F (pontilhado azul), é possível identificar a presença de distorção, entretanto não diferindo estatisticamente do protocolo de referência.

Figura 26. Reconstruções sagitais obtidas para avaliação de artefatos causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios x (*Beam Hardening*) do tipo distorção (*volumetric distortion* ou *blooming*). Estão representados os protocolos de escaneamento (A) NanoCT; (B) MicroCT; (C) Acc HR; (D) Acc NR; (E) New HR; (F) New NR; (G) Pro HR; (H) Pro NR; (I) Pax HR; (J) Pax NR. O pontilhado vermelho indica o protocolo padrão de referência, em que se considera mínima ou ausência de distorção volumétrica do material obturador. O pontilhado verde evidencia a presença de distorção do material obturador nos protocolos G, H, I e J, comparado com os protocolos A e B. Para os protocolos C, D, E e F (pontilhado em azul), é possível identificar a presença de distorção, entretanto não diferindo estatisticamente do protocolo de referência.

Figura 27. Reconstruções coronais obtidas para avaliação de artefatos causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios x (*Beam Hardening*) do tipo distorção (*volumetric distortion* ou *blooming*). Estão representados os protocolos de escaneamento (A) NanoCT; (B) MicroCT; (C) Acc HR; (D) Acc NR; (E) New HR; (F) New NR; (G) Pro HR; (H) Pro NR; (I) Pax HR; (J) Pax NR. O pontilhado vermelho indica o protocolo padrão de referência, em que se considera mínima ou ausência de distorção volumétrica do material obturador. O pontilhado verde evidencia a presença de distorção do material obturador nos protocolos G, H, I e J, comparado com os protocolos A e B. Para os protocolos C, D, E e F (pontilhado azul), é possível identificar a presença de distorção, entretanto não diferindo estatisticamente do protocolo de referência.

Avaliação da possibilidade de uso das imagens para diagnóstico endodôntico

A avaliação das imagens obtidas em relação à possibilidade de diagnóstico em Endodontia evidenciou que em 100% das imagens obtidas nos protocolos de escaneamento em NanoCT, MicroCT, Acc HR e New HR e, em 97,2% e 91,7% das imagens dos protocolos Acc NR e New NR, respectivamente, seria possível o uso para a realização de diagnóstico em Endodontia, independente das reconstruções (axial, sagital e coronal) avaliadas ($p < 0,05$) (Apêndice M, Tabela XVII, Figuras 28 a 30). Por outro lado, observou-se que não era possível a realização de diagnóstico endodôntico em 100% das imagens obtidas com protocolos de escaneamento Pro NR e Pax HR e, em 71,3% e 98,1% das imagens dos protocolos Pro HR e Pax NR, respectivamente, independente das reconstruções avaliadas ($p < 0,05$) (Apêndice M, Tabela XVII, Figuras 31 a 33). A avaliação qualitativa das figuras 28 a 30 permite a realização de diagnóstico clínico endodôntico com maior segurança, uma vez que a presença dos artefatos gerados nestes protocolos de escaneamento não interferiu na qualidade da imagem obtida, sendo possível detectar e/ou diferenciar os diferentes tipos de artefatos de achados clínicos importantes como fraturas, trincas, reabsorções interna e externa, ausência de material obturador, sobreinstrumentação e sobreobturação, quando comparadas às figuras 31 a 33.

Tabela XVII. Comparação entre os diferentes protocolos de escaneamento para a possibilidade de uso das imagens para fins de diagnóstico em Endodontia, para as reconstruções axiais, sagitais e coronais, de acordo com os escores avaliados.

Possibilidade de uso das imagens para diagnóstico endodôntico	
Protocolos	Não difere do melhor (95%)
NanoCT Phoenix NanoTom M	X
MicroCT 1173	X
3D Accuitomo 170 HR	X
3D Accuitomo 170 NR	X
NewTom VGi evo HR	X
NewTom VGi evo NR	X
ProMax 3D Max HR	
ProMax 3D Max NR	
Pax-i3D Green Premium HR	
Pax-i3D Green Premium NR	

*NanoCT: nanotomógrafo computadorizado; MicroCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accuitomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Promeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão.

Figura 28. Reconstruções axiais, sagitais e coronais avaliadas quanto à possibilidade de utilização das imagens de TCFC para fins de diagnóstico endodôntico. Estão representados os protocolos de escaneamento (A) NanoCT; (B) MicroCT; (C) Acc HR; (D) Acc NR; (E) New HR; (F) New NR. As imagens dos protocolos A-F evidenciam a possibilidade de seu uso para fins de diagnóstico e tratamento endodôntico por apresentarem menores expressões de artefatos.

Figura 29. Reconstruções axiais, sagitais e coronais avaliadas quanto à possibilidade de utilização das imagens de TCFC para fins endodônticos. Estão representados os protocolos de escaneamento (A) NanoCT; (B) MicroCT; (C) Acc HR; (D) Acc NR; (E) New HR; (F) New NR; (G) Pro HR; (H) Pro NR; (I) Pax HR; (J) Pax NR. As imagens dos protocolos A-F evidenciam a possibilidade de seu uso durante a realização do tratamento endodôntico, bem como no diagnóstico de casos de insucesso pós-tratamento endodôntico. Os protocolos de escaneamento apresentados demonstram as menores expressões de artefatos do tipo estrias escuras (reconstruções axiais), áreas hipodensas e distorção (reconstruções sagitais e coronais), causados pelo material obturador no interior do sistema de canais radiculares. Entretanto, apesar da limitação dos artefatos gerados, a qualidade das imagens apresentadas permite a utilização clínica com segurança.

Figura 30. Reconstruções axiais, sagitais e coronais avaliadas quanto à possibilidade de utilização das imagens de TCFC para fins de diagnóstico endodôntico. As imagens dos protocolos A-F evidenciam a possibilidade de seu uso para fins de diagnóstico e tratamento endodôntico. Os protocolos de escaneamento apresentados demonstram as menores expressões de artefatos: (A) NanoCT; (B) microCT; (C) Acc HR; (D) Acc NR; (E) New HR; (F) New NR.

Figura 31. Reconstruções axiais, sagitais e coronais avaliadas quanto à possibilidade de realização de diagnóstico endodôntico. As imagens dos protocolos A-D evidenciam a impossibilidade de seu uso para fins de diagnóstico e tratamento endodôntico. Os protocolos de escaneamento apresentados demonstram as maiores expressões de artefatos: (A) Pro HR; (B) Pro NR; (C) Pax HR; (D) Pax NR.

Figura 32. Reconstruções axiais, sagitais e coronais avaliadas quanto à possibilidade de utilização das imagens de TCFC para fins de diagnóstico endodôntico. As imagens dos protocolos de escaneamentos apresentados (A-D) evidenciam a impossibilidade de seu uso para diagnóstico e tratamento endodôntico. Os protocolos de escaneamento apresentados demonstram as maiores expressões de artefatos: (A) Pro HR; (B) Pro NR; (C) Pax HR; (D) Pax NR.

Figura 33. Reconstruções axiais, sagitais e coronais avaliadas quanto à possibilidade de realização de diagnóstico endodôntico. As imagens dos protocolos A-D evidenciam a impossibilidade de seu uso para realização do diagnóstico e tratamento endodôntico. Os protocolos de escaneamento apresentados demonstram as maiores expressões de artefatos: (A) Pro HR; (B) Pro NR; (C) Pax HR; (D) Pax NR.

Quando avaliado o nível de confiança das respostas dos examinadores em relação à possibilidade de uso das imagens para diagnóstico em Endodontia, observou-se que os examinadores estavam extremamente confiantes das suas respostas (*escore 5 – extremamente confiante*) apenas para os equipamentos NanoCT (100%), Pax HR e NR (99,1%), Pro NR (98,1%), MicroCT (87%) e Pro HR (62%), independentemente das reconstruções (axial, sagital e coronal) avaliadas ($p < 0,05$) (Apêndice N, Tabela XVIII). Por outro lado, os equipamentos Acc e New,

apresentaram os menores escores, variando entre 2 e 4, evidenciando a menor concordância no nível de confiança entre os examinadores, em relação às suas respostas (Apêndice N).

Tabela XVII. Comparação entre os diferentes protocolos de escaneamento para o nível de confiança dos examinadores em relação à resposta sobre a possibilidade de uso das imagens para fins de diagnóstico em Endodontia, para as reconstruções axiais, sagitais e coronais, de acordo com os escores avaliados.

Protocolos	Nível de confiança
	Não difere do melhor (95%)
NanoCT Phoenix NanoTom M	X
MicroCT 1173	X
3D Accuitomo 170 HR	
3D Accuitomo 170 NR	
NewTom VGi evo HR	
NewTom VGi evo NR	
ProMax 3D Max HR	
ProMax 3D Max NR	X
Pax-i3D Green Premium HR	X
Pax-i3D Green Premium NR	X

*NanoCT: nanotomógrafo computadorizado; MicroCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accuitomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Promeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão.

*D*iscussão

A utilização da TCFC como ferramenta complementar de diagnóstico por imagem no planejamento e na preservação do tratamento endodôntico tem sido cada vez mais frequente (SEDEXCT, 2012; SZABO et al., 2012; DOMARK et al., 2013; MARCA et al., 2013; EE et al., 2014; ELNAGHY; ELSAKA, 2014; PATEL et al., 2014; RAJASEKHARAN et al., 2014; ESTRELA et al., 2015a; ESTRELA et al., 2015b; MICHETTI et al., 2015; SEIXAS et al., 2015; SUOMALAIMEN et al., 2015; VASCONCELOS et al., 2015; AAE, 2016; ESTRELA et al., 2016; KOCASARAC et al., 2016; PATEL, 2016; PATEL et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; CODARI et al., 2017; EZELDEEN et al., 2017; FAKHAR et al., 2017; MAMEDE-NETO et al., 2017; ORDINOLA-ZAPATTA et al., 2017; QUEIROZ et al., 2017; AMINOSHARIAE; KULILD; SYED, 2018; BEACHMAN et al., 2018; DE MARTIN E SILVA et al., 2018; DOYLE et al., 2018; ESTRELA et al., 2018; FONTANELE et al., 2018; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; FREITAS et al., 2018; FREITAS; VASCONCELOS; NOUJEIM, 2018; LO GIUDICE et al., 2018; MARTINS et al., 2018; PAUWELS, 2018; SCARFE; FARMAN, 2018; TANG et al., 2018; TOLENTINO et al., 2018; VASCONCELOS et al., 2018; WANDERLEY et al., 2018). Entretanto, a presença de materiais obturadores nos canais radiculares leva à ocorrência do fenômeno de endurecimento dos feixes de raios X, e consequentemente à formação de artefatos (estrias escuras, áreas hipodensas e distorção), que são inerentes aos protocolos de aquisição e reconstrução de imagens (SCHULZE et al., 2011; DECÚRCIO et al., 2012; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018). Assim, torna-se importante entender como artefatos metálicos se expressam, nos diferentes equipamentos de TCFC, microCT e nanoCT, uma vez que influenciam diretamente na qualidade das imagens durante a realização do diagnóstico em Endodontia.

Para realização do presente estudo, foram selecionados quatro tomógrafos computadorizados de feixe cônico com diferentes protocolos de escaneamento e especificações técnicas (diferentes tipos de fontes e detectores, kVp e mAs, qualidade e quantidade de feixes de raios X, diferentes tamanhos de FOV e *voxel*, e algoritmos de reconstrução), que permitiram a avaliação da acuidade do diagnóstico em Endodontia e da expressão dos artefatos metálicos nos três planos ortogonais (axial, sagital e coronal), simultaneamente. Por ser uma técnica de aquisição volumétrica, que fornece imagens de resolução submilimétrica precisas e confiáveis em todas as dimensões espaciais, a TCFC tem possibilitado o diagnóstico clínico e a visualização de estruturas anatômicas tridimensionais de forma sensível e altamente precisa, com alta resolução, menor tempo de escaneamento, exposição e dose de radiação dependendo dos parâmetros utilizados (TSIKLAKIS et al., 2005; PATEL et al., 2007a; PATEL et al., 2007b; SCARFE; FARMAN, 2008; KAMBUROĞLU et al., 2013; ESKANDARLOU et al., 2014; TOZOGLU; CAKUR, 2014; VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2017; ESTRELA et al., 2018; LAMIRA, 2018; VASCONCELOS et al., 2018).

Como padrão de referência e de comparação, foram selecionadas a nanoCT e microCT, respectivamente, por serem métodos de pesquisa *in vitro* com características semelhantes à TCFC uma vez que são não destrutivos e, por meio de radiação ionizante, fornecem imagens tridimensionais de alta resolução e acuidade, permitindo a avaliação qualitativa e quantitativa de parâmetros bidimensionais (área, perímetro, circularidade, diâmetros maior e menor, centroides, porosidade) e tridimensionais (volume, área de superfície e SMI) da anatomia, do preparo biomecânico e da obturação, bem como de protocolos de retratamento do sistema de canais radiculares (COTTON et al., 2007a; COTTON et al., 2007b; PARKINSON;

SASOV, 2008; VERSIANI; PÉCORA; SOUSA-NETO, 2011; DURACK; PATEL, 2012; VERSIANI; PÉCORA; SOUSA-NETO, 2012; VERSIANI et al., 2013; LEONI et al., 2014; SOUZA-FLAMINI et al., 2014; ALVES et al., 2016; DE-DEUS et al., 2016; KELES et al., 2016; BRASIL et al., 2017; CELIKTEN et al., 2017; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2017; JARDINE et al., 2017; LEONI et al., 2017; ZUOLO et al., 2017; NEELAKANTAN et al., 2018; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b; VERSIANI et al., 2018), possibilitando, assim, a realização de estudos comparativos com resultados fidedignos.

Entretanto, destaca-se que devido aos elevados parâmetros de energia utilizados (kVp e mA) e menores tamanhos de *voxels*, que resultam em longos tempos de escaneamento e altas doses de radiação, estas duas metodologias são aplicadas apenas laboratorialmente, fornecendo subsídios para a realização do diagnóstico de variações anatômicas e determinação dos protocolos de tratamento endodôntico (MEGANCK et al., 2009; KOVACS et al., 2009; ZOU et al., 2011; CELIKTEN et al., 2017; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2017; PATEL et al., 2018; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b; VERSIANI et al., 2018), o que tem guiado e impulsionado o desenvolvimento das pesquisas clínicas.

Ainda em relação à metodologia desenvolvida, com o objetivo de simular as condições clínicas e a atenuação dos feixes de raios X nos tecidos moles e duros, os dentes foram posicionados em alvéolos artificiais criados em mandíbula humana macerada revestida com Mix-D, uma mistura de parafina, polietileno, óxido de magnésio e dióxido de titânio, para a simulação de tecido mole, previamente ao escaneamento tomográfico (BRAND; KUBA; BRAUNREITER, 1989; OENNING et al., 2018). A literatura demonstra que o uso de água pode ser eficaz como simulador de tecidos moles, tanto pela forma física como química, na formação de radicais livres

(SOARES; NEIVA; SOARES, 2011; DE SIQUEIRA MELLARA et al., 2014; SANTIN et al., 2015; GONÇALVES et al., 2014; MARTINS et al., 2016; YAMIN et al., 2018; PAIOLA et al., 2018). Entretanto, torna-se difícil determinar o volume exato de água ao redor da amostra, bem como o contorno natural dos tecidos moles, principalmente quando amostras de diferentes tamanhos são escaneadas (BRAND; KUBA; BRAUNREITER, 1989; OLIVEIRA et al., 2014; PAUWELS et al., 2015; OENNING et al., 2018), o que pode alterar a qualidade dos exames obtidos devido às diferenças na atenuação, dispersão e no endurecimento do feixe (OENNING et al., 2018), interferindo na análise dos resultados.

Neste trabalho, o uso do Mix-D permitiu a aplicação em finas camadas e o controle do volume de material, em torno de 2 milímetros de espessura, correspondente à espessura do tecido gengival, bem como a delimitação exata das estruturas anatômicas avaliadas. Observou-se que o método usado foi capaz de reproduzir efeito semelhante na transmissão e absorção dos raios X nos tecidos moles, provavelmente porque o Mix-D possui número atômico (Z : 7,47) semelhante ao dos tecidos moles (Z : 7,33) (BRAND; KUBA; BRAUNREITER, 1989; OENNING et al., 2018). Outra vantagem do método é tratar-se de uma técnica relativamente prática e de fácil reprodutibilidade (ou exequível), contanto que as proporções químicas e os protocolos de fusão e imersão sejam devidamente seguidos (LAMIRA, 2018; OENNING et al., 2018).

Após a aquisição e reconstrução dos volumes tridimensionais, as imagens dos diferentes protocolos foram registradas. O registro sobrepõe todas as imagens dos diferentes protocolos, a fim de que se correspondam da região cervical à apical, nos três planos ortogonais (axial, sagital e coronal), permitindo a avaliação real e fidedigna, do mesmo ponto determinado em todas as reconstruções, para os

diferentes protocolos e equipamentos, garantindo a acuidade do método de análise (MELO et al., 2013; PAUWELS et al., 2013; VASCONCELOS et al., 2015; LAMIRA, 2018; VASCONCELOS et al., 2018).

A determinação da expressão dos artefatos neste estudo foi realizada através de uma análise qualitativa por meio de escores, seguindo os parâmetros pré-estabelecidos na literatura (PAUWELS et al., 2013; PAUWELS et al., 2015a; PAUWELS et al., 2015b; VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; RABELO et al., 2017; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2018). Destaca-se que neste estudo, três examinadores calibrados, sendo dois especialistas em Radiologia e um em Endodontia, com experiência em interpretação de imagens digitais tridimensionais, avaliaram as reconstruções axiais, sagitais e coronais de todos os volumes adquiridos em TCFC, microCT e nanoCT de forma independente, aleatória e randomizada. As avaliações foram realizadas em sala escura e livre de ruídos sonoros, com monitor de alta resolução, e contraste e nitidez ajustados a fim de permitir melhor visualização das imagens, o que possivelmente contribuiu para a obtenção de valores de concordância mais consistentes em comparação com estudos que mostram valores mais baixos de concordância inter e intra-examinador para este tipo de análise (HASSAN et al., 2009; HASSAN et al., 2012; VASCONCELOS et al., 2015; ELSALTANI et al., 2016; RABELO et al., 2017; FOX et al., 2018; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2018; LAMIRA, 2018).

As avaliações subjetivas são classificações dadas por examinadores, com base em seu julgamento sobre a qualidade da imagem, e que apesar de ser uma tarefa desafiadora e de difícil padronização (PAUWELS et al., 2013; RABELO et al., 2017; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018), tem sido amplamente utilizada na avaliação das imagens obtidas nas diferentes modalidades

de diagnóstico (PAUWELS et al., 2013; PAUWELS et al., 2015; VANSCONCELOS et al., 2015; CHOW et al., 2016; HELVACIOGLU-YIGIT et al., 2016; HUANG et al., 2017; RABELO et al., 2017; QUEIROZ et al., 2017; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2018; LAMIRA, 2018; OENNING et al., 2018; QUEIROZ et al., 2018).

Apesar de ser subjetiva, quando realizada por examinadores especialistas e calibrados contribuem para uma performance mais adequada e garantem a fidedignidade dos resultados, além da vantagem de velocidade na interpretação e detecção dos parâmetros avaliados, uma vez que maiores quantidades de informação podem ser reconhecidas mais rapidamente, enquanto que o examinador inexperiente e não calibrado baseia-se apenas na visualização da imagem, sem ter um *feedback* cognitivo prévio em relação ao objeto em análise (RABELO et al., 2017; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2018). Além disso, examinadores experientes gastam menos tempo olhando para recursos de imagens específicos e têm movimentos oculares mais rápidos e menos intensos, bem como fazem uso da visão periférica no processo de busca em toda a imagem (HELVACIOGLU-YIGIT et al., 2016; RABELO et al., 2017; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2017).

Ao comparar a expressão dos diferentes tipos de artefatos metálicos, caracterizados pela formação de estrias escuras, áreas hipodensas e distorção, causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios X, os resultados do presente estudo evidenciaram que a formação de artefatos se deu principalmente em função da presença de materiais obturadores no interior dos canais radiculares e das diferenças entre os protocolos de aquisição e reconstrução realizados em TCFC, microCT e nanoCT.

As composições químicas dos materiais de alta densidade, guta percha e cimentos endodônticos, influenciam diretamente na formação de variados tipos de artefatos de imagens causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios X, devido à adição de partículas radiopacificadoras em sua formulação (ANSI/ADA, 2000; ISO, 2012; MANIGLIA-FERREIRA et al., 2005; SCHULZE et al., 2011; DECÚRCIO et al., 2012; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2016; HELVACIOGLU-YIGIT et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; CODARI et al., 2017; PETRY et al., 2017; DOYLE et al., 2018; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; PAUWELS, 2018; SCARFE; FARMAN, 2018).

As especificações nº 57 da ANSI/ADA e 6876 da ISO para materiais obturadores dos canais radiculares, levando em consideração a necessidade de distinguir, nas radiografias periapicais, a presença de material obturador, tecidos dentais e periapicais adjacentes, estabelece que a guta percha e os cimentos endodônticos devem apresentar níveis de radiopacidade acima de 3 milímetros correspondente à escada de alumínio (ANSI/ADA, 2000; ISO, 2012; MANIGLIA-FERREIRA et al., 2005; SCHULZE et al., 2011; DECÚRCIO et al., 2012; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2016; HELVACIOGLU-YIGIT et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; CODARI et al., 2017; PETRY et al., 2017; DOYLE et al., 2018; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; PAUWELS, 2018; SCARFE; FARMAN, 2018). É importante observar que as normas propostas não estabelecem parâmetros para o valor máximo de radiopacidade da guta percha (9 a 13 mm) e dos cimentos (11-15 mm), o que contribui para a não padronização do tipo e concentração dos agentes radiopacificadores utilizados, sendo que algumas formulações apresentam quantidades excessivas de radiopacificadores, em torno de três a quatro vezes superior ao pré-estabelecido

(GURGEL-FILHO et al., 2003; MANIGLIA-FERREIRA et al., 2005; PETRY et al., 2017; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018).

Os principais agentes radiopacificadores presentes na composição química da guta percha e do cimento AH Plus, usados no presente estudo, incluem o óxido de zinco (ZnO ; $Z=30$), sulfato de bário (BaSO_4 ; $Z=56$), óxido de bismuto (Bi_2O_3 ; $Z=83$), óxido de zircônio (ZrO_2 ; $Z=40$) e tungstato de cálcio (CaWO_4 ; $Z=74$) (GURGEL-FILHO et al., 2003; MANIGLIA-FERREIRA et al., 2005; PETRY et al., 2017; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018). A presença desses materiais de alta densidade e elevado número atômico leva à maior absorção de fótons de baixa energia emitidos pela fonte de raios X polienergética (BRITO-JUNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; LAMIRA, 2018). Destaca-se que o bário e o bismuto, por apresentarem elevado número atômico, possuem maiores picos de absorção na camada K (37,4 KeV), absorvendo os feixes de raios X mais rapidamente comparados ao zircônio, o que confere alta radiopacidade ao material (MARCIANO; MICHAILESCO, 1989; GURGEL-FILHO et al., 2003; MANIGLIA-FERREIRA et al., 2005; PETRY et al., 2017; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018). O pico de absorção K é a energia de ligação entre os elétrons mais internos da camada K, que orbitam o núcleo de um átomo.

Dessa forma, à medida que a energia do feixe de raios X incidente se aproxima da energia de ligação de um elétron da camada K, presente no material obturador, este é preferencialmente absorvido pelo efeito fotoelétrico, aumento sua energia, e a transmissão do fóton incidente diminui (CURRY; DOWDEY; MURRAY, 1984; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018). Assim, conforme os valores de absorção K aumentam, o número de fótons transmitidos diminui (CURRY; DOWDEY; MURRAY, 1984; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018). Os aparelhos de

TCFC que operam com valores de kVp mais baixos (60 – 80), levam ao aumento da intensidade no endurecimento dos feixes e, conseqüentemente, à maior expressão de artefatos (estrias escuras, áreas hipodensas e distorção) provenientes do material obturador (SCHULZE et al., 2011; DECÚRCIO et al., 2012; VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; DOYLE et al., 2018; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; PAUWELS et al., 2018; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b) como observado nos resultados deste trabalho para os TCFCs ProMax 3D Max e Pax-i3D Green Premium.

Quando avaliados os artefatos produzidos nos protocolos em TCFC, observam-se diferenças entre os equipamentos, sendo que os protocolos de aquisição selecionados nos tomógrafos 3D Accuitomo 170 e NewTom VGi evo apresentaram a menor expressão de artefatos, bem como as melhores concordâncias inter e intra-examinadores e, conseqüentemente, maior possibilidade de uso das imagens para diagnóstico clínico em Endodontia, quando comparado aos equipamentos ProMax 3D Max e Pax-i3D Green Premium.

Todos os TCFCs avaliados apresentaram o mesmo tipo de detector, *flat panel detector*, que na teoria propõe eliminar a necessidade de processos específicos de compensação para correção de discrepâncias e erros antes da reconstrução dos volumes obtidos e, ainda produzir diferenciação das escalas de cinza de forma precisa, melhorando o contraste e relação sinal/ruído e, reduzindo a quantidade de artefatos produzidos (BARRET; KEAT, 2004; SCARFE; FARMAN, 2008; SCHULZE et al., 2010; SCHULZE et al., 2011; METSKA et al., 2012; ESMAEILI et al., 2013; PAUWELS et al., 2013; PATEL et al., 2015; SUOMALAIMEN et al., 2015; TANG et al., 2018). Entretanto, este fator parece não ter influenciado, uma vez que os resultados observados não foram lineares.

De modo geral, no presente estudo, observou-se maior produção de artefatos nas reconstruções axiais, independente do protocolo ou equipamento utilizado. Segundo BECHARA et al. (2013), LAMIRA (2018), WANDERLEY et al. (2018), os artefatos em estrias são mais proeminentes nas reconstruções axiais, que corresponde ao plano de projeção dos feixes de raios X, devido à relação do objeto e a incidência do feixe.

Os resultados obtidos no presente estudo sugerem que a menor geração de estrias escuras, áreas hipodensas e distorção encontrada nos protocolos de aquisição realizados no 3D Accuitomo 170 e NewTom VGi evo se devem à associação entre fatores como: menor tamanho de *voxel*, maior número de projeções bidimensionais adquiridas e rotação de 360°, principalmente no protocolo de alta resolução. Ainda, particularmente para as aquisições realizadas no NewTom VGi evo, a alta kVp também pode ter influenciado. Esses resultados corroboram com a literatura que tem demonstrado que a utilização de elevada kVp, associada a *voxels* isotrópicos reduzidos, e à rotação do conjunto fonte-detector em 360°, propicia a produção de maior quantidade de imagens bases, fornecendo maior número de informações para o processo de reconstrução, bem como maior resolução espacial e contraste, além de aumentar a relação sinal-ruído e a suavização das imagens, que acarretarão na redução da expressão dos artefatos metálicos (DRAENERT et al., 2007; PATEL et al., 2007a; PATEL et al., 2007b; LOFTHAG-HANSEN, 2010; RAZAVI et al., 2010; SCHULZE et al., 2011; DECÚRCIO et al., 2012; METSKA et al., 2012; PATEL et al., 2012; AHLOWALIA et al., 2013; BECHARA et al., 2013; ESMAEILI et al., 2013; NEMTOI et al., 2013; PAUWELS et al., 2013; NEVES et al., 2014; IIKUBO et al., 2015; VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2017; CODARI et al., 2017; EZELDEEN et al., 2017; ESTRELA et al., 2018; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI;

LAM, 2018; FREITAS; VASCONSCELOS; NOUJEIM, 2018; LAMIRA, 2018; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b).

A elevada kVp permite aumentar a energia média do feixe de raios X, acarretando maior capacidade de penetração, diminuindo o efeito de endurecimento do feixe (JACOBS, 2011; PAUWELS et al., 2012; BECHARA et al., 2013, NEMTOI et al., 2013; PATEL et al., 2014; PAUWELS et al., 2014; MICHETTI et al., 2015; PATEL et al., 2017; DOYLE et al., 2018; PAUWELS, 2018). Entretanto, vale ressaltar que o aumento da kVp ou da mA, influenciam diretamente na quantidade de dose de radiação em que o paciente é exposto (BECHARA et al., 2013, NEMTOI et al., 2013, MARET et al., 2014, PAUWELS et al., 2014, MICHETTI et al., 2015).

Por outro lado, o pior desempenho em relação à geração de artefatos metálicos foi observado nos protocolos realizados nos equipamentos ProMax 3D Max e Pax-i3D Green Premium. Em relação às aquisições obtidas no ProMax 3D Max, pode-se sugerir que a maior expressão de estrias, áreas hipodensas e distorção pode ser explicada pelo baixo valor de kVp, além de rotação de apenas 270° durante o escaneamento, o que corrobora com outros trabalhos em que os parâmetros de aquisição selecionados influenciaram no número de projeções bidimensionais com menor volume de informações para a reconstrução e, na razão sinal-ruído, levando à maior expressão de artefatos e distorção linear (ESMAEILI et al., 2012; HUNTER; MCDAVID, 2012; KOCASARAC et al., 2016; CODARI et al., 2017; FAKHAR et al., 2017). Ainda, este equipamento trabalha com diferentes picos de tensão e/ou voltagem, emitindo diferentes energias de feixes ativos, e que na presença de materiais de alta densidade, pode ter sido absorvida de diferentes formas pelo objeto em análise, o que também pode ter contribuído para a obtenção destes resultados (CODARI et al., 2017).

