



MATHEUS LIMA DE OLIVEIRA

**“INFLUENCE OF ANATOMICAL LOCATION AND FOV SIZE ON
CONE-BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY GRAY VALUES”**

***“ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DA LOCALIZAÇÃO ANATÔMICA E
TAMANHO DO FOV NOS VALORES DE CINZA EM IMAGENS DE
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO”***

PIRACICABA

2013



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

MATHEUS LIMA DE OLIVEIRA

**“INFLUENCE OF ANATOMICAL LOCATION AND FOV SIZE ON CONE-BEAM
COMPUTED TOMOGRAPHY GRAY VALUES”**

Orientador: Prof. Dr. Guilherme Monteiro Tosoni

***“ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DA LOCALIZAÇÃO ANATÔMICA E TAMANHO DO
FOV NOS VALORES DE CINZA EM IMAGENS DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO”***

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Radiologia Odontológica da
Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas
para obtenção do título de Doutor em Radiologia Odontológica.

Doctorate thesis presented to the Oral Radiology Postgraduation Programme of the
School of Dentistry of the University of Campinas to obtain the Ph.D. grade in Oral Radiology.

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA TESE
DEFENDIDA PELO ALUNO MATHEUS LIMA DE OLIVEIRA E ORIENTADA
PELO PROF. DR. GUILHERME MONTEIRO TOSONI

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

OL4a Oliveira, Matheus Lima de, 1984-
Análise da influência da localização anatômica e tamanho do
FOV nos valores de cinza em imagens de tomografia
computadorizada de feixe cônico / Matheus Lima de Oliveira. --
Piracicaba, SP : [s.n.], 2013.

Orientador: Guilherme Monteiro Tosoni.
Tese (doutorado) - Universidade Estadual de Campinas,
Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Tomografia computadorizada por raios X. 2. Densidade
óssea. 3. Anatomia comparada. 4. Absorciometria de fóton. I.
Tosoni, Guilherme Monteiro. II. Universidade Estadual de
Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para a Biblioteca Digital

Título em Inglês: Influence of anatomical location and FOV size on cone-
beam computed tomography gray values

Palavras-chave em Inglês:

X-Ray computed tomography

Bone density

Comparative Anatomy

Photon absorptiometry

Área de concentração: Radiologia Odontológica

Titulação: Doutor em Radiologia Odontológica

Banca examinadora:

Guilherme Monteiro Tosoni [Orientador]

Luiz Roberto Coutinho Manhães Júnior

Andréa Gonçalves

Deborah Queiroz de Freitas França

Solange Maria de Almeida

Data da defesa: 05-02-2013

Programa de Pós-Graduação: Radiologia Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 05 de Fevereiro de 2013, considerou o candidato MATHEUS LIMA DE OLIVEIRA aprovado.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Guilherme Monteiro Tosoni", is written above a horizontal line.

Prof. Dr. GUILHERME MONTEIRO TOSONI

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Luiz Roberto Coutinho Manhaes Junior", is written above a horizontal line.

Prof. Dr. LUIZ ROBERTO COUTINHO MANHAES JUNIOR

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Andrea Gonçalves", is written above a horizontal line.

Profa. Dra. ANDREA GONÇALVES

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Deborah Queiroz de Freitas França", is written above a horizontal line.

Profa. Dra. DEBORAH QUEIROZ DE FREITAS FRANÇA

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Solange Maria de Almeida", is written above a horizontal line.

Profa. Dra. SOLANGE MARIA DE ALMEIDA

*Dedico este trabalho aos meus amados pais
Josélia e Mário. O maior dom que Deus me deu foi o
de ser parecido com eles.*

AGRADECIMENTOS

A Deus, pela constante presença em minha vida, guiando-me por caminhos seguros e despertando em mim o desejo de ser uma pessoa melhor.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, na pessoa do senhor diretor *Prof. Dr. Jacks Jorge Júnior*, pela oportunidade e excelentes condições oferecidas para o meu aperfeiçoamento profissional.

Ao curso de pós-graduação em Radiologia Odontológica, na pessoa da *Profa. Dra. Gláucia Maria Bovi Ambrosano*, pela grande contribuição intelectual a mim transmitida.

Ao *Prof. Dr. Guilherme Monteiro Tosoni*, meu orientador, pelo exemplo de trabalho, dedicação, responsabilidade e ética. Agradeço pelo conhecimento transmitido, incentivo e confiança.

Ao *Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo*, um ser humano dotado de muita sabedoria, respeitoso ao próximo e esforçado em atender às necessidades dos seus alunos.

Ao *Prof. Dr. Francisco Haiter-Neto*, pela competência e firme conduta, nos trazendo sempre à realidade de que o sucesso não falha àqueles que se esforçam.

À *Profa. Dra. Solange Maria de Almeida*, pela confiança e carinho que sempre me inspirou. Agradeço por fazer-me sentir em casa todas as vezes que retorno à FOP.

À Profa. Dra. Deborah Queiroz de Freitas, pela amizade e respeito no ambiente de trabalho, onde, a sua capacidade muito contribui para a nossa disciplina.

Aos professores que compuseram a minha banca de qualificação – Professores Doutores Frab Norberto Bóscolo, Francisco Haiter Neto e Felipe Bevilacqua Prado – pelas sugestões apresentadas que contribuíram para o aprimoramento deste trabalho.

A todos os colegas de Pós-Graduação, com quem tive um prazeroso convívio ao longo da minha jornada na FOP/UNICAMP.

Aos funcionários da Disciplina de Radiologia da FOP – Fernando, Giselda, Luciane e Waldeck – pela prontidão e eficiência com que sempre me atenderam e pela amizade desenvolvida ao longo desta jornada.

À Faculdade de Odontologia da Universidade da Califórnia em Los Angeles (UCLA) – EUA, na pessoa do senhor diretor *No-Hee Park*, pela excelente infraestrutura e oportunidade a mim dada como pesquisador visitante.

To the University of California School of Dentistry (UCLA), represented by Dean No-Hee Park, for the excellent infrastructure and opportunity offered to me as a visiting researcher.

Ao Prof. Dr. Sotirios Tetradis, pelo conhecimento transmitido e pelo grande empenho para que esse trabalho se tornasse possível.

To Dr. Sotirios Tetradis, for the knowledge imparted to me and his great commitment to make this work possible.

Ao Prof. Dr. Sanjay Mallya, pela significativa contribuição na realização desse trabalho.

To Dr. Sanjay Mallya, for his significant contribution to this study.

Ao *Prof. Dr. Stuart White*, pela amizade e prazerosa convivência que tivemos ao longo de um ano. Agradeço pelo seu comprometimento com a ciência.

To Dr. Stuart White, for our friendship and pleasurable living we had over the year. Thank you for your commitment to science.

À *Profa. Dra. Flávia Queiroz Pirih*, por ter surgido como um anjo da guarda em um momento em que o meu bem estar era fundamental para a concretização desse trabalho.

À equipe de funcionários da UCLA, que muito me ajudou e fez dos meus dias em Los Angeles ainda melhor.

To the UCLA staff – Erin Hakin, Elisa Atti, Sevin Barghan, Lisa Yi, Maria Ward, LaWenda Parker, Yessica Arceo, Adrian Conanan, Olga Bezouglaia, Victoria Nicholas, Kathy Kim e Paul Chao – for helping me and making my days in Los Angeles memorable.

Aos meus ex-colegas de trabalho da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, Professores Doutores Andréa Gonçalves, Guilherme Monteiro Tosoni e Marcelo Gonçalves, pelo acolhimento e compreensão durante a finalização desta tese.

A CAPES e CNPq pelo auxílio financeiro recebido para a realização do Doutorado.

Aos meus familiares e amigos, preciosos incentivadores que se fazem presente em todos os momentos da minha vida.

Enfim, agradeço a todos que ajudaram direta ou indiretamente para a realização deste trabalho.

“Cérebros brilhantes também podem produzir grandes sofrimentos. É preciso educar os corações.”

Dalai Lama

“Seja a mudança que você quer ver no mundo.”

Mahatma Gandhi

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência da região anatômica e do tamanho do FOV (*field of view*) nos valores de cinza em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC). Soluções homogêneas de fosfato de potássio dibásico (K_2HPO_4) foram preparadas em sete diferentes concentrações e armazenadas separadamente em tubos de polipropileno. Um phantom de uma cabeça humana teve seis dentes extraídos – um incisivo central, um primeiro pré-molar e um primeiro molar da maxila e da mandíbula – e substituídos por esses tubos, que foram escaneados separadamente pelos aparelhos NewTom 3G, NewTom 5G e 3D Accuitomo 170, sob diferentes tamanhos de FOV. Em cortes axiais, valores médios de cinza foram obtidos em cinco níveis diferentes dentro de cada tubo de polipropileno e a média foi calculada. Para cada aparelho, análise de regressão linear avaliou a relação entre os valores médios de cinza e a concentração de K_2HPO_4 em seis regiões anatômicas, sob os diferentes FOVs. Coeficiente de determinação (R^2) foi calculado. Nos três aparelhos, a correlação linear entre os valores de cinza e as concentrações de K_2HPO_4 variou entre as regiões anatômicas e os tamanhos de FOV ($0,93 < R^2 < 0,99$). Desse modo, pode-se concluir que a relação entre os valores de cinza em imagens de TCFC e a densidade do objeto não é uniforme por todo o arco dentário e é influenciada pelo tamanho do FOV nos três aparelhos de TCFC testados. A comparação desses valores obtidos em diferentes regiões anatômicas e com diferentes tamanhos de FOV não é confiável.

Palavras-chave:

Tomografia Computadorizada por Raios X, Densidade Óssea, Anatomia Comparada, Absorciometria de fóton

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the influence of anatomical location and FOV (field of view) size in CBCT numbers. Homogeneous solutions of dipotassium phosphate (K_2HPO_4) were prepared at seven different concentrations and stored separately in polypropylene tubes. Six teeth were extracted from a human head phantom – the upper and lower central incisors, first premolars and first molars – and replaced by the tubes, which were scanned separately by NewTom 3G, NewTom 5G and 3D Accuitomo 170 under different FOV sizes. In axial sections, CBCT numbers were obtained at five levels within each polypropylene tube, and the average was calculated. For each CBCT unit, linear regression analysis evaluated the relationship between CBCT numbers and the concentration of K_2HPO_4 in six anatomical regions, under different FOVs. Coefficient of determination (R^2) was calculated. Linear correlation between CBCT numbers and concentrations of K_2HPO_4 ranged between anatomical regions and FOV sizes ($0.93 < R^2 < 0.99$). Thus, it can be concluded that the relationship between CBCT numbers and object density is not uniform throughout the dental arch, and is influenced by the FOV size on the three CBCT units tested in this study. The comparison of CBCT numbers from different anatomical regions and with different FOV sizes is unreliable.

Key Words:

X-Ray computed tomography, Bone density, Comparative Anatomy, Photon absorptiometry

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

TC – Tomografia Computadorizada

TCFC – Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico

CT – *Computed Tomography*

CBCT – *Cone-Beam Computed Tomography*

MSCT – *Multi-Slice Computed Tomography*

FOV – *Field of view*

Bit – *Binary digit*

HU – *Hounsfield Unit*

CCD – *Charge-Coupled Device*

CMOS – *Complementary Metal-Oxide-Semiconductor*

DICOM – *Digital Imaging Communications in Medicine*

CAD/CAM – *Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing*

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	1
CAPÍTULO 1: Influence of anatomical location on CT numbers in cone beam computed tomography	5
CAPÍTULO 2: <i>Assessment of CBCT numbers of same density materials in several anatomical locations and FOVs</i>	22
CONSIDERAÇÕES GERAIS	32
CONCLUSÃO	37
REFERÊNCIAS	38
APÊNDICE	42
Apêndice 1	42
Apêndice 2	42
Apêndice 3	43
Apêndice 4	43
Apêndice 5	44
Apêndice 6	44
Apêndice 7	44
ANEXO	45

INTRODUÇÃO

Desde a descoberta dos raios X em 1895, as suas aplicações clínicas no campo diagnóstico vem sendo estudada e aprimorada com a finalidade de fornecer imagens com a melhor qualidade possível dentro das limitações da técnica empregada. O avanço tecnológico tem sido um grande aliado ao desenvolvimento da radiologia, que passou a apresentar novos métodos de aquisição de imagem integrados a sistemas de redes computacionais voltados para recuperação e transmissão de dados.

A Tomografia Computadorizada (TC) é uma modalidade de imagem que se beneficiou com este avanço tecnológico e vem revolucionando a radiologia desde 1972. Descoberta pelo inglês Godfrey Hounsfield, essa técnica permite a representação tridimensional de um objeto sem distorção geométrica ou magnificação, à partir de uma série de projeções radiográficas obtidas em múltiplas rotações ao redor de um mesmo eixo. Além disso, a TC produz um volume de imagem que pode ser manipulado em reconstruções multiplanares (planos axial, sagital e coronal), eliminando completamente a sobreposição de estruturas localizadas fora da área de interesse. O registro e exibição da imagem de TC se dá numa matriz de elementos de volume denominados voxels. Assim como o pixel na imagem bidimensional, o voxel é um bloco individual na imagem tridimensional (Petrik *et al.*, 2006).

