

Avaliação subjetiva da aceitabilidade das imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico para o planejamento de implantes osteointegrados

Subjective assessment of the acceptability of cone beam computed tomography images for the planning of osseointegrated implants

Cinthia Coelho SIMÕES^a, Paulo Sergio Flores CAMPOS^b

^aFaculdade de Odontologia, UNIME – União Metropolitana de Educação e Cultura, Lauro de Freitas, BA, Brasil

^bFaculdade de Odontologia, UFBA – Universidade Federal da Bahia, Salvador, BA, Brasil

Resumo

Introdução: Para realização de mensurações precisas para implantes osteointegrados, é necessário que as imagens tomográficas apresentem uma qualidade mínima, que permita a visualização clara das estruturas anatômicas. **Objetivo:** Diante disso, avaliou-se, subjetivamente, a aceitabilidade das imagens de diferentes protocolos de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), para o planejamento de implantes osteointegrados. **Material e método:** Foram obtidas imagens de TCFC de dez hemimandíbulas maceradas no equipamento K9000 3D, sendo modificada apenas a miliamperagem (Grupo I: 2 mA; Grupo II: 8 mA e Grupo III: 15 mA). As aquisições foram feitas com 80 kV, FOV de 5 × 3,7 cm, matriz de 512 × 512 e *voxel* de 0,076 mm de espessura. Após as aquisições, três avaliadores analisaram as reconstruções ortogonais em três tamanhos de *voxel*, constituindo-se, assim, nove grupos experimentais. Após a realização das mensurações de altura e espessura óssea, os avaliadores atribuíram escores (sim ou não) para a aceitabilidade das imagens para mensurações. **Resultado:** Os grupos apresentaram qualidade de imagem aceitável para o planejamento de implantes, com exceção das imagens adquiridas com 2 mA e analisadas com *voxel* de 0,076 mm e 0,535 mm. **Conclusão:** O protocolo de 8 mA e *voxel* de 2,1 mm deve ser, preferencialmente, indicado na identificação do canal mandibular, já que a dose de radiação é menor do que nos protocolos de 15 mA e a qualidade de imagem é superior aos protocolos de 2 mA; além disso, *voxel* de 2,1 mm apresentou maior aceitabilidade das imagens.

Descritores: Tomografia; diagnóstico por imagem; mandíbula.

Abstract

Introduction: Performing accurate measurements for osseointegrated implant requires that the tomographic images show a minimum quality to allow adequate visualization of anatomical structures. **Objective:** Therefore, the acceptability of images of different Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) protocols was assessed subjectively for the planning of osseointegrated implants. **Material and method:** CBCT images of ten hemimandibles macerated in K9000 3D system were obtained, and only mA was modified (Group I: 2mA, Group II: 8mA and Group III: 15mA). All acquisitions were made with 80kV, FOV of 5 × 3.7 cm, matrix: 512 × 512 and voxel thickness of 0.076 mm. After the acquisitions, the orthogonal reconstructions were analyzed in three voxel sizes by three evaluators, thus making up nine experimental groups. Following bone height and thickness measurements, the evaluators scored (as yes or no) the acceptability of the images to be measured. **Result:** The groups presented acceptable image quality for implant planning, with the exception of the images acquired with 2mA and analyzed with voxel of 0.076 mm and 0.535 mm. **Conclusion:** The 8mA and 2.1 mm voxel protocol should preferably be indicated in the identification of the mandibular canal, as the radiation dose is lower than 15mA protocols and image quality is higher than 2 mA protocols. Additionally, 2.1 mm voxel showed a higher acceptability of images.

Descriptors: Tomography; diagnostic imaging; mandible.

INTRODUÇÃO

A qualidade da imagem depende de um julgamento subjetivo do clínico sobre toda a aparência radiográfica. É uma combinação de diversas características, dentre as quais: densidade, contraste,

nitidez e resolução. A qualidade da imagem digital afeta a capacidade de identificar e delinear as estruturas importantes para o diagnóstico. A imagem que apresenta uma qualidade adequada

fornece informações suficientes para que o diagnóstico seja elaborado com um grau aceitável de segurança e confiabilidade.

Assim, a Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) vem se destacando por utilizar um tomógrafo relativamente pequeno e de menor custo, indicado para a região dentomaxilofacial, provendo a Odontologia a reprodução da imagem tridimensional das estruturas maxilofaciais, com reduzido tempo de aquisição de imagem e dose de radiação significativamente diminuída, se comparada à tomografia computadorizada helicoidal¹.

Os protocolos de aquisição e reconstrução influenciam diretamente a qualidade das imagens adquiridas, o que pode comprometer a observação das estruturas anatômicas, dependendo do protocolo escolhido e de possíveis alterações nessas estruturas².

