

Monikelly do Carmo Chagas do Nascimento
Cirurgiã-Dentista

**DETECÇÃO DE FRATURAS RADICULARES POR
MEIO DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE
FEIXE CÔNICO EM IMAGENS RECONSTRUÍDAS
COM *VOXELS* DIFERENTES AOS DE AQUISIÇÃO**

Dissertação apresentada à
Faculdade de Odontologia de
Piracicaba, da Universidade
Estadual de Campinas, para
obtenção do título de Mestre em
Radiologia Odontológica, Área de
concentração em Radiologia
Odontológica.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Solange Maria de Almeida

Piracicaba
2011

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
Bibliotecária: Elis Regina Alves dos Santos – CRB-8ª / 8099

N17d	Nascimento, Monikelly do Carmo Chagas do. Detecção de fraturas radiculares por meio da tomografia computadorizada de feixe cônico em imagens reconstruídas com voxels diferentes aos de aquisição / Monikelly do Carmo Chagas do Nascimento. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2011. Orientador: Solange Maria de Almeida. Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba. 1. Fraturas dos dentes. 2. Reconstrução de imagens. I. Almeida, Solange Maria de. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título. (eras/fop)
------	---

Título em Inglês: Detection of root fractures by cone beam computed tomography images with variation of voxel reconstruction

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Tooth fractures. 2 Image reconstruction

Área de Concentração: Radiologia Odontológica

Titulação: Mestre em Radiologia Odontológica

Banca Examinadora: Solange Maria de Almeida, Alexandre Augusto Zaia, Israel Chilvarquer

Data da Defesa: 17-02-2011

Programa de Pós-Graduação em Radiologia Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 17 de Fevereiro de 2011, considerou a candidata MONIKELLY DO CARMO CHAGAS DO NASCIMENTO aprovada.

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Solange Maria de Almeida", written over a horizontal line.

Profa. Dra. SOLANGE MARIA DE ALMEIDA

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Israel Chilvarquer", written over a horizontal line.

Prof. Dr. ISRAEL CHILVARQUER

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Alexandre Augusto Zaia", written over a horizontal line.

Prof. Dr. ALEXANDRE AUGUSTO ZAIA

Dedico este trabalho

Aos meus pais que souberam dar o melhor de seus conselhos e exemplos de vida e que me ensinaram a ver a vida de uma maneira maravilhosa. Amo vocês e agradeço eternamente por tudo.

À minha mãe Etienne pelo imenso amor, carinho, dedicação, apoio, e força para suportar a distância durante toda essa caminhada e em todos os momentos da minha vida.

Ao meu pai João Batista, por todo amor, incentivo, confiança, dedicação que me foi fornecida durante esses momentos distantes.

À minha avózinha que tanto amo, obrigada por sempre cuidar de mim.

Ao meu irmão Tiago, por ter a certeza que eu posso contar com você pro que der e vier e por aceitar a minha distância cuidando do que é nosso. Muito obrigada.

Ao meu irmão João Victor, o caçulinha que eu amo.

Agradecimentos aos Professores

À professora Dr^a. Solange Maria de Almeida muito obrigada pelo carinho, compreensão, apoio e por todas as ajudas e sacrifícios feitos por mim durante esses dois anos de orientação que foram maravilhosos e agradeço também por ter depositado confiança, em todos os momentos e espero não tê-la decepcionado, pois fico muito feliz em saber que a senhora não abriu mão de mim e continuará comigo no doutorado.

Ao professor Dr. Frab Norberto Bóscolo por ser meu segundo pai aqui em Piracicaba, que sempre me aconselhou e se preocupou com mínimos detalhes do meu dia a dia. E por ser um gênio da radiologia odontológica, o que me fez aprender muito. O meu eterno agradecimento.

Ao professor Dr. Francisco Haiter Neto pela preocupação de exigir o melhor desempenho durante o fim da dissertação de mestrado e pela grande liberdade fornecida para compartilhar um pouco de seus conhecimentos.

À professora Dr^a. Gláucia Maria Bovi Ambrosano por ser tão paciente e por prestar todas as suas ajudas possíveis mesmo até em dias de descanso ou em dias ocupadíssimos.

Aos professores Dr. Alexandre Augusto Zaia e Lourenço Correr Sobrinho por permitir o uso dos laboratórios de Endodontia e Materiais dentários, respectivamente, que foram essenciais para realização desse trabalho.

Agradecimentos

Acima de tudo e de todos agradeço com emoção a Deus pela fé inabalável que me norteia, por estar sempre presente em todos os momentos da minha vida e pelo conforto que sinto no meu coração em ter a certeza que o senhor vive dentro de mim.

Agradeço aos meus parentes, tios, primos e agregados por todo o apoio e carinho que me foi dado.

Aos meus grandes e verdadeiros amigos que eu fiz aqui em Piracicaba, que foram minha força maior pra superar e caminhar comigo em todos os momentos nesses dois anos e que se tornaram minha segunda família. Não só os que fazem parte do doutorado Dani, Matheus, Carol e Lu, como também e principalmente aqueles que fizeram parte comigo do mestrado Debóra, Carla, Bia, Bela, Fred, Manu, Lua, Amanda e Laura que caminhamos juntos e compartilharam comigo todos os momentos de alegria, tristeza, doença, dificuldades e desabafos. Adorei fazer parte dessa turma. Vocês foram únicos.

À Carolzinha, não tenho palavras pra agradecer o quanto você foi boa comigo, agradeço muito por você ter me acolhido nos primeiros momentos da minha vida em Piracicaba que são os mais difíceis por ser uma fase de adaptação. E por você ser uma pessoa extremamente solidária e prestativa. Saiba que você foi como uma mãe pra mim aqui. Agradeço de coração.

Agradecimentos

À Bia, por ter aceitado ser minha roommate, por ser uma pessoa maravilhosa de coração, por aceitar os meus momentos de stress sem nunca reclamar e nem brigar comigo e por ter vários momentos de gargalhadas juntas.

À Anne e a Saulo por eu ter conhecido há menos tempo, mas por já fazer parte importante da minha vida e pela grande amizade feita entre nós. Vocês são demais.

À Flávia, por mesmo a distância, ser super presente no momento que surgem as dúvidas e inseguranças possíveis.

Ao grupo de funcionários que compõe o departamento de Radiologia, Luciane, por ajudar imensamente em todos os pontos e principalmente os que não fazem parte de suas obrigações, você é o nosso guia maior, o que seria de nós sem você! Wal, Fê e Giselda por compartilharem muitas risadas durante as clínicas.

Às minhas amigas que fazem parte do G8, Lu, Sono, Ceça, Paty, Pam, Lillian e Bia, que apesar da distância e de não vê-las com frequência, nunca me abandonaram e continuam firmes na amizade. Muito obrigada.

À Gi e a Tati por se tornarem mais do que colegas, mas sim minhas amigonas de coração.

Agradecimentos

Ao quarteto fantástico Karina, Rafa e Géssyca, por crescerem juntas comigo e por saber que eu posso contar sempre com vocês.

À minha tia Ninha e tio Nidinho por me considerarem com uma filha e por ter me dado sempre muito amor e carinho.

Às minhas sobrinhas Laís e Maria, pessoinhas preciosas da tia que tanto amo.

À Eric, que sempre me incentivou e me deu forças pra fazer o mestrado à distância.

“Agir, eis a inteligência verdadeira. Serei o que quiser. Mas tenho que querer o que for. O êxito está em ter êxito, e não em ter condições de êxito. Condição de palácio tem em qualquer terra larga, mas onde estará o palácio se não o fizerem ali?”

Fernando Pessoa

RESUMO

O diagnóstico de fraturas radiculares longitudinais sem separação dos fragmentos é um grande desafio na prática clínica. Portanto, o objetivo neste trabalho foi avaliar a eficácia da Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) na detecção de fraturas radiculares longitudinais e comparar as imagens adquiridas e reconstruídas com o mesmo *voxel* com as imagens reconstruídas com *voxels* menores aos de aquisição. Para realização desta pesquisa foram utilizados 40 dentes humanos posteriores extraídos que foram instrumentados com o sistema rotatório K3. As fraturas obtidas se caracterizaram por serem incompletas e sem separação dos fragmentos, sendo realizadas em uma máquina de ensaio universal (Instron 4411), com a introdução de uma ponta cônica com força controlada aplicada na entrada dos canais. Para aquisição das imagens, os dentes foram posicionados em uma mandíbula macerada e escaneados em um aparelho de TCFC antes e após a realização das fraturas. As imagens foram adquiridas utilizando-se 3 protocolos com tempos de aquisição de 10, 20 e 40 segundos e valores de *voxel* de 0,4; 0,3; e 0,25mm, respectivamente. Depois de reconstruídas em um mesmo *voxel* (0,25mm), foram avaliadas nos três planos de corte (axial, coronal e sagital) por 3 avaliadores. Após a análise estatística de Mc Nemar e curva ROC, foi observado que não houve diferença estatisticamente significativa entre as imagens adquiridas/reconstruídas com valores de *voxel* de 0,4/0,25mm ($p=0,0022$), 0,3/0,25mm ($p=0,0056$) e 0,25/0,25mm ($p=0,0005$). A sensibilidade (50%, 55% e 70%), especificidade (90%, 90% e 100%) e acurácia (70%, 72,5% e 85%) aumentaram de acordo com a diminuição do valor do *voxel* adquirido. Conclui-se que a TCFC mostrou-se eficaz no diagnóstico de fraturas radiculares longitudinais e que as imagens reconstruídas com *voxels* menores aos de aquisição diminuíram a sensibilidade e a especificidade em relação às imagens adquiridas e reconstruídas com o mesmo *voxel*, porém estatisticamente não obtiveram diferenças significantes entre si na detecção dessas fraturas.

Palavras Chave: Fraturas dos dentes, Tomografia computadorizada de feixe cônico, Reconstrução de imagens.

ABSTRACT

Longitudinal root fractures diagnosis with no separation of the fragments is a greater challenge in clinical practice. Therefore, the aim of this study was to evaluate the effectiveness of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) in the detection of longitudinal root fractures and to compare the images acquired and reconstructed with the same voxel in the reconstructed images with the smaller acquisition voxels. For this study, 40 extracted human posterior teeth were instrumented with K3 rotary system. The fractures obtained were characterized by incompleteness and without separation of the fragments, being held in a universal testing machine (Instron 4411) with the introduction of a conical tip with controlled force applied inside the root. For image acquisition, the teeth were placed in a dry mandible and scanned on a CBCT device before and after the fractures. Images were acquired with 3 protocols for acquisition times of 10, 20 and 40 seconds, voxel values of 0.4 mm, 0.3 mm and 0.25 mm, respectively. After reconstructed in the same voxel (0.25 mm) were evaluated in three planes (axial, coronal and sagittal) for 3 observers. After statistical McNemar analysis and ROC curve was observed that there was no statistically significant difference between images acquired/reconstructed with voxel values of 0.4/0,25 mm ($p = 0.0022$), 0.3/0,25 mm ($p = 0.0056$) and 0.25/0,25 mm ($p = 0.0005$). The sensitivity (50%, 55% and 70%), specificity (90%, 90% and 100%) and accuracy (70%, 72.5% and 85%) increased according to the declining value of the acquired voxel. It could be concluded the CBCT proved to be effective in the diagnosis of longitudinal root fractures and that the images reconstructed with the smaller acquisition voxels decreased sensitivity and specificity regarding the images acquired and reconstructed with the same voxel, but had no statistically significant differences each other in detecting these fractures.

Key words: Tooth fractures, Cone-beam computed tomography, Image reconstruction.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DA LITERATURA	6
3. PROPOSIÇÃO	24
4. MATERIAL E MÉTODOS	25
5. RESULTADOS	34
6. DISCUSSÃO	37
7. CONCLUSÃO	46
REFERÊNCIAS	47
ANEXO	54

1. INTRODUÇÃO

As fraturas dentárias são lesões que apresentam ruptura do tecido dentário caracterizada pela presença de uma linha de continuidade que pode se apresentar em diversas orientações. São classificadas como horizontais, quando a linha de fratura cruza o longo eixo dentário, e como longitudinais quando acompanham o longo eixo dentário. As fraturas horizontais são freqüentemente causadas por questões traumáticas e os dentes mais acometidos são os anteriores.