Em relação aos protocolos de escaneamento realizados no Pax-i3D Green Premium, apesar de apresentarem valores de kVp diferentes considerando os protocolos de alta e baixa resolução, este parâmetro parece não ter influenciado neste equipamento, uma vez que não houve diferenças estatísticas entre os dois protocolos. Além disso, o equipamento Pax-i3D Green Premium apresenta um tipo de aquisição de imagens bastante singular, no qual múltiplas rotações são realizadas, e em cada uma, várias faixas verticais são adquiridas e após o processo de reconstrução formam uma imagem única do objeto. Na presença de materiais de alta densidade, como os materiais obturadores, esse processo de montagem das imagens pode ser dificultado, com a omissão de informações durante a captação de algumas dessas faixas verticais. Além disso, no caso deste equipamento, o conjunto fonte-detector faz múltiplas rotações ao redor da cabeça do paciente e gera grande número de projeções bidimensionais, porém de forma que cada projeção obtida corresponde a 1/6 ou 1/7 do FOV escaneado (Pax-i3D Green Premium User Manual, 2017), enquanto que para outros equipamentos, cada projeção obtida é equivalente ao objeto em análise, ou pelo menos metade dele.

Ainda, no presente estudo, a presença de tecidos de diferentes densidades dentro de um mesmo FOV (estruturas ósseas e dentárias da mandíbula e Mix-D) levou à maior atenuação dos feixes de raios X, bem como pode ter alterado o padrão de ruído e a escala dos tons de cinza (OLIVEIRA et al., 2014; PAUWELS et al., 2015; OENNING et al., 2018), gerando mais artefatos nos protocolos de TCFC, comparados aos protocolos realizados em microCT e nanoCT, nos quais o volume adquirido levou em consideração apenas o dente de forma isolada.

Apesar das particularidades de cada equipamento de TCFC, existem ainda diferenças entre os algoritmos de reconstrução utilizados para cada um após a

aquisição das imagens, o que influencia diretamente na maior ou menor quantidade de artefatos produzidos (SCHULZE et al., 2011; DECÚRCIO et al., 2012; ESMAEILI et al., 2013; PAUWELS et al., 2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2016; KOCASARAC et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2017; ESTRELA et al., 2018; FAKHAR et al., 2018; FONTENELE et al., 2018; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; FREITAS et al., 2018; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b; TANG et al., 2018; VASCONCELOS et al., 2018). Entretanto, tais informações são mantidas em sigilo por parte dos fabricantes, dificultando ao nosso entendimento como, e se cada equipamento realiza alguma sequência lógica para reduzir os artefatos durante a reconstrução, e se os resultados obtidos após este processo são mais estéticos do que reais (FAKHAR et al., 2018; FONTENELE et al., 2018; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; FREITAS et al., 2018; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b; TANG et al., 2018).

Por outro lado, as imagens obtidas em microCT e nanoCT utilizadas como padrão de referência e comparação, apresentaram ausência ou menor formação de artefatos quando comparados aos demais protocolos em TCFC. Estes resultados são explicados pelos elevados valores de kVp, mA, tempo de escaneamento e pelo número de imagens bases por grau de rotação, que associados ao menor tamanho de *voxel* e à rotação da amostra em 360°, que permitiram a obtenção de imagens de alta qualidade e resolução, reproduzindo de forma fidedigna a estrutura avaliada (KOVACS et al., 2009; MEGANCK et al., 2009; BRITO-JÚNIOR et al., 2012; CELIKTEN et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2017; HUANG et al., 2017; FOX; BASRANI; LAM, 2018; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b; VERSIANI et al., 2018). Além disso, o escaneamento apenas do dente, de

forma isolada, sem a presença da mandíbula e Mix-D no campo de visão, reduziu a quantidade de radiação dispersa ou secundária e ruído, reduzindo a interferência na qualidade da imagem (BRAND; KUBA; BRAUNREITER, 1989; OLIVEIRA et al., 2014; PAUWELS et al., 2015; OENNING et al., 2018).

Ainda, para os protocolos em microCT e nanoCT, foi possível a realização da correção do detector (*flat field correction*) previamente à aquisição das imagens, permitindo a calibração do detector, o ajuste dos níveis de cinza, bem como a identificação de possíveis elementos defeituosos com correção automática (MEGANCK et al., 2009; HAMBAL et al., 2012; ZHU et al., 2013; HUANG et al., 2017; QUEIROZ et al., 2017; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b; VERSIANI et al., 2018;), bem como a utilização de filtros de 0,1 e 0,5 milímetros de cobre (Cu) e alumínio (Al) para nanoCT e microCT, respectivamente.

A possibilidade de uso de filtros de diferentes materiais, como cobre (Cu) e alumínio (Al), endurecem o espectro de raios X, removendo os feixes de baixa energia e, conseqüentemente, aumentando a energia média do feixe que atinge o objeto, reduzindo de forma significativa a ocorrência dos artefatos. Entretanto, o uso de filtros deve ser feito com cautela pois, dependendo da espessura e do material utilizado, podem alterar a qualidade da imagem em termos de contraste e ruído (KOVACS et al., 2009; MEGANCK et al., 2009; BRITO-JÚNIOR et al., 2012; HAMBAL et al., 2012; CELIKTEN et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; GAËTA-ARAÚJO et al., 2017; HUANG et al., 2017; FOX; BASRANI; LAM, 2018; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b; VERSIANI et al., 2018).

Ainda, o maior número de projeções bidimensionais ou imagens base obtidas nos protocolos de microCT e nanoCT comparado aos TCFCs, contribuiu diretamente para a maior resolução e qualidade da imagem, fornecendo maior quantidade de

informação sobre o objeto em análise, que serviu de base para a reconstrução do volume escaneado (KOVACS et al., 2009; MEGANCK et al., 2009; SCHULZE et al., 2011; ZOU et al., 2011; ZHU et al., 2013; HUANG et al., 2017; FONTENELE et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b; VERSIANI et al., 2018). Entretanto, vale ressaltar que quanto maior o número de imagens base, maior será o tempo de escaneamento, processamento e reconstrução, podendo levar à produção de artefatos de movimento, sendo necessário muitas vezes a realização de um novo exame (KOVACS et al., 2009; BECHARA et al., 2013a; BECHARA et al., 2013b; SPIN-NETO et al., 2013; HUANG et al., 2017; FONTENELE et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; HAHN et al., 2018; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b; VERSIANI et al., 2018).

Por fim, outro fator que pode ter influenciado na redução da expressão de artefatos em nanoCT e microCT, foi o programa utilizado na reconstrução das imagens, que ao contrário dos programas de TCFCs avaliados no presente estudo, possibilitou a utilização de ferramentas adicionais e específicas para a redução de artefatos metálicos como a suavização (*smoothing*) e a correção do endurecimento de feixes (*beam hardening correction*). Essas ferramentas permitem ao operador contornar a atuação do fenômeno de endurecimento dos feixes de raios X, por meio de um método de linearização com algoritmos de ajustes polinomiais de segunda ordem após a aquisição dos volumes, diferentemente dos programas de TCFC em que o processo de reconstrução é automático (KOVACS et al., 2009; ZOU et al., 2011; VERSIANI et al., 2018).

Os resultados obtidos no presente estudo evidenciam que a formação dos artefatos de imagens, produzidos pela radiação X polienergética quando da presença de material obturador no interior dos canais radiculares, é inerente aos processos de

escaneamento e reconstrução, e que sua ocorrência degrada a qualidade da imagem e pode prejudicar a análise quali-quantitativa, bem como influenciar de forma negativa no processo de diagnóstico clínico em Endodontia (KRITHIKADATTA et al., 2010; LIANG et al., 2010; SCHULZE et al., 2011; COSTA et al., 2012; DECÚRCIO et al., 2012; PATEL et al., 2012; ESMAEILI et al., 2013; PAUWELS et al., 2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; PATEL et al., 2015; VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2016; KOCASARAC et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2017; CODARI et al., 2018;; ESTRELA et al., 2018; FONTENELE et al., 2018; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; FREITAS et al., 2018; LAMIRA, 2018; PAUWELS et al., 2018; QUEIROZ et al., 2018; TANG et al., 2018; VASCONCELOS et al., 2018).

Nesse sentido, pode-se inferir que a presença de estrias escuras, caracterizadas por linhas hipodensas, identificadas com maior frequência nas reconstruções axiais, pode simular e/ou mimetizar a presença de fraturas e trincas radiculares e, de variações anatômicas como canais laterais, acessórios, secundários e istmos, dificultando o diagnóstico, com interpretação errônea frente aos dados obtidos e muitas vezes levar a atitudes operatórias iatrogênicas por parte dos especialistas, durante o tratamento endodôntico. As áreas hipodensas, representadas por regiões escuras adjacentes ao material hiperdenso, sendo melhor visualizadas nas reconstruções sagitais e coronais, podem interferir no diagnóstico de espaços vazios e/ou da qualidade da obturação, de reabsorções interna e externa, e em casos de insucesso, sugerindo a necessidade retratamento endodôntico e/ou extração dental (SCHULZE et al., 2009; KRITHIKADATTA et al., 2010; LIANG et al., 2010; SCHULZE et al. 2011; COSTA et al., 2012; PATEL et al., 2012; ESMAEILI et al., 2013; NEMTOI et al., 2013; PASSONI, 2013; PAWELS et al., 2013; BRITO-JÚNIOR et al.,

2014; NARDI et al., 2015; VASCONCELOS et al., 2015; HELVACIOGLU-YIGIT et al., 2016; CODARI et al., 2017; ESTRELA et al., 2018; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; ORHAN; VASCONCELOS; GAÊTA-ARAUJO, 2018; QUEIROZ et al., 2018a; QUEIROZ et al., 2018b; VASCONCELOS et al., 2018; VERSIANI et al., 2018).

Já a distorção do material obturador, que alteram a conformação geométrica original dos objetos, devido à superestimação das dimensões de área e volume do material de alta densidade, pode sugerir a sub ou sobreobturação e o desgaste excessivo das paredes do canal radicular. Ainda, tais artefatos podem mimetizar a presença de instrumentos fraturados no interior dos canais radiculares, e estruturas anatômicas de interesse. Dessa forma, para a realização de diagnósticos e planos de tratamentos seguros, o exame clínico torna-se primordial e deve-se sempre ser associado aos exames de diagnóstico por imagem (KRITHIKADATTA et al., 2010; LIANG et al., 2010; SCHULZE et al., 2011; COSTA et al., 2012; DECÚRCIO et al., 2012; PATEL et al., 2012; ESMAEILI et al., 2013; NEMTOI et al., 2013; PAUWELS et al., 2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; PATEL et al., 2015; VASCONCELOS et al., 2015; CELIKTEN et al., 2016; KOCASARAC et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; GAÊTA-ARAUJO et al., 2017; CODARI et al., 2018; ESTRELA et al., 2018; FONTENELE et al., 2018; FOX et al., 2018; FOX; BASRANI; LAM, 2018; FREITAS et al., 2018; FREITAS; VASCONCELOS; NOUJEIM, 2018; LAMIRA, 2018; PAUWELS et al., 2018; QUEIROZ et al., 2018; TANG et al., 2018; VASCONCELOS et al., 2018).

Assim, considerando as indicações estabelecidas pela Associação Americana de Endodontia (2016) e pelas diretrizes europeias do uso das TCFC – SEDENTEXCT (2012) e, respeitando os princípios de ALADA, a indicação do uso clínico da TCFC no diagnóstico e avaliação da qualidade da obturação do sistema de canais radiculares, deve ser vista com cautela, uma vez que a presença de materiais de alta densidade

leva a ocorrência dos artefatos de imagens durante os processos de aquisição e reconstrução dos volumes tridimensionais (DRAENERT et al., 2007; ICRP, 2007; PATEL et al., 2007a; PATEL et al., 2007b; KRITHIKADATTA et al., 2010; LIANG et al., 2010; SCHULZE et al., 2011; COSTA et al., 2012; DECÚRCIO et al., 2012; SEDENTEXCT, 2012; PAUWELS et al., 2013; BRITO-JÚNIOR et al., 2014; ESKANDARLOU et al., 2014; TOZOGLU; CAKUR, 2014; PATEL et al., 2015; SUOMALAINEN et al., 2015; VASCONCELOS et al., 2015; AAE, 2016; CELIKTEN et al., 2016; KOCASARAC et al., 2016; CELIKTEN et al., 2017; CODARI et al., 2017; VAÑÓ et al., 2017; ESTRELA et al., 2018; FOX et al., 2018; LAMIRA, 2018; PAUWELS, 2018; VASCONCELOS et al., 2018). Ainda, a menor expressão de estrias escuras, áreas hipodensas e distorção nos protocolos de aquisição realizados no 3D Accuitomo 170 e Newtom VGi evo, dentre os TCFCs avaliados, permitem indicar a sua utilização diante da necessidade de diagnóstico clínico em Endodontia.

Espera-se que no futuro, a partir dos avanços tecnológicos nos métodos complementares de diagnóstico por imagem com maior acuidade, e a criação de novos aparelhos e programas para aquisição, reconstrução e análises das imagens obtidas por TCFC, seja possível a realização do diagnóstico e planejamento do tratamento endodôntico mais precisos considerando aspectos como a determinação dos parâmetros ideais de escaneamento para dentes obturados, levando à redução ou eliminação dos artefatos causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios X, aumentando a qualidade e previsibilidade do diagnóstico e tratamento endodôntico. Além da tecnologia, é importante que o especialista se mantenha atualizado frente a esses avanços e, baseado nos critérios de ALADA, saiba quando indicar exames por TCFC, reconhecer suas limitações, bem como extrair da melhor

forma possível as informações fornecidas nas diferentes reconstruções (axial, sagital e coronal), com menores riscos e danos aos pacientes.

Conclusões

Com base na metodologia utilizada e nos resultados obtidos neste estudo, é possível concluir que:

- Os protocolos de escaneamento com *voxels* de tamanhos reduzidos associados a elevados valores de kVp e mA e maior número de imagens bidimensionais, para dentes obturados, propiciaram a menor formação de artefatos metálicos causados pelo fenômeno de endurecimento dos feixes de raios X, independentemente do equipamento avaliado;
- Nas imagens obtidas em nanotomografia e microtomografia computadorizadas observou-se ausência ou redução na expressão dos artefatos metálicos, devido à possibilidade de obtenção de maior número de imagens bidimensionais, e de utilização de parâmetros energéticos (kVp e mA) mais elevados e *voxels* de menores tamanhos;
- Em relação aos tomógrafos computadorizados de feixe cônico, a maior geração de artefatos (estrias escuras, áreas hipodensas e distorção) foi observada nos protocolos realizados nos equipamentos ProMax 3D Max e Pax-i3D Green Premium, com maior distorção geométrica do material obturador nas imagens obtidas no Pax-i3D Green Premium. Por outro lado, as aquisições realizadas nos equipamentos 3D Accuitomo 170 e NewTom VGi evo forneceram imagens de alta resolução com menor formação de artefatos metálicos.

Referências

AAE/AAOMR – American Association of Endodontists, American Academy of Oral and Maxillofacial Radiography. AAE and AAOMR Joint Position Statement - Use of Cone Beam Computed Tomography in Endodontics. **Pa Dent J (Harrishb)**, v. 78, n. 1, p. 37-39, 2016.

AHLOWALIA, M. S.; PATEL, S.; ANWAR, H. M. S.; CAMA, G.; AUSTIN, R. S.; WILSON, R.; MANNOCCI, F. Accuracy of CBCT for volumetric measurement of simulated periapical lesions. **Int Endod J**, v. 46, n. 6, p. 538–546, 2013.

ALVES, F. R. F.; ANDRADE-JUNIOR, C. V.; MARCELIANO-ALVES, M. F.; PÉREZ, A. R.; RÔÇAS, I. N.; VERSIANI, M. A.; SOUSA-NETO, M. D.; PROVENZANO, J. C.; SIQUEIRA, J. F. Adjunctive Steps for Disinfection of the Mandibular Molar Root Canal System: A Correlative Bacteriologic, Micro-Computed Tomography, and Cryopulverization Approach. **J Endod**, v. 42, n. 11, p. 1667–1672, 2016.

AMINOSHARIAE, A.; KULILD, J. C.; SYED, A. Cone-beam Computed Tomography Compared with Intraoral Radiographic Lesions in Endodontic Outcome Studies: A Systematic Review. **J Endod**, v. 44, n. 1, p. 1626-1631, 2018.

ANSI/ADA. American National Standards Institute/American Dental Association. Specification n° 57 - Endodontic Sealing Material. **J Am Dent Assoc**, v. 108, n. 1, p. 88, 2000.

ARAI, Y.; TAMMISALO, E.; IWAI, K.; HASHIMOTO, K.; SHINODA, K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 28, n. 4, p. 245-248, 1999.

BARRETT, J. F.; KEAT, N. Artifacts in CT: Recognition and Avoidance. **RadioGraphics**, v. 24, n.6, p. 1679–1691, 2004.

BEACHAM, J. T.; GEIST, J. R.; YU, Q.; HIMEL, V. T.; SABEY, K. A. Accuracy of Cone-beam Computed Tomographic Image Interpretation by Endodontists and Endodontic Residents. **J Endod**, v. 44, n. 4, p. 571–575, 2018.

BECHARA, B.; ALEX MCMAHAN, C.; MOORE, W.; NOUJEIM, M.; TEIXEIRA, F.; GEHA, H. Cone beam CT scans with and without artefact reduction in root fracture detection of endodontically treated teeth. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 42, n. 5, p. 20120245, 2013a.

BECHARA, B.; MCMAHAN, C. A.; 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**, v. 115, n. 5, p. 676–681, 2013b.

BENDER, I. B. Factors influencing the radiographic appearance of bony lesions. **J Endod**, v. 23, n. 1, p. 5-14, 1997.

BENDER, I. B.; SELTZER, S. The oral fistula: its diagnosis and treatment. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, v. 14, p. 1367-1376, 1961.

- BERGMANS, L.; VAN CLEYNENBREUGEL, J.; WEVERS, M.; LAMBRECHTS, P. A Methodology for Quantitative Evaluation of Root Canal Instrumentation Using Microcomputed Tomography. **Int Endod J**, v. 34, n. 5, p. 390–398, 2001.
- BOSCHETTI, E.; SILVA-SOUSA, Y. T. C.; MAZZI-CHAVES, J. F.; LEONI, G. B.; VERSIANI, M. A.; PÉCORA, J. D.; SAQUY, P. C.; SOUSA NETO, M. D. de. Micro-CT Evaluation of Root and Canal Morphology of Mandibular First Premolars with Radicular Grooves. **Braz Dent J**, v. 28, n. 5, p. 597–603, 2017.
- BRAND, J. W.; KUBA, R. K.; BRAUNREITER, T. C. An improved head-and-neck phantom for radiation dosimetry. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, v. 67, n. 3, p. 338–46, 1989.
- BRASIL, S. C.; MARCELIANO-ALVES, M. F.; MARQUES, M. L.; GRILLO, J. P.; LACERDA, M. F. L. S.; ALVES, F. R. F.; SIQUEIRA, J. F.; PROVENZANO, J. C. Canal Transportation, Unprepared Areas, and Dentin Removal after Preparation with BT-RaCe and ProTaper Next Systems. **J Endod**, v. 43, n. 10, p. 1683–1687, 2017.
- BRITO-JÚNIOR, M.; SANTOS, L. A. N.; FARIA-E-SILVA, A. L.; PEREIRA, R. D.; SOUSA-NETO, M. D. Ex vivo evaluation of artifacts mimicking fracture lines on cone-beam computed tomography produced by different root canal sealers. **Int Endod J**, v. 47, n. 1, p. 26–31, 2014.
- BROOKS, S. L. Computed tomography. **Dent Clin North Am Dent**, v. 37, n. 4, p. 575–590, 1993.
- BUENO, M. R.; ESTRELA, C. Incorporação da tomografia computadorizada de feixe cônico em pesquisas em odontologia. In: ESTRELA, C. **Metodologia Científica – Ciência, Ensino, Pesquisa**, 3ª edição, editora Artes Médicas, p. 667–684, 2018.
- BUENO, M. R.; ESTRELA, C.; AZEVEDO, B. C.; BRUGNERA-JR, A.; AZEVEDO, J. R. Tomografia computadorizada cone beam: revolução na odontologia. **Rev Ass Paul Cir Dent**, v. 61, n. 5, p. 325–328, 2007.
- BUENO, M. R.; ESTRELA, C.; FIGUEIREDO, J. A. P.; AZEVEDO, B. C. Map-reading strategy to diagnose root perforations near metallic intracanal posts by using cone beam computed tomography. **J Endod**, v. 37, n. 1, p. 85–90, 2011.
- CELIK TEN, B.; JACOBS, R.; DEFARIA VASCONCELOS, K.; HUANG, Y.; NICOLIELO, L. F. P.; ORHAN, K. Assessment of Volumetric Distortion Artifact in Filled Root Canals Using Different Cone-beam Computed Tomographic Devices. **J Endod**, v. 43, n. 9, p. 1517–1521, 2017.
- CELIK TEN, B.; UZUNTAS, C. F.; ORHAN, A. I.; ORHAN, K.; TUFENKCI, P.; KURSUN, S.; DEMIRALP, K. Ö. Evaluation of root canal sealer filling quality using a single-cone technique in oval shaped canals: An *In vitro* Micro-CT study. **Scanning**, v. 38, n. 2, p. 133–140, 2016.
- CHENG, L.; ZHANG, R.; YU, X.; TIAN, Y.; WANG, H.; ZHENG, G.; HU, T. A comparative analysis of periapical radiography and cone-beam computerized tomography for the evaluation of endodontic obturation length. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, v. 112, n. 3, p. 383–9, 2011.

CHOW, L. S.; RAJAGOPAL, H.; PARAMESRAN, R. Correlation between subjective and objective assessment of magnetic resonance (MR) images. **Magn Reson Imaging**, v. 34, n. 6, p. 820–831, 2016.

CODARI, M.; DE FARIA VASCONCELOS, K.; FERREIRA PINHEIRO NICOLIELO, L.; HAITER NETO, F.; JACOBS, R. Quantitative evaluation of metal artifacts using different CBCT devices, high-density materials and field of views. **Clin Oral implants Res**, 2017.

COSTA, C. C. A.; MOURA-NETTO, C.; KOUBIK, A. C. G. A.; MICHELOTTO, A. L. C. Aplicações clínicas da tomografia computadorizada cone beam na Endodontia. **Rev Inst Ciênc Saúde**, v. 27, n. 3, p. 279–86, 2009.

COSTA, F. F.; GAIA, B. F.; UMETSUBO, O. S.; PINHEIRO, L. R.; TORTAMANO, I. P.; CAVALCANTI, M. G. 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**, v. 38, n. 6, p. 856-859, 2012.

COTTI, E.; CAMPISI, G. Advanced radiographic techniques for the detection of lesions in bone. **Endod Topics**, v. 7, n. 1, p. 52–72, 2004.

COTTI, E.; VARGIU, P.; DETTORI, C.; MALLARINI, G. Computerized tomography in the management and follow-up of extensive periapical lesion. **Endod Dent Traumatol**, v. 15, n. 4, p. 186-189, 1999.

COTTON, T. P.; GEISLER, T. M.; HOLDEN, D. T.; SCHWARTZ, S. A.; SCHINDLER, W. G. Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography. **J Endod**, v. 33, n. 9, p. 1121-1132, 2007.

COTTON, T.; GEISLER, T.; HOLDEN, D.; SCHWARTZ, S.; SCHINDLER, W. Endodontic Applications of Cone-Beam Volumetric Tomography. **J Endod**, v. 33, n. 9, p. 1121–1132, 2007.

CROZETA, B. M.; SILVA-SOUSA, Y. T. C.; LEONI, G. B.; MAZZI-CHAVES, J. F.; FANTINATO, T.; BARATTO-FILHO, F.; SOUSA-NETO, M. D. Micro-Computed Tomography Study of Filling Material Removal from Oval-shaped Canals by Using Rotary, Reciprocating, and Adaptive Motion Systems. **J Endod**, v. 42, n. 5, p. 793-797, 2016.

CURRY, T.; DOWDEY, J.; MURRAY, R. **Christensen's Introduction to the Physics of Diagnostic Radiology**. 3rd ed, 515 páginas, Lea and Febiger, Philadelphia, 1984.

DAWOOD, A.; PATEL, S.; BROWN, J. Cone beam CT in dental practice. **Br Dent J**, v. 207, n. 1, p. 23-28, 2009.

DE MARTIN E SILVA, D.; CAMPOS, C. N.; PIRES CARVALHO, A. C.; DEVITO, K. L. Diagnosis of Mesiodistal Vertical Root Fractures in Teeth with Metal Posts: Influence of Applying Filters in Cone-beam Computed Tomography Images at Different Resolutions. **J Endod**, v. 44, n. 3, p. 470–474, 2018.

DE SIQUEIRA MELLARA, T.; PALMA-DIBB, R. G.; DE OLIVEIRA, H. F.; GARCIA, F. W.; NELSON-FILHO, P.; DA SILVA, R. A.; DA SILVA, L. A.; DE QUEIROZ, A. M. The

effect of radiation therapy on the mechanical and morphological properties of the enamel and dentin of deciduous teeth--an *in vitro* study. **Radiat Oncol**, v. 22, n. 9, p. 30, 2014.

DE SIQUEIRA ZUOLO A, ZUOLO ML, DA SILVEIRA BUENO CE, CHU R, CUNHA RS. Evaluation of the Efficacy of TRUShape and Reciproc File Systems in the Removal of Root Filling Material: An Ex Vivo Micro-Computed Tomographic Study. **J Endod**, v. 42, n. 2, p. 315-319, 2016.

DECURCIO, D. A.; BUENO, M. R.; DE ALENCAR, A. H.; PORTO, O. C.; AZEVEDO, B. C.; ESTRELA, C. Effect of root canal filling materials on dimensions of cone-beam computed tomography images. **J Appl Oral Sci**, v. 20, n. 2, p. 260-267, 2012.

DE-DEUS, G.; BELLADONNA, F. G.; MARINS, J. R.; SILVA, E. J. N. L.; NEVES, A. de A.; SOUZA, E. M.; MACHADO, A. de C.; LOPES, R. T.; VERSIANI, M. A. On the Causality Between Dentinal Defects and Root Canal Preparation: A Micro-CT Assessment. **Braz Dent J**, v. 27, n. 6, p. 664–669, 2016.

DOMARK, J. D.; HATTON, J. F.; BENISON, R. P.; HILDEBOLT, C. F. An Ex Vivo Comparison of Digital Radiography and Cone-beam and Micro Computed Tomography in the Detection of the Number of Canals in the Mesibuccal Roots of Maxillary Molars. **J Endod**, v. 39, n. 7, p. 901–905, 2013.

DOYLE ET AL. What is CBCT and How does it work?, In: SCARFE, W.C., ANGELOPOULOS, C. **Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography**, 1st ed, Springer, p. 13-41, 2018.

DRAENERT, F.; COPPENRATH, E.; HERZOG, P.; MÜLLER, S.; MUELLER-LISSE, U. 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**, v. 36, n. 4, p. 198–203, 2007.

DUQUE, J. A.; DUARTE, M. A.; CANALI, L. C.; ZANCAN, R. F.; VIVAN, R. R.; BERNARDES, R. A.; BRAMANTE, C. M. Comparative Effectiveness of New Mechanical Irrigant Agitating Devices for Debris Removal from the Canal and Isthmus of Mesial Roots of Mandibular Molars. **J Endod**, v. 43, n. 2, p. 326-331, 2017.

DURACK, C.; PATEL, S. Cone beam computed tomography in endodontics. **Braz Dent J**, v. 23, n. 3, p. 179-191, 2012.

DURACK, C.; PATEL, S.; DAVIES, J.; WILSON, R.; MANNOCCHI, 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**, v. 44, n. 2, p. 136–147, 2011.

EE, J.; FAYAD, M. I.; JOHNSON, B. R. Comparison of endodontic diagnosis and treatment planning decisions using cone-beam volumetric tomography versus periapical radiography. **J Endod**, v. 40, n. 7, p. 910-916, 2014.

ELNAGHY, A. M.; ELSAKA, S. E. Evaluation of Root Canal Transportation, Centering Ratio, and Remaining Dentin Thickness Associated with ProTaper Next Instruments with and without Glide Path. **J Endod**, v. 40, n. 12, p. 2053–2056, 2014.

ELSALTANI, M. H.; FARID, M. M.; ELDIN ASHMAWY, M. S. Detection of Simulated Vertical Root Fractures: Which Cone-beam Computed Tomographic System Is the Most Accurate? **J Endod**, v. 42, n. 6, p. 972–977, 2016.

ENDAL, U.; SHEN, Y.; KNUT, A.; GAO, Y.; HAAPASALO, M. A High-Resolution Computed Tomographic Study of Changes in Root Canal Isthmus Area by Instrumentation and Root Filling. **J Endod**, v. 37, n. 2, p. 223–227, 2011.

