



**Faculdade de Odontologia de Piracicaba/ UNICAMP**  
**Departamento de Diagnóstico Oral – Área de Radiologia Odontológica**

**Influência da corrente do tubo da tomografia  
computadorizada de feixe cônico na qualidade de imagem na  
região de terceiro molar inferior**

**Autora:** Thaís de Camargo Souza

**Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP/UNICAMP**

Piracicaba  
2012

Thaís de Camargo Souza

**Influência da corrente do tubo da tomografia  
computadorizada de feixe cônico na qualidade de imagem na  
região de terceiro molar inferior**

Monografia apresentada ao curso de Odontologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba-UNICAMP, para obtenção do Diploma de Cirurgião-Dentista.

**Orientador:** Frederico Sampaio Neves

Piracicaba

2012

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR  
JOSIDELMA F COSTA DE SOUZA – CRB8/5894 - BIBLIOTECA DA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

So89i

Souza, Thaís de Camargo, 1990-

Influência da corrente do tubo da tomografia  
computadorizada de feixe cônico na qualidade de imagem na  
região de terceiro molar inferior / Thaís de Camargo Souza. -  
- Piracicaba, SP: [s.n.], 2012.

Orientador: Frederico Sampaio Neves.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) –  
Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba.

1. Mandíbula. 2. Radiação. 3. Imagem tridimensional. I.  
Neves, Frederico Sampaio. II. Universidade Estadual de  
Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III.  
Título.

## **DEDICATÓRIA**

*Dedico à minha família em especial aos meus pais, Cacilda de Camargo Souza e Gelson Pereira de Souza, sempre presentes em qualquer momento, responsáveis por meu crescimento pessoal, profissional além de serem os meus maiores exemplos na vida e à minha irmã Laís de Camargo Souza, por ser minha amiga e companheira em qualquer momento.*

## **AGRADECIMENTOS**

*Ao meu orientador Frederico Sampaio Neves pela paciência e atenção dispensadas a mim na orientação deste trabalho.*

*À área de Radiologia Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba e ao Professor Frab Norberto Bóscolo, pela oportunidade da realização deste trabalho.*

*Aos colegas da Turma 53, em especial à Karina, Lígia, Camila, Marina, Patrícia, Anne Caroline, Ana Lívia, Pablo, Luís e Lucas, pelo carinho, pelas risadas, pelo apoio nos momentos mais difíceis, esta caminhada não seria a mesma sem vocês!*

*Às minhas colegas, vizinhas de Box, pela parceria e por serem tão prestativas em qualquer situação.*

*À minha amiga e companheira de quarto Karina, pela oportunidade do convívio, pela amizade, pelas alegrias, tristezas e dificuldades compartilhadas.*

*Ao meu namorado e amigo Tiago, por todo amor, carinho, paciência e compreensão que tem me dedicado.*

*Por fim quero agradecer a Deus, pela força e coragem durante toda esta caminhada.*

## RESUMO

**Objetivo:** Avaliar a qualidade de imagem da região de terceiro molar inferior em TCFC utilizando diferentes valores de mA. **Material e Métodos:** Foram utilizadas 12 mandíbulas que apresentavam terceiros molares inclusos/ semi-inclusos e foram escaneadas no aparelho de TCFC Kodak 9000 (Kodak Dental Systems, Carestream Health, Rochester, NY, USA) utilizando diferentes valores de mA (2, 4, 6.3, 8, 10, 12 e 15 mA). A avaliação das imagens foi realizada por dois radiologistas orais, que classificaram a raiz dentária, espaço periodontal, lâmina dura, osso trabecular, canal mandibular e qualidade geral da imagem em excelente, boa, pobre e impossível diagnóstico. Para a análise estatística aplicou-se o teste de Tukey, que objetivou quantificar e testar o efeito da mA qualidade da imagem para os critérios avaliados. O nível de significância foi de 5%. **Resultados:** 15 e 12 mA tiveram as maiores médias para todos os critérios avaliados, com diferenças estatisticamente significativas entre os valores de outros mA. Além disso, 10, 8, e 6,3 mA não apresentaram diferenças estatisticamente significativas em relação à raiz dentária e espaço periodontal. Para os demais critérios avaliados, não foram observadas diferenças significativas para 10 e 8 mA. As menores médias foram observadas em 4 e 2 mA. **Conclusão:** O melhor protocolo de baixa dose com imagem estável foi de 10 mA. Protocolos inferiores a 8 mA e 6,3 mA também podem ser utilizados para estes fins, mas é necessária cautela devido ao maior ruído de imagem.

**Palavras-chave:** Imagem tridimensional, Mandíbula, Radiação.

## ABSTRACT

**Objective:** To assess the cone beam computed tomography image quality of the mandibular third molar region using different milliamperage (mA) settings.

**Material and methods:** Twelve dry mandibles with impacted third molars were scanned with a Kodak 9000 unit (Kodak Dental Systems, Carestream Health, Rochester, NY, USA) using different mA settings (2, 4, 6.3, 8, 10, 12 to 15 mA). Two oral radiologists evaluated the images. They classified the tooth root, periodontal space, lamina dura, trabecular bone, mandibular canal, and overall image quality as excellent, good, poor, or impossible diagnosis. One-way ANOVA with *post hoc* Tukey test was used for statistical analysis to investigate the influence of the mA settings in the image quality of the structures analyzed. The significance level was 5%. **Results:** The 15 and 12 mA had the highest means for all the evaluated criteria, with statistically significant differences from the others mA values. Additionally, the 10, 8, and 6.3 mA had no statistically significant differences in relation to tooth root and periodontal space. For the other evaluated criteria, no significant differences were observed for the 10 and 8 mA. The 4 and 2 mA gave the lowest means. **Conclusion:** The best low-dose protocol with stable image quality was 10 mA. Lower mA protocols with 8 and 6.3 mA could also be used for these purposes, but caution is necessary due to increased image noise.