As fraturas longitudinais apresentam diversas etiologias, dentre elas podem ser incluídas trauma físico, contato oclusal prematuro, força oclusal excessiva e tratamento dental iatrogênico. Cogitou-se um aumento destas, devido à longevidade dos pacientes e o maior tempo que esses dentes se mantêm na cavidade bucal, submetidos a procedimentos complexos como restaurações e tratamentos endodônticos que removem a dentina comprometendo a força dentária interna. Os dentes posteriores tratados endodonticamente e dentes vítimas de trauma oclusal são os mais prevalentes (Walton, 1995; Fuss *et al.*, 2001; Cohen *et al.*, 2003).

De acordo com a Associação Americana de Endodontia (AAE), em 2008, as fraturas longitudinais podem ser caracterizadas por linhas completas ou incompletas. E em relação a sua localização, a sua direção e a sua extensão são classificadas em quatro tipos: (1) fratura de cúspide que se inicia na cúspide e se estende até a região cervical podendo atingir esmalte, dentina e polpa; (2) trinca dentária, iniciando-se na coroa e se estendendo até a raiz; (3) fratura com separação dentária em que há uma separação dos fragmentos e se estende mais apicalmente; e (4) fratura radicular vertical que ocorre apenas na raiz e apresentam menor grau de sinais e sintomas.

O diagnóstico definitivo é difícil devido ao fato de seus sintomas clínicos e sinais radiográficos serem semelhantes a doenças de pós-tratamento endodôntico e doenças periodontais, se tornando assim, inespecíficos. A falta de conhecimento em relação aos tipos, características e variedades dessas fraturas podem levar a um equívoco do correto diagnóstico e tratamentos inapropriados (Tamse *et al.*, 1998; Tamse *et al.*, 1999; Tamse *et al.*, 2006 e AEE, 2008).

Quando corretamente diagnosticada em estágios iniciais, o tratamento pode retardar a progressão da fratura e evitar uma possível extração. Entretanto, quando não é interferida, a fratura tende a crescer e mudar sua orientação em oposição aos resultados de trauma por impacto, tornando o prognóstico pobre (AAE, 2008).

Os meios de visualização direta da linha de fratura podem ser realizados com a remoção da restauração, do núcleo e/ou guta-percha pela coroa, ou pela raiz com acesso cirúrgico, vistas com o auxílio de microscópio óptico, de transluminação, coloração ou introdução de uma cunha para separação dos fragmentos. Entretanto, tais métodos são considerados invasivos (AAE, 2008).

Outra forma de diagnóstico indicado seria os exames por imagem, que são métodos de caráter não invasivo e freqüentemente utilizado na prática clínica.

A radiografia convencional por ser um dos métodos auxiliares mais acessíveis é um dos mais solicitados. Os achados radiográficos mais comuns são aumento do espaço pericementário e perda óssea lateral e/ou periapical. No entanto, devido a sua natureza bidimensional há sobreposição das estruturas adjacentes que limitam a visualização direta da linha de fratura. A detecção é ainda prejudicada se a direção do feixe de raios X não estiver paralela ao plano de fratura. A presença de artefatos nas imagens, devido ao preenchimento de

materiais radiopacos intrarradiculares é outro fator que pode também mascarar a visualização (Tamse *et al.*, 1999; Cohen *et al.*, 2003).

Com o avanço tecnológico, surgiu a Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC), que utilizada com frequência em diversas especialidades odontológicas, tem sido útil na identificação de fraturas longitudinais, pois possibilita a visualização da linha de fratura em diversos planos de corte (axial, sagital e coronal), eliminando a sobreposição de estruturas adjacentes. É um sistema moderno de grande relevância, por apresentar imagens com melhor acurácia, alta resolução e reduzido tempo de aquisição.

Os exames de TCFC fornecem uma adequada qualidade de imagem do complexo dentomaxilofacial utilizando uma considerável baixa dose efetiva para o paciente quando comparado com o protocolo padrão da Tomografia Computadorizada Multislice (Bernardes *et al.*, 2009; Suomalainen *et al.*, 2009).

Entretanto, o aumento da quantidade de exames solicitados e a qualidade das imagens para o diagnóstico, obtidas por meio da TCFC aumentou a dose de radiação para o paciente em relação aos exames radiográficos convencionais. Esse aumento da dose é justificado pelo ganho de informação, porém há uma crescente preocupação de que a TCFC esteja sendo indicada com uma maior frequência, sem levar em consideração a dose absorvida pelo paciente (Mora *et al.*, 2007).

De acordo com o conceito Alara (*As Low As Reasonably Achievable*), deve-se sempre otimizar a dose de radiação, ou seja, manter o nível da dose tão baixo quanto razoavelmente possível, sem alterar a qualidade da imagem. Para isto, diversas possibilidades de ajuste na técnica da TCFC são possíveis, porém de uma maneira mais complexa que as técnicas radiográficas convencionais. Os protocolos de aquisição da imagem são estabelecidos e padronizados pelos

fabricantes e não oferecem a possibilidade de uma menor dose de radiação sem que altere outros parâmetros.

O princípio de formação da imagem da TCFC se faz por meio da criação de múltiplas imagens base obtidas através da emissão de pulsos de radiação (*frame*), em um giro de 360° em torno da cabeça do paciente. Depois de obtidas, essas imagens serão reformatadas com o uso de algoritmos de reconstrução para formar uma imagem volumétrica (Scarfe & Farman, 2008).

Para obter uma baixa dose na TCFC é necessário otimizar a dose de radiação utilizando o menor tempo de aquisição e restringir o quanto possível a área a ser irradiada (FOV) (Patel & Horner, 2009).

Contudo, a diminuição no tempo de aquisição determinará, além de um menor número de imagens base produzidas, um tamanho maior de *voxel*, resultando assim, em uma imagem final com qualidade reduzida (Payne, 2005).

Portanto, a imagem dita com menor *voxel* apresenta melhor resolução de imagem e maior nitidez. Porém, quanto menor o *voxel*, a qualidade do sinal pode ser diminuída aumentando o ruído na imagem (Tanimoto & Arai, 2009).

Atualmente, devido a inúmeras possibilidades de alteração do protocolo que os softwares proporcionam, fazem-se necessário, estudos que avaliem imagens obtidas com menor exposição para o paciente, com qualidade suficientemente necessária para cada proposta a ser diagnosticada. A depender da estrutura ou da doença a ser analisada a qualidade da imagem poderá ou não influenciar no diagnóstico (Mora *et al.*, 2007).

No software *XoranCAT* do TCFC i-CAT, as imagens adquiridas utilizando-se um protocolo com menor tempo de aquisição e, conseqüentemente,

maior tamanho de *voxel*, podem ser reconstruídas com *voxel* menor. Entretanto, não se sabe se esse procedimento afetará a qualidade de imagem, o que por sua vez, pode interferir na qualidade do diagnóstico. Portanto, como já existe um grande número de pesquisas avaliando o diagnóstico de imagens adquiridas com diferentes tamanhos de *voxel* e reconstruídas com *voxel* iguais aos da aquisição, se faz necessário avaliar se imagens reconstruídas com *voxel* inferior ao de aquisição altera seu poder de diagnóstico.

2. REVISTA DA LITERATURA

2.1 Diagnóstico de fratura baseado em sinais e sintomas

Segundo Pitts & Natkin, 1983, define-se fratura radicular longitudinal quando se observa a presença de uma linha contínua que acompanha o longo eixo dentário se estendendo do canal radicular à região do periodonto.

Tamse *et al.*, em 1999, avaliaram manifestações clínicas e aspectos radiográficos em 92 dentes tratados endodonticamente com posterior extração e confirmação da fratura. Observaram que as fraturas ocorriam mais em dentes na maxila (59%) sendo mais predominantes nas raízes mesiais de molares inferiores. Dentre os sinais e sintomas predominantes, a presença de uma bolsa profunda se mostrou em maior número seguido por dor a percussão, mobilidade, inchaço e fístulas. O diagnóstico de falha no tratamento endodôntico foi feito em 53% dos casos e em apenas 33.7% foi obtido o correto diagnóstico de fratura radicular longitudinal.

Para Moule & Kahlert, em 1999, os aspectos clínicos das fraturas radiculares longitudinais possíveis de serem visualizados radiograficamente são separação dos fragmentos; linhas de fratura ao longo da raiz ou do preenchimento do canal; radiolusência adjacente ao preenchimento do canal ou na área de transição do núcleo e o preenchimento do canal; imagem dupla dos fragmentos; aumento do espaço periodontal; halo radiolúcido ao redor de toda a raiz e perda óssea na região de furca. Embora os sinais radiográficos mostrem uma razoável indicação de fratura radicular, em muitos casos a visualização direta da linha de fratura é a única maneira de confirmar sua presença. Além disso, esses sinais radiográficos podem variar consideravelmente de caso em caso, a depender da angulação do tubo de raios X em relação ao plano da fratura, do tempo depois da ocorrência da fratura e do grau de separação dos fragmentos. Os autores ainda

afirmam que um aspecto comum de fratura radicular longitudinal é o desenvolvimento de uma profunda, estreita e única bolsa periodontal situada adjacente ao local da fratura.

Hanning *et al.*, em 2005, avaliaram fraturas radiculares longitudinais de dentes extraídos, em um protótipo de Tomografia Computadorizada de alta resolução isotrópica com 2 detectores *Flat Panel* (TC-DF) e compararam com os aspectos clínicos e radiográficos convencionais. Foram analisados cinco dentes com preenchimento intracanal que apresentaram suspeita de fratura radicular devido seus sinais e aspectos radiográficos apresentarem bolsa periodontal isolada, fistulas, lesões periapicais e laterais. Após a extração, os dentes foram inspecionados clinicamente para a visualização da fratura e depois, radiografados e depois escaneados em um protótipo de Tomografia Computadorizada Multislice com resolução espacial de 140µm. Em nenhum dos dentes a linha de fratura e a separação dos fragmentos foram detectadas na radiografia convencional apesar de que em todos os casos, as fraturas foram especuladas devido à presença dos sinais clínicos e radiográficos. Apesar dos artefatos induzidos pela guta-percha, a visualização das fraturas não foi dificultada e todas as fraturas foram visualizadas nos cortes da TC.

De acordo com Tamse *et al.*, em 2006, os aspectos radiográficos mais freqüentes de lesões ósseas de raízes dentárias tratadas endodonticamente com fratura longitudinal são a presença de um halo radiolúcido no terço apical e radiolucidez periodontal lateral sem alcance da região periapical. Ambos os sinais, aumentam a sensibilidade para o diagnóstico de fratura.

Para a AAE, em 2008, as características como fístulas, defeito de sondagem periodontal profunda, isolada e estreita associadas a tratamento endodôntico, com ou sem colocação de pino, são consideradas patognomônicos apenas para a presença de fratura radicular vertical propriamente dita.

Ainda segundo a AAE, em 2008, o maior problema da presença de fratura é devido esta representar uma via de comunicação da polpa com a região dentária externa que causa um aumento do potencial da penetração de bactérias, na qual pode levar a uma inflamação e doença dos tecidos adjacentes e dentários. Esse fator significa freqüentemente um prognóstico pobre e iminente de extração dentária, pois ao contrário de um tecido ósseo fraturado o dente não se regenera. Para determinar o diagnóstico final de fratura é necessário investigar vários aspectos como história dentária, sintomas, sinais clínicos e radiográficos. Pois a presença da linha de fratura sozinha, não fornece informações do estado da polpa e do tecido periapical.

Segundo o estudo de Takeuchi *et al.*, em 2009, que avaliaram o prognóstico de 131 dentes com fraturas radiculares, a probabilidade de sobrevivência das fraturas radiculares horizontais é maior que as fraturas radiculares longitudinais e que o tipo dentário (incisivo, pré-molar ou molar), o tipo de função do dente e o maxilar ao qual ele pertence não influencia no prognóstico dessas fraturas.

Wang & Su, em 2009, afirmam que fraturas longitudinais de dentes sem tratamento endodôntico prévio ocorrem devido a forças e/ou hábitos oclusais excessivos, apresentando maior freqüência na direção bucolingual. Os sintomas são geralmente mínimos ou ausentes em estágios iniciais, mas dor mais intensa durante a mastigação pode ser relatada com o avançar do tempo à medida que ocorre a separação dos fragmentos. Os exames radiográficos podem ser conclusivos no diagnóstico para determinar o tipo de fratura presente e em estágios posteriores podem ser notados sinais de perda óssea adjacente às fraturas e caminhos de fistula. Dependendo do tamanho e localização da fratura, o tratamento pode variar de hemiseção a extração.

Eichelsbacher *et al.*, em 2009, citaram em seu estudo que os dentes que apresentaram fraturas com polpas ainda vitais e que receberam um tratamento conservador com adesivos restauradores, obtiveram um prognóstico bom durante um acompanhamento de dois anos.

