



UNESP - Universidade Estadual Paulista

“Júlio de Mesquita Filho”

Faculdade de Odontologia de Araraquara



José Ricardo Vancetto

Estudo comparativo das imagens obtidas em diferentes tomógrafos de feixe cônico para diagnóstico de fraturas e reabsorções radiculares reproduzidas in vitro

Araraquara

2018



UNESP - Universidade Estadual Paulista

“Júlio de Mesquita Filho”

Faculdade de Odontologia de Araraquara



José Ricardo Vancetto

Estudo comparativo das imagens obtidas em diferentes tomógrafos de feixe cônico para diagnóstico de fraturas e reabsorções radiculares reproduzidas in vitro

Tese apresentada a Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara, para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas, Área de Radiologia Odontológica.

Orientador: Prof. Dr. Guilherme Monteiro Tosoni

Araraquara

2018

Vancetto, José Ricardo

Estudo comparativo das imagens obtidas em diferentes tomógrafos de feixe cônico para diagnóstico de fraturas e reabsorções radiculares reproduzidas in vitro / José Ricardo Vancetto. -- Araraquara: [s.n.], 2018

54 f. ; 30 cm.

Tese (Doutorado em Ciências Odontológicas) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia

Orientador: Prof. Dr. Guilherme Monteiro Tosoni

1. Tomografia computadorizada de feixe cônico 2. Fraturas dos dentes 3. Reabsorção da raiz I. Título

José Ricardo Vancetto

Estudo comparativo das imagens obtidas em diferentes tomógrafos de feixe cônico para diagnóstico de fraturas e reabsorções radiculares reproduzidas in vitro

Comissão Julgadora

Tese para obtenção do grau de Doutor em Ciências Odontológicas

Presidente e Co-orientador: Prof. Dr. Marcelo Gonçalves

Prof. Dr. Valfrido Antônio Pereira Filho

Prof. Dr. Arnaldo Sant'Anna Junior

Prof. Dr. Milton Carlos Kuga

Profa. Dra. Leda Maria Pescinini Salzedas

Araraquara, 15 de março de 2018

DADOS CURRICULARES

José Ricardo Vancetto

Nascimento: 14/08/1981 - Birigui – São Paulo – Brasil

Filiação: João Roberto Vancetto e rose Mary Piccolo Vancetto

- | | |
|-------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 2000 – 2003 | Graduação em Odontologia pela Universidade Paulista (UNIP) Araçatuba – São Paulo. |
| 2004 – 2005 | Mestrado em Ciências Odontológicas – Área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial pela Universidade de Marília (UNIMAR) Marília – São Paulo. |
| 2013 - 2015 | Especialização em Radiologia Odontológica e Imaginologia pelo Centro Universitário do Norte Paulista (UNORP) São José do Rio Preto – São Paulo. |
| 2014 – 2018 | Doutorado em Ciências Odontológicas – Área de Diagnóstico e Cirurgia pela Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAR (UNESP) Araraquara –São Paulo |

Dedico esta Tese...

Aos meus pais que me apoiam em tudo, sempre presentes, agradeço pelas orientações que me foram dadas, por me ensinarem bons princípios, por proporcionarem dias tão felizes na minha vida, por abrirem mão dos seus sonhos para garantirem os meus, tudo o que conquistei até hoje e conquistarei futuramente, dedico ao Sr. João Roberto Vancetto e a Sra. Rose Mary Piccolo Vancetto.

À minha esposa, Lilian Cáren Wedekin Vancetto, pois tudo o que consegui só foi possível graças ao amor, apoio e dedicação que você sempre teve por mim. Algumas escolhas mudam nossas vidas completamente. Agradeço todos os dias por escolher você.

AGRADECIMENTOS

Agradeço especialmente ao Prof. Dr. Marcelo Gonçalves, pela confiança, pelas oportunidades, por ter aberto tantas portas e por ser um grande amigo. Obrigado pela paciência, por ser este exemplo de simplicidade e competência. Como todo grande professor, você sempre deixará marcas eternas nas vidas dos seus alunos. Tenho orgulho em mencioná-lo como parte da minha vida acadêmica.

Ao Prof. Guilherme Monteiro Tosoni, pelas sugestões na construção desta tese. Suas considerações foram sempre destinadas ao aprimoramento dos nossos estudos.

À Profa. Andrea Gonçalves que, quando podia simplesmente ser professora, mostrou ser amiga. Em sua amizade, sempre foi compreensiva e me incentivou a seguir meus caminhos. Obrigado por estar disposta a ajudar em tudo e por fornecer tão valiosa ajuda.

A todos os professores do Departamento de Diagnóstico e Cirurgia, por todo o conhecimento que foi compartilhado durante estes anos, obrigado por fazerem do aprendizado não um trabalho, mas um contentamento! Obrigado por me ajudarem a descobrir o que fazer de melhor e, assim, fazê-lo cada vez melhor.

À UNESP - Faculdade de Odontologia de Araraquara, por ter me acolhido e proporcionado tamanho crescimento profissional. Aos seus diretores, coordenadores, demais professores e funcionários, obrigado por estarem sempre dispostos a ajudar.

A todos os colegas de Pós-graduação, pelo companheirismo e por compartilharem conhecimento, aprendi muito com vocês e espero ter contribuído com algo.

Vancetto JR. Estudo comparativo das imagens obtidas em diferentes tomógrafos de feixe cônico para diagnóstico de fraturas e reabsorções radiculares reproduzidas in vitro. [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2018.

RESUMO

As fraturas e reabsorções radiculares dentárias são ocorrências de diagnóstico por vezes complicado, exigindo do Cirurgião-Dentista a realização de exames complementares mais específicos, como a tomografia computadorizada de feixe cônico. Devido à existência de uma gama variável de aparelhos disponíveis no mercado, realizou-se um estudo no qual foi avaliada a capacidade de diagnóstico de cinco modelos (EAGLE 3D[®] - Dabi Atlante; SCANORA 3D[®] - Soredex; Orthophos XG 3D[®] - Sirona Dental; PREXION 3D[®] - Prexion Dental Inc. e I-CAT[®] - Imaging Sciences – Kavo) na identificação de fraturas e reabsorções radiculares. Para tanto, foram reproduzidas fraturas e reabsorções radiculares em 60 dentes humanos, obtidos por meio do banco de dentes, que posteriormente foram montados em 12 mandíbulas artificiais e submetidos à aquisição de imagens pelos equipamentos de tomografias computadorizadas de feixe cônico. As imagens DICOM dos exames foram exportadas dos softwares originais dos equipamentos e importadas para dentro do software OnDemand[®] (Cybermed Inc. USA), onde foram analisadas por 2 radiologistas com experiência na interpretação desse tipo de exame. Foi permitido aos examinadores observarem as imagens nos planos axial, coronal e sagital na busca das fraturas e reabsorções radiculares. Após avaliação das imagens, os resultados obtidos foram agrupados e submetidos à análise estatística para sua validação, utilizando o software GraphPadPrism 6[®] (San Diego, CA, USA). Os resultados mostraram haver alto índice de acertos nas avaliações de ambos os examinadores, além de não haver diferenças na capacidade de diagnóstico de fraturas e reabsorções pelos equipamentos testados. Dessa forma, foi possível concluir que todos os aparelhos de tomografia testados neste estudo apresentaram resultados semelhantes na capacidade de diagnosticar fraturas e reabsorções radiculares.

Palavras-chave: Tomografia computadorizada de feixe cônico. Fraturas dos dentes. Reabsorção da raiz.

Vancetto JR. Comparative study of the images obtained in different cone beam computed tomography scanners to diagnose fractures and root resorptions reproduced in vitro. [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2018.

ABSTRACT

Dental root fractures and resorptions are complicated diagnostic events sometimes, requiring the Dentist to perform more specific complementary exams such as cone beam computed tomography. Due to the existence of a variable range of devices available on the market, a study was carried out analysing the diagnostic capacity of five models (EAGLE 3D[®] - Dabi Atlante; SCANORA 3D[®] - Soredex; Orthophos XG 3D[®] - Sirona Dental; PREXION 3D[®] - Prexion Dental Inc. and I-CAT[®] - Imaging Sciences – Kavvo) to identify fractures and root resorptions. For this purpose, fractures and root resorption were reproduced in 60 human teeth, obtained through the human tooth bank, which were assembled later in 12 artificial mandibles and submitted to image acquisition by a cone beam computed tomography equipment. The DICOM images of the exams were exported from the original equipment software and imported into OnDemand[®] software (Cybermed Inc. USA), where they were analyzed by two radiologists with experience in the interpretation of these scans. The examiners were allowed to observe the images in the axial, coronal and sagittal planes in the search for fractures and root resorptions. After evaluation of the images, the results were grouped and submitted to statistical analysis for validation using GraphPadPrism 6[®] software (San Diego, CA, USA). The results showed that there was a high index of correct answers in the evaluations of both examiners, and also that there were no differences in the diagnostic capacity of fractures and resorptions for the equipments tested. Thus, it was possible to conclude that all tomography devices tested in this study showed similar results in the ability to diagnose fractures and root resorptions.

Keywords: Cone beam computed tomography. Dental fractures. Root resorption.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

DICOM – Digital imaging and communications in Medicine

TCFC – Tomografia computadorizada de feixe cônico

TC – Tomografia computadorizada

2D – Duas dimensões

3D – Três dimensões

FOV – Field of vision (campo de visão)

IIT – Image intensifier tube (tubo intensificador de imagens)

CCD – Charge-coupled device (dispositivo de carga acoplada)

mm – Milímetros

μ SV – Microsievert

mA – Miliamperagem

kVp – Quilovoltagem pico

pol – Polegada

ALARA – As low as reasonably achievable (tão baixo quanto razoavelmente exequível)

FPD – Flat panel detector (detector de painel plano)

cm – Centímetro

s – Segundos

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	10
2 PROPOSIÇÃO	12
3 REVISÃO DA LITERATURA	13
3.1 Princípios Gerais.....	14
3.2 Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico	15
3.3 Fraturas Radiculares e Reabsorções Radiculares	18
3.3.1 Fraturas radiculares longitudinais.....	19
3.3.2 Fraturas radiculares transversais.....	19
3.3.3 Reabsorções radiculares.....	20
4 MATERIAL E MÉTODO	23
5 RESULTADO	35
6 DISCUSSÃO	40
7 CONCLUSÃO	45
REFERÊNCIAS	46
APÊNDICE.....	53
ANEXO	54

1 INTRODUÇÃO

As fraturas dentárias são lesões que podem ocorrer em virtude de acidentes associados à traumatismos dento-alveolares, sobrecargas mastigatórias, iatrogenias e infiltrações cáries^{1,2,3}. Em alguns casos, o dente envolvido apresenta aspectos clínicos patognomônicos como mobilidade excessiva repentina e deslocamento de fragmentos, o que facilita muito o diagnóstico com exame radiográfico bi-dimensional. Contudo, com maior frequência observam-se pequenas fraturas, sem deslocamento dos fragmentos radiculares, cujas características podem ser confundidas com doença periodontal ou falha no tratamento endodôntico, dificultando, e muito, o diagnóstico em sua fase inicial⁴. Para que este tipo de lesão seja detectada em exames radiográficos convencionais, o feixe de raios X deve obrigatoriamente estar paralelo à linha de fratura, tarefa difícil e por vezes até tecnicamente inviável. Afinal, não se deve realizar um número exagerado de exposições radiográficas ao paciente, na tentativa de localizar uma fratura sem ter certeza de que realmente ela existe.

As reabsorções radiculares podem ser consideradas tanto eventos fisiológicos envolvendo a esfoliação dos dentes decíduos, como patológicos, ao resultar de injúrias traumáticas ou irritações do ligamento periodontal e/ou dos tecidos pulpares de dentes permanentes. Muitas vezes não manifestam sinais clínicos de sua presença e, à semelhança das fraturas radiculares, sendo de difícil diagnóstico pelos métodos radiográficos convencionais devido à sobreposição das estruturas anatômicas. Recursos mais modernos e específicos na área de imagiologia existem com intuito de facilitar o diagnóstico pelo profissional e diminuir a dose de exposição do paciente à radiação. Como parte integrante destes recursos, cada vez mais é utilizada a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), mostrando ser um exame de grande capacidade de diagnóstico por oferecer imagens nas três dimensões, no qual um grande volume de dados é capturado em uma única exposição, permitindo que o profissional possa investigar, por meio de cortes específicos, a área suspeita^{5,6}.

Existem à disposição no mercado vários tomógrafos de feixe cônico, considerando que cada fabricante tenta ganhar espaço apresentando inovações próprias em seus equipamentos, podendo apresentar uma gama de características

diferenciadas, como opções de tamanho de FOV (maior ou menor), tamanho de voxel ou mesmo softwares de interpretação com inúmeros recursos. Segundo Davies et al.⁷, as modalidades de imagem por tomografia computadorizada (TC) se desenvolveram de maneira tão rápida que as descrições para o equipamento mais moderno permanecem válidas por apenas alguns meses, ocorrendo uma substituição eminente por novos equipamentos da mesma empresa ou de outra do mercado. Deste modo, diante das diferentes características dos aparelhos de TCFC no mercado, estudos são necessários para determinar se elas exercem influência na capacidade de diagnóstico das lesões de fraturas e de reabsorções radiculares.

2 PROPOSIÇÃO

A proposta desse estudo foi comparar in vitro as imagens geradas por 5 diferentes tomógrafos de feixe cônico utilizados para diagnosticar fraturas e reabsorções radiculares simuladas artificialmente em raízes de dentes humanos extraídos.

3 REVISÃO DE LITERATURA

Diagnóstico (do grego *diagnostikós*) é a capacidade de reconhecer uma doença ou problema, observando características como sinais e sintomas, podendo utilizar de recursos como os exames complementares. Dentre estes exames, podemos destacar os que utilizam os recursos de imagem que são capazes de fornecer uma visualização do órgão ou tecido interno, ou mesmo identificar algum processo patológico.