**Keywords:** Three-dimensional Imaging, Mandible, Radiation.

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	2
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	4
3. PROPOSIÇÃO.....	9
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	10
5. RESULTADOS.....	13
6. DISCUSSÃO.....	20
7. CONCLUSÃO.....	23
8. REFERÊNCIAS.....	24

## 1. INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) é um método radiográfico que tem sido utilizado em diversas áreas da Odontologia, pois mostra imagens tridimensionais das estruturas dentárias, além de oferecer imagens claras e com alto contraste. A TCFC é cada vez mais utilizada na substituição da tomografia computadorizada multidetector (TCMD), pois proporciona uma qualidade de imagem adequada, associada a uma menor dose de exposição (Loubele et al. 2008, Suomalainen et al. 2009). Outras vantagens da TCFC são o baixo custo do exame em comparação com a TCMD, tempo de varredura rápida, menor número de artefatos e a análise de imagem em tempo real (Ziegler et al. 2002, Miracle et al. 2009, Hatcher 2010).

As variáveis que podem ser modificadas na TCFC para reduzir a dose de radiação são, dependendo do equipamento a corrente do tubo (mA), voltagem do tubo (kV), o tamanho do campo de visão (FOV) e a aquisição em 180° (half-scan mode) ou 360° (full-scan mode). A redução da exposição pode produzir degradação da qualidade de imagem, potencialmente reduzindo a capacidade de diagnóstico (Sur et al. 2010).

A definição de qualidade de imagem na tomografia computadorizada é a visibilidade de estruturas importantes para o diagnóstico por imagem. A qualidade de imagem é essencialmente um descritor da interpretação subjetiva de dados visuais e não tem uma definição simples de análise. A qualidade da imagem deve transmitir informação diagnóstica suficiente para permitir que a decisão de tratamento seja realizada com grau de segurança admissível.

Para se alcançar imagens de alta qualidade com o mínimo de ruído, os fabricantes determinam que os protocolos estabelecidos por eles sejam rigidamente seguidos. Contudo, apesar de fornecerem um maior número de informações, esses protocolos geralmente adotam fatores de exposição elevados, o que acarreta altas doses de radiação (Ekestubbe et al., 1996; Zammit-Maempel et al., 2003).

Atualmente, a dose de radiação da TCFC ainda é maior quando comparada às técnicas radiográficas convencionais, sendo sua utilização rotineira na prática clínica inadequada. Portanto, torna-se essencial que os aparelhos atuais de TCFC ofereçam imagens de alta definição com dose similar ou menor

que as técnicas radiográficas convencionais, para que assim possa ser introduzida na prática clínica.

Até o presente momento, nenhum estudo avaliou a qualidade diagnóstica da TCFC sob diferentes parâmetros de exposição no planejamento pré-operatório de terceiros molares inferiores. Portanto, o objetivo do presente estudo foi avaliar a qualidade de imagem da região de terceiro molar inferior em TCFC utilizando diferentes valores de mA.

## **2. REVISÃO DA LITERATURA**

## **2.1 – Fatores de exposição na Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico**

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

Lofthag-Hansen et al. (2009) analisaram a qualidade da imagem da TCFC para o planejamento de implantes dentários na região posterior da mandíbula utilizando diferentes parâmetros de exposição e FOVs. Um phantom foi escaneado nos tomógrafos 3D Accuitomo e 3D Accuitomo FPD (J Morita MFG. Corp., Kyoto, Japão), onde os valores de kilovoltagem (60, 65, 70, 75 e 80 kVp), miliamperagem (2, 4, 6, 8 e 10 mA) e grau de rotação do aparelho (half e full-scan) foram combinados. Para o 3D Accuitomo foi utilizado o FOV 30x40 mm e para o 3D Accuitomo FPD os FOVs 40x40 e 60x60 mm. As imagens foram analisadas nos três planos, onde foram realizados cinco questionamentos acerca da qualidade de imagem: três relacionados à visibilidade de estruturas anatômicas, um acerca do diagnóstico periapical e um acerca do planejamento de implantes. Cada análise foi classificada em uma escala de 6-pontos (concordância total, concordância, discreta concordância, discreta discordância, discordância e total discordância). Observou-se que o diagnóstico periapical, independente da arcada, requer maiores parâmetros de

exposição em comparação ao planejamento de implantes dentários. A arcada inferior requer maiores parâmetros de exposição em relação a arcada superior no que concerne ao planejamento de implantes dentários.