A imagem de TC é muito mais precisa do que as imagens obtidas nos sistemas de imagem convencional, o que a confere características específicas como a diferenciação entre os tecidos moles nunca antes observada. A quantidade de tons de cinza presente na imagem digital é definida pela resolução de contraste, que é dada em Bit (binary digit) (Katsumata *et al.*, 2007). Um bit pode assumir somente dois valores – 0 ou 1 – e a sua quantidade determina a potência a que o número dois será elevado na determinação da escala de cinza. Uma imagem com 8, 12 e 16 bits apresenta, respectivamente, 254, 4.094 e 65.534 tons de cinza entre o branco e o preto. O valor de cinza observado em cada pixel

da imagem na reconstrução multiplanar da TC representa o grau de absorção ou coeficiente de atenuação linear de uma região específica e é conhecido como unidade de Hounsfield (HU). O coeficiente de atenuação linear é uma propriedade dependente do número atômico e densidade física do material e do espectro de energia do feixe de raios-X. A escala de HU compreende uma variação de -1000 a +1000, na qual as densidades relativas do ar, da água e do osso compacto são, respectivamente, -1000, 0 e +1000 (*Petrik et al.*, 2006). Uma das aplicações clínicas de tais unidades é a análise quantitativa da qualidade do trabeculado ósseo dos maxilares realizada previamente à colocação de implantes dentários. Inúmeros são os modelos atuais de tomógrafos computadorizados, apresentando diferentes tecnologias. No entanto, todos apresentam um feixe de radiação primário bastante colimado em forma de leque, que é direcionado a uma sequência de sensores alinhados, localizados no lado oposto do paciente.

No final dos anos noventa, um novo método de aquisição de imagem foi introduzido. Apresentado como Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC), essa modalidade radiográfica tem exercido importante papel no diagnóstico dento-maxilo-facial, comprovando significativa eficácia na representação dos tecidos duros dos maxilares, na avaliação de patologias e no planejamento de implantes dentários (Hatcher, 2010; Tetradis & White, 2010). Similarmente à TC, a imagem de TCFC é resultante de múltiplas imagens radiográficas bidimensionais realizadas ao redor do paciente. Contudo, essa vai apresentar um feixe de radiação primário em formato cônico ou piramidal associado a um receptor de imagem plano. Tais peculiaridades da TCFC fazem com que a obtenção de um volume de imagem seja possível a partir de um giro de 180 graus ao redor do paciente. Os receptores de imagem utilizados atualmente podem ser do tipo *image intensifier*, *flat panel*, CCD e CMOS. Muitos aparelhos de TCFC permitem a colimação do feixe de raios-X para limitar a área de exposição do paciente. Assim, o campo de visão, também conhecido como FOV (*field of view*), pode ser pequeno, médio ou grande, dependendo da abrangência anatômica (White & Mallya, 2012). Quanto maior o tamanho do FOV, maior a dose

de radiação recebida pelo paciente que se submete aos mesmos fatores de exposição. No entanto, a dose de radiação obtida em TCFC é significativamente menor do que aquela obtida em TC. Outras questões dignas de consideração quando se estabelece tal comparação são a maior resolução espacial e o menor custo da TCFC (Durack & Patel, 2012).

Diferentemente da TC, aparelhos de TCFC não utilizam um sistema de escala de cinza padrão. Na literatura científica atual, pesquisas que estudam a avaliação da qualidade óssea em TCFC são prejudicadas por limitações inerentes à técnica e ao princípio de aquisição das imagens de TCFC. No entanto, estudos têm demonstrado que a relação entre a atenuação dos raios-X e os valores de cinza de TCFC é linear (Mah *et al.*, 2010; Valiyaparambil *et al.*, 2012). Baseados nesses estudos, métodos têm sido propostos para converter valores de cinza provenientes de imagens de TCFC em HU (Mah *et al.*, 2010; Reeves *et al.*, 2012). Uma limitação importante a ser considerada é que tais métodos assumem que a relação entre os valores de cinza de TCFC e a atenuação dos raios-X é uniforme por todo o volume de imagem. Entretanto, é importante salientar que a anatomia e topografia dento-alveolar apresentam variações entre diferentes regiões das arcadas dentárias (Madeira, 2004).

São muitos os fatores que contribuem para a não homogeneidade dos valores de cinza em TCFC. Tais fatores incluem fenômenos como o endurecimento do feixe, artefatos provenientes de materiais metálicos e, principalmente, radiação secundária. O endurecimento do feixe resulta do aumento da energia média do feixe de raios-X ao atravessar um objeto. Artefatos são falhas técnicas que alteram o padrão de densidade da imagem e não correspondem ao objeto examinado. A radiação secundária aumenta o ruído das imagens reconstruídas e assim, compromete a detecção de estruturas de baixo contraste. A quantidade de radiação secundária na TCFC varia com os fatores de exposição, tamanho do FOV e posicionamento do objeto no FOV (Nackaerts *et al.*, 2011). No entanto, a contribuição desses fatores para a heterogeneidade dos valores de cinza em TCFC não é completamente compreendida.

Dessa forma, o objetivo do presente estudo foi avaliar a influência da região anatômica e do tamanho do FOV nos valores de cinza em imagens de TCFC.

CAPÍTULO 1

INFLUENCE OF ANATOMICAL LOCATION ON CT NUMBERS IN CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY

Este artigo foi submetido à revista Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology em 16 de outubro, sob o protocolo TRIPLEO-S-12-01815 e aceito em 22 de janeiro de 2013.

ABSTRACT

Objective: To assess the influence of anatomical location on CT numbers in mid and full field of view (FOV) CBCT scans. **Study design:** Polypropylene tubes with varying concentrations of dipotassium hydrogen phosphate (K_2HPO_4) solutions (50 mg/ml to 1200 mg/ml) were imaged within the incisor, premolar and molar dental sockets of a human skull phantom. CBCT scans were acquired using the NewTom 3G and NewTom 5G units. The CT numbers of the K_2HPO_4 phantoms were measured and the relationship between CT numbers and K_2HPO_4 concentration was examined. The measured CT numbers of the K_2HPO_4 phantoms were compared between anatomical sites. **Results:** At all six anatomical locations, there was a strong linear relationship between CT numbers and K_2HPO_4 concentration ($R^2 > 0.93$). However, the absolute CT numbers varied considerably with the anatomical location. **Conclusion:** The relationship between CT numbers and object density is not uniform through the dental arch on CBCT scans.

Key Words: cone-beam computed tomography; photon absorptiometry; CT numbers

Introduction

Cone beam computed tomography (CBCT) is an advanced imaging modality with several applications in dentomaxillofacial diagnosis and treatment planning.¹ Compared with conventional two-dimensional radiography, CBCT offers several advantages including visualizing the anatomic region in all three dimensions, as well as producing images without geometric distortion and magnification. In this technique, a cone-shaped x-ray beam and a detector rotate around the object acquiring multiple projections, which are reconstructed into a volumetric image. Currently used image receptors include image intensifier and flat panel detector. Many CBCT units allow collimation of the x-ray beam to limit the amount of tissue imaged. The imaged field of view (FOV) is typically described as small (or limited), medium or large, depending on the anatomical coverage. Typically, as the FOV increases, the radiation dose increases. Importantly, the radiation dose from CBCT is significantly lower than that from multi-slice CT (MSCT) examinations.²

In CT data, each voxel in the reconstructed CT volume is represented by a numerical value termed the CT number (sometimes referred in the literature to as “gray values”). This number reflects the degree of x-ray attenuation—the average linear attenuation coefficient of that voxel. Major factors that influence the CT number include the tissue features (atomic number and density), and homogeneity and energy of the x-ray beam. In multi-slice CT units, the CT numbers are expressed as Hounsfield unit (HU), which expresses x-ray attenuation of a voxel relative to the attenuation of water. Ideally, it would be valuable to have this CT number be also closely representative of the true x-ray attenuation of the tissue. This would be of practical value in examining the degree of mineralization of bone for implant treatment planning, and in automatic segmentation of imaged volumes for CAD/CAM applications. Several studies have examined the relationship between CT numbers and bone quality assessment for implant treatment planning.³⁻⁷ Arisan *et al.* (2012) showed similarities between CT and

CBCT CT numbers in predicting primary implant stability and subjective bone quality classification.⁶

Unlike MSCT units, current dental CBCT units do not use a standard scaling system. Nevertheless, studies have demonstrated that the relationship between CT numbers and x-ray attenuation is linear on CBCT scans.^{7,8} These two studies imaged radiographic phantoms by both CBCT and MSCT scanners to demonstrate that there is a strong correlation between CT numbers from the two modalities. Based on these data, methods have been proposed to convert CT numbers, measured on CBCT scans to HU.^{8,9} However, such methods make the implicit assumption that the relationship between CT numbers and x-ray attenuation is uniform through the CBCT image volume. There are several factors that contribute to the inhomogeneity of CT numbers on CBCT scans. These include beam hardening, artifacts from metallic restorations and importantly, scattered radiation. Of particular relevance to CBCT, the amount of scattered radiation varies with the FOV, with x-ray beam parameters, and also with the anatomical location.⁵ However, the magnitude of the contribution of these factors to subsequent CT number inhomogeneity is not fully understood. The aim of the current study was to systematically assess the influence of FOV and anatomical location on CT numbers measured on CBCT scans.

Materials and methods

Radiographic phantoms were custom-fabricated using solutions of dipotassium hydrogen phosphate (K_2HPO_4), a highly water-soluble salt whose effective atomic number is very close to that of calcium hydroxyapatite (15.58 and 15.86, respectively). This makes the x-ray attenuation of both substances similar. The effective linear attenuation coefficient of K_2HPO_4 is within 2.2 to 2.7% of that for calcium hydroxyapatite over the photon energy range of 20-100 keV.¹⁰ Aqueous solutions of K_2HPO_4 were prepared at concentrations of 50, 200, 400, 600, 800,

1000 and 1200 mg/ml. This concentration range was selected to represent a broad range of x-ray attenuation. When scanned in a uniform field in water and air, solutions with concentrations of 1000 mg/ml and 1200 mg/ml had approximately the same CT numbers as dentin and cortical bone, respectively. The range from 50 mg/ml to 800 mg/ml represents attenuation of trabecular bone of varying mineralization.

To assess the relationship between x-ray attenuation and CT numbers, and the influence of anatomical location on these CT numbers, we used a human skull phantom. This phantom contained an adult human skull with a permanent dentition, and the cervical spine. A uniform layer of wax surrounded the osseous structures to simulate soft tissue absorption and scatter radiation.¹¹ Six teeth were carefully extracted from the skull: the maxillary and mandibular central incisors, first premolars and first molars and replaced with polypropylene tubes containing various concentrations of K_2HPO_4 (Figure 1). CBCT scans were performed at three FOVs (6, 9 and 12 inches) using the NewTom 3G and at two FOVs (8x8 cm and 18x16 cm) using the NewTom 5G. Additionally, a high-resolution mode scan was performed at the 8x8 cm FOV. For each scan, the skull phantom was positioned to simulate the ideal position of a patient's head during a CBCT examination for the specific anatomical region.

The gray-scale (bit depth) of the CBCT images was 12 bits for the NewTom 3G and 14 bits for the NewTom 5G. Volumetric data from both units were reconstructed in the native NNT software program, exported to DICOM file format and imported into the Osirix Imaging software for Mac OS X, a public domain software.¹² It is important to note that the native NNT software displays the CT numbers on a scale that is analogous to the HU scale, with the minimum density (air) at -1000, and water at approximately zero. This scale is maintained in the DICOM format, and is read appropriately by the Osirix software. On 0.20 mm axial slices, the mean CT numbers were measured at five heights within each tube and averaged (Figure 1). Linear regression was performed to assess the relationship between CT numbers and K_2HPO_4 concentration. Variations in the measured CT

numbers for the same K_2HPO_4 concentration placed at different anatomical locations, and when scanned in different FOVs were determined.