ESKANDARLOU, A.; POOROLAJAL, J.; TALAEIPOUR, A. R.; TALEBI, S.; TALAEIPOUR, M. Comparison between cone beam computed tomography and multislice computed tomography in diagnostic accuracy of maxillofacial fractures in dried human skull: an in vitro study. **Dent Traumatol**, v. 30, n. 2, p. 162–168, 2014.

ESMAEILI, F.; JOHARI, M.; HADDADI, P. Beam hardening artifacts by dental implants: Comparison of cone-beam and 64-slice computed tomography scanners. **Dental Res J**, v. 10, n. 3, p. 376–381, 2013.

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**, v. 6, n. 2, p. 49–53, 2012.

ESTRELA, C.; BUENO, M. R.; BARLETTA, F. B.; GUEDES, O. A.; PORTO, O. C.; ESTRELA, C. R.; PÉCORA, J. D. Identification of Apical and Cervical Curvature Radius of Human Molars. **Braz Dent J**, v. 26, n. 4, p. 351–356, 2015a.

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

ESTRELA, C.; NUNES, C. A.; GUEDES, O. A.; ALENCAR, A. H.; ESTRELA, C. R.; SILVA, R. G.; PÉCORA, J. D.; SOUSA-NETO, M. D. Study of Anatomical Relationship between Posterior Teeth and Maxillary Sinus Floor in a Subpopulation of the Brazilian Central Region Using Cone-Beam Computed Tomography - Part 2. **Braz Dent J**, v. 27, n. 1, p. 9–15, 2016.

ESTRELA, C.; RABELO, L. E.; DE SOUZA, J. B.; ALENCAR, A. H.; ESTRELA, C. R.; SOUSA NETO, M. D.; PÉCORA, J. D. Frequency of Root Canal Isthmi in Human Permanent Teeth Determined by Cone-beam Computed Tomography. **J Endod**, v. 41, n. 9, p. 1535–1539, 2015b.

EZELDEEN, M.; STRATIS, A.; COUCKE, W.; CODARI, M.; POLITIS, C.; JACOBS, R. As Low Dose as Sufficient Quality: Optimization of Cone-beam Computed Tomographic Scanning Protocol for Tooth Autotransplantation Planning and Follow-up in Children. **J Endod**, v. 43, n. 2, p. 210–217, 2017.

FAKHAR, H. B.; EMAMI, R.; MOLOUDI, K.; MOSAVAT, F. Effects of artifact removal on cone-beam computed tomography images. **Dental Res J**, v. 15, n. 2, p. 89–94, 2018.

FAKHAR, H. B.; RASHTCHIAN, R.; PARVIN, M. Effect of Dental Implant Metal Artifacts on Accuracy of Linear Measurements by Two Cone-Beam Computed Tomography Systems Before and After Crown Restoration. **J Dent (Tehran, Iran)**, v.

14, n. 6, p. 329–336, 2017.

FAYAD, M. I.; NAIR, M.; LEVIN, M. D.; BENAVIDES, E.; RUBINSTEIN, R. A.; BARGHAN, S.; HIRSCHBERG, C. S.; RUPRECHT, A. AAE and AAOMR Joint Position Statement. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, v. 120, n. 4, p. 508–512, 2015.

FELDKAMP, L. A.; DAVIS, L. C.; KRESS, J. W. Practical Cone-Beam Algorithm. **J Opt Am A-Opt Image Sci Vis**, v. 1, n. 6, p. 612-619, 1984.

FERNANDES, L. M. P. D. R.; RICE, D.; ORDINOLA-ZAPATA, R.; CAPELOZZA, A. L. A.; BRAMANTE, C. M.; JARAMILLO, D.; CHRISTENSEN, H. Detection of Various Anatomic Patterns of Root Canals in Mandibular Incisors Using Digital Periapical Radiography, 3 Cone-beam Computed Tomographic Scanners, and Micro-Computed Tomographic Imaging. **J Endod**, v. 40, n. 1, p. 42-45, 2014.

FLEISS, J. L.; LEVIN, B.; PAIK, M. C. **Statistical methods for rates and proportions**. 3rd, John Wiley & Sons, 768 p, 2003.

FONTENELE, R. C.; NASCIMENTO, E. H.; VASCONCELOS, T. V.; NOUJEIM, M.; FREITAS, D. Q. Magnitude of cone beam CT image artifacts related to zirconium and titanium implants: impact on image quality. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 47, n. 6, p. 20180021, 2018.

FOX, A.; BASRANI, B.; KISHEN, A.; LAM, E. W. N. A Novel Method for Characterizing Beam Hardening Artifacts in Cone-beam Computed Tomographic Images. **J Endod**, v. 44, n. 5, p. 869–874, 2018.

FOX, A.; BASRANI, B.; LAM, E. W. N. The Performance of a Zirconium-based Root Filling Material with Artifact Reduction Properties in the Detection of Artificially Induced Root Fractures Using Cone-beam Computed Tomographic Imaging. **J Endod**, v. 44, n. 5, p. 828–833, 2018.

FREITAS, D. Q.; FONTENELE, R. C.; NASCIMENTO, E. H. L.; VASCONCELOS, T. V.; NOUJEIM, M. Influence of acquisition parameters on the magnitude of cone beam computed tomography artifacts. **Dentomaxillofac Radiol**, p. 20180151, 2018.

FREITAS, D. Q.; VASCONCELOS, T. V.; NOUJEIM, M. Diagnosis of vertical root fracture in teeth close and distant to implant: an in vitro study to assess the influence of artifacts produced in cone beam computed tomography. **Clin Oral Investig**, 2018.

FRUCHI LDE, C.; ORDINOLA-ZAPATA, R.; CAVENAGO, B. C.; HUNGARO DUARTE, M. A.; BUENO, C. E.; DE MARTIN, A. S. Efficacy of reciprocating instruments for removing filling material in curved canals obturated with a single-cone technique: a micro-computed tomographic analysis. **J Endod**, v. 40, n. 7, p. 1000-1004, 2014

FUMES, A. C.; SOUSA-NETO, M. D.; LEONI, G. B.; VERSIANI, M. A.; DA SILVA, L. A. B.; DA SILVA, R. A. B.; CONSOLARO, A. Root canal morphology of primary molars: a micro-computed tomography study. **Eur J Paediatr Dent**, v. 15, n. 5, p. 317–326, 2014.

GAÊTA-ARAUJO, H.; SILVA DE SOUZA, G. Q.; FREITAS, D. Q.; DE OLIVEIRA-SANTOS, C. Optimization of Tube Current in Cone-beam Computed Tomography for

the Detection of Vertical Root Fractures with Different Intracanal Materials. **J Endod**, v. 43, n. 10, p. 1668–1673, 2017.

GERGI, R.; ARBAB-CHIRANI, R.; OSTA, N.; NAAMAN, A. Micro-Computed Tomographic Evaluation of Canal Transportation Instrumented by Different Kinematics Rotary Nickel-Titanium Instruments. **J Endod**, v. 40, n. 8, p. 1223–1227, 2014.

GONÇALVES, L. M. N.; PALMA-DIBB, R. G.; PAULA-SILVA, F. W.; OLIVEIRA, H. F.; NELSON-FILHO, P.; SILVA, L. A.; QUEIROZ, A. M. Radiation therapy alters microhardness and microstructure of enamel and dentin of permanent human teeth. **J Dent**, v. 42, n. 8, p. 986–992, 2014.

GUERRERO, M. E.; JACOBS, R.; LOUBELE, M.; SCHUTYSER, F.; SUETENS, P.; VAN STEENBERGHE, D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. **Clin Oral Investig**, v. 10, n. 1, p. 1–7, 2006.

GURGEL-FILHO, E. D.; ANDRADE FEITOSA, J. P.; TEIXEIRA, F. B.; MONTEIRO DE PAULA, R. C.; ARAÚJO SILVA, J. B.; SOUZA-FILHO, F. J. Chemical and X-ray analyses of five brands of dental gutta-percha cone. **Int Endod J**, v. 36, n. 4, p. 302–307, 2003.

HAHN, A.; KNAUP, M.; BREHM, M.; SAUPPE, S.; KACHELRIESS, M. Two methods for reducing moving metal artifacts in cone-beam CT. **Med Phys**, v. 45, n. 8, p. 3671–3680, 2018.

HAMBA, H.; NIKAIDO, T.; SADR, A.; NAKASHIMA, S.; TAGAMI, J. Enamel Lesion Parameter Correlations between Polychromatic Micro-CT and TMR. **J Dent Res**, v. 91, n. 6, p. 586–591, 2012.

HASSAN, B. A.; PAYAM, J.; JUYANDA, B.; VAN DER STELT, P.; WESSELINK, P. R. Influence of scan setting selections on root canal visibility with cone beam CT. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 41, n. 8, p. 645–648, 2012.

HASSAN, B.; METSKA, M. E.; OZOK, A. R.; VAN DER STELT, P.; WESSELINK, P. R. Detection of Vertical Root Fractures in Endodontically Treated Teeth by a Cone Beam Computed Tomography Scan. **J Endod**, v. 35, n. 5, p. 719–722, 2009.

HELVACIOGLU-YIGIT, D.; DEMIRTURK KOCASARAC, H.; BECHARA, B.; NOUJEIM, M. Evaluation and Reduction of Artifacts Generated by 4 Different Root-end Filling Materials by Using Multiple Cone-beam Computed Tomography Imaging Settings. **J Endod**, v. 42, n. 2, p. 307–314, 2016.

HOLBERG, C.; STEINHÄUSER, S.; GEIS, P.; RUDZKI-JANSON, I. Cone-Beam Computed Tomography in Orthodontics: Benefits and Limitations. **J Orofac Orthop**, v. 66, n. 6, p. 434–444, 2005.

HUANG, Y.; CELIKTEN, B.; DE FARIA VASCONCELOS, K.; FERREIRA PINHEIRO NICOLIELO, L.; LIPPIATT, N.; BUYUKSUNGUR, A.; JACOBS, R.; ORHAN, K. Micro-CT and nano-CT analysis of filling quality of three different endodontic sealers. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 46, n. 8, p. 20170223, 2017.

HUNTER, A.; MCDAVID, W. Characterization and correction of cupping effect artefacts in cone beam CT. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 41, n. 3, p. 217–223, 2012.

ICRP, International Commission on Radiological Protection. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. ICRP publication 103. Ann ICRP, v. 37, n. 2-4, p. 1-332, 2007.

IIKUBO, M.; OSANO, T.; SANO, T.; KATSUMATA, A.; ARIJI, E.; KOBAYASHI, K.; SASANO, T.; WAKOH, M.; SEKI, K.; KOJIMA, I.; SAKAMOTO, M. Root canal filling materials spread pattern mimicking root fractures in dental CBCT images. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, v. 120, n. 4, p. 521-527, 2015.

ISO. International Organization for Standardization. **ISO 6876 - Dentistry -- Root canal sealing materials**. 3rd ed, 2012.

JACOBS, R. Dental cone beam CT and its justified use in oral health care. **JBR-BTR**, v. 94, n. 5, p. 254-265, 2011.

JARDINE, A. P.; ROSA, R. A. da; SANTINI, M. F.; ZACCARA, I. M.; SÓ, M. V. R.; KOPPER, P. M. P. Shaping ability of rotatory or reciprocating instruments in curved canals: a micro-computed tomographic study. **Braz Oral Res**, v. 30, n. 1, 2016.

KAMBUROGLU, K.; GULSAHI, A.; GENC, Y.; PAKSOY, C. S. A comparison of peripheral marginal bone loss at dental implants measured with conventional intraoral film and digitized radiographs. **J Oral Implantol**, v. 38, n. 3, p. 211-219, 2012.

KAMBUROGLU, K.; KOLSUZ, E.; KURT, H.; KILIC, C.; OZEN, T.; PAKSOY, C. S. Accuracy of CBCT measurements of a human skull. **J Digit Imaging**, v. 24, n. 5, p. 787-793, 2011.

KAMBUROĞLU, K.; KOLSUZ, E.; MURAT, S.; EREN, H.; YÜKSEL, S.; PAKSOY, C. S. Assessment of buccal marginal alveolar peri-implant and periodontal defects using a cone beam CT system with and without the application of metal artefact reduction mode. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 42, n. 8, p. 20130176, 2013.

KAMPSCHULTE, M.; LANGHEINIRCH, A. C.; SENDER, J.; LITZLBAUER, H. D.; SCHWAB, J. D.; MARTELS, G.; KROMBACH, G. A. Nano-Computed Tomography: Technique and Applications. **Fortscr Rontgenstr**, v. 188, p. 146–154, 2016.

KELEŞ, A.; ALÇIN, H.; SOUSA-NETO, M. D.; VERSIANI, M. A. Supplementary Steps for Removing Hard Tissue Debris from Isthmus-containing Canal Systems. **J Endod**, v. 42, n. 11, p. 1677–1682, 2016.

KELEŞ, A.; ARSLAN, H.; KAMALAK, A.; AKÇAY, M.; SOUSA-NETO, M. D.; VERSIANI, M. A. Removal of Filling Materials from Oval-shaped Canals Using Laser Irradiation: A Micro-computed Tomographic Study. **J Endod**, v. 41, n. 2, p. 219–224, 2015.

KHOURY, B. M.; BIGELOW, E. M. R.; SMITH, L. M.; SCHLECHT, S. H.; SCHELLER, E. L.; ANDARAWIS-PURI, N.; JEPSEN, K. J. The use of nano-computed tomography to enhance musculoskeletal research. **Connect Tissue Res**, v. 56, n. 2, p. 106–119, 2015.

KLEIN, S.; STARING, M.; MURPHY, K.; VIERGEVER, M. A.; PLUIM, J. P. W. Elastix: a toolbox for intensity-based medical image registration. **IEEE Trans Med Imaging**, v. 29, n. 1, p. 196–205, 2010.

KOCASARAC, H. D.; HELVACIOGLU YIGIT, D.; BECHARA, B.; SINANOGLU, A.; NOUJEIM, M. Contrast-to-noise ratio with different settings in a CBCT machine in presence of different root-end filling materials: an *in vitro* study. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 45, n. 5, p. 20160012, 2016.

KOVÁCS, M.; DANYI, R.; ERDÉLYI, M.; FEJÉRDY, P.; DOBÓ-NAGY, C. Distortional effect of beam-hardening artefacts on microCT: a simulation study based on an *in vitro* caries model. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 108, n. 4, p. 591–599, 2009.

KRITHIKADATTA, J.; KOTTOOR, J.; KARUMARAN, C. S.; RAJAN, G. Mandibular First Molar Having an Unusual Mesial Root Canal Morphology with Contradictory Cone-Beam Computed Tomography Findings: A Case Report. **J Endod**, v. 36, n. 10, p. 1712–1716, 2010.

LAMIRA, A. **Interpretação de imagens tomográficas das fases do tratamento endodôntico utilizando a microtomografia como padrão de referência**. Ribeirão Preto: Tese de Doutorado [Universidade de São Paulo – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto]. 2018.

LEONI, G. B.; VERSIANI, M. A.; PÉCORA, J. D.; DE SOUSA-NETO, M. Micro-computed tomographic analysis of the root canal morphology of mandibular incisors. **J Endod**, v. 40, n. 5, p. 710–716, 2014.

LEONI, G. B.; VERSIANI, M. A.; SILVA-SOUSA, Y. T.; BRUNIERA, J. F. B.; PÉCORA, J. D.; SOUSA-NETO, M. D. Ex vivo evaluation of four final irrigation protocols on the removal of hard-tissue debris from the mesial root canal system of mandibular first molars. **Int Endod J**, v. 50, n. 4, p. 398–406, 2017.

LIANG, X.; JACOBS, R.; HASSAN, B.; LI, L.; PAUWELS, R.; CORPAS, L.; SOUZA, P. C.; MARTENS, W.; SHAHBAZIAN, M.; ALONSO, A.; LAMBRICHTS, I. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality. **Eur J Radiol**, v. 75, n. 2, p. 265–269, 2010.

LO GIUDICE, R.; NICITA, F.; PULEIO, F.; ALIBRANDI, A.; CERVINO, G.; LIZIO, A. S.; PANTALEO, G. Accuracy of Periapical Radiography and CBCT in Endodontic Evaluation. **Int J Dent**, 2018. *In press*. doi: 10.1155/2018/2514243.

LOFTHAG-HANSEN, S. Cone beam computed tomography radiation dose and image quality assessments. **Swed Dent J Suppl**, v. 209, n. 1, p. 4-55, 2010.

LOFTHAG-HANSEN, S.; HUUMONEN, S.; GRONDAHL, K.; GRONDAHL, H. G. Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 103, n. 1, p. 114-119, 2007.

LOW, K. M. T.; DULA, K.; BÜRGIN, W.; VON ARX, T. Comparison of periapical radiography and limited cone-beam tomography in posterior maxillary teeth referred for apical surgery. **J Endod**, v. 34, n. 5, p. 557–62, 2008.

MAMEDE-NETO, I.; BORGES, A. H.; GUEDES, O. A.; DE OLIVEIRA, D.; PEDRO, F. L. M.; ESTRELA, C. Root Canal Transportation and Centering Ability of Nickel-Titanium Rotary Instruments in Mandibular Premolars Assessed Using Cone-Beam Computed Tomography. **Open Dent J**, v. 11, n. 1, p. 71–78, 2017.

MANIGLIA-FERREIRA, C.; SILVA, J. B. A.; PAULA, R. C. M. DE; FEITOSA, J. P. A.; CORTEZ, D. G. N.; ZAIA, A. A.; SOUZA-FILHO, F. J. DE. Brazilian gutta-percha points. Part I: chemical composition and X-ray diffraction analysis. **Braz Oral Res**, v. 19, n. 3, p. 193–197, 2005.

MARCA, C.; DUMMER, P. M. H.; BRYANT, S.; VIER-PELISSER, F. V.; SÓ, M. V. R.; FONTANELLA, V.; DUTRA, V. D.; DE FIGUEIREDO, J. A. P. Three-rooted premolar analyzed by high-resolution and cone beam CT. **Clin Oral Investig**, v. 17, n. 6, p. 1535–1540, 2013.

MARCIANO, J.; MICHAILESCO, P. M. Dental gutta-percha: chemical composition, X-ray identification, enthalpic studies, and clinical implications. **J Endod**, v. 15, n. 4, p. 149–53, 1989.

MARET, D.; PETERS, O. A.; GALIBOURG, A.; DUMONCEL, J.; ESCLASSAN, R.; KAHN, J. L.; SIXOU, M.; TELMON, N. Comparison of the accuracy of 3-dimensional cone-beam computed tomography and micro-computed tomography reconstructions by using different voxel sizes. **J Endod**, v. 40, n. 9, p. 1321-1326, 2014.

MARET, D.; TELMON, N.; PETERS, O. A.; LEPAGE, B.; TREIL, J.; INGLESE, J. M.; PEYRE, A.; KAHN, J. L.; SIXOU, M. Effect of voxel size on the accuracy of 3D reconstructions with cone beam CT. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 41, n. 8, p. 649-655, 2012.

MARTINS, C. V.; LEONI, G. B.; OLIVEIRA, H. F.; ARID, J.; QUEIROZ, A. M.; SILVA, L. A.; SOUSA-NETO, M. D. Influence of therapeutic cancer radiation on the bond strength of an epoxy- or an MTA-based sealer to root dentine. **Int Endod J**, v. 49, n. 11, p. 1065-1072, 2016.

MARTINS, J. N. R.; ORDINOLA-ZAPATA, R.; MARQUES, D.; FRANCISCO, H.; CARAMÊS, J. Differences in root canal system configuration in human permanent teeth within different age groups. **Int Endod J**, v. 51, n. 8, p. 931-941, 2018.

MATHERNE, R. P.; ANGELOPOULOS, C.; KULILD, J. C.; TIRA, D. Use of cone-beam computed tomography to identify root canal systems in vitro. **J Endod**, v. 34, n. 1, p. 87-89, 2008.

MEGANCK, J. A.; KOZLOFF, K. M.; THORNTON, M. M.; BROSKI, S. M.; GOLDSTEIN, S. A. Beam hardening artifacts in micro-computed tomography scanning can be reduced by X-ray beam filtration and the resulting images can be used to accurately measure BMD. **Bone**, v. 45, n. 6, p. 1104–1116, 2009.

- MELO, S. L. S.; BORTOLUZZI, E. A.; ABREU, M.; CORRÊA, L. R.; CORRÊA, M. Diagnostic ability of a cone-beam computed tomography scan to assess longitudinal root fractures in prosthetically treated teeth. **J Endod**, v. 36, n. 11, p. 1879–82, 2010.
- MELO, S. L. S.; HAITER-NETO, F.; CORREA, L. R.; SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G. Comparative diagnostic yield of cone beam CT reconstruction using various software programs on the detection of vertical root fractures. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 42, n. 9, p. 20120459, 2013.
- METSKA, M. E.; AARTMAN, I. H. A.; WESSELINK, P. R.; ÖZOK, A. R. Detection of Vertical Root Fractures In Vivo in Endodontically Treated Teeth by Cone-Beam Computed Tomography Scans. **J Endod**, v. 38, n. 10, p. 1344–1347, 2012.
- MICHETTI, J.; BASARAB, A.; TRAN, M.; DIEMER, F.; KOUAME, D. Cone-Beam Computed Tomography contrast validation of an artificial periodontal phantom for use in endodontics. **Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc**, v. 1, n. 1, p. 7905-7908, 2015.
- MOLANDER, B.; GRONDAHL, H. G.; EKESTUBBE, A. Quality of film-based and digital panoramic radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 33, n. 1, p. 32-36, 2004.
- MONGUILHOTT CROZETA, B.; DAMIÃO DE SOUSA-NETO, M.; BIANCHI LEONI, G.; FRANCISCO MAZZI-CHAVES, J.; TEREZINHA CORRÊA SILVA-SOUSA, Y.; BARATTO-FILHO, F. A micro-computed tomography assessment of the efficacy of rotary and reciprocating techniques for filling material removal in root canal retreatment. **Clinical Oral Investigations**, v. 20, n. 8, 2016.
- MOZZO, P.; PROCACCI, C.; TACCONI, A.; MARTINI, P. T.; ANDREIS, I. A. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. **Eur Radiol**, v. 8, n. 9, p. 1558-1564, 1998.
- NAGARAJAPPA, A.; DWIVEDI, N.; TIWARI, R. Artifacts: The downturn of CBCT image. **J Int Soc Prev Community Dent**, v. 5, n. 6, p. 440, 2015.
- NANCE, R. S.; TYNDALL, D.; LEVIN, L. G.; TROPE, M. Diagnosis of external root resorption using TACT (tuned-aperture computed tomography). **Endod Dental Traumatol**, v. 16, n. 1, p. 24–28, 2000.
- NARDI, C.; BORRI, C.; REGINI, F.; CALISTRI, L.; CASTELLANI, A.; LORINI, C.; COLAGRANDE, S. Metal and motion artifacts by cone beam computed tomography (CBCT) in dental and maxillofacial study. **Radiol Med**, v. 120, n. 7, p. 618–26, 2015.
- NEELAKANTAN, P.; KHAN, K.; LI, K. Y.; SHETTY, H.; XI, W. Effectiveness of supplementary irrigant agitation with the Finisher GF Brush on the debridement of oval root canals instrumented with the Gentlefile or nickel titanium rotary instruments. **Int Endod J**, v. 51, n. 7, p. 800-807, 2018.
- NEMTOI, A.; CZINK, C.; HABA, D.; GAHLEITNER, A. Cone beam CT: a current overview of devices. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 42, n. 8, p. 20120443, 2013.
- NEVES, F. S.; FREITAS, D. Q.; CAMPOS, P. S. F.; EKESTUBBE, A.; LOFTHAG-HANSEN, S. Evaluation of Cone-beam Computed Tomography in the Diagnosis of Vertical Root Fractures: The Influence of Imaging Modes and Root Canal Materials. **J Endod**, v. 40, n. 10, p. 1530–1536, 2014.

OENNING, A. C.; SALMON, B.; VASCONCELOS, K. de F.; PINHEIRO NICOLIELO, L. F.; LAMBRICHTS, I.; SANDERINK, G.; PAUWELS, R.; DIMITRA GROUP, R.; JACOBS, R. DIMITRA paediatric skull phantoms: development of age-specific paediatric models for dentomaxillofacial radiology research. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 47, n. 3, p. 20170285, 2018.

OLIVEIRA, M. L.; FREITAS, D. Q.; AMBROSANO, G. M. B.; HAITER-NETO, F. Influence of exposure factors on the variability of CBCT voxel values: a phantom study. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 43, n. 6, p. 20140128, 2014.

ORDINOLA-ZAPATA, R.; BRAMANTE, C. M.; VERSIANI, M. A.; MOLDAUER, B. I.; TOPHAM, G.; GUTMANN, J. L.; NUÑEZ, A.; DUARTE, M. A. H.; ABELLA, F. Comparative accuracy of the Clearing Technique, CBCT and Micro-CT methods in studying the mesial root canal configuration of mandibular first molars. **Int Endod J**, v. 50, n. 1, p. 90–96, 2017.

ORHAN, K.; VASCONCELOS, K. de F.; GAÊTA-ARAUJO, H. **Artifacts in Micro-CT**, p. 1-18, 2018. (*in press*).

PAIOLA F. G.; LOPES, F. C.; MAZZI-CHAVES, J. F.; PEREIRA, R. D.; OLIVEIRA, H. F.; QUEIROZ, A. M.; SOUSA-NETO, M. D. How to improve the root canal filling in teeth subjected to therapeutic cancer radiation? *Accepted in **Braz Oral Res***, 2018.

PARKINSON, C. R.; SASOV, A. High-resolution non-destructive 3D interrogation of dentin using X-ray nanotomography. **Dent Mat**, v. 24, n. 6, p. 773–777, 2008.

PARKS, E. T. Computed tomography applications for dentistry. **Dent Clin North Am**, v. 44, n. 2, p. 371-394, 2000.

PASSIONI, S. **Microtomografia de raios X na caracterização micromorfológica de solo submetido a diferentes manejos**. Ponta Grossa: Dissertação de Mestrado [Universidade Estadual de Ponta Grossa]. 2013.

PATEL, K.; MANNOCCI, F.; PATEL, S. The Assessment and Management of External Cervical Resorption with Periapical Radiographs and Cone-beam Computed Tomography: A Clinical Study. **J Endod**, v. 42, n. 10, p. 1435-1440, 2016.

PATEL, S. New dimensions in endodontic imaging: Part 2. Cone beam computed tomography. **Int Endod J**, v. 42, n. 6, p. 463-475, 2009.

PATEL, S. Response to the letter entitled: "Cone beam computed tomography in Endodontics". **Int Endod J**, v. 49, n. 3, p. 313, 2016.

PATEL, S.; ALDOWAISAN, A.; DAWOOD, A. A novel method for soft tissue retraction during periapical surgery using 3D technology: a case report. **Int Endod J**, v. 50, n. 8, p. 813-822, 2017.

PATEL, S.; DAWOOD, A.; FORD, T. P.; WHAITES, E. The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. **Int Endod J**, v. 40, n. 10, p. 818–830, 2007a.

PATEL, S.; DAWOOD, A.; WHAITES, E.; PITT FORD, T. New Dimensions in Endodontic Imaging: Part 1. Conventional and Alternative Radiographic Systems. **Int Endod J**, v. 42, n. 6, p. 447–462, 2009a.

PATEL, S.; DURACK, C.; ABELLA, F.; ROIG, M.; SHEMESH, H.; LAMBRECHTS, P.; LEMBERG, K. European Society of Endodontology, European Society of Endodontology position statement: the use of CBCT in endodontics. **Int Endod J**, v. 47, n. 6, p. 502-504, 2014.

PATEL, S.; DURACK, C.; ABELLA, F.; SHEMESH, H.; ROIG, M.; LEMBERG, K. Cone beam computed tomography in Endodontics - a review. **Int Endod J**, v. 48, n. 1, p. 3-15, 2015.

PATEL, S.; HORNER, K. The use of cone beam computed tomography in endodontics. **Int Endod J**, v. 42, n. 9, p. 755-756, 2009.

PATEL, S.; WILSON, R.; DAWOOD, A.; FOSCHI, F.; MANNOCCI, F. The detection of periapical pathosis using digital periapical radiography and cone beam computed tomography - Part 2: a 1-year post-treatment follow-up. **Int Endod J**, v. 45, n. 8, p. 711–723, 2012.

PATEL, V.; CHITYALA, R. N.; HOFFMANN, K. R.; IONITA, C. N.; BEDNAREK, D. R.; RUDIN, S. Self-calibration of a cone-beam micro-CT system. **Med Phys**, v. 36, n. 1, p. 48-58, 2009b.

PATEL, V.; MORE, A.; HOFFMANN, K.; BEDNAREK, D.; RUDIN, S. Region-of-interest (ROI) cone-beam computed tomography (CBCT) using rotational digital subtraction angiography (DSA) acquisition. **Med Phys**, v. 34, n. 6, p. 2343-2343, 2007b.

PAUWELS, R. What is CBCT and How does it work? In: SCARFE, W.C., ANGELOPOULOS, C. **Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography**, 1st ed, Springer, p. 13-41, 2018.

