

Comparação dos valores de densidade mineral óssea nas imagens de TCFC utilizando os programas I-CATVision e ImplantViewer

Ana Cláudia Weiss Reimão de Melo*
Márcio José da Silva Campos**
Robert Willer Farinazzo Vitral**
Andréia Fialho Rodrigues**

RESUMO

No presente trabalho teve-se como objetivo comparar as medidas da densidade mineral óssea das regiões específicas de estruturas maxilomandibulares obtidas pelos programas I-CATVision e ImplantViewer em exames de tomografia computadorizada de feixe cônico, a fim de determinar se diferentes programas de aquisição e manipulação de imagens podem interferir nas medidas de densidade mineral óssea. A amostra foi constituída de seis maxilas e cinco mandíbulas humanas secas que apresentaram máxima conservação e integridade das estruturas ósseas, estas foram preparadas e os exames realizados. As medidas obtidas pelos dois programas foram comparadas pelo teste t de Student para observações pareadas e o teste de correlação intraclasse de Pearson. Os resultados evidenciaram que não houve diferença estatisticamente significativa entre as medidas, havendo correlação entre elas. Portanto, ambos os programas podem ser utilizados para determinar os valores de densidade mineral óssea.

Palavras-chave: Densidade mineral óssea. Odontologia. Tomografia computadorizada de feixe cônico.

1 INTRODUÇÃO

A relação entre a massa e o volume de um corpo é denominada densidade. Sendo assim, um osso denso é aquele que apresenta muita massa e peso em relação ao volume, sendo espesso e compacto. A densidade mineral óssea (DMO) é a maior responsável pela sobrevida dos implantes dentários. De fato, altas taxas inaceitáveis de fracasso e perda óssea têm sido constantes achados associados a implantes dentários em osso de qualidade ruim. A densidade óssea influencia a técnica cirúrgica, o tempo de cicatrização, a interface inicial osso/implante e a colocação progressiva de carga durante a reconstrução protética. Sendo assim, o conhecimento prévio sobre densidade óssea torna-se um fator indispensável para um correto planejamento e execução de implantes dentários (ALBREKTSSON, 1993).

A tomografia computadorizada (TC) é um método de diagnóstico por imagem não invasiva, rápida, fidedigna e de alta precisão (RODRIGUES; VITRAL, 2007), que tem como desvantagens a alta complexidade, o elevado nível de radiação e o alto custo do equipamento (MISCH; YI; SARMENT, 2006; NAKAJIMA et al., 2005).

Levando em consideração essas desvantagens, foi desenvolvida, para aplicação na região

craniomaxilofacial, a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) (CEVIDANES; STYNER; PROFFIT, 2006; SCARFE; FARMAN, 2008) cujo tempo de exame é mais curto, a dose de radiação é menor, há um maior conforto para o paciente e os custos de operação são menores quando comparada à TC convencional (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006).

O sistema que utiliza o feixe cônico de radiação X permite a avaliação da anatomia do paciente, incluindo a oclusão e a angulação dos dentes (BOUWENS et al., 2011) através da criação, em tempo real, de imagens nos plano axial, coronal, sagital e imagens oblíquas, além da possibilidade de reformatação multiplanar (MPR) (CEVIDANES; STYNER; PROFFIT, 2006; SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006) e da reformatação no volume da imagem (reconstrução tridimensional) (GARIB et al., 2007; SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006).

Uma grande vantagem desse sistema é a possibilidade de manipulação das imagens tridimensionais segundo a conveniência do operador, uma vez que os programas podem ser instalados em computadores convencionais (GARIB et al., 2007; SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006).

* Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Odontologia – Juiz de Fora, MG. E-mail: aninhaweiss@yahoo.com.br

** Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Odontologia, Departamento de Odontologia Social e Infantil - Juiz de Fora, MG.

