

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM SAÚDE
DOUTORADO EM SAÚDE BRASILEIRA**

ANDRÉIA FIALHO RODRIGUES

**Avaliação da influência do volume do campo de visão na
determinação da densidade mineral em tomografia
computadorizada de feixe cônico e tomografia computadorizada
*multislice***

**JUIZ DE FORA
2013**

ANDRÉIA FIALHO RODRIGUES

**Avaliação da influência do volume do campo de visão na
determinação da densidade mineral em tomografia
computadorizada de feixe cônico e tomografia computadorizada
*multislice***

Tese de doutorado apresentada ao programa de pós-graduação em Saúde – Área de concentração em Saúde Brasileira da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Saúde Brasileira.

Orientador: Prof. Dr. Robert Willer Farinazzo Vitral
Co-orientador: Prof. Dr. Marcio José Campos da Silva

JUIZ DE FORA

2013

ANDRÉIA FIALHO RODRIGUES

**Avaliação da influência do volume do campo de visão na
determinação dos valores de cinza em tomografia computadorizada
de feixe cônico e tomografia computadorizada *multislice***

Tese de doutorado apresentada ao programa de pós-graduação em Saúde – Área de concentração em Saúde Brasileira da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Juiz de Fora – UFJF, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Saúde Brasileira.

Aprovada em

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Robert Willer Farinazzo Vitral
Universidade Federal de Juiz de Fora
(Orientador)

Prof. Dr. Marcio José da Silva Campos
Universidade Federal de Juiz de Fora
(Co-orientador)

Prof. Dr. Marco Abdo Gravina
Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof. Dr. Rodrigo César Santiago

Profa. Dra. Cátia Cardoso Abdo Quintão
Universidade do Estado do Rio de Janeiro

*Aos meus pais, Cyro e Geny,
que tanto lutaram para a
minha formação, meu eterno
agradecimento.*

*Ao meu marido Fernando, pelo incentivo.
Aos meus filhos Maria Eduarda e
Bernardo, pelo amor e alegria que nos
proporciona a cada dia.*

AGRADECIMENTOS

A Deus, pela presença constante em minha vida. Obrigada por guiar meus passos nos momentos de dificuldade e na realização de mais esta etapa.

A minha família e amigos pelo apoio, incentivo, paciência e carinho, sem os quais tudo seria, praticamente, impossível.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Robert Willer Farinazzo Vitral, pela confiança em mim depositada e por mais uma vez contribuir na minha formação com sua maneira de orientar com competência, segurança e objetividade, que foi essencial na realização deste trabalho.

Ao co-orientador e colega Marcio José da Silva Campos pela disponibilidade e presteza na realização deste trabalho.

À CAPES pelo suporte no financiamento desta pesquisa.

Aos professores do Doutorado em Saúde pelo empenho na transmissão dos seus conhecimentos.

À clínica de radiologia médica PROSCAN, pela ajuda na realização dos exames de tomografia computadorizada *multislice*.

À clínica de radiologia odontológica TOMOFACE, pela disponibilidade na realização das tomografias computadorizadas de feixe cônico.

Às minhas secretárias Cilmara de Faria Moreira e Cláudia Helena de Souza pela ajuda prestada em todos os momentos da realização deste trabalho.

Aos meus colegas de Doutorado, aos quais também dedico este momento especial da minha vida e a todos aqueles que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho, meus agradecimentos.

RESUMO

As imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) têm sido utilizadas para a avaliação da qualidade óssea, entretanto algumas variáveis inerentes ao exame parecem influenciar os valores de densidade obtidos, sendo que a influência do volume do campo de visão (FOV) ainda não foi completamente explicada. O objetivo deste estudo foi determinar os efeitos do volume do FOV no valor da densidade em TCFC e tomografia computadorizada *multislice* (TCMS). Um objeto teste composto por três cilindros de acrílico contendo água destilada, gesso e óleo de motor foi construído e inserido em um cilindro de acrílico completamente preenchido com água destilada. O objeto teste foi escaneado com uma TCFC e com uma TCMS, utilizando três tamanhos de FOV: 8x8cm, 16x8cm e 16x13cm. A densidade de cada material foi avaliada em 40 regiões de interesse posicionadas nos cortes axiais. Nos exames de TCFC, houve diferença significativa entre os valores de densidade dos diferentes FOVs para os três materiais. Já nos exames de TCMS houve diferença significativa somente para o óleo. Os valores de densidade mostraram significativa correlação entre os exames de TCFC e TCMS para o gesso em todos os FOVs. A água não apresentou correlação significativa entre os exames de TCFC e TCMS com os FOVs utilizados. O óleo não apresentou correlação no FOV 8 x 8mm e apresentou uma baixa correlação nos FOVs 16 x 8mm e 16 x 13mm. Os valores de densidade determinados em imagens de TCFC sofreram interferência significativa pela variação do tamanho do FOV. Os valores de densidade obtidos em exames de TCMS apresentaram diferença estatisticamente significativa somente para o óleo.