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

PAUWELS, R.; BEINSBERGER, J.; COLLAERT, B.; THEODORAKOU, C.; ROGERS, J.; WALKER, A.; COCKMARTIN, L.; BOSMANS, H.; JACOBS, R.; BOGAERTS, R.; HORNER, K.; CONSORTIUM, S. P. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. **Eur J Radiol**, v. 81, n. 2, p. 267-271, 2012.

PAUWELS, R.; JACOBS, R.; BOGAERTS, R.; BOSMANS, H.; PANMEKATE, S. Reduction of scatter-induced image noise in cone beam computed tomography: effect of field of view size and position. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, v. 121, n. 2, p. 188-195, 2016.

PAUWELS, R.; SEYNAEVE, L.; HENRIQUES, J. C.; DE OLIVEIRA-SANTOS, C.; SOUZA, P. C.; WESTPHALEN, F. H.; RUBIRA-BULLEN, I. R.; RIBEIRO-ROTTA, R. F.; ROCKENBACH, M. I.; HAITER-NETO, F.; PITTAYAPAT, P.; BOSMANS, H.;

BOGAERTS, R.; JACOBS, R. Optimization of dental CBCT exposures through mAs reduction. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 44, n. 9, p. 20150108, 2015b.

PETERS, O. A.; PAQUE, F. Root canal preparation of maxillary molars with the self-adjusting file: a micro-computed tomography study. **J Endod**, v. 37, n. 1, p. 53-57, 2011.

PETRY, B. L.; BODANEZI, A.; BALDASSO, F. E. R.; DELAI, D.; LARENTIS, N. L.; FONTANELLA, V. R. C.; KOPPER, P. M. P. Radiopacity Evaluation of Gutta-Percha Points in Thinner Samples than the ANSI/ADA Recommendation. **Braz Dent J**, v. 28, n. 5, p. 592–596, 2017.

PLOTINO, G.; GRANDE, N. M.; PECCI, R.; BEDINI, R.; PAMEIJER, C. H.; SOMMA, F. Three-Dimensional Imaging Using Microcomputed Tomography for Studying Tooth Macromorphology. **J Am Dent Assoc**, v. 137, n. 11, p. 1555–1561, 2006.

QUEIROZ, P. M.; ROVARIS, K.; GAÊTA-ARAUJO, H.; MARZOLA DE SOUZA BUENO, S.; FREITAS, D. Q.; GROppo, F. C.; HAITER-NETO, F. Influence of Artifact Reduction Tools in Micro-computed Tomography Images for Endodontic Research. **J Endod**, v. 43, n. 12, p. 2108–2111, 2017.

QUEIROZ, P. M.; SANTAELLA, G. M.; CAPELOZZA, A. L. A.; ROSALEN, P. L.; FREITAS, D. Q.; HAITER-NETO, F. Zoom Reconstruction Tool: Evaluation of Image Quality and Influence on the Diagnosis of Root Fracture. **J Endod**, v. 44, n. 4, p. 621-625, 2018a.

QUEIROZ, P. M.; SANTAELLA, G. M.; GROppo, F. C.; FREITAS, D. Q. Metal artifact production and reduction in CBCT with different numbers of basis images. **Imaging Sci Dent**, v. 48, n. 1, p. 41, 2018b.

RABELO, K. A.; CAVALCANTI, Y. W.; DE OLIVEIRA PINTO, M. G.; SOUSA MELO, S. L.; CAMPOS, P. S. F.; DE ANDRADE FREITAS OLIVEIRA, L. S.; DE MELO, D. P. Quantitative assessment of image artifacts from root filling materials on CBCT scans made using several exposure parameters. **Imaging Sci Dent**, v. 47, n. 3, p. 189–197, 2017.

RAJASEKHARAN, S.; MARTENS, L.; VANHOVE, C.; APS, J. In vitro analysis of extracted dens invaginatus using various radiographic imaging techniques. **Eur J Paediatr Dent**, v. 15, n. 3, p. 265–70, 2014.

RAZAVI, T.; PALMER, R. M.; DAVIES, J.; WILSON, R.; PALMER, P. J. Accuracy of measuring the cortical bone thickness adjacent to dental implants using cone beam computed tomography. **Clin Oral Implants Res**, v. 21, n. 7, p. 718–725, 2010.

RÖDIG, T.; REICHERTS, P.; KONIETSCHKE, F.; DULLIN, C.; HAHN, W.; HÜLSMANN, M. Efficacy of reciprocating and rotary NiTi instruments for retreatment of curved root canals assessed by micro-CT. **Int Endod J**, v. 47, n. 10, p. 942-948, 2014.

RODRÍGUEZ, G.; ABELLA, F.; DURÁN-SINDREU, F.; PATEL, S.; ROIG, M. Influence of Cone-beam Computed Tomography in Clinical Decision Making among Specialists. **J Endod**, v. 43, n. 2, p. 194–199, 2017.

- SANTIN, G. C.; PALMA-DIBB, R. G.; ROMANO, F. L.; DE OLIVEIRA, H. F.; NELSON FILHO, P.; DE QUEIROZ, A. M. Physical and adhesive properties of dental enamel after radiotherapy and bonding of metal and ceramic brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 148, n. 2, p. 283-292, 2015.
- SCARFE, W. C. In: In: SCARFE, W.C., ANGELOPOULOS, C. **Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography**, 1st ed, Springer, Capítulo 2, p. 13-41, 2018.
- SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? **Dent Clin North Am**, v. 52, n. 4, p. 707–730, 2008.
- SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G.; SUKOVIC, P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. **J Can Dent Assoc**, v. 72, n. 1, p. 75–80, 2006.
- SCARFE, W. C.; TOGHYANI, S.; AZEVEDO, B. Imaging of Benign Odontogenic Lesions. **Radiol Clin North Am**, v. 56, n. 1, p. 45-62, 2018.
- SCHÄFER, E.; KÖSTER, M.; BÜRKLEIN, S. Percentage of gutta-percha-filled areas in canals instrumented with nickel-titanium systems and obturated with matching single cones. **J Endod**, v. 39, n. 7, p. 924-928, 2013.
- SCHINDELIN, J.; ARGANDA-CARRERAS, I.; FRISE, E.; KAYNIG, V.; LONGAIR, M.; PIETZSCH, T.; PREIBISCH, S.; RUEDEN, C.; SAALFELD, S.; SCHMID, B.; TINEVEZ, J.-Y.; WHITE, D. J.; HARTENSTEIN, V.; ELICEIRI, K.; TOMANCAK, P.; CARDONA, A. Fiji: an open-source platform for biological-image analysis. **Nat Methods**, v. 9, n. 7, p. 676–682, 2012.
- SCHULZE, R. K. W.; BERNDT, D.; D'HOEDT, B. On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. **Clin Oral Implants Res**, v. 21, n. 1, p. 100–107, 2010.
- SCHULZE, R.; HEIL, U.; GROSS, D.; BRUELLMANN, D. D.; DRANISCHNIKOW, E.; SCHWANECKE, U.; SCHOEMER, E. Artefacts in CBCT: a review. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 40, n. 5, p. 265-273, 2011.
- SEDENTEXCT. European Comission. **Protection Radiation N° 172 - Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology (Evidence-based guidelines)**. 2012. Disponível em: www.sedentexct.eu/files/radiation_protection_172.pdf.
- SEIXAS, F. H.; ESTRELA, C.; BUENO, M. R.; SOUSA-NETO, M. D.; PÉCORÁ, J. D. Determination of Root Canal Cleanliness by Different Irrigation Methods and Morphometric Analysis of Apical Third. **J Contemp Dent Pract**, v. 16, n. 6, p. 442–50, 2015.
- SILTANEN, S.; KOLEHMAINEN, V.; JARVENPAA, S.; KAIPIO, J. P.; KOISTINEN, P.; LASSAS, M.; PIRTILA, J.; SOMERSALO, E. Statistical inversion for medical x-ray tomography with few radiographs: I. General theory. **Phys Med Biol**, v. 48, n. 10, p. 1437-1463, 2003.
- SLOWEY, R. R. Radiographic aids in the detection of extra root canals. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v. 37, n. 5, p. 762-772, 1974.

SOARES, C. J.; NEIVA, N. A.; SOARES, P. B. Effects of chlorhexidine and fluoride on irradiated enamel and dentin. **J Dent Res**, v. 9, n. 5, p. 659-664, 2011.

SOGUR, E.; BAKSI, B. G.; GRONDAHL, H. G. Imaging of root canal fillings: a comparison of subjective image quality between limited cone-beam CT, storage phosphor and film radiography. **Int Endod J**, v. 40, n. 3, p. 179-185, 2007.

SOH, G.; LOH, F. C.; CHONG, Y. H. Radiation dosage of a dental imaging system. **Quintessence Int**, v. 24, n. 3, p. 189-191, 1993.

SOUSA-NETO, M. D.; SILVA-SOUSA, Y. C.; MAZZI-CHAVES, J. F.; CARVALHO, K. K. T.; BARBOSA, A. F. S.; VERSIANI, M. A.; JACOBS, R.; LEONI, G. B. Root canal preparation using micro-computed tomography analysis: a literature review. **Braz Oral Res**, v. 32, Suppl. 1, e:66, 2018.

SOUZA-FLAMINI, L. E.; LEONI, G. B.; CHAVES, J. F. M.; VERSIANI, M. A.; CRUZ-FILHO, A. M.; PÉCORA, J. D.; SOUSA-NETO, M. D. The radix entomolaris and paramolaris: A micro-computed tomographic study of 3-rooted mandibular first molars. **J Endod**, v. 40, n. 10, 2014.

SPIN-NETO, R.; GOTFREDSEN, E.; WENZEL, A. Impact of voxel size variation on CBCT-based diagnostic outcome in dentistry: a systematic review. **J Digit Imaging**, v. 26, n. 4, p. 813-820, 2013.

SPIN-NETO, R.; MUDRAK, J.; MATZEN, L.; CHRISTENSEN, J.; GOTFREDSEN, E.; WENZEL, A. Cone beam CT image artefacts related to head motion simulated by a robot skull: visual characteristics and impact on image quality. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 42, n. 2, p. 32310645, 2013.

STOCK, S. R. **Microcomputed tomography: methodology and applications**. 1st ed, Boca Raton: CRC Press, 348 p, 2009.

SUOMALAINEN, A.; PAKBAZNEJAD ESMAEILI, E.; ROBINSON, S. Dentomaxillofacial imaging with panoramic views and cone beam CT. **Insights Imaging**, v. 6, n. 1, p. 1–16, 2015.

SZABO, B. T.; PATAKY, L.; MIKUSI, R.; FEJERDY, P.; DOBO-NAGY, C. Comparative evaluation of cone-beam CT equipment with micro-CT in the visualization of root canal system. **Ann Ist Super Sanita**, v. 48, n. 1, p. 49–52, 2012.

TANG, X.; KRUPINSKI, E. A.; XIE, H.; STILLMAN, A. E. On the data acquisition, image reconstruction, cone beam artifacts, and their suppression in axial MDCT and CBCT - A review. **Med Phys**, v. 45, n. 9, p. e761–782, 2018.

TEWARY, S.; LUZZO, J.; HARTWELL, G. Endodontic radiography: who is reading the digital radiograph? **J Endod**, v. 37, n. 7, p. 919-921, 2011.

TOLENTINO, E. S.; AMOROSO-SILVA, P. A.; ALCALDE, M. P.; HONÓRIO, H. M.; IWAKI, L. C. V.; RUBIRA-BULLEN, I. R. F.; HUNGARO-DUARTE, M. A. Accuracy of High-Resolution Small-Volume Cone-Beam Computed Tomography in Detecting Complex Anatomy of the Apical Isthmi: Ex Vivo Analysis. **J Endod**, 2018. *In press*. doi: 10.1016/j.joen.2018.08.015.

TOZOĞLU, U.; ÇAKUR, B. Evaluation of the morphological changes in the mandible for dentate and totally edentate elderly population using cone-beam computed tomography. **Surg Radiol Anat**, v. 36, n. 7, p. 643-649, 2014.

TSESIS, I.; ROSEN, E.; TAMSE, A.; TASCHIERI, S.; KFIR, A. Diagnosis of vertical root fractures in endodontically treated teeth based on clinical and radiographic indices: a systematic review. **J Endod**, v. 36, n. 9, p. 1455-1458, 2010.

TSIKLAKIS, K.; DONTA, C.; GAVALA, S.; KARAYIANNI, K.; KAMENOPOULOU, V.; HOURDAKIS, C. J. Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT. **Eur J Radiol**, v. 56, n. 3, p. 413-417, 2005.

User Manual. **Pax-i3D Premium User Manual**. Vatech, 2017.

VAÑÓ, E.; MILLER, D. L.; MARTIN, C. J.; REHANI, M. M.; KANG, K.; ROSENSTEIN, M.; ORTIZ-LÓPEZ, P.; MATTSOON, S.; PADOVANI, R.; ROGERS, A. *Authors on behalf of ICRP*. ICRP Publication N°135: Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. **Ann ICRP**, v. 46, n. 1, p. 1-144, 2017.

VASCONCELOS, K. de F.; CODARI, M.; QUEIROZ, P. M.; NICOLIELO, L. F. P.; FREITAS, D. Q.; SFORZA, C.; JACOBS, R.; HAITER-NETO, F. The performance of metal artifact reduction algorithms in cone beam computed tomography images considering the effects of materials, metal positions, and fields of view. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, 2018. *In press*.

VASCONCELOS, K. F.; NICOLIELO, L. F. P.; NASCIMENTO, M. C.; HAITER-NETO, F.; BÓSCOLO, F. N.; VAN DESSEL, J.; EZELDEEN, M.; LAMBRICHTS, I.; JACOBS, R. Artefact expression associated with several cone-beam computed tomographic machines when imaging root filled teeth. **Int Endod J**, v. 48, n. 10, p. 994–1000, 2015.

VENSKUTONIS, T.; DAUGELA, P.; STRAZDAS, M.; JUODZBALYS, G. Accuracy of Digital Radiography and Cone Beam Computed Tomography on Periapical Radiolucency Detection in Endodontically Treated Teeth. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 5, n. 2, p. e1, 2014.

VENSKUTONIS, T.; PLOTINO, G.; JUODZBALYS, G.; MICKEVIČIENĖ, L. The importance of cone-beam computed tomography in the management of endodontic problems: a review of the literature. **J Endod**, v. 40, n. 12, p. 1895-1901, 2014.

VERMA, P.; LOVE, R. M. A Micro CT Study of the Mesiobuccal Root Canal Morphology of the Maxillary First Molar Tooth. **Int Endod J**, v. 44, n. 3, p. 210–217, 2011.

VERSIANI, M. A.; CARVALHO, K. K. T.; MAZZI-CHAVES, J. F.; SOUSA-NETO, M. D. Micro-computed Tomographic Evaluation of the Shaping Ability of XP-endo Shaper, iRaCe, and EdgeFile Systems in Long Oval-shaped Canals. **J Endod**, v. 44, n. 3, p. 489-495, 2017.

VERSIANI, M. A.; LEONI, G. B.; STEIER, L.; DE-DEUS, G.; TASSANI, S.; PÉCORA, J. D.; DE SOUSA-NETO, M. D. Micro-Computed Tomography Study of Oval-Shaped Canals Prepared with the Self-Adjusting File, Reciproc, WaveOne, and ProTaper Universal Systems. **J Endod**, v. 39, n. 8, p. 1060–1066, 2013.

VERSIANI, M. A.; ORDINOLA-ZAPATA, R.; KELEŞ, A.; ALCIN, H.; BRAMANTE, C.

M.; PÉCORA, J. D.; SOUSA-NETO, M. D. Middle mesial canals in mandibular first molars: A micro-CT study in different populations. **Arch Oral Biol**, v. 61, p. 130–137, 2016.

VERSIANI, M. A.; PÉCORA, J. D.; DE SOUSA-NETO, M. D. Root and Root Canal Morphology of Four-rooted Maxillary Second Molars: A Micro–Computed Tomography Study. **J Endod**, v. 38, n. 7, p. 977–982, 2012.

VERSIANI, M. A.; PÉCORA, J. D.; SOUSA-NETO, M. D. Microcomputed tomography analysis of the root canal morphology of single-rooted mandibular canines. **Int Endod J**, v. 46, n. 9, p. 800–807, set. 2013.

VERSIANI, M. A.; SILVA-SOUSA, Y. T. C.; LEONI, G. B.; LOPES, R. T.; SOUSA-NETO, M. D. Microtomografia aplicada à pesquisa odontológica. In: ESTRELA, C. **Metodologia Científica – Ciência, Ensino, Pesquisa**, 3ª edição, editora Artes Médicas, p. 637-666, 2018.

VERSIANI, M. A.; SOUSA-NETO, M. D.; PÉCORA, J. D. Pulp Pathosis in Inlayed Teeth of the Ancient Mayas: A Microcomputed Tomography Study. **Int Endod J**, v. 44, n. 11, p. 1000–1004, 2011.

VIZZOTTO, M. B.; SILVEIRA, P. F.; ARUS, N. A.; MONTAGNER, F.; GOMES, B. P.; DA SILVEIRA, H. E. CBCT for the assessment of second mesiobuccal (MB2) canals in maxillary molar teeth: effect of voxel size and presence of root filling. **Int Endod J**, v. 46, n. 9, p. 870-876, 2013.

WALTON R.E., BAKLAND L.K., BAUMGARTNE J.C. Diagnostic imaging. An endodontic radiography. **Endodontics**, v. 6, n. 1, p. 554, 2008.

WANDERLEY, V. A.; FREITAS, D. Q.; HAITER-NETO, F.; OLIVEIRA, M. L. Influence of Tooth Orientation on the Detection of Vertical Root Fracture in Cone-beam Computed Tomography. **J Endod**, v. 44, n. 7, p. 1168–1172, 2018.

WEBBER, R. L.; MESSURA, J. K. An in vivo comparison of diagnostic information obtained from tuned-aperture computed tomography and conventional dental radiographic imaging modalities. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 88, n. 2, p. 239-247, 1999.

WEISSMAN, J.; JOHNSON, J. D.; ANDERSON, M.; HOLLENDER, L.; HUSON, T.; PARANJPE, A.; PATEL, S.; COHENCA, N. Association between the Presence of Apical Periodontitis and Clinical Symptoms in Endodontic Patients Using Cone-beam Computed Tomography and Periapical Radiographs. **J Endod**, v. 41, n. 11, p. 1824-1829, 2015.

WITHERS, P. J. X-ray nanotomography. **Materials Today**, v. 10, n. 12, p. 26–34, 2007.

YAMIN, P. A.; PEREIRA, R. D.; LOPES, F. C.; QUEIROZ, A. M.; OLIVEIRA, H. F.; SAQUY, P. C.; SOUSA-NETO, M. D. Longevity of bond strength of resin cements to root dentine after radiation therapy. **Int Endod J**, v. 51, n. 11, p. 1301-12, 2018.

YU, D. C.; TAM, A.; SCHILDER, H. Root canal anatomy illustrated by microcomputed tomography and clinical cases. **Gen Dent**, v. 54, n. 5, p. 331-335, 2006.

ZACHARAKI, E. I.; MATSOPOULOS, G. K.; ASVESTAS, P. A.; NIKITA, K. S.; GRONDAHL, K.; GRONDAHL, H. G. A digital subtraction radiography scheme based on automatic multiresolution registration. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 33, n. 6, p. 379-390, 2004.

ZHU, Y.; ZHAO, M.; LI, H.; ZHANG, P. Micro-CT artifacts reduction based on detector random shifting and fast data inpainting. **Medic Phys**, v. 40, n. 3, p. 031114, 2013.

ZOU, W.; HUNTER, N.; SWAIN, M. V. Application of polychromatic μ CT for mineral density determination. **J Dent Res**, v. 90, n. 1, p. 18–30, 2011.

ZUOLO, M. L.; ZAIA, A. A.; BELLADONNA, F. G.; SILVA, E. J. N. L.; SOUZA, E. M.; VERSIANI, M. A.; LOPES, R. T.; DE-DEUS, G. Micro-CT assessment of the shaping ability of four root canal instrumentation systems in oval-shaped canals. **Int Endod J**, 2017.

Anexo

Anexo 1. Documento de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa. **PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP****DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: Avaliação através do microCT e CBCT do tratamento endodôntico na raiz mesial dos molares inferiores.

Pesquisador: Manoel Damião de Sousa Neto

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 80666517.2.0000.5419

Instituição Proponente: Universidade de São Paulo

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.450.452

Apresentação do Projeto:

Os pesquisadores informaram que o sucesso do tratamento endodôntico requer erradicação do biofilme bacteriano do sistema de canais radiculares. Um sólido entendimento da dimensão da anatomia e morfologia dos tecidos tratados, é fundamental. Os canais radiculares mesiais dos molares inferiores não seguem um padrão consistente. Há uma alta variabilidade dos diâmetros apicais, mas são geralmente largos, especialmente na dimensão vestibulolinguais. A presença de istmos no terço apical não são incomum até mesmo no nível apical de 1 mm. Técnicas de instrumentação atuais são incapazes de chegar a todas as superfícies e irregularidades dentro do canal. Tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT) é uma técnica de diagnóstico por imagem 3-dimensional. Tornou-se uma ferramenta importante tanto para o diagnóstico e planejamento do tratamento, e também é eficaz nos tratamentos endodônticos. Na pesquisa endodôntica, o micro-CT é freqüentemente usado para o estudo da anatomia do canal radicular e para a avaliação de alterações na morfologia dos canais radiculares pela instrumentação. O micro-CT permite a obtenção de imagens em 3D de alta qualidade de espécimes e, graças ao caráter não-destrutiva de micro-CT é possível repetir o experimento antes e depois de qualquer tratamento de

Endereço: Avenida do Café s/nº

Bairro: Monte Alegre

CEP: 14.040-904

UF: SP

Município: RIBEIRÃO PRETO

Telefone: (16)3315-0493

Fax: (16)3315-4102

E-mail: cep@forp.usp.br

Anexo 2. Tabela descritiva dos protocolos de escaneamento utilizados para aquisição das imagens em nanoCT, microCT e tomógrafos computadorizados de feixe cônico.

	Nano-CT	Micro-CT	3D Accuitomo 170		NewTom VGi evo		ProMax 3D Max		Pax- i3D Green21 Premium	
Campo de visão	-	-	4x4 cm		5x5 cm		5x5 cm		8x8 cm	
Corrente	100 µA	100 µA	5 mA		3 mA		12 mA	5 mA	6 mA	4 mA
Voltagem	100 kVp	100 kVp	90 kVp		110 kVp		96 kVp		108 kVp	80 kVp
Voxel isotrópico	4 µm	13 µm	0,08 mm ³		0,15 mm ³	0,3 mm ³	0,075 mm ³	0,2 mm ³	0,12 mm ³	
Tempo de exposição	2400 s	11700 s	30,8 s	17,5 s	12 s	5 s	15 s	12 s	11 s	
Filtro	-	CuAl 0,5mm	-		-		-		-	
Passo de rotação	0,15°	0,7°	-		-		-		-	
Rotação	360°	360°	360°	180°	360°	180°	360°	180°	360°	180°
Projeções bidimensionais	2401	516	501		335	167	774	291	667	
Resolução	HR	HR	HR	NR	HR	NR	HR	NR	HR	NR

Anexo 3. Ficha de avaliação dos tipos de artefatos com as instruções sobre os escores que deveriam ser utilizados pelos examinadores.

Evaluation of artifacts generated by root canal fillings Subjective Assessment

Name:

Date:

e-mail:

1. Please, **compare all the images** in the screen and score those from 1 to 5, using the scales below. For each parameter taking account the analysis of the artifacts generated by **root canal fillings**:

Note: **You can use the same score for more than one image.**

Dark Streaks

- 1 – Definitely absent
- 2 – Probably absent
- 3 - Unsure
- 4 - Probably present
- 5 – Definitely present

Hypodense areas

- 1 – Definitely absent
- 2 – Probably absent
- 3 - Unsure
- 4 - Probably present
- 5 – Definitely present

Distortion

- 1 – Definitely absent
- 2 – Probably absent
- 3 - Unsure
- 4 - Probably present
- 5 – Definitely present

Can this image be still useful for endodontic diagnosis?

- 0 – No
- 1 - Yes

How confident are you about your answer?

0	1	2	3	4	5
---	---	---	---	---	---

↓

Not at all confident

↓

Extremely confident

Part I

Evaluation of artifacts generated by root canal fillings

Subjective Assessment

Screen 1

[illegible]

Screen 2

[illegible]

Screen 3

[illegible]

Screen 4

[illegible]

Apêndices

Apêndice A. Dados relativos à comparação entre os diferentes protocolos de escaneamento para a presença de estrias escuras presentes nas reconstruções axiais, sagitais e coronais, de acordo com os escores avaliados: probabilidade de estar definitivamente ausente ou melhor.

Probabilidade de estar definitivamente ausente ou melhor			
Protocolos	Reconstrução	Odds ratio	P
Acc HR-Acc NR	Axial	1,274	0,9999
Acc HR-MicroCT	Axial	0,1549	0,3521
Acc HR-NanoCT	Axial	1,609	0,9999
Acc HR-New HR	Axial	0,8811	0,9999
Acc HR-New NR	Axial	0,8811	0,9999
Acc HR-Pro HR	Axial	1,8058	0,9999
Acc HR-Pro NR	Axial	1	0,9999
Acc HR-Pax HR	Axial	349,8041	0,4349
Acc HR-Pax NR	Axial	349,8041	0,4349
Acc NR-MicroCT	Axial	0,1216	0,105
Acc NR-NanoCT	Axial	1,263	0,9999
Acc NR-New HR	Axial	0,6916	0,9999
Acc NR-New NR	Axial	0,6916	0,9999
Acc NR-Pro HR	Axial	1,4175	0,9999
Acc NR-Pro NR	Axial	0,785	0,9999
Acc NR-Pax HR	Axial	274,5817	0,558
Acc NR-Pax NR	Axial	274,5817	0,558
MicroCT-NanoCT	Axial	10,386	0,0263
MicroCT-New HR	Axial	5,6877	0,5681
MicroCT-New NR	Axial	5,6877	0,5681
MicroCT-Pro HR	Axial	11,6564	0,0126
MicroCT-Pro NR	Axial	6,4551	0,3521
MicroCT-Pax HR	Axial	2258,0059	0,0314
MicroCT-Pax NR	Axial	2258,0059	0,0314
NanoCT-New HR	Axial	0,5476	0,9999
NanoCT-New NR	Axial	0,5476	0,9999
NanoCT-Pro HR	Axial	1,1223	0,9999
NanoCT-Pro NR	Axial	0,6215	0,9999
NanoCT-Pax HR	Axial	217,4088	0,681
NanoCT-Pax NR	Axial	217,4088	0,681
New HR-New NR	Axial	1	0,9999
New HR-Pro HR	Axial	2,0494	0,9999
New HR-Pro NR	Axial	1,1349	0,9999
New HR-Pax HR	Axial	396,9995	0,3761
New HR-Pax NR	Axial	396,9995	0,3761
New NR-Pro HR	Axial	2,0494	0,9999
New NR-Pro NR	Axial	1,1349	0,9999
New NR-Pax HR	Axial	396,9995	0,3761
New NR-Pax NR	Axial	396,9995	0,3761
Pro HR-Pro NR	Axial	0,5538	0,9999
Pro HR-Pax HR	Axial	193,7136	0,7394
Pro HR-Pax NR	Axial	193,7136	0,7394
Pro NR-Pax HR	Axial	349,8041	0,4349

Pro NR-Pax NR	Axial	349,8041	0,4349
Pax HR-Pax NR	Axial	1	0,9999
Acc HR-Acc NR	Coronal	22,6724	0,9999
Acc HR-MicroCT	Coronal	10,5946	0,9999
Acc HR-NanoCT	Coronal	81,9171	0,9852
Acc HR-New HR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-New NR	Coronal	5,1282	0,9999
Acc HR-Pro HR	Coronal	71,3294	0,9933
Acc HR-Pro NR	Coronal	36,5387	0,9999
Acc HR-Pax HR	Coronal	271,5728	0,5641
Acc HR-Pax NR	Coronal	271,5728	0,5641
Acc NR-MicroCT	Coronal	0,4673	0,9999
Acc NR-NanoCT	Coronal	3,6131	0,9761
Acc NR-New HR	Coronal	0,0441	0,9999
Acc NR-New NR	Coronal	0,2262	0,9999
Acc NR-Pro HR	Coronal	3,1461	0,9991
Acc NR-Pro NR	Coronal	1,6116	0,9999
Acc NR-Pax HR	Coronal	11,9781	0,0022
Acc NR-Pax NR	Coronal	11,9781	0,0022
MicroCT-NanoCT	Coronal	7,732	0,5252
MicroCT-New HR	Coronal	0,0944	0,9999
MicroCT-New NR	Coronal	0,484	0,9999
MicroCT-Pro HR	Coronal	6,7326	0,7415
MicroCT-Pro NR	Coronal	3,4488	0,9999
MicroCT-Pax HR	Coronal	25,6332	0,0013
MicroCT-Pax NR	Coronal	25,6332	0,0013
NanoCT-New HR	Coronal	0,0122	0,9852
NanoCT-New NR	Coronal	0,0626	0,4519
NanoCT-Pro HR	Coronal	0,8708	0,9999
NanoCT-Pro NR	Coronal	0,446	0,9999
NanoCT-Pax HR	Coronal	3,3152	0,6753
NanoCT-Pax NR	Coronal	3,3152	0,6753
New HR-New NR	Coronal	5,1282	0,9999
New HR-Pro HR	Coronal	71,3294	0,9933
New HR-Pro NR	Coronal	36,5387	0,9999
New HR-Pax HR	Coronal	271,5728	0,5641
New HR-Pax NR	Coronal	271,5728	0,5641
New NR-Pro HR	Coronal	13,9092	0,6134
New NR-Pro NR	Coronal	7,125	0,9988
New NR-Pax HR	Coronal	52,9564	0,0059
New NR-Pax NR	Coronal	52,9564	0,0059
Pro HR-Pro NR	Coronal	0,5123	0,9999
Pro HR-Pax HR	Coronal	3,8073	0,3984
Pro HR-Pax NR	Coronal	3,8073	0,3984
Pro NR-Pax HR	Coronal	7,4325	0,0129
Pro NR-Pax NR	Coronal	7,4325	0,0129
Pax HR-Pax NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-Acc NR	Sagital	2,0659	0,9999
Acc HR-MicroCT	Sagital	0,195	0,9999
Acc HR-NanoCT	Sagital	26,3477	0,0945
Acc HR-New HR	Sagital	0,195	0,9999

Acc HR-New NR	Sagital	1	0,9999
Acc HR-Pro HR	Sagital	8,6309	0,9818
Acc HR-Pro NR	Sagital	4,4211	0,9999
Acc HR-Pax HR	Sagital	23,3786	0,1442
Acc HR-Pax NR	Sagital	18,2232	0,3178
Acc NR-MicroCT	Sagital	0,0944	0,9999
Acc NR-NanoCT	Sagital	12,7534	0,0632
Acc NR-New HR	Sagital	0,0944	0,9999
Acc NR-New NR	Sagital	0,484	0,9999
Acc NR-Pro HR	Sagital	4,1777	0,9998
Acc NR-Pro NR	Sagital	2,14	0,9999
Acc NR-Pax HR	Sagital	11,3162	0,1142
Acc NR-Pax NR	Sagital	8,8208	0,3355
MicroCT-NanoCT	Sagital	135,1171	0,8895
MicroCT-New HR	Sagital	1	0,9999
MicroCT-New NR	Sagital	5,1282	0,9999
MicroCT-Pro HR	Sagital	44,2611	0,9999
MicroCT-Pro NR	Sagital	22,6724	0,9999
MicroCT-Pax HR	Sagital	119,8908	0,9244
MicroCT-Pax NR	Sagital	93,4527	0,9717
NanoCT-New HR	Sagital	0,0074	0,8895
NanoCT-New NR	Sagital	0,038	0,0945
NanoCT-Pro HR	Sagital	0,3276	0,9585
NanoCT-Pro NR	Sagital	0,1678	0,2221
NanoCT-Pax HR	Sagital	0,8873	0,9999
NanoCT-Pax NR	Sagital	0,6916	0,9999
New HR-New NR	Sagital	5,1282	0,9999
New HR-Pro HR	Sagital	44,2611	0,9999
New HR-Pro NR	Sagital	22,6724	0,9999
New HR-Pax HR	Sagital	119,8908	0,9244
New HR-Pax NR	Sagital	93,4527	0,9717
New NR-Pro HR	Sagital	8,6309	0,9818
New NR-Pro NR	Sagital	4,4211	0,9999
New NR-Pax HR	Sagital	23,3786	0,1442
New NR-Pax NR	Sagital	18,2232	0,3178
Pro HR-Pro NR	Sagital	0,5122	0,9999
Pro HR-Pax HR	Sagital	2,7087	0,9974
Pro HR-Pax NR	Sagital	2,1114	0,9999
Pro NR-Pax HR	Sagital	5,288	0,3994
Pro NR-Pax NR	Sagital	4,1219	0,8596
Pax HR-Pax NR	Sagital	0,7795	0,9999

*nanoCT: nanotomógrafo computadorizado; microCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accutomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Promeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão; P: valor de P para o teste de Fleiss' Kappa.