Berman & Kutter, em 2010, avaliaram dentes com fraturas longitudinais causadas por trauma oclusal, que apresentavam dor espontânea, dor a percussão, ou dor com estímulo de calor que aliviava com o frio e outros que eram assintomáticos. Radiograficamente, todos os dentes apresentavam um aumento do espaço periodontal e uma evidente e isolada perda óssea periapical. As imagens visualizadas na Micro-Tomografia Computadorizada (Micro-TC) com cortes de $6,5\mu m$ revelaram fraturas no sentido da superfície coronal para polpa que desvia seu sentido para a lateral da raiz, fraturas incompletas e outras completas, localizadas abaixo da câmara pulpar. Os dentes apresentaram diagnóstico de necrose pulpar causada pela presença de fratura longitudinal.

2.2 Diagnóstico de fraturas através da visualização da linha de fratura

2.2.1 Radiografia convencional

Kositbowornchai *et al.*, em 2001, comparando as imagens intraorais obtidas com sensor CCD e imagens obtidas com o filme de velocidade D, observaram que ambas são similares para detectar fraturas radiculares longitudinais *in vitro*.

Wenzel & Kirkevang, em 2005, compararam a acurácia de diagnóstico do sensor CCD de alta resolução e o sensor de placa de fósforo fotoestimulável de média resolução para visualização de fraturas radiculares horizontais induzidas e avaliaram também diferenças entre as imagens adquiridas em vários ângulos horizontais e verticais. Os 47 dentes unirradiculares foram radiografados antes e

após a realização das fraturas com os receptores digitais Digora PSP e o sistema RVG com sensor CCD. Foram obtidas para cada dente, quatro imagens para cada receptor: uma exposição ortogonal (imagens O), uma exposição com angulação de 15°, tornando a imagem alongada (imagens L) e duas exposições com ângulo horizontal de 15° mesial e distalmente. As imagens foram avaliadas em 3 sessões: primeiramente só as imagens O, depois só as imagens L e por último todas as 4 imagens dispostas simultaneamente. As imagens do sistema RVG forneceram significativamente uma maior sensibilidade para detecção de fraturas horizontais que as imagens obtidas no Digora.

Tsesis *et al.*, em 2008, compararam a capacidade de detecção do filme radiográfico convencional intraoral e o sensor digital intraoral direto CCD para avaliar fraturas radiculares longitudinais em dentes unirradulares tratados endodonticamente. As imagens dos 60 dentes pré-molares obturados extraídos, sendo 30 fraturados sem separação dos fragmentos e 30 não fraturados, foram adquiridas no aparelho radiográfico intraoral Gendex (65 kVp e 7,5 mA) em angulação orto, mesio e distorradial. Os resultados obtidos comprovaram não ter diferença entre a radiografia convencional e o sensor intraoral CCD.

Kamburoglu *et al.*, em 2010, determinaram os efeitos das diferentes ferramentas de realce de imagem contidas no software de radiografia intraoral digital para o diagnóstico de fratura radicular longitudinal. Foram utilizados 64 dentes pré-molares, onde em metade da amostra foram realizadas fraturas no sentido vestíbulo-lingual. As imagens radiográficas escaneadas no sistema CCD foram salvas no modelo original e realçadas em 4 tipos de ferramentas de manipulação de imagem próprias do software (*sharpness*, *zoom*, *contraste/reverso* e *auto-relevo*). Os autores concluíram que a presença de ferramentas de realce na radiografia periapical digital não aumentou o valor diagnóstico de fraturas radiculares longitudinais *in vitro* em relação às imagens originais do sistema digital CCD.

2.2.2 Radiografia convencional x Tomografia computadorizada

Com o objetivo de avaliar fraturas longitudinais radiculares por meio da Tomografia Computadorizada (TC) e radiografia intraoral convencional comparando com o diagnóstico pós-operatório, Youssefzadeh *et al.*, em 1999, avaliaram 42 pacientes com suspeita de fratura radicular que foram submetidos a radiografias dentárias convencionais (Heliodont MD; Siemens) e a TC (Tomscan SR 6000 V) com espessura de corte de 1.5mm. As fraturas foram inspecionadas cirurgicamente em um microscópio clínico (Leica; Wild, Heerbrugg). Os pacientes apresentavam um ano após tratamento endodôntico, sinais clínicos inespecíficos como dor, bolsa periodontal, fístula, edema local e sensibilidade a palpação. Segundo os autores, os sinais inespecíficos presentes nas imagens radiográficas como radiolucidez periapical unilateral e fístulas podem aumentar a suspeita de fratura radicular. Os resultados mostraram que devido à baixa sensibilidade (25%) da radiografia convencional, esta não é uma modalidade de escolha para detecção de fraturas radiculares longitudinais. Em contrapartida a TC, apesar de apresentar uma alta sensibilidade (71%), não pode ser utilizada na rotina diária devido a sua alta dose de radiação. Outro fator de interferência na visualização das fraturas foi a presença de artefatos metálicos nas imagens radiográficas, como coroas metálicas, pinos intrarradiculares e guta-percha, que prejudicavam a visualização direta da linha de fratura.

Nair *et al.*, em 2001, compararam a acurácia de três modalidades de imagem para detecção de fraturas radiculares longitudinais, induzidas artificialmente em dentes unirradiculares na mandíbula, tratados endodonticamente e com pinos intrarradiculares. As imagens radiográficas foram adquiridas com o sistema direto CMOS utilizando o sensor Schick CDR e as tomográficas com o sistema de Tomografia Computadorizada *Tuned Aperture Unprocessed* (TACT-U) utilizando uma fonte de raios X do sistema CommCAT, de

forma que foram obtidas nove projeções de imagens e estas foram reconstruídas e tratadas gerando a terceira modalidade avaliada chamada de Tomografia Computadorizada *Tuned Aperture Iteratively Restored* (TACT-IR). As fraturas radiculares foram melhores detectadas nas imagens de TACT em relação às imagens radiográficas convencionais por estas apresentarem sobreposição de estruturas anatômicas que interferiu na visualização das fraturas.

Trabalho semelhante foi realizado pelos mesmos autores, Nair *et al.*, agora em 2002, quando compararam a acurácia dessas três modalidades de imagem citadas no trabalho anterior, só que em dentes unirradiculares na maxila que não apresentavam qualquer tipo de restauração para visualização de fraturas induzidas por trauma. Os autores observaram que a ausência de material radiopaco aumentou a sensibilidade para detecção de fraturas nas 3 modalidades de imagem.

Mora *et al.*, em 2007, avaliaram a acurácia de um sistema *in vitro* chamada de Tomografia Computadorizada Local (LCT) na detecção de fraturas radiculares longitudinais e comparou com a radiografia convencional intraoral (kodak RVG 6000). As fraturas foram induzidas com a introdução de uma cunha com leve pressão na entrada dos canais. Para a aquisição das imagens, os 60 dentes (30 fraturados e 30 controle) foram colocados em mandíbulas secas cobertas com cera para simulação do tecido mole. As imagens da tomografia apresentavam cortes de 0,2mm de espessura e as imagens das coroas dentárias foram eliminadas para prevenir o viés durante a avaliação das fraturas presentes na raiz. Os resultados mostraram que a tomografia LCT forneceu uma melhoria significativa na detecção de fraturas longitudinais quando comparado com a radiografia periapical.

Segundo Nair & Nair, em 2007, a TCFC vem sendo explorada nas mais diversas aplicações. A presença de ampliação, distorção, artefatos associados à

radiografia convencional e a relativa baixa dose de radiação em comparação a TC, torna a TCFC uma ferramenta utilizada com uma frequência crescente no diagnóstico e no plano de tratamento das fraturas radiculares.

Kamburoglu *et al.*, em 2009, compararam as imagens radiográficas convencional; digital CCD e PSP; e TCFC para detectar fratura radicular horizontal em dentes extraídos de humanos. Os fragmentos dentários, após a realização das fraturas foram colados e posicionados dentro dos alvéolos de uma mandíbula seca para realização das imagens. As imagens radiográficas foram adquiridas no aparelho Gendex Oralix utilizando filme periapical convencional tipo E, sensores digitais CCD RVG 5.0 e placa de fósforo fotoestimulável (PSP) Digora Optime. As imagens de tomografia foram adquiridas no TCFC Accuitomo 3D (FOV: 3x4cm; voxel: 0,125mm; 60kv). Os resultados mostraram que a sensibilidade da imagem de TCFC foi significativamente mais alta (0,92) que as imagens de todas as radiografias intraorais em duas dimensões (Digora: 0,71; CCD: 0,68; Filme tipo E: 0,74) e estas não apresentaram diferenças significantes entre si. Concluindo que as fraturas podem não ser detectadas devido aos aspectos anatômicos e à sobreposição de estruturas dentais adjacentes quando as técnicas radiográficas em bidimensionais são utilizadas.

Hassan *et al.*, em 2009, compararam a acurácia da TCFC e radiografia intraoral na detecção de fraturas radiculares longitudinais e avaliaram a influência do preenchimento do canal na visualização dessas fraturas. As imagens de 80 dentes foram obtidas no tomógrafo i-CAT (120KvP; 6cm de FOV, 5mA e 0,25mm de voxel) e no aparelho radiográfico intraoral da Siemens utilizando o sensor de placa de fósforo Digora em duas diferentes aquisições: Uma angulação ortorradial e uma mesio-angular. As imagens tomográficas foram avaliadas nos três planos de reconstrução axial, coronal e sagital. Os resultados mostraram que a sensibilidade e a acurácia da TCFC foi significativamente maior que na radiografia intraoral para detecção das linhas de fraturas. A presença de preenchimento do

canal não reduziu a acurácia da TCFC, embora a especificidade tenha sido reduzida.

Wenzel *et al.*, em 2009, compararam a acurácia do sistema radiográfico intraoral de placa de fósforo (PSP) com as imagens da TCFC para detecção de fraturas radiculares horizontais induzidas experimentalmente e avaliaram as diferenças entre as imagens originais e as imagens com filtros de realce. As fraturas horizontais realizadas em metade da amostra foram obtidas *in vitro* através da separação dos fragmentos que tiveram suas partes coladas. As imagens de 69 dentes unirradulares (34 com fratura e 35 sem fratura) foram adquiridas no sistema intraoral PSP (Digora Optime), sendo salvas em formato original e realçadas com o filtro *Sharpen* do próprio software. No TCFC (i-CAT), as imagens foram obtidas com resoluções de 0,125mm e 0,25mm de voxel. Estas foram salvas em formato original e realçadas com dois tipos de filtros cada: *Sharpen* e *Angio-sharpen*. Através dos 8 tipos de modalidades de imagens avaliadas, foi possível observar que as imagens de alta resolução (0,125mm de voxel) da TCFC obtiveram alta sensibilidade e alta acurácia em relação às imagens de baixa resolução (0,25mm de voxel) e às imagens de PSP, sem entretanto, prejudicar a alta especificidade, que foi alta em todas as modalidades, apresentando menor valor para as imagens de PSP (88%). O filtro *Angio-sharpen* da TCFC melhorou significativamente a sensibilidade para ambos os tipos de resoluções. O estudo confirmou que quanto maior a resolução espacial nas imagens da TCFC, maior a sua acurácia. Apesar de ter sido utilizado cortes de 0,25mm e 0,125mm, a resolução da imagem não foi utilizada por completo, devido esse estudo apresentar cortes parassagittais que apresentam com perda de informação 1mm entre um corte e outro.

Kamburoglu *et al.*, 2010, compararam dois sistemas de TCFC e um sensor CCD de radiografia intraoral para detecção de fraturas radiculares longitudinais. As imagens dos 30 dentes fraturados e dos 30 não-fraturados foram

adquiridas no tomógrafo Newtom 3G (Fov: 6"; voxel: 0,19mm e 110kV), no tomógrafo Iluma (Fov: 21,1cm x 14,2cm e 120kV), sendo adquirida uma imagem de ultra resolução (voxel: 0,1mm) e outra de baixa resolução (voxel: 0.3mm) e no aparelho radiográfico AET-Orix (70Kv) para serem escaneadas no sistema CCD raios X Max. Os resultados mostraram que as imagens do Newtom 3G e do Iluma de ultra resolução obtiveram melhores resultados em relação à imagem do Iluma de baixa resolução e a radiografia intraoral digital, que demonstraram ter um moderado desempenho. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre o Newtom 3G e o Iluma de ultra resolução e nem entre a Radiografia intraoral em relação ao Iluma de baixa resolução.