Desde a descoberta dos raios X, no final do século XIX, tem ocorrido uma evolução constante na área da Radiologia no sentido de ampliar a capacidade de diagnóstico e proporcionar melhores condições de proteção ao paciente. Foram desenvolvidas várias técnicas radiográficas na Odontologia, algumas abrangendo vários elementos dentários e estruturas adjacentes, e outras, focadas em um único dente. É evidente que quanto mais elementos de interesse puderem ser englobados em uma única incidência radiográfica, menor será a exposição do paciente à radiação X, representando uma importante preservação da sua saúde⁸.

Em alguns casos, as técnicas mais comuns utilizadas pelo profissional podem não revelar os processos patológicos presentes. Para identificação de uma fratura radicular por meio de uma radiografia periapical ou de uma panorâmica, por se tratarem de exames que projetam uma imagem de três dimensões em apenas duas, o feixe de raios X necessita estar paralelo a linha da fratura em questão, caso contrário, será “mascarada” pela sobreposição das imagens situadas nos planos vestibular e lingual⁹.

Diante destes inconvenientes encontrados em radiografias convencionais de duas dimensões (2D), pesquisadores como Godfrey Newbold Hounsfield voltaram seus estudos para a aquisição e avaliação das imagens tomográficas. A tomografia permite a aquisição volumétrica para obter várias imagens sequenciais de um objeto tridimensional, sem a sobreposição de estruturas anatômicas e proporcionando a diferenciação de tecidos moles e duros¹⁰. Num exame tomográfico, a fonte de raios X e os detectores fazem um movimento sincronizado rotacional sobre o paciente, o qual deverá permanecer imóvel durante a aquisição das imagens.

As aplicações dos exames tomográficos na Odontologia incluem identificar e delinear processos patológicos, visualizar dentes retidos; avaliar seios paranasais, diagnosticar lesões traumáticas, mostrar os componentes ósseos da articulação temporomandibular e pesquisar leitos para implantes dentários dentre outras¹¹.

3.1 Princípios Gerais

O processo da tomografia foi baseado num princípio matemático, primeiramente apresentado em 1917 por um pesquisador austríaco chamado Johann Randon. Contudo, de acordo com Parks¹² a primeira técnica tomográfica completa foi anunciada e descrita cinquenta e cinco anos após.

Este extraordinário sistema que permite visualização imediata das lesões cranianas, sem qualquer risco eminente para o paciente e sem a necessidade de internação, foi idealizado por Godfrey N. Hounsfield, engenheiro eletrônico inglês, cujo grande mérito foi a utilização do computador como elemento centralizador dos complexos mecanismos relacionados à tomografia computadorizada¹³.

O exame tomográfico pode ser dividido em analógico e computadorizado. Ambos são métodos de diagnóstico que utilizam a radiação X e permitem obter a reprodução do complexo maxilo-mandibular em qualquer um dos planos disponíveis: sagital, coronal e axial¹¹.

A tomografia computadorizada é, algumas vezes, comparada à tomografia analógica porque o tubo de raios X e os detectores da radiação se movem em relação ao paciente durante a obtenção das imagens. Este movimento resulta na obtenção de uma secção anatômica. Uma diferença fundamental, no entanto, é que a tomografia analógica utiliza uma técnica de borramento, enquanto a tomografia computadorizada usa técnicas de reconstruções matemáticas, em que o produto final se torna bastante superior e não mostra qualquer tipo de sobreposição ou “borramento” sobre a imagem¹⁴.

Graças a estes cálculos matemáticos, realizados por meio de um *software* de computador, a tomografia computadorizada é capaz de produzir imagens de qualidade muito superior, em alta resolução. Isto significa que a imagem produzida terá características como bordas e limites bem definidos e contraste capaz de diferenciar tecidos semelhantes anatomicamente e quimicamente, como gordura e tecido nervoso. No entanto, na tomografia analógica ocorre exatamente o contrário,

as imagens são borradas devido à sua própria natureza, mostrando limites e bordas imprecisas¹⁵.

Estudos mostram que, em uma análise para instalação de implantes ou em mensurações de doença periodontal, as medidas lineares realizadas por meio de uma tomografia analógica apresentaram maior fidelidade em regiões retas do osso mandibular do que em áreas nas quais o osso é curvo, devido ao “borramento” provocado pela técnica^{16,17,18}. Os *softwares* que acompanham os tomógrafos computadorizados têm a capacidade de corrigir estes efeitos anatômicos indesejáveis, tornando suas imagens mais confiáveis.

Segundo Elefteriadis¹⁹, a tomografia computadorizada possui um excelente contraste, elimina o “borramento” e a sobreposição de dentes adjacentes, oferecendo visões ortogonais, neutralizando os efeitos de projeção em comparação com as radiografias convencionais 2D. Por este motivo, a TC tem se mostrado um método de imagem preferencial em Odontologia e na área de Medicina, com gradual diminuição do uso das tomografias convencionais como parte da evolução normal das técnicas de diagnóstico.

3.2 Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC)

A TCFC foi inicialmente desenvolvida como auxiliar nas angiografias²⁰, mas outras aplicações médicas foram lhe sendo atribuídas posteriormente, servindo como guia para radioterapias²¹ e para diagnóstico em mamografias²².

Apenas por volta de 1990, quando os computadores ganharam maior capacidade para executar programas de alta complexidade e os tubos de raios-X possibilitaram exposições contínuas, foi possível a fabricação de sistemas clínicos mais baratos e menores o suficiente para serem usados no consultório odontológico^{23,24}.

Até então, a única opção tridimensional disponível era a tomografia do tipo *fan beam* (feixe em leque), um sistema grande e de custo elevado, designado primeiramente para exame de todo o corpo²⁵.

Nos equipamentos *fan beam*, uma fonte de raios-X e um detector de estado sólido são montados em um pórtico rotativo. Os dados são adquiridos por meio de um feixe de raios em forma de leque estreito e raios-X transmitidos através do paciente. O paciente é avaliado corte por corte, geralmente no plano axial, e a

interpretação das imagens é alcançada pelo empilhamento dos cortes para obter múltiplas representações em 2D¹¹.

Como resultado deste processo, há uma grande dose de radiação absorvida pelo paciente somado a uma maior ocorrência de artefatos indesejáveis nas imagens, oriundos das restaurações metálicas nos dentes⁴. Quando a espessura dos cortes é reduzida para obter maior precisão nas imagens, doses ainda mais elevadas de radiação são necessárias²⁶.

Segundo Bueno et al.²⁷, a TCFC introduziu a terceira dimensão na Odontologia, beneficiando especialidades que não usufruíam da tomografia computadorizada *fan beam* por falta de especificidade. Essa técnica usa uma varredura única em torno da cabeça do paciente (360°) por meio de uma fonte de raios-X e de um sensor de captura, fixo por um braço, para adquirir muitas projeções simples ou uma base de imagens, reduzindo sobremaneira o tempo do exame²⁸. Tsiklakis et al.²⁹ indicaram que a quantidade de exposição à radiação durante uma TCFC é comparável a recebida durante um exame de imagem de rotina, e ainda, é muito menor quando comparado com uma tomografia computadorizada de âmbito médico, o que mostra a total viabilidade do uso da TCFC na rotina Odontológica.

Embora a tecnologia da TCFC possa produzir um volume de imagens com até 4 vezes menos radiação do que uma tomografia médica, a radiação efetiva resultante depende das configurações de kilovtagem pico (kVp) e miliamperagem (mA)^{30,31}. Sohaib et al.³² avaliando a qualidade das imagens de TCFC em 40 pacientes com constante quilovtagem (pico) e miliamperagem variável notaram aumento da granulação, mas não encontraram diferenças significativas na qualidade da imagem entre os grupos com configurações altas e baixas de miliamperagem. Kwong et al.³³ realizaram tomografias de feixe cônico utilizando um único aparelho, cujas variáveis consistiam em 4 configurações de miliamperagem diferentes (2, 5, 10 e 15 mA), 2 configurações de quilovolts-pico (100 e 120 kVp), presença ou ausência de um filtro de cobre e 3 diferentes FOVs (6, 9 e 12 pol). A conclusão do trabalho mostrou que a presença ou ausência de um filtro de cobre e a variação na configuração da kVp não afetaram a qualidade geral das imagens. Além disso, as imagens realizadas em valores de mA inferiores mostraram melhor capacidade de diagnóstico. Segundo os autores, para um bom equilíbrio entre o princípio "ALARA" e a qualidade da imagem, a capacidade de selecionar várias configurações de

milliamperagem pode ser útil. Assim sendo, para minimizar a dose de radiação para o paciente, as imagens obtidas com configurações de 2 mA podem ser suficientes.

De forma antagônica, o estudo realizado por Tangari-Meira et al.³⁴ em diversas aquisições de TCFC de crânio macerado, variando a mA em 5 configurações diferentes (4; 5; 6,3; 8 e 10) mostrou que a corrente utilizada influencia significativamente na capacidade de diagnosticar fraturas radiculares e, apesar das configurações de 4 e 5 produzirem imagens aceitáveis, os melhores resultados foram obtidos nas miliamperagens de maiores valores.

Comparando tomografias de feixe cônico com tomografias computadorizadas de multidetectors espirais utilizadas na área médica, Kwong et al.³³ concluíram que além de apresentar uma dose bem menor de radiação, o custo de um exame de TCFC também é bem reduzido.

Silva et al.³⁵, afirmaram que, atualmente, a TCFC tem sido amplamente utilizada para a visualização do volume das estruturas mineralizadas do complexo dento-maxilo-mandibular, consistindo em um método que, pela sua capacidade de oferecer uma imagem volumétrica, possibilita uma melhor visualização da altura, largura e qualidade em um mesmo exame. Já Rodrigues e Vitral³⁶ afirmaram que a TCFC é utilizada na Odontologia para identificar e delinear processos patológicos (tumores benignos e malignos, cistos odontogênicos e corpos estranhos), visualizar dentes retidos, avaliar os seios paranasais (maxilar, frontal, etmoidal e esfenoidal), diagnosticar lesões traumáticas (plano axial, sagital e coronal), mostrar os componentes ósseos da articulação temporomandibular (anomalia congênita, doenças do desenvolvimento, neoplasias, infecções, erosões, cistos subarticulares e osteofitos) e os sítios ósseos para implantes dentários (forma, altura e largura do rebordo alveolar, localização do canal mandibular, canal incisivo, assoalho da cavidade nasal e do seio maxilar).

Farman et al.³⁷ afirmaram que numerosos sistemas de TCFC foram elaborados com a finalidade de uso clínico. Estes estão divididos em três grupos: TCFC de FOV extenso (sistemas capazes de fazer imagem de uma grande porção do complexo bucomaxilofacial e cranial com uma única exposição), sistemas TCFC de FOV menor (dependendo do tamanho da área de interesse, pode necessitar de mais de uma exposição) e sistemas híbridos (panorâmico digital / TCFC) incluindo sensores separados para as duas funções.

Um estudo *in vitro* de Alqerban et al.³⁸ comparou a capacidade de dois sistemas TCFC e das imagens de radiografias panorâmicas convencionais com a finalidade de detectar reabsorções radiculares externas de tamanhos variados produzidas artificialmente em dentes extraídos e, depois reposicionados em crânio de um *ex-vivo*, mantendo proximidade com dente canino incluso na região. Os autores relataram que os sistemas de TCFC que apresentam FOV pequeno e médio foram superiores às imagens da radiografia panorâmica na detecção de cavidades de reabsorção externa, independentemente do tamanho dessas cavidades, não havendo diferença estatística na capacidade de diagnóstico das cavidades entre os sistemas de TCFC.

Ainda, tendo como base o tipo de detector, as unidades TCFC atuais podem ser divididas em dois grupos: aquelas que utilizam uma combinação de um tubo intensificador de imagem com um dispositivo de acoplamento de carga (IIT / CCD) ou aquelas que utilizam um detector de painel plano (Flat-Panel Detector)³⁹.

3.3 Fraturas Radiculares e Reabsorções Radiculares

As fraturas dentárias são injúrias relativamente frequentes, acometendo principalmente adolescentes, uma vez que nesta faixa etária as atividades físicas são comuns, o que faz desta faixa etária mais susceptível aos traumatismos dentários. Os dentes anteriores superiores são os mais afetados e há também uma incidência maior em pacientes com *overjet* acentuado⁴⁰.

Segundo Boussada et al.⁴¹, as fraturas radiculares podem ser classificadas em longitudinais (verticais) e transversais (horizontais). Compreendem de 0,5 a 7% dos traumatismos que afetam a dentição permanente e ocorrem principalmente na faixa etária de 11 a 20 anos⁴². Essas fraturas são raras em dentes com formação radicular incompleta, devido à resiliência do osso alveolar em crianças⁴³. Podem envolver o terço cervical, médio e apical, entretanto, podem existir ainda as fraturas oblíquas e estas são de difícil visualização no exame radiográfico, considerando o prognóstico desfavorável e na maioria das vezes a exodontia é recomendada.

O diagnóstico é essencialmente realizado por meio do exame radiográfico, pois clinicamente podem apresentar características semelhantes às luxações extrusivas e laterais, como deslocamento da coroa e mobilidade do fragmento coronário²¹.

3.3.1 Fraturas radiculares longitudinais

A fratura radicular longitudinal é caracterizada por uma linha na superfície externa da raiz que possivelmente teve seu início na parede interna do canal na região apical do dente, podendo envolver ambos os lados da raiz. Esta linha pode originar na coroa em direção ao ápice e vice-versa^{9,44}. A causa mais comum para este tipo de fratura ocorra durante ou após o tratamento endodôntico, quando as iatrogenias podem acontecer. Dentre alguns exemplos; a instalação de pinos ou a pressão para adaptação destes, e também a condensação da guta percha no canal radicular durante a obturação⁴⁵.

Além disso, segundo Fuss et al.⁴⁶, o acesso endodôntico amplo e o alargamento exagerado do canal contribuem para uma remoção exagerada da dentina, tornando a raiz mais frágil, podendo ficar predisposta às fraturas longitudinais. Os dentes com fratura longitudinal apresentam longa história de dor durante a mastigação, associada com infecção crônica. A dor normalmente é de moderada a intensa⁴⁷. Além disso, pode-se observar bolsa periodontal adjacente à fratura, fístula, mobilidade dental, sensibilidade à percussão e palpação⁴⁸.