Apêndice B. Dados relativos à comparação entre os diferentes protocolos de escaneamento para a presença de estrias escuras presentes nas reconstruções axiais, sagitais e coronais, de acordo com os escores avaliados: probabilidade de estar provavelmente ausente ou melhor.

Probabilidade de estar provavelmente ausente ou melhor			
Protocolos	Reconstrução	Odds ratio	P
Acc HR-Acc NR	Axial	0,3104	0,9999
Acc HR-MicroCT	Axial	0,643	0,9999
Acc HR-NanoCT	Axial	9,7138	0,0074
Acc HR-New HR	Axial	0,643	0,9999
Acc HR-New NR	Axial	0,3104	0,9999
Acc HR-Pro HR	Axial	4,4445	0,7206
Acc HR-Pro NR	Axial	2,2446	0,9999
Acc HR-Pax HR	Axial	2652,2355	0,0034
Acc HR-Pax NR	Axial	2652,2355	0,0034
Acc NR-MicroCT	Axial	2,0716	0,9999
Acc NR-NanoCT	Axial	31,2973	0,009
Acc NR-New HR	Axial	2,0716	0,9999
Acc NR-New NR	Axial	1	0,9999
Acc NR-Pro HR	Axial	14,3199	0,2603
Acc NR-Pro NR	Axial	7,2319	0,971
Acc NR-Pax HR	Axial	8545,398	0,0007
Acc NR-Pax NR	Axial	8545,398	0,0007
MicroCT-NanoCT	Axial	15,1078	0,0042
MicroCT-New HR	Axial	1	0,9999
MicroCT-New NR	Axial	0,4827	0,9999
MicroCT-Pro HR	Axial	6,9125	0,3733
MicroCT-Pro NR	Axial	3,491	0,9999
MicroCT-Pax HR	Axial	4125,0151	0,0016
MicroCT-Pax NR	Axial	4125,0151	0,0016
NanoCT-New HR	Axial	0,0662	0,0042
NanoCT-New NR	Axial	0,032	0,009
NanoCT-Pro HR	Axial	0,4575	0,9997
NanoCT-Pro NR	Axial	0,2311	0,1766
NanoCT-Pax HR	Axial	273,0391	0,2433
NanoCT-Pax NR	Axial	273,0391	0,2433
New HR-New NR	Axial	0,4827	0,9999
New HR-Pro HR	Axial	6,9125	0,3733
New HR-Pro NR	Axial	3,491	0,9999
New HR-Pax HR	Axial	4125,0151	0,0016
New HR-Pax NR	Axial	4125,0151	0,0016
New NR-Pro HR	Axial	14,3199	0,2603
New NR-Pro NR	Axial	7,2319	0,971
New NR-Pax HR	Axial	8545,398	0,0007
New NR-Pax NR	Axial	8545,398	0,0007
Pro HR-Pro NR	Axial	0,505	0,9999
Pro HR-Pax HR	Axial	596,7493	0,0616
Pro HR-Pax NR	Axial	596,7493	0,0616
Pro NR-Pax HR	Axial	1181,6295	0,0162

Pro NR-Pax NR	Axial	1181,6295	0,0162
Pax HR-Pax NR	Axial	1	0,9999
Acc HR-Acc NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-MicroCT	Coronal	10,6462	0,9999
Acc HR-NanoCT	Coronal	53,855	0,9791
Acc HR-New HR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-New NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-Pro HR	Coronal	16,5579	0,9999
Acc HR-Pro NR	Coronal	37,1653	0,9985
Acc HR-Pax HR	Coronal	110,7624	0,7256
Acc HR-Pax NR	Coronal	97,1862	0,7964
Acc NR-MicroCT	Coronal	10,6462	0,9999
Acc NR-NanoCT	Coronal	53,855	0,9791
Acc NR-New HR	Coronal	1	0,9999
Acc NR-New NR	Coronal	1	0,9999
Acc NR-Pro HR	Coronal	16,5579	0,9999
Acc NR-Pro NR	Coronal	37,1653	0,9985
Acc NR-Pax HR	Coronal	110,7624	0,7256
Acc NR-Pax NR	Coronal	97,1862	0,7964
MicroCT-NanoCT	Coronal	5,0586	0,8784
MicroCT-New HR	Coronal	0,0939	0,9999
MicroCT-New NR	Coronal	0,0939	0,9999
MicroCT-Pro HR	Coronal	1,5553	0,9999
MicroCT-Pro NR	Coronal	3,491	0,9999
MicroCT-Pax HR	Coronal	10,404	0,0453
MicroCT-Pax NR	Coronal	9,1288	0,096
NanoCT-New HR	Coronal	0,0186	0,9791
NanoCT-New NR	Coronal	0,0186	0,9791
NanoCT-Pro HR	Coronal	0,3075	0,9975
NanoCT-Pro NR	Coronal	0,6901	0,9999
NanoCT-Pax HR	Coronal	2,0567	0,9999
NanoCT-Pax NR	Coronal	1,8046	0,9999
New HR-New NR	Coronal	1	0,9999
New HR-Pro HR	Coronal	16,5579	0,9999
New HR-Pro NR	Coronal	37,1653	0,9985
New HR-Pax HR	Coronal	110,7624	0,7256
New HR-Pax NR	Coronal	97,1862	0,7964
New NR-Pro HR	Coronal	16,5579	0,9999
New NR-Pro NR	Coronal	37,1653	0,9985
New NR-Pax HR	Coronal	110,7624	0,7256
New NR-Pax NR	Coronal	97,1862	0,7964
Pro HR-Pro NR	Coronal	2,2446	0,9999
Pro HR-Pax HR	Coronal	6,6894	0,1017
Pro HR-Pax NR	Coronal	5,8695	0,2214
Pro NR-Pax HR	Coronal	2,9803	0,9163
Pro NR-Pax NR	Coronal	2,615	0,9949
Pax HR-Pax NR	Coronal	0,8774	0,9999
Acc HR-Acc NR	Sagital	1	0,9999
Acc HR-MicroCT	Sagital	1	0,9999
Acc HR-NanoCT	Sagital	110,7624	0,7256
Acc HR-New HR	Sagital	1	0,9999

Acc HR-New NR	Sagital	1	0,9999
Acc HR-Pro HR	Sagital	22,916	0,9999
Acc HR-Pro NR	Sagital	10,6462	0,9999
Acc HR-Pax HR	Sagital	37,1653	0,9985
Acc HR-Pax NR	Sagital	45,1712	0,993
Acc NR-MicroCT	Sagital	1	0,9999
Acc NR-NanoCT	Sagital	110,7624	0,7256
Acc NR-New HR	Sagital	1	0,9999
Acc NR-New NR	Sagital	1	0,9999
Acc NR-Pro HR	Sagital	22,916	0,9999
Acc NR-Pro NR	Sagital	10,6462	0,9999
Acc NR-Pax HR	Sagital	37,1653	0,9985
Acc NR-Pax NR	Sagital	45,1712	0,993
MicroCT-NanoCT	Sagital	110,7624	0,7256
MicroCT-New HR	Sagital	1	0,9999
MicroCT-New NR	Sagital	1	0,9999
MicroCT-Pro HR	Sagital	22,916	0,9999
MicroCT-Pro NR	Sagital	10,6462	0,9999
MicroCT-Pax HR	Sagital	37,1653	0,9985
MicroCT-Pax NR	Sagital	45,1712	0,993
NanoCT-New HR	Sagital	0,009	0,7256
NanoCT-New NR	Sagital	0,009	0,7256
NanoCT-Pro HR	Sagital	0,2069	0,269
NanoCT-Pro NR	Sagital	0,0961	0,0453
NanoCT-Pax HR	Sagital	0,3355	0,9163
NanoCT-Pax NR	Sagital	0,4078	0,9977
New HR-New NR	Sagital	1	0,9999
New HR-Pro HR	Sagital	22,916	0,9999
New HR-Pro NR	Sagital	10,6462	0,9999
New HR-Pax HR	Sagital	37,1653	0,9985
New HR-Pax NR	Sagital	45,1712	0,993
New NR-Pro HR	Sagital	22,916	0,9999
New NR-Pro NR	Sagital	10,6462	0,9999
New NR-Pax HR	Sagital	37,1653	0,9985
New NR-Pax NR	Sagital	45,1712	0,993
Pro HR-Pro NR	Sagital	0,4646	0,9999
Pro HR-Pax HR	Sagital	1,6218	0,9999
Pro HR-Pax NR	Sagital	1,9712	0,9999
Pro NR-Pax HR	Sagital	3,491	0,9999
Pro NR-Pax NR	Sagital	4,243	0,9884
Pax HR-Pax NR	Sagital	1,2154	0,9999

*nanoCT: nanotomógrafo computadorizado; microCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accutomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Planmeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão; P: valor de P para o teste de Fleiss' Kappa.

Apêndice C. Dados relativos à comparação entre os diferentes protocolos de escaneamento para a presença de estrias escuras presentes nas reconstruções axiais, sagitais e coronais, de acordo com os escores avaliados: probabilidade de estar incerto ou melhor.

Probabilidade de estar incerto ou melhor			
Protocolos	Reconstrução	Odds ratio	P
Acc HR-Acc NR	Axial	0,3089	0,9999
Acc HR-MicroCT	Axial	0,6414	0,9999
Acc HR-NanoCT	Axial	9,9498	0,0037
Acc HR-New HR	Axial	0,6414	0,9999
Acc HR-New NR	Axial	0,3089	0,9999
Acc HR-Pro HR	Axial	4,5123	0,6108
Acc HR-Pro NR	Axial	0,3089	0,9999
Acc HR-Pax HR	Axial	2701,1429	0,0018
Acc HR-Pax NR	Axial	2701,1429	0,0018
Acc NR-MicroCT	Axial	2,0767	0,9999
Acc NR-NanoCT	Axial	32,2154	0,0046
Acc NR-New HR	Axial	2,0767	0,9999
Acc NR-New NR	Axial	1	0,9999
Acc NR-Pro HR	Axial	14,6099	0,1822
Acc NR-Pro NR	Axial	1	0,9999
Acc NR-Pax HR	Axial	8745,767	0,0004
Acc NR-Pax NR	Axial	8745,767	0,0004
MicroCT-NanoCT	Axial	15,5125	0,002
MicroCT-New HR	Axial	1	0,9999
MicroCT-New NR	Axial	0,4815	0,9999
MicroCT-Pro HR	Axial	7,035	0,2749
MicroCT-Pro NR	Axial	0,4815	0,9999
MicroCT-Pax HR	Axial	4211,3082	0,0008
MicroCT-Pax NR	Axial	4211,3082	0,0008
NanoCT-New HR	Axial	0,0645	0,002
NanoCT-New NR	Axial	0,031	0,0046
NanoCT-Pro HR	Axial	0,4535	0,9988
NanoCT-Pro NR	Axial	0,031	0,0046
NanoCT-Pax HR	Axial	271,478	0,1799
NanoCT-Pax NR	Axial	271,478	0,1799
New HR-New NR	Axial	0,4815	0,9999
New HR-Pro HR	Axial	7,035	0,2749
New HR-Pro NR	Axial	0,4815	0,9999
New HR-Pax HR	Axial	4211,3082	0,0008
New HR-Pax NR	Axial	4211,3082	0,0008
New NR-Pro HR	Axial	14,6099	0,1822
New NR-Pro NR	Axial	1	0,9999
New NR-Pax HR	Axial	8745,767	0,0004
New NR-Pax NR	Axial	8745,767	0,0004
Pro HR-Pro NR	Axial	0,0684	0,1822
Pro HR-Pax HR	Axial	598,6186	0,0397
Pro HR-Pax NR	Axial	598,6186	0,0397
Pro NR-Pax HR	Axial	8745,767	0,0004
Pro NR-Pax NR	Axial	8745,767	0,0004

Pax HR-Pax NR	Axial	1	0,9999
Acc HR-Acc NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-MicroCT	Coronal	10,6939	0,9999
Acc HR-NanoCT	Coronal	54,8412	0,956
Acc HR-New HR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-New NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-Pro HR	Coronal	16,6727	0,9999
Acc HR-Pro NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-Pax HR	Coronal	113,802	0,6176
Acc HR-Pax NR	Coronal	99,6985	0,6995
Acc NR-MicroCT	Coronal	10,6939	0,9999
Acc NR-NanoCT	Coronal	54,8412	0,956
Acc NR-New HR	Coronal	1	0,9999
Acc NR-New NR	Coronal	1	0,9999
Acc NR-Pro HR	Coronal	16,6727	0,9999
Acc NR-Pro NR	Coronal	1	0,9999
Acc NR-Pax HR	Coronal	113,802	0,6176
Acc NR-Pax NR	Coronal	99,6985	0,6995
MicroCT-NanoCT	Coronal	5,1283	0,8029
MicroCT-New HR	Coronal	0,0935	0,9999
MicroCT-New NR	Coronal	0,0935	0,9999
MicroCT-Pro HR	Coronal	1,5591	0,9999
MicroCT-Pro NR	Coronal	0,0935	0,9999
MicroCT-Pax HR	Coronal	10,6417	0,0263
MicroCT-Pax NR	Coronal	9,3229	0,0598
NanoCT-New HR	Coronal	0,0182	0,956
NanoCT-New NR	Coronal	0,0182	0,956
NanoCT-Pro HR	Coronal	0,304	0,9927
NanoCT-Pro NR	Coronal	0,0182	0,956
NanoCT-Pax HR	Coronal	2,0751	0,9999
NanoCT-Pax NR	Coronal	1,8179	0,9999
New HR-New NR	Coronal	1	0,9999
New HR-Pro HR	Coronal	16,6727	0,9999
New HR-Pro NR	Coronal	1	0,9999
New HR-Pax HR	Coronal	113,802	0,6176
New HR-Pax NR	Coronal	99,6985	0,6995
New NR-Pro HR	Coronal	16,6727	0,9999
New NR-Pro NR	Coronal	1	0,9999
New NR-Pax HR	Coronal	113,802	0,6176
New NR-Pax NR	Coronal	99,6985	0,6995
Pro HR-Pro NR	Coronal	0,06	0,9999
Pro HR-Pax HR	Coronal	6,8256	0,0636
Pro HR-Pax NR	Coronal	5,9797	0,151
Pro NR-Pax HR	Coronal	113,802	0,6176
Pro NR-Pax NR	Coronal	99,6985	0,6995
Pax HR-Pax NR	Coronal	0,8761	0,9999
Acc HR-Acc NR	Sagital	1	0,9999
Acc HR-MicroCT	Sagital	1	0,9999
Acc HR-NanoCT	Sagital	113,802	0,6176
Acc HR-New HR	Sagital	1	0,9999
Acc HR-New NR	Sagital	1	0,9999

Acc HR-Pro HR	Sagital	23,1298	0,9999
Acc HR-Pro NR	Sagital	1	0,9999
Acc HR-Pax HR	Sagital	37,6843	0,9957
Acc HR-Pax NR	Sagital	45,902	0,9831
Acc NR-MicroCT	Sagital	1	0,9999
Acc NR-NanoCT	Sagital	113,802	0,6176
Acc NR-New HR	Sagital	1	0,9999
Acc NR-New NR	Sagital	1	0,9999
Acc NR-Pro HR	Sagital	23,1298	0,9999
Acc NR-Pro NR	Sagital	1	0,9999
Acc NR-Pax HR	Sagital	37,6843	0,9957
Acc NR-Pax NR	Sagital	45,902	0,9831
MicroCT-NanoCT	Sagital	113,802	0,6176
MicroCT-New HR	Sagital	1	0,9999
MicroCT-New NR	Sagital	1	0,9999
MicroCT-Pro HR	Sagital	23,1298	0,9999
MicroCT-Pro NR	Sagital	1	0,9999
MicroCT-Pax HR	Sagital	37,6843	0,9957
MicroCT-Pax NR	Sagital	45,902	0,9831
NanoCT-New HR	Sagital	0,0088	0,6176
NanoCT-New NR	Sagital	0,0088	0,6176
NanoCT-Pro HR	Sagital	0,2032	0,188
NanoCT-Pro NR	Sagital	0,0088	0,6176
NanoCT-Pax HR	Sagital	0,3311	0,8533
NanoCT-Pax NR	Sagital	0,4033	0,9932
New HR-New NR	Sagital	1	0,9999
New HR-Pro HR	Sagital	23,1298	0,9999
New HR-Pro NR	Sagital	1	0,9999
New HR-Pax HR	Sagital	37,6843	0,9957
New HR-Pax NR	Sagital	45,902	0,9831
New NR-Pro HR	Sagital	23,1298	0,9999
New NR-Pro NR	Sagital	1	0,9999
New NR-Pax HR	Sagital	37,6843	0,9957
New NR-Pax NR	Sagital	45,902	0,9831
Pro HR-Pro NR	Sagital	0,0432	0,9999
Pro HR-Pax HR	Sagital	1,6293	0,9999
Pro HR-Pax NR	Sagital	1,9845	0,9999
Pro NR-Pax HR	Sagital	37,6843	0,9957
Pro NR-Pax NR	Sagital	45,902	0,9831
Pax HR-Pax NR	Sagital	1,2181	0,9999

*nanoCT: nanotomógrafo computadorizado; microCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accutomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Planmeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão; P: valor de P para o teste de Fleiss' Kappa.

Apêndice D. Dados relativos à comparação entre os diferentes protocolos de escaneamento para a presença de estrias escuras presentes nas reconstruções axiais, sagitais e coronais, de acordo com os escores avaliados: probabilidade de estar provavelmente presente ou melhor.

Probabilidade de estar provavelmente presente ou melhor			
Protocolos	Reconstrução	Odds ratio	P
Acc HR-Acc NR	Axial	1	0,9999
Acc HR-MicroCT	Axial	10,6472	0,9999
Acc HR-NanoCT	Axial	141,7091	0,0488
Acc HR-New HR	Axial	1	0,9999
Acc HR-New NR	Axial	1	0,9999
Acc HR-Pro HR	Axial	22,9168	0,9703
Acc HR-Pro NR	Axial	1	0,9999
Acc HR-Pax HR	Axial	8234,6764	0,0001
Acc HR-Pax NR	Axial	42405,8726	0,0001
Acc NR-MicroCT	Axial	10,6472	0,9999
Acc NR-NanoCT	Axial	141,7091	0,0488
Acc NR-New HR	Axial	1	0,9999
Acc NR-New NR	Axial	1	0,9999
Acc NR-Pro HR	Axial	22,9168	0,9703
Acc NR-Pro NR	Axial	1	0,9999
Acc NR-Pax HR	Axial	8234,6764	0,0001
Acc NR-Pax NR	Axial	42405,8726	0,0001
MicroCT-NanoCT	Axial	13,3095	0,0001
MicroCT-New HR	Axial	0,0939	0,9999
MicroCT-New NR	Axial	0,0939	0,9999
MicroCT-Pro HR	Axial	2,1524	0,9999
MicroCT-Pro NR	Axial	0,0939	0,9999
MicroCT-Pax HR	Axial	773,4112	0,0001
MicroCT-Pax NR	Axial	3982,8132	0,0001
NanoCT-New HR	Axial	0,0071	0,0488
NanoCT-New NR	Axial	0,0071	0,0488
NanoCT-Pro HR	Axial	0,1617	0,0006
NanoCT-Pro NR	Axial	0,0071	0,0488
NanoCT-Pax HR	Axial	58,1097	0,0001
NanoCT-Pax NR	Axial	299,246	0,0059
New HR-New NR	Axial	1	0,9999
New HR-Pro HR	Axial	22,9168	0,9703
New HR-Pro NR	Axial	1	0,9999
New HR-Pax HR	Axial	8234,6764	0,0001
New HR-Pax NR	Axial	42405,8726	0,0001
New NR-Pro HR	Axial	22,9168	0,9703
New NR-Pro NR	Axial	1	0,9999
New NR-Pax HR	Axial	8234,6764	0,0001
New NR-Pax NR	Axial	42405,8726	0,0001
Pro HR-Pro NR	Axial	0,0436	0,9703
Pro HR-Pax HR	Axial	359,3285	0,0001
Pro HR-Pax NR	Axial	1850,4237	0,0001
Pro NR-Pax HR	Axial	8234,6764	0,0001

Pro NR-Pax NR	Axial	42405,8726	0,0001
Pax HR-Pax NR	Axial	5,1497	0,9999
Acc HR-Acc NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-MicroCT	Coronal	5,1394	0,9999
Acc HR-NanoCT	Coronal	53,8164	0,4373
Acc HR-New HR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-New NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-Pro HR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-Pro NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-Pax HR	Coronal	10,6472	0,9999
Acc HR-Pax NR	Coronal	16,5595	0,9985
Acc NR-MicroCT	Coronal	5,1394	0,9999
Acc NR-NanoCT	Coronal	53,8164	0,4373
Acc NR-New HR	Coronal	1	0,9999
Acc NR-New NR	Coronal	1	0,9999
Acc NR-Pro HR	Coronal	1	0,9999
Acc NR-Pro NR	Coronal	1	0,9999
Acc NR-Pax HR	Coronal	10,6472	0,9999
Acc NR-Pax NR	Coronal	16,5595	0,9985
MicroCT-NanoCT	Coronal	10,4713	0,0617
MicroCT-New HR	Coronal	0,1946	0,9999
MicroCT-New NR	Coronal	0,1946	0,9999
MicroCT-Pro HR	Coronal	0,1946	0,9999
MicroCT-Pro NR	Coronal	0,1946	0,9999
MicroCT-Pax HR	Coronal	2,0717	0,9999
MicroCT-Pax NR	Coronal	3,2221	0,9999
NanoCT-New HR	Coronal	0,0186	0,4373
NanoCT-New NR	Coronal	0,0186	0,4373
NanoCT-Pro HR	Coronal	0,0186	0,4373
NanoCT-Pro NR	Coronal	0,0186	0,4373
NanoCT-Pax HR	Coronal	0,1978	0,1942
NanoCT-Pax NR	Coronal	0,3077	0,6837
New HR-New NR	Coronal	1	0,9999
New HR-Pro HR	Coronal	1	0,9999
New HR-Pro NR	Coronal	1	0,9999
New HR-Pax HR	Coronal	10,6472	0,9999
New HR-Pax NR	Coronal	16,5595	0,9985
New NR-Pro HR	Coronal	1	0,9999
New NR-Pro NR	Coronal	1	0,9999
New NR-Pax HR	Coronal	10,6472	0,9999
New NR-Pax NR	Coronal	16,5595	0,9985
Pro HR-Pro NR	Coronal	1	0,9999
Pro HR-Pax HR	Coronal	10,6472	0,9999
Pro HR-Pax NR	Coronal	16,5595	0,9985
Pro NR-Pax HR	Coronal	10,6472	0,9999
Pro NR-Pax NR	Coronal	16,5595	0,9985
Pax HR-Pax NR	Coronal	1,5553	0,9999
Acc HR-Acc NR	Sagital	1	0,9999
Acc HR-MicroCT	Sagital	1	0,9999
Acc HR-NanoCT	Sagital	110,4192	0,0929
Acc HR-New HR	Sagital	1	0,9999

Acc HR-New NR	Sagital	1	0,9999
Acc HR-Pro HR	Sagital	1	0,9999
Acc HR-Pro NR	Sagital	1	0,9999
Acc HR-Pax HR	Sagital	1	0,9999
Acc HR-Pax NR	Sagital	10,6472	0,9999
Acc NR-MicroCT	Sagital	1	0,9999
Acc NR-NanoCT	Sagital	110,4192	0,0929
Acc NR-New HR	Sagital	1	0,9999
Acc NR-New NR	Sagital	1	0,9999
Acc NR-Pro HR	Sagital	1	0,9999
Acc NR-Pro NR	Sagital	1	0,9999
Acc NR-Pax HR	Sagital	1	0,9999
Acc NR-Pax NR	Sagital	10,6472	0,9999
MicroCT-NanoCT	Sagital	110,4192	0,0929
MicroCT-New HR	Sagital	1	0,9999
MicroCT-New NR	Sagital	1	0,9999
MicroCT-Pro HR	Sagital	1	0,9999
MicroCT-Pro NR	Sagital	1	0,9999
MicroCT-Pax HR	Sagital	1	0,9999
MicroCT-Pax NR	Sagital	10,6472	0,9999
NanoCT-New HR	Sagital	0,0091	0,0929
NanoCT-New NR	Sagital	0,0091	0,0929
NanoCT-Pro HR	Sagital	0,0091	0,0929
NanoCT-Pro NR	Sagital	0,0091	0,0929
NanoCT-Pax HR	Sagital	0,0091	0,0929
NanoCT-Pax NR	Sagital	0,0964	0,0005
New HR-New NR	Sagital	1	0,9999
New HR-Pro HR	Sagital	1	0,9999
New HR-Pro NR	Sagital	1	0,9999
New HR-Pax HR	Sagital	1	0,9999
New HR-Pax NR	Sagital	10,6472	0,9999
New NR-Pro HR	Sagital	1	0,9999
New NR-Pro NR	Sagital	1	0,9999
New NR-Pax HR	Sagital	1	0,9999
New NR-Pax NR	Sagital	10,6472	0,9999
Pro HR-Pro NR	Sagital	1	0,9999
Pro HR-Pax HR	Sagital	1	0,9999
Pro HR-Pax NR	Sagital	10,6472	0,9999
Pro NR-Pax HR	Sagital	1	0,9999
Pro NR-Pax NR	Sagital	10,6472	0,9999
Pax HR-Pax NR	Sagital	10,6472	0,9999

*nanoCT: nanotomógrafo computadorizado; microCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accuitomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Planmeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão; P: valor de P para o teste de Fleiss' Kappa.