A qualidade de imagem em tomografia computadorizada (TC) está relacionada com a dose de radiação, diretamente proporcional à quilovoltagem e à miliamperagem constantes; a elevação destas diminui o ruído (granulosidade da imagem), aumentando a resolução de contraste. Além disso, o *voxel* escolhido – tanto para obtenção da imagem como para análise da mesma – interfere na nitidez e na riqueza de detalhes das estruturas anatômicas e dos processos patológicos visualizados nas tomografias³⁻⁵.

Para a Implantodontia, a identificação de estruturas anatômicas nobres, como canal mandibular, assoalho de seio maxilar e forame mental é de fundamental importância para o sucesso do tratamento, evitando injúrias ao paciente. Assim, para a realização de mensurações de altura óssea em cortes ortogonais em TCFC na mandíbula, se faz necessária a correta identificação do teto do canal mandibular e do rebordo ósseo alveolar.

Diante disso, o objetivo deste trabalho foi avaliar, subjetivamente, a aceitabilidade das imagens de TCFC para realização de medidas de altura e espessura óssea, para o planejamento de implantes osteointegrados.

MATERIAL E MÉTODO

Para a realização desta pesquisa de natureza experimental, aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CAAE:

0001.0.368.000-11) da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia, foram utilizadas dez hemimandíbulas humanas secas, edêntulas na região posterior, sem anomalias, mas selecionadas aleatoriamente quanto às suas características anatômicas.

Foram avaliados três diferentes sítios, perfazendo um total de 30 sítios localizados entre o forame mental e o ângulo interno da mandíbula. Para determinar os sítios, foram tracejadas linhas de orientação na região superior do rebordo ósseo remanescente e na face vestibular da mandíbula, perpendiculares à sua basilar, e a 1 cm de distância uma da outra. Em seguida, marcadores esféricos vazados foram fixados nos sítios preestabelecidos no rebordo ósseo superior da mandíbula, com o auxílio de cera utilidade. Sobre as linhas de orientação realizadas na cortical vestibular da mandíbula, foram fixados, com uma camada de cera utilidade, cones de guta-percha, para servirem como referência na escolha dos locais em que foram realizadas as avaliações subjetivas de qualidade de imagem dos diferentes protocolos de TCFC (Figuras 1a, b).

As mandíbulas foram imersas em água, num recipiente plástico, por 24 horas, antes das aquisições das imagens tomográficas, a fim de que a maioria dos espaços medulares ósseos fosse preenchida com água, simulando a atenuação sofrida pelos raios X pela presença do tecido mole do paciente. Após esse período, cada mandíbula foi inserida em uma caixa de isopor (16 cm × 14,5 cm × 10 cm) contendo água, para manutenção do preenchimento dos espaços medulares. As mandíbulas foram posicionadas no interior da caixa de isopor de modo que o plano sagital mediano (PSM) ficasse perpendicular ao plano horizontal (PH), e o plano mandibular alcançasse uma inclinação de 25 graus em relação ao PH, simulando a orientação espacial da mandíbula *in vivo* (Figura 2)⁶. O conjunto foi levado ao tomógrafo e mantido em posição no cefalostato do aparelho.

Cada hemimandíbula, prévia e sequencialmente numerada, foi submetida a três diferentes protocolos de aquisição de imagem de TCFC no equipamento K9000 3D, marca Kodak, sendo modificada apenas a miliamperagem (Grupo I: 2 mA; Grupo II: 8 mA; Grupo III: 15 mA). Todas as aquisições foram feitas com 80 kV, FOV de 5 × 3,7 cm, matriz de 512 × 512 e cortes axiais de 0,076 mm de espessura, sem intervalo entre cortes.