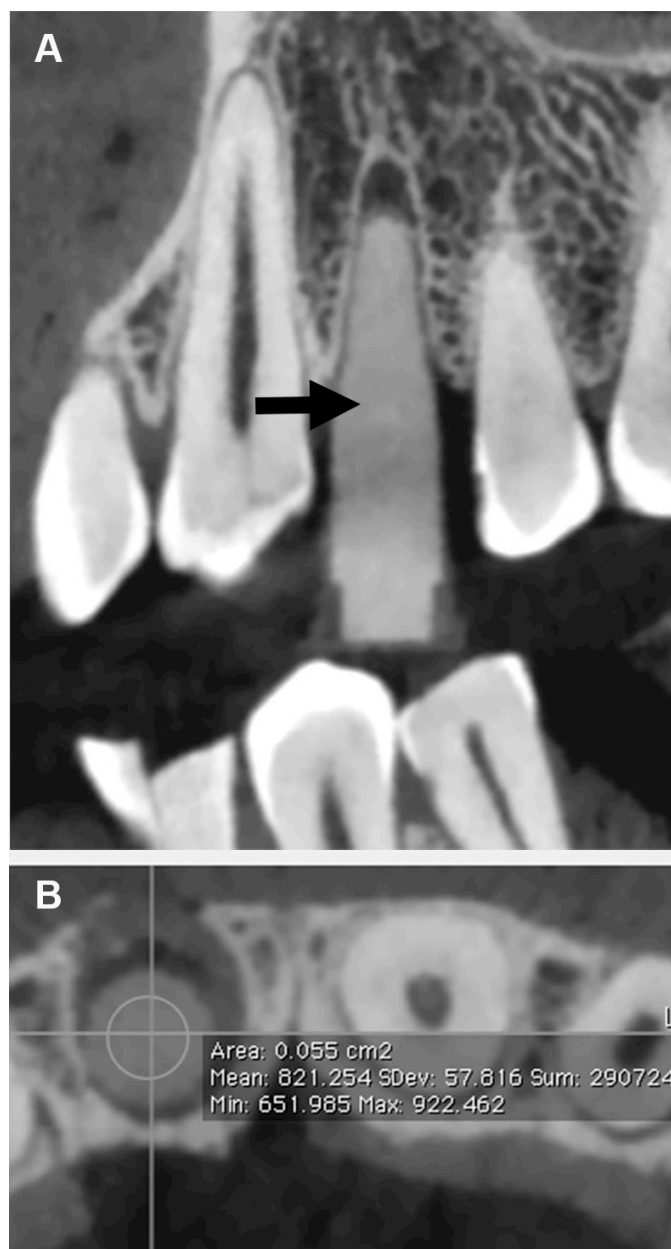


Figure 1: (A) Representative section showing placement of the K_2HPO_4 phantom in a tooth socket of a human skull phantom. (B) Representative axial section showing measurement of the CT number within a region of the K_2HPO_4 phantom.

Results

At all anatomical locations assessed on the human skull phantom, the CT numbers discriminated between the various K_2HPO_4 concentrations with a strong linear relationship ($R^2 > 0.93$). This was observed at all FOVs with both the NewTom 3G and the NewTom 5G CBCT units, and at the high-resolution scan of the NewTom 5G (Figures 2 and 3).

The absolute CT number varied considerably depending on the anatomical location for both the NewTom 3G and the NewTom 5G units (Figures 4 and 5, and Tables I and II). The same concentration of K_2HPO_4 yielded different CT numbers when placed at different anatomical locations within the skull phantom. In general, for any given K_2HPO_4 concentration, the CT numbers were higher in the incisor region compared with the premolar and molar regions. This trend was observed for both the maxilla and the mandible. Furthermore, the variation in the CT numbers between the anatomical locations was observed with all FOVs examined, as well as with both, the standard and high resolution scanning models of the NewTom 5G.

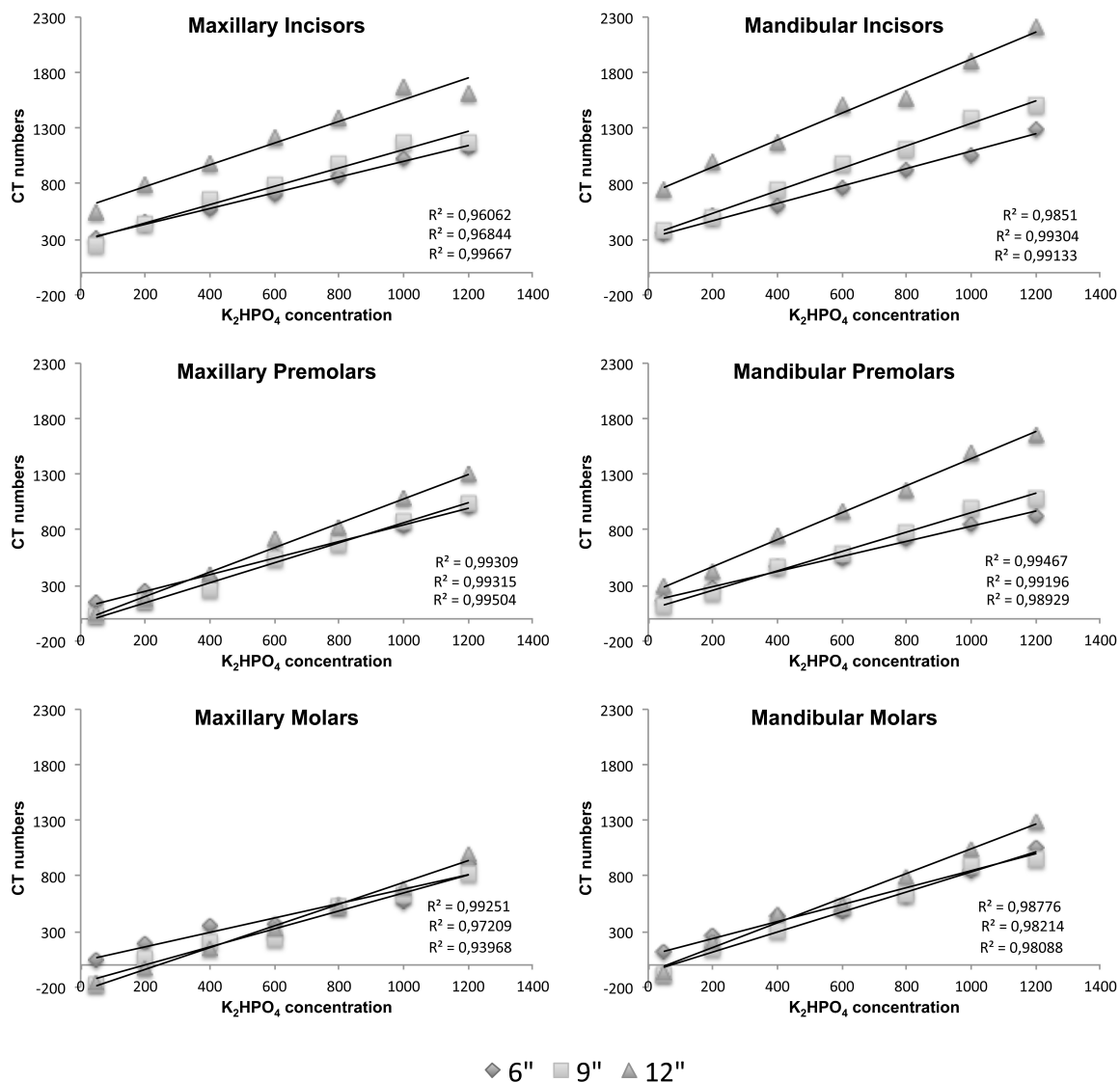


Figure 2: Relationship between K_2HPO_4 concentration (mg/ml) and CT numbers. The K_2HPO_4 phantoms were imaged at the indicated anatomical locations using a NewTom 3G CBCT unit in a 6-inch, 9-inch or 12-inch FOV. The linear regression line and the coefficient are indicated.

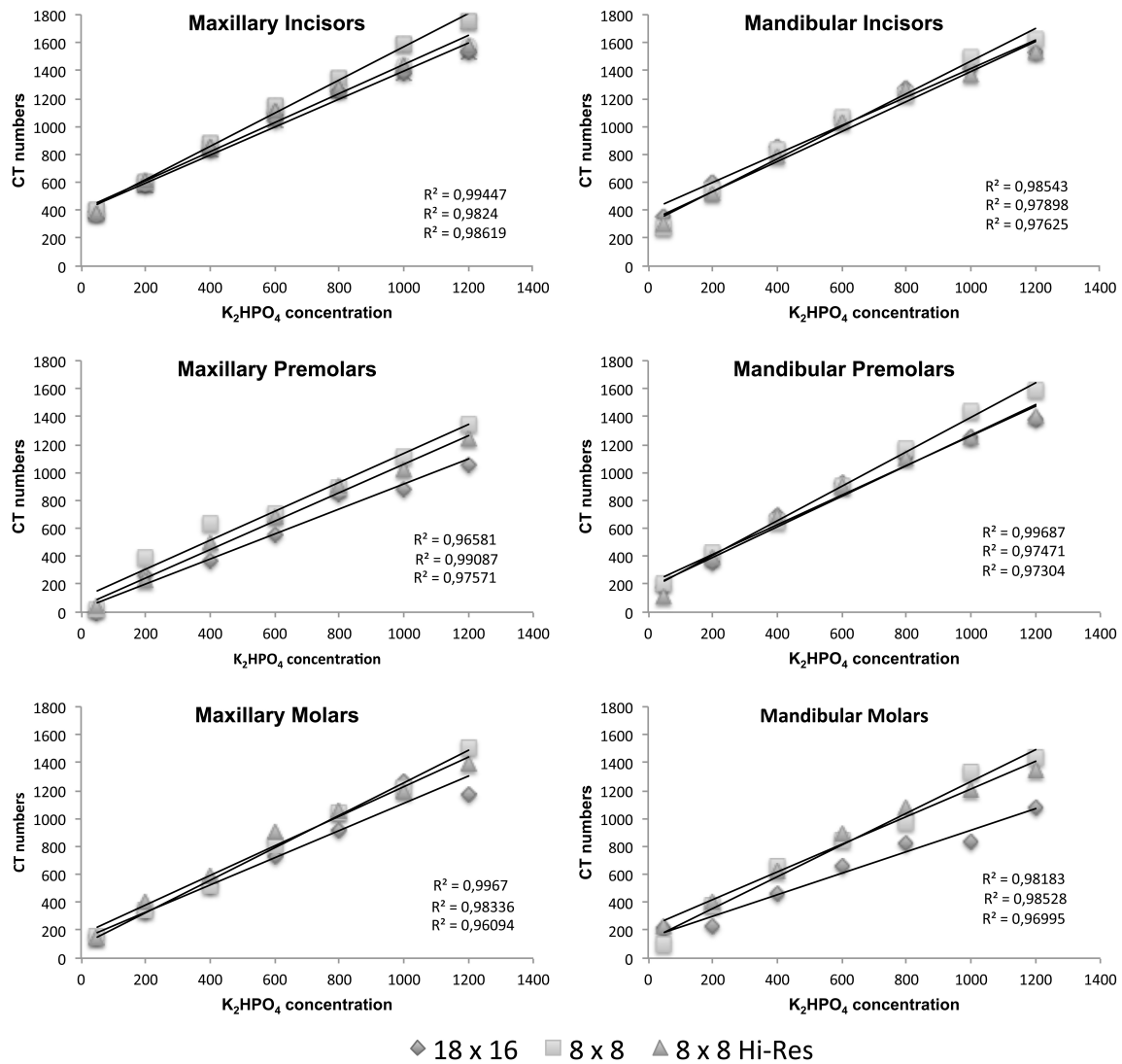


Figure 3: Relationship between K_2HPO_4 concentration (mg/ml) and CT numbers. The K_2HPO_4 phantoms were imaged at the indicated anatomical locations using a NewTom 5G CBCT unit, using the following FOVs: 18x16 cm, 8x8 cm and 8x8 cm, high resolution mode. The linear regression line and the coefficient are indicated.