Apêndice E. Dados relativos à comparação entre os diferentes protocolos de escaneamento para a presença de áreas hipodensas nas reconstruções axiais, sagitais e coronais, de acordo com os escores avaliados: probabilidade de estar definitivamente ausente ou melhor.

Probabilidade de estar definitivamente ausente ou melhor			
Protocolos	Reconstrução	Odds ratio	P
Acc HR-Acc NR	Axial	1	0,9999
Acc HR-MicroCT	Axial	1	0,9999
Acc HR-NanoCT	Axial	0,1942	0,9999
Acc HR-New HR	Axial	0,0183	0,9935
Acc HR-New NR	Axial	0,0333	0,9999
Acc HR-Pro HR	Axial	1	0,9999
Acc HR-Pro NR	Axial	0,0936	0,9999
Acc HR-Pax HR	Axial	1	0,9999
Acc HR-Pax NR	Axial	1	0,9999
Acc NR-MicroCT	Axial	1	0,9999
Acc NR-NanoCT	Axial	0,1942	0,9999
Acc NR-New HR	Axial	0,0183	0,9935
Acc NR-New NR	Axial	0,0333	0,9999
Acc NR-Pro HR	Axial	1	0,9999
Acc NR-Pro NR	Axial	0,0936	0,9999
Acc NR-Pax HR	Axial	1	0,9999
Acc NR-Pax NR	Axial	1	0,9999
MicroCT-NanoCT	Axial	0,1942	0,9999
MicroCT-New HR	Axial	0,0183	0,9935
MicroCT-New NR	Axial	0,0333	0,9999
MicroCT-Pro HR	Axial	1	0,9999
MicroCT-Pro NR	Axial	0,0936	0,9999
MicroCT-Pax HR	Axial	1	0,9999
MicroCT-Pax NR	Axial	1	0,9999
NanoCT-New HR	Axial	0,0944	0,7661
NanoCT-New NR	Axial	0,1714	0,9999
NanoCT-Pro HR	Axial	5,1481	0,9999
NanoCT-Pro NR	Axial	0,4817	0,9999
NanoCT-Pax HR	Axial	5,1481	0,9999
NanoCT-Pax NR	Axial	5,1481	0,9999
New HR-New NR	Axial	1,8155	0,9999
New HR-Pro HR	Axial	54,534	0,9935
New HR-Pro NR	Axial	5,1028	0,9437
New HR-Pax HR	Axial	54,534	0,9935
New HR-Pax NR	Axial	54,534	0,9935
New NR-Pro HR	Axial	30,0385	0,9999
New NR-Pro NR	Axial	2,8108	0,9999
New NR-Pax HR	Axial	30,0385	0,9999
New NR-Pax NR	Axial	30,0385	0,9999
Pro HR-Pro NR	Axial	0,0936	0,9999
Pro HR-Pax HR	Axial	1	0,9999
Pro HR-Pax NR	Axial	1	0,9999
Pro NR-Pax HR	Axial	10,687	0,9999
Pro NR-Pax NR	Axial	10,687	0,9999

Pax HR-Pax NR	Axial	1	0,9999
Acc HR-Acc NR	Coronal	1,6325	0,9999
Acc HR-MicroCT	Coronal	0,8672	0,9999
Acc HR-NanoCT	Coronal	0,2534	0,2043
Acc HR-New HR	Coronal	0,5181	0,9999
Acc HR-New NR	Coronal	0,6647	0,9999
Acc HR-Pro HR	Coronal	6,9806	0,5154
Acc HR-Pro NR	Coronal	2,4835	0,9999
Acc HR-Pax HR	Coronal	74,6014	0,9632
Acc HR-Pax NR	Coronal	74,6014	0,9632
Acc NR-MicroCT	Coronal	0,5312	0,9999
Acc NR-NanoCT	Coronal	0,1552	0,0098
Acc NR-New HR	Coronal	0,3173	0,8499
Acc NR-New NR	Coronal	0,4072	0,9996
Acc NR-Pro HR	Coronal	4,2761	0,9968
Acc NR-Pro NR	Coronal	1,5213	0,9999
Acc NR-Pax HR	Coronal	45,6983	0,9983
Acc NR-Pax NR	Coronal	45,6983	0,9983
MicroCT-NanoCT	Coronal	0,2922	0,4375
MicroCT-New HR	Coronal	0,5974	0,9999
MicroCT-New NR	Coronal	0,7664	0,9999
MicroCT-Pro HR	Coronal	8,0493	0,3034
MicroCT-Pro NR	Coronal	2,8638	0,9968
MicroCT-Pax HR	Coronal	86,0229	0,9332
MicroCT-Pax NR	Coronal	86,0229	0,9332
NanoCT-New HR	Coronal	2,0447	0,9999
NanoCT-New NR	Coronal	2,6233	0,9473
NanoCT-Pro HR	Coronal	27,5507	0,0003
NanoCT-Pro NR	Coronal	9,8018	0,0011
NanoCT-Pax HR	Coronal	294,4333	0,3352
NanoCT-Pax NR	Coronal	294,4333	0,3352
New HR-New NR	Coronal	1,283	0,9999
New HR-Pro HR	Coronal	13,4743	0,0208
New HR-Pro NR	Coronal	4,7938	0,2432
New HR-Pax HR	Coronal	143,9999	0,7202
New HR-Pax NR	Coronal	143,9999	0,7202
New NR-Pro HR	Coronal	10,5022	0,0846
New NR-Pro NR	Coronal	3,7364	0,7423
New NR-Pax HR	Coronal	112,237	0,8422
New NR-Pax NR	Coronal	112,237	0,8422
Pro HR-Pro NR	Coronal	0,3558	0,9999
Pro HR-Pax HR	Coronal	10,687	0,9999
Pro HR-Pax NR	Coronal	10,687	0,9999
Pro NR-Pax HR	Coronal	30,0385	0,9999
Pro NR-Pax NR	Coronal	30,0385	0,9999
Pax HR-Pax NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-Acc NR	Sagital	1	0,9999
Acc HR-MicroCT	Sagital	0,175	0,026
Acc HR-NanoCT	Sagital	0,1374	0,0035
Acc HR-New HR	Sagital	0,5312	0,9999
Acc HR-New NR	Sagital	0,838	0,9999

Acc HR-Pro HR	Sagital	1,9793	0,9999
Acc HR-Pro NR	Sagital	0,5312	0,9999
Acc HR-Pax HR	Sagital	45,6983	0,9983
Acc HR-Pax NR	Sagital	45,6983	0,9983
Acc NR-MicroCT	Sagital	0,175	0,026
Acc NR-NanoCT	Sagital	0,1374	0,0035
Acc NR-New HR	Sagital	0,5312	0,9999
Acc NR-New NR	Sagital	0,838	0,9999
Acc NR-Pro HR	Sagital	1,9793	0,9999
Acc NR-Pro NR	Sagital	0,5312	0,9999
Acc NR-Pax HR	Sagital	45,6983	0,9983
Acc NR-Pax NR	Sagital	45,6983	0,9983
MicroCT-NanoCT	Sagital	0,785	0,9999
MicroCT-New HR	Sagital	3,0356	0,7256
MicroCT-New NR	Sagital	4,7884	0,0739
MicroCT-Pro HR	Sagital	11,31	0,0011
MicroCT-Pro NR	Sagital	3,0356	0,7256
MicroCT-Pax HR	Sagital	261,1305	0,3921
MicroCT-Pax NR	Sagital	261,1305	0,3921
NanoCT-New HR	Sagital	3,8671	0,2143
NanoCT-New NR	Sagital	6,1001	0,0108
NanoCT-Pro HR	Sagital	14,4081	0,0002
NanoCT-Pro NR	Sagital	3,8671	0,2143
NanoCT-Pax HR	Sagital	332,6613	0,2831
NanoCT-Pax NR	Sagital	332,6613	0,2831
New HR-New NR	Sagital	1,5774	0,9999
New HR-Pro HR	Sagital	3,7258	0,9002
New HR-Pro NR	Sagital	1	0,9999
New HR-Pax HR	Sagital	86,0229	0,9332
New HR-Pax NR	Sagital	86,0229	0,9332
New NR-Pro HR	Sagital	2,362	0,9999
New NR-Pro NR	Sagital	0,6339	0,9999
New NR-Pax HR	Sagital	54,534	0,9935
New NR-Pax NR	Sagital	54,534	0,9935
Pro HR-Pro NR	Sagital	0,2684	0,9002
Pro HR-Pax HR	Sagital	23,0885	0,9999
Pro HR-Pax NR	Sagital	23,0885	0,9999
Pro NR-Pax HR	Sagital	86,0229	0,9332
Pro NR-Pax NR	Sagital	86,0229	0,9332
Pax HR-Pax NR	Sagital	1	0,9999

*nanoCT: nanotomógrafo computadorizado; microCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accutomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Planmeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão; P: valor de P para o teste de Fleiss' Kappa.

Apêndice F. Dados relativos à comparação entre os diferentes protocolos de escaneamento para a presença de áreas hipodensas nas reconstruções axiais, sagitais e coronais, de acordo com os escores avaliados: probabilidade de estar provavelmente ausente ou melhor.

Probabilidade de estar provavelmente ausente ou melhor			
Protocolos	Reconstrução	Odds ratio	P
Acc HR-Acc NR	Axial	5,1256	0,9999
Acc HR-MicroCT	Axial	0,2267	0,9999
Acc HR-NanoCT	Axial	0,4844	0,9999
Acc HR-New HR	Axial	0,0118	0,0005
Acc HR-New NR	Axial	0,0632	0,4018
Acc HR-Pro HR	Axial	0,4844	0,9999
Acc HR-Pro NR	Axial	0,1409	0,9979
Acc HR-Pax HR	Axial	5,1256	0,9999
Acc HR-Pax NR	Axial	5,1256	0,9999
Acc NR-MicroCT	Axial	0,0442	0,9999
Acc NR-NanoCT	Axial	0,0945	0,9999
Acc NR-New HR	Axial	0,0023	0,2883
Acc NR-New NR	Axial	0,0123	0,978
Acc NR-Pro HR	Axial	0,0945	0,9999
Acc NR-Pro NR	Axial	0,0275	0,9999
Acc NR-Pax HR	Axial	1	0,9999
Acc NR-Pax NR	Axial	1	0,9999
MicroCT-NanoCT	Axial	2,1367	0,9999
MicroCT-New HR	Axial	0,0522	0,0001
MicroCT-New NR	Axial	0,2788	0,9661
MicroCT-Pro HR	Axial	2,1367	0,9999
MicroCT-Pro NR	Axial	0,6216	0,9999
MicroCT-Pax HR	Axial	22,6098	0,9999
MicroCT-Pax NR	Axial	22,6098	0,9999
NanoCT-New HR	Axial	0,0244	0,0001
NanoCT-New NR	Axial	0,1305	0,4735
NanoCT-Pro HR	Axial	1	0,9999
NanoCT-Pro NR	Axial	0,2909	0,9999
NanoCT-Pax HR	Axial	10,5818	0,9999
NanoCT-Pax NR	Axial	10,5818	0,9999
New HR-New NR	Axial	5,3439	0,0335
New HR-Pro HR	Axial	40,9488	0,0001
New HR-Pro NR	Axial	11,9133	0,0003
New HR-Pax HR	Axial	433,3137	0,2883
New HR-Pax NR	Axial	433,3137	0,2883
New NR-Pro HR	Axial	7,6627	0,4735
New NR-Pro NR	Axial	2,2293	0,9999
New NR-Pax HR	Axial	81,0853	0,978
New NR-Pax NR	Axial	81,0853	0,978
Pro HR-Pro NR	Axial	0,2909	0,9999
Pro HR-Pax HR	Axial	10,5818	0,9999
Pro HR-Pax NR	Axial	10,5818	0,9999
Pro NR-Pax HR	Axial	36,3722	0,9999
Pro NR-Pax NR	Axial	36,3722	0,9999

Pax HR-Pax NR	Axial	1	0,9999
Acc HR-Acc NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-MicroCT	Coronal	0,7945	0,9999
Acc HR-NanoCT	Coronal	0,5523	0,9999
Acc HR-New HR	Coronal	0,0985	0,0213
Acc HR-New NR	Coronal	0,1755	0,1107
Acc HR-Pro HR	Coronal	4,7741	0,1416
Acc HR-Pro NR	Coronal	2,007	0,9999
Acc HR-Pax HR	Coronal	210,1358	0,6415
Acc HR-Pax NR	Coronal	210,1358	0,6415
Acc NR-MicroCT	Coronal	0,7945	0,9999
Acc NR-NanoCT	Coronal	0,5523	0,9999
Acc NR-New HR	Coronal	0,0985	0,0213
Acc NR-New NR	Coronal	0,1755	0,1107
Acc NR-Pro HR	Coronal	4,7741	0,1416
Acc NR-Pro NR	Coronal	2,007	0,9999
Acc NR-Pax HR	Coronal	210,1358	0,6415
Acc NR-Pax NR	Coronal	210,1358	0,6415
MicroCT-NanoCT	Coronal	0,6952	0,9999
MicroCT-New HR	Coronal	0,124	0,0887
MicroCT-New NR	Coronal	0,2209	0,413
MicroCT-Pro HR	Coronal	6,0088	0,0273
MicroCT-Pro NR	Coronal	2,5261	0,9866
MicroCT-Pax HR	Coronal	264,4785	0,5175
MicroCT-Pax NR	Coronal	264,4785	0,5175
NanoCT-New HR	Coronal	0,1783	0,522
NanoCT-New NR	Coronal	0,3177	0,9841
NanoCT-Pro HR	Coronal	8,6437	0,0016
NanoCT-Pro NR	Coronal	3,6338	0,381
NanoCT-Pax HR	Coronal	380,4564	0,3411
NanoCT-Pax NR	Coronal	380,4564	0,3411
New HR-New NR	Coronal	1,7815	0,9999
New HR-Pro HR	Coronal	48,467	0,0001
New HR-Pro NR	Coronal	20,3755	0,0002
New HR-Pax HR	Coronal	2133,2981	0,0261
New HR-Pax NR	Coronal	2133,2981	0,0261
New NR-Pro HR	Coronal	27,2061	0,0001
New NR-Pro NR	Coronal	11,4375	0,0007
New NR-Pax HR	Coronal	1197,4921	0,0635
New NR-Pax NR	Coronal	1197,4921	0,0635
Pro HR-Pro NR	Coronal	0,4204	0,9999
Pro HR-Pax HR	Coronal	44,0155	0,9998
Pro HR-Pax NR	Coronal	44,0155	0,9998
Pro NR-Pax HR	Coronal	104,6991	0,9345
Pro NR-Pax NR	Coronal	104,6991	0,9345
Pax HR-Pax NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-Acc NR	Sagital	0,7062	0,9999
Acc HR-MicroCT	Sagital	0,2181	0,2571
Acc HR-NanoCT	Sagital	0,3658	0,9724
Acc HR-New HR	Sagital	0,3128	0,8118
Acc HR-New NR	Sagital	0,3658	0,9724

Acc HR-Pro HR	Sagital	1	0,9999
Acc HR-Pro NR	Sagital	1,2552	0,9999
Acc HR-Pax HR	Sagital	210,1358	0,6415
Acc HR-Pax NR	Sagital	210,1358	0,6415
Acc NR-MicroCT	Sagital	0,3088	0,9212
Acc NR-NanoCT	Sagital	0,5179	0,9999
Acc NR-New HR	Sagital	0,443	0,9999
Acc NR-New NR	Sagital	0,5179	0,9999
Acc NR-Pro HR	Sagital	1,416	0,9999
Acc NR-Pro NR	Sagital	1,7774	0,9999
Acc NR-Pax HR	Sagital	297,559	0,4564
Acc NR-Pax NR	Sagital	297,559	0,4564
MicroCT-NanoCT	Sagital	1,6774	0,9999
MicroCT-New HR	Sagital	1,4347	0,9999
MicroCT-New NR	Sagital	1,6774	0,9999
MicroCT-Pro HR	Sagital	4,5861	0,2571
MicroCT-Pro NR	Sagital	5,7566	0,0579
MicroCT-Pax HR	Sagital	963,7043	0,0892
MicroCT-Pax NR	Sagital	963,7043	0,0892
NanoCT-New HR	Sagital	0,8553	0,9999
NanoCT-New NR	Sagital	1	0,9999
NanoCT-Pro HR	Sagital	2,734	0,9724
NanoCT-Pro NR	Sagital	3,4318	0,5929
NanoCT-Pax HR	Sagital	574,5137	0,1949
NanoCT-Pax NR	Sagital	574,5137	0,1949
New HR-New NR	Sagital	1,1692	0,9999
New HR-Pro HR	Sagital	3,1966	0,8118
New HR-Pro NR	Sagital	4,0125	0,3185
New HR-Pax HR	Sagital	671,7241	0,1549
New HR-Pax NR	Sagital	671,7241	0,1549
New NR-Pro HR	Sagital	2,734	0,9724
New NR-Pro NR	Sagital	3,4318	0,5929
New NR-Pax HR	Sagital	574,5137	0,1949
New NR-Pax NR	Sagital	574,5137	0,1949
Pro HR-Pro NR	Sagital	1,2552	0,9999
Pro HR-Pax HR	Sagital	210,1358	0,6415
Pro HR-Pax NR	Sagital	210,1358	0,6415
Pro NR-Pax HR	Sagital	167,4087	0,7594
Pro NR-Pax NR	Sagital	167,4087	0,7594
Pax HR-Pax NR	Sagital	1	0,9999

*nanoCT: nanotomógrafo computadorizado; microCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accutomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Planmeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão; P: valor de P para o teste de Fleiss' Kappa.

Apêndice G. Dados relativos à comparação entre os diferentes protocolos de escaneamento para a presença de áreas hipodensas nas reconstruções axiais, sagitais e coronais, de acordo com os escores avaliados: probabilidade de estar incerto ou melhor.

Probabilidade de estar incerto ou melhor			
Protocolos	Reconstrução	Odds ratio	P
Acc HR-Acc NR	Axial	5,1187	0,9999
Acc HR-MicroCT	Axial	0,2278	0,9999
Acc HR-NanoCT	Axial	0,4852	0,9999
Acc HR-New HR	Axial	0,0122	0,0006
Acc HR-New NR	Axial	0,0642	0,4156
Acc HR-Pro HR	Axial	0,3136	0,9999
Acc HR-Pro NR	Axial	0,0642	0,4156
Acc HR-Pax HR	Axial	5,1187	0,9999
Acc HR-Pax NR	Axial	5,1187	0,9999
Acc NR-MicroCT	Axial	0,0445	0,9999
Acc NR-NanoCT	Axial	0,0948	0,9999
Acc NR-New HR	Axial	0,0024	0,3032
Acc NR-New NR	Axial	0,0125	0,9799
Acc NR-Pro HR	Axial	0,0613	0,9999
Acc NR-Pro NR	Axial	0,0125	0,9799
Acc NR-Pax HR	Axial	1	0,9999
Acc NR-Pax NR	Axial	1	0,9999
MicroCT-NanoCT	Axial	2,1296	0,9999
MicroCT-New HR	Axial	0,0537	0,0001
MicroCT-New NR	Axial	0,2819	0,9694
MicroCT-Pro HR	Axial	1,3765	0,9999
MicroCT-Pro NR	Axial	0,2819	0,9694
MicroCT-Pax HR	Axial	22,4667	0,9999
MicroCT-Pax NR	Axial	22,4667	0,9999
NanoCT-New HR	Axial	0,0252	0,0001
NanoCT-New NR	Axial	0,1324	0,4883
NanoCT-Pro HR	Axial	0,6464	0,9999
NanoCT-Pro NR	Axial	0,1324	0,4883
NanoCT-Pax HR	Axial	10,5498	0,9999
NanoCT-Pax NR	Axial	10,5498	0,9999
New HR-New NR	Axial	5,2465	0,0364
New HR-Pro HR	Axial	25,6154	0,0001
New HR-Pro NR	Axial	5,2465	0,0364
New HR-Pax HR	Axial	418,0875	0,3032
New HR-Pax NR	Axial	418,0875	0,3032
New NR-Pro HR	Axial	4,8824	0,7695
New NR-Pro NR	Axial	1	0,9999
New NR-Pax HR	Axial	79,6891	0,9799
New NR-Pax NR	Axial	79,6891	0,9799
Pro HR-Pro NR	Axial	0,2048	0,7695
Pro HR-Pax HR	Axial	16,3217	0,9999
Pro HR-Pax NR	Axial	16,3217	0,9999
Pro NR-Pax HR	Axial	79,6891	0,9799
Pro NR-Pax NR	Axial	79,6891	0,9799

Pax HR-Pax NR	Axial	1	0,9999
Acc HR-Acc NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-MicroCT	Coronal	0,7965	0,9999
Acc HR-NanoCT	Coronal	0,5557	0,9999
Acc HR-New HR	Coronal	0,1	0,0228
Acc HR-New NR	Coronal	0,1779	0,1166
Acc HR-Pro HR	Coronal	3,9596	0,332
Acc HR-Pro NR	Coronal	0,6289	0,9999
Acc HR-Pax HR	Coronal	204,2228	0,6577
Acc HR-Pax NR	Coronal	204,2228	0,6577
Acc NR-MicroCT	Coronal	0,7965	0,9999
Acc NR-NanoCT	Coronal	0,5557	0,9999
Acc NR-New HR	Coronal	0,1	0,0228
Acc NR-New NR	Coronal	0,1779	0,1166
Acc NR-Pro HR	Coronal	3,9596	0,332
Acc NR-Pro NR	Coronal	0,6289	0,9999
Acc NR-Pax HR	Coronal	204,2228	0,6577
Acc NR-Pax NR	Coronal	204,2228	0,6577
MicroCT-NanoCT	Coronal	0,6976	0,9999
MicroCT-New HR	Coronal	0,1256	0,0932
MicroCT-New NR	Coronal	0,2233	0,4254
MicroCT-Pro HR	Coronal	4,9711	0,0763
MicroCT-Pro NR	Coronal	0,7895	0,9999
MicroCT-Pax HR	Coronal	256,3886	0,535
MicroCT-Pax NR	Coronal	256,3886	0,535
NanoCT-New HR	Coronal	0,18	0,5327
NanoCT-New NR	Coronal	0,32	0,9854
NanoCT-Pro HR	Coronal	7,1255	0,0051
NanoCT-Pro NR	Coronal	1,1317	0,9999
NanoCT-Pax HR	Coronal	367,5038	0,3572
NanoCT-Pax NR	Coronal	367,5038	0,3572
New HR-New NR	Coronal	1,7782	0,9999
New HR-Pro HR	Coronal	39,5893	0,0001
New HR-Pro NR	Coronal	6,2878	0,3226
New HR-Pax HR	Coronal	2041,8674	0,0285
New HR-Pax NR	Coronal	2041,8674	0,0285
New NR-Pro HR	Coronal	22,2637	0,0001
New NR-Pro NR	Coronal	3,536	0,8899
New NR-Pax HR	Coronal	1148,2772	0,0686
New NR-Pax NR	Coronal	1148,2772	0,0686
Pro HR-Pro NR	Coronal	0,1588	0,0131
Pro HR-Pax HR	Coronal	51,5762	0,9989
Pro HR-Pax NR	Coronal	51,5762	0,9989
Pro NR-Pax HR	Coronal	324,7348	0,4144
Pro NR-Pax NR	Coronal	324,7348	0,4144
Pax HR-Pax NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-Acc NR	Sagital	0,7088	0,9999
Acc HR-MicroCT	Sagital	0,2208	0,268
Acc HR-NanoCT	Sagital	0,3692	0,9751
Acc HR-New HR	Sagital	0,2668	0,5308
Acc HR-New NR	Sagital	0,3692	0,9751

Acc HR-Pro HR	Sagital	1	0,9999
Acc HR-Pro NR	Sagital	0,2668	0,5308
Acc HR-Pax HR	Sagital	204,2228	0,6577
Acc HR-Pax NR	Sagital	204,2228	0,6577
Acc NR-MicroCT	Sagital	0,3115	0,9265
Acc NR-NanoCT	Sagital	0,5209	0,9999
Acc NR-New HR	Sagital	0,3763	0,9966
Acc NR-New NR	Sagital	0,5209	0,9999
Acc NR-Pro HR	Sagital	1,4107	0,9999
Acc NR-Pro NR	Sagital	0,3763	0,9966
Acc NR-Pax HR	Sagital	288,1057	0,4739
Acc NR-Pax NR	Sagital	288,1057	0,4739
MicroCT-NanoCT	Sagital	1,6723	0,9999
MicroCT-New HR	Sagital	1,2083	0,9999
MicroCT-New NR	Sagital	1,6723	0,9999
MicroCT-Pro HR	Sagital	4,5293	0,268
MicroCT-Pro NR	Sagital	1,2083	0,9999
MicroCT-Pax HR	Sagital	924,9863	0,096
MicroCT-Pax NR	Sagital	924,9863	0,096
NanoCT-New HR	Sagital	0,7225	0,9999
NanoCT-New NR	Sagital	1	0,9999
NanoCT-Pro HR	Sagital	2,7084	0,9751
NanoCT-Pro NR	Sagital	0,7225	0,9999
NanoCT-Pax HR	Sagital	553,1188	0,2068
NanoCT-Pax NR	Sagital	553,1188	0,2068
New HR-New NR	Sagital	1,3841	0,9999
New HR-Pro HR	Sagital	3,7486	0,5308
New HR-Pro NR	Sagital	1	0,9999
New HR-Pax HR	Sagital	765,5537	0,1282
New HR-Pax NR	Sagital	765,5537	0,1282
New NR-Pro HR	Sagital	2,7084	0,9751
New NR-Pro NR	Sagital	0,7225	0,9999
New NR-Pax HR	Sagital	553,1188	0,2068
New NR-Pax NR	Sagital	553,1188	0,2068
Pro HR-Pro NR	Sagital	0,2668	0,5308
Pro HR-Pax HR	Sagital	204,2228	0,6577
Pro HR-Pax NR	Sagital	204,2228	0,6577
Pro NR-Pax HR	Sagital	765,5537	0,1282
Pro NR-Pax NR	Sagital	765,5537	0,1282
Pax HR-Pax NR	Sagital	1	0,9999

*nanoCT: nanotomógrafo computadorizado; microCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accutomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Planmeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão; P: valor de P para o teste de Fleiss' Kappa.

Apêndice H. Dados relativos à comparação entre os diferentes protocolos de escaneamento para a presença de áreas hipodensas nas reconstruções axiais, sagitais e coronais, de acordo com os escores avaliados: probabilidade de estar provavelmente presente ou melhor.