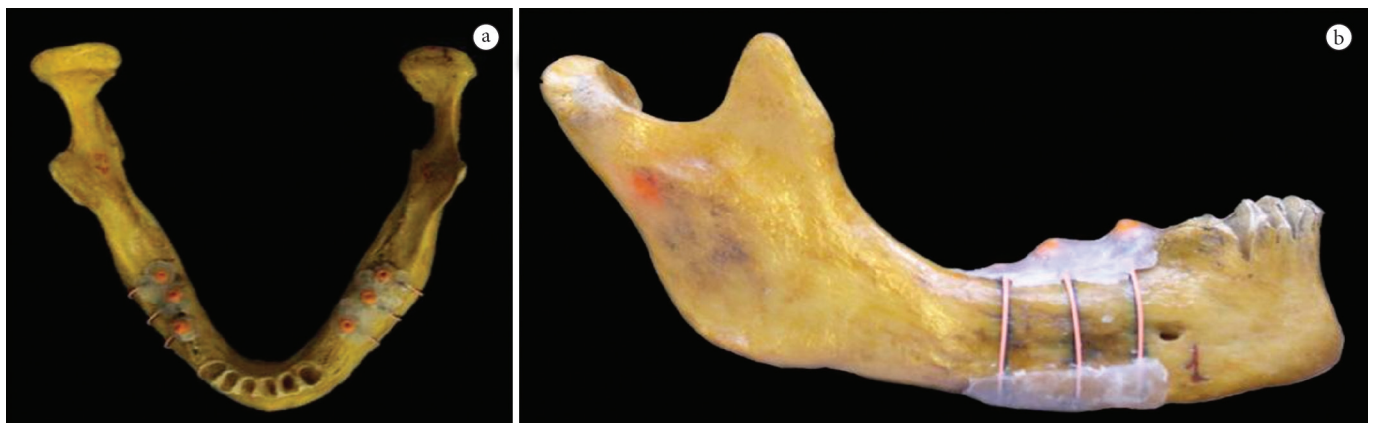


Figura 1. Vista superior (a) e vista lateral (b) da mandíbula, evidenciando-se os marcadores esféricos e os cones de guta-percha, determinando os sítios avaliados.



Figura 2. Mandíbula imersa em água, posicionada e fixada na caixa de isopor - vista superior.

Após a aquisição, as imagens de cada grupo experimental foram avaliadas em três diferentes tamanhos de *voxel*, formando nove grupos experimentais distintos (Figura 3).

As avaliações subjetivas de qualidade de imagem tomográfica foram procedidas por três especialistas em Radiologia Odontológica, com um mínimo de três anos de experiência com tomografia computadorizada, sem conhecimento prévio a respeito do protocolo utilizado, em condições ideais de iluminância, numa estação de trabalho independente, com o Programa Kodak Dental Imaging Software (KDIS), módulo 3D, versão 2.4; neste programa, os Radiologistas puderam manipular as ferramentas de brilho e contraste para avaliação das imagens, o que lhes foi informado durante a calibração dos mesmos. Essas avaliações foram feitas em duas diferentes sessões, com intervalo de uma semana, num monitor *widescreen* (proporção 16:10) da marca DELL, modelo UltraSharp™ U2410, 24 polegadas, resolução máxima de 1.920 × 1.200, intensidade de 1,07 bilhão de cores e gama de cores de 110% (típica) (tecnologia PremierColor), taxa dinâmica de contraste de 80.000:1 e tecnologia In-Plane Switching (IPS), que proporciona uniformidade de cores, independentemente do ângulo de visão do observador, o que o torna ideal para diagnóstico (Figura 4).

As imagens correspondentes a cada protocolo foram apresentadas de forma aleatória e, após a mensuração de espessura (no local do teto do canal mandibular) e a execução da mensuração da altura (entre o teto do canal mandibular e o rebordo do osso alveolar), cada avaliador deveria responder 'sim' ou 'não' à seguinte pergunta: 'A imagem foi aceitável para mensurações de altura e espessura ósseas?'

Os dados auferidos e tabulados foram calculados através dos coeficientes Kappa⁷. Após definida a concordância interexaminadores, no item que apresentou Kappa maior do que 0,60, foi utilizado o teste qui-quadrado para definição das proporções entre os grupos experimentais.

Grupos	Aquisição de imagem mA	Tamanho do <i>voxel</i> na análise das imagens
IA	2	0,076mm*
IB	2	0,535mm
IC	2	2,1mm
IIA	8	0,076mm*
IIB	8	0,535mm
IIC	8	2,1mm
IIIA	15	0,076mm*
IIIB	15	0,535mm
IIIC	15	2,1mm

Figura 3. Grupos experimentais avaliados em diferentes protocolos de aquisição e reconstrução de imagens tomográficas computadorizadas de feixe cônico. **Voxel* utilizado para aquisição das imagens em TCFC.

RESULTADO

As imagens ortogonais foram avaliadas subjetivamente quanto à sua qualidade para a realização de mensurações de altura e espessura óssea, através de valores nominais (sim e não), sendo utilizado o Kappa simples para avaliação da concordância interexaminadores.

Quando avaliados os grupos experimentais de acordo com a miliamperagem, independentemente do *voxel* utilizado para análise da imagem, observou-se uma concordância substancial interexaminadores para os grupos I e II, com valores Kappa iguais a 0,616 e 0,688, respectivamente. Já quando comparados os escores atribuídos para as imagens do grupo III, evidenciou-se concordância quase perfeita (Kappa = 0,927).