Sur et al (2010) avaliaram o efeito miliamperagem na qualidade de imagem da TCFC (3D Accuitomo; J. Morita Mfg. Corp., Kyoto, Japão) para o planejamento de implantes na maxila e mandíbula. Foram utilizadas seis cabeças de cadáveres que foram escaneadas com a kilovoltagem fixa (80 kVp) e a miliamperagem variando entre 1, 2, 4 e 8 mA. Todas as imagens foram obtidas no modo full-scan, sendo que apenas para a região posterior também foram obtidas imagens no modo half-scan. As imagens foram avaliadas nos três planos (axial, sagital e coronal), onde 15 estruturas anatômicas maxilares e mandibulares importantes no planejamento pré-operatório de implantes dentários. Para cada estrutura, a qualidade de imagem foi classificada numa escala de 4-pontos (impossível diagnóstico, ruim, boa e excelente). Observou-se que a qualidade de imagem obtida com 4 mA no modo full-scan foi equivalente a obtida com 8 mA. Até imagens obtidas com 2 mA no modo full-scan e 4 mA no modo half-scan podem ser utilizadas no planejamento de implantes dentários. Imagens obtidas com 1 mA foram consideradas inaceitáveis devido a substancial degradação na qualidade de imagem.

Durack et al (2011) avaliaram a presença de reabsorção radicular externa variando-se o grau de rotação da TCFC (Accuitomo 3D FPD; J. Morita, Kyoto, Japão). Defeitos grandes (1x0.5 mm) e pequenos (0.5x0.25 mm) foram criados na superfície radicular de 10 incisivos inferiores em três mandíbulas secas. Foi realizado o exame de TCFC nos modos half e full-scan. Os demais parâmetros de exposição permaneceram fixos. As reabsorções radiculares externas foram classificadas em uma escala de 5-pontos (presente, provavelmente presente, incerto, provavelmente ausente, ausente). Não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os dois protocolos utilizados.

Lennon et al (2011) investigaram a influência do grau de rotação do aparelho de TCFC (Accuitomo 3D FPD; J. Morita, Kyoto, Japão) no diagnóstico de pequenas lesões periapicais. Pequenos defeitos ósseos artificiais (< 2 mm), simulando lesões periapicais, foram preparados com uma broca na região apical da raiz distal de 10 primeiros molares inferiores em mandíbulas secas.

As mandíbulas foram escaneadas nos modos half e full-scan. Os demais parâmetros de exposição permaneceram fixos. As lesões periapicais foram classificadas em uma escala de 5-pontos (presente, provavelmente presente, incerto, provavelmente ausente, ausente). Não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os dois protocolos utilizados.

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

Panmekiate et al (2012) avaliaram distâncias lineares em imagens de TCFC (CB MercuRayTM; Hitachi Medico Technology Corp., Chiba-ken, Japão) obtidas com diferentes parâmetros de exposição. Para tanto, foram escaneadas 20 mandíbulas secas combinando-se diferentes valores de kilovoltagem (60, 80, 100 e 120kVp) e miliamperagem (10 e 15 mA). Nas imagens parassagitais foram mensuradas seis distâncias lineares (cortical superior do canal mandibular até o rebordo alveolar, cortical inferior do canal mandibular até a base da mandíbula, a cortical vestibular do canal mandibular até a cortical vestibular da mandíbula, a cortical lingual do canal mandibular até a cortical lingual da mandíbula e as larguras vertical e horizontal do canal mandibular). Foi observado que a precisão das mensurações variou de 0.03 a 0.28 mm, não havendo diferenças estatisticamente significativas para as distâncias encontradas nas diferentes combinações dos parâmetros de exposição.

Parsa et al. (2012) determinaram a variação dos valores de cinza em imagens por TCFC de sítios para inserção de implantes dentários, sob

diferentes parâmetros de escaneamento. Para o estudo foram escaneadas mandíbulas secas em três tomógrafos: um com tecnologia multidetector (Philips, Best, Holanda) e dois com tecnologia de feixe cônico (Accuitomo 170, Morita, Japão e NewTom 5G Verona, Itália). Para o Accuitomo 170 variou-se o FOV (40x40, 60x60, 80x80, 100x100, 100x50, 140x50, 140x100, 170x50 e 170x120 mm), grau de rotação do aparelho (half e full scan), modo de escaneamento (Hi-Fidelity e Standard) e tempo de exposição (9, 15.8, 17.5 e 30.8 segundos). Para o NewTom 5G variou-se o FOV (80x80, 120x80, 150x120 e 180x160 mm), tempo de escaneamento (Regular e Enhanced), resolução espacial (Standard e Boosted) e tempo de exposição (3.06, 4.08, 4.5, 5.4, 6.01 e 7.3). Os valores de mA e kVp foram mantidos fixos em todos os exames. Os valores de cinza obtidos dos mesmos sítios foram comparados entre a TCMD e TCFC sob os diferentes parâmetros de escaneamento. Observou-se que os valores dos tons de cinza de ambos os aparelhos de TCFC variaram em relação à TCMD. Observou-se que o FOV e a resolução espacial influenciaram significativamente nos valores de cinza para ambos os sistemas de TCFC. Especificamente para o Accuitomo 170, houve a influencia apenas do grau de rotação do aparelho. Já para o NewTom 5G, o tempo de exposição e a resolução espacial não influenciaram nos valores de cinza.