Ozer, em 2010, utilizou 80 dentes (28 incisivos, 28 pré-molares e 24 molares) para avaliar fraturas radiculares longitudinais na TCFC i-CAT (120 KvP, 3mA; 4cm de FOV e 0,125mm de voxel) comparando-as com radiografia intraoral digital (RID). Os dentes foram endodonticamente preparados e divididos em 4 grupos, 1 sem fratura e 3 artificialmente fraturados com diferentes espaços entre os fragmentos de 0,4 mm; 0,2 mm e menor que 0,2 mm. A acurácia da TCFC foi significativamente maior que a RID em todos os grupos. As fraturas de 0,2 mm (RID:43,3%; TCFC: 70%) e menores que 0,2mm (RID: 41,6%; TCFC:81,6%) apresentaram escores da acurácia semelhantes na TCFC e na RID, porém menores aos valores da fratura de 0,4mm (RID: 60%; TCFC: 90%).

2.2.3 Tomografia computadorizada

Shemesh *et al.*, em 2008, utilizaram a Tomografia de Coerência Óptica (TCO), caracterizada como um sistema protótipo de imagem que não utiliza radiação X, para avaliar sua capacidade de detecção de fraturas radiculares longitudinais em pré-molares. Os três grupos de dentes (grupo controle, grupo fraturado 1: irrigação ultrassônica de EDTA e grupo fraturado 2: irrigação com

água) foram escaneados no sistema TCO (Lightlab Imaging) com espessura de 0,3mm em 3 cortes axiais com diferentes distâncias do ápice. A sensibilidade e a especificidade obtida se mostraram alta para ambos os grupos apresentando com maior valor de sensibilidade para o grupo 1 devido à limpeza ultrassônica e o uso de EDTA que permite uma maior propagação da luz por apresentar os canais livres de *smear layer*.

Hassan *et al.*, em 2010, utilizando 40 dentes pré-molares e 40 molares, compararam a acurácia de cinco diferentes sistemas de TCFC para detecção de fraturas radiculares longitudinais e a influência do preenchimento do canal radicular nas reconstruções multiplanares axial, sagital e coronal. O i-CAT *Next Generation* e o Scanora 3D mostraram ser os mais acurados por possuírem detector *Flat Panel* quando comparados com o Newtom 3G, o AccuTomo MTC-1 e o Galileos 3D que possuem detector intensificador de imagem/armazenamento de carga acoplada (CCD). A presença de preenchimento do canal não influenciou na sensibilidade, mas reduziu a especificidade na visualização da fratura. Os cortes axiais mostraram maior precisão que os cortes sagitais e coronais. A detecção de fratura nos dentes molares se mostrou mais significativa que os pré-molares.

Melo *et al.*, em 2010, variando o tamanho do *voxel*, avaliaram a capacidade de diagnóstico da TCFC em detectar fraturas radiculares longitudinais e a influência da presença de guta-percha e de núcleos metálicos. Foram utilizados 180 dentes divididos em três grupos experimentais: Ae, Be e Ce, no qual todos apresentavam fraturas induzidas artificialmente e 3 grupos controles: Ac, Bc e Cc. Os grupos Be e Bc foram preenchidos com cones de guta-percha e os grupos Ce e Cc receberam núcleos metálicos. Todos os dentes foram posicionados em um crânio seco e escaneados no tomógrafo i-CAT em duas resoluções de *voxel* (0,3 e 0,2mm). Os resultados mostraram que a presença de guta-percha ou núcleo metálico reduziu a sensibilidade e especificidade em ambas

as resoluções, porém não foi estatisticamente significativa. E o *voxel* de 0,2mm obteve melhores resultados.

Ozer, em 2011, avaliou a capacidade de detecção de fraturas radiculares longitudinais em quatro diferentes resoluções de voxel na TCFC. Foram utilizados 60 dentes pré-molares extraídos de humanos, onde em metade da amostra fraturas longitudinais foram induzidas e após, os fragmentos foram reposicionados com cola e colocados em um mandíbula para aquisição das imagens no tomógrafo i-CAT (120 KvP, 5 mA e FOV: 4 cm) em quatro resoluções: 0,125mm de *voxel* (4 segundos para aquisição); 0,2mm de *voxel* (4 segundos para aquisição); 0,3mm de *voxel* (7 segundos para aquisição); e 0,4mm de *voxel* (7 segundos para aquisição). As imagens foram avaliadas no programa XoranCAT para presença e ausência de fratura. Os resultados obtidos mostraram que não foi encontrada diferença na sensibilidade entre os quatro valores de *voxel* 0,125mm (98%), 0,2mm (97%), 0,3mm (93%), 0,4mm (91%).

2.3 Princípios operacionais da TCFC

Loubele *et al.*, em 2008, compararam a qualidade de imagem e a dose de radiação de 4 TCFC (Accuitomo 3D, Mercury, Newtom 3G e i-CAT) e um CT (Sensation 16) . Os resultados mostraram que o i-CAT obteve a melhor qualidade de imagem com menor dose de radiação.

Segundo Horner *et al.*, em 2009, de acordo com a norma da Academia Européia Dental e Radiologia Maxilofacial, alguns parâmetros devem ser seguidos para evitar exposição excessiva da radiação ao paciente. A TCFC só deve ser indicada quando a radiografia convencional não for suficiente para o diagnóstico; deve-se escolher o menor tamanho possível de volume adquirido para fornecer

uma menor dose ao paciente; e ainda escolher uma resolução de imagem adequada com menor dose alcançada para a doença em questão.

Hatcher, em 2010, afirma que para saber manipular os protocolos padrões da obtenção da imagem na TCFC, a fim de obter a otimização da técnica, é necessário ter o conhecimento de alguns parâmetros que podem interferir no resultado final da imagem. Durante a técnica, o operador necessita saber as variáveis contidas em um protocolo. Estas incluem o campo de visão (FOV); o tamanho do *voxel*; o tempo de escaneamento; os parâmetros de mA e a imobilização do paciente. A qualidade das imagens está relacionada com algumas características físicas como, volume parcial, escala dinâmica, modulação de transferência e sinal-ruído. Quando se tem um tempo de aquisição menor, a mA é reduzida, diminuindo a quantidade de fótons por *voxel*, que diminui o sinal, aumentando o ruído na imagem.

2.3.1 Imagens base

De acordo com Scarfe *et al.*, em 2006, a técnica de escaneamento realizada pela TCFC se dá através de uma giro de 360º da fonte de raios X e do detector sincronizadamente em torno da cabeça do paciente. Em certos graus de intervalo, aproximadamente 150 a 599 projeções únicas de imagem, conhecidas como imagens “base” são adquiridas. São similares a imagens radiográficas cefalométricas laterais ligeiramente anguladas uma da outra. Esta série de projeções de imagens base é referida com dados de projeções. Softwares incorporam sofisticados algoritmos para gerar um conjunto de dados volumétricos e fornecer imagens de reconstrução primária em 3 planos axial, sagital e coronal.

Seguindo o conceito ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), Farman, em 2005, cita que se deve alcançar um número de imagens base

suficiente para obter-se o diagnóstico correto. Pois não importa o quanto a dose é baixa, sempre será excessiva senão melhorar a capacidade de diagnóstico.

Visando determinar o efeito do número de projeções de imagens base em relação à qualidade de imagem, Van Daatselaar *et al.*, em 2004, avaliaram a qualidade de imagem de um sistema *in vitro* de tomografia computadorizada local (LCT) em relação à resolução, ao ruído e ao contraste em função do número de projeções de imagem. Foi utilizado para aquisição das imagens um *phantom* composto por três cilindros de materiais diferentes (acrílico, gesso e alumínio) e um *phantom* simulando uma cabeça humana com material de tecido mole equivalente. As imagens foram reconstruídas a partir de 180, 90, 60, 45, 30, 22 e 18 projeções de imagem. Os valores da resolução, contraste e ruído foram obtidos através de equações matemáticas. Foi observado que os objetos com menor coeficiente de absorção apresentaram maior ruído. O aumento do número de projeções de imagem aumentou o contraste e reduziu o ruído. A nitidez da imagem não se mostrou muito dependente do número de projeções de imagem, com exceção para os de baixo número de projeções nos quais a nitidez se tornou prejudicada devido à presença predominante de artefatos. O número mínimo de projeções de imagem necessárias para obter uma qualidade útil na LCT foi com 33 projeções de imagem. Para valores abaixo houve uma diminuição na nitidez, concluindo que uma menor dose de radiação é alcançada na TCFC quando é reduzido o número de projeções de imagens durante a aquisição.

Seguindo a mesma linha de raciocínio, Van Daatselaar *et al.*, em 2004, investigaram a relação entre o número de projeções de imagens base da LCT em detectar cáries proximais e determinaram o número mínimo dessas projeções necessárias para manter um diagnóstico acurado. As imagens analisadas nos cortes axiais e verticais foram preparadas com 14, 20, 33 e 100 projeções de imagens base. O desempenho das imagens tomográficas foi comparado com radiografias periapicais digitais. Os autores concluíram que é possível reduzir até

20 imagens base para obter-se um diagnóstico satisfatório e que as imagens da LCT são melhores para avaliar cáries proximais do que as radiografias digitais. E ambos os tipos de corte são eficazes.

Com o objetivo de reduzir a dose de radiação através da diminuição de imagens base em uma aquisição de tomografia de feixe cônico, Mora *et al.*, em 2007, avaliaram a influência dos diferentes números de imagens base na tomografia para visualização de dentes com fratura radicular longitudinal. Foi utilizado um sistema *in vitro* de Tomografia Computadorizada Local (LCT) composta por uma fonte de raios X de feixe cônico (Planmeca Prostyle Intra) e um sensor intraoral digital (Schick CDR). Foram adquiridas imagens volumétricas de 60 dentes posteriores (30 com fratura e 30 controle) a partir de 180, 60, 36 e 20 imagens base, cada uma com um intervalo de 1º, 3º, 5º e 9º entre as aquisições das imagens base em um giro de 180º em torno do objeto, respectivamente. Foi conclusivo que a LCT se manteve eficaz para a detecção de fraturas radiculares longitudinais até com 60 imagens base. Em contrapartida a diminuição para 36 imagens base, reduziu significativamente a detecção. Portanto a diminuição do número das imagens bases prejudicou a detecção de fraturas radiculares longitudinais.

2.3.2 Voxel

De acordo com Hatcher, em 2010, *voxel* é a menor unidade de imagem que compõe um volume digital composto pelo eixo X, Y e Z. Na TCFC os *voxels* são isotrópicos, ou seja, a largura, a altura e a profundidade são iguais.

Schulze *et al.*, em 2005, compararam subjetivamente a qualidade de imagem de dois TCFC (NewTom 9000 e Siremobil). Foi observado que, mesmo apresentando características diferentes como o número de imagens base de 360 e

190 e o tamanho do voxel de 0,25mm e 0,46 mm, respectivamente, os sistemas obtiveram resultados semelhantes entre si.

Com o intuito de promover redução da exposição aos raios X em pacientes submetidos à TCFC sem que altere o diagnóstico de reabsorção radicular externa, Liedke *et al.*, em 2009, avaliaram a capacidade de diagnóstico da TCFC para detecção de reabsorção radicular externa simulada, variando valores de voxel durante a aquisição das imagens. Em cada terço dos 60 dentes utilizados (cervical, médio, e apical) foram feitas uma das 4 possíveis simulações: cavidade pequena, média, grande e sem cavidade. As imagens foram adquiridas no TCFC i-CAT (120kV; 3-8mA) utilizando três protocolos diferentes: 0,4mm de voxel, 8cm de campo de visão (FOV), e 20segundos de aquisição; 0,3mm de voxel, 8cm de FOV, e 20 segundos de aquisição; e 0,2mm de voxel, 8cm de FOV, e 40 segundos de aquisição. Os resultados mostraram que os valores de sensibilidade e especificidade das diferentes resoluções foram similares entre si, pois não interferiram no diagnóstico das reabsorções radiculares externas. Entretanto, o diagnóstico das imagens com resoluções de 0,3mm e os de 0,2 mm de voxel se mostrou mais fácil de ser confirmado. Dessa forma a resolução de 0,3mm de voxel se mostrou a mais indicada, por apresentar o mesmo desempenho diagnóstico em relação à resolução de 0,2mm, mas com menor tempo de aquisição da imagem, no qual reduz a exposição dos pacientes aos raios X.