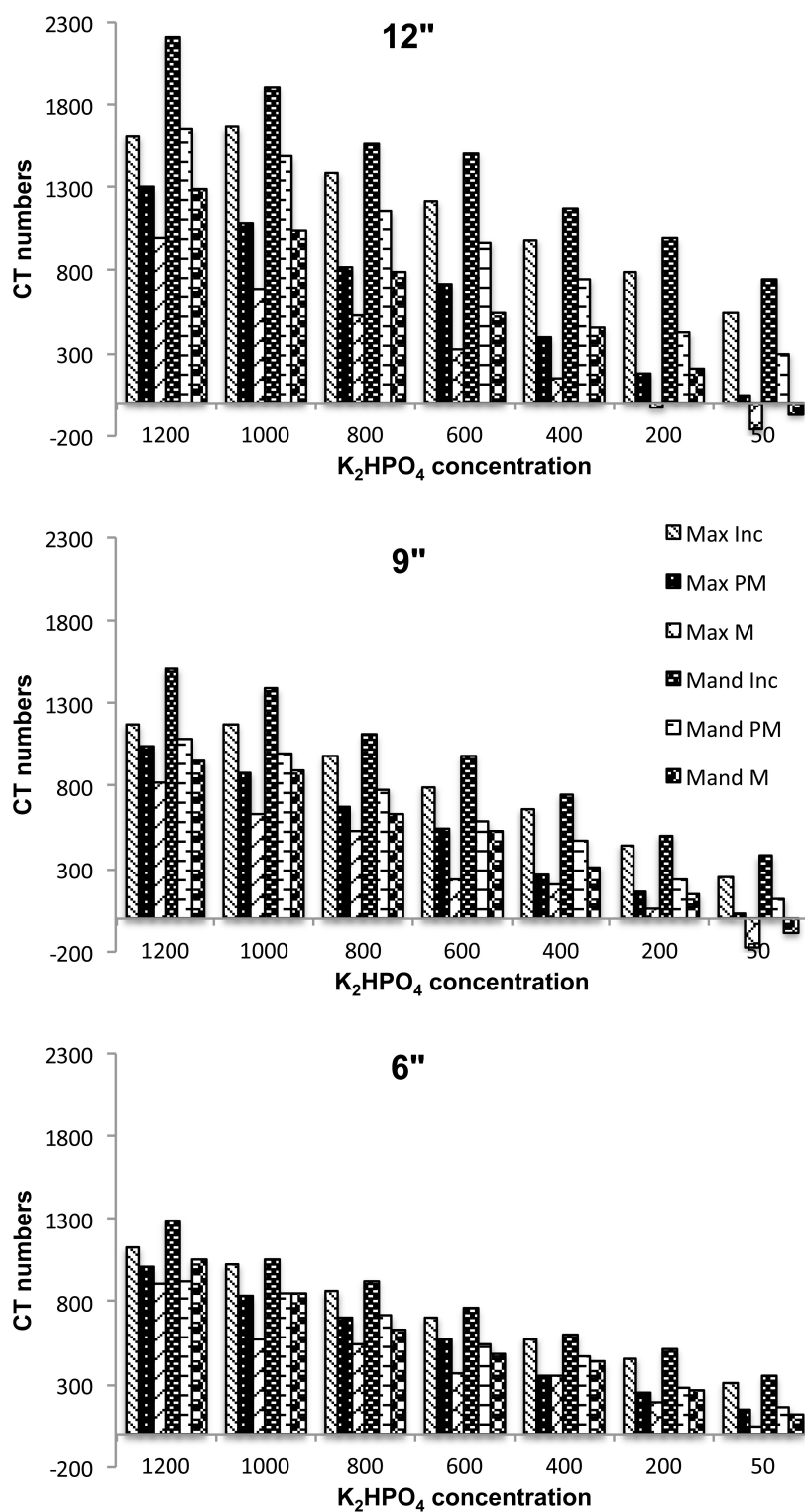


Figure 4: Effect of anatomical location on CT numbers in the NewTom 3G CBCT unit.

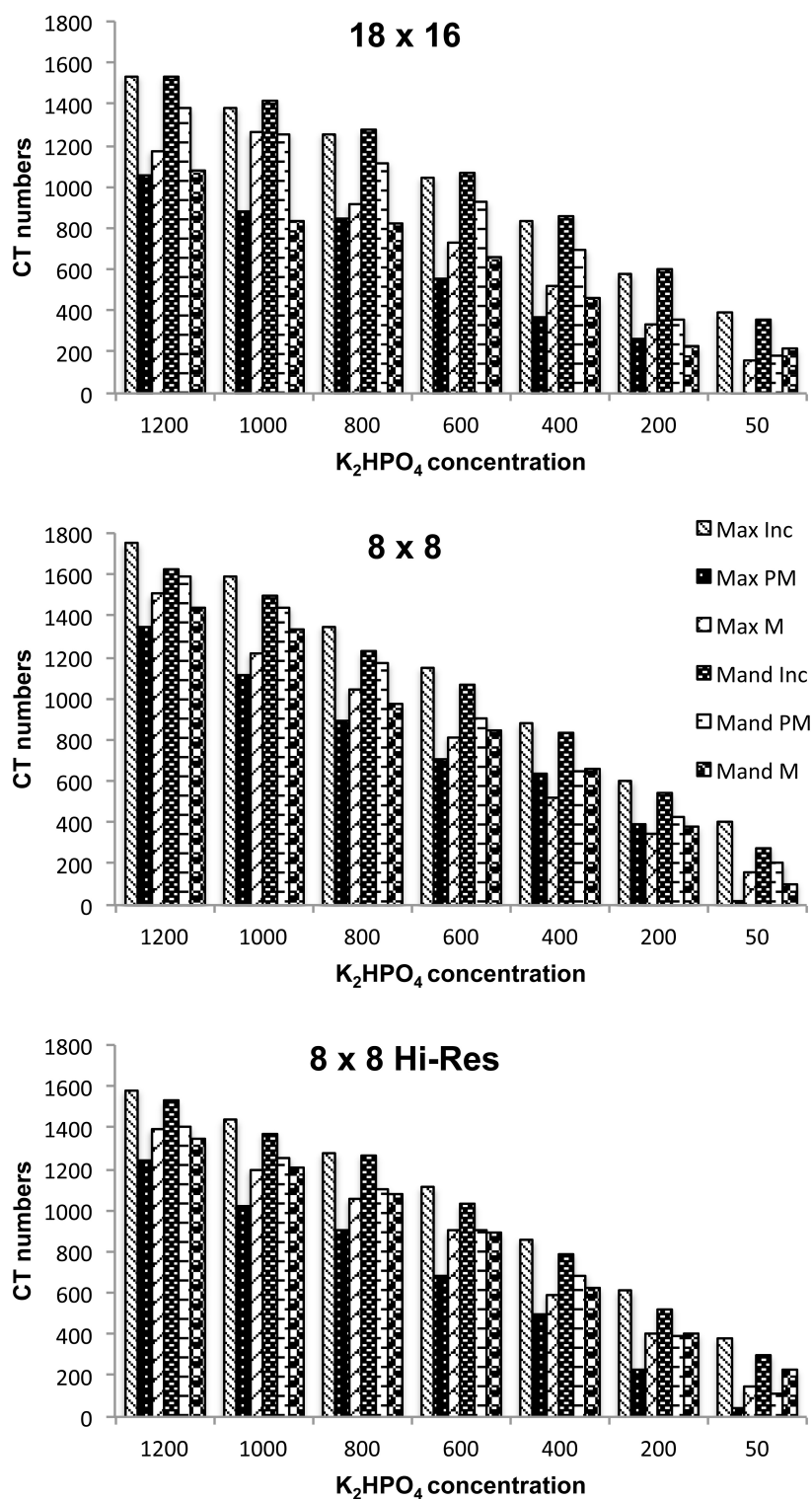


Figure 5: Effect of anatomical location on CT numbers in the NewTom 5G CBCT unit.

Table I. CT numbers of K_2HPO_4 phantoms measured at the various anatomic locations of a NewTom 3G CBCT scan.

K_2HPO_4 [mg/ml]	Maxilla			Mandible		
	Incisor	Premolar	Molar	Incisor	Premolar	Molar
<u>6-inch FOV</u>						
50	311 ± 53	148 ± 81	47 ± 64	347 ± 30	165 ± 49	120 ± 27
200	458 ± 46	253 ± 73	189 ± 74	511 ± 27	275 ± 62	265 ± 31
400	580 ± 44	356 ± 73	353 ± 68	599 ± 25	470 ± 58	434 ± 30
600	706 ± 47	573 ± 80	375 ± 55	761 ± 32	549 ± 58	486 ± 27
800	863 ± 50	699 ± 110	550 ± 52	931 ± 31	717 ± 67	637 ± 38
1000	1024 ± 59	829 ± 76	570 ± 60	1062 ± 24	858 ± 59	845 ± 27
1200	1127 ± 78	1005 ± 102	908 ± 47	1292 ± 21	931 ± 56	1053 ± 28
<u>9-inch FOV</u>						
50	256 ± 58	24 ± 80	-170 ± 53	379 ± 35	118 ± 59	-82 ± 52
200	445 ± 55	156 ± 90	60 ± 66	505 ± 22	231 ± 63	144 ± 45
400	662 ± 48	262 ± 89	213 ± 62	752 ± 32	475 ± 55	314 ± 46
600	799 ± 56	541 ± 116	231 ± 68	985 ± 31	590 ± 57	528 ± 35
800	978 ± 55	673 ± 70	532 ± 52	1110 ± 37	782 ± 45	627 ± 42
1000	1173 ± 77	879 ± 96	625 ± 65	1388 ± 25	1001 ± 64	895 ± 53
1200	1170 ± 86	1040 ± 90	821 ± 50	1508 ± 35	1090 ± 57	956 ± 30
<u>12-inch FOV</u>						
50	546 ± 70	44 ± 89	-166 ± 79	748 ± 70	299 ± 82	-64 ± 53
200	794 ± 68	183 ± 87	-27 ± 82	993 ± 62	425 ± 80	205 ± 57
400	987 ± 86	396 ± 120	149 ± 78	1175 ± 68	749 ± 55	458 ± 46
600	1216 ± 79	717 ± 115	326 ± 80	1512 ± 57	974 ± 54	545 ± 46
800	1391 ± 66	815 ± 97	533 ± 64	1566 ± 47	1156 ± 63	794 ± 53
1000	1665 ± 68	1082 ± 95	695 ± 79	1909 ± 41	1489 ± 67	1035 ± 46
1200	1614 ± 73	1298 ± 90	1001 ± 68	2214 ± 46	1661 ± 57	1292 ± 34

Table II. CT numbers of K_2HPO_4 measured at the various anatomic locations of a NewTom 5G CBCT scan.

K_2HPO_4 [mg/ml]	Maxilla			Mandible		
	Incisor	Premolar	Molar	Incisor	Premolar	Molar
<u>8x8 cm FOV</u>						
50	406 ± 47	24 ± 145	154 ± 95	278 ± 24	202 ± 36	105 ± 87
200	604 ± 35	388 ± 72	340 ± 59	538 ± 27	423 ± 37	378 ± 70
400	879 ± 41	639 ± 82	515 ± 92	829 ± 38	648 ± 28	659 ± 49
600	1148 ± 58	704 ± 122	816 ± 88	1067 ± 35	900 ± 34	849 ± 71
800	1350 ± 53	894 ± 110	1046 ± 97	1227 ± 37	1169 ± 28	974 ± 62
1000	1589 ± 52	1114 ± 133	1220 ± 105	1503 ± 40	1438 ± 42	1330 ± 52
1200	1754 ± 45	1349 ± 107	1504 ± 78	1628 ± 27	1596 ± 40	1438 ± 36
<u>8x8 cm FOV, HR*</u>						
50	378 ± 68	47 ± 100	145 ± 74	296 ± 51	118 ± 53	229 ± 50
200	608 ± 56	228 ± 100	405 ± 82	524 ± 57	397 ± 46	399 ± 96
400	858 ± 51	497 ± 99	592 ± 58	787 ± 59	688 ± 50	622 ± 72
600	1110 ± 66	679 ± 119	900 ± 70	1027 ± 41	900 ± 49	888 ± 58
800	1275 ± 55	908 ± 89	1054 ± 61	1268 ± 65	1104 ± 47	1073 ± 51
1000	1437 ± 69	1023 ± 90	1198 ± 95	1370 ± 63	1255 ± 45	1208 ± 64
1200	1583 ± 48	1236 ± 75	1393 ± 87	1529 ± 71	1404 ± 52	1342 ± 48
<u>18x16 cm FOV</u>						
50	389 ± 49	-18 ± 103	154 ± 77	357 ± 37	187 ± 34	213 ± 30
200	577 ± 35	259 ± 70	335 ± 55	596 ± 45	361 ± 106	225 ± 132
400	835 ± 31	366 ± 123	518 ± 87	589 ± 29	694 ± 39	457 ± 80
600	1044 ± 41	560 ± 133	724 ± 74	1072 ± 31	925 ± 49	665 ± 59
800	1258 ± 38	841 ± 106	916 ± 62	1271 ± 58	1118 ± 37	821 ± 58
1000	1382 ± 43	882 ± 95	1263 ± 57	1418 ± 41	1258 ± 37	837 ± 41
1200	1537 ± 30	1059 ± 110	1176 ± 52	1530 ± 49	1380 ± 36	1081 ± 23

* high resolution

Discussion

CBCT imaging has been increasingly used in dentomaxillofacial diagnosis. In addition to its ability to display images in three-dimensions, several studies have explored the utility of CBCT to quantitatively assess bone quality.³⁻⁷ The practical application of this assessment is limited by the fact that different CBCT units may vary considerably in their exposure parameters and that there is no standard scaling system during image reconstruction.

Using a K_2HPO_4 -based phantom, we showed that the CT numbers from CBCT scans are linearly related to x-ray attenuation. This is in concordance with previous reports.^{7,8,13,14} Additionally, in a pilot study performed prior to this, we observed similar linear relationship when the K_2HPO_4 -based phantom was scanned in a uniform fields, either in water or in air. Solutions with concentrations of 1000 mg/ml and 1200 mg/ml had approximately the same CT numbers as well-mineralized trabecular bone, dentin and cortical bone, respectively, of a dentate mandible scanned under the same conditions.