Palavras-chave: Densidade. Tomografia. Tomografia computadorizada de feixe cônico.

ABSTRACT

Computed tomography cone beam (CBCT) scans have been used to evaluate the quality of bone. The values of density seem to be influenced by some CBCT inherent variables. However, some variables inherent to CBCT seem to influence the values of density and the influence of FOV volume has not been completely elucidated. The aim of this study was to determine the effects of FOV size on density values in large-volume CBCT and MSCT images. A phantom made up of 3 cylinders containing distilled water, plaster and motor oil was constructed and inserted into an acrylic cylinder filled with distilled water. The phantom was scanned with a CBCT and MSCT device using 3 FOV sizes. Density of each material was evaluated in 40 regions of interest. In CBCT exams there was significant difference between the density values of different FOVs for the 3 materials. In the MSCT there was significant difference only for the oil. A significant correlation between CBCT and MSCT exams for the plaster in all of the FOVs was obtained. The water did not show significant correlation between CBCT and MSCT exams with the FOVs under study. The oil was not correlated in 8 x 8mm FOV and a low correlation of the FOVs 16 x 8mm and 16 x 13mm. The density values determined in CBCT images showed significant interference by varying the size of the FOV. The density values obtained in MSCT examinations showed a statistically significant difference only for oil.

Keywords: Density. Tomography. Cone-beam computed tomography.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1. Objeto teste construído com três cilindros de acrílico preenchidos com água destilada, óleo de motor e gesso odontológico, respectivamente	48
FIGURA 2. Objeto teste posicionado no centro de um cilindro de acrílico	48
FIGURA 3. Aparelho TCFC <i>i-CAT</i>	50
FIGURA 4. Aparelho TCMS <i>Somaton Spirit</i>	50
FIGURA 5. Imagens por tomografia computadorizada de feixe cônico mostrando imagens nos planos sagital (a), coronal (b) e axial (c)	51
FIGURA 6. Imagens por tomografia computadorizada multislice mostrando imagens nos planos sagital (a) e axial (b)	51
FIGURA 7. Imagens por tomografia computadorizada de feixe cônico mostrando o traçado do maior diâmetro nos cilindros contendo gesso odontológico (a), água destilada (b) e óleo (c)	52
FIGURA 8. Imagens por tomografia computadorizada <i>multislice</i> mostrando o traçado do maior diâmetro nos cilindros contendo gesso odontológico (a), água destilada (b) e óleo (c)	52
FIGURA 9. Imagens por tomografia computadorizada de feixe cônico mostrando o traçado do quadrado ao redor dos cilindros contendo gesso odontológico (a), água destilada (b) e óleo (c)	53
FIGURA 10. Imagens por tomografia computadorizada <i>multislice</i> mostrando o traçado do quadrado ao redor dos cilindros contendo gesso odontológico (a), água destilada (b) e óleo (c)	53
FIGURA 11. Imagem por tomografia computadorizada de feixe cônico em uma vista axial, com as médias de densidade para o gesso odontológico (a), água destilada (b) e óleo(c)	54
FIGURA 12. Imagem por tomografia computadorizada <i>multislice</i> em uma vista axial, com as médias de densidade para o gesso odontológico (a), água destilada (b) e óleo (c)	54

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1. Comparação entre a TC <i>multislice</i> e a TC de feixe cônico	22
QUADRO 2. Vantagens e desvantagens da imagem de TCFC de pequeno e grande volume	27
QUADRO 3. Tipo de tecido avaliado e números de tomografia computadorizada ...	37
QUADRO 4. Categorização da densidade mineral óssea segundo seus valores de HU obtidos em imagens de TC	38