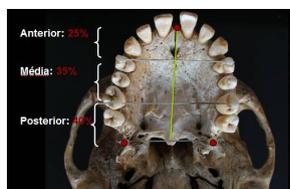
Considerando a variedade de programas existentes, uma dúvida que se levanta é sobre a reprodutibilidade dos resultados utilizando diferentes programas de análises. No presente trabalho teve-se como objetivo comparar as medidas da densidade mineral óssea (DMO) das regiões específicas de estruturas maxilomandibulares obtidas pelos programas I-CATVision e ImplantViewer em exames de TCFC, a fim de determinar se diferentes programas de aquisição e manipulação de imagens podem interferir nas medidas de DMO. Estes programas possibilitam uma alta resolução de imagens para a Odontologia permitindo uma visão da região em planos axiais, coronais e sagitais, evitando assim as sobreposições das estruturas estudadas, permitindo, ainda, em cortes em diversas espessuras e possibilitando a correlação com a qualidade óssea.

2 MATERIAL E MÉTODOS

O trabalho foi baseado nas diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisas envolvendo ser humano (Resolução CNS nº 196/96) e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – CEP UFJF, sob o parecer nº 354/2009, de 10 de dezembro de 2009.

Para sua realização foram utilizadas seis maxilas e cinco mandíbulas humanas secas pertencentes ao departamento de Morfologia da Universidade Federal de Juiz de Fora. Foram incluídas na amostra somente peças anatômicas em bom estado de conservação e que apresentaram integridade do processo alveolar. O comprimento do arco foi medido na maxila e na mandíbula, na maxila foi medido da tuberosidade até a região mais anterior da mesma, na mandíbula o comprimento do arco foi medido da região mais anterior do ramo ascendente até a região mais anterior da mesma. O comprimento do arco foi dividido em três regiões: anterior (25% do comprimento), média (35% do comprimento) e posterior (40% do comprimento) em ambas as arcadas (Fotografias 1A e B). Para demarcação dos terços, utilizou-se o paquímetro digital marca Starret (Itu, Brasil).

Fotografia 1 A e B – Maxila dividida em terços anterior, médio e posterior e mandíbula dividida em terços anterior, médio e posterior.



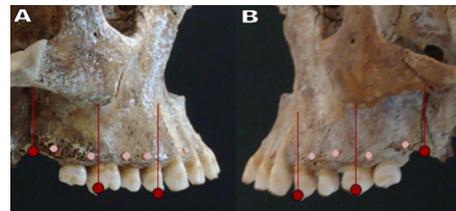
Fonte — Os autores (2010).



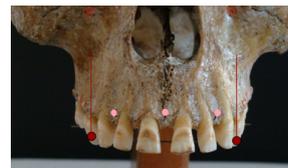
Fonte — Os autores (2010).

Um material radiopaco, guta percha, marca Tanari (Manaus, Brasil) do mesmo calibre e comprimento (1mm) foi colado na região alveolar vestibular das peças anatômicas, de forma que ficaram três pontos na porção anterior, quatro pontos na porção média (dois do lado direito e dois do lado esquerdo) e quatro pontos na porção posterior (dois do lado direito e dois do lado esquerdo), tanto da maxila (Fotografias 2 A, B e C) quanto da mandíbula (Fotografias 3 A, B e C) totalizando 11 pontos analisados em cada peça anatômica.

Fotografias 2A, B e C — Pontos de referência no terço anterior da maxila, pontos de referência no terço médio e no terço posterior do lado direito da maxila e pontos de referência no terço médio e no terço posterior do lado esquerdo da maxila respectivamente.

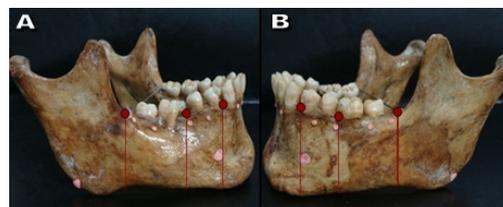


Fonte — Os autores (2010).



Fonte — Os autores (2010).

Fotografia 3 A, B e C — Pontos de referência no terço anterior da mandíbula, pontos de referência no terço médio e no terço posterior do lado direito da mandíbula e pontos de referência no terço médio e no terço posterior do lado esquerdo da mandíbula respectivamente.



Fonte — Os autores (2010).



Fonte — Os autores (2010).

Com o intuito de simular o tecido mole, as peças anatômicas foram revestidas por 1cm de lâminas de cera 7 New Wax marca Technew (Rio de Janeiro, Brasil) para diminuir o artefato de imagem resultante do feixe de raios-x diretamente no osso quando este é submetido ao exame de TCFC.