Using radiographic phantoms imaged in CBCT and MSCT units, it has been shown that CT numbers also correlate well with HU. Some investigators have proposed that HU can be derived from CT numbers measured on CBCT scans, using factors that are specific for a given CBCT unit.^{8,15} Such conversions are based on the assumption that the relationship between CT numbers and object density is uniform through the imaged CBCT volume. However, our study provides evidence that this is not the case. Our data systematically demonstrates that the CT numbers are strongly influenced by the anatomical site. We show that the CT number of the same object differed depending on the anatomical location in which it was imaged. Specifically, the CT numbers of phantom objects were higher when placed within the anterior region of the jaw and lower in the posterior regions. This finding underscores an important limitation of using CT numbers on CBCT scans—bone with similar mineralization would yield different CT numbers depending on its anatomical location. Furthermore, our results also show that the magnitude of

variation also differed considerably depending on the x-ray attenuation of the object. Objects with low x-ray attenuation suffered greater variability than objects with high attenuation. Overall, our results conclusively demonstrate that CT numbers are not consistent through the image volume, and thus, mathematical equations cannot be easily applied to accurately derive HU through the imaged volume. Perhaps, future development of such algorithms should take into account the discrepancy in CT numbers based on anatomical location.

There are several factors that could contribute to the anatomical location-based variation of CT numbers on CBCT scans.⁵ Most importantly is the concept of “exomass”—in CBCT images, the entire craniofacial skeleton is not included in the image volume.¹⁶ Thus, there is a significant amount of the patient’s tissue that attenuates x-radiation, but is not included in the imaged volume. However, typical CBCT reconstruction algorithms assume that the x-ray attenuation takes place only within the imaged volume. A second cause of variation is the amount of scattered radiation.¹⁷ Given the differences in the tissue thickness at the anatomical sites, it is conceivable that the noise from the scattered radiation might contribute, in part, to this inconsistency in the CT numbers. Both the above causes of inconsistency in CT number calculation vary between patients, and perhaps also between scans for each patient. Therefore, it is not practical to apply a mathematical correction to account for these factors. These concepts also highlight a limitation of studies that have used radiographic phantoms—such phantoms typically consist of materials with different densities, encased within a cylinder of homogenous material, usually poly-methyl-methacrylate or water. Frequently, such phantoms are smaller than the FOV and would not suffer the “exomass” effect encountered in patient imaging.¹⁶

Our studies were done using the NewTom 3G unit, which uses an image intensifier as the x-ray detector, and the NewTom 5G which uses a flat panel detector. Thus, our results are applicable to all currently available CBCT units. Another factor to consider in interpreting our result is that the peak kilovoltage (kVp) used was of 110 for both units. Some CBCT units permit the use of a higher

or lower kVp. Notably, lower kVp beams would be more susceptible to artifacts from beam hardening, and plausibly these imaging protocols may exhibit greater anatomic location-based variation in CT numbers. Similarly, the effect of milliamperage, which differs between different units, as well as between FOVs within the same unit, may also contribute to the inhomogeneity of CT numbers.¹⁸

In conclusion, the relationship between CT numbers and object density is not uniform throughout the dental arch. Given this non-uniformity, comparison of absolute CT numbers measured at different anatomical locations may be misleading

References

1. Tetradis S, White SC. A decade of cone beam computed tomography. J Calif Dent Assoc 2010;38:24-6.
2. White SC, Mallya SM. Update on the biological effects of ionizing radiation, relative dose factors and radiation hygiene. Aust Dent J 2012;57:2-8.
3. Naitoh M, Aimiya H, Hirukawa A, Aiji E. Morphometric analysis of mandibular trabecular bone using cone beam computed tomography: an in vitro study. Int J Oral Maxillofac Implants 2010;25:1093-8.
4. Isoda K, Ayukawa Y, Tsukiyama Y, Sogo M, Matsushita Y, Koyano K. Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants. Clin Oral Implants Res 2011;23:832-6.
5. Nackaerts O, Maes F, Yan H, Couto Souza P, Pauwels R, Jacobs R. Analysis of intensity variability in multislice and cone beam computed tomography. Clin Oral Implants Res 2011;22:873-9.
6. Arisan V, Karabuda ZC, Avsever H, Ozdemir T. Conventional Multi-Slice Computed Tomography (CT) and Cone-Beam CT (CBCT) for Computer-Assisted Implant Placement. Part I: Relationship of Radiographic Gray

- Density and Implant Stability. Clin Implant Dent Relat Res 2012. [Epub ahead of print].
7. Valiyaparambil JV, Yamany Y, Ortiz D, Shafer DM, Pendrys D, Freilich M, Mallya SM. Bone quality evaluation: Comparision of CBCT and subjective surgical assessment. Int J of Oral and Maxillofac Implants. *In press*.
 8. Mah P, Reeves TE, McDavid WD. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. Dentomaxillofac Radiol 2010;39:323-35.
 9. Reeves T, Mah P, McDavid W. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam CT: a clinical application. Dentomaxillofac Radiol 2012;41:500-8.
 10. Sanada S, Kawahara K, Yamamoto T, Takashima T. New tissue substitutes representing cortical bone and adipose tissue in quantitative radiology. Phys Med Biol 1999;44:107-12.
 11. Brand JW, Kuba RK, Braunreiter TC. An improved head-and-neck phantom for radiation dosimetry. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1989;67:338-46.
 12. Antoine Rosset, Luca Spadola, Osman Ratib. OsiriX: An Open-Source Software for Navigating in Multidimensional DICOM Images. J Digit Imaging 2004;17:205-16.
 13. Nomura Y, Watanabe H, Honda E, Kurabayashi T. Reliability of voxel values from cone-beam computed tomography for dental use in evaluating bone mineral density. Clin Oral Implants Res 2010;21:558-62.
 14. Hohlweg-Majert B, Pautke C, Deppe H, Metzger MC, Wagner K, Schulze D. Qualitative and quantitative evaluation of bony structures based on DICOM dataset. J Oral Maxillofac Surg 2011;69:2763-70.
 15. Lagravère MO, Fang Y, Carey J, Toogood RW, Packota GV, Major PW. Density conversion factor determined using a cone-beam computed tomography unit NewTom QR-DVT 9000. Dentomaxillofac Radiol 2006;35:407-9.

16. Bryant JA, Drage NA, Richmond S. Study of the scan uniformity from an i-CAT cone beam computed tomography dental imaging system. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37:365-74.
17. Hunter AK, McDavid WD. Characterization and correction of cupping effect artefacts in cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2012;41:217-23.
18. Katsumata A, Hirukawa A, Noujeim M, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, et al. Image artifact in dental cone-beam CT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006;101:652-7.

CAPÍTULO 2

ASSESSMENT OF CBCT NUMBERS OF SAME DENSITY MATERIALS IN SEVERAL ANATOMICAL LOCATIONS AND FOVs

Este artigo está formatado segundo as normas da revista Dentomaxillofacial Radiology, para a qual será submetido em breve.

ABSTRACT

Objectives: To assess the influence of anatomical location on object density in six different fields of view (FOVs).

Methods: A human head phantom had six teeth extracted – upper and lower central incisor, first premolar and first molar – and replaced by polypropylene tubes containing solutions of dipotassium phosphate (K_2HPO_4) at seven concentrations. CBCT scans were performed using the 3D Accuitomo 170 (J Morita, Kyoto, Japan), at six FOVs – 4 x 4, 6 x 6, 8 x 8, 10 x 10, 14 x 10 and 17 x 12 cm. Data was exported to DICOM file format and imported into the OsiriX Imaging software. Mean CBCT numbers were measured at each tube. Linear regression was performed to assess the relationship between CBCT numbers and K_2HPO_4 concentration, and the coefficient of determination (R^2) was calculated.

Results: At all anatomical locations and FOVs, the CBCT numbers discriminated between the various K_2HPO_4 concentrations with a strong linear relationship ($R^2 > 0.95$). The absolute CBCT number varied depending on the anatomical location, with a trend of narrower variation for smaller FOVs. The absolute CBCT number varied depending on the FOV. The same concentration of K_2HPO_4 yielded different CBCT numbers when scanned at different FOVs.

Conclusions: The use of CBCT numbers for density assessment is not recommended due to inconsistencies observed throughout the dental arch in six different FOVs.

Keywords: Cone-beam computed tomography; photon absorptiometry; bone density; anatomy

Introduction

Cone-beam computed tomography (CBCT) is a recent technology that has been considered the standard of care for 3-D imaging in dentistry. It was developed in the late 1990's with the purpose of providing high-quality images for dentomaxillofacial diagnosis, by offering improved conditions for visualization on a 1:1 scale. The equipment comprises a cone-shaped X-ray beam oriented perpendicular to the rotation axis, passing through the patient, and being received by a square 2-D array of detectors. In this scenario, images can be reconstructed from a single rotation of the X-ray focus and image receptor around the patient, with a considerably lower radiation dose than fan-beam computed tomography (CT).^{1,2}

It is well known that CT presents gray scale images based on the attenuation coefficient of the tissues scanned, which is converted to an accurate numerical value, known as Hounsfield unit (HU).³ Unlike CBCT, CT uses a narrow, tightly collimated, fan-shaped beam directed to a row of detectors. The estimation of flow of CT numbers is an approach to measure the bone quality and it has been extensively performed prior to implant placement.⁴⁻⁸ Although studies have shown that there is a strong correlation between HU and CBCT numbers^{8,9}, the relationship between the latter and the x-ray attenuation is not uniform through the image volume. Moreover, Hua *et al.* (2009) already suggested that CBCT numbers do not seem to be valid.¹⁰ Since the CBCT detector can cover a broader area than that in CT, the inhomogeneity of the beam impairs significantly the image quality.

Among the factors that contribute to the inhomogeneity of the beam are image artifacts, beam hardening phenomenon and scatter radiation.

The most recent receptor developed for CBCT is flat panel detector (FPD). FPD does not show image distortions with a fine-pitch sensor array and enables the efficient use of a dynamic range for the density values with high spatial resolution. This advantage has been shown to reduce the influence of projection data discontinuity-related artifacts, when compared with another type of image receptor.¹¹ Some of the current CBCT units make use of a large-area FPD and are able to cover anatomical structures from limited (small) to large field of view (FOV). The understanding of the relationship between the X-ray scatter pattern and FOV is of paramount importance to develop efficient methods to offset the effects of scatter in CBCT. Thus, the aim of this study was to assess the influence of anatomical location on object density in six different FOVs.

Materials and methods

Aqueous solutions of dipotassium phosphate (K_2HPO_4) were prepared at concentration of 50, 200, 400, 600, 800, 1000, 1200 mg/ml. K_2HPO_4 is a highly water-soluble salt whose effective atomic number is very close to that of calcium hydroxyapatite (15.58 and 15.86, respectively). The effective linear attenuation coefficient of K_2HPO_4 is within 2.2 to 2.7% of that for hydroxyapatite over the photon energy range of 20-100 keV.¹² The concentration range was intentionally employed to represent a broad range of x-ray attenuation. When previously scanned in a uniform field such as water and air, solutions with concentrations of 1000 and 1200 mg/ml presented CBCT numbers similar to that of dentin and cortical bone, respectively. The range from 50 to 800 mg/ml represents attenuation of trabecular bone with various degrees of mineralization.

A human head phantom was used to assess the influence of anatomical location on the relationship between x-ray attenuation and CBCT numbers. This

phantom was composed of an adult human skull with full permanent dentition and cervical spine, surrounded by a uniform layer of wax. The wax (Mix D) simulated the interaction of the x-rays with the soft tissues and the production of scatter radiation.¹³ Six teeth were carefully extracted from the phantom: the maxillary and mandibular central incisor, first premolar and first molar. The empty sockets were filled with 0.5-ml polypropylene tubes containing various concentrations of K_2HPO_4 as described earlier. CBCT scans were performed using the 3D Accuitomo 170 (J Morita, Kyoto, Japan), which produces 14-bit grayscale images, at six FOVs: 4x4, 6x6, 8x8, 10x10, 14x10, 17x12 cm. All exposures were set at standard mode, with 90 kV, 6 mA, 17 s and 360-degree scan. The phantom was positioned according to manufacturer guidelines as the ideal position for a patient's head. Data was exported to DICOM file format and imported into the OsiriX Imaging software for Mac OS X (v3.8.1 32-bit), a public domain software.

On the thinnest axial slice allowed for each FOV (0.080 mm for the 4x4 cm; 0.125 mm for the 6x6 cm; 0.160 mm for the 8x8; 0.250 mm for the 10x10, 14x10, 17x12), mean CBCT numbers were measured at five regions of interest (ROIs) of 0.055 cm^2 within each tube and averaged. These ROIs were located at every 3 mm from the apical tip of the tube. Linear regression was performed to assess the relationship between CBCT numbers and K_2HPO_4 concentration, and the coefficient of determination (R^2) was calculated.