LISTA DE ABREVIATURAS

CCI- Coeficiente de Correlação Intra-classe

COV- Coeficiente de Variação

DEXA – Absorimetria

DICOM- Imagem Digital e Comunicação em Medicina

DMO – Densidade Mineral Óssea

FOV – Campo de visão

HU – Unidade Hounsfield

kV- Kilovoltagem

mA – Miliamperagem

μ Sv – MiliSievert

pDEXA- Absorimetria Periférica

ROI – Região de Interesse

SD- Desvio Padrão

TC – Tomografia Computadorizada

TCFC – Tomografia computadorizada de feixe cônico

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA ..	14
2.1 Tomografia computadorizada <i>multislice</i> (TCMS)	14
2.2 Tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC).....	19
2.3 Densidade mineral óssea ..	33
2.4 Fatores que influenciam o cálculo da densidade na tomografia computadorizada de feixe cônico	40
3 OBJETIVO	46
4 METODOLOGIA	47
4.1 Material.....	47
4.2 Método.....	49
4.3 Técnica tomográfica.....	49
4.4 Seleção de imagens	50
4.5 Medidas tomográficas.....	53
4.6 Análise estatística	55
5 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS ..	56
6 ANEXOS	65
6.1 Artigo 1: Comparação dos valores de densidade mineral óssea nas imagens de TCFC utilizando os programas <i>I-CAT Vision</i> e <i>Implant Viewer</i>	65
6.2 Artigo 2: A influência do volume do campo de visão na determinação da densidade mineral em exames de tomografia computadorizada de feixe cônico	81

6.2.1 Artigo em língua estrangeira: The influence of the field of view size on the determination of the mineral density in cone beam computed tomography examination	95
--	----

1. INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) é o exame de escolha para analisar imagem dos dentes, cabeça e pescoço, sendo muito utilizada no planejamento e tratamento odontológico. Esta técnica oferece vantagens em relação à tomografia computadorizada convencional incluindo baixa dose de radiação, curto tempo de aquisição, baixo custo e melhor resolução e detalhes (MAH, HATCHER, 2004; ARMSTRONG, 2006; ALMOG, ROMANO, 2007; SUOMALAINEN *et al.*, 2007; QUERESHY, SAVELL, PALOMO, 2008). A TCFC é um sistema capaz de fornecer resoluções submilimétricas das imagens, alta qualidade no diagnóstico, curto tempo de varredura (10 a 70 segundos), sendo a dose de radiação até 15 vezes inferior à tomografia computadorizada convencional (SCARFE, FARMAN, SUDOVIC, 2006).

Os exames de TCFC vêm sendo utilizados em Odontologia para a avaliação morfológica e dimensional das estruturas craniofaciais. Entretanto, a crescente demanda por implantes dentários e por dispositivos utilizados como ancoragem esquelética durante o tratamento ortodôntico (implantes, *onplants*, implantes palatinos ou miniimplantes), fez surgir a necessidade de avaliação da qualidade, altura e largura óssea apropriada para a avaliação do sítio de seleção para estes acessórios (SHAPURIAN *et al.*, 2006; SANTIAGO *et al.*, 2009).

A Unidade Hounsfield (HU) é utilizada para avaliação da densidade óssea nos exames de tomografia computadorizada convencional, tendo como base os tons de cinza provenientes das diferentes capacidades de atenuação dos raios X de cada estrutura (MAH, REEVES, MC DAVID, 2010), permitindo determinar a natureza do tecido avaliado (KATSUMATA *et al.*, 2009) e proporcionando uma classificação confiável da qualidade óssea (NORTON, GAMBLE, 2001).

Apesar dos valores de HU em exames de TCFC terem mostrado uma correlação linear com o coeficiente de atenuação do material obtidos com a tomografia computadorizada convencional (LAGRAVES *et al.*, 2008; MAH, REEVES, MCDAVID, 2010) e com DEXA (MARQUEZAN *et al.*, 2012), a escala

dos tons de cinza nas imagens da TCFC são instáveis, sendo influenciadas por uma série de fatores intrínsecos ao sistema, como diferentes artefatos de imagem (KATSUMATA *et al.*, 2007; MAH, REEVES, MCDAVID, 2010; NACKAERTS *et al.*, 2011; BELEDELLI, SOUZA, 2012), protocolo de aquisição da imagem (NACKAERTS *et al.*, 2011), posição do objeto no campo de visão (NACKAERTS *et al.*, 2011), a massa presente fora do campo de visão (chamada de exo-massa) (KATSUMATA *et al.*, 2007; BRYANT, DRAGE, RICHMOND, 2008; KATSUMATA *et al.*, 2009), a massa do corte obtido (dentro e fora do campo de visão) (BRYANT, DRAGE, RICHMOND, 2008) e o volume do campo de visão (FOV) (KATSUMATA *et al.*, 2007).

