



Taruska Ventrini Vasconcelos

***“INFLUÊNCIA DA VARIAÇÃO DA MILIAMPERAGEM NA
QUALIDADE DA IMAGEM POR TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO”***

Piracicaba

2013



**Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba**

Taruska Ventorini Vasconcelos

***“INFLUÊNCIA DA VARIAÇÃO DA MILIAMPERAGEM NA
QUALIDADE DA IMAGEM POR TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO”***

Orientador: Prof. Dr. Plauto Christopher Aranha Watanabe

Coorientadora: Profa. Dra. Deborah Queiroz de Freitas

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO APRESENTADA À
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA
UNICAMP PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRA
EM RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA NA ÁREA DE
RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA

Este exemplar corresponde à versão final da Dissertação defendida pela aluna Taruska Ventorini Vasconcelos, e orientada pelo Prof. Dr. Plauto Christopher Aranha Watanabe

Assinatura do Orientador

Piracicaba

2013

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

V441i Vasconcelos, Taruska Ventorini, 1985-
Influência da variação da miliamperagem na qualidade da
imagem por tomografia computadorizada de feixe cônico /
Taruska Ventorini Vasconcelos. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2013.

Orientador: Plauto Chrisptopher Aranha Watanabe.
Coorientador: Deborah Queiroz de Freitas.
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas,
Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Controle da exposição a radiação. 2. Diagnóstico por
imagem. I. Watanabe, Plauto Christopher Aranha. II. Freitas,
Deborah Queiroz de. III. Universidade Estadual de Campinas.
Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.

Informações para a Biblioteca Digital

Título em Inglês: Influence of milliamperage variation on cone-beam
computerized tomography image quality

Palavras-chave em Inglês:

Exposure control to radiation

Diagnostic imaging

Área de concentração: Radiologia Odontológica

Titulação: Mestra em Radiologia Odontológica

Banca examinadora:

Plauto Chrisptopher Aranha Watanabe [Orientador]

Lucio Mitsuo Kurita

Christiano de Oliveira Santos

Data da defesa: 14-02-2013

Programa de Pós-Graduação: 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 27 de Fevereiro de 2013, considerou a candidata TARUSKA VENTORINI VASCONCELOS aprovada.

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Plauto Christopher Aranha Watanabe".

Prof. Dr. PLAUTO CHRISTOPHER ARANHA WATANABE

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Lucio Mitsuo Kurita".

Prof. Dr. LÚCIO MITSUO KURITA

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Christiano de Oliveira Santos".

Prof. Dr. CHRISTIANO DE OLIVEIRA SANTOS

Agradecimentos Institucionais

À Universidade Estadual de Campinas,
na pessoa do Prof. Dr. Fernando Ferreira Costa (Reitor).

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba,
na pessoa do Prof. Dr. Jacks Jorge Júnior (Diretor).

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES,
pela concessão da bolsa DS (Demanda Social).

Agradecimentos

À Deus,

Por guiar toda a minha vida, colocando as coisas certas nas horas certas, mesmo quando eu não entendi os seus propósitos. Obrigado pela sabedoria nos momentos de dúvida, força nos momentos de cansaço e coragem pra enfrentar a dolorosa saudade, essenciais para que eu conseguisse trilhar o caminho, e mais ainda por permitir que esta trajetória acontecesse exatamente como o fez.

Aos meus pais Danilson e Geovanna,

Por fazer dos meus sonhos, os deles, sem medir esforços para que virassem realidade. Quando eu nem sabia andar suas mãos me guiaram nos primeiros passos, e foi sempre apoiada nessas mãos que consegui chegar até aqui. Obrigada pelo estímulo constante, apoio incondicional e eterno carinho.

À Rafael,

Por dividir comigo cada momento na caminhada até aqui, entendendo toda a ausência e falta de atenção frutos da dedicação à essa trajetória, sem nunca pestanejar. Obrigada por fazer meus dias mais felizes, acreditar nos meus sonhos e ser um dos meus maiores incentivadores.

Aos meus irmãos Pedro e Matheus,

Por serem responsáveis pelas melhores lembranças da minha infância, minha eterna referência de cumplicidade e pela amizade de uma vida toda.

À minha avó Marine,

Fonte inesgotável de afeto, por satisfazer nossos mimos e caprichos com extrema alegria e assim ser impecável no exercício do papel de avó.

À minha família,

Pelo amor e união eternos, torcida sincera e por se fazerem presentes mesmo à distância.

Ao meu orientador Prof. Dr. Plauto Christopher Aranha Watanabe

Por ter aceitado o desafio da orientação à distância. Obrigada não só pela oportunidade, mas por toda a ajuda, paciência e confiança depositada.

À minha coorientadora Profa. Dra. Deborah Queiroz de Freitas,

Por ter abraçado essa tarefa junto comigo, sempre com uma disponibilidade e atenção cativantes. Obrigada não só pela ajuda, sem a qual esse trabalho não seria concretizado, mas principalmente pela palavra doce, sorriso no rosto e amizade. Fico feliz de podermos continuar trabalhando juntas.

Ao Prof. Dr. Francisco Haiter Neto,

Por ser nosso verdadeiro mestre, indo além do ensino da Radiologia. Obrigada por se empenhar incansavelmente em nos lapidar, sendo exemplo de dedicação e trabalho levado à sério, nos estimulando constantemente na busca pela excelência.

À Prof. Dra. Solange Maria de Almeida,

Pela porta sempre aberta toda vez que a procurei, sempre atenciosa e disponível a criar projetos, emprestar material, tirar dúvidas e tudo o que fosse necessário para ajudar. Tudo isso, sem perder o coração grande, tão citado por todos como a mãezona da Radiologia.

Ao Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo,

Exemplo maior de que a competência e excelência no trabalho podem ser exercidos com o coração. Obrigada por sair cada dia da sua casa, sempre pronto a nos atender e ensinar, em prol da radiologia, quando muitos já pensariam que fosse hora de descansar. É um privilégio ser sua aluna e da casa que o senhor construiu com tanta dedicação.

Ao Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos,

Pela mão estendida quando precisei e por ter possibilitado a execução desse trabalho. Obrigada pela disponibilidade e por abrir as portas da Radiologia da FoUFBA para que pudéssemos trabalhar, depositando confiança na nossa capacidade.

Aos Profs. Drs. Lúcio Mitsuo Kurita e Christiano de Oliveira Santos,

Pela disponibilidade em enriquecer esse trabalho com suas experiências e conhecimentos na Radiologia Odontológica, contribuindo não só para a conclusão dessa etapa, como para o meu crescimento pessoal e profissional.

Ao Meu Amigo Frederico Sampaio,

Por toda a ajuda desde a elaboração até os últimos retoques desse trabalho. Por me guiar em um início onde ainda faltava a maturidade e ajudar de maneira fundamental para que eu chegasse até aqui.

À secretária Luciane Sattolo, e aos técnicos e funcionários da clínica de Radiologia Odontológica da FOP, Waldeck Moreira, Fernando Andrade e Giselda Gonçalves,

Obrigado pela dedicação e paciência. Vocês são peças fundamentais para tornarem a Radiologia o que ela é.

Aos Meus irmãos baianos-piracicabanos Livia e Fred,

Por terem me acolhido desde o início e juntos comigo enfrentarem a saudade de casa. Escutaram tantas e tantas vezes eu repetir os sonhos, lamentos e alegrias, sempre pacientes, dividindo ou comemorando cada momento comigo, com aquele abraço, que só verdadeiros amigos podem dar. Obrigada por tudo, nossa amizade é eterna.

À minha família piracicabana,

Gabriella Rezende, Phillipe Nogueira, Yuri Nejaim, Karla Rovaris, Amaro Vespasiano, Karla Vasconcelos, Anne Oenning, Saulo Leonardo e Sérgio Lins, pelo apoio na caminhada desse sonho em comum, por tornarem meus dias tão mais felizes e esses anos em piracicaba simplesmente inesquecíveis. Nem chegou o dia de ir embora e já morro de saudades de cada um.

Aos colegas da Radiologia,

Débora Távora, Débora Moreira, Monikelly Nascimento, Manuela Belém, Maria Augusta Visconti, Ana Caroline, Daniela Brait, Gina Roque, Thiago Gamba, Helena Aguiar, Laura Sotelo, Liana Ferreira, Maria Beatriz Alonso, Matheus Oliveira, Paulo De Tarso, Rafaela Argento, Saione Sá, pelo convívio diário, conversas amigas e ajuda sempre disponível, que tornam a radiologia um lugar maravilhoso de se viver. Afinal, a FOP vira mesmo nossa segunda casa.

“Há que se viver de tal modo que, em tudo, apesar de tudo, possa o amor prevalecer.”

Pe. Airton Freire

RESUMO

Imagens por tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) são frequentemente utilizadas; no entanto, seu uso envolve doses de radiação que não podem ser indiscriminadas. A redução da miliamperagem (mA) é um dos meios mais práticos para se reduzir a dose de radiação; porém, ainda não se sabe o efeito isolado de protocolos de baixa mA na qualidade das imagens, fundamental para uma correta análise dessas. Com isso, o objetivo desse estudo foi avaliar a influência da variação da miliamperagem na qualidade da imagem de TCFC de diferentes regiões ósseas de mandíbulas edêntulas. Os exames tomográficos foram realizados em oito mandíbulas secas, utilizando os diferentes valores de miliamperagem disponíveis (2, 4, 6,3, 8, 10, 12 e 15 mA), em um aparelho de tomografia computadorizada de feixe cônico (K9000, Kodak). Após a obtenção das imagens, os cortes parassagitais das regiões correspondentes às de incisivos, caninos, pré-molares, 1º molares e 2º molares foram avaliados por três radiologistas, de duas maneiras. Inicialmente, foi realizada uma avaliação subjetiva da qualidade, na qual foi adotada uma escala de quatro pontos (0 a 3), de acordo com a visibilidade das estruturas; posteriormente, os avaliadores realizaram uma avaliação objetiva, através da obtenção de medidas nas imagens, as quais foram posteriormente comparadas com medidas obtidas diretamente nas mandíbulas. Vinte e cinco por cento das imagens foram reavaliadas pelos examinadores, após 30 dias, para avaliação da concordância intraexaminador. Os resultados intra e interexaminador variaram entre bom a muito bom para avaliação da qualidade da imagem e foram excelentes quando foram avaliadas as medidas. Após a aplicação do teste estatístico de Tukey, foi possível observar que existiu uma influência da corrente utilizada na qualidade da imagem; entretanto, essa influência foi limitada ao uso de mA baixas (2 e 4). Após a mA 6,3, as imagens apresentaram desempenho semelhante, demonstrando não haver associação linear entre aumento dessa e melhora da qualidade da imagem. As medidas da altura óssea não sofreram influência da mA utilizada; porém, as imagens obtidas com 6,3 mA apresentaram a menor diferença em relação às medidas reais. Assim, pôde-se concluir que a mA 6,3 apresenta um equilíbrio adequado entre dose de radiação e

qualidade da imagem no aparelho avaliado, devendo assim ser utilizada, e que o uso de mA maiores deve ser evitado, uma vez que não resultaram em imagens de maior qualidade e, com isso, apresentariam maior dose de radiação sem benefícios para o paciente.

Palavras-chave: Tomografia computadorizada de feixe cônico, Controle de exposição a Radiação, Diagnóstico por imagem

ABSTRACT

Despite cone beam computed tomography (CBCT) images are often used, this involves radiation doses that requires attention. The milliamperage (mA) reduction is an easy way to reduce radiation dose; however, the isolated effect of low mA settings on image quality is not knowed. This study aimed to evaluate the milliamperage in the image quality of the CBCT in different edentulous bone regions. The examinations were done in eight dry mandibles with different milliamperage values (2, 4, 6.3, 8, 10, 12 and 15) using the KODAK 9000 CBCT unit. The cross-sectional slices of the incisive, canine, premolar, first and second molar were analyzed by three oral radiologists, in two ways. Initially, a subjective evaluation of the visibility of the anatomical structures was performed based on a four grade scale and, afterwards, an objective evaluation through bone height measurement, which was compared with the real measures obtained in the mandible. After 30 days, 25% of the sample was re-evaluated by the observers, in order to obtain the intraobserver reproducibility. The intra and interobserver values varied between good and very good for the image quality evaluation, and they were excellent when evaluating the measurements. The Tukey test showed the influence of the milliamperage in the image quality, but only in the lowest values (2 and 4). The other milliamperage values had a similar performance. The measurements of bone height were not influenced by milliamperage, but the images obtained with 6.3 mA showed the lowest difference compared to the real measurements. Thus, it was concluded that the 6.3 mA provides an appropriate balance between radiation dose and image quality, and therefore the use of higher milliamperage values should be avoided since it does not provide an improvement of the image quality and it uses higher radiation dose without any benefit for the patient.