3.3.2 Fraturas radiculares transversais

Segundo Andreasen et al.⁴⁹, as fraturas radiculares transversais caracterizam-se pelo rompimento das estruturas duras da raiz separando o dente em dois segmentos: um apical, que geralmente não sofre deslocamento, e outro coronário, que na maioria das vezes se desloca pela ação das forças mastigatórias, podendo ocorrer em qualquer ponto da raiz, mas são mais comuns no terço médio. Essas fraturas são diagnosticadas com maior frequência no segmento anterior da maxila, enquanto que as fraturas longitudinais são mais evidenciáveis nos dentes posteriores.

Radiograficamente, decorrido longo prazo, observa-se reabsorção radicular interna ou obliteração da cavidade pulpar na maioria dos casos de reparo espontâneo⁵⁰. Caso não haja a resposta de vitalidade positiva e a presença de alterações radiográficas, a intervenção endodôntica se faz necessária com o intuito de tentar induzir o reparo.

3.3.3 Reabsorções radiculares

As reabsorções dentárias, tendo como base a sua normalidade e compatibilidade com a manutenção das estruturas e funções da dentição humana, podem ser classificadas em fisiológicas e patológicas. As fisiológicas acontecem nos dentes decíduos como parte do processo normal de rizólise. Não existem reabsorções dentárias fisiológicas em dentes permanentes, sendo, portanto, sempre patológicas⁵¹.

Quanto à natureza do processo de reabsorção Neville et al.⁵² classificaram as lesões radiculares em reabsorção inflamatória e reabsorção por substituição, ambas podendo ocorrer tanto interna como externamente, apesar de que as reabsorções radiculares patológicas decorrerem em geral, de processos inflamatórios instalados numa área do periodonto ou do tecido pulpar que tenha sido previamente danificado ou alterado. O componente celular ativo deste processo, representado pela interação entre células inflamatórias e outras chamadas de clastos, decorre dos inúmeros estímulos e sinalizações moleculares oriundos de citocinas, neuropeptídeos e produtos de degradação liberados pelo tecido lesado⁵³.

Segundo Consolaro⁵⁴, o primeiro critério de classificação da reabsorção dentária tem como base a normalidade e compatibilidade com a manutenção das estruturas e funções da dentição humana, levando em consideração a natureza biológica do processo. As reabsorções radiculares em dentes permanentes humanos apresentam a seguinte classificação: superfície dentária afetada (interna, externa e interna/externa), fase de evolução do processo (ativa, paralisada e reparada), região dentária afetada (coronária, cervical e apical) e extensão do comprometimento da raiz (simples e múltiplas), dimensão da causa do processo (local, sistêmica e idiopática) e mecanismo de ocorrência do processo (inflamatória e por substituição).

A reabsorção dentária grave e estruturalmente importante ocorre em 10% das pessoas submetidas ao tratamento ortodôntico, promovendo danos limitados e as reabsorções apicais dessa magnitude fazem parte do custo biológico do tratamento ortodôntico (são efeitos colaterais ou iatrogenias quase que inevitáveis na prática ortodôntica), sendo consideradas clinicamente aceitáveis. Apesar disto, elas não devem ser consideradas normais, fisiológicas ou como parte de um processo de remodelação apical⁵¹.

Segundo Graber e Vanarsdall⁵⁵, a etiologia da reabsorção radicular durante o tratamento ortodôntico é complexa e alguns fatores isolados ou em associação podem contribuir para o seu desenvolvimento, tais como vulnerabilidade dentária, idade do paciente, tipo de aparelho ortodôntico, magnitude e duração da força e direção do movimento dentário.

Liang et al.⁵⁶ relataram quatro casos clínicos de reabsorção radicular cervical idiopática múltipla e revisaram a literatura sobre o assunto. Resultados clínicos e radiográficos encontrados pelos autores, e os históricos médicos e dentário de quatro indivíduos que se apresentaram com múltiplas reabsorções radiculares cervicais idiopáticas foram registrados. Os autores concluíram não haver nenhuma correlação entre esse tipo de reabsorção e qualquer dado médico-odontológico encontrado.

De acordo com Haapasalo e Endal⁵⁷, as características clínicas da reabsorção interna dependem do desenvolvimento e da localização da reabsorção. Por ser assintomática, esta condição pode passar despercebida até que a lesão tenha avançado significativamente, levando à perfuração radicular, sintomas de periodontite e até a perda do dente.

O exame radiográfico é de suma importância para detectar precocemente o processo de reabsorção radicular. De acordo com Ferracini⁵⁸, o controle radiográfico periapical das raízes dos incisivos superiores e inferiores após seis meses de mecânica ortodôntica, comparado com as radiografias iniciais poderá estabelecer um diagnóstico de evolução e uma estimativa de risco. Porém, o estudo de Andreasen et al.⁵⁹ mostrou que pequenos defeitos de reabsorção não puderam ser detectados utilizando radiografias intraorais, ainda que as radiografias pré-operatórias e radiografias de múltiplos ângulos dos dentes em questão (Técnica de Clark) estavam disponíveis para uso dos examinadores.

De forma semelhante, um estudo de Goldberg et al.⁶⁰ mostrou que os avaliadores da pesquisa também não conseguiram diagnosticar pequenas reabsorções em radiografias convencionais, porém as radiografias pré-operatórias não estavam disponíveis para fins de comparação.

Preto⁶¹ destacou que quando diagnosticada, a reabsorção radicular externa já atingiu um grau maior do que o mostrado na radiografia, pois afeta superfícies não

aparentes no exame radiográfico. Ainda, segundo o autor, a radiografia panorâmica não é um método seguro no diagnóstico da reabsorção radicular externa.

Semelhantemente, Consolaro⁶² afirmou que as radiografias panorâmicas não são indicadas para o diagnóstico de reabsorções dentárias. Isto porque neste método são detectadas apenas lesões de tamanhos grandes ou médios, ou seja, casos avançados com grande perda de estrutura dentária. As radiografias periapicais são as mais indicadas para o diagnóstico de alterações como fraturas radiculares, calcificações pulpares, cárie, periapicopatias e outras alterações exclusivas dos dentes, incluindo-se as lesões radiculares de pequenas amplitudes.

Outros autores comprovaram que a TCFC mostra eficiência no diagnóstico das reabsorções radiculares, mesmo utilizando protocolos de varredura com menor resolução e, portanto, com baixas doses de radiação durante os exames⁶³. Durack et al.⁶⁴ analisando reabsorções radiculares artificialmente criadas em dentes humanos com dois métodos radiográficos para aquisição das imagens, concluíram que as tomografias computadorizadas de feixe cônico mostraram-se mais eficazes no diagnóstico das reabsorções radiculares do que as radiografias periapicais.

Consagrados os métodos básicos de diagnóstico utilizados em Odontologia, o profissional necessita de exames complementares mais acurados, capazes de diminuir o número de hipóteses diagnósticas e direcionar com maior precisão o plano de tratamento. Necessita, concomitantemente, de boa qualidade dos instrumentos e equipamentos utilizados para tal finalidade, determinando assim qual atende melhor às suas expectativas. Dessa forma, a tomografia computadorizada de feixe cônico pode ser indicada para o diagnóstico e prognóstico de fraturas e reabsorções dentárias. Para tanto, são necessários estudos científicos destinados ao teste destes equipamentos, comprovando a capacidade que cada um possui para auxiliar o cirurgião-dentista no diagnóstico e planejamento de seus casos.

4 MATERIAL E MÉTODO

No presente estudo foram realizadas tomografias computadorizadas de feixe cônico em 12 mandíbulas artificiais, com arcada preenchida por dentes naturais contendo fraturas radiculares horizontais e/ou verticais e reabsorções externas de pequenas amplitudes, produzidas artificialmente. Foram utilizados 168 elementos dentários humanos, obtidos por meio do Banco de Dentes da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, após aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa CAAE N° 43299714.2.0000.5416 (ANEXO A), alguns destes possuindo restaurações metálicas e/ou materiais obturadores no interior dos canais, preparados da seguinte maneira: 20 contendo fraturas radiculares verticais, 20 contendo fraturas radiculares horizontais e 20 contendo reabsorções radiculares externas. Os dentes remanescentes (108) foram utilizados como controle, montados de maneira a completarem os espaços nas arcadas e sem apresentar qualquer modificação induzida (Quadro 1).

Quadro 1 - Representação da amostra de dentes humanos

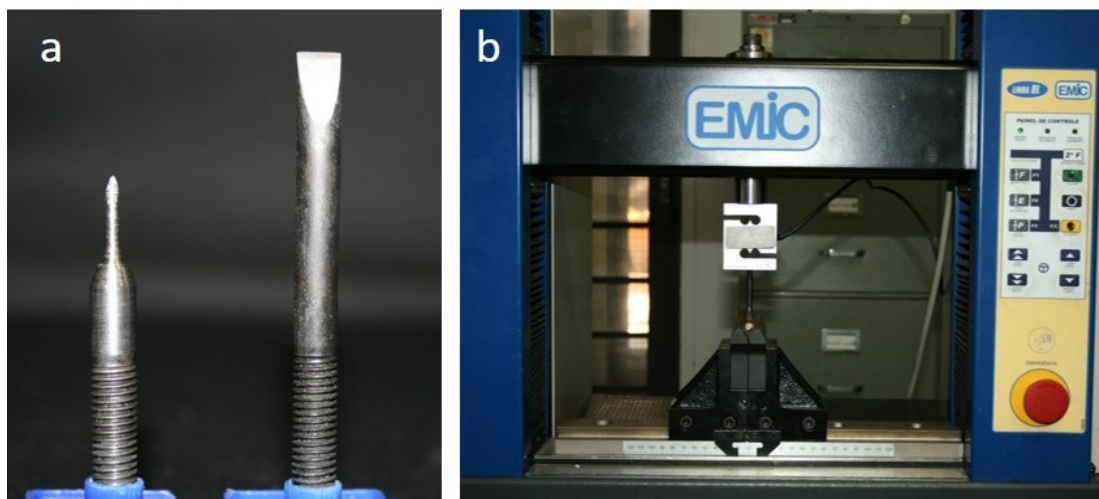
Incisivos centrais	2 por arcada	24 no total
Incisivos laterais	2 por arcada	24 no total
Caninos	2 por arcada	24 no total
Pré-molares	4 por arcada	48 no total
Molares	4 por arcada	48 no total
Total	168 elementos	

Fonte: Elaboração própria.

Para reprodução das fraturas, foram desenvolvidos dois cinzéis especialmente projetados pelo autor (Figura 1a) para atuarem no interior do canal radicular produzindo fraturas verticais (cinzel denominado X) ou na superfície externa das raízes produzindo fraturas horizontais (cinzel denominado Y). Ambos cinzéis possuem rosca de 8 milímetros para adaptação em equipamento de ensaios mecânicos (EMIC® – São José dos Pinhais / PR). Utilizando este equipamento (Figura 1b), foram aplicadas forças necessárias à reprodução de fraturas sobre os dentes, sendo que estas variavam de acordo com a anatomia de cada elemento dental, o que impossibilitou estabelecer um valor padrão de aplicação das mesmas.

Contudo, a velocidade do ensaio foi padronizada em 0,5mm por minuto, para que o equipamento pudesse ter um modelo de uso controlado.

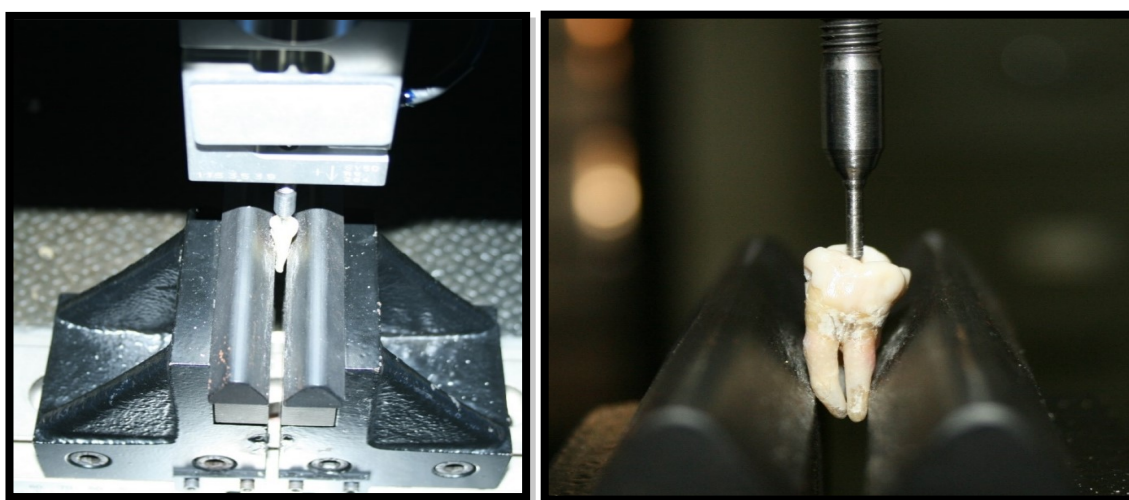
Figura 1a - Cinzéis X e Y desenvolvidos para reprodução das fraturas; **1b** - Equipamento de Ensaio Mecânico - EMIC®.



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Segundo a metodologia elaborada por Tangari-Meira et al.³⁴, na confecção do primeiro conjunto de dentes, após abertura coronária e acesso aos condutos radiculares, foi inserido o cinzel X específico no interior do canal radicular dentário que, ao ser submetido à pressão exercida pelo equipamento de ensaios mecânicos, induziu a uma fratura vertical seguindo o longo eixo do elemento dentário (Figura 2).