Vandenberghe et al (2012) avaliaram a influência dos fatores de exposição na acurácia de modelos ósseos utilizando a TCFC e TCMD. A arcada superior e inferior de um cadáver humano foi inicialmente escaneada em um microtomógrafo (Skyscan 1173 high energy spiral scan micro-CT; Skyscan NV, Kontich, Bélgica), para possuir os valores de referência verdadeiros. Após isso, a amostra foi escaneada em seis aparelhos com tecnologia de feixe cônico: 3D Accuitomo 170 (J. Morita Mfg. Corp., Kyoto, Japão), KaVo 3D Exam (KaVo Dental GmbH, Biberach, Alemanha), Promax 3D (Planmeca Oy, Helsinki, Finlândia), Picasso Trio (Vatech, E-WOO Technology Co. Ltd, Gyeonggi-Do, República da Coreia), Scanora 3D (Soredex, Tuusula, Finland), (Iluma EliteH Imtec Plaza, Ardmore, OK); e um aparelho com tecnologia multidetector: Somatom (Sensation 64, Siemens Medical Solutions Inc., Malvern, PA). A kilovoltagem, miliamperagem tamanho do voxel e tempo de escaneamento foram alterados em cada aparelho. A segmentação das imagens foi baseada

em limites usando as linhas de perfil. As segmentações resultantes foram registradas com o processamento de referência e imagem foi feita preencher internamente as segmentações. Um cálculo da distância do ponto-base foi realizada entre os objetos tridimensionais e exames de referência e porcentagens de desvios foram calculados para 2, 1 e 0.5 milímetros de intervalos. Observou-se que a acurácia dos modelos ósseos utilizando a TCFC foi comparável a TCMD. Além disso, observou-se que os parâmetros de exposição da TCFC tem limitada influência na acurácia, sendo o tamanho do voxel e o tempo de escaneamento os principais fatores.

### **3. PROPOSIÇÃO**

O objetivo deste estudo é avaliar a influência da corrente do tubo da tomografia computadorizada de feixe cônico na qualidade de imagem da região de terceiros molares inferiores.

#### 4. MATERIAL E MÉTODOS

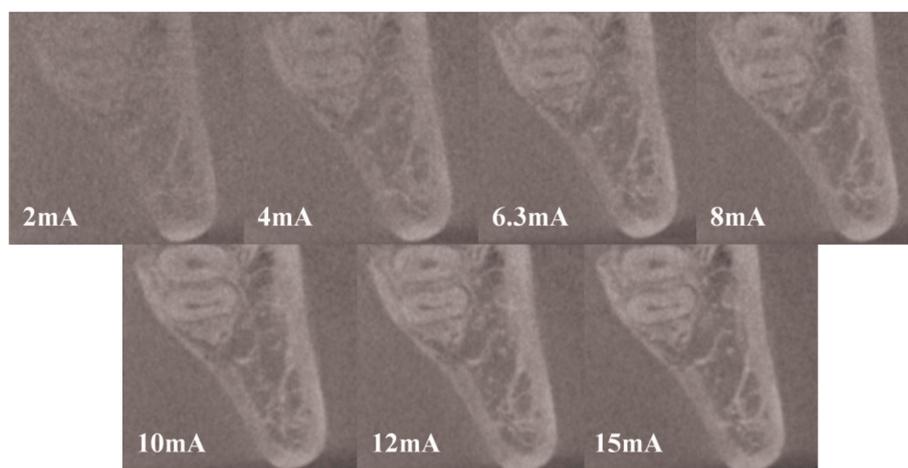
O presente estudo foi realizado após a aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas (CEP 034/2011). Foram utilizadas 12 mandíbulas maceradas que apresentavam terceiros molares inclusos/ semi-inclusos (oito bilaterais e quatro unilaterais, totalizando vinte regiões). Como critério de inclusão, todas as mandíbulas deveriam apresentar pelo menos um terceiro molar incluso semi-incluso e apresentarem-se totalmente íntegras.

As mandíbulas foram colocadas em uma caixa de espuma de poliestireno contendo água em todo o seu interior, 24 horas antes do exame, para simular dos tecidos moles a atenuação e dispersão do feixe de radiação; esta montagem não produziu artefatos na imagem final. Após isto, estas foram escaneadas no aparelho de TCFC Kodak 9000 (Kodak Dental Systems, Carestream Health, Rochester, NY, USA) com o seguinte protocolo de exposição: 60 kVp, 10.8 segundos de exposição, campo de visão de 50 x 38 mm e tamanho do voxel de 0.2 mm. A mA variou do menor ao maior valor fornecido pelo aparelho (2, 4, 6.3, 8, 10, 12 e 15 mA), sendo os valores de kerma do ar fornecidos pelo próprio aparelho (33.5, 66.9, 105, 134, 167, 201 e 251  $\mu\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ , respectivamente). Portanto, foi obtido um total de 140 regiões a serem avaliadas.

Cada exame foi avaliado por dois radiologistas orais previamente calibrados, ambos com experiência em tomografia computadorizada. As imagens foram avaliadas nos cortes coronais, por meio do módulo Kodak Dental Imaging Software 3D (KDIS-3D, v.2.4.14, Carestream Health, Rochester, NY, USA), em um ambiente com condições de luminância ideais, com a possibilidade de manipulação de brilho e contraste. Os avaliadores não utilizaram filtros específicos de imagem ou a ferramenta “zoom”. Após vinte dias, as imagens foram re-avaliadas.

A qualidade de imagem da raiz dentária, espaço periodontal, lâmina dura, osso trabecular e o canal mandibular foram avaliadas sem o conhecimento prévio dos parâmetros de mA pelos avaliadores (Figura 1). A qualidade geral da imagem, definida como o nível de ruído presente em todo o

exame, também foi analisado. Uma escala de 4-pontos, como utilizada por Sur et al (2010), foi aplicada para classificar cada estrutura anatômica em excelente, boa, pobre e impossível diagnóstico. Para cada categoria foi determinado o escore 3, 2, 1 ou 0, respectivamente.