De todas as variáveis que podem interferir na avaliação da qualidade óssea na TCFC, o tamanho do campo de visão ainda não foi completamente explicado. A interferência do tamanho do FOV na variabilidade dos valores de densidade foi avaliada em exames de TCFC de volume limitado (KATSUMATA *et al.*, 2007) e de grande volume (KATSUMATA *et al.*, 2009). A determinação do tamanho do FOV no momento da aquisição da imagem depende da estrutura a ser avaliada, devendo ser do menor tamanho possível e capaz de circundar a região de interesse (PALOMO, RAO, HANS, 2008). Um menor campo de visão normalmente gera baixa dose de radiação, semelhante à ação dos colimadores (PALOMO, RAO, HANS, 2008; PAUWELS *et al.*, 2012), prevenindo a radiação em estruturas que não necessitam ser examinadas e reduzindo os efeitos da dose (LORENZONI *et al.*, 2012).

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Tomografia computadorizada *multislice* (TCMS)

A tomografia computadorizada (TC) pode ser definida como um exame radiológico exibido como imagens finas de tecidos e conteúdo corporal, representando reconstruções matemáticas assistidas por computador (BONTRAGER, 2003). Os computadores permitem a solução simultânea de todas as equações geradas durante o corte tomográfico e processam as imagens (PARKS, 2000).

A TC tem três vantagens gerais importantes sobre a radiografia convencional: a primeira é que as informações tridimensionais são apresentadas através de uma série de cortes finos da estrutura avaliada. Como o feixe de raios X está rigorosamente colimado para aquele corte em particular, a informação resultante não é superposta por anatomia sobrejacente e também não é degradada por radiação secundária e difusa de tecidos fora do corte analisado. A segunda é que o sistema é mais sensível na diferenciação de tipos de tecido quando comparado com a radiografia convencional, de modo que diferenças entre tipos de tecidos podem ser mais claramente delineadas e estudadas. A radiografia convencional pode mostrar tecidos que tenham uma diferença de pelo menos 10% em densidade; já a tomografia computadorizada pode detectar diferenças de densidade entre tecidos de menos de 1%. Uma terceira vantagem é a habilidade para manipular e ajustar a imagem após ter sido completada a varredura. Esta função inclui características tais como ajustes de brilho, realce de bordos, aumento de áreas específicas e do contraste ou escala de cinza, para melhor visualização da anatomia de interesse (BONTRAGER, 2003). Dentre as diversas vantagens da tomografia computadorizada, a possibilidade de medir o coeficiente de atenuação dos diferentes tecidos examinados constitui-se como um recurso ímpar, pois permite

a caracterização do tipo de tecido em relação a sua densidade. Quanto menor a densidade do tecido, menor o coeficiente de atenuação e quanto maior a densidade do tecido, maior o coeficiente de atenuação (HERMAN, 1980). A tomografia computadorizada é considerada o método de escolha para a imagem das estruturas ósseas. Ela é um método radiológico que permite obter a reprodução de uma secção do corpo humano com finalidade diagnóstica (ARELLANO, 2002). A imagem de tomografia computadorizada não apresenta distorção, sendo possível medir distâncias, deslocamentos, diâmetros e espessuras usando gráficos interativos do computador (PUTMAN, RAVIN, 1994). Os avanços na TC proporcionaram vantagens como menor tempo de aquisição de imagens (BONTRAGER, 2003; DAVIES, WHITEHOUSE, JENKINS, 2004) e redução de 40% na dose de radiação que o paciente recebe nas exposições (DAVIES, WHITEHOUSE, JENKINS, 2004). Além da capacidade de adquirir um grande número de cortes finos rapidamente (BONTRAGER, 2003).

No exame de TC, a radiação X não incide sobre o filme radiográfico, mas sobre sensores, que transformam a radiação em sinais elétricos que passam por um processo de qualificação e gravação em computador, originando a imagem formada por múltiplos pontos, que variam do cinza claro ao preto numa escala de tons diferentes conhecida como escala *Hounsfield* (PAPAIZ, CARVALHO, 1994). Um feixe de raios X do calibre de um lápis gira ao redor do paciente. São formados pequenos blocos de tecido (*voxels*), cada um com determinado valor de absorção, conforme as características do tecido delimitado. Estas imagens são reconstruídas em um plano bidimensional (*pixels*) na tela do computador. Cada *pixel* é representado por um brilho ou escala de cinza correspondente, que indica o coeficiente de atenuação linear médio do tecido estudado. O coeficiente de atenuação linear médio é baseado nos coeficientes da água, do ar e dos ossos (ARELLANO, 2002). Imagens bidimensionais e tridimensionais podem ser obtidas a partir de dados originais da tomografia computadorizada, os quais possibilitam reconstruções indiretas em qualquer plano desejado. Diferentemente das radiografias convencionais, que projetam em um só plano todas as estruturas atravessadas pelos raios X, a TC evidencia as relações estruturais em profundidade, mostrando imagens em “fatias” do corpo humano e permite visualizar todas as estruturas em camadas, principalmente os tecidos mineralizados, delimitando as

irregularidades tridimensionalmente (PARKS, 2000). Os cortes tomográficos apresentam espaços entre si e, quanto mais finos melhor será a resolução da imagem, porém maior a radiação a que o paciente é exposto. Esses cortes são unidos artificialmente pelo programa de computador, permitindo reconstrução tridimensional do objeto tomografado, de tal forma que se pode escolher a visualização em outro plano (MORAES *et al.*, 2001).