Keywords: Cone-beam computed tomography, Radiation exposure control, Image Quality

SUMÁRIO

Introdução	1
Proposição	4
Capítulo 1: Influência da variação da miliamperagem na qualidade da imagem por tomografia computadorizada de feixe cônico.....	5
Capítulo 2: Influence of milliamperage variation on cone-beam computerized tomography image quality	24
Considerações Gerais	42
Conclusões.....	43
Referências	44
Apêndice.....	46
Metodologia detalhada	46
Anexo	57
1. Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa.....	57
2. Carta de confirmação da submissão do artigo	58

INTRODUÇÃO

A obtenção da imagem por Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) envolve única varredura de 360°, na qual o feixe de raios X cônico e um detector plano, de forma sincronizada, movem-se ao redor da cabeça do paciente, que permanece imóvel. A cada parte do giro, imagens-base, similares à radiografia cefalométrica de perfil, são adquiridas. Essa série de imagens base é referida como a projeção de dados. Programas computacionais que incorporam sofisticados algoritmos são aplicados a esses dados para gerar uma imagem tridimensional volumétrica e imagens reconstruídas em diversos planos (Scarfe & Farman, 2008).

Impulsionada pelas vantagens de uma imagem tridimensional que associa qualidade de imagem e eficácia em auxiliar o diagnóstico, somada à possibilidade de aquisição com menores doses de radiação que a Tomografia Computadorizada (TC), a utilização desse tipo de exame é cada vez maior na Odontologia (Mah *et al.*, 2003; Guerrero *et al.*, 2006, Jacobs, 2011).

Entretanto, apesar das suas vantagens, ainda que as doses de radiação associadas à TCFC sejam consideravelmente menores que os exames de TC, elas são elevadas quando comparadas a outras técnicas radiográficas usadas na Odontologia, o que limita o seu uso.

De acordo com a Comissão Internacional de Proteção Radiológica ICRP (2007), o uso das radiações ionizantes deve garantir o menor dano possível ao ser humano. Baseado nisso recomenda um sistema de proteção radiológica fundamentado em três princípios básicos: justificação, otimização e limitação da dose, que juntos afirmam que a exposição à radiação ionizante só deve ocorrer quando gerar benefício ao paciente e a dose deve ser mantida tão baixa quanto razoavelmente possível.

Ratificando essa recomendação, a diretiva número 172 de proteção radiológica da comissão Europeia (2012) estabeleceu regras específicas para o uso da TCFC, restringindo seu uso a situações nas quais esteja previamente justificado por um exame clínico-

anamnésico e forneça informações adicionais, as quais não possam ser obtidas por imagens convencionais.

Os fabricantes de aparelhos normalmente indicam protocolos de exposição padrões para obtenção de alta qualidade de imagem e menor ruído. Entretanto, esses protocolos exigem altos parâmetros de exposição, responsáveis por maiores doses de radiação (Ludlow, 2006).

Visando avaliar a influência dos parâmetros de exposição, Qu *et al.* (2010) compararam as doses resultantes de diferentes protocolos de um aparelho de TCFC, utilizando dosímetros termoluminescentes. Os parâmetros alterados incluíam mA, FOV e resolução. As doses efetivas decorrentes da alteração do mA variaram entre 102 a 298 μSv e as doses reduziram significativamente quando a configuração de baixa resolução foi selecionada, o que demonstrou a grande influência desses parâmetros na dose e a necessidade de um ajuste desses para otimizar o exame.

Dentre esses fatores, destaca-se a relação de proporcionalidade entre a corrente do tubo e a dose resultante. Estudos prévios ratificaram a ocorrência de um aumento de dose linear de acordo com o valor do mA utilizado e afirmaram que grandes reduções na dose efetiva podem ser alcançadas, através do controle da mA (Ludlow *et al.*, 2006; Palomo *et al.*, 2008; Pauwels *et al.*, 2012).

Entretanto, deve-se considerar que a TCFC trata-se de uma técnica relativamente nova, com um crescente aumento da variedade de aparelhos disponíveis e que, apesar da grande quantidade de estudos que demonstram suas excelentes propriedades e o valor sobre outras técnicas de imagens, as pesquisas são inconclusivas quando se fala de tecnologia e parâmetros de exposição (Jacobs, 2011). Para Pauwels *et al.*, em 2012, ainda existe uma ausência de estudos que atentem para a otimização desses fatores.

Apesar de possível, reduções de dose excessivas podem afetar de forma adversa a qualidade da imagem, resultando em exames com granulação aumentada e nitidez reduzida, causada por fatores de exposição muito baixos. Assim, o estabelecimento de um protocolo de acordo com características do paciente e o propósito do exame é necessário.

Alguns estudos afirmaram a possibilidade de diminuir a mA, sem prejudicar a imagem e mantendo a qualidade para diagnóstico. Com o objetivo de avaliar a influência desse parâmetro em imagens por TCFC, observaram que mesmo os mA mais baixos forneceram imagens adequadas, e que a influência exercida sobre os tons de cinza é limitada, não sendo significativa a ponto de prejudicar a imagem (Kwong *et al.*, 2008; Parsa *et al.*, 2012). A comparação entre imagens adquiridas com protocolos recomendados pelo fabricante e protocolos com diversas combinações de fatores, não mostraram diferenças relevantes entre as imagens, destacando a possibilidade de alteração desses e otimização do exame. Entretanto ao se avaliar os fatores combinados, não é possível conhecer influência exata de cada um e assim a possibilidade de manipulá-los (Dawood *et al.*, 2012).

Uma das ferramentas importantes na análise de imagens, utilizadas para diversas áreas da Odontologia, são as medidas lineares. A TCFC já provou ser uma ferramenta útil para esse tipo de avaliação, fornecendo medidas com acurácia e reprodutibilidade (Lascala *et al.*, 2004, Kamburoglu *et al.*, 2009). Entretanto, estudos mostraram que existem interferências na acurácia desses valores, provavelmente reflexo dos protocolos de escaneamento e das diferentes reconstruções das imagens (Lou *et al.*, 2007, Kamburoglu *et al.*, 2009).

Diversos fatores como posicionamento do paciente, número de projeções base e voxel já foram testados e não apresentaram influência sobre a fidelidade das medidas (Ludlow *et al.*, 2007, Brow *et al.*, 2009, Torres *et al.*, 2012). Porém, o efeito nas medidas lineares de protocolos de baixa dose, baseados na redução da miliamperagem, não é estabelecido, tendo sido pouco estudado. Dessa maneira, um maior conhecimento é necessário, a fim de se estabelecer um protocolo ideal que possa ser utilizado, apresentando medidas exatas com uma menor dose de radiação possível.

Assim, considerando as novidades da tecnologia que surgem, as diferentes possibilidades de protocolos, as diferenças entre aparelhos, uma avaliação da qualidade geral da imagem e da exatidão das medidas é necessária.

PROPOSIÇÃO

O objetivo no presente estudo foi avaliar a influência da variação da mA na qualidade da imagem por TCFC, por meio de duas análises: objetiva (obtenção de medidas) e subjetiva.

CAPÍTULO 1

Influência da variação da miliamperagem na qualidade da imagem por tomografia computadorizada de feixe cônico

Taruska Ventrini Vasconcelos^a, DDS, Frederico Sampaio Neves^a, DDS, MS, Deborah Queiroz de Freitas^a, DDS, MS, Phd, Paulo Sérgio Flores Campos^b, DDS, MS, PhD and Plauto Christopher Aranha Watanabe, DDS, MS, PhD^c

^a *Departamento de Diagnóstico Oral, Divisão de Radiologia Oral, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade de Campinas, Piracicaba, São Paulo, Brazil*

^b *Departamento de Radiologia Oral, Divisão de Radiologia Oral, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal da Bahia, Salvador, Bahia, Brazil*

^c *Departamento de Estomatologia, Saúde Coletiva e Odontologia Legal, Divisão de Radiologia, Universidade of São Paulo, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil*

Palavras chaves: Tomografia computadorizada de feixe cônico, dose de radiação, miliamperagem, qualidade de imagem

Correspondência: Taruska Ventrini Vasconcelos, Departamento de Diagnóstico Oral, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade de Campinas, UNICAMP, 901, Av. Limeira, Caixa postal 52, 13414-903, Piracicaba, SP, Brazil. Phone: +55-19-21065327

E-mail: tataventorini@hotmail.com

Resumo

Objetivo. Avaliar a influência da variação da miliamperagem (mA) na qualidade da imagem por tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC).

Metodologia. Oito mandíbulas foram escaneadas com diferentes protocolos de mA (2, 4, 6,3, 8, 10, 12 e 15mA) no aparelho de TCFC KODAK 9000. (K9000, Kodak). Três examinadores avaliaram as imagens através de duas análises: subjetiva e objetiva. Após 30 dias, vinte e cinco por cento das imagens foram reavaliadas. O coeficiente de correlação intraclasse (ICC) avaliou a reprodutibilidade intra e interexaminador. O efeitos dos protocolos de mA foram avaliados através da análise de variância (ANOVA) e do teste de Tukey.

Resultados. Os valores de ICC variaram entre 0.46 e 0.98. A miliamperagem influenciou a análise subjetiva, porém somente nos valores mais baixos de mA (2 e 4mA) e não influenciou a análise objetiva.

Conclusão. O protocolo médio de mA (6.3 mA) forneceu uma qualidade de imagem apropriada; portanto o uso de maiores valores de mA devem ser evitados uma vez que produzem maiores doses de radiação sem fornecer benefícios adicionais para o paciente.

Palavras-chave: Tomografia computadorizada de feixe cônico, miliamperagem, qualidade de imagem, mensurações

Introdução

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) é uma ferramenta de imagem cada vez mais utilizada em diversas áreas da odontologia. Uma das grandes vantagens desta técnica está em apresentar uma imagem tridimensional, evitando a superposição de estruturas, ao mesmo tempo em que pode superar a limitação das altas doses associadas à Tomografia computadorizada Multi-Slice (TC) (Mah *et al.*, 2003; Guerrero *et al.*, 2006). Entretanto a depender dos parâmetros de exposição utilizados, a dose resultante da TCFC irá variar de maneira significativa. Estudos mostram que a seleção apropriada dos parâmetros de exposição e FOV são essenciais para realização de um exame de baixa dose. (Loubele *et al.*, 2009, Pauwels *et al.*, 2012). A redução da miliamperagem (mA) é um dos meios mais práticos para se reduzir a dose de radiação, porém, pode aumentar o ruído da imagem, podendo influenciar na qualidade de diagnóstico (Sur *et al.*, 2010).

A Comissão internacional de proteção radiológica (ICRP) (ICRP, 2007) considera que imagens de máxima qualidade não são essenciais para todas as tarefas de diagnóstico e ressalta que a visibilidade em imagens de alta qualidade, adquiridas à custa de altas doses, não é necessariamente maior que a das imagens de baixa dose. Além disso, a redução na exposição que usualmente gera degradação na qualidade da imagem, potencialmente reduzindo o diagnóstico, pode não ser tão crítica na região maxilofacial, porque a maxila e a mandíbula são estruturas de relativo alto contraste e menos susceptíveis a mudanças na fidelidade das imagens (Sur *et al.*, 2010).

Baseado na relação da qualidade de imagem com a indicação em questão (ICRP, 2007), uma das tarefas frequentemente realizada nas imagens é a obtenção de medidas, e a acurácia dessas não deve ser afetada. Fatores como voxel e posicionamento do paciente já foram estudados, porém a interferência dos fatores de exposição ainda não é estabelecido. (Ludlow *et al.*, 2007; Torres *et al.*, 2012)

Para se alcançar imagens de alta qualidade com o mínimo de ruído, geralmente os fabricantes determinam que os protocolos estabelecidos por eles sejam rigidamente

seguidos. Contudo, esses protocolos geralmente adotam fatores de exposição elevados (Ekestubbe *et al.*, 1996; Zammit-Maempel *et al.*, 2003). Devido a isso, o estabelecimento de protocolos mínimos que associem qualidade à baixas doses de radiação são necessários. Porém, a TCFC é uma técnica relativamente nova, com uma crescente disponibilidade de diferentes aparelhos, que tem o enfoque dos estudos geralmente voltado para suas propriedades e vantagens sobre outros tipos de exames. Até o presente momento, as pesquisas são inconclusivas quando se fala de tecnologia e parâmetros de exposição. (Jacobs, 2011; Pauwels *et al.*, 2012).

Assim o objetivo do presente estudo foi avaliar a influência da variação da mA na qualidade da imagem por TCFC, por meio de duas análises: objetiva e subjetiva.

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 102/2011). Foram utilizadas oito mandíbulas humanas maceradas de idade e gênero desconhecido, as quais se encontravam completamente edêntulas e sem alvéolos abertos.

Em cada mandíbula foram selecionados 10 sítios para serem avaliados. Cada sítio foi selecionado bilateralmente, em regiões previamente correspondentes a determinados grupos de dentes, baseado em uma metodologia previamente proposta por Neves *et al.* (2012): Incisivos (I- 1 cm à distal da linha média da mandíbula), Canino (CA- 2 cm à distal da linha média da mandíbula), Pré-Molares (PM- na região do forame mental), 1º Molar (1º MO- 1 cm à distal do forame mental e 2º Molar (2º MO- 2 cm à distal do forame mental). Posteriormente, esses sítios foram demarcados, utilizando-se marcadores hiperdensos (cones de gutta-percha), fixados em toda extensão da cortical vestibular, de maneira perpendicular à base da mandíbula, com o objetivo de delimitar a região onde seriam realizados os cortes tomográficos para análise das imagens.