**Figura 1.** Corte coronal da região do terceiro molar inferior sob diferentes valores de mA.

A análise estatística foi calculada por meio do sistema SAS (SAS Institute Inc. The SAS System release 9.2 – TS Level 2M0, SAS Institute Inc., Cary: NC, 2008). Dois tipos de confiabilidade foram avaliados através do coeficiente Kappa ponderado, a intra-examinador e a inter-examinador. A confiabilidade intra-examinador foi avaliada com base na re-avaliação de casos pelo mesmo examinador enquanto que a avaliação inter-examinador se baseou nas divergências observadas na avaliação de uma mesma imagem pelos dois avaliadores. A confiabilidade Kappa ponderado variou segundo os critérios propostos por Vieira e Garret (2005) (Tabela 1).

**Tabela 1.** Critério para interpretação do coeficiente Kappa.

Kappa	Descrição	Conceito
— ∞ — 0.00	Concordância completamente casual	Pobre
0.00 — 0.20	Concordância muito fraca, possivelmente casual	Ligeira
0.20 — 0.40	Concordância fraca, mas aceitável com pouco rigor	Razoável
0.40 — 0.60	Concordância intermediária, nem forte, nem fraca	Moderada
0.60 — 0.80	Concordância forte, sólida. Provavelmente não casual	Substancial
0.80 — 1.00	Concordância muito forte, muito confiável	Quase perfeita
1.00	Concordância perfeita	Perfeita

Fonte: Vieira AJ; Garret JM. Understanding Interobserver Agreement: The Kappa Statistic. Fam Med 2005;37(5):360-3.

Uma vez conhecida a confiabilidade dos resultados, em cada uma das variáveis analisadas pelos avaliadores, foram calculadas as médias das avaliações feitas pelos dois avaliadores e foi aplicado o teste de Tukey, que objetivou quantificar e testar o efeito da mA qualidade da imagem para os critérios avaliados. O nível de significância foi de 5%.

## 5. RESULTADOS

Na tabela 2 estão sumarizados os dados referentes à confiabilidade intra e inter-examinador. Pode-se observar uma concordância intra-examinador substancial para ambos os avaliadores em relação à todos os critérios avaliados. Para a confiabilidade inter-examinador houve uma concordância moderada para todos os critérios avaliados.

**Tabela 2.** Resultados referentes a concordância intra e inter-examinador.

Variável	Av1 vs Av1	Av2 vs Av2	Av1 vs Av2
Raiz	0.79	0.72	0.58
Espaço periodontal	0.65	0.62	0.53
Lâmina dura	0.70	0.69	0.48
Osso trabecular	0.67	0.72	0.53
Canal mandibular	0.64	0.63	0.47
Qualidade geral da imagem	0.67	0.73	0.53

A comparação das médias do escore de avaliação da qualidade de imagem da raiz dentária está ilustrada na tabela 3. Observou-se maiores médias de qualidade de imagem da raiz dentária nas correntes 15 e 12 mA, sendo significativamente maiores que as observadas nas correntes 8, 6.3, 4 e 2 mA. Também foram observadas diferenças significativas entre a corrente 10, 8 e 6.3 mA com as médias das correntes 4 e 2 mA, sendo estas duas também diferentes entre si.

**Tabela 3.** Teste de Tukey para comparação das médias de raiz nos diferentes valores de mA.

mA	Média	Desvio padrão	Intervalo de confiança		Teste de Tukey
			Superior	Inferior	
2	1.310	0.204	1.563	1.058	d
4	2.219	0.299	2.533	1.906	c
6.3	2.857	0.339	3.171	2.543	b
8	2.986	0.365	3.323	2.649	b
10	3.336	0.287	3.601	3.070	ab
12	3.532	0.192	3.709	3.354	a
15	3.598	0.357	3.973	3.223	a

A comparação das médias do escore de avaliação da qualidade da avaliação do espaço periodontal está ilustrada na tabela 4. Observou-se maiores médias de qualidade de imagem do espaço periodontal nas correntes do tubo de 15 e 12 mA, sendo significativamente maiores que as observadas nas correntes 6.3, 4 e 2 mA. Também foram observadas diferenças significativas entre a corrente 10, 8 e 6.3 mA com as médias das correntes 4 e 2 mA, que por sua vez, não apresentaram diferenças significativas entre si.

**Tabela 4.** Teste de Tukey para comparação das médias do espaço periodontal nos diferentes valores de mA.

mA	Média	Desvio padrão	Intervalo de confiança		Teste de Tukey
			Superior	Inferior	
2	1.047	0.045	1.103	0.991	c
4	1.647	0.221	1.879	1.415	c
6.3	2.374	0.351	2.699	2.049	b
8	2.788	0.541	3.289	2.287	ab
10	3.021	0.504	3.488	2.555	ab
12	3.257	0.349	3.580	2.934	a
15	3.394	0.483	3.902	2.887	a

A comparação das médias do escore de avaliação da qualidade da avaliação da lâmina dura está ilustrada na tabela 5. Observou-se que as maiores médias de qualidade de observação da lâmina dura nas correntes 15 e 12 mA, sendo significativamente maiores que as observadas nas correntes 8, 6.3, 4 e 2 mA. Também foram observadas diferenças significativas entre a corrente 10 mA em relação às correntes 6.3, 4 e 2 mA. A média da corrente 8 mA também foi significativamente maior que as correntes 4 e 2 mA e, por fim, a corrente 6.3 mA obteve média significativamente superior à corrente 2 mA.