Quando foram avaliados os grupos experimentais de acordo com a miliamperagem e o *voxel*, os resultados demonstraram, para os grupos experimentais IA, IIB e IIIB, concordância substancial interexaminadores, com valores de Kappa iguais a 0,660, 0,634 e 0,782, respectivamente. Já quando confrontados os escores atribuídos pelos examinadores para as imagens do grupo IC, observou-se uma concordância quase perfeita, uma vez que o coeficiente Kappa foi superior a 0,80 (Kappa = 0,838) (Tabela 1).

Entretanto, quando avaliada a concordância dos resultados dos grupos experimentais IIC, IIIA e IIIC, demonstrou-se valor de Kappa igual a 1 (100%), resultando em uma concordância perfeita interexaminadores (Tabela 1).

Diferentemente dos resultados obtidos para os grupos supracitados, os valores de Kappa para os grupos experimentais IB e IIA não foram estatisticamente significativos, pois houve moderada concordância interexaminadores para o grupo IB (Kappa = 0,410) e concordância muito fraca, possivelmente casual, para o grupo IIA (Kappa = 0,132) (Tabela 1).

A aceitabilidade interexaminadores das 270 imagens, independentemente do grupo experimental, foi de 77,41% (209), tendo uma rejeição de 13,33% (36). Em 9,26% (25) das imagens, houve discordância interexaminadores quanto à aceitabilidade,