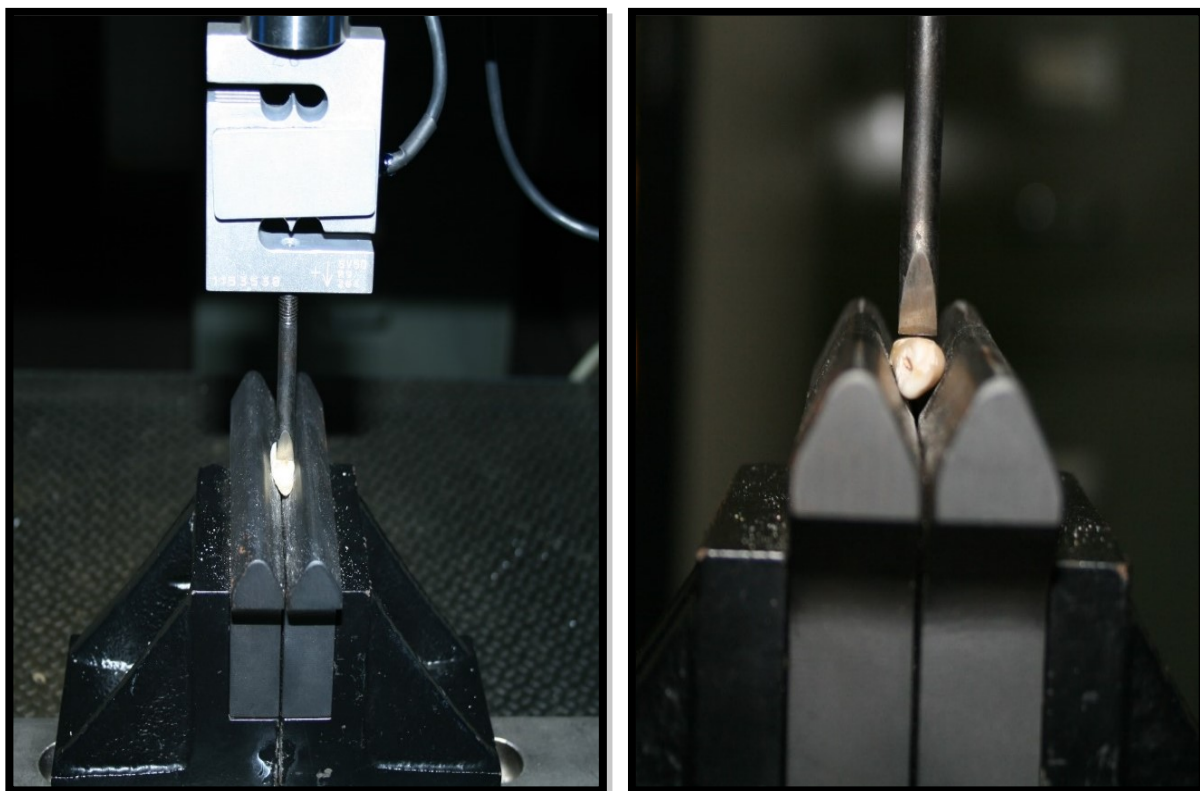
Figura 2 – Fixação do dente no dispositivo EMIC® e posicionamento do cinzel X no interior do canal radicular para realizar a fratura vertical.



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Em um segundo momento, agora utilizando o cinzel Y de superfície plana que foi posicionado com sua ponta ativa perpendicularmente à porção lateral da superfície externa da raiz do dente em questão, incidindo forças que induziriam às fraturas horizontais^{65,66,34}. Essa fase do experimento pode ser ilustrada na imagem da Figura 3.

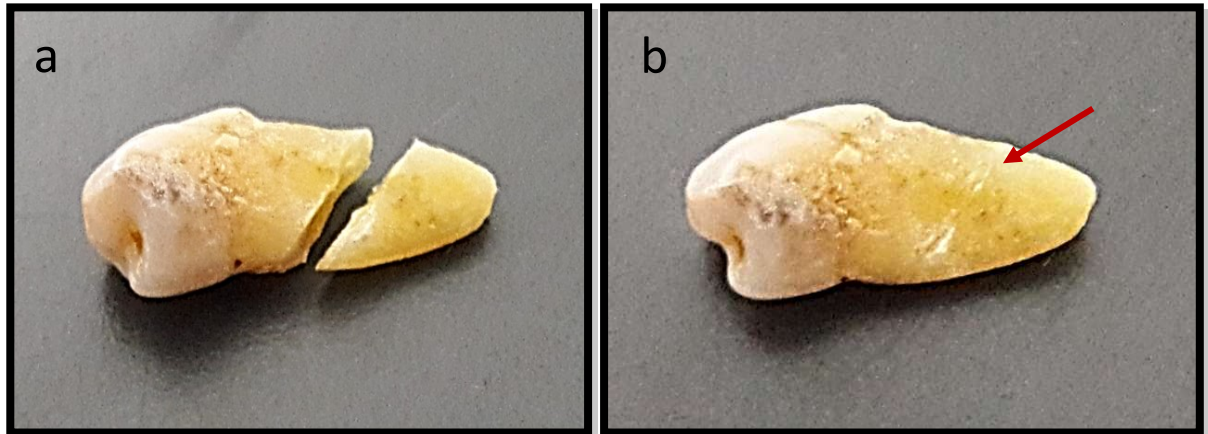
Figura 3 - Fixação do dente no dispositivo EMIC[®] e Posicionamento do cinzel Y na superfície externa radicular para reproduzir a fratura horizontal.



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Os fragmentos dentários separados durante o processo de indução de fraturas foram unidos com cola a base de cianoacrilato (SuperBonder[®] - Henkel Ltda - São Paulo / Brasil), simulando o que ocorre na presença do ligamento periodontal in vivo, em que a elasticidade do colágeno de suas fibras não permite o deslocamento dos fragmentos radiculares (Figura 4).

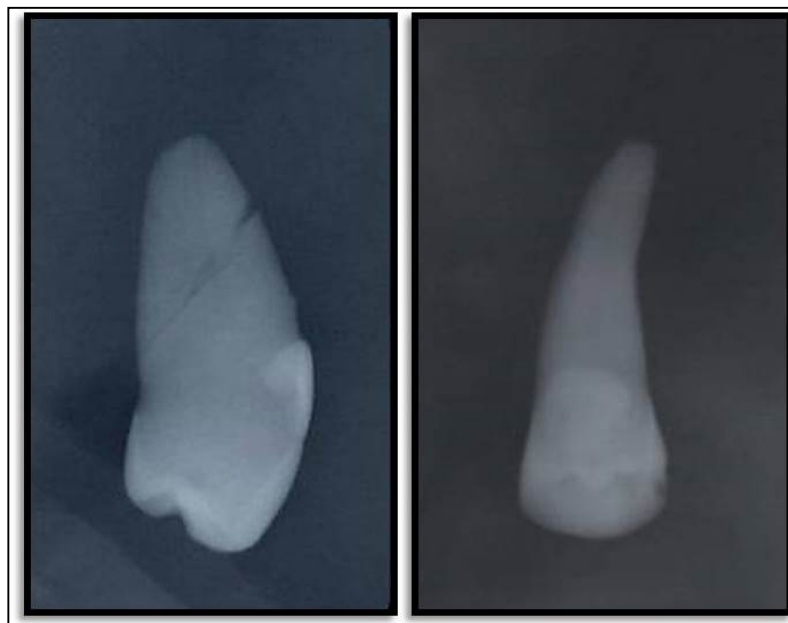
Figura 4a – Dente fraturado; **4b** – Fragmentos dentários unidos com cola, mostrando discreta linha de fratura (seta).



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Em seguida, todos os elementos dentários foram radiografados com filmes intrabucais periapicais (Agfa Dentus – Agfa Healthcare Brasil – São Paulo / SP), para evidenciar o posicionamento dos fragmentos após a colagem (Figura 5).

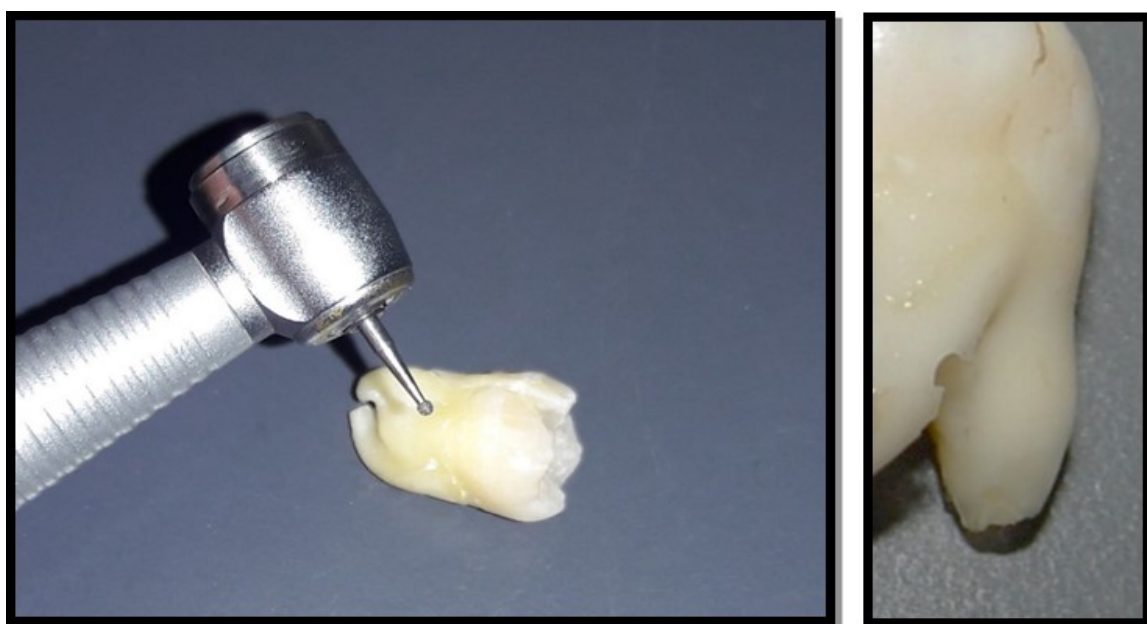
Figura 5 – Radiografias periapicais mostrando o correto posicionamento dos fragmentos dentários após colagem.



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Finalmente, para simular as reabsorções radiculares externas de pequenas dimensões, foram realizadas pequenas abrasões nas superfícies das raízes dos dentes selecionados, de maneira aleatória, nos terços médio e apical, com auxílio de pontas diamantadas de 0,5 mm de diâmetro (KG Sorensen – Cotia / SP – Brasil), montadas em alta rotação⁶⁴, produzindo perfurações com profundidades não superiores à metade do diâmetro da broca, ou seja, aproximadamente 0,25mm (Figura 6).

Figura 6 – Ponta diamantada montada em alta rotação para reprodução da reabsorção externa na superfície da raiz.



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Tanto as fraturas quanto as reabsorções radiculares foram reproduzidas de forma aleatória, podendo estar localizadas nos terços coronário, médio ou apical e ainda, apenas para os casos de reabsorções, podendo estar localizadas na região de furca.

Para montagem das arcadas, foram adquiridas 12 réplicas mandibulares edêntulas, confeccionadas em poliuretano (Figura 7), do fabricante Nacional Ossos[®] (Jaú / SP - Brasil) que, por não possuírem densidade suficiente para simular as condições ósseas naturais em exames radiográficos e tomográficos, foram preenchidas com material que simula tal característica, baseado em trabalhos encontrados na literatura^{67,68}.

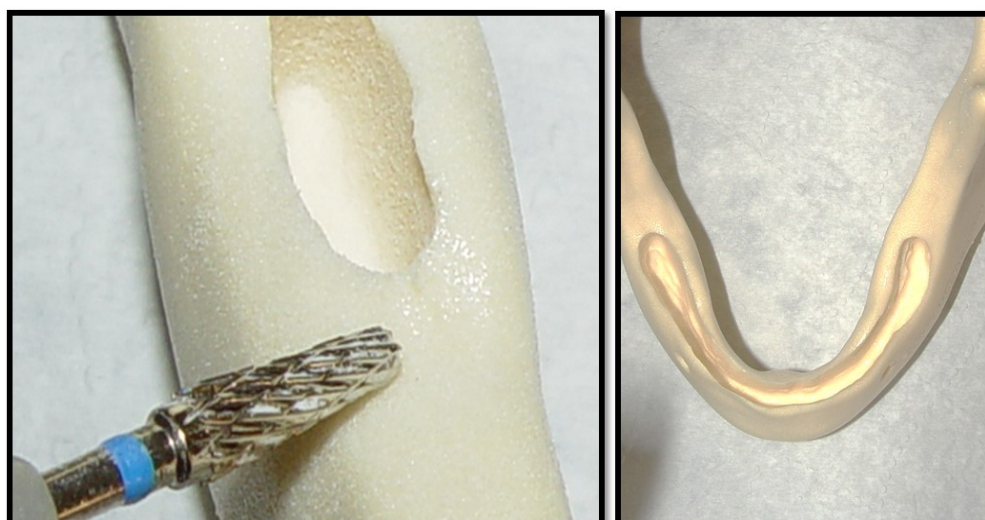
Figura 7 – Réplica mandibular fabricada pela Nacional Ossos®.



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Foram confeccionadas cavidades nas réplicas mandibulares com auxílio de broca de carboneto de tungstênio (Maxicut – Labordental Ltda – São Paulo / SP - Brasil) montada em peça reta de baixa rotação, envolvendo a região correspondente ao osso do processo alveolar, com o intuito de produzir um nicho para acomodação dos dentes e do material simulador do tecido ósseo (Figura 8).

Figura 8 – Confeção da cavidade mandibular com auxílio de broca montada em peça reta de baixa rotação.