**Tabela 5.** Teste de Tukey para comparação das médias de lâmina dura nos diferentes valores de mA.

mA	Média	Desvio padrão	Intervalo de confiança		Teste de Tukey
			Superior	Inferior	
2	1.014	0.032	1.054	0.975	e
4	1.372	0.195	1.577	1.168	d e
6.3	1.964	0.413	2.347	1.582	c d
8	2.293	0.480	2.736	1.849	b c
10	2.793	0.446	3.205	2.381	a b
12	3.037	0.348	3.359	2.715	a
15	3.126	0.463	3.612	2.640	a

A comparação das médias do escore de avaliação da qualidade de imagem do osso trabecular está ilustrada na tabela 6. Observou-se que as maiores médias da qualidade de imagem do osso trabecular na corrente 15 mA, sendo significativamente maior que as observadas nas correntes 8, 6.3, 4 e 2 mA. Também foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre as correntes 12 e 10 mA em relação às correntes 6.3, 4 e 2 mA. A média da corrente 8 mA também foi significativamente maior que as correntes 4 e 2 mA e, por fim, a corrente 6.3 e 4 mA obtiveram médias significativamente superiores à corrente 2 mA que, apresentou qualidade significativamente inferior a todas as demais correntes estudadas.

**Tabela 6.** Teste de Tukey para comparação das médias do osso trabecular nos diferentes valores de mA.

mA	Média	Desvio padrão	Intervalo de confiança		Teste de Tukey
			Superior	Inferior	
2	1.014	0.032	1.054	0.975	e
4	1.839	0.351	2.207	1.470	d
6.3	2.352	0.371	2.696	2.009	c d
8	2.817	0.290	3.085	2.548	b c
10	3.229	0.318	3.522	2.935	a b
12	3.300	0.211	3.495	3.105	a b
15	3.606	0.381	4.006	3.206	a

A comparação das médias do escore de avaliação da qualidade de imagem do canal mandibular foi ilustrada na tabela 7. Observou-se que as maiores médias de qualidade de imagem do canal mandibular na corrente 15 mA, sendo significativamente maior que as observadas nas correntes 8, 6.3, 4 e 2 mA. Também foram observadas diferenças significativas entre a corrente 12 mA e as correntes 6.3, 4 e 2 mA. A corrente 10 mA apresentou média de qualidade de imagem superior às das correntes 4 e 2 mA. Além disso, houve diferença significantes entre as médias das correntes 6.3 e 4 mA com a média da corrente 2 mA.

**Tabela 7.** Teste de Tukey para comparação das médias do canal mandibular nos diferentes valores de mA.

mA	Média	Desvio padrão	Intervalo de confiança		Teste de Tukey
			Superior	Inferior	
2	1.191	0.215	1.458	0.924	e
4	2.189	0.168	2.365	2.012	d
6.3	2.688	0.459	3.113	2.264	cd
8	2.993	0.371	3.336	2.650	bc
10	3.100	0.354	3.428	2.772	ab c
12	3.456	0.369	3.797	3.115	ab
15	3.631	0.222	3.865	3.398	a

A comparação das médias do escore de avaliação da qualidade geral da imagem foi ilustrada na tabela 8. Observou-se maiores médias da qualidade geral da imagem nas correntes 15 e 12, sendo significativamente maiores que as observadas nas correntes 8, 6.3, 4 e 2 mA. Também foram observadas diferenças significativas entre a corrente 10 mA em relação às correntes 6.3, 4 e 2 mA. A média da corrente 8 mA também foi significativamente maior que as correntes 4 e 2 mA e, por fim, a corrente 6.3 mA obteve média significativamente superior à corrente 2 mA.

**Tabela 8.** Teste de Tukey para comparação das médias da qualidade geral da imagem nos diferentes valores de mA.

mA	Média	Desvio padrão	Intervalo de confiança		Teste de Tukey
			Superior	Inferior	
2	1.014	0.032	1.054	0.975	e
4	1.786	0.264	2.063	1.509	d
6.3	2.388	0.299	2.665	2.111	c
8	2.690	0.295	2.964	2.417	b c
10	3.105	0.263	3.348	2.861	a b
12	3.300	0.329	3.604	2.996	a
15	3.608	0.418	4.047	3.169	a

Portanto, pode-se observar que além das diferenças significativas entre as médias, ficou evidente que o aumento da qualidade da imagem para todos os critérios avaliados (raiz, espaço periodontal, lâmina dura, osso trabecular, canal mandibular e qualidade geral da imagem) aumentam concomitantemente ao aumento da mA.

## 6. DISCUSSÃO

A TCFC foi desenvolvida para obtenção de imagens da região de cabeça e pescoço, o que permite a superação de algumas limitações da tomografia computadorizada convencional, com obtenção de imagens volumétricas tridimensionais similares às imagens tomográficas médicas, com a grande vantagem da redução da exposição do paciente à radiação (Mah et al., 2003; Guerrero et al., 2006).

A dose de radiação na TCFC é principalmente determinada pela voltagem do tubo, mA, campo de visão e tempo de exposição. A mA e o tempo de exposição são determinantes importantes e estão linearmente associados com a redução da dose. Portanto, uma redução de 50% na mA ou no tempo de exposição reduz a dose em aproximadamente a metade (Okano et al. 2008). No presente estudo o tempo de exposição (10.5 s) e a kilovoltagem (60 kV) se mantiveram constantes, podendo-se observar significativa redução dos valores de kerma do ar atrelada a mA.