As imagens tomográficas apresentam algumas características que se destacam como os *pixels*, a matriz, o campo de visão (FOV), a escala de cinza e as janelas. O *pixel* é o menor ponto da imagem que pode ser obtido. Portanto, uma imagem é formada por inúmeros *pixels* que estão distribuídos em colunas e linhas que formam a matriz, ele representa a área resultante da interseção das linhas com as colunas. A espessura do corte forma a terceira dimensão e, está relacionada à profundidade do corte. O volume formado pelo *pixel* e pela profundidade do corte é conhecido por *voxel*. Quanto maior o número de *pixels* numa matriz melhor será a resolução, promovendo assim uma melhor diferenciação espacial entre as estruturas (HERMAN, 1980).

O campo de visão (FOV) representa o tamanho máximo do objeto em estudo que ocupa a matriz. Por exemplo, uma matriz pode ter 512 *pixels* em colunas e 512 *pixels* em linhas, e se o campo de visão for de 12 cm, cada *pixel* vai representar cerca de 0,023 cm (12cm/512). Estruturas delicadas requerem um campo de visão menor, enquanto estruturas grandes apresentam um campo de visão maior. Quanto às imagens, existe uma convenção para traduzir os valores de voltagem detectados em unidades digitais. Desta forma, existem valores que variam de -1000, onde nenhuma voltagem é detectada: o objeto não absorveu praticamente nenhum dos fótons de raios X, e se comporta como o ar; ou um valor muito alto, algo como +1000 ou mais, caso poucos fótons cheguem ao detector e o objeto absorveu quase todos os fótons de raios X. Esta escala onde -1000 é mais escuro, 0 é um cinza e +1000 (ou mais) é bem claro apresenta valores que são ajustados de acordo com os tecidos biológicos (HERMAN, 1980).

Uma escala de cinza foi criada especialmente para a tomografia computadorizada e sua unidade foi chamada de Unidade *Hounsfield* (HU). A escala de cinza é formada por um grande espectro de representações de tonalidades entre branco, cinza e o preto. A escala de cinza é responsável pelo contraste da imagem.

As janelas são recursos computacionais que permitem que, após a obtenção das imagens, a escala de cinza possa ser estreitada facilitando a diferenciação entre certas estruturas conforme a necessidade. Este recurso pode ser usado porque o olho humano tem a capacidade de diferenciar uma escala de cinza de 10 a 60 tons (a maioria das pessoas distingue 20 diferentes tons), enquanto na tomografia existem, no mínimo, 2000 tonalidades. No entanto, pode ser obtido até 65.536 tons, o que seria inútil se estes fossem apresentados ao mesmo tempo na imagem, já que não é possível distingui-los. A janela é uma forma de mostrar apenas uma faixa de tons de cinza que interessa, de forma a adaptar a capacidade de visão aos dados obtidos pelo tomógrafo (HERMAN, 1980).

Os dados que são exibidos como imagem de TC são representações do coeficiente de atenuação dos raios X de uma série de elementos volumosos (*voxels*), os quais são definidos pelo seu tamanho e posição dentro da imagem reconstruída. Estes coeficientes de atenuação calculados são expressos como números de TC, com o uso de uma escala linear absoluta (*Escala Hounsfield*). Por esta escala variar de aparelho para aparelho e com diferentes energias no mesmo equipamento, os números de TC não podem ser diretamente comparados de máquina para máquina. Em um aparelho calibrado, o número de cada *voxel* pode ser um reflexo acurado do coeficiente de atenuação do tecido. Muitos dos aparelhos de TC têm problemas com a estabilidade dos números de TC, especialmente para número atômico alto. De um dia para outro variações são observadas e atribuídas para uma variedade de fatores do próprio aparelho. Estas correções podem ser feitas calibrando-se o aparelho antes ou depois do exame do paciente. As correções ajudam a obter medidas com maiores reprodutibilidades (CANN, 1988).