No aparelho de tomografia computadorizada de feixe cônico a maxila foi posicionada de forma que o plano forame infraorbitário e ponto mais superior do meato acústico externo estivessem paralelos ao solo e a mandíbula foi posicionada de forma que o plano forame mentoniano e o ponto cefalométrico Gônio estivessem paralelos ao solo.

Os exames foram obtidos no tomógrafo I-CAT marca Kavo-imaging Sciences (Pensilvania, USA), utilizando 120 kV, 5mAs, FOV 13mm e 0,25 mm de espessura.

O tomógrafo de feixe cônico apresenta dois componentes principais, posicionados em extremos opostos às maxilas e mandíbulas examinadas: a fonte ou tubo de raios-x, que emite um feixe em forma de cone e um detector de raios-x. O sistema tubo-detector realizou somente um giro de 360 graus em torno das peças anatômicas analisadas.

Ao término do exame, essa sequência de imagens base (raw date) foi reconstruída para gerar uma imagem volumétrica em 3D, por meio de um software específico com um sofisticado programa de algoritmos, instalado em um computador convencional acoplado ao tomógrafo.

Os dados obtidos foram armazenados no padrão DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) e as imagens foram convertidas para os programas de tratamento de imagem I-CATVision (Pensilvania, USA) e ImplantViewer - Anne Solutions (Brasil).

Em ambos os programas as medidas foram realizadas utilizando a tela MPR. Os pontos das regiões média e posterior da maxila e da mandíbula (oito pontos em cada estrutura) foram medidos no corte coronal por este apresentar grande nitidez dos mesmos e os pontos da região anterior da maxila e da mandíbula (três pontos em cada estrutura) foram medidos no corte sagital por este proporcionar melhor definição dos pontos na região anterior das peças anatômicas. Para padronizar o estudo, a quinta imagem a partir da primeira visualização do ponto radiopaco (guta percha) foi escolhida. As medidas foram avaliadas a partir do ponto radiopaco de gutta percha, ficando a 2mm abaixo e 2mm ao centro da imagem na mandíbula e 2mm acima e 2mm ao centro da imagem na maxila.

No programa I-CATVision, a partir do ponto de referência, foi utilizada a ferramenta HU statistics que

fornece, juntamente com a dimensão da área utilizada (4mm²), o valor da densidade, dada em Unidades Hounsfield (HU). No programa ImplantViewer, entretanto, a ferramenta para medir densidade fornece, apenas, o HU médio. A ferramenta de zoom utilizada foi a mesma em todas as imagens para que não houvesse variação da dimensão das linhas. Portanto, antes da obtenção das medidas, foi definida uma área de 4mm², utilizando as ferramentas “escala” e “medir comprimento”. Sobre essa área previamente definida, foi realizada, então, a mensuração da DMO, dada em HU, utilizando a ferramenta “medir densidade”. Assim, as áreas avaliadas foram padronizadas em ambos os programas e incluíam tanto osso cortical como medular. Como o osso cortical da mandíbula é mais espesso que o da maxila, na mandíbula foi medido mais osso cortical que osso medular e na maxila foi medido mais osso medular que cortical (Fotografia 4 A, B, C e D)

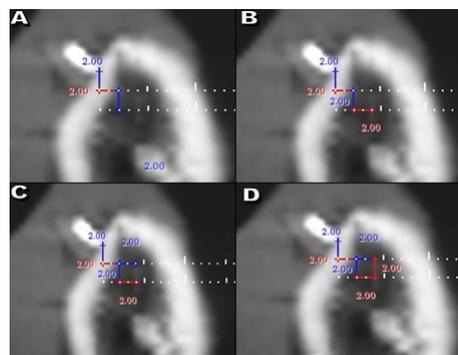
O test t de Student para observações pareadas foi usado para cada medida estudada a fim de avaliar a média das diferenças entre as medidas dos programas I-CATVision e ImplantViewer.

O coeficiente de correlação de Pearson (r) foi determinado para quantificar o grau de correlação entre os valores obtidos nos programas I-CATVision e ImplantViewer.

Fotografia 4A, B, C e D - Definição da área de 4mm² no programa

ImplantViewera 2mm a baixo e 2mm ao centro (mandíbula).