Tanimoto & Arai, em 2009, realizaram um estudo sobre os efeitos da mudança do tamanho do voxel em relação à resolução e ao ruído da TCFC nas reconstruções de imagens e observaram que com voxels menores a resolução da imagem aumenta, contudo se a dose de radiação for a mesma, o ruído também aumenta.

Segundo Liang *et al.*, em 2009, o tamanho do FOV também pode determinar o tamanho do *voxel* utilizado, o qual define a resolução do *pixel* nos planos X e Y e a espessura do corte no plano Z. O tamanho do *voxel* está altamente relacionado com a resolução espacial, que desempenha um papel importante na qualidade da imagem resultante. É notável também que a resolução espacial está altamente correlacionada com o ruído da imagem. A seleção de um FOV pequeno com fina espessura de corte da imagem não significa necessariamente uma melhor qualidade de imagem ou uma alta resolução espacial porque o nível de ruído aumenta consideravelmente. Entretanto, o ruído da imagem na TCFC é considerado tolerável em relação à TC, que se apresenta menor.

2.3.3 Reconstrução de imagem

Scarfe & Farman, em 2008, afirmaram que apesar de inúmeras qualidades da TCFC, os artefatos de imagem causados por diversos fatores estão freqüentemente presentes, limitando a qualidade da imagem. O artefato *undersampling* pode ocorrer quando poucas imagens base são fornecidas para reconstrução. As reduções das informações causam aumento do ruído onde finas estriações aparecem na imagem. Este efeito pode não degradar a imagem. Porém, quando a resolução de um pequeno detalhe é importante, esse tipo de artefato interferirá na sua visualização.

Conforme Yan *et al.*, em 2010, um dos grandes problemas, ainda questionável na TCFC é a radiação secundária produzida pela baixa energia dos fótons devido a mA reduzida, que provoca estriações na imagem. Esse fator é devido à falta de correção de espalhamento da radiação secundária que aumenta as estriações. Segundo os autores, atualmente existem vários métodos de

cálculos matemáticos para restaurar esse artefato, porém ainda não estão presentes nos aparelhos de TCFC utilizados na prática clínica.

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo neste trabalho foi avaliar a eficácia da Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico na detecção de fraturas radiculares longitudinais.

Comparar imagens adquiridas e reconstruídas com o mesmo *voxel* com as imagens reconstruídas com *voxels* menores aos de aquisição.

4. MATERIAL E MÉTODOS

O projeto dessa pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Campinas, sob protocolo de número 024/2010 (ANEXO 1).

4.1 Amostra

Para a realização deste estudo foram selecionados 50 dentes humanos posteriores que tiveram a devida indicação clínica para a extração. Durante a pesquisa, 10 dentes foram perdidos restando 40 dentes no total, sendo a amostra final constituída de 10 pré-molares unirradiculares, 10 pré-molares birradiculares, 10 molares superiores e 10 molares inferiores.

4.2 Preparações dos dentes

Os dentes coletados foram inicialmente inspecionados clínica e radiograficamente, com o intuito de evitar possíveis identificações durante as avaliações. Foram excluídos da amostra os dentes que apresentavam os seguintes itens descritos abaixo:

- Tratamento endodôntico;
- Reabsorção radicular interna ou externa;
- Trincas e ou fraturas radiculares;
- Raiz supranumerária;
- Canais obliterados;
- Calcificações pulpare;
- Raiz com ápice aberto.

Após o processo de seleção, todos os dentes foram submetidos a uma raspagem radicular, para remoção de cálculos e alisamento da superfície. Os dentes se mantiveram hidratados em água destilada em toda a pesquisa, exceto durante a manipulação dos mesmos.

Com o objetivo de se eliminar o viés de identificação de fraturas coronárias, o que poderia ser um indicativo da existência de fratura radicular, as coroas de todos os dentes foram seccionadas no limite amelocementário, utilizando-se um disco de carborundum acoplado a uma peça reta com baixa rotação (Figura 1). Logo em seguida, as superfícies foram aplainadas em um disco rotatório de lixa d'água (Figura 2).

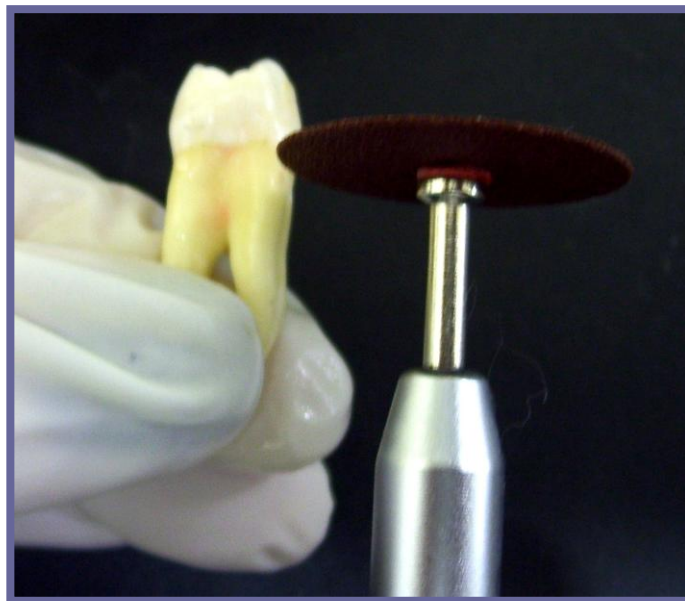


Figura 1. Remoção das coroas no limite amelocementário



Figura 2. Aplainamento das superfícies dentárias

Após a visualização da abertura dos canais, todos os dentes foram instrumentados com o sistema rotatório de níquel-titânio K3 (SybronEndo, California EUA), utilizando 3 limas com 25mm de comprimento, conicidade 0,06 e com os diâmetros de # 25, # 20 e # 15mm, cada. A irrigação foi realizada com água destilada e, quando necessário, o uso de EDTA para desobstrução dos canais. Como os dentes foram manipulados após a inspeção inicial para a composição da amostra, a ausência de fratura foi confirmada através da visualização clínica por transluminação (Figura 3).

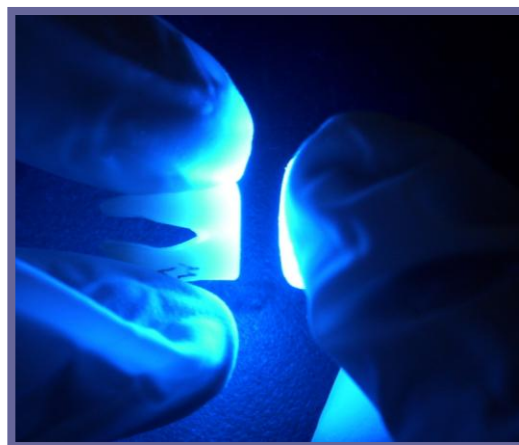


Figura 3. Transluminação para confirmação da ausência de fratura

4.3 Indução de fratura

As fraturas foram induzidas em uma máquina de ensaio universal ISTRON (modelo 4411) com a introdução de uma ponta metálica cônica na entrada do canal. Os dentes foram fixados com cola quente em uma superfície plástica e colocados na plataforma metálica do aparelho de forma que não houvesse a movimentação dos dentes durante o procedimento. Para a escolha da raiz na qual seria produzida a fratura, optou-se por aquela que se apresentava a mais reta, sendo esta posicionada na mesma direção da ponta cônica (Figura 4).

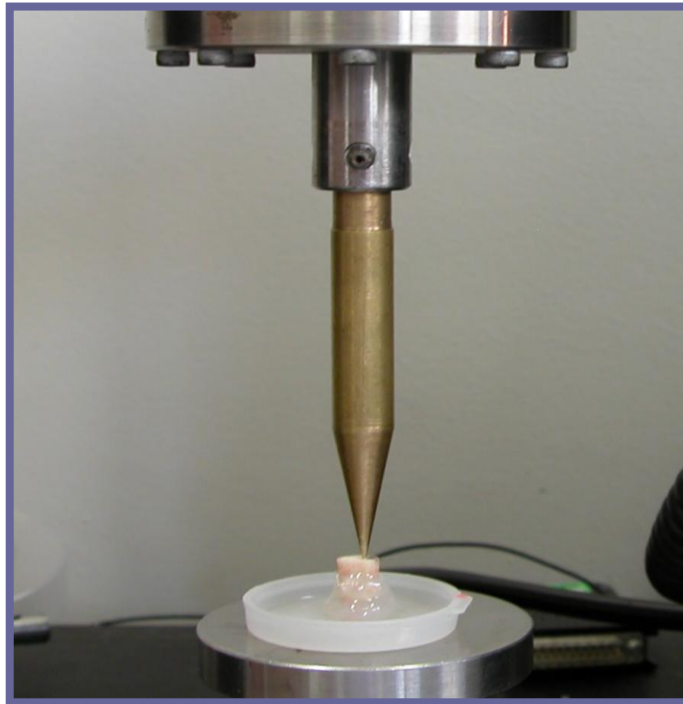


Figura 4. Posicionamento da ponta cônica na entrada dos canais

Para início da indução de fraturas, a ponta cônica quando posicionada na entrada do canal, era programada para descer com uma velocidade de compressão 5 mm/min na raiz dentária. Durante o procedimento, assim que a máquina realizasse a quebra dentária, era automaticamente parada, permanecendo a ponta inserida no conduto radicular. Em seguida realizava-se uma inspeção visual para confirmação da existência da fratura.

A presença das fraturas foi confirmada utilizando-se um microscópio óptico cuja lente tinha um aumento de 10x (Leica MZ75) se apresentavam como fraturas longitudinais incompletas, isto é, sem separação dos fragmentos, podendo ocorrer no sentido vestibulo-lingual ou mesio-distal e nos terço cervical, médio ou apical (Figura 5).

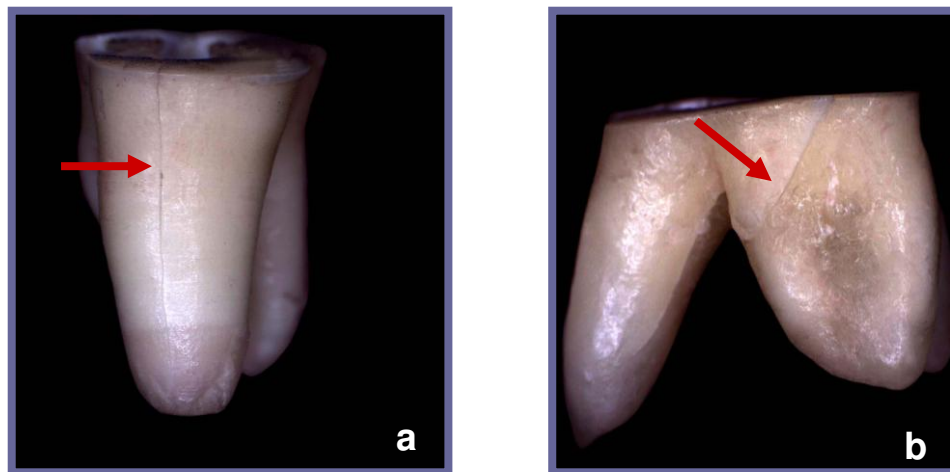


Figura 5. Fratura radicular terço apical (a), terço médio e cervical (b)

4.4 Preparação do *Phantom*

Para manter a condição similar do dente implantado no alvéolo e simulação dos tecidos moles adjacentes, toda a superfície da raiz dentária foi coberta com cera utilidade, sendo os dentes então colocados, antes e depois da indução de fraturas, em uma mandíbula macerada, que teve seus alvéolos alargados com uma broca cirúrgica esférica para acomodação dos diferentes formatos radiculares e que também foi coberta com 3 camadas de cera 7 para simulação dos tecidos moles (Figura 6). Para os grupos ausentes de fratura, foi inserido, em alguns alvéolos, dentes com fratura, e, para os grupos com fratura, foi inserido dentes ausentes de fratura, de forma que os grupos dentários se apresentassem de forma aleatória durante avaliação das imagens.



Figura 6. Grupo de dentes posicionados nos alvéolos da mandíbula coberta com cera

4.5 Obtenção das imagens

Os 40 dentes foram escaneados, antes e depois de realizadas as fraturas, no aparelho de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico i-CAT com 120kV e 3-8 mA (*Imaging Sciences International, Hatfield, PA*) (Figura 7).