As imagens foram adquiridas no aparelho de TCFC Kodak 9000 (Kodak Dental Systems, Carestream Health, Rochester, NY, USA). Para isso, as mandíbulas foram colocadas em uma caixa de poliestireno contendo água, de maneira que a cobrisse, para

simular a atenuação do feixe de radiação pelos tecidos moles, sem causar artefatos na imagem.

O protocolo de exposição utilizado foi: 60 kVp, 10,8 segundos, FOV 50x38mm e voxel 0,2mm, e com o objetivo de testar o efeito da mA, utilizou-se todos os valores fornecidos pelo aparelho, do menor ao maior (2, 4, 6.3, 8, 10, 12 e 15 mA) (Figura1). A cada aquisição, foram registrados os valores de DLP (Dose Length Product) fornecidos pelo próprio aparelho (33.5, 66.9, 105, 134, 167,201 e 251 $\mu\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$, respectivamente), utilizados para observação da variação da dose de acordo com a mA selecionada.

Cada uma das 560 imagens foram avaliadas por três radiologistas odontológicos, previamente calibrados, sem o conhecimento dos parâmetros de exposição, utilizando o software Kodak Dental Imaging Software 3D (KDIS-3D, v.2.4.14, Carestream Health, Rochester, NY, USA), em um ambiente com condições de iluminação ideais. Os avaliadores não utilizaram filtros específicos de imagem ou a ferramenta “zoom”.

Para a análise das imagens, foram obtidos cortes parassagitais, avaliados na imagem onde a gutta-percha estivesse visível na sua maior extensão na cortical vestibular. Para isso foi utilizada a ferramenta de inclinação do corte, fornecida pelo próprio software. Em cada corte, com o objetivo de realizar uma análise comparativa da qualidade da imagem nos diferentes valores de mA estudados, foram realizadas dois tipos de análise, subjetiva e objetiva.

Para a avaliação subjetiva foi avaliada a qualidade de imagem das corticais mandibulares (DC), trabeculado ósseo (VT), forame mental (FM), canal mandibular (CA) e qualidade geral da imagem. Uma escala de 4-pontos (3 - excelente, 2 - boa, 1 - ruim e 0 - impossível diagnóstico), como utilizada por Sur *et al* (2010), foi aplicada para classificar cada estrutura anatômica.

Posteriormente foi realizada a avaliação objetiva através da aquisição de medidas lineares de altura óssea (AO- se estendendo do ponto mais alto do rebordo alveolar até o ponto mais baixo da cortical externa da mandíbula) em cada sítio. Nos sítios de pré-molares e molares foram medidas as alturas do forame mental (AF - ponto mais alto do rebordo à

cortical superior do forame) e do canal mandibular (AC - do ponto mais alto do rebordo à cortical superior do canal mandibular) (Figura 2).

Para testar a acurácia das medidas realizadas nas imagens, foram realizadas mensurações diretas nas mandíbulas, com o auxílio de um paquímetro digital (SC-6 digital caliper; Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japan). Para isso as mandíbulas foram seccionadas utilizando uma serra elétrica de bancada, nos sítios previamente delimitados. A secção era feita imediatamente antes da gutta-percha, com o objetivo de preservar o tecido ósseo da região avaliada. Em cada uma das secções correspondentes aos cortes tomográficos, cada medida foi obtida três vezes e a média considerada a medida real.

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 concordância foram avaliados através do coeficiente de correlação intraclasse, a intraexaminador e a interexaminador.

Uma vez conhecida a concordância dos resultados, foram calculadas as médias dos escores fornecidos pelos examinadores na avaliação subjetiva, e a diferença entre as medidas das peças e a médias das mensurações realizadas pelos examinadores. Esses valores foram submetidos ao teste de Tukey que objetivou testar o efeito da mA na qualidade da imagem para os critérios avaliados.

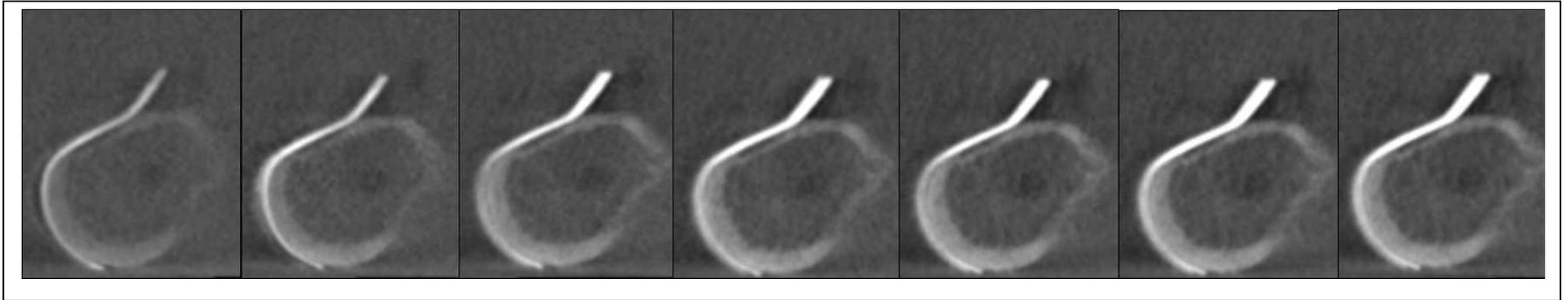


Figura 1 – Imagens adquiridas com os protocolos de mA 2, 4, 6.3, 8, 10, 12 e 15, respectivamente.

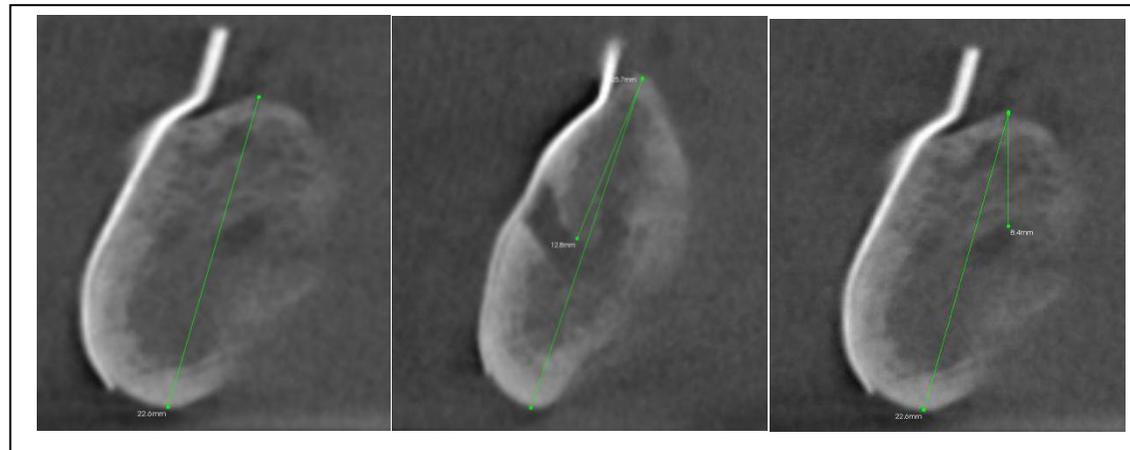


Figura 2 – Medidas realizadas nas imagens: A (AO); B (AF); C (AC).

Resultados

Os valores de ICC mostraram uma reprodutibilidade intraexaminador que variou entre bom a muito bom (0,46 a 0,72) para avaliação da qualidade da imagem, e foram excelentes (0,81 a 0,99) quando foram avaliadas as medidas. Os resultados da concordância interexaminador foram similares, variando de bom a muito bom (0,54 a 0,69) para a análise da qualidade da imagem, sendo excelentes (0,91 a 0,98) em relação às mensurações (Weir, 2005).

As médias dos escores das avaliações da qualidade da imagem, em todos os quesitos analisados, estão apresentadas nas tabelas de 1 a 4. Foram observadas diferenças significativas ($p < 0,05$) em todas as avaliações, porém o teste de Tukey demonstrou que a partir de um determinado protocolo de mA utilizado (6,3 mA), as médias de qualidade não diferiam entre si, sendo significativamente maiores que as observadas nos protocolos 2 e 4mA, exceto para a determinação das corticais, onde somente a partir do grupo 10mA as médias de qualidade foram significativamente maiores que as demais.

Para a avaliação das mensurações, inicialmente foram calculadas as diferenças entre as médias das medidas obtidas nas imagens, pelos três examinadores, em cada um dos sítios, e as medidas obtidas nas peças. A tabela 5 mostra essas médias e o desvio padrão comparados entre os diferentes protocolos de mA. Exceto no sítio de 2º Molar, o teste de Tukey não demonstrou diferenças significantes na acurácia das medidas entre os grupos de mA analisados.

Tabela 1 - Média e desvio padrão dos escores atribuídos à qualidade das corticais mandibulares nas imagens por mA e por região

Corrente mA	I	C	PM	M1	M2
2	1.67 (0,41) C	1.70 (0,34) D	1.58 (0,31)C	1,20 (0,29) D	1.25 (0,35) C
4	2.22 (0,35) B	2.22 (0,35) C	1.97 (0,41)B	1,66 (0,40) C	1.70 (0,46) B
6,3	2.35 (0,33) B	2.35 (0,33) BC	2.25 (0,37) AB	2,02 (0,37) AB	1.85 (0,36) B
8	2.35 (0,35) B	2.31 (0,33) C	2.12 (0,43) AB	1,72 (0,37) BC	1.70 (0,34) B
10	2.70 (0,24) A	2.64 (0,19) A	2.41 (0,22) A	2,16 (0,36) A	2.16 (0,43) A
12	2.64 (0,28) A	2.62 (0,20) A	2.41 (0,25) A	2,20 (0,29) A	2.16 (0,34) A
15	2.66 (0,27) A	2.58 (0,31) AB	2.47 (0,36) A	2,25 (0,25) A	2.22 (0,31) A
p	< 0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001

* Médias seguidas de letras distintas na vertical diferem entre si (p < 0,05), de acordo com o teste de Tukey.

Tabela 2 - Média e desvio padrão dos escores atribuídos à visualização do trabeculado ósseo nas imagens por mA e por região

Corrente mA	I	C	PM	M1	M2
2	1.37 (0,38) D	1.41 (0,22) D	1.45 (0,24) C	1.10 (0,16)C	1.00 (0,17) B
4	1.77 (0,35) C	1.77 (0,33) C	1.56 (0,29) BC	1.39 (0,13)B	1.45 (0,29) A
6,3	2.08 (0,37) B	1.97 (0,28) BC	1.85 (0,29) AB	1.56 (0,33) AB	1.47 (0,36) A
8	1.97 (0,39) BC	1.97 (0,33) BC	1.68 (0,41) ABC	1.47 (0,29) AB	1.41 (0,28) A
10	2.20 (0,29) AB	2.22 (0,23) A	1.91 (0,28) A	1.64 (0,33) A	1.59 (0,27) A
12	2.37 (0,38) A	2.29 (0,24) A	1.81 (0,29) AB	1.50 (0,21) AB	1.39 (0,18) A
15	2.22 (0,31) AB	2.16 (0,32) AB	1.95 (0,36) A	1.60 (0,30) AB	1.41 (0,19) A
p	< 0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001

* Médias seguidas de letras distintas na vertical diferem entre si (p < 0,05), de acordo com o teste de Tukey.

Tabela 3 - Média e desvio padrão dos escores atribuídos à visualização do forame mental e canal mandibular nas imagens por mA e por região

Corrente mA	PM	C1	C2
2	1.79 (0,48) C	0.66 (0,45) C	0.79 (0,40) B
4	1.97 (0,37) BC	0.87 (0,46) BC	0.77 (0,54) B
6,3	2.16 (0,32) ABC	1.18 (0,54) AB	0.91 (0,49) AB
8	2.10 (0,46) ABC	1.12 (0,64) AB	1.08 (0,61) A
10	2.27 (0,42) AB	1.29 (0,71) A	1.03 (0,64) A
12	2.43 (0,48) A	1.31 (0,61) A	1.02 (0,52) A
15	2.37 (0,50) AB	1.33 (0,72) A	1.06 (0,57) A
p	<0,0001	<0,0001	0,02

* Médias seguidas de letras distintas na vertical diferem entre si ($p < 0,05$), de acordo com o teste de Tukey.

C1 e C2 – Avaliação do canal mandibular na região de 1° e 2° molar respectivamente

Tabela 4 - Média e desvio padrão dos escores atribuídos à qualidade geral das imagens por mA e por região

Corrente mA	I	C	PM	M1	M2
2	1.52 (0,34) C	1.56 (0,26) D	1.56 (0,29) D	1.08 (0,19) C	1.04 (0,24) C
4	2.14 (0,35) B	2.10 (0,33) C	1.79 (0,37) CD	1.41 (0,22) B	1.45 (0,31) A
6,3	2.33 (0,36) AB	2.29 (0,36) ABC	2.10 (0,37) ABC	1.62 (0,34) AB	1.54 (0,29) AB
8	2.18 (0,29) B	2.20 (0,31) BC	1.95 (0,36) BC	1.50 (0,38) B	1.41 (0,37) B
10	2.50 (0,17) A	2.50 (0,21) A	2.22 (0,26) AB	1.79 (0,43) A	1.61 (0,36) AB
12	2.50 (0,24) A	2.45 (0,26) A	2.27 (0,30) AB	1.79 (0,34) A	1.66 (0,32) AB
15	2.47 (0,21) A	2.45 (0,20) AB	2.33 (0,29) A	1.81 (0,32) A	1.60 (0,30) A
p	< 0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001

* Médias seguidas de letras distintas na vertical diferem entre si ($p < 0,05$), de acordo com o teste de Tukey

Tabela 5. Média e desvio padrão da diferença das medidas obtidas nas imagens e nas peças por mA e por região em mm.