Results

At all FOVs, the CBCT numbers discriminated between the various K_2HPO_4 concentrations with a strong linear relationship ($R^2 > 0.95$). This was observed at all anatomical locations assessed on the human head skull phantom. The absolute CBCT number varied depending on the anatomical location, although there is a trend of narrower variation for smaller FOVs (Figure 1).

The absolute CBCT number varied depending on the FOV (Figure 2). The same concentration of K_2HPO_4 yielded different CBCT numbers when scanned at different FOVs. In general, for any given K_2HPO_4 concentration, the CBCT numbers were higher in the 4x4 cm and 6x6 cm FOVs. This trend was observed for both maxilla and mandible.

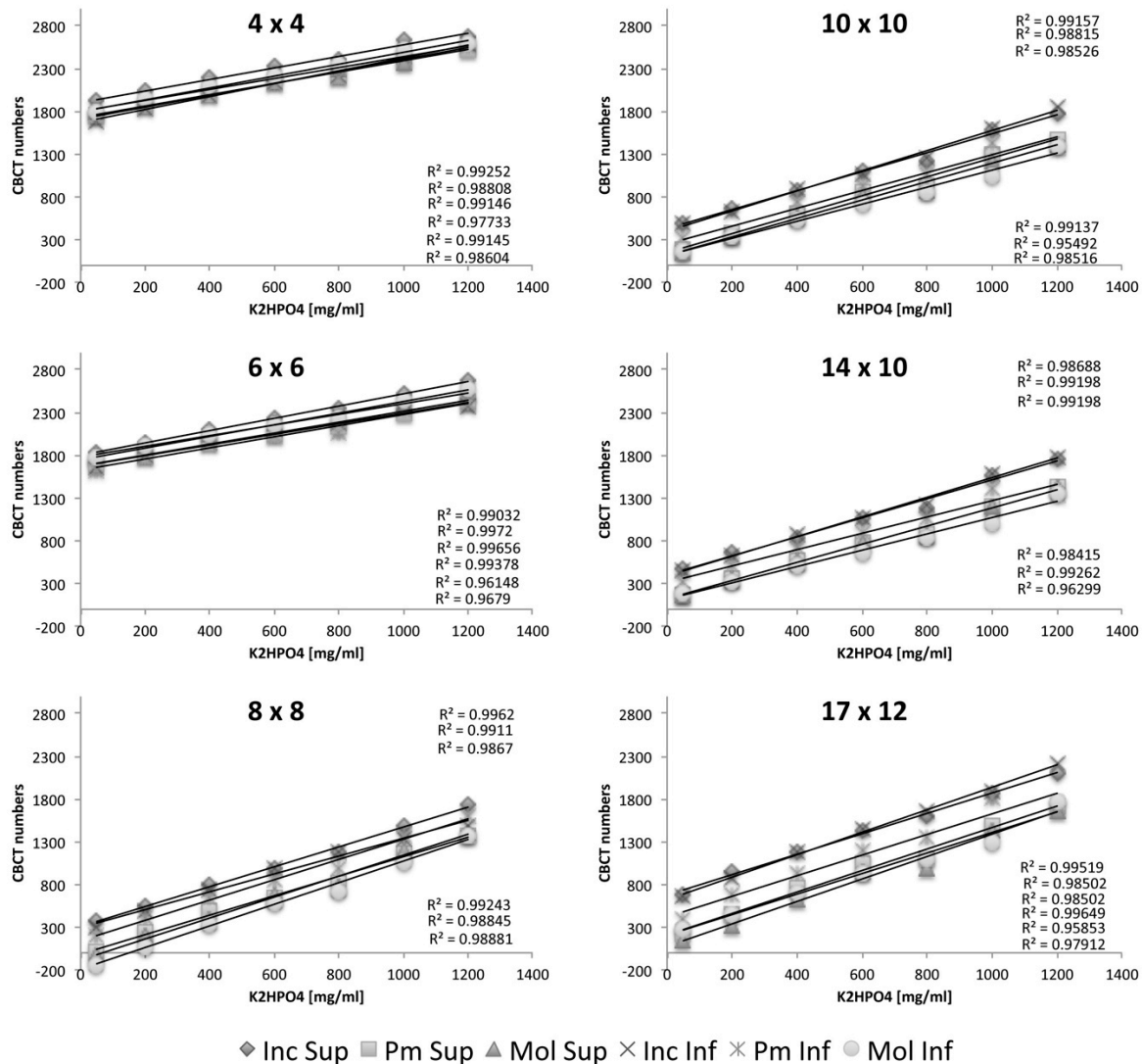


Figure 1: Relationship between K_2HPO_4 concentration [mg/ml] and CBCT numbers. The K_2HPO_4 phantoms were imaged using the indicated FOV sizes at six anatomical locations. The linear regression line and the coefficient are indicated.

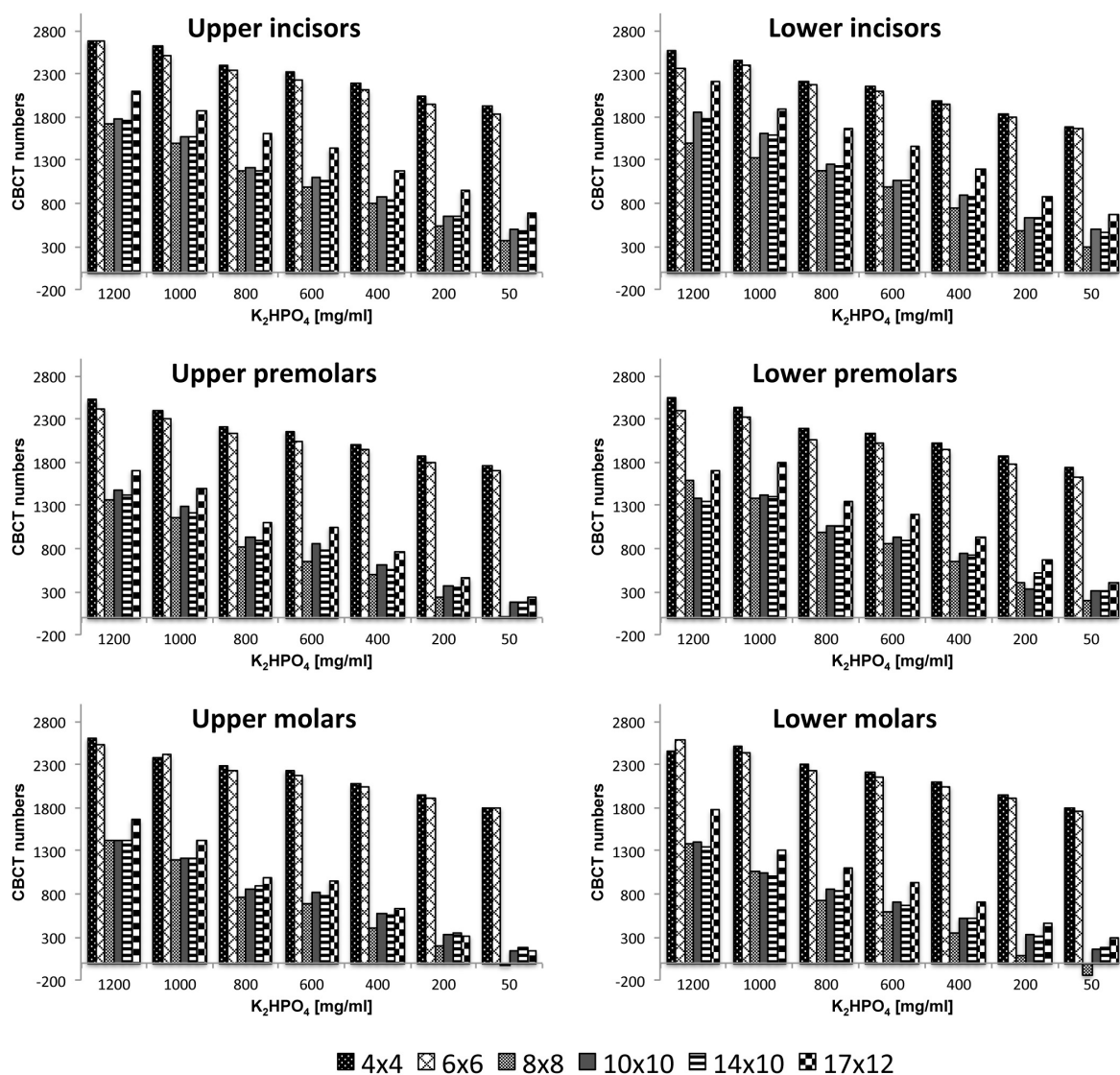


Figure 2: Effect of FOV size on CBCT numbers.

Discussion

The importance of studying the reliability of CBCT numbers is related to the fact that x-rays are capable of revealing the attenuation coefficient of a specific structure, and thus its physical properties. Among the factors that contributed to the emergence of CBCT as an advanced image modality, the development of a large

area image receptor is particularly noteworthy.¹ Many CBCT units allow collimation of the x-ray beam to limit the amount of tissue imaged. The imaged FOV is typically described as small (or limited), medium or large, depending on the anatomical coverage, and the radiation dose is directly proportional to that size.² The CBCT unit used in this study makes use of a flat panel detector with a wide range of FOV sizes, from a limited 4x4 cm FOV to an extended 17x12 cm FOV. Katsumata *et al.* (2007) compared image intensifier- and FPD- based CBCT scanners, and found that artifacts less influence FDP images.¹¹ The unit was calibrated previously to the acquisition of each scan as per manufacturer's instructions, and the human head phantom was always placed on the same position and well fastened in a support on the seat.

Currently, there is no published study in the scientific literature about the influence of anatomical location on CBCT numbers. The dentomaxillofacial region presents a very complex anatomy with differences in shape, thickness and density. Our results showed that x-ray attenuation is linearly related to CBCT numbers on the tested machine irrespective of the anatomical location. Other studies also have shown the same linearity when comparing x-ray attenuation and CBCT numbers.^{4,6,14,15} However, such linearity was not uniform through the dental arches. The same K_2HPO_4 concentration yielded different CBCT numbers according to the anatomical location. This may indicate uneven application of software correction factor in areas of different signal-to-noise ratio.¹⁶

Regarding the FOV size, it could be observed an increasing trend of variation of the CBCT numbers in different anatomical locations as the FOV size increase. This can be revealing that the reduction in size of the FOV limited the effects resultant of the inhomogeneity of the x-ray beam. Conversely, when scanning the same object, small FOVs increase the amount of structures outside the imaging volume. Structures located outside the reconstructed imaging volume cause a discontinuity of projection data. Then, areas of density variability affect the image fidelity.^{11,17,18} Parsa *et al.* (2012) showed that scanning parameters such as

FOV, spatial resolution, number of projections, exposure time and dose selections also influence CBCT numbers.¹⁵

Despite the unreliability of CBCT numbers, our results demonstrated that small FOV sizes are recommended whenever more accurate CBCT numbers are needed. Additionally, small-FOV CBCT scans present lower radiation dose with higher spatial resolution, which enables the viewing of fine structural details of dentomaxillofacial hard tissues.^{19,20} The 3D Accuitomo 170 presents a wide range of FOV sizes and allows the dentist to select the most appropriate one for several diagnostic tasks. The small FOV size should be used when the visualization of highly detailed hard tissue is desired, most commonly root fracture survey. Larger FOV sizes are more useful when evaluating large edentulous areas, structures outside the dentoalveolar region or even cephalometric studies

In conclusion, the use of CBCT numbers for density assessment is not recommended due to inconsistencies observed throughout the dental arch and at different FOV sizes.

Acknowledgements

The authors deny any conflict of interest.

The study was funded in part by support from CNPq – Brazil (Process #201237/2010-5).

References

1. Tetradis S, White SC. A decade of cone beam computed tomography. *J Calif Dent Assoc* 2010; **38**: 24–26.
2. White SC, Mallya SM. Update on the biological effects of ionizing radiation, relative dose factors and radiation hygiene. *Aust Dent J* 2012; **57**: 2–8.

3. Bilhan H, Arat S, Geckili O. How precise is dental volumetric tomography in the prediction of bone density? *Int J Dent* 2012; **2012**: 348908.
4. Naitoh M, Aimiya H, Hirukawa A, Arijji E. Morphometric analysis of mandibular trabecular bone using cone beam computed tomography: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; **25**: 1093–1098.
5. Isoda K, Ayukawa Y, Tsukiyama Y, Sogo M, Matsushita Y, Koyano K. Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2012; **23**: 832–836.
6. Nackaerts O, Maes F, Yan H, Couto Souza P, Pauwels R, Jacobs R. Analysis of intensity variability in multislice and cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res* 2011; **22**: 873–879.
7. Arisan V, Karabuda ZC, Avsever H, Ozdemir T. Conventional Multi-Slice Computed Tomography (CT) and Cone-Beam CT (CBCT) for Computer-Assisted Implant Placement. Part I: Relationship of Radiographic Gray Density and Implant Stability. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012; Jan 17 [Epub ahead of print].
8. Valiyaparambil JV, Yamany Y, Ortiz D, Shafer DM, Pendrys D, Freilich M, et al. Bone quality evaluation: Comparison of CBCT and subjective surgical assessment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; **27**: 1271–1277.
9. Mah P, Reeves TE, McDavid WD. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2010; **39**: 323–335.
10. Hua Y, Nackaerts O, Duyck J, Maes F, Jacobs R. Bone quality assessment based on cone beam computed tomography imaging. *Clin Oral Implants Res* 2009; **20**: 767–771.
11. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Arijji E, et al. Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; **104**: 829–836.