A redução significativa da dose pode ser alcançada, ponderando-se cautelosamente acerca das características individuais, requisitos e parâmetros de cada caso (Sur et al. 2010). A justificação da prática significa balancear o benefício do indivíduo ou da sociedade ao risco inerente à exposição à radiação (relação risco/benefício). Por otimização, entende-se manter o nível de dose “tão baixo quanto razoavelmente possível” (As Low as Reasonably Achievable - ALARA). Este princípio inclui a realização de radiografias de acordo com as necessidades do paciente, que é determinada pelo exame clínico, e o uso da técnica radiográfica apropriada com a otimização dos parâmetros de exposição (Lofhtang-Hansen, 2010).

O princípio de limitação da dose e risco individual fixa valores limites de dose, os quais, se ultrapassados, poderiam resultar em riscos adicionais inaceitáveis para determinada prática, em circunstâncias normais. O princípio de ALARA sobre otimização da dose têm sido recomendado principalmente pela International Commission on Radiological Protection (ICRP) e, mais atualmente, pelo projeto SEDENTEXCT.

A ICRP (2007) e o projeto SEDENTEXCT (2010) consideram que imagens de alta qualidade não são essenciais para todas as tarefas diagnósticas, mas sim que o nível de qualidade depende da tarefa diagnóstica. Reduções de dose excessivas podem afetar de forma adversa a qualidade da imagem e diminuir detecção de lesões. Da mesma forma, a visibilidade de lesões em imagens de alta qualidade, adquiridas à custa de altas doses, não são necessariamente maiores que as imagens de baixa dose, sendo necessário então um conhecimento do processo de aquisição e reconstrução das imagens no intuito de manter a qualidade de imagem associada a baixas doses para o paciente.

Estudos prévios têm mostrado que baixos parâmetros de exposição utilizando a TCMD podem resultar em imagens do complexo maxilofacial comparáveis às obtidas com altos parâmetros (Cohen et al. 2000; Sohaib et al. 2001). Assim, Rustemeyer et al. (2004) avaliaram as imagens obtidas na TCMD com a kV constante e variando a mA (50 e 165 mA) e não encontraram diferenças significativas na visibilidade das estruturas mandibulares. Segundo os autores, o protocolo de baixa dose ocorre da mesma maneira na TCFC, porém estes não especificam a qual aparelho se referem. No presente estudo, utilizando o aparelho Kodak 9000, foi observada diferenças estatisticamente significativas e consequente deterioração da qualidade de imagem das estruturas mandibulares em mA mais baixas.

Qualquer redução na mA deve ser realizada com precaução, pois tal redução pode causar aumento do ruído da imagem, que pode eventualmente afetar negativamente no diagnóstico. No presente estudo, é claramente observado que a mA influenciou de forma homogênea na qualidade da imagem de todas as estruturas avaliadas. Além disso, pode-se observar que a presença do ruído (analisado na qualidade geral da imagem) foi inversamente proporcional a mA. A utilização de imagens com 4 e 2 mA podem não ser aceitáveis pois, devido ao ruído, causam um contorno obscuro na imagem.

Ekestubbe et al. (1999) observaram que o canal mandibular foi melhor identificado nas imagens de TCMD de baixa dose quando comparada às de alta dose. Os autores concluíram que isso seja decorrente da maior quantidade de ruído na imagem de baixa dose, o que destacaria o contorno das corticais. Porém, tal achado não foi observado no presente estudo, visto que a qualidade

de imagem do canal mandibular foi inversamente proporcional a mA. Acreditamos que isso possa ter ocorrido pelo fato de utilizarmos o aparelho de TCFC, onde o princípio de formação da imagem e a escala de variação de mA são diferentes da TCMD.

A visibilidade das estruturas na região posterior é mais facilmente degradada quando comparada a região anterior. Isto pode ser justificado pelo maior volume das estruturas na região posterior, especialmente na mandíbula por ser mais densa que a maxila (Sur et al. 2010). No presente estudo avaliou-se apenas a região posterior da mandíbula sendo que, associado à redução da mA, outro fator contribuinte na geração do ruído da imagem.

Estudos anteriores mostraram que se pode obter uma qualidade de imagem aceitável na TCMD reduzindo-se a mA (Ekestubbe et al. 1996, Koizumi et al. 2010). Outros estudos utilizando a TCFC também evidenciaram que a redução da mA pouco influencia na qualidade de imagem (Sur et al. 2010; Lofthang-Hansen et al. 2010; Dawood et al. 2012). Segundo Lofthang-Hansen et al. (2010), a mandíbula necessita de maiores parâmetros de exposição quando comparada a maxila.

Tais achados são diferentes dos observados no presente estudo, visto que a redução da mA influenciou negativamente na qualidade da imagem para todos os critérios avaliados, sendo que a qualidade da imagem com 10 mA foi bastante semelhante quando comparada às de 15 e 12 mA, podendo ser utilizadas no planejamento pré-operatório em exodontias de terceiros molares. Até imagens de 8 e 6.3 mA podem ser utilizadas com a mesma finalidade, porém já se observa deterioração da qualidade da imagem. Já as imagens realizadas com 4 e 2 mA devem ser evitadas, devido a pobre qualidade de imagem das estruturas. Acreditamos que tal diferença pode ser atribuída aos diferentes aparelhos de TCFC utilizados nos estudos.

O objetivo do presente estudo foi avaliar o efeito da redução da mA sobre a qualidade da imagem das estruturas presentes na região do terceiro molar inferior. Pelo fato do estudo ter sido realizado em mandíbulas secas, a ausência de tecidos moles pode ter influenciado. Portanto, torna-se necessário um experimento clínico para comprovar nossos resultados.