A- Definição da parede lateral (2mm) da área, utilizando as ferramentas “escala” e “medir comprimento”; B- Definição da parede inferior (2mm) da área, utilizando as ferramentas “escala” e “medir comprimento”; C- Definição da parede superior (2mm) da área, utilizando as ferramentas “escala” e “medir comprimento”; D- Definição da parede lateral (2mm) da área, utilizando as ferramentas “escala” e “medir comprimento”.



Fonte — Os autores (2010).

3 RESULTADOS

A estatística descritiva para cada medida analisada encontra-se na Tabela I. A Tabela I apresenta a média da DMO e o desvio padrão nos programas ImplantViewer e I-CATVision. Apresenta o resultado do teste t de Student pareado entre os programas

no qual o valor de P encontrado foi de 0,784 para a maxila e 0,181 para a mandíbula. Apresenta o teste de Correlação Intra-classe de Pearson no qual o coeficiente de correlação foi igual a 0,992 para a maxila e 0,988 para a mandíbula.

TABELA 1

Representa a média da DMO e o desvio padrão, o resultado do teste t de Student pareado e o teste de Correlação Intra-classe de Pearson entre os programas ImplantViewer e I-CATVision.

	Implant Viewer		I-Cat Vision		Teste t Pareado		Correlação de Pearson	
	Média	DP	Média	DP	Teste	P	Correlação	P
Maxila	253,3	899,2	257,2	869,6	-0,276	0,784	0,992	<0,001
Mandíbula	240,3	785,4	217,7	771,3	1,355	0,181	0,988	<0,001
Total	247,4	845,9	239,2	823,2	0,750	0,455	0,990	<0,001

Fonte — Os autores (2010).

4 DISCUSSÃO

É consenso entre vários autores que a densidade mineral óssea é a grande responsável pela sobrevivência dos implantes dentários. (ADELL et al., 1981; ALBREKTSSON, 1993) Ela é um fator variável e determinante no planejamento e execução de implantes endósseos (LIN; LANE, 2005).

Caúla, Machado, Barbosa (2000) relatam que o meio mais fácil e preciso para avaliar a densidade óssea é clinicamente no momento da cirurgia. A presença e espessura da crista óssea cortical e a densidade do trabeculado ósseo são facilmente determinados durante a osteotomia. A densidade óssea é determinada pela broca inicial, e a avaliação continua até a colocação final do implante. Entretanto, Vidigal Júnior (2004) lembra da necessidade de se obter uma classificação objetiva e quantitativa da densidade óssea que possa ser empregada pré-operatoriamente e que não dependa da habilidade do cirurgião para que a cirurgia possa ser programada.

A radiografia convencional pode mostrar tecidos que tenham uma diferença de pelo menos 10% de densidade, já a tomografia computadorizada pode detectar diferenças de densidade entre tecidos de 1% ou menos, não há sobreposição de estruturas anatômicas sobrejacentes. (BONTRAGER, 2003) Portanto, a densidade óssea pode ser determinada mais precisamente pela tomografia computadorizada. (PARKS, 2000)

A TCFC foi desenvolvida como uma alternativa à TC convencional representando o desenvolvimento de um tomógrafo relativamente pequeno e de menor custo, que permite a aquisição de imagens tridimensionais dos tecidos mineralizados com mínima distorção e dose de radiação significativamente reduzida em comparação à TC convencional (CEVIDANES et al., 2005; GARIB et al., 2007; HUA et al., 2009; LUDLOW et al., 2006; ROGERS; DRAGE; DURNING, 2011; SCARFE; FARMAN, 2008). As imagens fornecidas pela TCFC apresentam alto nível de contraste, o que é particularmente adequado para as imagens de estruturas ósseas craniofaciais (CEVIDANES et al., 2005; SCARFE; FARMAN, 2008; SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006).

São vantagens da TCFC em relação à TC convencional, o tempo de exame mais curto, o maior conforto do paciente, a menor dose de radiação e os menores custos de operação (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006).