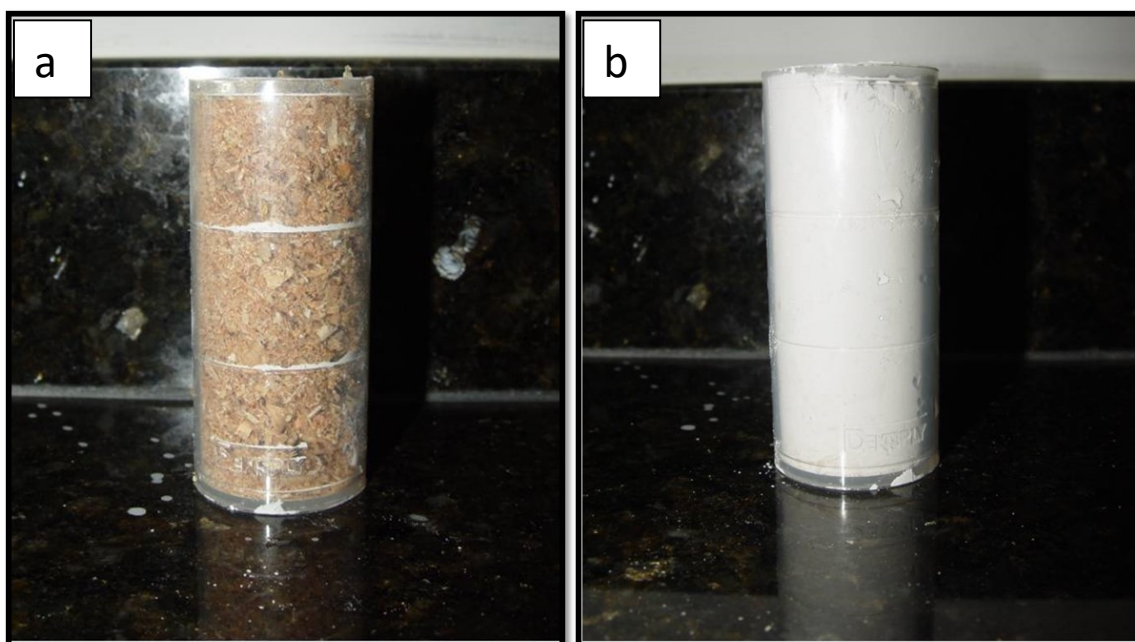


Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Uma mistura de 3 partes de gesso comum (Asfer Dental – São Caetano do Sul / SP – Brasil), 5 partes de serragem (partículas resultantes da usinagem de

mobiliário doméstico com auxílio de serras e lixas) e 6 partes de água, dosadas com auxílio de um medidor comum utilizado para medir alginato odontológico, foi utilizada para a confecção do material. Cada medidor possuía três divisões iguais que correspondiam às partes utilizadas na proporção dos materiais da mistura (Figura 9).

Figura 9a – Medidor com serragem; **9b** – Medidor com gesso.



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

A serragem foi previamente peneirada (Peneira Gourmet Mix 14cm – Marcamix Louveira / SP – Brasil) a fim de padronizar um tamanho máximo das partículas de madeira a serem empregadas nesse trabalho, reproduzindo assim a porção medular de maneira uniforme. Após adição dos dois compostos sólidos, a água foi acrescentada em pequenas porções e de forma gradual a este conjunto, o qual foi energicamente misturado com auxílio de gral de borracha e espátula metálica até obter uma consistência pastosa, capaz de escoar para o interior dos nichos produzidos nos modelos artificiais (Figura 10).

Figura 10 – Espatulação do material com auxílio de gral de borracha e espátula para gesso.



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Após preenchimento dos nichos com o material manipulado, e, ainda antes da sua presa, foi feita a montagem dos dentes nas arcadas inferiores, em um total de 14 elementos por arco, sendo 5 destes com alteração radicular presente, de tal maneira que se tornaram aleatórios os eventos patológicos em cada mandíbula, evitando assim a indução dos resultados pelos avaliadores (Quadro 2).

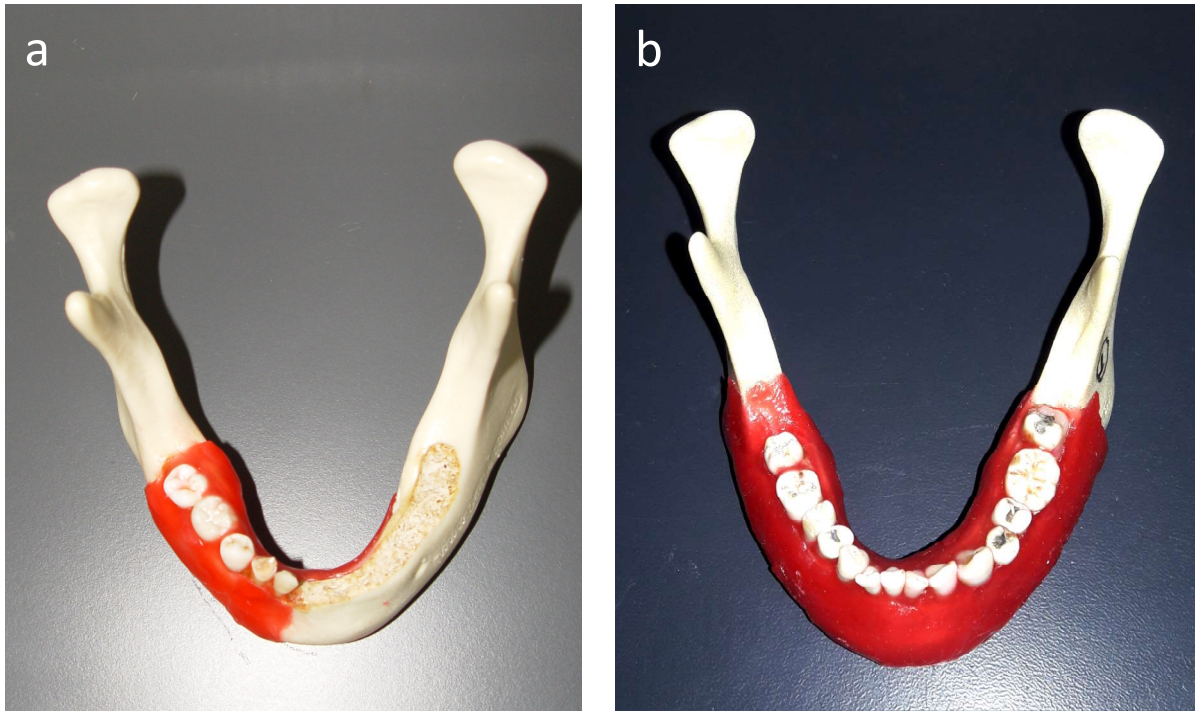
Quadro 2 - Exemplo de montagem de arcada mandibular

Elemento Dentário	Fratura / Reabsorção	Sem Fratura / Reabsorção
Incisivos centrais	1	1
Incisivos laterais	1	1
Caninos	0	2
Pré-molares	1	3
Molares	2	2
Total	14 elementos	

Fonte: Elaboração própria.

Cada mandíbula teve ao final deste preparo, sua superfície externa recoberta com 2 camadas de cera número 7 (Lysanda Produtos Odontológicos – São Paulo Brasil), simulando os tecidos moles do paciente⁶⁹. Esse procedimento de montagem em cera pode ser visto na Figura 11.

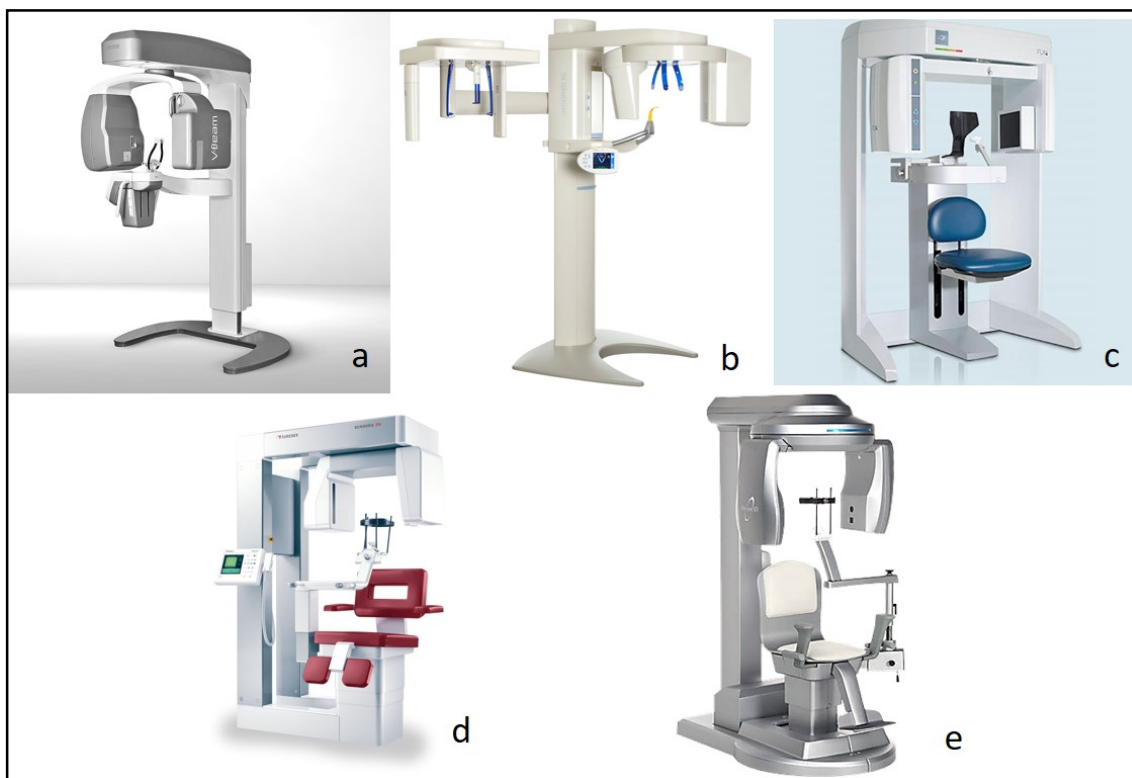
Figura 11a – Montagem dos dentes na cavidade preparada, preenchimento com material radiopaco semelhante ao aspecto ósseo e revestimento da superfície externa da mandíbula com cera rosa; **11b** – Mandíbula pronta.



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Estes corpos de prova foram submetidos à exames de tomografias computadorizadas em 5 diferentes equipamentos de aquisição disponíveis no mercado (Figura 12), sendo eles: EAGLE 3D® (Dabi Atlante); SCANORA 3Dx® (Soredex); Orthophos XG 3D® (Sirona Dental); PREXION 3D® (Prexion Dental Inc.) e I-CAT® (Imaging Sciences - Kavo). Em todos os equipamentos foram utilizados FOVs com no máximo 8 centímetros de altura, abrangendo tanto o lado esquerdo quanto o direito da mandíbula em uma única aquisição. As resoluções e tamanhos dos voxels utilizados para cada um dos equipamentos estão especificados no Quadro 3.

Figura 12 – a) EAGLE 3D - Dabi Atlante; b) ORTHOPHOS XG 3D – Sirona; c) I-CAT – Kavo; d) SCANORA 3Dx – Soredex; e) PREXION – Prexion Dental.



Fonte: Imagens pertencentes aos catálogos de divulgação dos produtos pelos fabricantes.

Quadro 3 – Especificações técnicas dos aparelhos.

APARELHO	FOV (cm)	TAMANHO VOXEL (mm)	TEMPO DE AQUISIÇÃO (s)	RESOLUÇÃO DO FABRICANTE
ORTHOPHOS	8x8	0.20	14.3	HD
I-CAT	8x16	0.25	40.0	HiRes
SCANORA 3Dx	8x10	0.25	34.0	Std Resolution
EAGLE 3D	8x8	0.20	25.5	HD
PREXION	8X8	0.147	16.8	High Definition

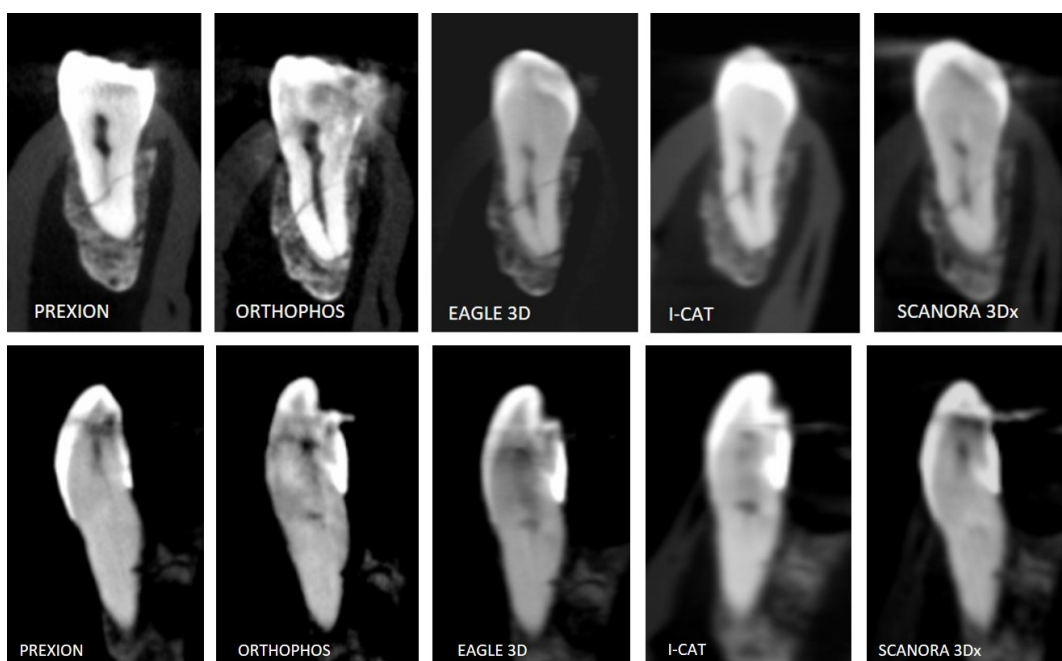
Fonte: Elaboração própria.