Corrente mA	I	C	PM	F	M1	M2	C1	C2
2	0.68 (0,69) A	0.79 (0,89) A	0.47(0,36) A	0.57(0,30) A	0.43 (0,37) A	0.70 (0,49) A B	0.41 (0,40) A	0.62 (0,30) A
4	0.72 (0,59) A	0.94(1,29) A	0.84(1,27) A	0.55 (0,44) A	1.16 (1,8) A	1.30(1,57) B	0.39 (0,36) A	0.66 (0,30) A
6,3	0.65 (0,77) A	0.67(0,93) A	0.40(0,27) A	0.40(0,32) A	0.47 (0,39) A	0.57 (0,47) A	0.33 (0,24) A	0.50 (0,30) A
8	0.75 (0,86) A	0.72(0,96) A	0.38(0,28) A	0.43 (0,27) A	0.44 (0,40) A	0.58 (0,55) A B	0.22 (0,10) A	0.53 (0,22) A
10	0.73 (0,80) A	1.14(1,76) A	0.56 (0,36) A	0.41(0,31) A	0.39 (0,33) A	0.58(0,32) A B	0.44 (0,33) A	0.42 (0,25) A
12	0.76 (0,73) A	0.64(0,83) A	0.40(0,26) A	0.34(0,26) A	0.52(0,49) A	0.52 (0,51) A	0.45 (0,38) A	0.54 (0,37) A
15	0.76 (0,93) A	0.68(0,94) A	0.38(0,28) A	0.44 (0,26) A	0.48 (0,40) A	0.54(0,53) A	0.36 (0,27) A	0.55 (0,34) A
p	0,37	0,52	0,41	0,13	0,53	0,008	0,84	0,35

* Médias seguidas de letras distintas na vertical diferem entre si ($p < 0,05$), de acordo com o teste de Tukey.

Discussão

A dose de radiação resultante de um exame por TCFC varia de maneira significativa, sendo determinada de acordo com os diferentes parâmetros de exposição e tipos de aparelho utilizados. Estudos prévios já demonstraram que o aumento de fatores como kVp, mA e tempo de exposição resultaram em um aumento da dose e ressaltaram o efeito determinante da corrente do tubo, a qual está linearmente associado à radiação total durante o exame por tomografia. (Ludlow *et al.*, 2006, Palomo *et al.*, 2008., Suomalainen *et al.*, 2009). Como o objetivo do presente trabalho não foi avaliar o efeito do aumento da dose decorrente do aumento da mA no indivíduo, e sim na qualidade da imagem, optou-se por não realizar a dosimetria e utilizar os valores de dose fornecidos pelo próprio aparelho. Com isso, foi observado nesse estudo uma redução da dose expressiva, superior à estimativa de 50% relatada na literatura, destacando a necessidade de avaliação do efeito dessa redução (Okano *et al.*, 2009, Koizumi *et al.*, 2010).

Em relação aos diferentes tipos de aparelhos deve-se atentar ao fato de que em muitos dispositivos os parâmetros de exposição são fixos, determinados pelo fabricante, os quais não estando sujeitos à manipulação pelo operador. Esse fato contraria uma das diretrizes do SEDENTEXCT, que determina que esses devem ser ajustáveis nos aparelhos e variar de acordo com o tipo do paciente e a finalidade de diagnóstico. No presente trabalho, optou-se pela utilização do aparelho KODAK K9000, uma vez que esse permite a variação dos parâmetros de exposição, dentre esses a miliamperagem, tendo sido utilizadas da menor à maior mA fornecida por esse.

Entretanto, a redução da dose geralmente aumenta o ruído da imagem, degradando-a e potencialmente reduzindo sua qualidade. Assim, qualquer alteração na corrente do tubo deve ser feita com cautela e baseada em conhecimentos sólidos. Porém, a existência de protocolos responsáveis por diminuir a dose de radiação e otimizar a qualidade de imagem, ao mesmo tempo, é limitada. (Sur *et al.*, 2010). Além disso, diversos estudos encontrados na literatura avaliam a qualidade de maneira simplificada. A ICRP (2007) chama a atenção para a dificuldade de definir e quantificar a qualidade da imagem. Para a comissão, a avaliação da qualidade da imagem deve ser realizada através do método subjetivo somado a

uma avaliação que utilize medidas objetivas. Para esses, a avaliação subjetiva é uma tarefa não específica, proveniente do senso subjetivo do que é uma imagem ideal; por outro lado, a avaliação baseada somente em um método objetivo pode não capturar completamente todas as características relevantes quando se analisa uma imagem. Assim, a determinação de um nível ótimo de qualidade é uma tarefa complexa, a qual deve envolver os dois tipos de análise. Devido a isso, na tentativa de determinar um protocolo que forneça a melhor qualidade de imagem com a menor dose de radiação possível, e um nível de ruído “adequado”, esse estudo baseou a avaliação da qualidade em 2 tipos de análises, subjetiva e objetiva.

Em relação à análise qualitativa da imagem e da visibilidade das estruturas anatômicas, diversos estudos afirmaram a possibilidade de redução da miliamperagem em TC, sem prejuízo das propriedades das mesmas (Ekkestube *et al.*, 1996, Rustemeyer *et al.*, 2004, Gundogdu *et al.*, 2005). Mais recentemente, estudos em TCFC observaram que a variação da mA apesar de influenciar no nível de ruído, tem uma interferência limitada na qualidade da imagem, sendo possível a obtenção de imagens adequadas quando se utiliza mA menores que as padrões, e descartando a necessidade do uso dessas (Kwong *et al.*, 2008, Sur *et al.* 2010; Parsa *et al.*, 2012; Dawood *et al.* 2012). Achados que estão de acordo com o resultado do presente estudo, no qual apesar de existirem diferenças estatísticas entre os escores atribuídos às imagens, quando comparados os diferentes protocolos de mA, sugerindo relação entre essa e a deterioração da imagem, pôde-se perceber que essa influência é consequência somente do efeito de mA mais baixas (2 e 4 mA), as quais foram responsáveis por imagens de pior qualidade. Observou-se que uma redução da mA e consequentemente da dose, é possível, uma vez que a partir de um mA médio (6,3) não se observou uma associação linear entre aumento do mA e melhora da qualidade da imagem. Kwong *et al.* (2008), ao avaliarem diferentes combinações de parâmetros de exposição, incluindo a mA (2, 5, 10 e 15 mA), também destacaram que apesar da redução da mA ser possível, o menor protocolo utilizado (2mA) gerou imagens com a pior qualidade para diagnóstico.

Apesar de indicada, a redução da mA precisa ser feita com cautela, visto que o efeito dessa pode não influenciar de maneira homogênea todas as estruturas avaliadas. Liang *et al* (2010), classificam determinadas estruturas como “delicadas”, dentre essas o trabeculado ósseo, e afirmam que essas sofrem uma maior interferência do ruído. Resultado parcialmente contraditório ao presente estudo já que uma maior influência da redução da corrente na degradação da imagem somente ocorreu na visualização e determinação das corticais, enquanto a visibilidade das demais estruturas, permaneceu constante a partir do protocolo de 6,3 mA. Outro estudo avaliou a visibilidade de estruturas anatômicas em maxila e mandíbula, e concluíram que a cortical mandibular pode ser adequadamente visualizada nas imagens adquiridas com 8 e 4 mA (Sur *et al.*, 2010). Entretanto é importante observarmos que ambos trabalhos utilizaram aparelhos diferentes daquele do presente estudo, denotando que a interferência degradante pode ser mais evidenciado por outros fatores decorrentes do próprio aparelho, do que a mA em si.

Os profissionais frequentemente utilizam as medidas lineares no auxílio ao planejamento de diversos procedimentos odontológicos, principalmente na implantodontia, as quais devem ser as mais acuradas possíveis. Ao compararmos as diferenças entre as medidas obtidas nas imagens adquiridas com as diversas mA estudadas e as medidas executadas diretamente das peças, não foram encontradas diferenças estatísticas, revelando uma ausência de relação entre aumento da mA e fidedignidade das medidas nas imagens. Isso justifica o uso protocolos de baixa dose quando a finalidade do exame for a realização de medidas. Um estudo prévio também demonstrou a possibilidade da aquisição de exames de baixa dose, com a finalidade da obtenção de medidas; entretanto a avaliação desses autores foi baseada em uma combinação de parâmetros, com isso não foi possível analisar o efeito da mA de maneira isolada (Pankemiate *et al.*, 2012). Apesar disso, em 2007, Connor *et al.* chamaram a atenção que essa redução deve ser limitada, uma vez que ao avaliarem diferentes mA, encontraram uma acurácia superior em protocolos com 10mA quando comparados aos protocolos com 5 mA; todavia esses autores avaliaram as mensurações em imagens por TC.

De acordo com Sur *et al.*, em 2010, a visibilidade das estruturas na região posterior é mais degradada. Os autores atribuíram esse fato ao maior volume de estruturas nessa região e enfatizaram que a mandíbula é ainda mais afetada, por ser mais densa que a maxila. Esse fato pode explicar a diferença estatística apresentada na região de 2º molar; como essa só ocorreu quando utilizado o protocolo de 4 mA, acreditamos que esse resultado pode ser devido a maior interferência do ruído nas imagens dessa região.

Ao observarmos as diferenças encontradas entre as medidas das imagens e das peças, pôde-se observar que os valores apresentados foram na sua grande maioria menores que 1,0 mm, sendo tal diferença clinicamente aceitável (Kobaiashi *et al.*, 2004; Torres *et al.*, 2012).

Entretanto, ao se trabalhar com medidas, é esperado que essas possuam a maior acurácia possível, principalmente quando se avalia a região posterior da mandíbula. Portanto, a menor diferença é essencial em algumas situações, como um planejamento para implantes, por exemplo. Considerando-se isso, a mA 6,3 se destaca por apresentar as menores diferenças na maioria das regiões.

Existem algumas limitações em um estudo *in vitro*: foram utilizadas mandíbulas secas, o que pode interferir na atenuação do feixe; além disso, somente foi utilizado um aparelho de TCFC. Portanto, outros estudos que utilizem cadáveres e demais aparelhos de TCFC, que permitam a variação dos parâmetros de exposição, são necessários. Além disso, uma vez que objetivamos avaliar somente o efeito da mA, optamos por não utilizar filtros e outras ferramentas de imagem que poderiam interferir na avaliação.

Diante desses fatores, podemos concluir que os valores de mA utilizados não influenciaram nas imagens quando essa foi avaliada de maneira objetiva e que, apesar de influenciar quando se avaliou a qualidade dessa (análise subjetiva), essa influência foi limitada a valores menores de mA. No equipamento estudado, a partir de um protocolo de mA médio (6,3), foram obtidas imagens com qualidade semelhante. Dessa forma, não há justificativa para a utilização de mA maiores, uma vez que não acrescentariam benefícios para o paciente e produziriam maiores doses de radiação.

REFERÊNCIAS

1. Mah JK, Danforth RA, Bumann A, Hatcher D. Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003; 96: 508-13
2. Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, Van Steenberghe D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Investig* 2006;10:1-7.
3. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, *et al.* Comparison between effective dose radiation of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol* 2009; 71: 461-468.
4. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, *et al.* Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol* 2012; 81: 267-271.
5. Sur J, Seki K, Koizumi KN, Okano T. Effects of Tube Current on Cone-Beam Computerized Tomography Image Quality for Presurgical Implant Planning in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010; 110(3): 29-33.
6. International Commission on Radiation Protection. ICRP Publication 102. Managing patient dose in multi-detector computed tomography (MDCT). *Ann ICRP* 2007; 37: 1-80.
7. Ludlow JB, Laster WS, See M, Bailey LJ, Hershey HG. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007: 103:534-542.

8. Torres MGG, Campos PSF, Segundo NPN, Navarro M, Crusoé-Rebello I. Accuracy of linear measurements in cone beam computed tomography with different voxel sizes. *Implant Dent* 2012; 21: 150-155.
9. Ekestubbe A, Grondahl K, Ekholm S, Johansson PE, Grondahl HG. Low-dose tomographic techniques for dental implant planning. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 650-659.
10. 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 : 418-420.
11. Jacobs R. Dental cone beam CT and its justified use in oral health care. *JBR-BRT*. 2011; 94: 254-265.
12. Neves FS, Vasconcelos TV, Campos PS, Haiter-Neto F, Freitas DQ. Influence of scan mode (180°/360°) of the cone beam computed tomography for preoperative dental implants measurements. *Clin Oral Implants Res* 2012. [In Press]
13. Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res*. 2005;19 (1):231-40.
14. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL. Howerton, W.B. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006; 35: 219-226.
15. Palomo MJ, Rao PS, Hans MG. Influence of CBCT exposure conditions on radiation dose. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 105: 773-782.
16. 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. *Dentomaxillofac Radiol* 2009; 38: 367-378.