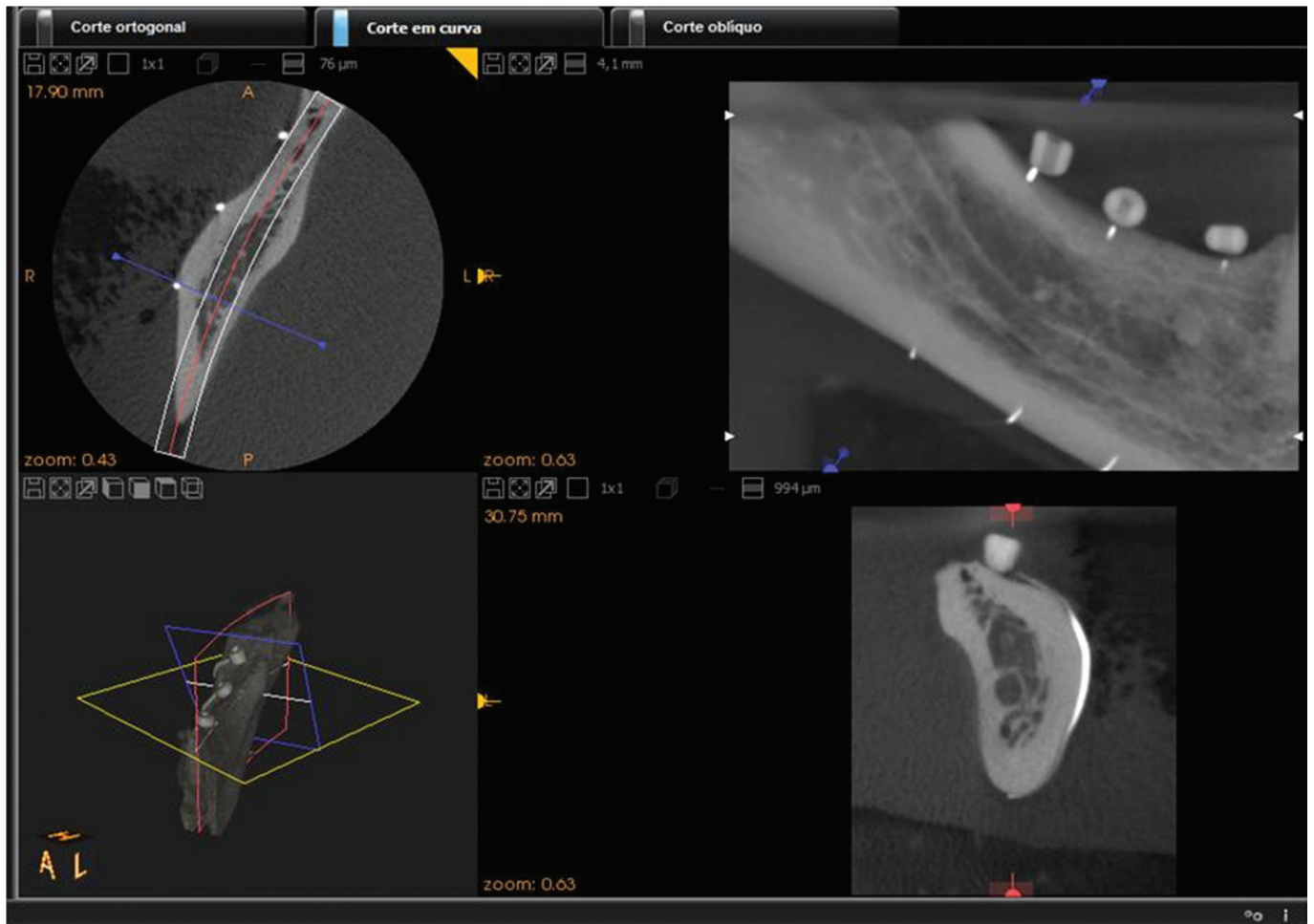


Figura 4. Tela multiplanar do Programa Kodak Dental Imaging Software, módulo 3D, dos sítios de interesse de uma hemimandíbula.

Tabela 1. Valores Kappa simples para avaliação da concordância interexaminadores em relação à aceitabilidade das imagens tomográficas para mensurações de altura e espessura ósseas nos diferentes grupos experimentais

Grupos experimentais	Kappa simples	IC 95%
IA	0,660	0,395-0,926
IB	0,410	0,155-0,105
IC	0,838	0,532-1,145
IIA	0,132	-0,220-0,485
IIB	0,634	0,178-1,090
IIC	1,000	1,000-1,000
IIIA	1,000	1,000-1,000
IIIB	0,782	0,373-1,191
IIIC	1,000	1,000-1,000

sendo o examinador 1 mais rigoroso na qualificação das imagens para a realização das mensurações lineares verticais e horizontais.

Diante da concordância substancial dos examinadores 1, 2 e 3 sobre a qualidade de imagem tomográfica aceitável para a realização de mensurações lineares vertical e horizontal, o teste qui-quadrado foi utilizado para definir, dentro da concordância

interexaminadores, se houve diferença estatística entre os grupos experimentais quanto à aceitabilidade das imagens.

Ao serem avaliados os grupos independentemente do voxel utilizado nas análises das imagens, considerando-se apenas a miliamperagem, verificou-se que, ao confrontar-se a aceitabilidade dos examinadores para realização das mensurações nas imagens dos grupos I, II e III, houve diferença estatisticamente significativa quando comparados os grupos I (53,33%) e II (86,66%), e os grupos I (53,33%) e III (92%), com valor de $p < 0,05$ (Figura 5).

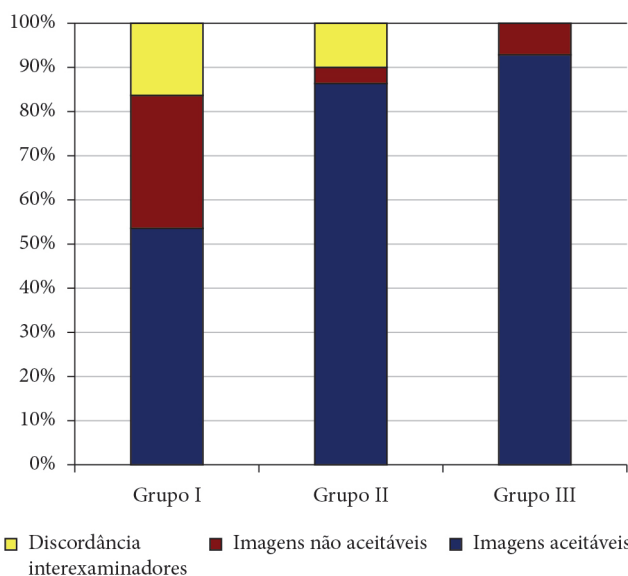
A Tabela 2 mostra a classificação das imagens tomográficas de acordo com a aceitabilidade dos examinadores para execução das mensurações nos diferentes grupos experimentais de acordo com miliamperagem e voxel utilizados para análise das imagens, além do número de imagens em que houve discordância interexaminadores.

Nos grupos experimentais IA, IB e IC, ao serem confrontados os escores (0 = não, 1 = sim) atribuídos pelos examinadores à aceitabilidade das imagens, observou-se diferença estatisticamente significativa entre os grupos IA (33,33%) e IC (86,67%), e entre IB (40%) e IC (86,67%), apesar da concordância moderada interexaminadores para o grupo IB ($p < 0,05$) (Figura 6).

Para os grupos experimentais IA, IB e IC, empregaram-se 2 mA na aquisição das imagens, e a variável entre estes grupos foi o voxel utilizado na análise das imagens (IA = 0,076mm; IB = 0,535mm; IC = 2,1mm).