O material fornecido aos avaliadores foi composto pelos arquivos DICOM (Digital Imaging Communications in Medicine) obtidos em cada equipamento, tendo

o brilho e o contraste das imagens ajustados de maneira a facilitar a observação dos limites das estruturas radiculares dos dentes. Os arquivos foram renomeados a fim de evitar indução e/ou associação dos resultados, sendo que apenas os autores possuíam acesso à relação dos arquivos e suas respectivas mandíbulas.

Assim, as imagens puderam ser visualizadas em um computador disponível na Disciplina de Radiologia da Faculdade de Odontologia de Araraquara, com monitor LCD de 19 polegadas (LG FLATRON® - modelo W1943C), configurado em resolução alta (1366 x 768 pixels), no intuito de padronizar o instrumento de leitura, evitando possíveis influências externas nos resultados. O software de interpretação para leitura dos arquivos DICOM foi o OnDemand® (Cybermed Inc. USA), em que os avaliadores puderam navegar pelos 3 planos de reconstruções (axial, sagital e coronal), utilizando todas as ferramentas que o software oferece (Figura 13), com exceção da ferramenta de reconstrução em 3D. Durante a avaliação, foram descartadas as alterações presentes nas porções coronárias, assim como as reabsorções radiculares internas e cavidades de cáries que por ventura estivessem presentes.

Figura 13 - Exemplos de imagens de fraturas e reabsorções radiculares adquiridas com os 5 equipamentos utilizados na pesquisa.



Fonte: arquivo pessoal do autor.

A intensidade de iluminação da sala de interpretação das imagens foi ajustada para que ficasse totalmente escura, com exceção da luminosidade emanada pelo monitor LCD. Um formulário impresso (APÊNDICE A) foi fornecido com a finalidade de permitir ao avaliador realizar as anotações de seus achados durante suas análises. Nesse formulário estavam listadas as posições dos dentes na arcada e a sequência a ser seguida para cada avaliação, no qual eram registradas fraturas e/ou reabsorções radiculares externas encontradas em cada mandíbula.

Os avaliadores eram compostos por 2 profissionais com titulação de especialista na área de Radiologia Odontológica e executaram todas as análises em dois momentos distintos, com período mínimo de 15 dias entre estas. A sequência de interpretação das imagens foi modificada da primeira para a segunda avaliação, a fim de não induzir a memorização dos resultados.

Após avaliação de todo o material, os resultados obtidos foram agrupados e submetidos à análise estatística para sua validação, utilizando o software GraphPadPrism 6[®] (San Diego, CA, USA). Com o objetivo de avaliar a correlação entre os examinadores, foi proposta a aplicação do teste Kappa, em que os resultados mostraram uma correlação de 0,85 entre os achados dos examinadores, o que gerou uma alta confiabilidade em relação aos valores encontrados. Em seguida, foi aplicado o teste exato de Fischer com a finalidade de comparar as frequências dos erros e acertos no diagnóstico de ambos os examinadores levando em consideração os diferentes equipamentos de tomografia computadorizada. Além disso, foi aplicado o teste Qui-quadrado para comparação dos diagnósticos executados pelos examinadores 1 e 2. Todos os testes estatísticos desse estudo foram aplicados o nível de confiança de 95%.

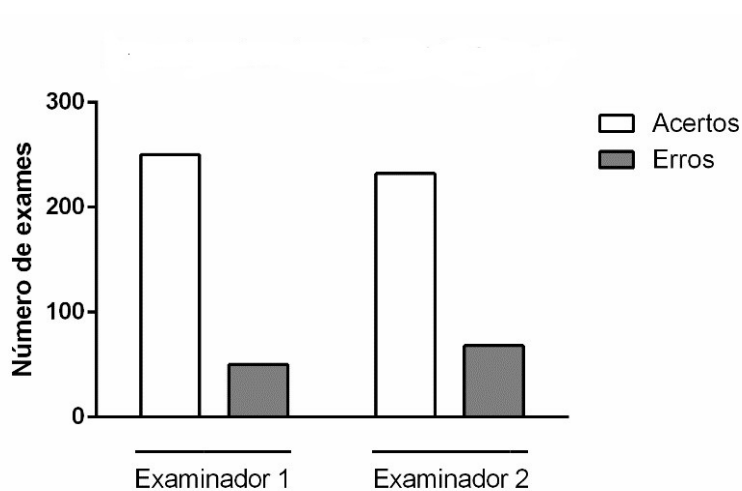
5 RESULTADOS

Para facilitar o entendimento dos resultados, foi realizada a análise dos dados dentro de tópicos, mostrando tanto em formato de figuras quanto em tabelas. Dessa forma, os resultados estão descritos a seguir.

5.1 Comparação entre os avaliadores

Não houve diferenças estatisticamente significativas entre os resultados dos diagnósticos dos examinadores 1 e 2 (Figura 14; Tabela 1).

Figura 14 - Frequência de diagnósticos certos e errados dos examinadores para fraturas e reabsorções.



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Tabela 1 - Número de diagnósticos certos e errados dos examinadores para fraturas e reabsorções.

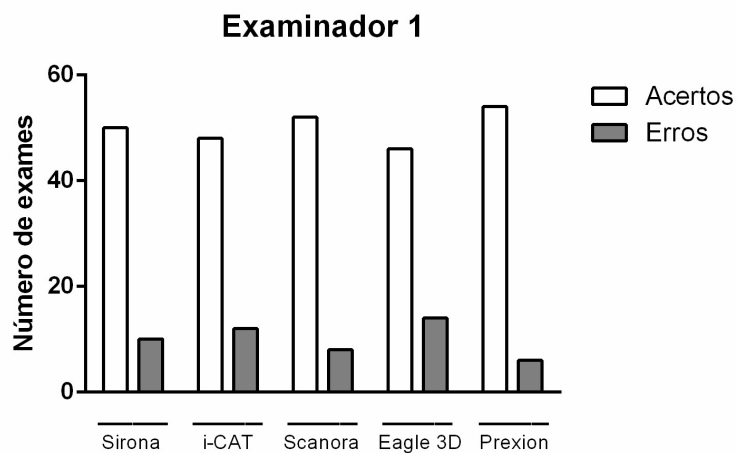
Examinador	Certo	Errado
Examinador 1	252	48
Examinador 2	237	63

Fonte: Elaboração própria.

5.2 Comparação entre os tomógrafos

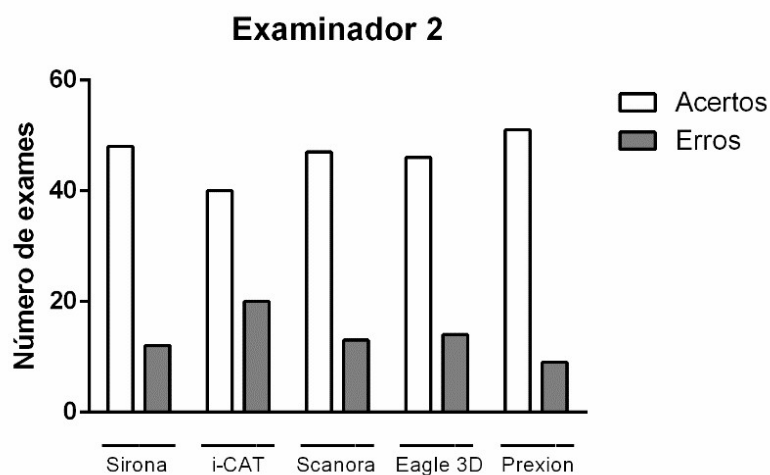
Não houve diferenças estatisticamente significativas entre os resultados dos diagnósticos produzidos pelos diferentes tomógrafos em nenhum dos avaliadores (Figuras 15 e 16; Tabela 2)

Figura 15 - Número de diagnósticos certos e errados de fraturas e reabsorções radiculares do examinador 1 para os diferentes tomógrafos.



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 16 - Número de diagnósticos certos e errados de fraturas e reabsorções radiculares do examinador 2 para os diferentes tomógrafos.



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Tabela 2 - Número e porcentagem de diagnósticos certos e errados de fraturas e reabsorções radiculares dos examinadores para os diferentes tomógrafos.

Tomógrafo	Examinador 1			Examinador 2		
	Acertos	Erros	Total	Acertos	Erros	Total
Sirona	50 (83%)	10 (16%)	60	48 (80%)	12 (20%)	60
I-CAT	48 (80%)	12 (20%)	60	43 (71%)	17 (28%)	60
Scanora	52 (86%)	8 (13%)	60	48 (80%)	12 (20%)	60
Eagle 3D	48 (80%)	12 (20%)	60	47 (78%)	13 (21%)	60
Prexion	54 (90%)	6 (10%)	60	51 (85%)	9 (15%)	60

Fonte: Elaboração própria.

Ao se avaliar isoladamente cada tipo de tomógrafo, não foram detectadas diferenças entre os examinadores 1 e 2, apesar de existir uma tendência estatística para maiores acertos do examinador 1 em relação ao examinador 2, quando da utilização de um exame feito no I-CAT ($p=0,09$).

Ao se pesquisar diferenças entre os diferentes aparelhos com relação aos diagnósticos de fraturas ou de reabsorção, não foram identificadas diferenças entre os avaliadores nos quesitos acertos e falsos positivos e negativos. Também não foram identificadas diferenças entre os equipamentos de tomografia empregados nessa pesquisa na determinação do diagnóstico de fraturas e reabsorção radiculares, apesar de haver uma tendência do aparelho Prexion® em fornecer menores quantidades de falso positivo para análise de reabsorção radicular no examinador 1 ($p=0,11$). De uma forma geral os resultados da frequência de diagnósticos certos e errados comparando os diferentes tomógrafos no diagnóstico de fraturas e reabsorções radiculares estão expostos nas Tabelas 3, 4, 5.

Tabela 3 - Número de diagnósticos certos e errados de fraturas e reabsorções radiculares para os diferentes tomógrafos.

Tomógrafo	Fraturas			Reabsorções		
	Acertos	Falso	Falso	Acertos	Falso	Falso
		Negativo	Positivo		Negativo	Positivo
Sirona	63	7	12	35	13	12
I-CAT	60	9	6	31	17	23
Scanora	64	8	10	36	14	15
Eagle 3D	64	5	11	31	18	17
Prexion	66	4	11	39	10	16

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 4 - Número de diagnósticos certos e errados de fraturas para os diferentes examinadores e tomógrafos.

Tomógrafo	Examinador 1			Examinador 2		
	Acertos	Falso	Falso	Acertos	Falso	Falso
		Negativo	Positivo		Negativo	Positivo
Sirona	32	2	5	31	5	7
I-CAT	30	4	2	30	5	4
Scanora	34	3	7	30	5	3
Eagle 3D	33	2	8	31	3	3
Prexion	33	2	5	33	2	6

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 5 - Número de diagnósticos certos e errados de reabsorções radiculares para os diferentes examinadores e tomógrafos.

Tomógrafo	Examinador 1			Examinador 2		
	Acertos	Falso	Falso	Acertos	Falso	Falso
		Negativo	Positivo		Negativo	Positivo
Sirona	18	6	3	17	7	9
I-CAT	18	6	10	13	11	13
Scanora	18	6	3	18	8	12
Eagle 3D	15	10	4	16	8	13
Prexion	21	4	1	18	6	15

Fonte: Elaboração própria.

6 DISCUSSÃO

A integridade das porções coronárias e radiculares dos elementos dentários é fator fundamental para a longevidade e saúde bucal. Alterações no decorrer da vida dos indivíduos podem quebrar essa estabilidade e gerar, diante disso, um descontrole na vida útil dos dentes. As lesões de cáries presentes em suas coroas são a principal causa de perdas dentárias. Já fraturas e/ou reabsorções presentes nas porções radiculares representam grande porcentagem de comprometimentos da presença dos dentes nas arcadas dentárias. Trabalhos da literatura mostram a dificuldade em se diagnosticar esses tipos de alterações radiculares com exames de imagens convencionais, sendo necessário a utilização de métodos de imagens mais modernos^{59,60}. Dessa forma, o presente estudo teve por objetivo empregar 5 equipamentos de TCFC na busca de detalhamento dessas alterações em raízes dentárias.

Segundo Durack et al.⁶⁴, como as raízes dentárias não podem ser examinadas clinicamente em indivíduos vivos por estarem intra-ósseas, é impossível excluir a presença de lesões que talvez não tenham sido detectadas pelos sistemas de imagem. Por esta razão, estudos *in vitro* são necessários para aferir a precisão e comparar a sensibilidade de dispositivos de imagens na detecção de fraturas e reabsorções. Assim, este presente estudo realizou testes *in vitro* com a utilização de dentes humanos, nos quais foram reproduzidas fraturas e reabsorções em suas porções radiculares, submetidos posteriormente à escaneamento por meio de cinco diferentes sistemas de TCFC, para serem analisados por dois avaliadores com o objetivo principal de identificar se a qualidade da imagem de cada sistema exerce influência na capacidade de diagnóstico. Foi possível notar que a frequência de acertos na visualização das fraturas e reabsorções obtida pelos dois avaliadores foi muito próxima, o que confirma os resultados do teste de Kappa (0,85) feito previamente ao início da pesquisa. Nem a distribuição aleatória nem as pequenas dimensões das fraturas e reabsorções foram suficientes para mascarar os locais dessas alterações, o que leva a crer que as imagens geradas pelos equipamentos possuíam qualidade semelhante para interpretação. Em relação a isso, Curry et al.⁷⁰ relataram que a definição de qualidade de imagem para as tomografias computadorizadas foi descrita como a capacidade de visualizar estruturas de importância diagnóstica. Para outros autores, a qualidade da imagem é

essencialmente um descritor da interpretação subjetiva de dados visuais e não possui uma definição analítica simples³³.