Quatro gerações básicas de tomógrafos computadorizados foram desenvolvidas desde o início oficial de seu início na década de 1970, e cada geração nova busca, principalmente, a redução no tempo de exposição à radiação durante obtenção da imagem (HAAGA, ALFIDI, 1982). A diferenciação entre as gerações sucessivas de sistemas de varredura envolveu primariamente o movimento do tubo de raios X, o arranjo e o acréscimo de detectores (BONTRAGER, 2003). No início da década de 1990, um novo tipo de *scanner* de TC por volume (helicoidal) foi desenvolvido. Com este sistema, o paciente é movido de forma contínua e lenta através do *gantry* durante o movimento circular de 360° do tubo de raios X e dos

detectores, permitindo a obtenção de dados de forma helicoidal. Assim, um volume de tecido é examinado e dados são coletados, em vez de cortes individuais como em outros sistemas. O tempo total de varredura é inferior ao obtido em outros *scanners* de terceira ou quarta geração (BONTRAGER, 2003). Na tomografia computadorizada helicoidal ou de quinta geração, além do tubo de raios X e dos detectores girarem, a mesa também é deslocada e a trajetória do feixe de raios X ao redor do corpo é em hélice (ou espiral). Isso é possível porque a mesa do paciente, em vez de ficar parada durante a aquisição, como ocorre na tomografia convencional, avança continuamente durante a realização dos cortes. Na tomografia convencional, a mesa anda e pára a cada corte (SANTOS, NACIF, 2009). Com o advento da tomografia computadorizada helicoidal, foi alcançada grande melhora nas reconstruções tridimensionais e diminuição na dose de exposição do paciente à radiação (KALENDER, 1990).

No final da década de 1990, com a técnica *multislice*, surgiu a TC de sexta geração. São equipamentos multicorte, que, após um disparo da ampola de raios X, fornecem múltiplas imagens. Podem possuir 2,4,8,16,32,64,128,256, e até 320 canais, representando maior agilidade na execução do exame diagnóstico (SANTOS, NACIF, 2009). A introdução da TCMS representou uma evolução fundamental no desenvolvimento e refinamento das técnicas de TC. O aparelho de TCMS pode render múltiplos e finos cortes sobrepostos que podem ser rapidamente manipulados, resultando em maior qualidade na reconstrução das imagens e impedindo a necessidade de maior exposição de radiação ao paciente (MAHESH, 2002). Uma vez que a varredura *multislice* produz cortes superpostos e colimação de corte mais fina (abaixo de 1 mm), as resoluções espaciais planas e reconstruídas são agora potencialmente similares, mesmo para imagens por TC com pequenos campos de visão (DAVIES, WHITEHOUSE, JENKINS, 2004). Uma desvantagem dos aparelhos *multislice* é o custo significativamente maior. Há também algumas limitações quanto à tecnologia de ligação de dados, incapaz de processar o grande volume de dados que pode ser obtido por este sistema (BONTRAGER, 2003).

Apesar de toda a evolução que vem ocorrendo nos equipamentos de TC, os princípios físicos permanecem os mesmos e os artefatos de imagem ainda persistem. Os artefatos são diferenças entre os números de *Hounsfield* (ou número de TC ou HU) na imagem resultante da TC e o coeficiente de atenuação esperado

de objetos. Infelizmente, nem sempre é possível dizer se existe um artefato em imagens de TC, pois é difícil determinar os valores esperados que depende de um julgamento físico. Eles degradam muito a qualidade da imagem de modo que o diagnóstico não fica confiável, pois estruturas anatômicas podem ficar distorcidas ou escondidas. Estes artefatos podem ser classificados com base na física (endurecimento do feixe de raios X, inanição de fótons), baseado no paciente (artefatos metálicos e de movimento), relacionado ao equipamento (sensibilidade do detector e instabilidade mecânica) e baseado na espiral da TC (surtem devido à interpolação da espiral) (YAZDI, BEAULIEU, 2008).