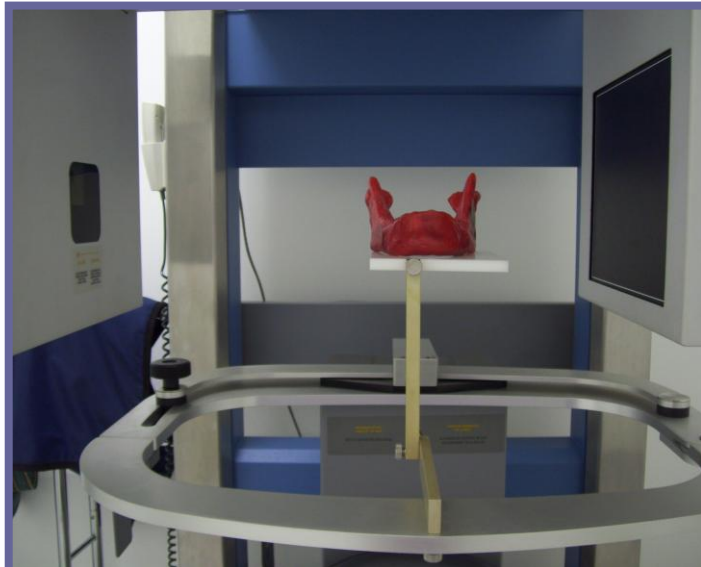


Figura 7. Mandíbula posicionada em uma base de acrílico no Tomógrafo i-CAT

Os protocolos utilizados para aquisição das imagens foram:

- Protocolo 1: FOV de 6,0cm; 10 s; 0,4mm de *voxel*; 160 *frames*; 12,48 mAs.
- Protocolo 2: FOV de 6,0cm; 20s; 0,3mm de *voxel*; 306 *frames*; 23,87 mAs.
- Protocolo 3: FOV de 6,0cm; 40s; 0,25mm de *voxel*: 599 *frames*; 46,72 mAs.

Em seguida, todas as imagens foram reconstruídas com *voxel* de 0,25mm. (Figura 8).



Figura 8. Fraturas longitudinais presentes nos cortes, axial (a), coronal (b) e sagital (c)

4.6 Avaliação das imagens

As imagens foram avaliadas aleatoriamente, sem que os 3 avaliadores, pós-graduandos em Radiologia Odontológica, soubessem quais dentes estavam sendo avaliados, em um ambiente ausente de luz, utilizando um computador com tela plana de 17" com resolução de 1024x768 pixels no programa XoranCat versão 3.1.62. Foi permitido correr as imagens nos três planos de corte (axial, coronal e sagital) podendo alterar o brilho/contraste e tamanho da imagem (Figura 9). Os observadores foram instruídos para marcar a presença ou ausência de fratura como sim ou não, respectivamente.

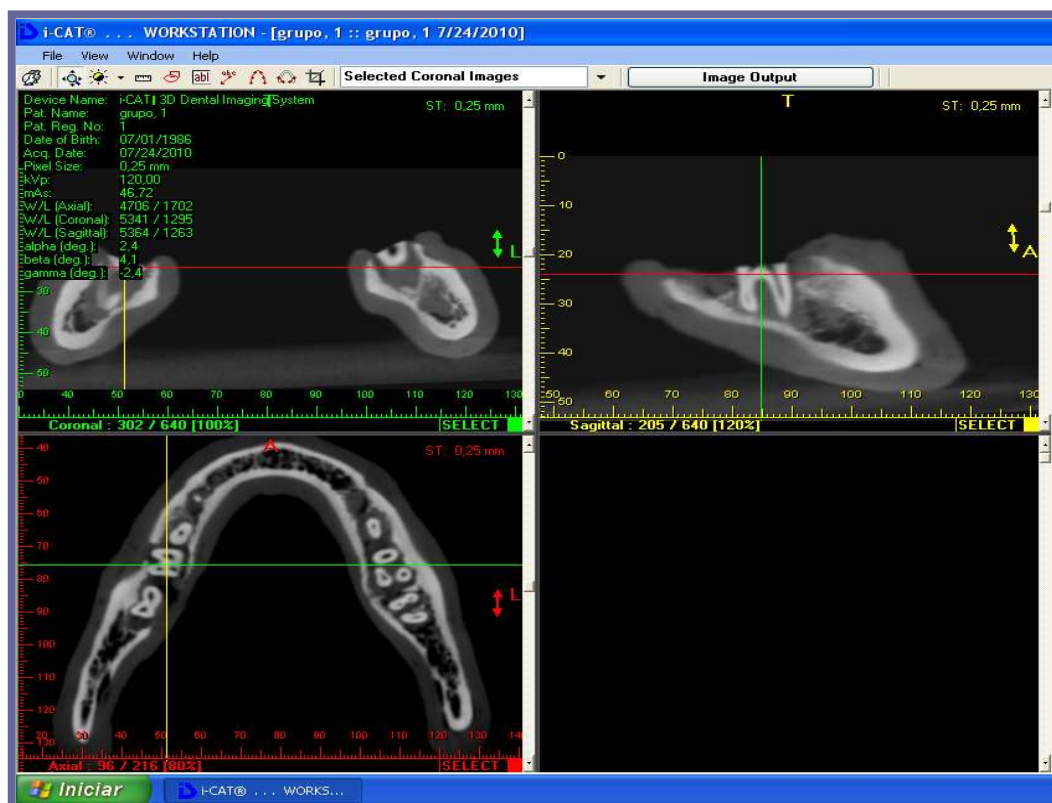


Figura 9. Cortes axiais (a), coronais (b) e sagitais (c) visualizados no programa XoranCat

4.7 Análise estatística

Após a coleta de todos os dados foi calculada a moda entre os avaliadores para cada imagem, lembrando que as imagens foram adquiridas com *voxels* de 0,4mm; 0,3mm; e 0,25mm e reconstruídas com um único *voxel*, que foi de 0,25mm.

Inicialmente foram realizadas análises da reprodutibilidade inter-examinadores pelo teste de Kappa. Foram analisadas a sensibilidade (capacidade de ser detectada a doença), especificidade (capacidade de ser detectada a ausência da doença) e acurácia (relação dos acertos totais).

O teste de Mc Nemar foi aplicado para avaliar a concordância dos avaliadores em relação ao padrão ouro que consistiu da condição real de fratura. A curva ROC, foi utilizada para avaliar a relação de sensibilidade e especificidade entre os *voxels*.

5. RESULTADOS

Os resultados apresentados na tabela 1 mostraram que a concordância inter-examinador diminuiu com o aumento do tamanho do *voxel* para todos os avaliadores. Os valores, de acordo com os escores do índice da tabela de Kappa, mostraram-se bons para todos os *voxels*, exceto para o avaliador 2 que se mostrou em concordância razoável com os avaliadores 1 e 3 nos *voxels* de 0,3 e 0,4mm.

Tabela 1. Análise da reprodutibilidade inter-examinador, kappa (intervalo de confiança) em função dos *voxels*.

<i>Voxel</i>	Avaliador	Avaliador 1	Avaliador 2	Avaliador 3
0,25	Avaliador 1	-	0,50 (0,30-0,70)	0,65 (0,48-0,82)
	Avaliador 2	-	-	0,50 (0,31-0,70)
	Avaliador 3	-	-	-
0,3	Avaliador 1	-	0,32 (0,10-0,53)	0,43 (0,22-0,64)
	Avaliador 2	-	-	0,24 (-0,05-0,42)
	Avaliador 3	-	-	-
0,4	Avaliador 1	-	0,25 (-0,07-0,44)	0,46 (0,25-0,66)
	Avaliador 2	-	-	0,22 (-0,03-0,39)
	Avaliador 3	-	-	-

Considerando a moda entre os avaliadores, os resultados da tabela 2 mostraram que a sensibilidade, especificidade e acurácia aumentaram com a diminuição do *voxel*. Os valores desses testes diagnósticos para as imagens adquiridas/reconstruídas com *voxel* de 0,25/0,25mm (70%, 100% e 85%,

respectivamente) se mostraram maiores em relação aos valores das imagens adquiridas/reconstruídas com voxel de 0,3/0,25mm (55%, 90% e 72,5%) e com 0,4/0,25mm (50%, 90% e 70%). Observando a concordância dos avaliadores com o padrão ouro, os valores de p, em todos os voxels, não concordaram significativamente em 100% com o padrão ouro, pois todos os tipos de imagens apresentaram valores de $p \leq 0,05$ pelo teste de Mc Nemar.

Tabela 2. Análise dos acertos em função dos voxels

Voxel/(mm)	Sensibilidade	Especificidade	Acertos/total	Acuracia	p-valor
0,25/0,25	70,0%	100%	68/80	85,0%	0,0005*
0,3/0,25	55,0%	90,0%	58/80	72,5%	0,0056*
0,4/0,25	50,0%	90,0%	56/80	70,0%	0,0022*

*Há discordância significativa em relação ao real pelo teste de Mc Nemar ($p \leq 0,05$).

Os resultados da tabela 3 mostraram que a área calculada sob a curva ROC, que relaciona a sensibilidade e a especificidade em cada tipo de voxel se apresentou maior para as imagens adquiridas/reconstruídas com o voxel de 0,25mm. Entretanto, os resultados dos intervalos de confiança se sobrepõem, podendo afirmar que não houve diferença significativa na sensibilidade e especificidade entre os voxels avaliados.

Tabela 3. Resultado das curvas ROC

Voxel/(mm)	Distância d	Área sob a curva ROC	Intervalo de 95% de confiança
0,25/0,25	0,38	0,85	0,76-0,94
0,3/0,25	0,46	0,72	0,61-0,84
0,4/0,25	0,51	0,70	0,58-0,82

6. DISCUSSÃO

Um dos maiores desafios de diagnóstico na área da Endodontia é a correta identificação de fraturas radiculares longitudinais. O diagnóstico conclusivo baseia-se na associação dos sinais clínicos e radiográficos, pois a presença da linha de fratura sozinha não fornece o estado da polpa e do tecido periapical. Porém quando os sinais e sintomas estão presentes, a visualização da linha de fratura se faz essencial (AAE, 2008).

A necessidade de se obter um correto diagnóstico das fraturas deve-se a um freqüente prognóstico desfavorável, principalmente em casos de fraturas radiculares longitudinais, pois ao contrário do tecido ósseo fraturado, o dente não se regenera e quando em estágios iniciais, o tratamento pode evitar procedimentos radicais (Cohen *et al.*, 2006; AAE, 2008; Takeuchi *et al.*, 2009).

Os aspectos clínicos e radiográficos característicos como rarefação óssea difusa e profunda adjacente ao dente, aumento do espaço pericementário, halo radiolúcido no terço apical e perda óssea na região de furca, podem auxiliar no diagnóstico dos exames por imagens em dentes que não apresentam separação dos fragmentos (Tamse *et al.*, 1999; Moule & Kahlert, 1999; Hanning *et al.*, 2005; Tamse *et al.*, 2006). Porém o presente estudo utilizou dentes *in vitro* para detecção das mesmas, impossibilitando assim o mesmo desempenho que em uma amostra *in vivo*. Desta forma, pode-se avaliar somente o valor do método por imagem na detecção de fraturas, sem qualquer interferência de outros sinais e sintomas.

A fratura por mínima que seja, é considerada como um problema devido à presença de uma via de comunicação da polpa com a superfície dentária externa que causa um aumento do potencial da penetração de bactéria, que leva a

uma inflamação e instalação da doença (AAE, 2008). Quando a necrose pulpar causada pela presença de fratura não estiver ainda instalada, o tratamento aplicado pode ser conservador com a utilização de adesivos restauradores para bloquear essa via de comunicação (Eichelsbacher *et al.*, 2009; Berman & Kutter, 2010). Esse tipo de fratura, sem separação dos fragmentos, contudo, é o mais difícil de obter o diagnóstico definitivo. Neste estudo, as fraturas radiculares longitudinais realizadas *in vitro*, simulam uma situação nos estágios iniciais de fratura, onde os sinais e sintomas ainda são pouco evidentes não havendo presença de edema ou tecido de granulação que possa causar separação entre os fragmentos, além de sinais como perda óssea e fístula que são observados em estágios posteriores como relatado por Wang & Su, em 2009.

Assim, como existem os casos em que as fraturas são mínimas para produzirem sintomatologia, concorda-se com Hanning *et al.*, em 2005 e Wang & Su, em 2009, os quais citam que os exames por imagem podem ser conclusivos no diagnóstico para determinar o tipo de fratura presente e por possibilitar uma visualização não destrutiva. Embora na pesquisa de Wang & Su, em 2009, as fraturas não tenham sido detectadas no exame radiográfico convencional, estas o foram nos cortes de TC.