O diagnóstico das fraturas e reabsorções radiculares pelo profissional é notadamente um ponto de dificuldade encontrada, sendo por muitas vezes indetectáveis pelos métodos radiográficos comuns, sendo necessário o emprego de exames de maior complexidade como a tomografia computadorizada^{47,71}. Para tentar simular com a máxima reprodutibilidade possível as condições de visualização das fraturas e reabsorções radiculares, foi empregado em nosso estudo a metodologia utilizada por Renesto et al.⁶⁸, a qual elaborou uma mistura de serragem e gesso para produzir imagens parecidas com o trabeculado do osso humano, o que permitiu reproduzir as condições encontradas na boca e, portanto, validando esse estudo in vitro. Como os resultados das interpretações das imagens foram muito semelhantes para os 5 equipamentos de TCFC, isso significa que o método proposto foi satisfatório e pode ser utilizado em pesquisas futuras. Outro fator importante a ser considerado sobre o resultado final das imagens foi a utilização de um revestimento artificial feito por uma camada de cera e colocado ao redor da mandíbula com intuito de atenuar o feixe de radiação, simulando a espessura do tecido mole que circunda as estruturas dentárias e ósseas da mandíbula^{69,72,73}.

No ano de 2005, Akabane et al.⁷⁴ compararam o uso das radiografias periapicais e das TCFC no diagnóstico de fraturas radiculares, e puderam concluir que os exames tomográficos apresentaram maior acurácia na detecção de fraturas nas raízes dos dentes envolvidos na pesquisa. Da mesma forma, outros autores^{75,76} também verificaram que a sensibilidade dos exames tomográficos é maior que o das radiografias periapicais na detecção de fraturas radiculares. Diante dessa diferença na observação de fraturas e reabsorções pela TCFC, empregamos apenas esse tipo de exame em nossa pesquisa, uma vez que a natureza tridimensional da TCFC permite visualizar a linha de fratura em múltiplos ângulos e em orientações espaciais diferentes nas reconstruções de espessura delgada. Contudo, nossa amostra foi composta de dentes extraídos que podiam conter restaurações metálicas nas coroas e obturações radiculares, o que gerou uma especificidade reduzida, pois cones de guta percha e outros materiais de radiopacidade aumentada que estejam presentes em dentes vizinhos podem criar artefatos em forma de “raios de sol”, simulando

linhas de fraturas limitando o diagnóstico. Talvez isso justifique a quantidade de falsos positivos encontrada nos resultados.

Embora a TCFC seja uma tecnologia inovadora e promissora, as doses efetivas de radiação ainda são maiores em comparação às imagens bi-dimensionais periapicais e panorâmicas. A TCFC só deve ser considerada quando os exames radiográficos convencionais não fornecerem informações úteis para diagnosticar fratura radicular^{77,78,79,80}. Em outra publicação, Mah et al.⁸¹ relataram que a dose efetiva do aparelho tomográfico Newtom 9000 (Verona, Itália) para um exame tomográfico de duas arcadas é em torno de 50,3 μ SV em média, dependendo das diferentes configurações de aquisição das imagens. Em nosso trabalho as aquisições das imagens pelos 5 equipamentos foram feitas obedecendo os critérios de tamanhos de FOVs semelhantes, ou seja, todos os equipamentos foram regulados com altura de 8 centímetros para englobar as estruturas da mandíbula no sentido vertical e uma pequena variação no sentido horizontal que permitia abranger o lado direito e esquerdo em um único giro de aquisição, isso dependente da configuração de cada aparelho. Com isso, apesar de não ser uma variável da pesquisa, a dose de radiação resultante ficaria próxima nos 5 equipamentos. Como nossa pesquisa foi realizada *in vitro* isso não apresentou relevância, porém se extrapolarmos para uma pesquisa *in vivo* a dose provavelmente estaria dentro de uma margem de segurança a ser respeitada.

Considerando a tomografia computadorizada como opção viável no diagnóstico de fraturas e reabsorções radiculares e possuindo capacidade para diagnosticar tais processos patológicos utilizando uma dose efetiva de radiação semelhante a outros exames convencionais e, diante da diversidade de equipamentos existentes no mercado, este trabalho foi elaborado com intuito de verificar se as características particulares de cada aparelho iriam influenciar o diagnóstico final. Como o estudo foi delineado de forma *in vitro* não houve preocupações com o nível de radiação emitido por cada equipamento utilizado na pesquisa, mas sim se o produto final de imagem mostraria resultados diferentes entre eles. De acordo com os resultados, ficou claro não haver diferenças entre as imagens dos aparelhos de TCFC. Isso talvez seja justificado pelos tamanhos dos voxels dos aparelhos, já que os mesmos ficaram situados entre 0,14 e 0,25 e portanto, uma variação bastante estreita que na prática pode produzir imagens sem

grandes diferenças. De maneira semelhante, Ponder et al.⁸² apresentaram um estudo que utilizou configurações de voxels para baixa e alta resolução em sistemas de TCFC na busca de reabsorção em raízes de dentes extraídos, e concluíram que não houve diferença estatística significativa entre esses protocolos de voxels.

É sabido que vários sistemas de TCFC estão disponíveis no mercado, onde o *design* do sensor e as configurações dos parâmetros de reconstrução dos dados durante o escaneamento são ajustáveis, assim pode-se ter uma gama bastante grande de possíveis resultados de imagens. Dentro dessa linha de pensamento, inclui a possibilidade de seleção do tamanho do campo de visão (FOV) das imagens, do tamanho de voxel de cada aparelho, do número de projeções de base para reconstrução, da miliamperagem e da quilovoltagem a serem utilizadas, influenciando de maneira significativa na qualidade da imagem final⁸³. Esta influência é mais perceptível na visualização das pequenas e delicadas estruturas anatômicas, como o ligamento periodontal e o osso trabecular. Como as fraturas radiculares muitas vezes não sofrem deslocamento dos seus fragmentos, estas podem estar muito diminutas, e isto seria, portanto, a provável explicação de que diferentes sistemas de TCFC variam em sua capacidade de detectá-las⁸⁴. Assim sendo, alguns autores consideram que os sistemas de TCFC podem variar em sua qualidade de imagem e capacidade de visualização de estruturas anatômicas, na dependência das configurações oferecidas por cada fabricante aos seus respectivos sistemas^{33,85}. Conforme os resultados do nosso estudo, e de acordo com os parâmetros utilizados para a aquisição das imagens, podemos verificar que não foram encontradas diferenças entre a capacidade de detecção de fraturas e reabsorções radiculares com os equipamentos de TCFC utilizados. Esses resultados são provavelmente justificados pelo fato dos aparelhos terem sido ajustados e trabalharem com um nível de resolução espacial bem próximas entre si. Apesar de todo cuidado empregado na elaboração das fases do experimento, os espaços referentes às fraturas e às reabsorções produzidas sobre as superfícies das raízes dentárias também não foram detectadas de maneira diferentes pelos examinadores.

Em nossa pesquisa foram utilizados 5 equipamentos com placas de sensores de diferentes origens, uma vez que dentre elas estão presentes detectores do tipo CCD e *Flat Panel* que usam de engenharias diferentes para a aquisição das imagens. Era de se esperar que os resultados presentes nas imagens fossem de

alguma forma diferentes perante a avaliação dos observadores, porém nenhuma diferença estatística pôde ser encontrada nesse quesito. Em contrapartida, a literatura mostra que o trabalho de Hassan et al.⁸⁴ avaliaram a qualidade da imagem produzida por 5 diferentes tomógrafos de feixe cônico no escaneamento de fraturas radiculares verticais em dentes com ou sem tratamento endodôntico, e que os aparelhos que utilizam detectores do tipo IIT/CCD mostraram resultados inferiores aos que utilizam detectores do tipo *Flat Panel* em termos de resolução espacial, contraste e presença de ruídos ou artefatos de imagem.

De uma forma geral, os resultados das interpretações das imagens de TCFC desse nosso estudo mostraram que os erros de diagnóstico foram maiores nos casos de reabsorções radiculares, quando comparados à presença de fraturas. Diante disso, acreditamos que o tamanho reduzido das cavidades que simulam as reabsorções radiculares externas, somado à presença de artefatos indesejáveis oriundos de restaurações metálicas ou materiais obturadores dos condutos radiculares dos dentes analisados ou próximos, podem ter contribuído para estes achados. Assim, conforme observado, os 5 equipamentos de TCFC se comportaram de forma semelhante na produção das imagens, apesar dos fatores de aquisição apresentarem pequenas variações nos FOVs, tamanho de voxel e resolução de aquisição, o que não gerou diferenças na capacidade de diagnóstico das fraturas e das reabsorções radiculares.

7 CONCLUSÃO

Baseados nas informações obtidas nesse presente estudo, conclui-se que:

- 1) Todos os aparelhos de TCFC testados neste estudo apresentaram imagens com semelhante capacidade em diagnosticar fraturas e reabsorções radiculares em dentes humanos extraídos.
- 2) Os resultados das interpretações das imagens de TCFC mostraram que houve uma porcentagem numérica maior de erros de diagnóstico nos casos de reabsorções radiculares, quando comparados à presença de fraturas.

REFERÊNCIAS*

1. Chan CP, Tseng SC, Lin CP, Huang CC, Tsai TP, Chen CC. Vertical root fracture in non-endodontically treated teeth: a clinical report of 64 cases in chinese patients. *J Endod.* 1998; 24(10): 678-81.
2. Lertchirakarn V, Palamara JEA, Messer HH. Finite element analysis and strain-gauge studies of vertical root fracture. *J Endod.* 2003; 29(8): 529-34.
3. Peciuliene V, Rimkuvienė J. Vertical root fractures in endodontically treated teeth: a clinical survey. *Stomatologija.* 2004; 6(3): 77- 80.
4. Svendsen P, Quiding L, Landahl I. Blackout and other artefacts in Computed Tomography caused by fillings in teeth. *Neuroradiology.* 1980; 19(5): 229-34.
5. Bernardes RA, de Moraes IG, Duarte MA, Azevedo BC, de Azevedo JR, Bramante CM. Use of cone-beam volumetric tomography in the diagnosis of root fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009; 108: 270-7.
6. Hannig C, Dullin C, Hulsmann M, Heidrich G. Three-dimensional, nondestructive visualization of vertical root fractures using flat panel volume detector computer tomography: an ex vivo in vitro case report. *Int Endod J.* 2005; 38(12): 904-13.
7. Davies AM, Whitehouse RW, Jenkins JPR. *Imagens do pé e tornozelo: técnicas e aplicações.* Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan; 2004. 334p.
8. Pasler AF, Visser H. *Radiologia odontológica: texto e atlas.* 2.ed. São Paulo: Artmed; 2006. p. 350.
9. Mora M, Mol A, Tyndall D, Rivera E. In vitro assessment of local computed tomography for the detection of longitudinal tooth fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007; 103(6): 825-9.
10. Bilinsky JM. Estudo comparativo entre as tomografias computadorizadas fan beam e cone beam: revisão da literatura. [Trabalho de conclusão de curso de especialização em radiologia]. Curitiba: Faculdade de ciências biológicas e de saúde - Universidade Tuiuti do Paraná; 2011.
11. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc.* 2006; 72(1): 75-80.
12. Parks ET. Computed tomography applications for dentistry. *Dent Clin North Am.* 2000; 44(2): 371-94.

*De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/guia-de-normalizacao-marco-2015.pdf>

13. Arellano JCV. Tomografia computadorizada no diagnóstico e controle do tratamento das disfunções da articulação temporomandibular. *J Bras Oclusão, ATM, Dor Orofac.* 2001; 1(4): 315-23.
14. Bontrager KL. Tratado de técnica radiológica e base anatômica. 5 ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan; 2003.
15. Rothman, SLG. Dental applications of computadorized tomography: surgical planning for implant placement. Illinois: Quintessence; 1998. 246p.
16. Grondahl K, Ekestubbe A, Grondahl HG, Johnsson T. Reliability of hypocycloidal tomography for the evaluation of the distance from the alveolar crest to the mandibular canal. *Dentomaxillofac Radiol.* 1991; 20(4): 200-4.
17. Tammissalo T, Luostarinen T, Vahatalo K, Rosberg J, Tammissalo EH. Radiographic detectability of periodontal disease. A comparison of periapical radiography with detailed zonography. *Dentomaxillofac Radiol.* 1995; 24(3): 185-90.
18. Molander B, Ahlquist M, Grondahl HG. Image quality in panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 1995; 24(1): 17-22.
19. Elefteriadis JN, Athanasiou AE. Evaluation of impacted canines by means of computed tomography. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg.* 1996; 11(3): 257-64.
20. Robb RA. Dynamic spatial reconstruction: an x-ray video fluoroscopic CT scanner for dynamic volume imaging of moving organs. *IEEE Trans Med Imag.* 1982; M1: 22-3.
21. Côrtes MIS, Bastos JV. Tratamento das urgências em traumatismo dentário. In: Cardoso RJA, Gonçalves EAN. *Endodontia trauma.* São Paulo: Artes Médicas; 2002. p. 391-408.
22. Chen B, Ning R. Cone-beam volume CT mammographic imaging: feasibility study. In: Antonuk LE, Yaffe MJ, editors. *Medical imaging 2001: physics of medical imaging proceedings of SPIE.* vol. 4320. San Diego (CA): CA SPIE; 2001. p. 655-64.
23. Garib DG, Raymundo Junior R, Raymundo MV, Raymundo DV, Ferreira SN. Tomografia computadorizada de feixe cônico (cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. *Rev Clin Ortod Dental Press.* 2007; 12(2): 139-56.
24. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin N Am.* 2008; 52: 707-30.
25. Moura PM, Lima LV, Faria MDB, Gutfilen B. Expansão rápida da maxila: avaliação de dois métodos de reconstrução 3D por meio de um modelo laboratorial. *Rev Dent Press Ortod Ortop Facial.* 2009; 14(1): 90-3.