17. Okano T, Harata Y, Sugihara Y, Sakaino R, Tsuchida R, Iwai K, *et al.* Absorbed and effective doses from cone beam volumetric imaging for implant planning. *Dentomaxillofac Radiol* 2009; 38: 79-85.
18. 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 Res* 2010; 21:830-834.
19. Safety and Efficacy of a New and Emerging Dental X-Ray Modality. Radiation Protection no. 172: Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology (evidence-based guidelines). 2012 Available from: http://www.sedentexct.eu/files/guidelines_final.pdf
20. Rustmeyer P, Streubuhr U, Suttmoeller J. Low-dose computed tomography: significant dose reduction without loss of image quality. *Acta Radiol.* 2004; 45: 847-53.
21. Gundogdu S, Mahmutyazicioglu K, Ozdemir H, Savranian A, Asil K. Assessment of image quality of a standard and three dose-reducing protocols in adult cranial CT. *Eur Radiol.* 2005; 15: 1959-68.
22. Kwong JC, Palomo M, Landers MA, Figueroa A, Hans MG. Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133: 317-327.
23. Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, Motroni A, Van der Stelt P, Wismeijer D. Influence of cone beam CT scanning parameters on gray value measurements at implant site. *Dentomaxillofac Radiol* 2012. [In Press]

24. 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.
25. 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 CT (MSCT). *Eur J Radiol* 2010; 75:265-269.
26. Panmekiate S, Apinhasmit W, Petersson, A. Effect of electric potential and current on mandibular linear measurements in cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2012. [In Press]
27. Connor SEJ, Arscott T, Berry J, Greene L, O’Gorman R. Precision and accuracy of low-dose CT protocols in the evaluation of skull landmarks. *Dentomaxillofac Radiol* 2007; 36: 270-276.
28. Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004; 19: 228-231.

CAPÍTULO 2

Influence of milliamperage variation on cone-beam computerized tomography image quality

Taruska Ventrini Vasconcelos^a, DDS, Frederico Sampaio Neves^a, DDS, MS, Deborah Queiroz de Freitas^a, DDS, MS, Phd, Paulo Sérgio Flores Campos^b, DDS, MS, PhD and Plauto Christopher Aranha Watanabe, DDS, MS, PhD^c

^a *Department of Oral Diagnosis, Division of Oral Radiology, Piracicaba Dental School, University of Campinas, Piracicaba, São Paulo, Brazil*

^b *Department of Oral Radiology, Division of Oral Radiology, School of Dentistry, Federal University of Bahia, Salvador, Bahia, Brazil*

^c *Department of Stomatology, Community Dentistry and Forensic Odontology. Division of Oral Radiology, University of São Paulo, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil*

Keywords: Cone-beam computed tomography, radiation dose, milliamperage, image quality

Correspondence: Taruska Ventrini Vasconcelos, Department of Oral Diagnosis, Piracicaba Dental School, University of Campinas, UNICAMP, 901, Av. Limeira, P.O. Box 52, 13414-903, Piracicaba, SP, Brazil. Phone: +55-19-21065327

E-mail: tataventorini@hotmail.com

Abstract

Objective. To evaluate the influence of milliamperagem variation (mA) on the image quality of cone beam computed tomography (CBCT).

Study Design. Eight mandibles were scanned with different mA values (2, 4, 6.3, 8, 10, 12 and 15) using the KODAK 9000 CBCT unit. Three examiners evaluated the images through two analyses: subjective and objective. After 30 days, 25% of the sample was re-evaluated. The intraclass correlation coefficient (ICC) analyzed the intra and interobserver agreement. The effect of mA values was tested using ANOVA and Tukey test.

Results. The ICC values ranged from 0.46 to 0.98. The milliamperage influenced the subjective analysis, but only in the lowest values (2 and 4) and did not influence the objective analysis.

Conclusions. A medium mA protocol (6.3 mA) provides an appropriate image quality; therefore the use of higher values should be avoided since it uses higher radiation dose without any advantage for patient.

Keywords: Cone Beam Computed Tomography, Radiation dose, Milliamperage, Image Quality

Introduction

The cone beam computed tomography (CBCT) is a three-dimensional imaging modality without superposition of anatomical structures which generally uses lower radiation dose in comparison to computed tomography (CT) (Mah *et al.*, 2003; Guerrero *et al.* 2006). Although doses from CBCT are relatively low, it is directly linked with the technique parameters, e.g. milliamperage (mA), kilovoltage (kV), scan mode (half- and full-scan) and field of view (FOV); thus the exposure on CBCT varies substantially and the patient will benefit from dose reduction with an appropriate setting combination (Loubele *et al.*, 2009, Pauwels *et al.*, 2012). Reduction of the mA is one of the most practical ways to decrease the radiation dose; however, it may increase the image noise, which could influence in the diagnosis (Sur *et al.*, 2010).

The International Commission on Radiological Protection (ICRP) (ICRP, 2007) states that higher image quality is not essential for all diagnostic tasks and emphasizes that visibility of images, achieved at the cost of higher doses, are not necessarily better than the images with the lower doses. Furthermore, the reduction in exposure parameters that usually generates degradation in the image quality, which potentially reduces the diagnosis, may not be as critical in the maxillofacial region because the jaws are relatively high contrast structures, being less susceptible to changes in the final image (Sur *et al.*, 2010).

Based on the relationship of image quality with the exam indication, one of the tasks often done is obtaining measurements, and the accuracy of these should not be affected. Some factors such as patient position and voxel have already been studied, but the interference of the exposure parameters has not been established yet (Ludlow *et al.*, 2007; Torres *et al.*, 2012).

To achieve high image quality with minimal noise, manufacturers usually provide strict protocols to be followed. However, these protocols generally implement high exposure factors (Ekestubbe *et al.* 1996;-Maempel Zammit *et al.* 2003). Thus, the establishment of protocols involving low radiation dose without jeopardizing the image quality and objective studies of the impact of this on diagnostic performance must be

conducted. However, CBCT is a relatively new technique, with an increasing availability of different devices, and the studies generally focus on its properties and advantages over other types of exams. Until now, research is inconsistent when it comes to technology and exposure parameters (Jacobs, 2011; Pauwels *et al.*, 2012).

Therefore, the aim of this study was to evaluate the influence of variation of mA in CBCT images regarding to quality through two analyses: objective and subjective.

Material and Methods

After the approval from the Ethical Research Committee of Piracicaba Dental School, State University of Campinas, eight dry human mandibles (totaling 16 hemimandibles), with no identification of age, gender, race provided by the Anatomy Department of the Federal University of Bahia were used. The selected mandibles were completely edentulous and without irregularities in alveolar process resorbed.

In each jaw, 10 sites were selected for further evaluation. Each site was selected bilaterally into regions corresponding to the previously determined sets of teeth, based on a method previously proposed by Neves *et al.* (2012): incisor (I-1 cm distal from the median sagittal plane), canine (C-1 cm distal from the incisor region), premolar (PM-to the level of the mental foramen), first molar (1^oM-1 cm distal from the mental foramen) and second molar (2^oM-2 cm distal from the mental foramen). Subsequently, these sites were demarcated by lines perpendicular to the base of mandible with a permanent marker pen (BIC, Brazil) with a 0.7-mm tip and a radiopaque marker (gutta-percha cone) was glued over each mark drawn with the pen in all the extension of the buccal cortical to allow their identification on CBCT images.

The mandibles were placed in a polystyrene box filled with water prior to the CBCT examination in order to simulate soft-tissue attenuation and scattering. Posteriorly, they were scanned with the Kodak 9000 CBCT unit (Kodak Dental Systems, Carestream, Rochester, NY, USA) under the following exposure protocol: 60 kilovoltage (kV), 10.8 seconds, field of view (FOV) of 50x38 mm, 0.2 mm of voxel size. The mA ranged from the lowest to the highest value provided by the device (2, 4, 6.3, 8, 10, 12, and 15 mA) (Figure

1), as well as the kerma-area product (33.5, 66.9, 105, 134, 167, 201 and 251 $\mu\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$, respectively), provided by the CBCT unit. These values showed the dose ranging according the mA variation. The eight mandibles with ten sites were scanned using seven different mA values, thus, a total of 560 sites were obtained for evaluation.

The images were evaluated by three oral radiologists, blinded about the mA settings, using the software Kodak Dental Imaging Software 3D (3D-KDIS, v.2.4.14, Carestream Health, Rochester, NY, USA), under dim light conditions. They could not use task-specific filters or the “zoom” tool. The evaluation was performed in the cross-sectional images, when the gutta-percha appeared in all extension of the buccal cortical. For this, the inclination tool of the software was used.

Each cross-sectional image was evaluated by two methods: subjective and objective. The subjective evaluation assessed the image quality regarding visibility of mandibular cortical (MC), trabecular bone (TB), mental foramen (FM), mandibular canal (MC) and overall image quality (IQ). A similar 4-point scale to that used by Sur *et al.* was applied for each question, in which the following were considered: excellent (4), good (3), poor (2) or impossible diagnosis (1).

The objective evaluation was performed by measuring the bone height in all selected regions of the mandible, extending from the uppermost portion of the alveolar ridge to the undermost portion of the external mandible basilar cortical in each site. In the premolar region, the distance of the superior cortical of the mental foramen to the highest point of the alveolar ridge and in the first and second molar regions the distance of the superior cortical of the mandibular canal to the highest point of the alveolar ridge were also measured (Figure 2).

In order to obtain the real measurements, the mandibles were sectioned using an electrical saw in each evaluated region. The slices were done immediately before the drawn lines, so the bone tissue in the site related to the tomographic image was not lost. In the dry segments of the mandibles, the vertical measurements were obtained for each site using a digital caliper (SC-6 digital caliper; Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japan) using marks previously drawn with ink on the measurement sites corresponding to the CBCT slices. The

direct measurement was made three times by a fourth evaluator, and the means were considered the real value.

Statistical analysis was done using a SAS software 9.1 (SAS Institute, Cary, NC, USA). Two types of reproducibility were assessed using intraclass correlation coefficient (ICC), the intra and interobserver. The effect of the different mA values in the subjective (image quality) and objective (linear measurements) evaluations were initially tested using ANOVA and significant differences were resolved by the Tukey test, with a significant p -value < 0.05.

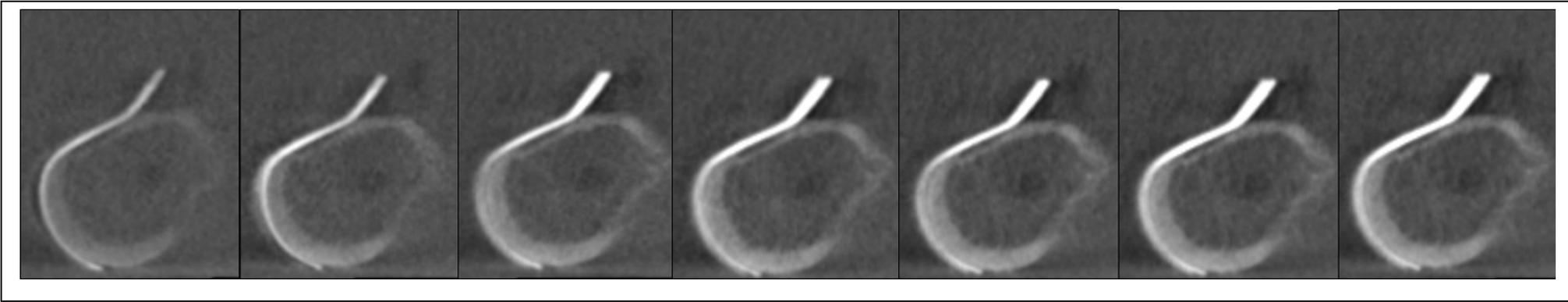


Figure 1 – Images acquired with different mAs protocols 2, 4, 6.3, 8, 10, 12 e 15, respectively.

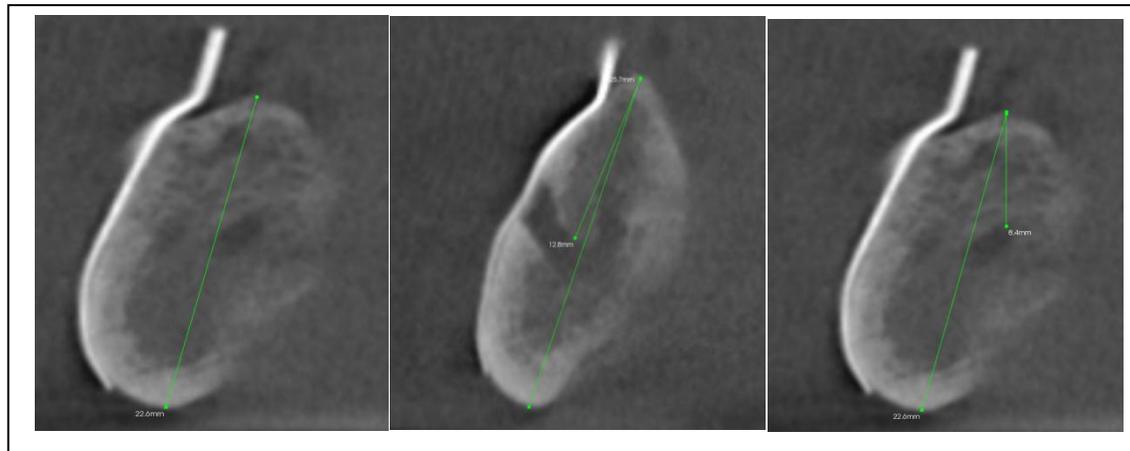


Figure 2 – Measurements performed on images: A (AO); B (AF); C (AC).