De acordo com Naitoh e outros (2009), a TCFC permite a determinação da DMO em HU da área selecionada pelo profissional. Porém, existe um questionamento quanto à utilização dessas imagens para este fim (HUA et al., 2009; KATSUMATA et al., 2006; KATSUMATA et al., 2007; KATSUMATA et al., 2009). Em imagens de TCFC, estruturas maxilofaciais de tecido duro, fora do volume adquirido

e reconstruído, apresentam uma descontinuidade na projeção dos dados (KATSUMATA et al., 2007; KATSUMATA et al., 2009). A resultante desse efeito afeta a fidelidade da imagem e pode ser caracterizada como áreas de variação de densidade. Os autores concluíram que a intensidade deste efeito está supostamente relacionada com o tamanho do volume de imagem e que, portanto, exames tomográficos de maior volume podem fornecer valores mais confiáveis de densidade. Entretanto, o aumento do volume da imagem está diretamente relacionado com o aumento da dose de radiação submetida pelo paciente (KATSUMATA et al., 2007; KATSUMATA et al., 2009).

Levando em consideração o questionamento quanto ao uso de TCFC para mensurar a densidade, outra dúvida que se levanta é sobre a reprodutibilidade dos resultados utilizando diferentes programas que permitem a determinação da DMO em HU em exames de TCFC.

Ambos os programas utilizados na presente pesquisa permitiram a mensuração da DMO média em uma área determinada, porém, existem algumas diferenças entre eles. Essas diferenças residem nas ferramentas utilizadas para a definição da área em análise. Primeiramente, para possibilitar a comparação das medidas encontradas pelos programas, as áreas comparadas tinham que ter o mesmo tamanho. No programa I-CATVision, a ferramenta HU statistics fornece, juntamente com o valor da densidade, a dimensão da área utilizada. Entretanto, no programa ImplantViewer, a ferramenta “medir densidade”, fornece apenas o valor HU médio, sendo necessário,

antes de realizar a mensuração, definir a área utilizando a ferramenta “medir comprimento”.

Outra dificuldade encontrada no programa ImplantViewer, refere-se à ferramenta zoom, pois dependendo do zoom utilizado, tem-se uma variação decimal da dimensão das linhas que delimitarão as imagens nas quais será medida a densidade.

Além disso, existe a diferença entre os programas quanto à quantidade de informação obtida. Enquanto o I-CATVision fornece a média da densidade óssea, o desvio padrão, a densidade óssea mínima, a densidade óssea máxima e a área, o programa ImplantViewer fornece apenas o valor da média da densidade óssea na área avaliada.

Ainda que existam diferenças nas ferramentas e no manuseio, as medidas encontradas pelos programas não apresentaram diferenças estatisticamente significantes e mostraram alta correlação entre elas.

Portanto, apesar das diferenças de ferramentas disponíveis nos dois programas avaliados, estas não apresentaram influência, tanto na determinação da área comum, assim como na medida da DMO.

5 CONCLUSÃO

Os resultados evidenciaram que não houve diferença estatisticamente significativa entre as medidas, havendo correlação entre elas. Portanto, ambos os programas podem ser utilizados para determinar os valores de densidade mineral óssea.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à FAPEMIG e CNPQ pelo suporte financeiro para realização do trabalho.

Bone mineral density value comparison in images of CBCT using I-CATVision and ImplantViewer programs

ABSTRACT

In the present study was aimed to compare the measurements of bone mineral density of specific regions of the maxillomandibular structures obtained by the programs I-CAT Vision and Implant Viewer tests in cone beam computed tomography in order to determine whether different acquisition programs and handling images can interfere with bone mineral density measured. The sample consisted of six dry human maxillae and five dry human mandibles showed that maximum conservation and integrity of bone structures, were prepared and tests performed. The measurements obtained by the two programs were compared by t Student test for paired observations and the intraclass correlation of Pearson. The results showed that there was no statistically significant difference between the measurements, with correlation between them. Therefore, both programs may be used to determine the bone mineral density.

Keywords: Bone mineral density. Dentistry. Cone beam computed tomography.