12. Sanada S, Kawahara K, Yamamoto T, Takashima T. New tissue substitutes representing cortical bone and adipose tissue in quantitative radiology. *Phys Med Biol* 1999; **44**: 107–112.
13. Brand JW, Kuba RK, Braunreiter TC. An improved head-and-neck phantom for radiation dosimetry. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1989; **67**: 338-346.
14. Nomura Y, Watanabe H, Honda E, Kurabayashi T. Reliability of voxel values from cone-beam computed tomography for dental use in evaluating bone mineral density. *Clin Oral Implants Res* 2010; **21**: 558–562.
15. Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, Motroni A, van der Stelt P, Wismeijer D. Influence of cone beam CT scanning parameters on grey value measurements at implant site. *Dentomaxillofac Radiol* 2012; Aug 29 [Epub ahead of print].
16. Hunter AK, McDavid WD. Characterization and correction of cupping effect artefacts in cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2012; **41**: 217-623.
17. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Aiji E, 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 Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009; **107**: 420–425.
18. Araki K, Okano T. The effect of surrounding conditions on pixel value of cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res* 2011; Nov 17 [Epub ahead of print].
19. Hashimoto K, Arai Y, Iwai K, Araki M, Kawashima S, Terakado M. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003; **95**: 371-377.
20. Naitoh M, Katsumata A, Mitsuya S, Kamemoto H, Aiji E. Measurement of mandibles with microfocus x-ray computerized tomography and compact computerized tomography for dental use. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; **19**: 239–246.

CONSIDERAÇÕES GERAIS

A TCFC é uma modalidade de exame por imagem que vem sendo cada vez mais utilizada para o diagnóstico e tratamento da região dento-maxilo-facial. Dentre os fatores tecnológicos que contribuíram para o seu surgimento, destacam-se o desenvolvimento de um receptor de imagem plano, a possibilidade de limitar a área de interesse (tamanho do FOV) e a redução nos custos das ampolas de raios-X com potencial constante e dos sistemas computacionais de reconstrução da imagem (Tetradis & White, 2010). Com uma excelente capacidade para exibir imagens tridimensionais de alta qualidade, muitos trabalhos têm estudado a possibilidade de se utilizar as imagens de TCFC para avaliar quantitativamente a qualidade óssea (Naitoah *et al.*, 2010; Isoda *et al.*, 2011; Nackaerts *et al.*, 2011; Arisan *et al.*, 2012; Valiyaparambil *et al.*, 2012), considerando que a radiação-X reflete as características da matéria com a qual interage, uma vez que é mais absorvida por estruturas de maior número atômico, densidade e espessura. Deste modo, a imagem final é resultante de uma variação dos tons de cinza que diferencia as estruturas entre si (White & Pharoah, 2009). A avaliação clínica da densidade óssea por meio dos valores de cinza em TCFC é limitada pelo fato de que diferentes aparelhos variam consideravelmente seus fatores de exposição e, principalmente, não apresentam um sistema de escala padrão durante a reconstrução do volume de imagem (Hua *et al.*, 2009).

Os nossos resultados demonstraram que os valores de cinza em imagens de TCFC estão linearmente relacionados à atenuação dos raios-X, por meio da utilização de soluções de K_2HPO_4 sob diferentes concentrações. Tal linearidade já foi descrita na literatura científica (Mah *et al.*, 2010; Nomura *et al.*, 2010; Hohlweg-Majert *et al.*, 2011; Valiyaparambil *et al.*, 2012) e observada em um estudo piloto realizado anteriormente à este, com escaneamentos obtidos em meios homogêneos, como ar e água. Sob essas mesmas condições de escaneamento, as soluções com concentrações de 1000 mg/ml e 1200 mg/ml

tiveram valores de cinza bem próximos ao da dentina e do osso cortical, respectivamente, em uma mandíbula humana dentada.

Estudos comparando imagens de TC e TCFC demonstraram que os valores de cinza de TCFC podem apresentar correlação com valores de HU. Assim, fatores de correção da imagem já foram propostos para a conversão de HU à partir de valores de cinza de TCFC (Lagravère *et al.*, 2006; Mah *et al.*, 2010). Tais conversões baseiam-se na suposição de que a relação entre os valores de cinza de TCFC e a densidade física do objeto é uniforme por todo o volume da imagem. No entanto, o nosso estudo evidencia que essa suposição não é adequada e revela que os valores de cinza de TCFC são fortemente influenciados pela região anatômica. Nossos resultados demonstraram que o valor de cinza do mesmo objeto diferiu em função da sua localização. Especificamente, objetos localizados na região anterior dos maxilares apresentaram maiores valores de cinza, o que comprova a limitação da representação dos valores de cinza em TCFC. Dessa forma, osso alveolar com o mesmo padrão de mineralização e compactação produziria diferentes valores de cinza de acordo com a sua região anatômica. Além disso, nossos resultados também mostraram que a magnitude de variação diferiu consideravelmente em função do tamanho do FOV para os aparelhos NewTom 3G e 3D Accuitomo 170. Menores tamanho de FOV promoveram menor variabilidade dos valores de cinza. De uma maneira geral, nossos resultados revelaram a inconsistência dos valores de cinza de TCFC no volume de imagem, o que limita a acurácia da aplicação de equações matemáticas para a conversão de HU.

São muitos os fatores que podem contribuir para a variabilidade dos valores de cinza em função da região anatômica (Nackaerts *et al.*, 2011). O principal deles é o efeito da radiação secundária (Hunter & McDavid, 2012). Diferentes regiões anatômicas dos maxilares apresentam variações na quantidade óssea, espessura da cortical e relação com estruturas adjacentes (Madeira, 2004), o que altera o padrão de produção de radiação secundária e compromete a confiabilidade dos valores de cinza. Uma segunda causa para a variabilidade dos

valores de cinza é o tamanho do FOV. FOVs menores são menos susceptíveis às interferências da radiação secundária e assim podem produzir imagens com menor ruído, como demonstrado no presente estudo. No entanto, Katsumata *et al.* (2009) mostraram valores de cinza de TCFC mais consistentes com maiores tamanhos de FOVs. Isso foi justificado pela consequente redução da exomassa, que é um conceito estudado nas imagens de TCFC de quando o tamanho do FOV não é suficiente para abranger todo o volume do objeto. No caso das imagens obtidas da região dentoaveolar, há uma quantidade significativa de estruturas crâniofaciais que atenuam a radiação-X antes mesmo desta atingir a região de interesse e, geralmente, os algoritmos de reconstrução assumem que a atenuação dos raios-X se restringe ao volume de imagem (Araki & Okano, 2011).

Parsa *et al.* (2012) afirmaram que parâmetros de aquisição de imagem como o tamanho do FOV, resolução espacial, número de projeções e tempo de exposição também influenciam os valores de cinza de TCFC. Contudo, Bechara *et al.* (2012) demonstraram que o tamanho do voxel não está diretamente relacionado ao ruído da imagem e à representação dos valores de cinza, o que corrobora os resultados do presente estudo. O comportamento dos valores de cinza do aparelho NewTom 5G não se alterou nos escaneamentos de alta-resolução, que reduziu o tamanho do voxel pela metade – de 0,30 mm para 0,15 mm.

A radiação secundária como causa de inconsistência nos valores de cinza de TCFC varia entre pacientes e, provavelmente, entre diferentes escaneamentos do mesmo paciente. Portanto, a aplicação de uma correção matemática quando se considera esses fatores é muito complexa. Tais conceitos também evidenciam a limitação de trabalhos que estudaram os valores de cinza de TCFC por meio de objetos com densidades diferentes, armazenados em meio homogêneo contido em pequenos frascos (Katsumata *et al.*, 2006; Bryant *et al.*, 2008; Nackaerts *et al.*, 2011). Nesses casos, o objeto sempre foi menor do que o tamanho do FOV, e assim, não sofreu a interferência da exomassa como realmente aconteceria se fosse a exposição de um paciente.

O presente estudo foi realizado por meio dos tomógrafos NewTom 3G, que faz uso de receptor de imagem do tipo *image intensifier*, NewTom 5G e 3D Accuitomo 170, que fazem uso de receptor de imagem do tipo *flat panel*. Dessa forma, nossos resultados são aplicáveis à maioria dos aparelhos de TCFC atuais. Katsumata *et al.* (2007) compararam imagens de TCFC obtidas por *image intensifier* e *flat panel* e revelaram que as imagens de *image intensifier* são as mais influenciadas por artefatos. Como cuidado para reduzir artefatos indesejados, os três aparelhos empregados nesta pesquisa foram calibrados previamente aos escaneamentos, como recomendado pelo fabricante.

Embora o objetivo neste estudo não tenha sido comparar os diferentes aparelhos entre si, uma questão a ser considerada ao interpretar os nossos resultados são os fatores de exposição. A quilovoltagem (kV) utilizada foi a mesma para os escaneamentos em um mesmo aparelho, o NewTom 3G e NewTom 5G com 110 kV e o 3D Accuitomo 170 com 90 kV. Apesar de os resultados não diferirem muito no que tange a linearidade da relação entre os valores de cinza e as concentrações de K_2HPO_4 , imagens de TCFC que utilizam feixe de radiação-X com menor energia são mais susceptíveis aos artefatos provenientes do efeito *beam hardening*. A miliamperagem-segundo (mAs) foi fixa e independente do tamanho do FOV para os escaneamentos do NewTom 5G e 3D Accuitomo 170 (30 e 102 mAs, respectivamente), enquanto que no NewTom 3G foi de 75 mAs para o FOV de 6", 80 mAs para o FOV de 9" e 30 mAs para o FOV de 12". O NewTom 3G não permite que o operador controle os fatores de exposição, de forma que ocorre um ajuste automático quando o tamanho do FOV é selecionado. Essa pode ser uma possível explicação para os elevados valores de cinza observados com o maior tamanho de FOV neste aparelho.

Além dos fatores que podem interferir nos valores de cinza de TCFC já apresentados, é importante salientar que as imagens são reconstruídas por meio de algoritmos matemáticos. O algoritmo de TCFC mais utilizado é o de Feldkamp, que atribui um valor aproximado de atenuação para cada fóton de radiação X, sem considerar a distância por ele percorrida, o que resulta na degradação da imagem

com o aumento do ângulo do feixe cônico (Schulze *et al.*, 2011). O mecanismo de trabalho dos algoritmos de reconstrução de imagem foge à área de conhecimento da radiologia odontológica, no entanto, ao interpretar nossos resultados, podemos observar uma redução da inconsistência dos valores de cinza do aparelho NewTom 3G para o NewTom 5G. Isso pode sugerir que esforços por parte dos fabricantes para melhorar a qualidade das imagens têm sido voltados às novas gerações de aparelhos e assim, indicar um futuro promissor para a análise de densidade nas imagens de TCFC. A TCFC é uma tecnologia que tem revolucionado e favorecido muito o paciente odontológico no sentido de contribuir significativamente para o estabelecimento do diagnóstico e plano de tratamento. No entanto, as suas limitações devem ser compreendidas para que equivocadas indicações com essa modalidade de exame por imagem sejam evitadas.

CONCLUSÃO

Nos três aparelhos de TCFC testados, a relação entre os valores de cinza e a densidade do objeto não foi uniforme por todo o arco dentário e também foi influenciada pelo tamanho do FOV. Dessa forma, a comparação dos valores de cinza obtidos em diferentes regiões anatômicas e com diferentes tamanhos de FOV não é confiável.

REFERÊNCIAS*

Araki K, Okano T. The effect of surrounding conditions on pixel value of cone beam computed tomography. Clin Oral Implants Res. 2011; Nov 17 [Epub ahead of print].

Arisan V, Karabuda ZC, Avsever H, Ozdemir T. Conventional Multi-Slice Computed Tomography (CT) and Cone-Beam CT (CBCT) for Computer-Assisted Implant Placement. Part I: Relationship of Radiographic Gray Density and Implant Stability. Clin Implant Dent Relat Res 2012. [Epub ahead of print].

Bechara B, McMahan CA, Moore WS, Noujeim M, Geha H, Teixeira FB. Contrast-to-noise ratio difference in small field of view cone beam computed tomography machines. J Oral Sci. 2012; 54(3): 227-32.