Results

According to Weir (2005), the ICC values showed that the intraobserver reproducibility ranged from good to very good (0.46 to 0.72) in the subjective evaluation, and it was excellent (0.81 to 0.99) in the objective evaluation. The interobserver agreement values was similar, ranging from good to very good (0.54 to 0.69) in the subjective evaluation, and showing excellent results in the objective evaluation (0.91 to 0.98).

The mean scores of the subjective evaluations in all evaluated criteria are shown in Tables 1 to 4. Significant differences were observed ($p < 0.05$) in all evaluations, but the Tukey test showed that from a 6.3 mA protocol on, there were no differences in the image quality anymore. The 2 and 4 mA settings showed the lowest means. In the visualization of the mandibular cortical, there were no significant differences from 10 mA on.

The objective evaluation was initially calculated by the differences between the mean of the measurements obtained by the examiners on the images and the direct measurements on mandibles. Table 5 shows the means and standard deviations in different mA settings. It was not observed significant differences in the accuracy of measurements between the mA analyzed, except in the 2nd molar region.

Table 1- Mean (standard deviation) of the mandibular cortical image quality variables under different mA values

Current mA	I	C	PM	M1	M2
2	1.67 (0,41) C	1.70 (0,34) D	1.58 (0,31)C	1,20 (0,29) D	1.25 (0,35) C
4	2.22 (0,35) B	2.22 (0,35) C	1.97 (0,41)B	1,66 (0,40) C	1.70 (0,46) B
6,3	2.35 (0,33) B	2.35 (0,33) BC	2.25 (0,37) AB	2,02 (0,37) AB	1.85 (0,36) B
8	2.35 (0,35) B	2.31 (0,33) C	2.12 (0,43) AB	1,72 (0,37) BC	1.70 (0,34) B
10	2.70 (0,24) A	2.64 (0,19) A	2.41 (0,22) A	2,16 (0,36) A	2.16 (0,43) A
12	2.64 (0,28) A	2.62 (0,20) A	2.41 (0,25) A	2,20 (0,29) A	2.16 (0,34) A
15	2.66 (0,27) A	2.58 (0,31) AB	2.47 (0,36) A	2,25 (0,25) A	2.22 (0,31) A
p	< 0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001

* Means follow by different letters in the same columns differ statistically ($p < 0,05$), by the Tukey test.

I, Incisive; C, Canine; PM, Premolar; M1, First Molar; M2, Second Molar

Table 2 - Mean (standard deviation) of the trabecular bone image quality variables under different mA values

Current mA	I	C	PM	M1	M2
2	1.37 (0,38) D	1.41 (0,22) D	1.45 (0,24) C	1.10 (0,16)C	1.00 (0,17) B
4	1.77 (0,35) C	1.77 (0,33) C	1.56 (0,29) BC	1.39 (0,13)B	1.45 (0,29) A
6,3	2.08 (0,37) B	1.97 (0,28) BC	1.85 (0,29) AB	1.56 (0,33) AB	1.47 (0,36) A
8	1.97 (0,39) BC	1.97 (0,33) BC	1.68 (0,41) ABC	1.47 (0,29) AB	1.41 (0,28) A
10	2.20 (0,29) AB	2.22 (0,23) A	1.91 (0,28) A	1.64 (0,33) A	1.59 (0,27) A
12	2.37 (0,38) A	2.29 (0,24) A	1.81 (0,29) AB	1.50 (0,21) AB	1.39 (0,18) A
15	2.22 (0,31) AB	2.16 (0,32) AB	1.95 (0,36) A	1.60 (0,30) AB	1.41 (0,19) A
p	< 0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001

*Means follow by different letters in the same columns differ statistically ($p < 0,05$), by the Tukey test. Abbreviations as in table 1.

Table 3 - Mean (standard deviation) of the mental foramen and mandibular canal image quality variables under different mA values

Current mA	MF	MC1	MC2
2	1.79 (0,48) C	0.66 (0,45) C	0.79 (0,40) B
4	1.97 (0,37) BC	0.87 (0,46) BC	0.77 (0,54) B
6,3	2.16 (0,32) ABC	1.18 (0,54) AB	0.91 (0,49) AB
8	2.10 (0,46) ABC	1.12 (0,64) AB	1.08 (0,61) A
10	2.27 (0,42) AB	1.29 (0,71) A	1.03 (0,64) A
12	2.43 (0,48) A	1.31 (0,61) A	1.02 (0,52) A
15	2.37 (0,50) AB	1.33 (0,72) A	1.06 (0,57) A
p	<0,0001	<0,0001	0,02

* Means follow by different letters in the same columns differ statistically ($p < 0,05$), by the Tukey test.

MF, Mental Foramen; MC1, Mandibular Canal 1, MC2, Mandibular Canal 2

Tabela 4 - Mean (standard deviation) of the general image quality variables under different mA values

Current mA	I	C	PM	M1	M2
2	1.52 (0,34) C	1.56 (0,26) D	1.56 (0,29) D	1.08 (0,19) C	1.04 (0,24) C
4	2.14 (0,35) B	2.10 (0,33) C	1.79 (0,37) CD	1.41 (0,22) B	1.45 (0,31) A
6,3	2.33 (0,36) AB	2.29 (0,36) ABC	2.10 (0,37) ABC	1.62 (0,34) AB	1.54 (0,29) AB
8	2.18 (0,29) B	2.20 (0,31) BC	1.95 (0,36) BC	1.50 (0,38) B	1.41 (0,37) B
10	2.50 (0,17) A	2.50 (0,21) A	2.22 (0,26) AB	1.79 (0,43) A	1.61 (0,36) AB
12	2.50 (0,24) A	2.45 (0,26) A	2.27 (0,30) AB	1.79 (0,34) A	1.66 (0,32) AB
15	2.47 (0,21) A	2.45 (0,20) AB	2.33 (0,29) A	1.81 (0,32) A	1.60 (0,30) A
p	< 0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001

* Means follow by different letters in the same columns differ statistically ($p < 0,05$), by the Tukey test.

Abbreviations as in table 1.

Table 5. Mean (standard deviation) of the differences from measurements obtained on images and on bone segments variables under different mA values, in millimeters.

Current mA	I	C	PM	MF	M1	M2	MC1	MC2
2	0.68 (0,69) A	0.79 (0,89) A	0.47(0,36) A	0.57(0,30) A	0.43 (0,37) A	0.70 (0,49) A B	0.41 (0,40) A	0.62 (0,30) A
4	0.72 (0,59) A	0.94(1,29) A	0.84(1,27) A	0.55 (0,44) A	1.16 (1,8) A	1.30(1,57) B	0.39 (0,36) A	0.66 (0,30) A
6,3	0.65 (0,77) A	0.67(0,93) A	0.40(0,27) A	0.40(0,32) A	0.47 (0,39) A	0.57 (0,47) A	0.33 (0,24) A	0.50 (0,30) A
8	0.75 (0,86) A	0.72(0,96) A	0.38(0,28) A	0.43 (0,27) A	0.44 (0,40) A	0.58 (0,55) A B	0.22 (0,10) A	0.53 (0,22) A
10	0.73 (0,80) A	1.14(1,76) A	0.56 (0,36) A	0.41(0,31) A	0.39 (0,33) A	0.58(0,32) A B	0.44 (0,33) A	0.42 (0,25) A
12	0.76 (0,73) A	0.64(0,83) A	0.40(0,26) A	0.34(0,26) A	0.52(0,49) A	0.52 (0,51) A	0.45 (0,38) A	0.54 (0,37) A
15	0.76 (0,93) A	0.68(0,94) A	0.38(0,28) A	0.44 (0,26) A	0.48 (0,40) A	0.54(0,53) A	0.36 (0,27) A	0.55 (0,34) A
p	0,37	0,52	0,41	0,13	0,53	0,008	0,84	0,35

* Means follow by different letters in the same columns differ statistically ($p < 0,05$), by the Tukey test.

Abbreviations as in table 1 and 2.

Discussion

The radiation dose resulting from a CBCT examination varies significantly and it is determined according to the different exposure parameters and types of devices. Previous studies have shown that the increase of factors such as kVp, mA and exposure time resulted in increased dose and highlight the effect of the tube current, which is linearly related to the total radiation during the tomographic exam (Ludlow *et al.*, 2006, Palomo *et al.*, 2008., Suomalainen *et al.*, 2009). Since the goal of this study was not to assess the effect of radiation dose on the individual due to variation of mA, but rather on the image quality, we decided not to perform dosimetry and we used the dose values provided by the device. Thus, this study found a significant dose reduction, higher than the estimate of 50% reported in the literature, highlighting the need to evaluate the effect of this reduction (Okano *et al.*, 2008, Koizumi *et al.*, 2010).

It is important note that the exposure parameters are fixed in many devices, determined by the manufacturer, which are not available to manipulation by the operator. This contradicts one of the SEDENTEXCT guidelines that defends these should be adjustable in devices according to the patient and diagnostic task. In the present study, we chose to use the K9000, since it allows the variation of parameters, including milliamperage; therefore we could use different mA values.

However, the decrease in dose usually increases the image noise, which could degrade and reduce the image quality. Thus, any changes in the tube current should be done with caution and based on scientific knowledge. Nevertheless, protocols responsible for reducing radiation dose and optimizing quality are limited (Sur *et al.*, 2010). In addition, several studies in the literature assess quality in a simplified way. The ICRP (2007) points out to the difficulty in defining and quantifying image quality. For the commission, image quality evaluation should be done from a subjective sense and an evaluation using objective measurements. They explain that the subjective evaluation is a nonspecific task and it depends on examiner; on the other hand, the evaluation based only in measurements may not completely capture all relevant characteristics. Therefore, determining an optimal level

of quality is a complex task, which must involve both the objective measurements and the individual perception of the observer. For that reason, this study assessed image quality using 2 types of analysis, subjective and objective in order to determine a protocol that provides the best image quality with the lowest radiation dose.

With regard to the qualitative image analysis and visibility of structures, several studies have reported the possibility of reducing the milliamperage in CT without affecting the image properties (Ekkestube *et al.*, 1996, Rustemeyer *et al.*, 2004, Gundogdu *et al.*, 2005). More recently, studies using CBCT found that, although mA variation influences the level of image noise, it has low interference on image quality, which makes it possible to obtain suitable images when using lower mA (Kwong *et al.*, 2008; Sur *et al.*, 2010; Parsa *et al.*, 2012; Dawood *et al.* 2012). Our results corroborated with theirs, since despite that there are statistical differences among the scores attributed to the images when comparing different mA, suggesting a relationship between this and the deterioration of the image, it could be seen that the influence is only from the lower mA protocols (2 and 4 mA), which were responsible for poor quality images. It was found that reducing mA, and consequently the dose, it is possible since the image quality for all the evaluated criteria remains constant to the mA increase from a 6,3 mA onwards. Kwong *et al* (2008), when evaluating different combinations of exposure parameters, including mA (mA 2, 5, 10 and 15), it was also concluded that reducing mA is possible, but the lowest mA (2 mA) generated images with poor diagnostic quality.

Although reducing mA is indicated, it must be done with caution since the effect may not influence all the structures in the same way. Liang *et al* (2010) classified certain structures as "delicate", like the trabecular region, and affirmed that these suffer greater noise interference. The results of that study are partially contradictory to this study because a greater influence of current reduction on the degradation of image quality was found only when visualizing and determining the cortical bone, but the visibility of other structures remained constant from the 6.3 mA protocol onwards. Other study assessed the visibility of anatomical areas in the maxilla and mandible and found that the mandibular cortical bone can be adequately visualized when images were acquired using 8 and 4 mA (Sur *et al.*,

2010). However, it is important to note that both studies used different devices than that used in the present study, showing that the degradation interference can be caused more by other factors in the device than the mA alone.

Professionals frequently use linear measurements in several plans of treatments, especially in Implantology, which should be as accurate as possible. When we compared the differences among the measurements obtained in the images acquired using the different mA and the measurements obtained directly on the mandible, there were no statistical differences, which showed an absence of association between the increase in mA and reliability of the measurements. This justifies the use of low-dose protocols when the purpose of the exam is to obtain measurements. A previous study also found that it is possible to use low-dose protocols on exams in order to obtain measurements; however the authors analyze a parameters combination and did not assess the influence of milliamperage as an isolated factor (Panmekiate *et al.*, 2012). Despite of this, in 2007, Connor *et al.* concluded that the use of lower mA is possible, but this reduction should be limited because when evaluating different mA, they found a higher accuracy in protocols using 10 mA than 5 mA; nevertheless, they evaluated the measurements in CT images.

According to Sur *et al.*, in 2010, the visibility of structures in the posterior region has a higher degradation when compared to the anterior region; this can occur by the greater volume of structures in the posterior region, especially in the mandible because it is denser than the maxilla. This can explain the statistical difference found in the region of the second molar; as this occurred only when 4 mA was used, we believe that this result may be due to the greater image noise.