As radiografias convencionais têm sido um dos métodos de diagnóstico de primeira escolha, por ser o mais acessível durante a prática clínica. Devido a esse fator e por oferecer menor dose de radiação, estudos com radiografias convencionais, que avaliam a capacidade de detecção de fraturas radiculares, são freqüentes.

Comparando as radiografias convencionais com as radiografias digitais para detecção de fraturas radiculares longitudinais, é notável em diversos estudos que, não se observa diferença entre os dois tipos de imagens, (Kositbowornchai *et al.*, em 2001; Tsesis *et al.*, 2008) mesmo com a aplicação de filtros de realce

(Kamburoglu *et al.*, 2010). Exceto, entre dois sistemas de radiografias digitais, com sensor CCD e sensor de placa de fósforo, que apresentaram diferenças entre si, onde o sistema CCD foi significativamente melhor (Wenzel & Kirkevang, em 2005).

Apesar das imagens radiográficas convencionais digitais fornecerem uma menor dose de radiação em relação à radiografia convencional propriamente dita, e ambas menores em comparação a TC, a vasta literatura (Youssefzadeh *et al.*, 1999; Nair *et al.*, 2001; Nair *et al.*, 2002; Hanning *et al.*, 2005; Nair & Nair, 2007; Mora *et al.*, 2007; Kamburoglu *et al.*, 2009; Hassan *et al.*, 2009; Wenzel *et al.*, 2009; Kamburoglu *et al.*, 2010; Ozer, 2010) mostra uma alta sensibilidade da Tomografia Computadorizada e Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico quando comparada com as radiografias convencionais, devido a natureza da imagem da Tomografia permitir a visualização direta da linha de fratura em múltiplos ângulos, em contrapartida à natureza bidimensional das radiografias convencionais que sobrepõe a visualização da linha de fratura devido ao artefato de sobreposição inerente a técnica. (Kamburoglu *et al.*, 2009). Na pesquisa de Hanning *et al.*, em 2005, em que eram conhecidos os sinais radiográficos desencadeados pela presença de fratura, nas imagens obtidas dos dentes após a exodontia, os avaliadores não foram capazes de identificar os traços de fraturas na radiografia convencional, o que demonstra a sua limitação.

No presente estudo observou-se alta sensibilidade, especificidade e acurácia (70%, 100% e 85%) para detecção de fraturas radiculares longitudinais em imagens por tomografia de feixe cônico, semelhantemente aos trabalhos de Hassan *et al.*, em 2010, que avaliaram a detecção de fraturas em imagens obtidas de vários tomógrafos. O mesmo foi observado na pesquisa de Melo *et al.*, em 2010 e Ozer, em 2011.

Alguns fatores devem ser considerados quando se compara os resultados do presente estudo com os demais estudos citados, pois é notável que

as diferenças na metodologia alteram os resultados obtidos entre eles. Tem-se como exemplo, a orientação da fratura, longitudinal ou horizontal; a espessura da linha de fratura, sem ou com separação; o tipo de aparelho utilizado; os diferentes tipos de reconstrução; o tamanho do *voxel* adquirido e a presença de material no interior do conduto radicular.

O trabalho realizado por Youssefzadeh *et al.*, em 1999, avaliaram dentes que apresentavam separação dos fragmentos, facilitando a detecção de fraturas. Assim como Ozer, em 2010, que avaliou diferentes espessuras de fraturas radiculares longitudinais, observando que quanto menor o espaço entre os fragmentos menor a capacidade de detecção. Já no presente estudo, as fraturas obtidas foram caracterizadas como fraturas sem separação dos fragmentos, o que dificultou a visualização, quando se compara à pesquisa de Ozer, em 2010.

O estudo realizado por Schulze *et al.*, em 2005, que avaliou subjetivamente a qualidade de imagem de 10 estruturas anatômicas em 2 sistemas de TCFC Newtom 9000 e Siremobil com valores de *voxel* de 0,25mm e 0,46mm, respectivamente, não obteve diferença entre os dois sistemas entre si. Porém para avaliar fraturas radiculares longitudinais sem separação dos fragmentos, qualquer informação a mais já se torna válida para o diagnóstico.

O aparelho de tomografia i-CAT (0,25mm de *voxel*) utilizado no presente estudo mostrou ter, no trabalho de Loubele *et al.*, em 2008, melhor qualidade de imagem com menor dose de radiação em relação aos TCFC Accuitomo 3D, Mercury, Newtom 3G e o TC Sensation 16. E no estudo de Hassan *et al.*, em 2010, o mais acurado na detecção de fraturas radiculares longitudinais, seguido pelo Scanora 3D (0,2mm de *voxel*) quando comparado ao Newtom 3G (0,2mm de *voxel*), AccuiTomo MTC-1(0,25mm de *voxel*) e Galileos 3D (0,3mm de *voxel*). Esta superioridade deve-se ao sensor *Flat Panel* presente nesses dois aparelhos em relação aos demais que possuem sensor CCD, devido este ser

inferior em termos de reduzida escala dinâmica, resolução de contraste e espacial; aumento do ruído na utilização de pixels menores; e artefatos de imagens mais presentes.

Avaliando a variação do *voxel* para fraturas radiculares horizontais, foi observado no estudo de Wenzel *et al.*, em 2009, que o *voxel* de 0,125mm considerado de alta resolução, obteve uma alta sensibilidade (87%) em relação ao *voxel* de 0,25mm considerado de baixa resolução, cuja sensibilidade foi de 72%. Vale lembrar que o menor *voxel* testado neste estudo foi de 0,25mm que mostrou uma sensibilidade de 70%, portanto semelhante àquele dos autores citados. Entretanto, se analisarmos o fato de que neste estudo, não houve separação dos traços de fraturas, ao contrário da pesquisa dos autores acima, em que os fragmentos foram separados e depois colados, essa sensibilidade de 70% pode representar um melhor resultado. Outro fator que pode ter influenciado na diferença de sensibilidade foi o tipo de fratura, em que na pesquisa de Wenzel *et al.*, em 2009, foi horizontal.

Também Kamburoglu *et al.*, em 2010, comparando 2 diferentes sistemas de TCFC com resoluções de *voxel* de 0,19mm (Newtom), 0,1mm e 0,3mm (Illuma) para avaliação de fraturas longitudinais, observaram que os *voxels* de menor valor obtiveram resultados melhores em relação ao de baixa resolução. Igual relação foi observada na pesquisa de Melo *et al.*, em 2010, em que o *voxel* de 0,2mm mostrou melhor sensibilidade (83%) em relação ao de 0,3mm (53%) em dentes ausentes de material radiopaco.

O presente estudo concordou com os autores citados anteriormente, visto que, apesar de todas as imagens serem reconstruídas com *voxel* de 0,25mm, aquelas adquiridas com *voxels* maiores, ou seja, de 0,4 e 0,3mm, apresentaram menor sensibilidade (50% e 55%) em relação às imagens adquiridas com *voxel* de 0,25mm (70%). Porém, discordou do trabalho realizado

por Ozer, em 2011, que avaliou fraturas radiculares longitudinais em imagens de TCFC com voxels de 0,125mm; 0,2mm; 0,3mm; e 0,4mm não observaram diferença entre os mesmos, sendo que a sensibilidade foi alta para todos os voxels utilizados (98%, 97%, 93% e 91%, respectivamente). Este fato pode ser justificado devido ao tipo de fratura produzida, visto que no presente estudo, não houve separação dos fragmentos durante a confecção das fraturas, diferindo do estudo citado, que houve separação dos fragmentos e suas partes foram reposicionadas e fixadas com cola.

Liedke *et al.*, em 2009, avaliaram reabsorção radicular externa na TCFC i-CAT utilizando diferentes valores de voxel (0,4mm, 0,3mm e 0,2mm). Foi observado que mesmo não obtendo diferenças notáveis na sensibilidade (96%, 97% e 97%) e apesar de não ser diretamente comparável com o presente estudo por ter avaliado reabsorção radicular externa, os voxels de 0,3mm e 0,2mm mostraram mais fáceis de obter o diagnóstico, assemelhando-se o presente estudo a esse trabalho.

O número de imagens base obtidas durante o escaneamento é outro fator que pode alterar na qualidade do diagnóstico. O intuito de diminuir a quantidade de imagens base é devido a diminuição da exposição de radiação ao paciente (Van Daatselaar *et al.*, 2004). Porém dependendo da estrutura a ser avaliada não se consegue diminuí-la sem que diminua a capacidade de detecção. Observa-se no estudo de Van Daatselaar *et al.*, em 2004, e Mora *et al.*, em 2007, que para avaliação de fraturas radiculares longitudinais é exigido uma maior quantidade de imagens base que para avaliação de cáries proximais. O presente estudo adquiriu imagens com 160, 306 e 599 imagens base e foi observado que à medida que se avaliava imagens com menor quantidade de imagens base mais difícil foi a detecção das fraturas.

Deve ser lembrado que as fraturas longitudinais ocorrem com maior frequência em dentes tratados endodonticamente com ou sem tratamento protético. E a presença do preenchimento do canal pode dificultar a capacidade detecção dessas fraturas como pôde ser observado nos estudos de Youssefzadeh *et al.*, 1999 e Nair *et al.*, em 2001. A ausência desse fator pode ter facilitado a capacidade de detecção das fraturas, no presente estudo, devido à ausência de preenchimento dos canais. Entretanto, no trabalho realizado por Hanning *et al.*, em 2005, os artefatos induzidos pela guta-percha não dificultou a visualização das fraturas, nos estudos de Hassan *et al.*, em 2009 e Hassan *et al.*, em 2010 apenas a especificidade foi diminuída e no estudo de Melo *et al.*, em 2010, a sensibilidade e a especificidade foi diminuída porém não foi estatisticamente significativa.

Apesar do estudo *in vitro* da Tomografia de Coerência Óptica realizado por Shemesh *et al.*, em 2008 apresentar-se reprodutível para detecção de fraturas radiculares longitudinais e de ser o mais indicado por não utilizar radiação X, esse sistema não está disponível comercialmente para a prática odontológica e nenhum estudo foi realizado em pacientes para avaliar sua real produtividade clínica na qual as estruturas adjacentes e tecido mole estão presentes.

Outros estudos que utilizaram Tomografia Computadorizada *in vitro* obtiveram bons resultados para detecção de fraturas radiculares longitudinais. Porém por diversos motivos como, maior exposição à radiação, falta de colimador variável, pequeno tamanho do *gantry* (Nair *et al.*, 2001; Nair *et al.*, 2002; Hanning *et al.*, 2005; Mora *et al.*, em 2007; Berman & Kutter, em 2010), não podem ser utilizados na prática clínica.

As imagens avaliadas foram visualizadas dinamicamente com a possibilidade de correr os três planos de corte (axial, coronal e sagital). Não havendo perda de informação entre um corte e outro. Este fator é considerado uma vantagem em relação ao estudo realizado por Wenzel *et al.*, em 2009, que

apesar de utilizar uma resolução de 0,125mm e 0,25mm, não foi utilizada a resolução por completo, devido a seleção de cortes parassagittais (reformatações secundárias), onde há perda de informação de 1mm entre os cortes.

Segundo Liang *et al.*, em 2009 e Tanimoto & Arai, em 2009, quanto menor o *voxel*, maior a resolução espacial, porém maior será o ruído na imagem. Lembrando que as imagens adquiridas com o protocolo 1 (10s; 0,4mm de *voxel*; 160 *frames* e 12,48 mAs) e protocolo 2 (20s; 0,3mm de *voxel*; 306 *frames*; 23,87 mAs), ao invés de terem imagens reconstruídas com o mesmo *voxel* adquirido, foram alteradas para serem reconstruídas com um *voxel* de menor tamanho (0,25mm), visando obter uma aquisição com menor tempo de exposição aos raios X, e menor tamanho de *voxel*, seguindo o conceito Alara (*As Low As Reasonably Achievable*) (Farman, 2005). Entretanto, segundo Hatcher, em 2010, quando se tem um tempo de aquisição menor, a mA é reduzida diminuindo assim a quantidade de fótons por *voxel*, o que aumenta o ruído na imagem. O presente estudo, por ter utilizado um menor *voxel* para reconstrução da imagem em relação ao de aquisição, resultou em aumento da resolução espacial, porém como a mA, utilizada para aquisição, foi baixa, para o suprimento de um *voxel* menor, as imagens dos protocolos 1 e 2 apresentaram-se com mais ruído em relação as imagens do protocolo 3 (40s; 0,25mm de *voxel*; 599 *frames* e 46,72 mAs).