Cuidado na posição do paciente e boa seleção dos parâmetros do equipamento (tipo de filtro e energia) são importantes fatores para evitar os artefatos. Objetos metálicos, endurecimento do feixe de raios X, inanição de fótons e movimento do objeto produzem artefatos como linhas nas imagens de TC. A presença de objetos metálicos no FOV do equipamento resulta em alto valor de TC na projeção da matriz. Algumas técnicas para redução dos artefatos metálicos estão sendo estudadas. A inanição de fótons ocorre em tecidos com maiores volumes, visto particularmente em indivíduos com maior massa corporal. Isto ocorre devido a uma quantidade insuficiente de fótons que passam através do tecido, causando também um grande ruído da imagem. Alguns equipamentos permitem um aumento da mA, modulando o aumento do fluxo de fóton, portanto, a quantidade de fótons recebido pelos detectores pode ser balanceada de forma que reduz o artefato e o ruído (YAZDI, BEAULIEU, 2008)

2.2 Tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC)

Os primeiros relatos sobre a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) para uso na Odontologia ocorreram ao final da década de noventa. O pioneirismo desta nova tecnologia coube aos italianos Mozzo, Procaci, Tacconi, Martini e Andreis, da Universidade de Verona, que em 1998 apresentaram os resultados preliminares de um novo aparelho de TC volumétrica para imagens odontológicas, baseado na técnica do feixe em forma de cone, batizado como New

Tom-9000. Alta acurácia na dimensão das imagens assim como uma dose de radiação equivalente a 1/6 da liberada pela TC tradicional foram relatadas. Eles demonstraram a importância deste tipo de exame na aquisição de imagens com uma tecnologia de menor custo e com redução da dose de radiação para o paciente, a partir do uso de uma fonte de raios X, projetam-se de forma centralizada no sensor, ambos localizados no *gantry* (portal), local onde o paciente se posiciona. Com a rotação do feixe e do sensor (360 graus) em torno da cabeça do paciente, múltiplas projeções tridimensionais, em ângulos diferentes, são obtidas e enviadas ao computador. Estas projeções contêm toda a informação necessária para compor a matriz da imagem tridimensional, constituída de dados necessários para reconstruções pós-processamentos por meio dos *softwares* (MOZZO *et al.*, 1998).

A introdução da TCFC na Odontologia criou uma revolução na imagem maxilofacial, facilitando a transição do diagnóstico dental de imagens 2D para 3D e expansão do papel da imagem como diagnóstico para guia em procedimentos cirúrgicos (SCARFE, FARMAN, 2008). Na Odontologia, a TCFC é usada no pré-operatório em Implantodontia (GUERRERO *et al.*, 2006; QUERESHY, SAVELL, PALOMO, 2008; MAH, REEVES, MCDAVID, 2010), imagens dos terceiros molares (DANFORT, PECK, HALL, 2003, TANTANAPORNKUL *et al.*, 2009), avaliação da localização do nervo alveolar inferior e do assoalho do seio maxilar, fabricação de guia cirúrgico (MILES, 2006; MAH, REEVES, MCDAVID, 2010), avaliação das articulações temporomandibulares (HONDA *et al.*, 2006; MILES, 2006; LEWIS *et al.*, 2008; QUERESHY, SAVELL, PALOMO, 2008; RODRIGUES, FRAGA, VITRAL, 2009a; RODRIGUES, FRAGA, VITRAL, 2009b; VITRAL, CAMPOS, RODRIGUES *et al.* 2011) e exame dos dentes e estruturas faciais para plano de tratamento em Ortodontia (SCARFE, FARMAN, 2008). A TCFC proporciona benefícios para pacientes com deformidades tridimensionais, fendas orofaciais ou casos de cirurgia ortognática (QUERESHY, SAVELL, PALOMO, 2008; VAN VLIJMEN *et al.*, 2009). Avaliação óssea periodontal, aplicações endodônticas e diagnósticos de cárie com a TCFC também são realizados (TYNDALL, RATHORE, 2008). A avaliação óssea para casos de infecções, cistos ou tumores é outra possibilidade de indicação (QUERESHY, SAVELL, PALOMO, 2008; WHITE, PHAROAH, 2008) tanto quanto a avaliação dos seios maxilares (ZIEGLER *et al.*, 2002; MILES, 2006) e vias aéreas (DALCHOW *et al.*, 2006; STRAUSS, BURGOYNE, 2008). Devido aos artefatos de

imagem da TCFC, não é possível o diagnóstico da cárie dentária por este método, especialmente em dentes restaurados (SCARFE *et al.* 2012). A imagem por TCFC tem revolucionado o diagnóstico e o plano de tratamento na cirurgia maxilofacial. Tecnologias para rápida prototipagem são úteis na produção de modelos médicos para ajudar no diagnóstico e simular a cirurgia. A combinação da imagem por TCFC e rápida prototipagem no consultório tem um significativo efeito no resultado do tratamento (CHOW, 2009).