When the differences among the measurements of images and the mandible bone segments were observed, the values were mostly lower than 1.0 mm, which is consistent with studies that have reported differences lower than 1 mm when the image measurements were performed and they are clinically acceptable (Kobaiashi *et al.*, 2004; Torres *et al.*, 2012).

However, the highest accuracy is expected when measurements are obtained, principally when evaluating the posterior region of the mandible, and it is essential in some

cases, such as implants planning. Therefore, the 6.3 mA protocol is highlighted because it shows the smallest differences in most regions.

There are some limitations to an in vitro study: dry mandibles were used; moreover, only one CBCT machine was tested. Therefore, further studies with cadavers and other CBCT units, which allow the variation of exposure parameters, are needed. In addition, our purpose was to know the effect of mA on image quality; due to this, we chose not to use the specific filters or image enhancement tools of CBCT, which could influence the evaluation.

In conclusion, based on the results of the present study, the values of mA studied did not influence the image when it was objectively evaluated and, although it influenced image quality (subjective analysis), this influence is limited to lower mA values. For the device studied, images with similar quality were generally obtained from a medium mA protocol (6.3). Thus, there is no reason to use higher mA, since it should no add advantages to the patient and could increase radiation dose.

REFERENCES

1. Mah JK, Danforth RA, Bumann A, Hatcher D. Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003; 96: 508-13
2. Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, Van Steenberghe D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Investig* 2006;10:1-7.
3. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, *et al.* Comparison between effective dose radiation of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol* 2009; 71: 461-468.
4. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, *et al.* Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol* 2012; 81: 267-271.
5. Sur J, Seki K, Koizumi KN, Okano T. Effects of Tube Current on Cone-Beam Computerized Tomography Image Quality for Presurgical Implant Planning in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010; 110(3): 29-33.
6. International Commission on Radiation Protection. ICRP Publication 102. Managing patient dose in multi-detector computed tomography (MDCT). *Ann ICRP* 2007; 37: 1-80.
7. Ludlow JB, Laster WS, See M, Bailey LJ, Hershey HG. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007: 103:534-542.
8. Torres MGG, Campos PSF, Segundo NPN, Navarro M, Crusoé-Rebello I. Accuracy of linear measurements in cone beam computed tomography with different voxel sizes. *Implant Dent* 2012; 21: 150-155.
9. Ekestubbe A, Grondahl K, Ekholm S, Johansson PE, Grondahl HG. Low-dose tomographic techniques for dental implant planning. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 650-659.
10. 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 : 418-420.
11. Jacobs R. Dental cone beam CT and its justified use in oral health care. *JBR-BRT.* 2011; 94: 254-265.

12. Neves FS, Vasconcelos TV, Campos PS, Haiter-Neto F, Freitas DQ. Influence of scan mode (180°/360°) of the cone beam computed tomography for preoperative dental implants measurements. Clin Oral Implants Res 2012. [In Press]
13. Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. J Strength Cond Res. 2005;19 (1):231-40.
14. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton, W.B. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. Dentomaxillofac Radiol 2006; 35: 219-226.
15. Palomo MJ, Rao PS, Hans MG. Influence of CBCT exposure conditions on radiation dose. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2008; 105: 773-782.
16. 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. Dentomaxillofac Radiol 2009; 38: 367-378.
17. Okano T, Harata Y, Sugihara Y, Sakaino R, Tsuchida R, Iwai K, *et al.* Absorbed and effective doses from cone beam volumetric imaging for implant planning. Dentomaxillofac Radiol 2009; 38: 79-85.
18. 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 Res 2010; 21:830-834.
19. Safety and Efficacy of a New and Emerging Dental X-Ray Modality. Radiation Protection no. 172: Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology (evidence-based guidelines). 2012 Available from: http://www.sedentexct.eu/files/guidelines_final.pdf
20. Rustmeyer P, Streubuhr U, Suttmoeller J. Low-dose computed tomography: significant dose reduction without loss of image quality. Acta Radiol. 2004; 45: 847-53.
21. Gundogdu S, Mahmutyazicioglu K, Ozdemir H, Savranian A, Asil K. Assessment of image quality of a standard and three dose-reducing protocols in adult cranial CT. Eur Radiol. 2005; 15: 1959-68.
22. Kwong JC, Palomo M, Landers MA, Figueroa A, Hans MG. Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008; 133: 317-327.

23. Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, Motroni A, Van der Stelt P, Wismeijer D. Influence of cone beam CT scanning parameters on gray value measurements at implant site. *Dentomaxillofac Radiol* 2012. [In Press]
24. 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.
25. 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 CT (MSCT). *Eur J Radiol* 2010; 75:265-269.
26. Panmekiate S, Apinhasmit W, Petersson, A. Effect of electric potential and current on mandibular linear measurements in cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2012. [In Press]
27. Connor SEJ, Arscott T, Berry J, Greene L, O’Gorman R. Precision and accuracy of low-dose CT protocols in the evaluation of skull landmarks. *Dentomaxillofac Radiol* 2007; 36: 270-276.
28. Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004; 19: 228-231.

CONSIDERAÇÕES GERAIS

Apesar do uso cada vez mais frequente de exames por TCFC ser uma preocupação devido ao aumento da dose cumulativa nos pacientes, existem alternativas viáveis para minimizar esse problema. Os resultados do presente estudo permitem concluir que a redução da miliamperagem é um meio prático de reduzir a dose decorrente de um exame por TCFC. Entretanto, existe um limite para essa redução, devido à interferência do ruído que degrada a imagem.

Reduções excessivas devem ser evitadas; porém, a partir de um protocolo médio de mA, a ação degradante do ruído não prejudica a imagem de maneira significativa. Assim, a qualidade dessas foi similar àquela obtida com maiores mA, possibilitando a utilização de uma menor dose, mantendo-se a qualidade.

Todos os profissionais envolvidos no processo de solicitação e realização de um exame por imagem devem atentar para a necessidade de adaptar os parâmetros utilizados às necessidades individuais de cada paciente e evitar o uso de protocolos padrões.

Diante disso, deve-se considerar que, ainda que a dose de radiação decorrente de um exame por TCFC seja maior que a de exames convencionais, uma significativa redução de dose é possível através da redução da miliamperagem. Esse fator não justifica o uso indiscriminado do exame por TCFC; na verdade, trata-se de uma tentativa de encontrar meios para otimizar esse tipo de exame, obedecendo assim ao princípio básico da Radiologia, o princípio de ALARA.

Como existe a necessidade da adaptação da qualidade do exame à indicação em questão, futuros estudos que avaliem situações clínicas específicas devem ser conduzidos.

CONCLUSÃO

Diante desses fatores, pode-se concluir que a variação da miliamperagem não influencia na exatidão de medidas, mas valores muito baixos de mA influenciam negativamente a qualidade da imagem. O procolo de mA 6,3 se destacou por ser um valor médio, responsável por menores doses de radiação que os protocolos maiores (8,10,12 e 15 mA), ao mesmo tempo que forneceu geralmente imagens com qualidade e fidedignidade semelhante. Dessa forma, o uso da mA média é indicada e não há justificativa para a utilização de mA maiores, uma vez que não acrescentariam benefícios para o paciente e produziriam maiores doses de radiação.

REFERÊNCIAS*

- 1- Brown, A.A., Scarfe, W.C., Scheetz, J.P., Silveira, A.M., Farman, A.G. Linear accuracy of cone beam CT derived 3D images. *Angle Orthod.* 2009; (79): 150-157.
- 2- Dantas, J. A., Montebello Filho, A. & Campos, P.S. (2005) Computed tomography for dental implants: the influence of the gantry angle and mandibular positioning on the bone height and width. *Dentomaxillofac Radiol* 2005; 34(1): 9-15.
- 3- Dawood, A., Brown, J., Sauret-Jackson, V. & Purkayastha, S. Optimization of cone beam CT exposure for pre-surgical evaluation of the implant site. *Dentomaxillofac Radiol* 2012; 41(1): 70-74.
- 4- International Commission on Radiation Protection. ICRP Publication 103. The 2007 recommendations of the international commission on radiological protection. *Annals of the ICRP.* 2007; (37): 331-332.
- 5- Kamburoglu, K., Kiliç, C., Ozen, T., Yuksel, S.P. Measurements of mandibular canal region obtained by cone beam computed tomography: a cadaveric study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009; 107(2): 34-42.
- 6- Lascala, C.A., Panella, J., Marques, M.M. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol.* 2004; 33(5): 291-294.
- 7- Lou, L., Lagravere, M.O., Comptom, S., Major, P.W., Flores-Mir, C. Accuracy of measurements and reliability of landmark identification with computed tomography (CT) techniques in the maxillofacial area: a systematic review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007; 104(3): 402-411.

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

- 8- Qu XM, Li G, Ludlow JB, Zhang ZY, Ma XC. Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010; 110(6): 770–6.
- 9- Scarfe, W.C., Farman, A.G. What is cone beam CT and how does it work? *Dent Clin N Am.* 2008; 52(4): 707-730.

APÊNDICE

METODOLOGIA DETALHADA

A metodologia dessa pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia, da Universidade Estadual de Campinas, sob protocolo de número (102/2011) (Anexo 1).

1. Preparo das amostras

Para o estudo, foram utilizadas oito mandíbulas humanas maceradas (16 hemimandíbulas), fornecidas pelo Departamento de Anatomia da Universidade Federal da Bahia. As mandíbulas selecionadas se encontravam completamente edêntulas e possuíam idade e gênero desconhecidos.

1.1.1. Seleção dos sítios avaliados

Os sítios avaliados foram selecionadas de acordo com o critério proposto por Neves et al. (2012) (Figura 1) e correspondiam às seguintes regiões:

- a) Incisivos (IN): Localizada 1cm à distal da linha média da mandíbula;
- b) Caninos (CA): Localizada 2 cm à distal da linha média da mandíbula;
- c) Pré - Molares (PM): à altura do forame mental;
- d) 1º Molares (1º MO): Localizada 1 cm à distal do forame mental
- e) 2º Molares (2º MO): Localizada 2 cm à distal do forame mental

1.1.2. Demarcação dos sítios selecionados

Em todas as mandíbulas, foram marcados os sítios selecionados para estudo da seguinte forma:

- a) Foram traçadas com o auxílio de lápis preto, linhas perpendiculares à base da mandíbula, por vestibular, com o propósito de delimitar e padronizar o local para a colocação de marcadores hiperdensos e marcadores indeléveis;
- b) Sobre todo o rebordo, foi aplicada uma camada de cera utilidade para a fixação de marcadores indeléveis posicionados nas regiões coincidentes com os traços descritos no item a. A fixação foi ainda reforçada com o auxílio de cola adequada para esse tipo de material;

- c) Marcadores hiperdensos (cones de gutta-percha) foram fixados em toda extensão da cortical vestibular, posicionados sobre os traços descritos no item a.

Os marcadores foram utilizados como referência para a escolha dos cortes tomográficos nos quais foram realizadas as mensurações e avaliações para cada região estudada (Figura 2).



Figura 1 – Mandíbula com marcadores radiodensos e indeléveis.



Figura 2 – Mandíbula com marcadores radiodensos e indeléveis.

2. Preparo do *Phantom*

Para obtenção do aspecto radiográfico equivalente aos tecidos moles, simulando uma situação *in vivo*, todas as mandíbulas foram colocadas em uma caixa de isopor contendo água, de modo que a cobrisse, antes da aquisição da imagem (Sandborg et al. 1993, Shelley et al. 2011). (Figura 3)



Figura 3 – Phantom utilizado: vista superior.

3. Aquisição das imagens

Após o preparo, as mandíbulas foram escaneadas no aparelho de TCFC Kodak 9000 (Kodak Dental Systems, Carestream Health, Rochester, NY, USA) (Figura 4). Os exames foram executados com o phantom posicionado na plataforma fornecida pelo aparelho, de maneira que o Plano Sagital Mediano da mandíbula estivesse perpendicular ao plano horizontal, coincidissem com o centro das faces anterior e posterior da caixa quadrada e ambas coincidissem com a luz de orientação do Plano Sagital Mediano do aparelho. (Figura 5)

As imagens foram adquiridas 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, de acordo com o recomendado pelo fabricante do aparelho. A mA utilizada variou do menor ao maior valor fornecido pelo aparelho:

- 2 mA
- 4 mA
- 6,3 mA
- 8 mA
- 10 mA
- 12 mA
- 15 mA

Os valores de Kerma foram fornecidos pelo próprio aparelho (33.5, 66.9, 105, 134, 167, 201 e 251 $\mu\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$, respectivamente).

Como era necessária a aquisição de imagens de toda a mandíbula, foi utilizada a opção de Stitch desse aparelho, nesse modo, são realizadas três aquisições parciais, sendo região posterior de um lado, região anterior e região posterior contralateral, respectivamente, de maneira sequencial. Ao final, essas imagens são reconstruídas individualmente e posteriormente unidas, sendo geradas tanto imagens dos volumes parciais, como do volume total da mandíbula.



Figura 4 – Aparelho Kodak 9000 com phantom posicionado.



Figura 5 – Mandíbula e caixa alinhadas com a luz de orientação do Plano Sagital Mediano.