Um fato observado neste estudo foi um maior tempo gasto para visualização das fraturas nos *voxels* maiores. As imagens adquiridas com *voxel* de 0,4mm reconstruídas com 0,25mm apresentaram linhas radiolúcidas caracterizadas como estrias de artefato, o que tornou a detecção mais difícil de ser alcançada e que possivelmente deve ter sido a causa da diminuição da especificidade e ainda o aumento da sensibilidade, por essas esses artefatos mimetizarem linhas radiolúcidas de fratura radicular. Esse fator se deve a radiação secundária produzida pela baixa energia dos fótons devido a um mA reduzida que provoca estriações (Yan *et al.*, 2010). Segundo Scarfe & Farman, em 2008, este tipo de artefato pode ocorrer quando poucas imagens base são fornecidas para

reconstrução. As reduções dos dados causam aumento do ruído onde finas estriações aparecem na imagem.

Apesar da simulação dos tecidos adjacentes e do tecido mole com cera nos dentes e na mandíbula. O estudo *in vitro* não mimetiza a real atenuação dos raios X como seria *in vivo*. Dessa maneira, as fraturas são mais prováveis de serem visualizadas no presente estudo.

Para justificar a prática dos exames de TCFC como auxílio no diagnóstico deve-se sempre ter em mente que é necessário balancear seu custo-benefício através da correta indicação do exame. Deve-se também otimizar a técnica expondo o paciente apenas o necessário para o objetivo em questão sem que interfira na qualidade do diagnóstico.

Estudos devem ser continuados para avaliar a influência do preenchimento do canal com materiais radiopacos nas diferentes reconstruções de imagem. E novos softwares que diminuam o ruído e artefatos de imagem devem ser testados para melhoria no diagnóstico.

7. CONCLUSÃO

Conclui-se que dentre os métodos não-invasivos atuais, a Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico apresentou resultado eficaz na detecção de fraturas radiculares longitudinais.

As imagens reconstruídas com *voxels* menores aos de aquisição diminuíram na sensibilidade e especificidade em relação as imagens adquiridas e reconstruídas com o mesmo *voxel*, porém estatisticamente não obtiveram diferenças significantes entre si na detecção dessas fraturas.

REFERÊNCIAS*

American Association of Endodontists. Endodontics: Colleagues for Excellence - Cracking the Cracked Tooth Code: Detection and Treatment of Various Longitudinal Tooth Fractures. American Association of Endodontists. 2008.

Berman LH, Kuttler S. Fracture Necrosis: Diagnosis, Prognosis Assessment, and Treatment Recommendations. J Endod. 2010; 36: 442-6.

Bernardes RA, Moraes IG, Duarte AH, Azevedo BC, 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.

Cohen S, Blanco L, Berman L. Vertical Root Fractures Clinical and Radiographic Diagnosis. JADA. 2003; 134: 434-41.

Cohen S, Berman LH, Blanco L, Bakland L. A Demographic Analysis of Vertical Root Fractures. J Endod. 2006; 32: 1160-63.

Eichelsbacher F, Denner W, Klaiber B, Schlagenhaut U. Periodontal Status of Teeth with Crown-Root Fractures: Results two Years After Adhesive Fragment Reattachment. J Clin Periodontol 2009; 36: 905-11.

Farman A. Alara still applies. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2005; 100: 395-7.

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

Hanning C, Dullin C, Hulsmann M, Heidrich. Three-dimensional, Non-destructive Visualization of Vertical Root Fractures Using Flat Panel Volume Detector Computer Tomography: An Ex Vivo in Vitro Case Report. *Internacional Endodontic Journal*. 2005; 38: 904-13.

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. *J Endod*. 2009; 35: 719-22.

Hassan B, Metska ME, Ozok AR, Stelt PVD, Wesselink PR. Comparison of Five Cone Beam Computed Tomography Systems for the Detection of Vertical Root Fractures. *J Endod*. 2010; 1: 126-9.

Hatcher DC. Operational Principles for Cone-beam Computed Tomography. *J Am Dent Assoc*. 2010; 141: 3S-6S.

Horner K, Islam M, Flygare L, Tsiklakis K, Whaites E. Basic Principles for Use of Dental Cone Beam Computed Tomography: Consensus Guidelines of the European Academy of Dental and Maxillofacial Radiology. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2009; 38: 187-95.

Kamburoglu K, Cebeci ARI, Grongahl HG. Effectiveness of Limited Cone-beam Computed Tomography in the Detection of Horizontal Root Fracture. *Dental Traumatology*. 2009; 25:256-61.

Kamburoglu K, Murat S, Pehlivan SY. The Effects of Digital Image Enhancement on the Detection of Vertical Root Fracture. *Dental Traumatology*. 2010; 26: 47-51.

Kamburoglu K, Murat S, Yuksel SP, Cebeci ARI, Horasan S. Detection of Vertical root Fracture Using Cone-beam Computed Tomography: An in Vitro Assessment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010; 109: 74-81.

Kositbowornchai S, Nuansakul R, Sikram S, Sinahawattana, Saengmontri S. Root Fracture Detection: A Comparison of Direct Digital with Conventional Radiography. *Dentomaxillofacial Radiology.* 2001; 30: 106-9.

Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L, et al. A Comparative Evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice (MSCT) Part I. On Subjective Image Quality. *European Journal of Radiology.* 2009; 1-5.

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: 233-35.

Loubele M, Jacobs R, Maes F, Denis K, White S, Coudyzer W, Lambrechts I, et al. Image Quality vs Radiation Dose of Four Cone Beam Computed Tomography Scanners. *Dentomaxillofacial Radiology.* 2008; 37: 309-18.

Melo SLS, Bortoluzzi EA, Abreu M, Corrêa LR, Corrêa M. Diagnostic Ability of a Cone-Beam Computed Tomography Scan to Assess Longitudinal Root Fractures in Prosthetically Treated Teeth. *J Endod.* 2010; 36: 1879-82.

Mora MA, Mol A, Tyndall DA, Rivera EM, Hill C. In Vitro Assessment of Local Computed Tomography for Detection of Longitudinal Tooth Fractures. *Oral Surg Oral Med Pathol Oral Radiol Endod.* 2007; 103: 825-9.

Mora MA, Mol A, Tyndall DA. Effect of the Number of Basis Images on the Detection of Longitudinal Tooth Fractures Using Local Computed Tomography. *Dentomaxillofacial Radiology* 2007; 36: 382-86.

Moule AJ, Kahlert B. Diagnosis and Management of Teeth with Vertical Root Fractures. *Australian Dental Journal*. 1999; 44(2): 75-87.

Nair MK, Nair UP, Grondahl H-G, Webber RL, Wallace JA. Detection of Artificially Induced Vertical Radicular Fractures Using Tuned Aperture Computed Tomography. *Eur Jo Oral Sci*. 2001; 109: 375-9.

Nair MK, Nair UP, Grondahl HG, Webber RL. Accuracy of Tuned Computed Tomography in The Diagnosis of Radicular Fractures in Non-Restored Maxillary Anterior In Vitro Study. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2002; 31: 299-304.

Nair MK, Nair UP. Digital and Advanced Imaging in Endodontics: A Review. *J Endod*. 2007; 33: 1-6.

Ozer SY. Detection of Vertical Root Fractures of Different Thicknesses in Endodontically Enlarged Teeth by Cone Beam Computed Tomography versus Digital Radiography. *J Endod*. 2010; 36: 1245-9.

Ozer SY. Detection of Vertical Root Fractures by Using Cone Beam Computed Tomography with Variable Voxel Sizes in an *In Vitro* Model. *J Endod*. 2011; 37: 75-9.

Patel S, Horner K. The Use of Cone Beam Computed Tomography in Endodontics. *International Endodontic Journal*. 2009; 42: 755-56.

Payne JT. CT Radiation Dose and Image Quality. Radiol Clin N Am. 2005; 43: 953-62.

Pitts DL, Natkin E. Diagnosis and Treatment of Vertical Root Fractures. J Endod Endodontics. 1983; 9: 338-346.

Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice. J Can Dent Assoc. 2006; 72: 75-80.

Scarfe WC, Farman AG. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? Dent Clin N Am. 2008; 52: 707-30.

Schulze D, Heiland M, Blake F, Rother U, Schmelzle R. Evaluation of Quality of Reformatted images from Two Cone-beam Computed Tomography Systems. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery. 2005; 33: 19-23.

Shemesh H, Soest GV, Wu MK. Diagnosis of Vertical Root Fractures with Optical Coherence Tomography. J Endod 2008; 34: 739-42.

Suomalainen A, Kiljunen T, Kaser Y, Peltola J, Kortensniemi M. Dosimetry and Image Quality of Four Dental Cone Beam Computed Tomography Scanners Compared with Multislice Computed Tomography Scanners. Dentomaxillofacial Radiology. 2009; 38: 367-78.

Takeuchi N, Yamamoto T, Tomofuji T, Murakami C. A Retrospective Study on the Prognosis of Teeth with Root Fracture in Patients During the Maintenance Phase of Periodontal Therapy. 2009; 25: 3323-37.

Tamse A, Zilburg I, Halpern J. Vertical Root Fractures in Adjacent Maxillary Premolars: An Endodontic-Prosthetic Perplexity. Int Endod J. 1998; 31: 127-32.

Tamse A, Fuss Z, Lustig J, Kaplavi J. An evaluation of endodontically treated vertically fractured teeth. *Journal of Endodontics*. 1999; 25(7): 506-8.

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: 797-802.

Tanimoto H, Arai Y. The Effect of Voxel on Image Reconstruction in Cone-beam Computed Tomography. *Oral Radiol*. 2009.

Tsesis I, Kamburoglu K, Katz A, Tamse A, Kaffe I, Kfir A, Aviv T. Comparison of Digital with Conventional Radiography in Detection of Vertical Root Fractures in Endodontically Treated Maxillary Premolars: An ex vivo study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008; 106: 124-8.

Van Daatselaar AN, Van der Stelt PF, Weenen J. Effect of Number of Projections on Image Quality of Local CT. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2004; 33: 361-69.

Van Daatselaar AN, Tyndall DA, Verheij H, Van Der Stelt PF. Minimum Number of Basis Projections for Caries Detection with local CT. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2004; 33: 355-60.

Walton RE. Radiology and Endodontics. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1995; 80: 495-7.

Wang P, Su L. Clinical Observation in 2 Representative Cases of Vertical Root Fracture in Nonendodontically Treated Teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2009; 107: 39-42.

Wenzel A, Kirkevang LL. High Resolution Charge-coupled Device Sensor vs. Medium Resolution Photostimulable Phosphor Plate Digital Receptors for Detection of Root Fractures In Vitro. *Dental Traumatology* 2005; 21: 32-6.

Wenzel A, Haiter-Neto F, Frydenberg M, Kirkevang LL. Variable-resolution Cone Beam Computerized Tomography with Enhancement Filtration Compared with Intraoral Photostimulable Phosphor Radiography in Detection of Transverse Root Fractures in an Vitro Model. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009; 108: 939-45.

Yan H, Mou X, Tang S, Xu Q, Zankl M. Projection Correlation Based View Interpolation for Cone Beam CT: Primary Fluence Restoration in Scatter Measurement with a Moving Beam Stop Array. *Phys Med Biol.* 2010; 55: 6353-75.

Youssefzadeh S, Gahleitner A, Dorffner R, Bernhart T, Kainberger F M. Dental Vertical Root Fractures: Value of CT in Detection. *Radiology.* 1999; 210: 545-49.

ANEXO



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

CERTIFICADO

O Comitê de Ética em Pesquisa da FOP-UNICAMP certifica que o projeto de pesquisa "**Avaliação de fraturas radiculares verticais através da tomografia computadorizada de feixe cônico**", protocolo nº 024/2010, dos pesquisadores Monikelly do Carmo Chagas do Nascimento e Solange Maria de Almeida, satisfaz as exigências do Conselho Nacional de Saúde - Ministério da Saúde para as pesquisas em seres humanos e foi aprovado por este comitê em 28/05/2010.

The Ethics Committee in Research of the School of Dentistry of Piracicaba - State University of Campinas, certify that the project "**Assessment of vertical root fractures by cone beam computed tomography**", register number 024/2010, of Monikelly do Carmo Chagas do Nascimento and Solange Maria de Almeida, comply with the recommendations of the National Health Council - Ministry of Health of Brazil for research in human subjects and therefore was approved by this committee at 05/28/2010.



Prof. Dr. Pablo Agustin Vargas
Secretário
CEP/FOP/UNICAMP

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