Tabela 2. Número e porcentagem dos sítios quanto à qualidade de imagem tomográfica aceitável para a realização de mensurações lineares vertical e horizontal

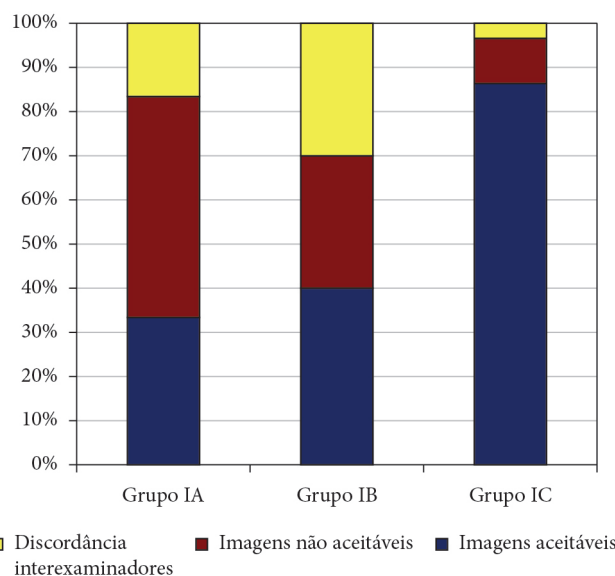
Grupos experimentais	Imagem aceitável		Imagem não aceitável		Discordância interexaminadores	
	Número de sítios	%	Número de sítios	%	Número de sítios	%
IA	10	33,33	15	50,00	5	16,67
IB	12	40,00	9	30,00	9	30,00
IC	26	86,67	3	10,00	1	3,33
IIA	22	73,33	1	3,33	7	23,34
IIB	26	86,67	2	6,67	2	6,66
IIC	30	100,00	0	00,00	0	00,00
IIIA	28	93,33	2	6,67	0	00,00
IIIB	27	90,00	2	6,67	1	3,33
IIIC	28	93,33	2	6,67	0	00,00

**Figura 5.** Avaliação subjetiva da aceitabilidade interexaminadores das imagens tomográficas para medidas de altura e espessura ósseas entre os grupos experimentais I, II e III.

Apesar de o grupo IIA ter apresentado uma concordância fraca interexaminadores, ficou evidenciado, quando comparados os grupos IIA, IIB e IIC, que não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores atribuídos pelos examinadores quanto à aceitabilidade das imagens ($p < 0,05$) (Figura 7).

Para os grupos experimentais IIA, IIB e IIC, em que variou apenas o *voxel* na avaliação das imagens, mantendo-se 8 mA, os valores de imagens aceitáveis foram de 73,33%, 86,67% e 100%, respectivamente. Observou-se uma elevação da aceitação das imagens do menor para o maior tamanho de *voxel*, porém isso não foi constatado estatisticamente (Figura 7).

No tocante aos grupos experimentais IIIA, IIIB e IIIC, em que os protocolos de aquisição foram de 15 mA, não se constataram diferenças estatisticamente significativas e a aceitabilidade interexaminadores também foi alta e semelhante (IIIA = 93,33%,

**Figura 6.** Avaliação subjetiva da aceitabilidade interexaminadores das imagens tomográficas para medidas de altura e espessura ósseas entre os grupos experimentais IA, IB e IC.

IIIB = 90, IIIC = 93,33%), independentemente do *voxel* utilizado na análise das imagens (Figura 8).

DISCUSSÃO

Os resultados demonstraram que as imagens do grupo I (2 mA) tiveram uma aceitabilidade estatisticamente menor quando comparadas com as dos grupos II (8 mA) e III (15 mA). Com outros parâmetros para aquisição da imagem mantidos constantes, a redução da miliamperagem e, consequentemente, da dose de radiação, em geral, aumenta o ruído, oferecendo menor qualidade de imagem tomográfica, o que dificulta a visualização de estruturas delicadas, como as corticais ósseas mandibulares e a cortical superior do canal mandibular⁸⁻¹⁰. Entretanto, quando utilizados valores intermediário (8 mA) e máximo (15 mA), as

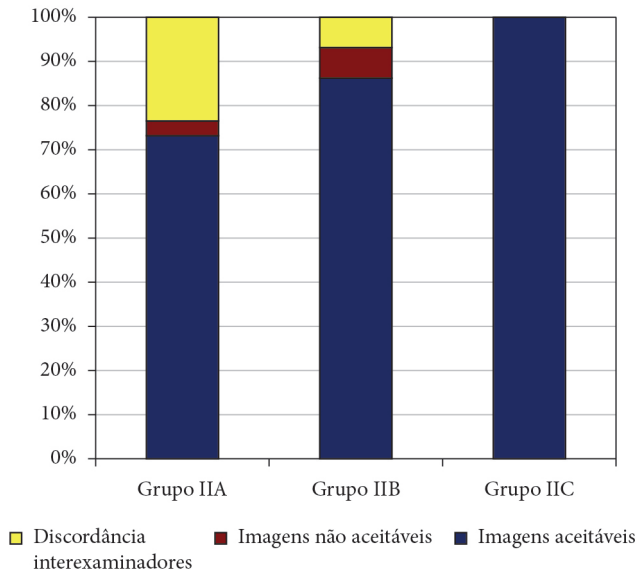


Figura 7. Avaliação subjetiva da aceitabilidade interexaminadores das imagens tomográficas para medidas de altura e espessura ósseas entre os grupos experimentais IIA, IIB e IIC.