REFERÊNCIAS

- ADELL, R. et al. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **International Journal of Oral Surgery**, Copenhagen, v. 6, no. 10, p. 387-416, Dec. 1981.
- ALBREKTSSON, T. On long-term maintenance of the osseointegrated response. **Australian Prosthodontic Journal**, Sydney, v. 7, p. 15-24, 1993
- BONTRAGER, K. L. **Tratado de técnica radiológica e base anatômica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. 805p.
- BOUWENS, D. G. et al. Comparison of mesiodistal root angulation with posttreatment panoramic radiographs and cone-beam computed tomography. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, St. Louis, v. 139, no. 1, p. 126-132, Jan. 2011.
- CAÚLA, A. L.; MACHADO, F. E.; BARBOZA, E. P. Densidade óssea no planejamento em implantodontia. **Revista Brasileira de Cirurgia e Implantodontia**, Curitiba, v. 7, n. 25, p. 49-53, 2000.
- CEVIDANES, L. H. S. et al. Superimposition of 3D cone-beam CT models of orthognathic surgery patients. **Dentomaxillofacial Radiology**, Glasgow, v. 34, no. 6, p. 369-375, Nov. 2005.
- CEVIDANES, L. H. S.; STYNER, M. A.; PROFFIT, W. R. Image analysis and superimposition of 3- dimensional cone-beam computed tomography models. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, St. Louis, v. 129, no. 5, p. 611-618, May 2006.
- GARIB, D. G. et al. Cone beam computed tomography (CBCT): understanding this new imaging diagnostic method with promising application in Orthodontics. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, Maringá, v. 12, n. 2, p. 139-156, mar./abr. 2007.
- HUA, Y. et al. Bone quality assessment based on cone beam computed tomography imaging. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 20, no. 8, p. 767-771, Aug. 2009.
- KATSUMATA, A. et al. Image artifact in dental cone-beam CT. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics**, St. Louis, v. 101, no. 5, p. 652-657, May 2006.
- KATSUMATA, A. et al. Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics**, St. Louis, v. 104, no. 6, p. 829-836, Dec. 2007.
- KATSUMATA, A. et al. Relationship between density variability and imaging volume size in cone-beam computerized tomographic scanning of the maxillofacial region: an in vitro study. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics**, St. Louis, v. 107, no. 3, p. 420-425, March 2009.
- LIN, J. T.; LANE, J. M. Osteoporosis: a review. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, v. 425, no. 8, p.126-134, Aug. 2004.
- LUDLOW, J. B. et al. Dosimetry of 3 CBTC devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. **Dentomaxillofacial Radiology**, Tokyo, v. 35, no. 4, p. 219-226, July 2006.
- MISCH, K. A.; YI, E. S.; SARMENT, D. P. Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. **Journal of Periodontology**, Ann Arbor, v. 77, no. 7, p. 1261-1266, July 2006.
- NAKAJIMA, A. et al. Two and three- dimensional orthodontic imaging using limited cone beam –computed tomography. **Angle Orthodontist**, Appleton, v. 75, no. 6, p. 895-903, 2005.
- NAITOH, M. et al. Evaluation of voxel values in mandibular cancellous bone: relationship between cone-beam computed tomography and multislice helical computed tomography. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 20, no. 5, p. 503–506, May 2009.
- PARKS, E. T. Computed tomography applications for dentistry. **Dental Clinics of North America**, Philadelphia, v. 44, no. 2, p. 371- 394, Apr. 2000.
- RODRIGUES, A. F.; VITRAL, R. W. F. Applications of computed tomography in dentistry. João Pessoa. **Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e Clínica Integrada**, João Pessoa, v. 7, n. 3, p. 317-324, set./dez. 2007.
- ROGERS, S. A.; DRAGE, N.; DURNING, P. Incidental findings arising with cone beam computed tomography imaging of the orthodontic patient. **Angle Orthodontist**, Appleton, v. 81, no. 2, p. 350-355, March 2011.
- SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G. What is cone-beam ct and how does it work? **Dental Clinics of North América**, Philadelphia, v. 52, no. 4, p. 707- 730, Oct. 2008.
- SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G. S.; SUKOVIC, P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. **Journal of the Canadian Dental Association**, Louisville, v. 72, no. 1, p. 75-80, Feb. 2006.
- VIDIGAL JÚNIOR, G. M. et al. Aspectos biomecânicos associados à perda de implantes osseointegrados. **Revista Gaúcha de Odontologia**, Porto Alegre, v. 52, n. 2, p. 107-110, abr./mai./jun. 2004.

Enviado em 27/6/11

Aprovado em 5/1/12