Probabilidade de estar provavelmente presente ou melhor			
Protocolos	Reconstrução	Odds ratio	P
Acc HR-Acc NR	Axial	0,4328	0,9992
Acc HR-MicroCT	Axial	3,5829	0,5171
Acc HR-NanoCT	Axial	3,0639	0,8115
Acc HR-New HR	Axial	0,0054	0,6663
Acc HR-New NR	Axial	0,0275	0,0163
Acc HR-Pro HR	Axial	0,7093	0,9999
Acc HR-Pro NR	Axial	0,3264	0,8114
Acc HR-Pax HR	Axial	186,5653	0,6663
Acc HR-Pax NR	Axial	186,5653	0,6663
Acc NR-MicroCT	Axial	8,2779	0,0013
Acc NR-NanoCT	Axial	7,0788	0,0037
Acc NR-New HR	Axial	0,0124	0,9713
Acc NR-New NR	Axial	0,0634	0,3667
Acc NR-Pro HR	Axial	1,6387	0,9999
Acc NR-Pro NR	Axial	0,754	0,9999
Acc NR-Pax HR	Axial	431,0345	0,2583
Acc NR-Pax NR	Axial	431,0345	0,2583
MicroCT-NanoCT	Axial	0,8551	0,9999
MicroCT-New HR	Axial	0,0015	0,1352
MicroCT-New NR	Axial	0,0077	0,0001
MicroCT-Pro HR	Axial	0,198	0,0602
MicroCT-Pro NR	Axial	0,0911	0,0002
MicroCT-Pax HR	Axial	52,0705	0,9981
MicroCT-Pax NR	Axial	52,0705	0,9981
NanoCT-New HR	Axial	0,0017	0,1716
NanoCT-New NR	Axial	0,009	0,0002
NanoCT-Pro HR	Axial	0,2315	0,1487
NanoCT-Pro NR	Axial	0,1065	0,0005
NanoCT-Pax HR	Axial	60,8905	0,9941
NanoCT-Pax NR	Axial	60,8905	0,9941
New HR-New NR	Axial	5,1236	0,9999
New HR-Pro HR	Axial	132,3281	0,8355
New HR-Pro NR	Axial	60,8916	0,9941
New HR-Pax HR	Axial	34807,4508	0,0216
New HR-Pax NR	Axial	34807,4508	0,0216
New NR-Pro HR	Axial	25,827	0,0667
New NR-Pro NR	Axial	11,8844	0,7008
New NR-Pax HR	Axial	6793,5044	0,0057
New NR-Pax NR	Axial	6793,5044	0,0057
Pro HR-Pro NR	Axial	0,4602	0,9999
Pro HR-Pax HR	Axial	263,0389	0,4795
Pro HR-Pax NR	Axial	263,0389	0,4795
Pro NR-Pax HR	Axial	571,6301	0,1716

Pro NR-Pax NR	Axial	571,6301	0,1716
Pax HR-Pax NR	Axial	1	0,9999
Acc HR-Acc NR	Coronal	0,7256	0,9999
Acc HR-MicroCT	Coronal	3,5778	0,9568
Acc HR-NanoCT	Coronal	3,5778	0,9568
Acc HR-New HR	Coronal	0,0443	0,9999
Acc HR-New NR	Coronal	0,0443	0,9999
Acc HR-Pro HR	Coronal	3,5778	0,9568
Acc HR-Pro NR	Coronal	1,6074	0,9999
Acc HR-Pax HR	Coronal	1542,137	0,0355
Acc HR-Pax NR	Coronal	1542,137	0,0355
Acc NR-MicroCT	Coronal	4,9308	0,7241
Acc NR-NanoCT	Coronal	4,9308	0,7241
Acc NR-New HR	Coronal	0,0611	0,9999
Acc NR-New NR	Coronal	0,0611	0,9999
Acc NR-Pro HR	Coronal	4,9308	0,7241
Acc NR-Pro NR	Coronal	2,2153	0,9999
Acc NR-Pax HR	Coronal	2125,3292	0,0215
Acc NR-Pax NR	Coronal	2125,3292	0,0215
MicroCT-NanoCT	Coronal	1	0,9999
MicroCT-New HR	Coronal	0,0124	0,9713
MicroCT-New NR	Coronal	0,0124	0,9713
MicroCT-Pro HR	Coronal	1	0,9999
MicroCT-Pro NR	Coronal	0,4493	0,9999
MicroCT-Pax HR	Coronal	431,0345	0,2583
MicroCT-Pax NR	Coronal	431,0345	0,2583
NanoCT-New HR	Coronal	0,0124	0,9713
NanoCT-New NR	Coronal	0,0124	0,9713
NanoCT-Pro HR	Coronal	1	0,9999
NanoCT-Pro NR	Coronal	0,4493	0,9999
NanoCT-Pax HR	Coronal	431,0345	0,2583
NanoCT-Pax NR	Coronal	431,0345	0,2583
New HR-New NR	Coronal	1	0,9999
New HR-Pro HR	Coronal	80,7533	0,9713
New HR-Pro NR	Coronal	36,2809	0,9999
New HR-Pax HR	Coronal	34807,4508	0,0216
New HR-Pax NR	Coronal	34807,4508	0,0216
New NR-Pro HR	Coronal	80,7533	0,9713
New NR-Pro NR	Coronal	36,2809	0,9999
New NR-Pax HR	Coronal	34807,4508	0,0216
New NR-Pax NR	Coronal	34807,4508	0,0216
Pro HR-Pro NR	Coronal	0,4493	0,9999
Pro HR-Pax HR	Coronal	431,0345	0,2583
Pro HR-Pax NR	Coronal	431,0345	0,2583
Pro NR-Pax HR	Coronal	959,3874	0,0764
Pro NR-Pax NR	Coronal	959,3874	0,0764
Pax HR-Pax NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-Acc NR	Sagital	0,6651	0,9999
Acc HR-MicroCT	Sagital	0,5143	0,9999
Acc HR-NanoCT	Sagital	1	0,9999
Acc HR-New HR	Sagital	0,3732	0,9999

Acc HR-New NR	Sagital	0,3732	0,9999
Acc HR-Pro HR	Sagital	1,1864	0,9999
Acc HR-Pro NR	Sagital	0,6651	0,9999
Acc HR-Pax HR	Sagital	793,0781	0,1035
Acc HR-Pax NR	Sagital	154,7884	0,0001
Acc NR-MicroCT	Sagital	0,7732	0,9999
Acc NR-NanoCT	Sagital	1,5035	0,9999
Acc NR-New HR	Sagital	0,561	0,9999
Acc NR-New NR	Sagital	0,561	0,9999
Acc NR-Pro HR	Sagital	1,7838	0,9999
Acc NR-Pro NR	Sagital	1	0,9999
Acc NR-Pax HR	Sagital	1192,3985	0,0538
Acc NR-Pax NR	Sagital	232,7255	0,0001
MicroCT-NanoCT	Sagital	1,9445	0,9999
MicroCT-New HR	Sagital	0,7256	0,9999
MicroCT-New NR	Sagital	0,7256	0,9999
MicroCT-Pro HR	Sagital	2,307	0,9999
MicroCT-Pro NR	Sagital	1,2933	0,9999
MicroCT-Pax HR	Sagital	1542,137	0,0355
MicroCT-Pax NR	Sagital	300,9854	0,0001
NanoCT-New HR	Sagital	0,3732	0,9999
NanoCT-New NR	Sagital	0,3732	0,9999
NanoCT-Pro HR	Sagital	1,1864	0,9999
NanoCT-Pro NR	Sagital	0,6651	0,9999
NanoCT-Pax HR	Sagital	793,0781	0,1035
NanoCT-Pax NR	Sagital	154,7884	0,0001
New HR-New NR	Sagital	1	0,9999
New HR-Pro HR	Sagital	3,1795	0,9999
New HR-Pro NR	Sagital	1,7824	0,9999
New HR-Pax HR	Sagital	2125,3292	0,0215
New HR-Pax NR	Sagital	414,8095	0,0001
New NR-Pro HR	Sagital	3,1795	0,9999
New NR-Pro NR	Sagital	1,7824	0,9999
New NR-Pax HR	Sagital	2125,3292	0,0215
New NR-Pax NR	Sagital	414,8095	0,0001
Pro HR-Pro NR	Sagital	0,5606	0,9999
Pro HR-Pax HR	Sagital	668,4577	0,1352
Pro HR-Pax NR	Sagital	130,4657	0,0001
Pro NR-Pax HR	Sagital	1192,3985	0,0538
Pro NR-Pax NR	Sagital	232,7255	0,0001
Pax HR-Pax NR	Sagital	0,1952	0,9999

*nanoCT: nanotomógrafo computadorizado; microCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accutomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Planmeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão; P: valor de P para o teste de Fleiss' Kappa.

Apêndice I. Dados relativos à comparação entre os diferentes protocolos de escaneamento para a presença de distorção do material de alta densidade nas reconstruções axiais, sagitais e coronais, de acordo com os escores avaliados: probabilidade de estar definitivamente ausente ou melhor.

Probabilidade de estar definitivamente ausente ou melhor			
Protocolos	Reconstrução	Odds ratio	P
Acc HR-Acc NR	Axial	1	0,9999
Acc HR-MicroCT	Axial	0,0157	0,0368
Acc HR-NanoCT	Axial	0,0001	0,0001
Acc HR-New HR	Axial	1	0,9999
Acc HR-New NR	Axial	1	0,9999
Acc HR-Pro HR	Axial	1	0,9999
Acc HR-Pro NR	Axial	1	0,9999
Acc HR-Pax HR	Axial	1	0,9999
Acc HR-Pax NR	Axial	1	0,9999
Acc NR-MicroCT	Axial	0,0157	0,0368
Acc NR-NanoCT	Axial	0,0001	0,0001
Acc NR-New HR	Axial	1	0,9999
Acc NR-New NR	Axial	1	0,9999
Acc NR-Pro HR	Axial	1	0,9999
Acc NR-Pro NR	Axial	1	0,9999
Acc NR-Pax HR	Axial	1	0,9999
Acc NR-Pax NR	Axial	1	0,9999
MicroCT-NanoCT	Axial	0,0082	0,0001
MicroCT-New HR	Axial	63,8112	0,0368
MicroCT-New NR	Axial	63,8112	0,0368
MicroCT-Pro HR	Axial	63,8112	0,0368
MicroCT-Pro NR	Axial	63,8112	0,0368
MicroCT-Pax HR	Axial	63,8112	0,0368
MicroCT-Pax NR	Axial	63,8112	0,0368
NanoCT-New HR	Axial	7805,3811	0,0001
NanoCT-New NR	Axial	7805,3811	0,0001
NanoCT-Pro HR	Axial	7805,3811	0,0001
NanoCT-Pro NR	Axial	7805,3811	0,0001
NanoCT-Pax HR	Axial	7805,3811	0,0001
NanoCT-Pax NR	Axial	7805,3811	0,0001
New HR-New NR	Axial	1	0,9999
New HR-Pro HR	Axial	1	0,9999
New HR-Pro NR	Axial	1	0,9999
New HR-Pax HR	Axial	1	0,9999
New HR-Pax NR	Axial	1	0,9999
New NR-Pro HR	Axial	1	0,9999
New NR-Pro NR	Axial	1	0,9999
New NR-Pax HR	Axial	1	0,9999
New NR-Pax NR	Axial	1	0,9999
Pro HR-Pro NR	Axial	1	0,9999
Pro HR-Pax HR	Axial	1	0,9999
Pro HR-Pax NR	Axial	1	0,9999
Pro NR-Pax HR	Axial	1	0,9999
Pro NR-Pax NR	Axial	1	0,9999

Pax HR-Pax NR	Axial	1	0,9999
Acc HR-Acc NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-MicroCT	Coronal	0,022	0,1095
Acc HR-NanoCT	Coronal	0	0,0001
Acc HR-New HR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-New NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-Pro HR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-Pro NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-Pax HR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-Pax NR	Coronal	1	0,9999
Acc NR-MicroCT	Coronal	0,022	0,1095
Acc NR-NanoCT	Coronal	0	0,0001
Acc NR-New HR	Coronal	1	0,9999
Acc NR-New NR	Coronal	1	0,9999
Acc NR-Pro HR	Coronal	1	0,9999
Acc NR-Pro NR	Coronal	1	0,9999
Acc NR-Pax HR	Coronal	1	0,9999
Acc NR-Pax NR	Coronal	1	0,9999
MicroCT-NanoCT	Coronal	0,0011	0,0001
MicroCT-New HR	Coronal	45,5206	0,1095
MicroCT-New NR	Coronal	45,5206	0,1095
MicroCT-Pro HR	Coronal	45,5206	0,1095
MicroCT-Pro NR	Coronal	45,5206	0,1095
MicroCT-Pax HR	Coronal	45,5206	0,1095
MicroCT-Pax NR	Coronal	45,5206	0,1095
NanoCT-New HR	Coronal	40051,852	0,0001
NanoCT-New NR	Coronal	40051,852	0,0001
NanoCT-Pro HR	Coronal	40051,852	0,0001
NanoCT-Pro NR	Coronal	40051,852	0,0001
NanoCT-Pax HR	Coronal	40051,852	0,0001
NanoCT-Pax NR	Coronal	40051,852	0,0001
New HR-New NR	Coronal	1	0,9999
New HR-Pro HR	Coronal	1	0,9999
New HR-Pro NR	Coronal	1	0,9999
New HR-Pax HR	Coronal	1	0,9999
New HR-Pax NR	Coronal	1	0,9999
New NR-Pro HR	Coronal	1	0,9999
New NR-Pro NR	Coronal	1	0,9999
New NR-Pax HR	Coronal	1	0,9999
New NR-Pax NR	Coronal	1	0,9999
Pro HR-Pro NR	Coronal	1	0,9999
Pro HR-Pax HR	Coronal	1	0,9999
Pro HR-Pax NR	Coronal	1	0,9999
Pro NR-Pax HR	Coronal	1	0,9999
Pro NR-Pax NR	Coronal	1	0,9999
Pax HR-Pax NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-Acc NR	Sagital	1	0,9999
Acc HR-MicroCT	Sagital	0,0267	0,1936
Acc HR-NanoCT	Sagital	0,0001	0,0001
Acc HR-New HR	Sagital	1	0,9999
Acc HR-New NR	Sagital	1	0,9999

Acc HR-Pro HR	Sagital	1	0,9999
Acc HR-Pro NR	Sagital	1	0,9999
Acc HR-Pax HR	Sagital	1	0,9999
Acc HR-Pax NR	Sagital	1	0,9999
Acc NR-MicroCT	Sagital	0,0267	0,1936
Acc NR-NanoCT	Sagital	0,0001	0,0001
Acc NR-New HR	Sagital	1	0,9999
Acc NR-New NR	Sagital	1	0,9999
Acc NR-Pro HR	Sagital	1	0,9999
Acc NR-Pro NR	Sagital	1	0,9999
Acc NR-Pax HR	Sagital	1	0,9999
Acc NR-Pax NR	Sagital	1	0,9999
MicroCT-NanoCT	Sagital	0,0048	0,0001
MicroCT-New HR	Sagital	37,432	0,1936
MicroCT-New NR	Sagital	37,432	0,1936
MicroCT-Pro HR	Sagital	37,432	0,1936
MicroCT-Pro NR	Sagital	37,432	0,1936
MicroCT-Pax HR	Sagital	37,432	0,1936
MicroCT-Pax NR	Sagital	37,432	0,1936
NanoCT-New HR	Sagital	7805,3811	0,0001
NanoCT-New NR	Sagital	7805,3811	0,0001
NanoCT-Pro HR	Sagital	7805,3811	0,0001
NanoCT-Pro NR	Sagital	7805,3811	0,0001
NanoCT-Pax HR	Sagital	7805,3811	0,0001
NanoCT-Pax NR	Sagital	7805,3811	0,0001
New HR-New NR	Sagital	1	0,9999
New HR-Pro HR	Sagital	1	0,9999
New HR-Pro NR	Sagital	1	0,9999
New HR-Pax HR	Sagital	1	0,9999
New HR-Pax NR	Sagital	1	0,9999
New NR-Pro HR	Sagital	1	0,9999
New NR-Pro NR	Sagital	1	0,9999
New NR-Pax HR	Sagital	1	0,9999
New NR-Pax NR	Sagital	1	0,9999
Pro HR-Pro NR	Sagital	1	0,9999
Pro HR-Pax HR	Sagital	1	0,9999
Pro HR-Pax NR	Sagital	1	0,9999
Pro NR-Pax HR	Sagital	1	0,9999
Pro NR-Pax NR	Sagital	1	0,9999
Pax HR-Pax NR	Sagital	1	0,9999

*nanoCT: nanotomógrafo computadorizado; microCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accutomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Planmeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão; P: valor de P para o teste de Fleiss' Kappa.

Apêndice J. Dados relativos à comparação entre os diferentes protocolos de escaneamento para a presença de distorção do material de alta densidade nas reconstruções axiais, sagitais e coronais, de acordo com os escores avaliados: probabilidade de estar provavelmente ausente ou melhor.

Probabilidade de estar provavelmente ausente ou melhor			
Protocolos	Reconstrução	Odds ratio	P
Acc HR-Acc NR	Axial	5,724	0,9673
Acc HR-MicroCT	Axial	0,0423	0,0001
Acc HR-NanoCT	Axial	0,0008	0,0012
Acc HR-New HR	Axial	1,7866	0,9999
Acc HR-New NR	Axial	29,3543	0,9892
Acc HR-Pro HR	Axial	29,3543	0,9892
Acc HR-Pro NR	Axial	29,3543	0,9892
Acc HR-Pax HR	Axial	29,3543	0,9892
Acc HR-Pax NR	Axial	29,3543	0,9892
Acc NR-MicroCT	Axial	0,0074	0,0001
Acc NR-NanoCT	Axial	0,0001	0,0001
Acc NR-New HR	Axial	0,3121	0,9999
Acc NR-New NR	Axial	5,1283	0,9999
Acc NR-Pro HR	Axial	5,1283	0,9999
Acc NR-Pro NR	Axial	5,1283	0,9999
Acc NR-Pax HR	Axial	5,1283	0,9999
Acc NR-Pax NR	Axial	5,1283	0,9999
MicroCT-NanoCT	Axial	0,019	0,8056
MicroCT-New HR	Axial	42,2231	0,0001
MicroCT-New NR	Axial	693,7243	0,0052
MicroCT-Pro HR	Axial	693,7243	0,0052
MicroCT-Pro NR	Axial	693,7243	0,0052
MicroCT-Pax HR	Axial	693,7243	0,0052
MicroCT-Pax NR	Axial	693,7243	0,0052
NanoCT-New HR	Axial	2224,1284	0,0003
NanoCT-New NR	Axial	36542,3353	0,0003
NanoCT-Pro HR	Axial	36542,3353	0,0003
NanoCT-Pro NR	Axial	36542,3353	0,0003
NanoCT-Pax HR	Axial	36542,3353	0,0003
NanoCT-Pax NR	Axial	36542,3353	0,0003
New HR-New NR	Axial	16,43	0,9999
New HR-Pro HR	Axial	16,43	0,9999
New HR-Pro NR	Axial	16,43	0,9999
New HR-Pax HR	Axial	16,43	0,9999
New HR-Pax NR	Axial	16,43	0,9999
New NR-Pro HR	Axial	1	0,9999
New NR-Pro NR	Axial	1	0,9999
New NR-Pax HR	Axial	1	0,9999
New NR-Pax NR	Axial	1	0,9999
Pro HR-Pro NR	Axial	1	0,9999
Pro HR-Pax HR	Axial	1	0,9999
Pro HR-Pax NR	Axial	1	0,9999
Pro NR-Pax HR	Axial	1	0,9999
Pro NR-Pax NR	Axial	1	0,9999

Pax HR-Pax NR	Axial	1	0,9999
Acc HR-Acc NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-MicroCT	Coronal	0,0495	0,0001
Acc HR-NanoCT	Coronal	0,0003	0,0002
Acc HR-New HR	Coronal	0,3609	0,9999
Acc HR-New NR	Coronal	0,6448	0,9999
Acc HR-Pro HR	Coronal	10,5945	0,9999
Acc HR-Pro NR	Coronal	10,5945	0,9999
Acc HR-Pax HR	Coronal	10,5945	0,9999
Acc HR-Pax NR	Coronal	10,5945	0,9999
Acc NR-MicroCT	Coronal	0,0495	0,0001
Acc NR-NanoCT	Coronal	0,0003	0,0002
Acc NR-New HR	Coronal	0,3609	0,9999
Acc NR-New NR	Coronal	0,6448	0,9999
Acc NR-Pro HR	Coronal	10,5945	0,9999
Acc NR-Pro NR	Coronal	10,5945	0,9999
Acc NR-Pax HR	Coronal	10,5945	0,9999
Acc NR-Pax NR	Coronal	10,5945	0,9999
MicroCT-NanoCT	Coronal	0,0059	0,1402
MicroCT-New HR	Coronal	7,2933	0,0003
MicroCT-New NR	Coronal	13,0304	0,0001
MicroCT-Pro HR	Coronal	214,0896	0,0867
MicroCT-Pro NR	Coronal	214,0896	0,0867
MicroCT-Pax HR	Coronal	214,0896	0,0867
MicroCT-Pax NR	Coronal	214,0896	0,0867
NanoCT-New HR	Coronal	1244,8701	0,0012
NanoCT-New NR	Coronal	2224,1284	0,0003
NanoCT-Pro HR	Coronal	36542,3353	0,0003
NanoCT-Pro NR	Coronal	36542,3353	0,0003
NanoCT-Pax HR	Coronal	36542,3353	0,0003
NanoCT-Pax NR	Coronal	36542,3353	0,0003
New HR-New NR	Coronal	1,7866	0,9999
New HR-Pro HR	Coronal	29,3543	0,9892
New HR-Pro NR	Coronal	29,3543	0,9892
New HR-Pax HR	Coronal	29,3543	0,9892
New HR-Pax NR	Coronal	29,3543	0,9892
New NR-Pro HR	Coronal	16,43	0,9999
New NR-Pro NR	Coronal	16,43	0,9999
New NR-Pax HR	Coronal	16,43	0,9999
New NR-Pax NR	Coronal	16,43	0,9999
Pro HR-Pro NR	Coronal	1	0,9999
Pro HR-Pax HR	Coronal	1	0,9999
Pro HR-Pax NR	Coronal	1	0,9999
Pro NR-Pax HR	Coronal	1	0,9999
Pro NR-Pax NR	Coronal	1	0,9999
Pax HR-Pax NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-Acc NR	Sagital	4,4206	0,9998
Acc HR-MicroCT	Sagital	0,0943	0,0001
Acc HR-NanoCT	Sagital	0,0006	0,0006
Acc HR-New HR	Sagital	0,7723	0,9999
Acc HR-New NR	Sagital	4,4206	0,9998

Acc HR-Pro HR	Sagital	22,67	0,999
Acc HR-Pro NR	Sagital	22,67	0,999
Acc HR-Pax HR	Sagital	22,67	0,999
Acc HR-Pax NR	Sagital	22,67	0,999
Acc NR-MicroCT	Sagital	0,0213	0,0001
Acc NR-NanoCT	Sagital	0,0001	0,0001
Acc NR-New HR	Sagital	0,1747	0,9673
Acc NR-New NR	Sagital	1	0,9999
Acc NR-Pro HR	Sagital	5,1283	0,9999
Acc NR-Pro NR	Sagital	5,1283	0,9999
Acc NR-Pax HR	Sagital	5,1283	0,9999
Acc NR-Pax NR	Sagital	5,1283	0,9999
MicroCT-NanoCT	Sagital	0,0066	0,1771
MicroCT-New HR	Sagital	8,1878	0,0001
MicroCT-New NR	Sagital	46,8671	0,0001
MicroCT-Pro HR	Sagital	240,3463	0,0671
MicroCT-Pro NR	Sagital	240,3463	0,0671
MicroCT-Pax HR	Sagital	240,3463	0,0671
MicroCT-Pax NR	Sagital	240,3463	0,0671
NanoCT-New HR	Sagital	1244,8701	0,0012
NanoCT-New NR	Sagital	7125,6926	0,0001
NanoCT-Pro HR	Sagital	36542,3353	0,0003
NanoCT-Pro NR	Sagital	36542,3353	0,0003
NanoCT-Pax HR	Sagital	36542,3353	0,0003
NanoCT-Pax NR	Sagital	36542,3353	0,0003
New HR-New NR	Sagital	5,724	0,9673
New HR-Pro HR	Sagital	29,3543	0,9892
New HR-Pro NR	Sagital	29,3543	0,9892
New HR-Pax HR	Sagital	29,3543	0,9892
New HR-Pax NR	Sagital	29,3543	0,9892
New NR-Pro HR	Sagital	5,1283	0,9999
New NR-Pro NR	Sagital	5,1283	0,9999
New NR-Pax HR	Sagital	5,1283	0,9999
New NR-Pax NR	Sagital	5,1283	0,9999
Pro HR-Pro NR	Sagital	1	0,9999
Pro HR-Pax HR	Sagital	1	0,9999
Pro HR-Pax NR	Sagital	1	0,9999
Pro NR-Pax HR	Sagital	1	0,9999
Pro NR-Pax NR	Sagital	1	0,9999
Pax HR-Pax NR	Sagital	1	0,9999

*nanoCT: nanotomógrafo computadorizado; microCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accutomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Planmeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão; P: valor de P para o teste de Fleiss' Kappa.

Apêndice K. Dados relativos à comparação entre os diferentes protocolos de escaneamento para a presença de distorção do material de alta densidade nas reconstruções axiais, sagitais e coronais, de acordo com os escores avaliados: probabilidade de estar incerto ou melhor.

Probabilidade de estar incerto ou melhor			
Protocolos	Reconstrução	Odds ratio	P
Acc HR-Acc NR	Axial	5,7259	0,9796
Acc HR-MicroCT	Axial	0,0421	0,0001
Acc HR-NanoCT	Axial	0,0008	0,0018
Acc HR-New HR	Axial	1,295	0,9999
Acc HR-New NR	Axial	29,3653	0,9939
Acc HR-Pro HR	Axial	5,7259	0,9796
Acc HR-Pro NR	Axial	29,3653	0,9939
Acc HR-Pax HR	Axial	29,3653	0,9939
Acc HR-Pax NR	Axial	29,3653	0,9939
Acc NR-MicroCT	Axial	0,0074	0,0001
Acc NR-NanoCT	Axial	0,0001	0,0001
Acc NR-New HR	Axial	0,2262	0,9999
Acc NR-New NR	Axial	5,1285	0,9999
Acc NR-Pro HR	Axial	1	0,9999
Acc NR-Pro NR	Axial	5,1285	0,9999
Acc NR-Pax HR	Axial	5,1285	0,9999
Acc NR-Pax NR	Axial	5,1285	0,9999
MicroCT-NanoCT	Axial	0,0189	0,8524
MicroCT-New HR	Axial	30,7271	0,0001
MicroCT-New NR	Axial	696,7818	0,0076
MicroCT-Pro HR	Axial	135,8641	0,0001
MicroCT-Pro NR	Axial	696,7818	0,0076
MicroCT-Pax HR	Axial	696,7818	0,0076
MicroCT-Pax NR	Axial	696,7818	0,0076
NanoCT-New HR	Axial	1621,9104	0,001
NanoCT-New NR	Axial	36779,1461	0,0005
NanoCT-Pro HR	Axial	7171,4944	0,0001
NanoCT-Pro NR	Axial	36779,1461	0,0005
NanoCT-Pax HR	Axial	36779,1461	0,0005
NanoCT-Pax NR	Axial	36779,1461	0,0005
New HR-New NR	Axial	22,6764	0,9995
New HR-Pro HR	Axial	4,4216	0,9999
New HR-Pro NR	Axial	22,6764	0,9995
New HR-Pax HR	Axial	22,6764	0,9995
New HR-Pax NR	Axial	22,6764	0,9995
New NR-Pro HR	Axial	0,195	0,9999
New NR-Pro NR	Axial	1	0,9999
New NR-Pax HR	Axial	1	0,9999
New NR-Pax NR	Axial	1	0,9999
Pro HR-Pro NR	Axial	5,1285	0,9999
Pro HR-Pax HR	Axial	5,1285	0,9999
Pro HR-Pax NR	Axial	5,1285	0,9999
Pro NR-Pax HR	Axial	1	0,9999
Pro NR-Pax NR	Axial	1	0,9999

Pax HR-Pax NR	Axial	1	0,9999
Acc HR-Acc NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-MicroCT	Coronal	0,0494	0,0001
Acc HR-NanoCT	Coronal	0,0003	0,0002
Acc HR-New HR	Coronal	0,3608	0,9999
Acc HR-New NR	Coronal	0,6448	0,9999
Acc HR-Pro HR	Coronal	10,5958	0,9999
Acc HR-Pro NR	Coronal	10,5958	0,9999
Acc HR-Pax HR	Coronal	10,5958	0,9999
Acc HR-Pax NR	Coronal	10,5958	0,9999
Acc NR-MicroCT	Coronal	0,0494	0,0001
Acc NR-NanoCT	Coronal	0,0003	0,0002
Acc NR-New HR	Coronal	0,3608	0,9999
Acc NR-New NR	Coronal	0,6448	0,9999
Acc NR-Pro HR	Coronal	10,5958	0,9999
Acc NR-Pro NR	Coronal	10,5958	0,9999
Acc NR-Pax HR	Coronal	10,5958	0,9999
Acc NR-Pax NR	Coronal	10,5958	0,9999
MicroCT-NanoCT	Coronal	0,0058	0,1761
MicroCT-New HR	Coronal	7,308	0,0004
MicroCT-New NR	Coronal	13,0589	0,0001
MicroCT-Pro HR	Coronal	214,6009	0,1123
MicroCT-Pro NR	Coronal	214,6009	0,1123
MicroCT-Pax HR	Coronal	214,6009	0,1123
MicroCT-Pax NR	Coronal	214,6009	0,1123
NanoCT-New HR	Coronal	1252,4683	0,0018
NanoCT-New NR	Coronal	2238,0927	0,0005
NanoCT-Pro HR	Coronal	36779,1461	0,0005
NanoCT-Pro NR	Coronal	36779,1461	0,0005
NanoCT-Pax HR	Coronal	36779,1461	0,0005
NanoCT-Pax NR	Coronal	36779,1461	0,0005
New HR-New NR	Coronal	1,7869	0,9999
New HR-Pro HR	Coronal	29,3653	0,9939
New HR-Pro NR	Coronal	29,3653	0,9939
New HR-Pax HR	Coronal	29,3653	0,9939
New HR-Pax NR	Coronal	29,3653	0,9939
New NR-Pro HR	Coronal	16,4333	0,9999
New NR-Pro NR	Coronal	16,4333	0,9999
New NR-Pax HR	Coronal	16,4333	0,9999
New NR-Pax NR	Coronal	16,4333	0,9999
Pro HR-Pro NR	Coronal	1	0,9999
Pro HR-Pax HR	Coronal	1	0,9999
Pro HR-Pax NR	Coronal	1	0,9999
Pro NR-Pax HR	Coronal	1	0,9999
Pro NR-Pax NR	Coronal	1	0,9999
Pax HR-Pax NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-Acc NR	Sagital	4,4216	0,9999
Acc HR-MicroCT	Sagital	0,0941	0,0001
Acc HR-NanoCT	Sagital	0,0006	0,001
Acc HR-New HR	Sagital	0,7722	0,9999
Acc HR-New NR	Sagital	4,4216	0,9999

Acc HR-Pro HR	Sagital	22,6764	0,9995
Acc HR-Pro NR	Sagital	22,6764	0,9995
Acc HR-Pax HR	Sagital	22,6764	0,9995
Acc HR-Pax NR	Sagital	22,6764	0,9995
Acc NR-MicroCT	Sagital	0,0213	0,0001
Acc NR-NanoCT	Sagital	0,0001	0,0001
Acc NR-New HR	Sagital	0,1746	0,9796
Acc NR-New NR	Sagital	1	0,9999
Acc NR-Pro HR	Sagital	5,1285	0,9999
Acc NR-Pro NR	Sagital	5,1285	0,9999
Acc NR-Pax HR	Sagital	5,1285	0,9999
Acc NR-Pax NR	Sagital	5,1285	0,9999
MicroCT-NanoCT	Sagital	0,0066	0,2192
MicroCT-New HR	Sagital	8,2059	0,0001
MicroCT-New NR	Sagital	46,9859	0,0001
MicroCT-Pro HR	Sagital	240,968	0,0881
MicroCT-Pro NR	Sagital	240,968	0,0881
MicroCT-Pax HR	Sagital	240,968	0,0881
MicroCT-Pax NR	Sagital	240,968	0,0881
NanoCT-New HR	Sagital	1252,4683	0,0018
NanoCT-New NR	Sagital	7171,4944	0,0001
NanoCT-Pro HR	Sagital	36779,1461	0,0005
NanoCT-Pro NR	Sagital	36779,1461	0,0005
NanoCT-Pax HR	Sagital	36779,1461	0,0005
NanoCT-Pax NR	Sagital	36779,1461	0,0005
New HR-New NR	Sagital	5,7259	0,9796
New HR-Pro HR	Sagital	29,3653	0,9939
New HR-Pro NR	Sagital	29,3653	0,9939
New HR-Pax HR	Sagital	29,3653	0,9939
New HR-Pax NR	Sagital	29,3653	0,9939
New NR-Pro HR	Sagital	5,1285	0,9999
New NR-Pro NR	Sagital	5,1285	0,9999
New NR-Pax HR	Sagital	5,1285	0,9999
New NR-Pax NR	Sagital	5,1285	0,9999
Pro HR-Pro NR	Sagital	1	0,9999
Pro HR-Pax HR	Sagital	1	0,9999
Pro HR-Pax NR	Sagital	1	0,9999
Pro NR-Pax HR	Sagital	1	0,9999
Pro NR-Pax NR	Sagital	1	0,9999
Pax HR-Pax NR	Sagital	1	0,9999

*nanoCT: nanotomógrafo computadorizado; microCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accutomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Planmeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão; P: valor de P para o teste de Fleiss' Kappa.