4. Análise das imagens

Com a finalidade de realizar a análise das imagens, os exames foram avaliados por três radiologistas odontológicos, sem o conhecimento prévio dos parâmetros de exposição, de maneira aleatória. A forma com que se fazia as avaliações foi previamente calibrada e, a partir disso, foram avaliados quinhentos e sessenta sítios (8 mandíbulas com 10 sítios cada, vezes sete diferentes protocolos de mA). As análises foram realizadas por meio do software Kodak Dental Imaging Software 3D (KDIS-3D, v.2.4.14, Carestream Health, Rochester, NY, USA) em um ambiente com condições de luminância ideais. Os examinadores não utilizaram filtros específicos de imagem e as ferramentas brilho e contraste e “zoom” não podiam ser utilizadas.

Para a avaliação, foram feitas reconstruções panorâmicas e parassagittais e, utilizando a ferramenta de inclinação do corte, própria do software, buscou-se em cada um dos sítios avaliados, a imagem do corte parassagittal, na qual a gutta-percha estivesse visível na sua maior extensão na cortical vestibular. (Figura 6)

Após 30 dias, as imagens foram reavaliadas para se obter a reprodutibilidade intraexaminador. Nessas avaliações, foram realizadas duas análises.

4.1. Análise qualitativa

Em cada sítio, foram avaliados os seguintes quesitos:

- 1- Determinação das corticais mandibulares (DC)
- 2- Visualização do trabeculado ósseo (VT)
- 3- Visualização do forame mentual (para a região de pré-molares) (VF)
- 4- Visualização do canal mandibular (para a região de molares) (VC)
- 5- Qualidade geral da imagem (QG)

Para cada quesito avaliado, uma escala de 4-pontos, como utilizada por Sur et al (2010), foi aplicada para classificar cada estrutura anatômica, variando de:

- 0 – imagem inadequada para diagnóstico
- 1 – ruim
- 2 – boa
- 3 – excelente

Posteriormente a essa avaliação, no mesmo momento, era realizada a análise quantitativa da qualidade da imagem.

4.2. Análise Quantitativa

Para essa avaliação, foram obtidas medidas lineares da altura óssea, nas mesmas imagens anteriormente avaliadas, por meio da função régua milimetrada do próprio software de observação, nas seguintes regiões: IN, CA, PM, 1º MO e 2º MO. Nas regiões de PM e MO, também foram obtidas medidas de altura óssea do forame mental (AF) e canal mandibular (AC1 e AC2), respectivamente. Para isso, os examinadores seguiram um protocolo, determinado para cada uma das regiões avaliadas. (Tabela 1) (Figura 7)

Tabela 1 – Modo de obtenção das medidas lineares por região

Sítios	Altura óssea (AO)
I e CA	Seguindo o longo eixo do corte, do ponto mais alto do rebordo alveolar até o ponto mais baixo da cortical externa da mandíbula
PM	Seguindo o longo eixo do corte, do ponto mais alto do rebordo alveolar até o ponto mais baixo da cortical externa da mandíbula
MO	Seguindo o longo eixo do corte, do ponto mais alto do rebordo alveolar até o ponto mais baixo da cortical externa da mandíbula
AF	Do ponto mais alto do rebordo alveolar até o teto da cortical do forame mental
AC	Do ponto mais alto do rebordo alveolar até o teto do canal mandibular



Figura 6 – Reconstrução panorâmica e parassagital e ferramenta de inclinação do corte.

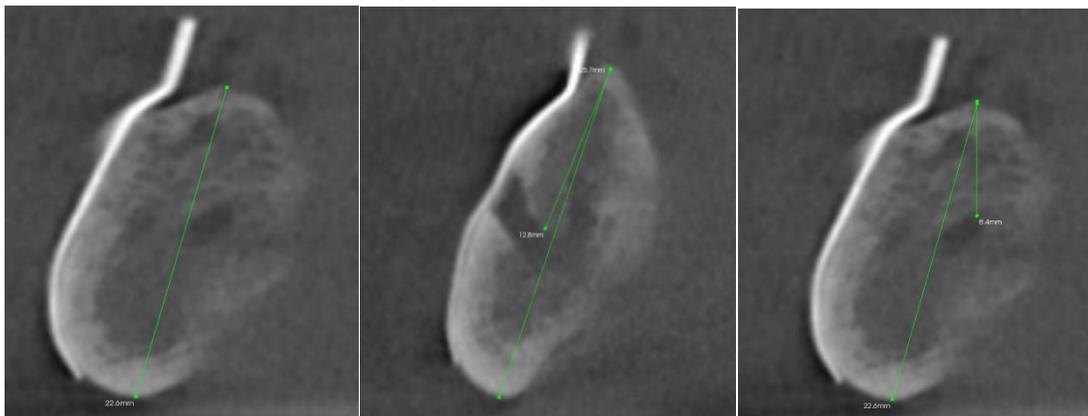


Figura 7 – Medidas realizadas nas imagens: (A) AO; (B) AF; (C) AC.

5. Obtenção das medidas nas peças

As mandíbulas utilizadas no estudo foram seccionadas, com o auxílio de uma serra elétrica de bancada, nos dez sítios previamente delimitados. Para isso, inicialmente foram demarcadas novas linhas, com marcador permanente FABER- CASTELL CD MARKER (FABER-CASTELL, Brasil) com ponta média de 1,0mm, imediatamente antes da gutta -percha, e a secção se deu nesse local, permitindo que o tecido ósseo da região avaliada no corte parassagital fosse preservado. (Figura 8)

Na secção óssea correspondente ao corte tomográfico em que foram realizadas as medidas nas imagens, foram realizadas as medidas reais de AO, EO, AF e AC, com o auxílio de um paquímetro digital, utilizando como referência pontos previamente marcados nas peças antes do corte (Figura 9). As medidas diretas nas peças foram realizadas três vezes e a média desses valores obtida, determinando assim a medida real.

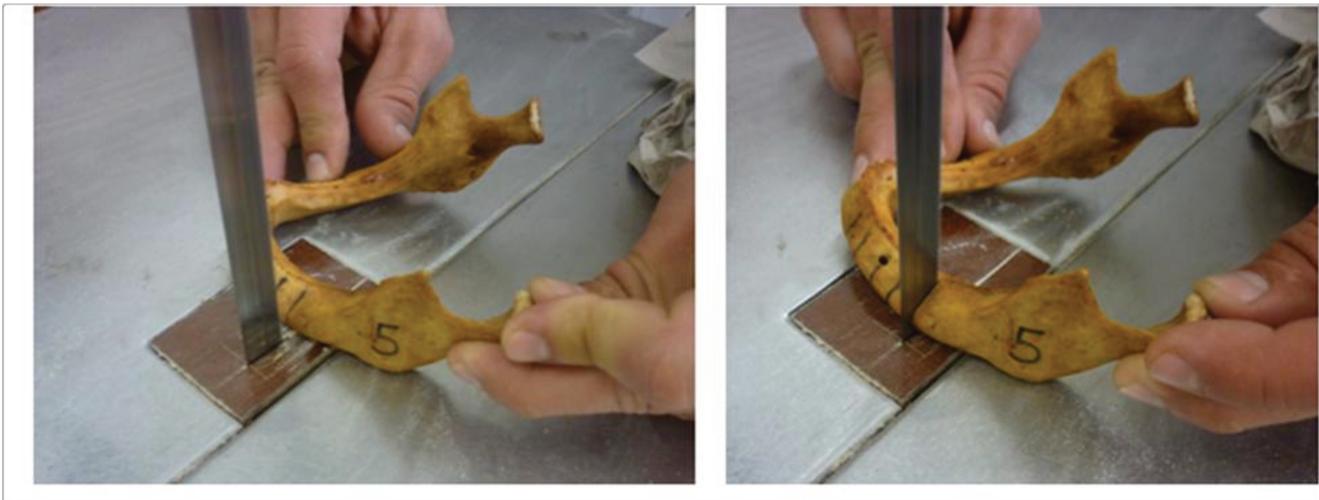


Figura 8 – Secção das mandíbulas.

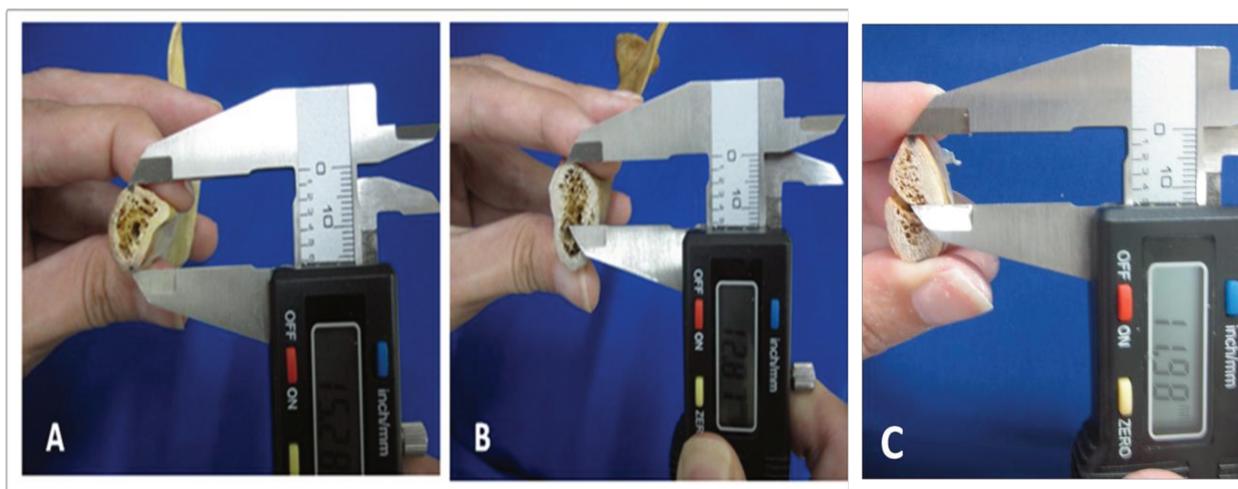


Figura 10 – Medidas nas peças: (A) AO; (B) AC; (C) AF

6. Análise estatística

Os valores obtidos foram tabulados e analisados por meio do software SAS[®] (Version 9.1.3; SAS Institute Inc., Cary, NC). A avaliação intra e interexaminador, foi realizada através do uso da análise de correlação intraclassa (ICC). Para valores de 1,0 a 0,81, a confiabilidade foi considerada excelente; de 0,80 a 0,61, muito boa; de 0,60 a 0,41, boa; de 0,40 a 0,21, razoável e, por fim, de 0,20 a 0,00, pobre (Weir, 2005).

Uma vez conhecida a confiabilidade dos resultados, foram calculadas as médias das medidas feitas pelos três examinadores, que foram comparadas com as obtidas na mensuração direta das peças. As diferenças entre essas medidas foram submetidas à análise de variância e posteriormente ao teste de Tukey, que objetivou testar o efeito da mA na avaliação quantitativa. Posteriormente, foram realizadas as mesmas análises, para testar o efeito da mA na avaliação da qualidade da imagem.

ANEXO 1 – Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa



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



CERTIFICADO

O Comitê de Ética em Pesquisa da FOP-UNICAMP certifica que o projeto de pesquisa **"Influência da corrente do tubo da tomografia computadorizada de feixe cônico na avaliação da qualidade óssea em mandíbulas"**, protocolo nº 102/2011, dos pesquisadores Taruska Ventorini Vasconcelos, Deborah Queiroz de Freitas, Frederico Sampaio Neves e Plauto Christopher Aranha Watanabe, satisfaz as exigências do Conselho Nacional de Saúde - Ministério da Saúde para as pesquisas em seres humanos e foi aprovado por este comitê em 08/12/2011.

The Ethics Committee in Research of the School of Dentistry of Piracicaba - State University of Campinas, certify that the project **"Influence of tube current of cone beam computed tomography in the evaluation of bone quality in jaws"**, register number 102/2011, of Taruska Ventorini Vasconcelos, Deborah Queiroz de Freitas, Frederico Sampaio Neves and Plauto Christopher Aranha Watanabe, 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 12/08/2011.


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


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

Nota: O título do protocolo aparece como fornecido pelos pesquisadores, sem qualquer edição.
Notice: The title of the project appears as provided by the authors, without editing.

ANEXO 2 – Carta de confirmação da submissão do artigo intitulado “Influence of milliamperage settings on cone-beam computerized tomography image quality Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology

Ms. Ref. No.: TRIPLEO-D-13-00239

Title: Influence of milliamperage settings on cone-beam computerized tomography image quality
Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology

Dear Dr. Vasconcelos,

Thank you for submitting your manuscript, "Influence of milliamperage settings on cone-beam computerized tomography image quality", to Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology. The work has been carefully evaluated by the editors. Due to space limitations, the editors can publish a limited number of the manuscripts submitted to the journal. Unfortunately, the manuscript does not meet our criteria for publication at this time. In reaching an editorial decision, the editors considered the quality of the manuscript, the novelty of the observation, and appropriateness for our readership.

If a manuscript does not fulfill the requirements of the journal, we do not send it out for peer review. This allows the authors to obtain a prompt answer, and to prepare their manuscript for resubmission elsewhere without delay.

Thank you for considering Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology for publication of your work. I hope that you will consider this journal again in the future.

Sincerely,

William C. Scarfe, BDS, MS FRACDS
Section Editor, Oral & Maxillofacial Radiology
Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology
<http://www.oooojournal.net/>

Online submission and review system:
<http://ees.elsevier.com/tripleo/>