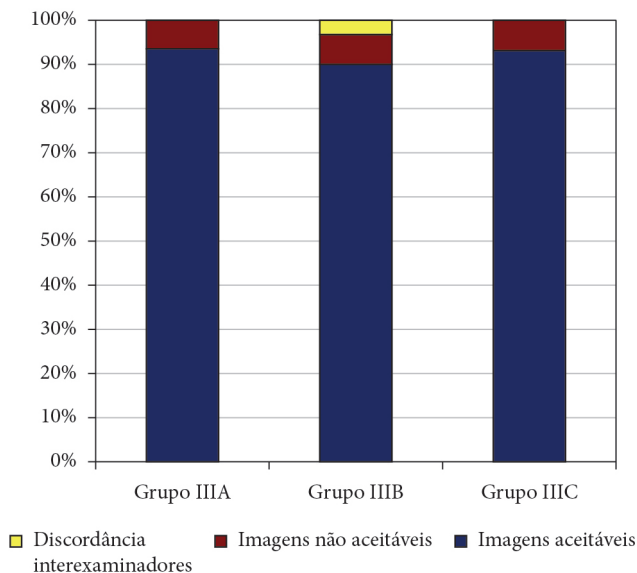


Figura 8. Avaliação subjetiva da aceitabilidade interexaminadores das imagens tomográficas para medidas de altura e espessura ósseas entre os grupos experimentais IIIA, IIIB e IIIC.

imagens foram aceitas, graças à maior nitidez das estruturas anatômicas presentes, proporcionada pela redução do ruído.

Diante dos dados obtidos no grupo I (2 mA), observou-se que o grupo experimental com maior tamanho de *voxel* (IC) apresentou uma qualidade de imagem aceitável para a realização das mensurações, o que não aconteceu para os grupos que utilizaram *voxels* menores. Assim, verificou-se que, quando se utilizou o menor valor de miliamperagem, apenas as imagens

analisadas com o maior tamanho de *voxel* foram consideradas aceitáveis pelos examinadores.

Independentemente dos grupos experimentais estabelecidos neste estudo, todas as aquisições de imagem foram realizadas com *voxel* de 0,076 mm, modificando-se apenas o valor da miliamperagem. Entretanto, quando o tamanho do *voxel* é diminuído, mais fótons são necessários para aumentar a contagem de fóton-por-*voxel* para a qualidade da imagem permanecer a mesma, sendo necessário aumentar o valor da miliamperagem ou o tempo de exposição durante a aquisição da imagem^{11,12}. Diante disso, ao estabelecerem-se miliamperagem e tamanho de *voxel* reduzidos para os protocolos de aquisição de imagens dos grupos IA, IB e IC, a quantidade de fótons por *voxel* foi insuficiente para determinar uma qualidade de imagem aceitável pelos examinadores, quando estas imagens foram analisadas em tamanhos de *voxels* menores (IA e IB), ou seja, a quantidade de ruído presente nas imagens desses grupos foi influenciada tanto pela miliamperagem baixa como pela análise da imagem em *voxels* reduzidos. Assim, é necessário aumentar a espessura de corte (IC = 2,1 mm) para reduzir a degradação da imagem, obtendo-se uma maior nitidez das imagens adquiridas com 2 mA^{1,3,13-15}.

Tanto para os grupos experimentais em que a aquisição foi com 8 mA (IIA, IIB e IIC) quanto para os grupos em que a aquisição foi com 15 mA (IIIA, IIIB e IIIC), a alteração do *voxel* não influenciou estatisticamente na qualidade de imagem para planejamento de implantes osteointegrados, sendo as imagens aceitáveis para o diagnóstico.

Entretanto, o grupo que utilizou 8 mA com *voxel* de 2,1 mm apresentou 100% das imagens aceitáveis para execução destas mensurações, constatando-se um resultado mais confiável quando comparados com os grupos experimentais que utilizaram 2 mA associados a tamanhos de *voxel* de 0,076 mm, 0,535 mm e 2,1 mm e 8 mA associados a *voxels* menores para análises das imagens.