Bryant JA, Drage NA, Richmond S. Study of the scan uniformity from an i-CAT cone beam computed tomography dental imaging system. Dentomaxillofac Radiol. 2008; 37(7): 365-74.

Durack C, Patel S. Cone beam computed tomography in endodontics. Braz Dent J. 2012; 23(3): 179-91.

Hatcher DC. Operational principles for cone-beam computed tomography. J Am Dent Assoc. 2010; 141 Suppl 3:3S-6S.

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

Hohlweg-Majert B, Pautke C, Deppe H, Metzger MC, Wagner K, Schulze D. Qualitative and quantitative evaluation of bony structures based on DICOM dataset. J Oral Maxillofac Surg. 2011; 69(11): 2763-70.

Hua Y, Nackaerts O, Duyck J, Maes F, Jacobs R. Bone quality assessment based on cone beam computed tomography imaging. Clin Oral Implants Res. 2009; 20(8): 767–71.

Hunter AK, McDavid WD. Characterization and correction of cupping effect artefacts in cone beam CT. Dentomaxillofac Radiol. 2012; 41(3): 217-23.

Isoda K, Ayukawa Y, Tsukiyama Y, Sogo M, Matsushita Y, Koyano K. Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants. Clin Oral Implants Res. 2011; 23(7): 832-6.

Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Aiji E, Langlais RP. Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007; 104(6): 829-36.

Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Aiji E *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 Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2009; 107(3): 420–5.

Lagravère MO, Fang Y, Carey J, Toogood RW, Packota GV, Major PW. Density conversion factor determined using a cone-beam computed tomography unit NewTom QR-DVT 9000. Dentomaxillofac Radiol. 2006; 35(6): 407-9.

Madeira MC. Anatomia da face: bases anatomofuncionais para a prática odontológica. 5ª ed. São Paulo: Sarvier; 2004.

Mah P, Reeves TE, McDavid WD. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010; 39(6): 323-35.

Nackaerts O, Maes F, Yan H, Couto Souza P, Pauwels R, Jacobs R. Analysis of intensity variability in multislice and cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res.* 2011; 22(8): 873-9.

Naitoh M, Aimiya H, Hirukawa A, Aiji E. Morphometric analysis of mandibular trabecular bone using cone beam computed tomography: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010; 25(6): 1093-8.

Nomura Y, Watanabe H, Honda E, Kurabayashi T. Reliability of voxel values from cone-beam computed tomography for dental use in evaluating bone mineral density. *Clin Oral Implants Res.* 2010; 21(5): 558-62.

Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, Motroni A, van der Stelt P, Wismeijer D. Influence of cone beam CT scanning parameters on grey value measurements at implant site. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012 Aug 29. [Epub ahead of print]

Petrik V, Apok V, Britton JA, Bell BA, Papadopoulos MC. Godfrey Hounsfield and the dawn of computed tomography. *Neurosurgery.* 2006; 58(4): 780-7.

Reeves T, Mah P, McDavid W. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam CT: a clinical application. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012; 41(6): 500-8.

Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, Schoemer E. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol.* 2011; 40(5): 265-73.

Tetradis S, White SC. A decade of cone beam computed tomography. *J Calif Dent Assoc.* 2010; 38(1): 24-6.

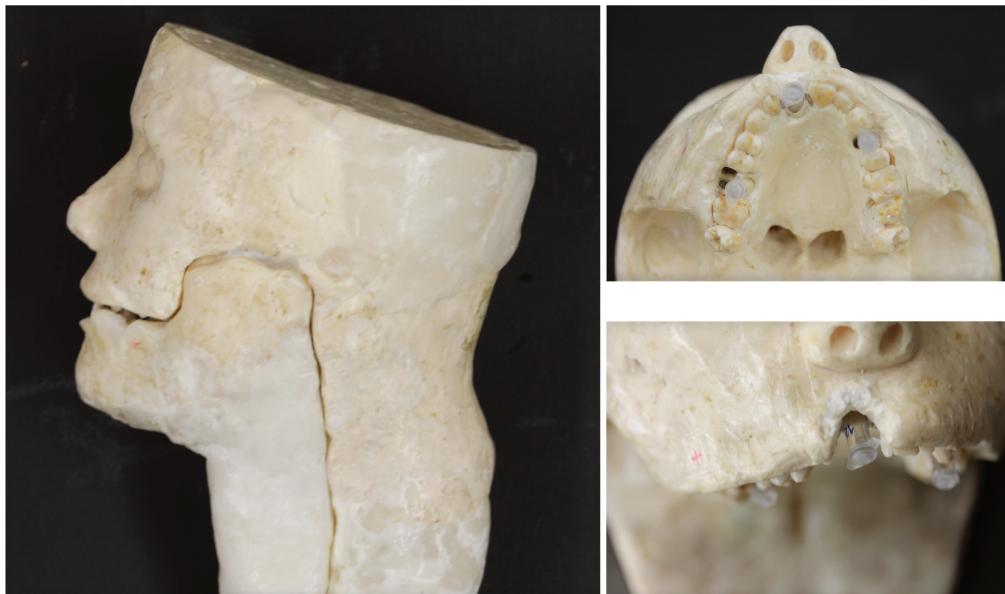
Valiyaparambil JV, Yamany Y, Ortiz D, Shafer DM, Pendrys D, Freilich M, Mallya SM. Bone quality evaluation: Comparision of CBCT and subjective surgical assessment. *Int J of Oral and Maxillofac Implants.* 2012; 27(5): 1271-7.

White SC, Mallya SM. Update on the biological effects of ionizing radiation, relative dose factors and radiation hygiene. *Aust Dent J.* 2012; 57(1): 2-8.

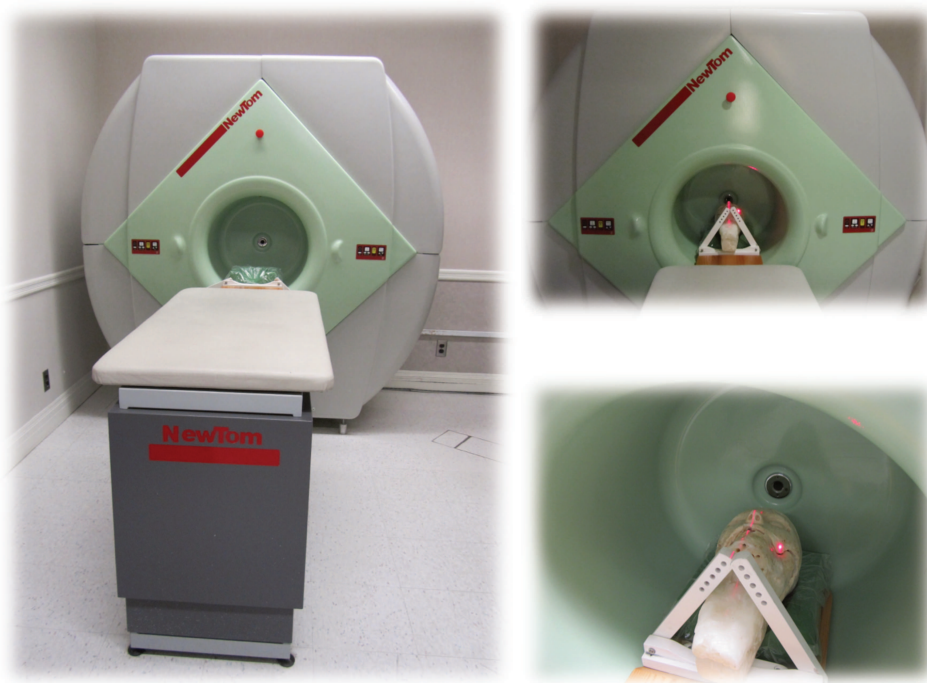
White SC, Pharoah MJ. *Oral Radiology: Principles and Interpretation*, 6th Edition. St. Louis: Mosby; 2009.

APÊNDICE

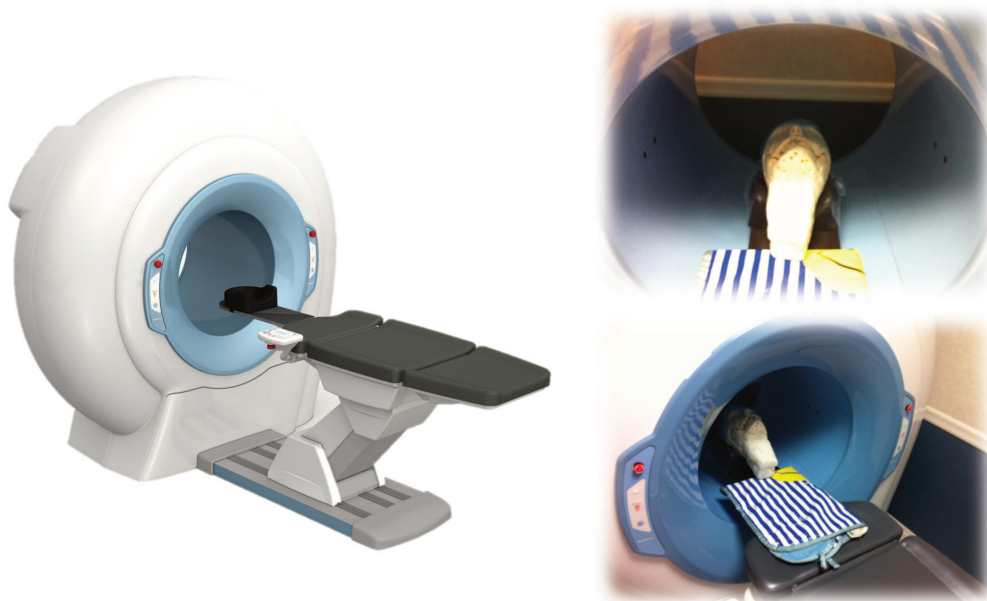
1. Fotos do *phantom* de cabeça humana utilizado na pesquisa.



2. Posicionamento do *phantom* no NewTom 3G.



3. Posicionamento do *phantom* no NewTom 5G.



4. Posicionamento do *phantom* no 3D Accuitomo 170.



5. Parâmetros de aquisição de imagem no NewTom 3G.

FOV (")	Fatores de exposição		Resolução	
	kV	mAs	Contraste (bit)	Espacial (mm)
6	110	75	12	0,200
9	110	80	12	0,200
12	110	30	12	0,200

6. Parâmetros de aquisição de imagem no NewTom 5G.

FOV (cm)	Fatores de exposição		Resolução	
	kV	mAs	Contraste (bit)	Espacial (mm)
8 x 8	110	30	14	0,300
18 x 16	110	30	14	0,300
8 x 8 HR*	110	120	14	0,150

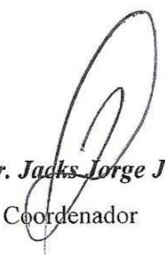
* *high resolution*

7. Parâmetros de aquisição de imagem no 3D Accuitomo 170.

FOV (cm)	Fatores de exposição		Resolução	
	kV	mAs	Contraste (bit)	Espacial (mm)
4 x 4	90	102	14	0,080
6 x 6	90	102	14	0,125
8 x 8	90	102	14	0,160
10 x 10	90	102	14	0,250
14 x 10	90	102	14	0,250
17 x 12	90	102	14	0,250

ANEXO

Ofício CEP/FOP N° 023/2012

	Faculdade de Odontologia de Piracicaba UNICAMP
OF. CEP/FOP N.º 023/2012	
lcfpr/JJJ	Piracicaba, 17 de dezembro de 2012.
ILMO. Sr. Dr. Matheus Lima de Oliveira RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA, Departamento de Diagnóstico Oral da Faculdade de Odontologia de Piracicaba/UNICAMP	
Prezado Dr.,	
Após analisar a documentação apresentada por Vsa. com respeito ao projeto “Análise de fatores que influenciam os valores de cinza em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico de diferentes aparelhos”, realizado como tese de doutorado “sanduíche”, considerando a informação enviada em seu email do dia 04/11/2012 e após consulta à CONEP, informo que: se trata de estudo realizado no exterior, não utiliza sujeitos de pesquisa brasileiros, que existe manifestação da Instituição onde foi realizado o estudo, ou legislação superior do país onde a pesquisa foi realizada abrangendo o caso em questão e isentando o estudo de análise ética; o mesmo não precisa ser avaliado em Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos na FOP. Uma vez confirmado que o estudo tenha sido conduzido de acordo com as normas éticas do local onde foi realizado, não há qualquer impedimento a que a tese seja defendida no Brasil. Colocamo-nos a disposição para qualquer informação adicional que julgar necessária.	
Cordialmente,	
 Prof. Dr. Jacks Jorge Júnior Coordenador	

O guia que determina as atividades que requerem a aprovação do CEP da Universidade da Califórnia, Los Angeles, EUA pode ser encontrado no endereço <http://ohrpp.research.ucla.edu/file/10005/3-1.pdf> (acessado em 20/12/2012).