Apêndice L. Dados relativos à comparação entre os diferentes protocolos de escaneamento para a presença de distorção do material de alta densidade nas reconstruções axiais, sagitais e coronais, de acordo com os escores avaliados: probabilidade de estar provavelmente presente ou melhor.

Probabilidade de estar provavelmente presente ou melhor			
Protocolos	Reconstrução	Odds ratio	P
Acc HR-Acc NR	Axial	4,0248	0,6268
Acc HR-MicroCT	Axial	0,3063	0,9999
Acc HR-NanoCT	Axial	0,0167	0,9738
Acc HR-New HR	Axial	1,9085	0,9999
Acc HR-New NR	Axial	9,0528	0,0025
Acc HR-Pro HR	Axial	421,3757	0,0001
Acc HR-Pro NR	Axial	2179,7345	0,0049
Acc HR-Pax HR	Axial	2179,7345	0,0049
Acc HR-Pax NR	Axial	2179,7345	0,0049
Acc NR-MicroCT	Axial	0,0761	0,005
Acc NR-NanoCT	Axial	0,0042	0,3315
Acc NR-New HR	Axial	0,4742	0,9999
Acc NR-New NR	Axial	2,2492	0,9999
Acc NR-Pro HR	Axial	104,6941	0,0001
Acc NR-Pro NR	Axial	541,5719	0,0824
Acc NR-Pax HR	Axial	541,5719	0,0824
Acc NR-Pax NR	Axial	541,5719	0,0824
MicroCT-NanoCT	Axial	0,0547	0,9999
MicroCT-New HR	Axial	6,2311	0,3965
MicroCT-New NR	Axial	29,557	0,0001
MicroCT-Pro HR	Axial	1375,7768	0,0001
MicroCT-Pro NR	Axial	7116,756	0,0004
MicroCT-Pax HR	Axial	7116,756	0,0004
MicroCT-Pax NR	Axial	7116,756	0,0004
NanoCT-New HR	Axial	113,9971	0,7512
NanoCT-New NR	Axial	540,7454	0,0849
NanoCT-Pro HR	Axial	25169,8328	0,0001
NanoCT-Pro NR	Axial	130201,032	0,0007
NanoCT-Pax HR	Axial	130201,032	0,0007
NanoCT-Pax NR	Axial	130201,032	0,0007
New HR-New NR	Axial	4,7435	0,1656
New HR-Pro HR	Axial	220,7936	0,0001
New HR-Pro NR	Axial	1142,1431	0,0191
New HR-Pax HR	Axial	1142,1431	0,0191
New HR-Pax NR	Axial	1142,1431	0,0191
New NR-Pro HR	Axial	46,5466	0,002
New NR-Pro NR	Axial	240,7807	0,3164
New NR-Pax HR	Axial	240,7807	0,3164
New NR-Pax NR	Axial	240,7807	0,3164
Pro HR-Pro NR	Axial	5,1729	0,9999
Pro HR-Pax HR	Axial	5,1729	0,9999
Pro HR-Pax NR	Axial	5,1729	0,9999
Pro NR-Pax HR	Axial	1	0,9999

Pro NR-Pax NR	Axial	1	0,9999
Pax HR-Pax NR	Axial	1	0,9999
Acc HR-Acc NR	Coronal	2,4278	0,9999
Acc HR-MicroCT	Coronal	0,1901	0,4584
Acc HR-NanoCT	Coronal	0,0072	0,6385
Acc HR-New HR	Coronal	1,7325	0,9999
Acc HR-New NR	Coronal	3,8967	0,4516
Acc HR-Pro HR	Coronal	938,2559	0,0285
Acc HR-Pro NR	Coronal	938,2559	0,0285
Acc HR-Pax HR	Coronal	938,2559	0,0285
Acc HR-Pax NR	Coronal	938,2559	0,0285
Acc NR-MicroCT	Coronal	0,0783	0,0015
Acc NR-NanoCT	Coronal	0,003	0,1967
Acc NR-New HR	Coronal	0,7136	0,9999
Acc NR-New NR	Coronal	1,6051	0,9999
Acc NR-Pro HR	Coronal	386,471	0,15
Acc NR-Pro NR	Coronal	386,471	0,15
Acc NR-Pax HR	Coronal	386,471	0,15
Acc NR-Pax NR	Coronal	386,471	0,15
MicroCT-NanoCT	Coronal	0,0379	0,9999
MicroCT-New HR	Coronal	9,1156	0,0187
MicroCT-New NR	Coronal	20,5032	0,0001
MicroCT-Pro HR	Coronal	4936,7742	0,0009
MicroCT-Pro NR	Coronal	4936,7742	0,0009
MicroCT-Pax HR	Coronal	4936,7742	0,0009
MicroCT-Pax NR	Coronal	4936,7742	0,0009
NanoCT-New HR	Coronal	240,4132	0,3315
NanoCT-New NR	Coronal	540,7454	0,0849
NanoCT-Pro HR	Coronal	130201,032	0,0007
NanoCT-Pro NR	Coronal	130201,032	0,0007
NanoCT-Pax HR	Coronal	130201,032	0,0007
NanoCT-Pax NR	Coronal	130201,032	0,0007
New HR-New NR	Coronal	2,2492	0,9999
New HR-Pro HR	Coronal	541,5719	0,0824
New HR-Pro NR	Coronal	541,5719	0,0824
New HR-Pax HR	Coronal	541,5719	0,0824
New HR-Pax NR	Coronal	541,5719	0,0824
New NR-Pro HR	Coronal	240,7807	0,3164
New NR-Pro NR	Coronal	240,7807	0,3164
New NR-Pax HR	Coronal	240,7807	0,3164
New NR-Pax NR	Coronal	240,7807	0,3164
Pro HR-Pro NR	Coronal	1	0,9999
Pro HR-Pax HR	Coronal	1	0,9999
Pro HR-Pax NR	Coronal	1	0,9999
Pro NR-Pax HR	Coronal	1	0,9999
Pro NR-Pax NR	Coronal	1	0,9999
Pax HR-Pax NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-Acc NR	Sagital	2,4278	0,9999
Acc HR-MicroCT	Sagital	0,0816	0,0536
Acc HR-NanoCT	Sagital	0,0072	0,6385
Acc HR-New HR	Sagital	1	0,9999

Acc HR-New NR	Sagital	3,8967	0,4516
Acc HR-Pro HR	Sagital	938,2559	0,0285
Acc HR-Pro NR	Sagital	938,2559	0,0285
Acc HR-Pax HR	Sagital	938,2559	0,0285
Acc HR-Pax NR	Sagital	181,3791	0,0001
Acc NR-MicroCT	Sagital	0,0336	0,0002
Acc NR-NanoCT	Sagital	0,003	0,1967
Acc NR-New HR	Sagital	0,4119	0,9999
Acc NR-New NR	Sagital	1,6051	0,9999
Acc NR-Pro HR	Sagital	386,471	0,15
Acc NR-Pro NR	Sagital	386,471	0,15
Acc NR-Pax HR	Sagital	386,471	0,15
Acc NR-Pax NR	Sagital	74,7107	0,0002
MicroCT-NanoCT	Sagital	0,0883	0,9999
MicroCT-New HR	Sagital	12,254	0,0536
MicroCT-New NR	Sagital	47,7504	0,0001
MicroCT-Pro HR	Sagital	11497,3673	0,0002
MicroCT-Pro NR	Sagital	11497,3673	0,0002
MicroCT-Pax HR	Sagital	11497,3673	0,0002
MicroCT-Pax NR	Sagital	2222,6154	0,0001
NanoCT-New HR	Sagital	138,7692	0,6385
NanoCT-New NR	Sagital	540,7454	0,0849
NanoCT-Pro HR	Sagital	130201,032	0,0007
NanoCT-Pro NR	Sagital	130201,032	0,0007
NanoCT-Pax HR	Sagital	130201,032	0,0007
NanoCT-Pax NR	Sagital	25169,8328	0,0001
New HR-New NR	Sagital	3,8967	0,4516
New HR-Pro HR	Sagital	938,2559	0,0285
New HR-Pro NR	Sagital	938,2559	0,0285
New HR-Pax HR	Sagital	938,2559	0,0285
New HR-Pax NR	Sagital	181,3791	0,0001
New NR-Pro HR	Sagital	240,7807	0,3164
New NR-Pro NR	Sagital	240,7807	0,3164
New NR-Pax HR	Sagital	240,7807	0,3164
New NR-Pax NR	Sagital	46,5466	0,002
Pro HR-Pro NR	Sagital	1	0,9999
Pro HR-Pax HR	Sagital	1	0,9999
Pro HR-Pax NR	Sagital	0,1933	0,9999
Pro NR-Pax HR	Sagital	1	0,9999
Pro NR-Pax NR	Sagital	0,1933	0,9999
Pax HR-Pax NR	Sagital	0,1933	0,9999

*nanoCT: nanotomógrafo computadorizado; microCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accutomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Planmeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão; P: valor de P para o teste de Fleiss' Kappa.

Apêndice M. Dados relativos à comparação entre os diferentes protocolos de escaneamento para a possibilidade de uso das imagens para fins de diagnóstico em endodontia, para as reconstruções axiais, sagitais e coronais, de acordo com os escores avaliados: possibilidade de uso das imagens para diagnóstico endodôntico.

Possibilidade de uso das imagens para diagnóstico endodôntico			
Protocolos	Reconstrução	Odds ratio	P
Acc HR-Acc NR	Axial	1	0,9999
Acc HR-MicroCT	Axial	1	0,9999
Acc HR-NanoCT	Axial	1	0,9999
Acc HR-New HR	Axial	1	0,9999
Acc HR-New NR	Axial	1	0,9999
Acc HR-Pro HR	Axial	42,1429	0,0611
Acc HR-Pro NR	Axial	3480,9991	0,0001
Acc HR-Pax HR	Axial	3480,9991	0,0001
Acc HR-Pax NR	Axial	3480,9991	0,0001
Acc NR-MicroCT	Axial	1	0,9999
Acc NR-NanoCT	Axial	1	0,9999
Acc NR-New HR	Axial	1	0,9999
Acc NR-New NR	Axial	1	0,9999
Acc NR-Pro HR	Axial	42,1429	0,0611
Acc NR-Pro NR	Axial	3480,9991	0,0001
Acc NR-Pax HR	Axial	3480,9991	0,0001
Acc NR-Pax NR	Axial	3480,9991	0,0001
MicroCT-NanoCT	Axial	1	0,9999
MicroCT-New HR	Axial	1	0,9999
MicroCT-New NR	Axial	1	0,9999
MicroCT-Pro HR	Axial	42,1429	0,0611
MicroCT-Pro NR	Axial	3480,9991	0,0001
MicroCT-Pax HR	Axial	3480,9991	0,0001
MicroCT-Pax NR	Axial	3480,9991	0,0001
NanoCT-New HR	Axial	1	0,9999
NanoCT-New NR	Axial	1	0,9999
NanoCT-Pro HR	Axial	42,1429	0,0611
NanoCT-Pro NR	Axial	3480,9991	0,0001
NanoCT-Pax HR	Axial	3480,9991	0,0001
NanoCT-Pax NR	Axial	3480,9991	0,0001
New HR-New NR	Axial	1	0,9999
New HR-Pro HR	Axial	42,1429	0,0611
New HR-Pro NR	Axial	3480,9991	0,0001
New HR-Pax HR	Axial	3480,9991	0,0001
New HR-Pax NR	Axial	3480,9991	0,0001
New NR-Pro HR	Axial	42,1429	0,0611
New NR-Pro NR	Axial	3480,9991	0,0001
New NR-Pax HR	Axial	3480,9991	0,0001
New NR-Pax NR	Axial	3480,9991	0,0001
Pro HR-Pro NR	Axial	82,6	0,0053
Pro HR-Pax HR	Axial	82,6	0,0053
Pro HR-Pax NR	Axial	82,6	0,0053

Pro NR-Pax HR	Axial	1	0,9999
Pro NR-Pax NR	Axial	1	0,9999
Pax HR-Pax NR	Axial	1	0,9999
Acc HR-Acc NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-MicroCT	Coronal	1	0,9999
Acc HR-NanoCT	Coronal	1	0,9999
Acc HR-New HR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-New NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-Pro HR	Coronal	118	0,0014
Acc HR-Pro NR	Coronal	3480,9991	0,0001
Acc HR-Pax HR	Coronal	3480,9991	0,0001
Acc HR-Pax NR	Coronal	3480,9991	0,0001
Acc NR-MicroCT	Coronal	1	0,9999
Acc NR-NanoCT	Coronal	1	0,9999
Acc NR-New HR	Coronal	1	0,9999
Acc NR-New NR	Coronal	1	0,9999
Acc NR-Pro HR	Coronal	118	0,0014
Acc NR-Pro NR	Coronal	3480,9991	0,0001
Acc NR-Pax HR	Coronal	3480,9991	0,0001
Acc NR-Pax NR	Coronal	3480,9991	0,0001
MicroCT-NanoCT	Coronal	1	0,9999
MicroCT-New HR	Coronal	1	0,9999
MicroCT-New NR	Coronal	1	0,9999
MicroCT-Pro HR	Coronal	118	0,0014
MicroCT-Pro NR	Coronal	3480,9991	0,0001
MicroCT-Pax HR	Coronal	3480,9991	0,0001
MicroCT-Pax NR	Coronal	3480,9991	0,0001
NanoCT-New HR	Coronal	1	0,9999
NanoCT-New NR	Coronal	1	0,9999
NanoCT-Pro HR	Coronal	118	0,0014
NanoCT-Pro NR	Coronal	3480,9991	0,0001
NanoCT-Pax HR	Coronal	3480,9991	0,0001
NanoCT-Pax NR	Coronal	3480,9991	0,0001
New HR-New NR	Coronal	1	0,9999
New HR-Pro HR	Coronal	118	0,0014
New HR-Pro NR	Coronal	3480,9991	0,0001
New HR-Pax HR	Coronal	3480,9991	0,0001
New HR-Pax NR	Coronal	3480,9991	0,0001
New NR-Pro HR	Coronal	118	0,0014
New NR-Pro NR	Coronal	3480,9991	0,0001
New NR-Pax HR	Coronal	3480,9991	0,0001
New NR-Pax NR	Coronal	3480,9991	0,0001
Pro HR-Pro NR	Coronal	29,5	0,1888
Pro HR-Pax HR	Coronal	29,5	0,1888
Pro HR-Pax NR	Coronal	29,5	0,1888
Pro NR-Pax HR	Coronal	1	0,9999
Pro NR-Pax NR	Coronal	1	0,9999
Pax HR-Pax NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-Acc NR	Sagital	1	0,9999
Acc HR-MicroCT	Sagital	1	0,9999
Acc HR-NanoCT	Sagital	1	0,9999

Acc HR-New HR	Sagital	1	0,9999
Acc HR-New NR	Sagital	5,3636	0,9999
Acc HR-Pro HR	Sagital	118	0,0014
Acc HR-Pro NR	Sagital	3480,9991	0,0001
Acc HR-Pax HR	Sagital	3480,9991	0,0001
Acc HR-Pax NR	Sagital	3480,9991	0,0001
Acc NR-MicroCT	Sagital	1	0,9999
Acc NR-NanoCT	Sagital	1	0,9999
Acc NR-New HR	Sagital	1	0,9999
Acc NR-New NR	Sagital	5,3636	0,9999
Acc NR-Pro HR	Sagital	118	0,0014
Acc NR-Pro NR	Sagital	3480,9991	0,0001
Acc NR-Pax HR	Sagital	3480,9991	0,0001
Acc NR-Pax NR	Sagital	3480,9991	0,0001
MicroCT-NanoCT	Sagital	1	0,9999
MicroCT-New HR	Sagital	1	0,9999
MicroCT-New NR	Sagital	5,3636	0,9999
MicroCT-Pro HR	Sagital	118	0,0014
MicroCT-Pro NR	Sagital	3480,9991	0,0001
MicroCT-Pax HR	Sagital	3480,9991	0,0001
MicroCT-Pax NR	Sagital	3480,9991	0,0001
NanoCT-New HR	Sagital	1	0,9999
NanoCT-New NR	Sagital	5,3636	0,9999
NanoCT-Pro HR	Sagital	118	0,0014
NanoCT-Pro NR	Sagital	3480,9991	0,0001
NanoCT-Pax HR	Sagital	3480,9991	0,0001
NanoCT-Pax NR	Sagital	3480,9991	0,0001
New HR-New NR	Sagital	5,3636	0,9999
New HR-Pro HR	Sagital	118	0,0014
New HR-Pro NR	Sagital	3480,9991	0,0001
New HR-Pax HR	Sagital	3480,9991	0,0001
New HR-Pax NR	Sagital	3480,9991	0,0001
New NR-Pro HR	Sagital	22	0,0001
New NR-Pro NR	Sagital	648,9999	0,0001
New NR-Pax HR	Sagital	648,9999	0,0001
New NR-Pax NR	Sagital	648,9999	0,0001
Pro HR-Pro NR	Sagital	29,5	0,1888
Pro HR-Pax HR	Sagital	29,5	0,1888
Pro HR-Pax NR	Sagital	29,5	0,1888
Pro NR-Pax HR	Sagital	1	0,9999
Pro NR-Pax NR	Sagital	1	0,9999
Pax HR-Pax NR	Sagital	1	0,9999

*nanoCT: nanotomógrafo computadorizado; microCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accutomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Planmeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão; P: valor de P para o teste de Fleiss' Kappa.

Apêndice N. Dados relativos à comparação entre os diferentes protocolos de escaneamento para o nível de confiança dos examinadores em relação à resposta sobre a possibilidade de uso das imagens para fins de diagnóstico em endodontia, para as reconstruções axiais, sagitais e coronais, de acordo com os escores avaliados: nível de confiança.

Nível de confiança			
Protocolos	Reconstrução	Odds ratio	P
Acc HR-Acc NR	Axial	2,2379	0,0001
Acc HR-MicroCT	Axial	0,2425	0,0001
Acc HR-NanoCT	Axial	0,2053	0,0001
Acc HR-New HR	Axial	1,4349	0,9181
Acc HR-New NR	Axial	2,301	0,0001
Acc HR-Pro HR	Axial	0,6969	0,9181
Acc HR-Pro NR	Axial	0,2053	0,0001
Acc HR-Pax HR	Axial	0,2053	0,0001
Acc HR-Pax NR	Axial	0,2053	0,0001
Acc NR-MicroCT	Axial	0,1084	0,0001
Acc NR-NanoCT	Axial	0,0917	0,0001
Acc NR-New HR	Axial	0,6412	0,4032
Acc NR-New NR	Axial	1,0282	0,9999
Acc NR-Pro HR	Axial	0,3114	0,0001
Acc NR-Pro NR	Axial	0,0917	0,0001
Acc NR-Pax HR	Axial	0,0917	0,0001
Acc NR-Pax NR	Axial	0,0917	0,0001
MicroCT-NanoCT	Axial	0,8465	0,9999
MicroCT-New HR	Axial	5,9167	0,0001
MicroCT-New NR	Axial	9,4877	0,0001
MicroCT-Pro HR	Axial	2,8736	0,0001
MicroCT-Pro NR	Axial	0,8465	0,9999
MicroCT-Pax HR	Axial	0,8465	0,9999
MicroCT-Pax NR	Axial	0,8465	0,9999
NanoCT-New HR	Axial	6,9897	0,0001
NanoCT-New NR	Axial	11,2084	0,0001
NanoCT-Pro HR	Axial	3,3947	0,0001
NanoCT-Pro NR	Axial	1	0,9999
NanoCT-Pax HR	Axial	1	0,9999
NanoCT-Pax NR	Axial	1	0,9999
New HR-New NR	Axial	1,6036	0,25
New HR-Pro HR	Axial	0,4857	0,0004
New HR-Pro NR	Axial	0,1431	0,0001
New HR-Pax HR	Axial	0,1431	0,0001
New HR-Pax NR	Axial	0,1431	0,0001
New NR-Pro HR	Axial	0,3029	0,0001
New NR-Pro NR	Axial	0,0892	0,0001
New NR-Pax HR	Axial	0,0892	0,0001
New NR-Pax NR	Axial	0,0892	0,0001
Pro HR-Pro NR	Axial	0,2946	0,0001
Pro HR-Pax HR	Axial	0,2946	0,0001
Pro HR-Pax NR	Axial	0,2946	0,0001
Pro NR-Pax HR	Axial	1	0,9999

Pro NR-Pax NR	Axial	1	0,9999
Pax HR-Pax NR	Axial	1	0,9999
Acc HR-Acc NR	Coronal	2,4324	0,0001
Acc HR-MicroCT	Coronal	0,2865	0,0001
Acc HR-NanoCT	Coronal	0,2494	0,0001
Acc HR-New HR	Coronal	1,792	0,0204
Acc HR-New NR	Coronal	3,6897	0,0001
Acc HR-Pro HR	Coronal	0,4994	0,001
Acc HR-Pro NR	Coronal	0,2636	0,0001
Acc HR-Pax HR	Coronal	0,2494	0,0001
Acc HR-Pax NR	Coronal	0,2494	0,0001
Acc NR-MicroCT	Coronal	0,1178	0,0001
Acc NR-NanoCT	Coronal	0,1025	0,0001
Acc NR-New HR	Coronal	0,7367	0,9981
Acc NR-New NR	Coronal	1,5169	0,5931
Acc NR-Pro HR	Coronal	0,2053	0,0001
Acc NR-Pro NR	Coronal	0,1084	0,0001
Acc NR-Pax HR	Coronal	0,1025	0,0001
Acc NR-Pax NR	Coronal	0,1025	0,0001
MicroCT-NanoCT	Coronal	0,8703	0,9999
MicroCT-New HR	Coronal	6,2547	0,0001
MicroCT-New NR	Coronal	12,8785	0,0001
MicroCT-Pro HR	Coronal	1,7429	0,0408
MicroCT-Pro NR	Coronal	0,92	0,9999
MicroCT-Pax HR	Coronal	0,8703	0,9999
MicroCT-Pax NR	Coronal	0,8703	0,9999
NanoCT-New HR	Coronal	7,1866	0,0001
NanoCT-New NR	Coronal	14,7973	0,0001
NanoCT-Pro HR	Coronal	2,0026	0,001
NanoCT-Pro NR	Coronal	1,0571	0,9999
NanoCT-Pax HR	Coronal	1	0,9999
NanoCT-Pax NR	Coronal	1	0,9999
New HR-New NR	Coronal	2,059	0,0004
New HR-Pro HR	Coronal	0,2787	0,0001
New HR-Pro NR	Coronal	0,1471	0,0001
New HR-Pax HR	Coronal	0,1391	0,0001
New HR-Pax NR	Coronal	0,1391	0,0001
New NR-Pro HR	Coronal	0,1353	0,0001
New NR-Pro NR	Coronal	0,0714	0,0001
New NR-Pax HR	Coronal	0,0676	0,0001
New NR-Pax NR	Coronal	0,0676	0,0001
Pro HR-Pro NR	Coronal	0,5279	0,0046
Pro HR-Pax HR	Coronal	0,4994	0,001
Pro HR-Pax NR	Coronal	0,4994	0,001
Pro NR-Pax HR	Coronal	0,946	0,9999
Pro NR-Pax NR	Coronal	0,946	0,9999
Pax HR-Pax NR	Coronal	1	0,9999
Acc HR-Acc NR	Sagital	3,3017	0,0001
Acc HR-MicroCT	Sagital	0,3029	0,0001
Acc HR-NanoCT	Sagital	0,2636	0,0001
Acc HR-New HR	Sagital	2,1766	0,0001

Acc HR-New NR	Sagital	4,4817	0,0001
Acc HR-Pro HR	Sagital	0,8007	0,9999
Acc HR-Pro NR	Sagital	0,2636	0,0001
Acc HR-Pax HR	Sagital	0,271	0,0001
Acc HR-Pax NR	Sagital	0,2787	0,0001
Acc NR-MicroCT	Sagital	0,0917	0,0001
Acc NR-NanoCT	Sagital	0,0798	0,0001
Acc NR-New HR	Sagital	0,6592	0,5931
Acc NR-New NR	Sagital	1,3574	0,9981
Acc NR-Pro HR	Sagital	0,2425	0,0001
Acc NR-Pro NR	Sagital	0,0798	0,0001
Acc NR-Pax HR	Sagital	0,0821	0,0001
Acc NR-Pax NR	Sagital	0,0844	0,0001
MicroCT-NanoCT	Sagital	0,8703	0,9999
MicroCT-New HR	Sagital	7,1866	0,0001
MicroCT-New NR	Sagital	14,7973	0,0001
MicroCT-Pro HR	Sagital	2,6438	0,0001
MicroCT-Pro NR	Sagital	0,8703	0,9999
MicroCT-Pax HR	Sagital	0,8948	0,9999
MicroCT-Pax NR	Sagital	0,92	0,9999
NanoCT-New HR	Sagital	8,2574	0,0001
NanoCT-New NR	Sagital	17,002	0,0001
NanoCT-Pro HR	Sagital	3,0377	0,0001
NanoCT-Pro NR	Sagital	1	0,9999
NanoCT-Pax HR	Sagital	1,0282	0,9999
NanoCT-Pax NR	Sagital	1,0571	0,9999
New HR-New NR	Sagital	2,059	0,0004
New HR-Pro HR	Sagital	0,3679	0,0001
New HR-Pro NR	Sagital	0,1211	0,0001
New HR-Pax HR	Sagital	0,1245	0,0001
New HR-Pax NR	Sagital	0,128	0,0001
New NR-Pro HR	Sagital	0,1787	0,0001
New NR-Pro NR	Sagital	0,0588	0,0001
New NR-Pax HR	Sagital	0,0605	0,0001
New NR-Pax NR	Sagital	0,0622	0,0001
Pro HR-Pro NR	Sagital	0,3292	0,0001
Pro HR-Pax HR	Sagital	0,3385	0,0001
Pro HR-Pax NR	Sagital	0,348	0,0001
Pro NR-Pax HR	Sagital	1,0282	0,9999
Pro NR-Pax NR	Sagital	1,0571	0,9999
Pax HR-Pax NR	Sagital	1,0282	0,9999

*nanoCT: nanotomógrafo computadorizado; microCT: microtomógrafo computadorizado; Acc: Tomógrafo computadorizado 3D Accutomo 170; New: Tomógrafo computadorizado NewTom VGi evo; Pro: Tomógrafo computadorizado Planmeca ProMax 3D Max; Pax: Tomógrafo computadorizado Pax- i3D Green Premium; HR: Protocolo de escaneamento de alta resolução; NR: Protocolo de escaneamento de resolução padrão; P: valor de P para o teste de Fleiss' Kappa.