## **7. CONCLUSÃO**

Pode-se concluir que a redução da mA influenciou negativamente na qualidade da imagem na região do terceiro molar inferior, aumentando assim o ruído da imagem. Nossos resultados sugerem que o melhor protocolo de baixa dose foi obtido com 10mA pois a qualidade de imagem já parece estabilizar a partir deste ponto, já que em valores maiores não houve diferenças estatisticamente significativas.

## 8. REFERÊNCIAS

1. Cohnen M, Fischer H, Hamacher J, Lins E, Kötter R, Mödder U . CT of the head by use of reduced current and kilovoltage: relationship between image quality and dose reduction. *AJNR Am J Neuroradiol* 2000; 21:1654–60.
2. Dawood A, Brown J, Sauret-Jackson V, Purkayastha S. Optimization of cone beam CT exposure for pre-surgical evaluation of the implant site. *Dentomaxillofac Radiol* 2012; 41:70–74.
3. Ekestubbe A, Gröndahl K, Ekholm S, Johansson PE, Gröndahl HG. Low-dose tomographic techniques for dental implant planning. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11:650–59.
4. Hatcher DC. Operational principles for cone-beam computed tomography. *J Am Dent Assoc* 2010; 141:3S–6S.
5. International Commission on Radiological Protection. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Ann ICRP* 2007 37: 1–332.
6. Koizumi H, Sur J, Seki K, Nakajima K, Sano T, Okano T. Effects of dose reduction on multi-detector computed tomographic images in evaluating the maxilla and mandible for pre-surgical implant planning: a cadaveric study. *Clin Oral Implants* 2010; Res 21:830–834.
7. Lofthag-Hansen S. Cone beam computed tomography radiation dose and image quality assessments. *Swed Dent J Suppl* 2009; 209:4–55.
8. Lofthag-Hansen S, Gröndahl K, Ekestubbe A. Cone-beam CT for preoperative implant planning in the posterior mandible: visibility of anatomic landmarks. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009; 11:246–55.
9. Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Gröndahl K. Evaluation of subjective image quality in relation to diagnostic task for cone beam computed tomography with different fields of view. *Eur J Radiol* 2011; 80:483–88.
10. Loubele M, Van Assche N, Carpentier K, Maes F, Jacobs R, Van Steenberghe D, Suetens P. Comparative localized linear accuracy of small-field cone-beam CT and multislice CT for alveolar bone measurements. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105:512–518.

11. Miracle AC, Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. *AJNR Am J Neuroradiol* 2009; 30:1088–1095.
12. Panmekiate S, Apinhasmit W, Petersson A. Effect of electrical and current mandibular linear measurements in cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012 ;41(7):578-82.
13. Panmekiate S, Apinhasmit W, Petersson A. Effect of electric potential and current on mandibular linear measurements in cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012 Oct;41(7):578-82. Epub 2012 Apr 12.
14. Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, Motroni A, van der Stelt P, Wismeijer D. Influence of cone beam CT scanning parameters on grey value measurements at implant site. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012 Aug 29.
15. Qu XM, Li G, Ludlow JB, Zhang ZY, Ma XC. Effective radiation dose of ProMax3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;110:770–76.
16. Rustemeyer P, Streubühr U, Suttmoeller J. Low-dose dental computed tomography: significant dose reduction without loss of image quality. *Acta Radiol* 2004; 45:847–53.
17. SEDENTEXTCT Project. Radiation Protection: Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology. [homepage]. 2011 Available from: [http://www.sedentexct.eu/files/guidelines\\_final.pdf](http://www.sedentexct.eu/files/guidelines_final.pdf).
18. Sohaib SA, Peppercorn PD, Horrocks JA, Keene MH, Kenyon GS, Reznek RH. The effect of decreasing mAs on image quality and patient dose in sinus CT. *Br J Radiol* 2001; 74:157–61.
19. Suomalainen A, Kiljunen T, Käser Y, Peltola J, Kortensniemi M. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol* 2009; 38:367–78.
20. Sur J, Seki K, Kiozumi H, Nakajima K, Okano T. Effects of tube current on cone-beam computerized tomography image quality for presurgical implant planning in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010; 110:29–33.
21. Vandenberghe B, Luchsinger S, Hostens J, Dhoore E, Jacobs R .The influence of exposure parameters on jawbone model accuracy using cone beam

CT and multislice CT.; The SEDENTEXCT Project Consortium. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012 Sep;41(6):466-474. Epub 2012 Jan 26.

22. Vieira AJ; Garret JM. Understanding Interobserver Agreement: The Kappa Statistic. *Fam Med* 2005;37(5):360-3.

23. White SC, Mallya SM. Update on the biological effects of ionizing radiation, relative dose factors and radiation hygiene. *Aust Dent J* 2012; 57:2–8.

24. Zammit-Maempel I, Chadwick CL, Willis SP. Radiation dose to the lens of eye and thyroid gland in paranasal sinus multislice CT. *Br J Radiol* 2003; 76:418–20.

25. Ziegler CM, Woertche R, Brief J, Hassfeld S. Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofac Radiol* 2002; 31:126–30.

26. 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.

27. 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.

28. Lennon S, Patel S, Foschi F, Wilson R, Davies J, Mannocci F. Diagnostic accuracy of limited-volume cone-beam computed tomography in the detection of periapical bone loss: 360° scans versus 180° scans. *Int Endod J* 2011;44(12):1118-27.

---

\*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.