CONCLUSÃO

Os protocolos estudados apresentaram qualidade de imagem semelhante, quando analisada a aceitação da imagem para a realização de mensurações lineares verticais e horizontais, com exceção das imagens adquiridas com 2 mA e analisadas com *voxel* de 0,076 mm e 0,535 mm.

Desta maneira, uma vez que os protocolos com 15 mA produzem maior dose de radiação e o maior tamanho de *voxel* utilizado neste estudo promoveu uma maior aceitabilidade das imagens, o protocolo IIC, com 8 mA e tamanho de *voxel* de 2,1 mm, deve ser preferencialmente indicado para realização de mensurações lineares para implante osteointegrado.

REFERÊNCIAS

1. Araki K, Maki K, Seki K, Sakamaki K, Harata Y, Sakaino R, et al. Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial X-ray cone beam CT scanner (CB MercuRaye): system configuration and physical properties. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004 Jan; 33(1):51-9. PMID:15140823. <http://dx.doi.org/10.1259/dmfr/54013049>
2. Garib DG, Raymundo Jr R, Raymundo MV, Raymundo DV, Ferreira SN. Tomografia computadorizada de feixe cônico (cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. *Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2007;12(2):139-56. <http://dx.doi.org/10.1590/S1415-54192007000200018>
3. Hassan B, Couto Souza P, Jacobs R, de Azambuja Berti S, van der Stelt P. Influence of scanning and reconstruction parameters on quality of three-dimensional surface models of the dental arches from cone beam computed tomography. *Clin Oral Investig.* 2010 Jun; 14(3): 303-10. PMID:19506922 PMCID:PMC2868994. <http://dx.doi.org/10.1007/s00784-009-0291-3>
4. Cavalcanti M. Diagnóstico por imagem da face. São Paulo: Santos; 2008.
5. White SC, Pharoah M. Radiologia oral: fundamentos e interpretação. Rio de Janeiro: Elsevier; 2007.
6. Torres MGG, Campos PSF, Pena N, Navarro M, Crusoe-Rebello I. Accuracy of linear measurements in cone beam computed tomography with different voxel sizes. *Implant Dent.* Apr 2012;21(2):150-55. PMID:22382754. <http://dx.doi.org/10.1097/ID.0b013e31824bf93c>
7. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics.* 1977 Mar;33(1):159-74. PMID:843571. <http://dx.doi.org/10.2307/2529310>
8. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray NewTom 3G and I-Cat. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006 Jul; 35(4):219-26. PMID:16798915. <http://dx.doi.org/10.1259/dmfr/14340323>
9. Miracle AC, Mukherji SK. Cone beam CT of the head and neck, part 1: physical principles. *Am J Neuroradiol.* 2009 Jun;30(6):1088-95. PMID:19439484. <http://dx.doi.org/10.3174/ajnr.A1653>
10. Suomalainen A, Kiljunen T, Käser Y, Peltola J, Kortensniemi M. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol.* 2009 Sep; 38(6):367-378. PMID:19700530. <http://dx.doi.org/10.1259/dmfr/15779208>
11. Moshfeghi M, Tavakoli MA, Hosseini ET, Hosseini AT, Hosseini IT. Analysis of linear measurement accuracy obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom VG). *Dent Res J.* 2012; 9(Suppl 1):S57-62.
12. Waltrick KB, Nunes de Abreu Junior MJ, Corrêa M, Zastrow MD, Dutra VD. Accuracy of linear measurements and visibility of the mandibular canal of cone-beam computed tomography images with different voxel sizes: an in vitro study. *J Periodontol.* 2013;84(1):68-77. PMID:22390549. <http://dx.doi.org/10.1902/jop.2012.110524>
13. Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol.* 1999; 28(4):245-48. <http://dx.doi.org/10.1038/sj.dmfr.4600448>
14. Kwong JC, Palomo JM, Landers MA, Figueroa A, Hans MG. Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008 Feb; 133(2): 317-27.
15. Tanimoto H, Arai Y. The effect of voxel size on image reconstruction in cone-beam computed tomography. *Oral Radiol.* 2009; 25(2):149-53. <http://dx.doi.org/10.1007/s11282-009-0019-8>

CONFLITOS DE INTERESSE

Os autores declaram não haver conflitos de interesse.

AUTOR PARA CORRESPONDÊNCIA

Cynthia Coelho Simões
Rua Albatroz, 213, sala 701A, Imbuí, 41720-420 Salvador - BA, Brasil
e-mail: cincoelhounime@gmail.com

Recebido: Outubro 29, 2013

Aprovado: Março 6, 2014