26. Nakagawa Y, Kobayashi K, Ishii H, Mishima A, Asada K, Shibashi, K. Preoperative application of limited cone beam computerized tomography as an assessment tool before minor oral surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2002; 31(3): 322-6.
27. Bueno, MR, Estrela, C, Azevedo, BC, Brugnera Junior, A, Azevedo, JR. Tomografia computadorizada Cone Beam: revolução na Odontologia. *Rev Assoc Paul Cir Dent.* 2007; 61(5): 354-63.
28. Farman AG, Scarfe WC. Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006; 130(2): 257-65.
29. Tsiklakis K, Donta C, Gavala S, Karayianni K, Kamenopoulou V, Hourdakakis CJ. Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose cone beam CT. *Eur J Radiol.* 2005; 56(3): 413–7.
30. Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4 and 16 slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004; 33(2): 83-6.
31. Schulze D, Heiland M, Schmelzle R, Rother UJ. Diagnostic possibilities of cone-beam computed tomography in the facial skeleton. *International Congress Series* 2004; 1268: 1179-83.
32. Sohaib SA, Peppercorn PD, Horrocks JA, Keene MH, KenyonGS, Reznek RH. The effect of decreasing mAs on image quality and patient dose in sinus CT. *Br J Radiol.* 2001; 74(878): 157-61.
33. Kwong, JC, Palomo JM, Landers MA, Figueroa A, Hans MG. Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. *Am. J. Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 133(2): 317-27.
34. Tangari-Meira R, Vancetto JR, Dovigo LN, Tosoni GM. Influence of tube current settings on diagnostic detection of root fractures using cone-beam computed tomography: an in vitro study. *J Endod.* 2017; 43(10): 1701-5.
35. Silva FC, Rebellato NLB, Fernandes A. Tomografia computadorizada de feixe cônico no planejamento de implantes em maxila atrófica: relato de caso. *Rev Cir Traumatol BucoMaxiloFac.* 2013; 13(1): 65-70.
36. Rodrigues AF, Vitral RWF. Applications of computed tomography in dentistry. *Pesq Bras Odontoped Clin Integr.* 2007; 7(3): 317-24.
37. Farman AG, Scarfe WC. The basics of maxillofacial cone beam computed tomography. *Semin Orthod.* 2009; 15(1): 2-13.

38. Alqerban A, Jacobs R, Souza PC, Willems G. In-vitro comparison of 2 cone-beam computed tomography systems and panoramic imaging for detecting simulated canine impaction-induced external root resorption in maxillary lateral incisors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 136(6): 764. e1-11; discussion 764-5.
39. International Commission on Radiological Protection. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. *Ann ICRP* 1991; 21(1): 201.
40. Semencio KAP. Avaliação da casuística de fraturas radiculares e coronoradiculares do serviço de atendimento em traumatismos dentários da FOP Unicamp entre os anos de 2002 a 2008. [Trabalho de Conclusão de Curso de Especialização em Endodontia]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba da USP; 2009.
41. Boussada MV, Vieira MM, Wolff H. Fratura vertical de raiz. *Odont Moderna* 1996; 23(1): 18-20.
42. Andreasen FM, Andreasen JO. Fraturas radiculares. Texto e atlas colorido de traumatismo dental. 3. ed. Porto Alegre: Artmed; 2001. p. 279-314.
43. Araujo MAM, Valera MC. Fraturas radiculares. In: Tratamento clínico dos traumatismos dentários. São Paulo: Artes Médicas; 1999. p. 159-85.
44. Mireku AS, Romberg E, Fouad AF, Arola D. Vertical fracture of root-filled teeth restored with posts: the effects of patient age and dentine thickness. *Int Endod J.* 2010; 43(3): 218-25.
45. Meister FJ, Lommel T, Gerstein H. Diagnosis and possible causes of vertical root fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1980; 49(3): 243-53.
46. Fuss Z, Lustig J, Katz A, Tamse A. An evaluation of endodontically treated vertical root fractured teeth: impact of operative procedures. *J Endod.* 2001; 27(1): 46-8.
47. Moule A, Kahler B. Diagnosis and management of teeth with vertical root fractures. *Aust Dent J.* 1999; 44(2): 75-87.
48. Tamse A, Kaffe I, Lustig J, Ganor Y, Fuss Z. Radiographic features of vertically fractured endodontically treated mesial roots of mandibular molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;101(6):797-802.
49. Andreasen JO, Andreasen FM. Textbook and color atlas of traumatic injuries to the teeth. 3rd ed. Copenhagen: Munksgaard; 1994. p. 279-303.
50. Pereira AJA, Araújo CYT, Almeida CCN, Souza C. Conseqüência do diagnóstico equivocado no prognóstico das fraturas radiculares. *Rev Assoc Paul Cir Dent.* 1997; 51(6): 579-82.

51. Consolaro A. Reabsorções dentárias nas especialidades clínicas: nomenclatura e classificação das reabsorções dentárias. 2ed. Maringá: Dental Press; 2005.
52. Neville BW, Damm DD, Allen CM, Bouquot JE. Patologia oral e maxilofacial. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2009. p. 64-9.
53. Nascimento GJF, Emiliano GBG, Silva IHM, Carvalho RA, Galvão HC. Mecanismo, classificação e etiologia das reabsorções radiculares. Rev Facul Odont Porto Alegre. 2006; 47(3): 17-22.
54. Consolaro A. Reabsorções dentárias na movimentação ortodôntica. In: Consolaro A. Reabsorções dentárias nas especialidades clínicas. Maringá: Dental Press; 2002. p. 259-89.
55. Graber, TM, Vanarsdall Junior RL. Ortodontia: princípios e técnicas atuais. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2002.
56. Liang H, Burkes EJ, Frederiksen NL. Multiple idiopathic cervical root resorption: systematic review and report of four cases. Dentomaxillofac Radiol. 2003; 32(3): 150-5.
57. Haapasalo M, Endal U. Internal inflammatory root resorption: the unknown resorption of the tooth. Endod Topics. 2006; 14(1): 60–79.
58. Ferracini JG. Estudo radiográfico das reabsorções radiculares externas em tratamentos ortodônticos [Trabalho de Conclusão de Curso de Odontologia]. Campinas: Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic; 2005.
59. Andreasen FM, Sewerin I, Mandel U, Andreasen JO. Radiographic assessment of simulated root resorption cavities. Endod Dent Traumatol. 1987; 3(1): 21–7.
60. Goldberg F, De Silvio A, Dreyer C. Radiographic assessment of simulated external root resorption cavities in maxillary incisors. Endod Dent Traumatol. 1998; 14(3): 133–6.
61. Preto, SHC. Reabsorção radicular em pacientes tratados ortodonticamente. [Trabalho de Conclusão de Curso de Odontologia]. Campinas: Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic; 2007.
62. Consolaro A. A tomografia computadorizada substitui as radiografias periapicais no diagnóstico das reabsorções dentárias? Rev Clín Ortod Dent Press. 2007; 6(5): 110-1.
63. Liedke GS, Silveira HED, Silveira HLD, Dutra V, Figueiredo JAP. Influence of voxel size in the diagnostic ability of cone beam tomography to evaluate simulated external root resorption. J Endod. 2009; 35(2): 233–5.

64. Durack C, Patel S, Davies J, Wilson R, Mannocci F. Diagnostic accuracy of small volume cone beam computed tomography and intraoral periapical radiography for the detection of simulated external inflammatory root resorption. *Int Endod J* 2011; 44(2): 136-47.
65. Avsever H, Gunduz K, Orhan K, Uzun I, Ozmen B, Egrioglu E et al. Comparison of intraoral radiography and cone-beam computed tomography for the detection of horizontal root fractures: an in vitro study. *Clin Oral Invest*. 2014; 18(1): 285-92.
66. Kamburoglu K, Onder B, Murat S, Avsever H, Yüksel S, Paksoy CS. Radiographic detection of artificially created horizontal root fracture using different cone beam CT units with small fields of view. *Dentomaxillofac Radiol*. 2013; 42(4): 20120261.
67. Freitas GDR, Poleti ML, Xavier CRG, Araújo AC, Capelozza ALA. Fabrication of plaster models with radiographic features of human bone: a pilot study by fractal analysis. *RGO* 2012; 60(2): 163-67.
68. Renesto MG. Análise fotodensitométrica para desenvolvimento de material experimental com características radiográficas semelhantes ao osso humano. [Trabalho de Conclusão de Curso de Odontologia]. Araraquara: Faculdade de Odontologia de Araraquara da Unesp; 2016.
69. Caldas, MP, Ramos-Perez, FMM, Almeida, SM, Haiter-Neto, F. Comparative evaluation among different materials to replace soft tissue in oral radiology studies. *J Appl Oral Sci*. 2010; 18(3): 264-7.
70. Curry TS, Dowdey JE, Murry RC. Christensen's physics of diagnostic radiology. 4th ed. Philadelphia: Lippincott, Williams and Wilkins; 1990.
71. Grondahl HG, Huuonen S. Radiographic manifestations of periapical inflammatory lesions. *Endod Topics*. 2004; 8(1): 55-67.
72. Braga CPA, Gegler A, Fontanella V. Avaliação da influência da espessura e da posição relativa de materiais simuladores na densidade óptica de radiografias periapicais da região posterior da mandíbula. *Cienc Odontol Bras*. 2006; 9(4): 52-8.
73. Brand JW, Kuba RK, Braunreiter TC. An improved head-and-neck phantom for radiation dosimetry. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1989; 67(3): 338-46.
74. Akabane CE, Fukunaga D, Baratella T, Camargo SCC, Mancini R, Shimabuko DM. Comparação entre radiografia periapical e tomografia computadorizada, no diagnóstico de fraturas radiculares verticais. In: Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica; São Paulo; 2005. p.108.
75. Estrela C, Bueno MR, Alencar AH, Mattar R, Valladares Neto J, Azevedo BC et al. Method to evaluate inflammatory root resorption by using cone beam computed tomography. *J Endod*. 2009; 35(11): 1491-7.

76. Hassan B, Metska ME, Ozok AR, Stelt PVD, Wesselink PR. Detection of vertical root fractures in endodontically treated teeth by a cone beam computed tomography scan. *J Endod.* 2009; 35(5): 719-22.
77. Gibbs SJ. Effective dose equivalent and effective dose: comparison for common projections in oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000; 90(4): 538 – 45.
78. Gijbels F, Jacobs R, Bogaerts R, Debaveye D, Verlinden S, Sanderink G. Dosimetry of digital panoramic imaging. Part I: patient exposure. *Dentomaxillofac Radiol.* 2005; 34(3): 145–9.
79. Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Ekestubbe A, Helmrot E, Grondahl K. Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accuitomo and 3D Accuitomo FPD. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008; 37(2): 72–9.
80. Haiter-Neto F, Wenzel A, Gotfredsen E. Diagnostic accuracy of cone beam computed tomography scans compared with intraoral image modalities for detection of caries lesions. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008; 37(1): 18–22.
81. Mah JK, Danforth RA, Bumann A, Hatcher D. Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003; 96(4): 508 –13.
82. Ponder SN, Benavides E, Kapila S, Hatch NE. Quantification of external root resorption by low vs high-resolution cone beam computed tomography and periapical radiography: a volumetric and linear analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013; 143(1): 77-91.
83. Araki K, Maki K, Seki K, Sakamaki K, Harata y, Sakaino R et al. Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial X-ray cone beam CT scanner (CB MercuRay): system configuration and physical properties. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004; 33(1): 51–9.
84. Hassan B, Metska ME, Ozok AR, Stelt PVD, Wesselink P. Comparison of five cone beam computed tomography systems for the detection of vertical root fractures. *J Endod.* 2010; 36(1): 126-9.
85. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Arijji E et al. Effects of image artifacts on gray-valuedensity in limited-volume cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007; 104(6): 829–36.

APÊNDICE A

FORMULÁRIO PARA IDENTIFICAÇÃO DE ALTERAÇÕES RADICULARES OBSERVADAS EM TOMOGRAFIAS COMPUTADORIZADAS DE FEIXE CÔNICO

Arcada: _____

1) Preencher no odontograma abaixo a localização da(s) alteração(ões):

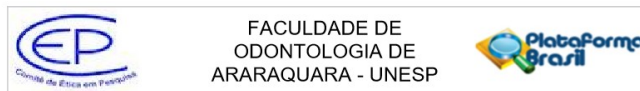


2) Descreva através das legendas, qual a alteração encontrada nos respectivos dentes:

FH - Fratura horizontal FV – Fratura vertical RRE - Reabsorção radicular externa
NDN - Nenhuma alteração encontrada

Dente	Alteração
31	
32	
33	
34	
35	
36	
37	
41	
42	
43	
44	
45	
46	
47	

ANEXO A

PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP****DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: EFICÁCIA DAS IMAGENS GERADAS POR DIFERENTES TOMÓGRAFOS DE FEIXE CÔNICO PARA DIAGNÓSTICO DE FRATURAS E REABSORÇÕES RADICULARES: ESTUDO COMPARATIVO IN VITRO.

Pesquisador: Marcelo Gonçalves

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 43299714.2.0000.5416

Instituição Proponente: Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.055.761

Data da Relatoria: 11/05/2015

Apresentação do Projeto:

O projeto está apresentado de forma clara e objetiva.

Objetivo da Pesquisa:

O estudo visa identificar, dentre cinco tomógrafos de feixe cônico existentes no mercado, se existe diferença significativa entre eles e, em caso positivo, qual se mostra mais eficaz.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

RISCOS: Exposição à radiação ionizante ao operador do equipamento de Tomografia Computadorizada de feixe cônico, porém serão obedecidas as normas de proteção à radiação ionizante.

BENEFÍCIOS: Validação das imagens fornecidas pelos aparelhos de tomografia computadorizada de feixe cônico disponíveis no mercado, para o diagnóstico de fraturas e reabsorções radiculares.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O estudo trará uma boa contribuição à área ao qual se aplica.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos os termos foram corretamente apresentados.

Endereço: HUMAITA 1680
 Bairro: CENTRO CEP: 14.801-903
 UF: SP Município: ARARAQUARA
 Telefone: (16)3301-6459 E-mail: cep@foar.unesp.br

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

O pesquisador adequou o projeto conforme solicitado.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Atendidas pendências de reunião, considero APROVADO o protocolo.

ARARAQUARA, 08 de Maio de 2015

Assinado por:
Lígia Antunes Pereira Pinelli
 (Coordenador)

Não autorizo a reprodução deste trabalho pelos próximos dois anos, a contar da data abaixo.

(Direitos de publicação reservados ao autor)

Araraquara, 15 de março de 2018

José Ricardo Vancetto