Em 1999, um grupo de pesquisadores japoneses e finlandeses de radiologia odontológica apresentou outro aparelho com tecnologia e recursos muito semelhantes ao tomógrafo italiano. Denominado Ortho-CT, o tomógrafo consistia no aparelho convencional de radiografia panorâmica finlandesa (Scanora), com a película radiográfica substituída por um intensificador de imagem (GARIB *et al.*, 2007). Era utilizado para o diagnóstico de dentes impactados, lesões apicais, periodontites, fraturas radiculares, enostoses e doenças da articulação temporomandibular. A área de imagem foi, originalmente, de 4 cm de diâmetro por 3 cm de altura, e a máquina foi caracterizada por uma alta resolução de imagem utilizando baixa dose de radiação. As imagens obtidas com este sistema permitiam a clara visualização do espaço do ligamento periodontal e o campo de radiação pequeno da máquina propiciava uma exposição reduzida (ARAY *et al.*, 1999).

O equipamento de tomografia computadorizada de feixe cônico (*Cone Beam Computed Tomography*) emite um feixe de radiação X que apresenta uma geometria cônica. É primordial o discernimento entre os dois tipos principais de TC utilizados na Odontologia: a tomografia computadorizada tradicional e a tomografia computadorizada de feixe cônico. Os dois tipos de exames permitem a obtenção de imagens em cortes da região dentomaxilofacial, entretanto, a única característica que apresentam em comum é a utilização da radiação X. A engenharia, as dimensões do aparelho, o princípio pelo qual se obtém e se processam as imagens, a dose de radiação e o custo do aparelho são completamente distintos entre as duas modalidades de TC. As principais diferenças entre os métodos estão compiladas no QUADRO1, PÁGINA 22 (GARIB *et al.*, 2007).

QUADRO 1: Comparação entre a TC *multislice* e a TC de feixe cônico.

Tipos de aparelhos de TC	TC <i>multislice</i>	TC de feixe cônico
Dimensão do aparelho	-grande -permite exame do corpo todo	-mais compacto -permite exame somente da região de cabeça e pescoço
Aquisição da imagem	-diversas voltas do feixe de raios X em torno do paciente -cortes axiais	-uma volta do feixe de raios X em torno do paciente -imagens base semelhante à telerradiografia
Tempo de escaneamento	-1 segundo multiplicado pela quantidade de cortes axiais necessários -exposição à radiação ininterrupta	-10 a 70 segundos de exame -3 a 6 segundos de exposição à radiação
Dose de radiação	-alta	-menor, 15 vezes reduzida em relação à TC Tradicional
Custo financeiro do exame	-alto	-reduzido
Recursos do exame	-reconstruções multiplanares e em 3D	-reconstruções multiplanares e em 3D além de reconstrução de radiografia bidimensional
Qualidade da imagem	-boa nitidez -ótimo contraste -validação das avaliações quantitativas e qualitativas	-boa nitidez -baixo contraste entre tecido duro e mole -boa acurácia
Produção de artefatos	-muito artefato na presença de materiais metálicos	-pouco artefato produzido na presença de metais

Fonte: GARIB, D. G. ; RAYMUNDO JR, R. ; RAYMUNDO, M. V., *et al.* Tomografia computadorizada de feixe cônico (*Cone-beam*): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. **Revista Dental Press Ortodontia e Ortopedia Facial**, Maringá, v.12, n.2, p.139-156, mar-abr. 2007.

A imagem por tomografia computadorizada de feixe cônico é obtida através da rotação do *gantry* enquanto a fonte de raios X e os detectores estão fixados. Durante a rotação, projeção de imagens do campo de visão (FOV) são adquiridos em um arco parcial ou completo. Este procedimento varia da TC tradicional, que usa

o feixe de raios X em forma de leque em uma progressão helicoidal para adquirir pedaços de imagens individuais do FOV e então empilhar os pedaços para obter a representação 3D. A exposição da TCFC incorpora o FOV inteiro, portanto somente uma sequência rotacional do *gantry* é necessária para adquirir dados suficientes para reconstrução da imagem. O aparelho de TCFC usa um colimador estreito, um feixe de raios X em forma de cone em vez de leque, resultando em uma área de exame mais restrita no sentido axial que na tomografia computadorizada *multislice*. O tempo de exposição é o tempo durante o qual os raios X são usados. Durante a obtenção da imagem, a fonte de raios X e o detector movem sincronicamente ao redor da cabeça do paciente. Durante a rotação, múltiplos de 150 ou mais de 600 imagens sequenciais de projeção planar do FOV são adquiridas. Estas séries de bases de imagens projetadas são referidas como dados de projeção. Este estágio de aquisição envolve coleção de imagem e pré-processamento do detector (SCARFE, FARMAN, 2008). O ângulo do cone do feixe de raios X torna-se maior com o aumento do tamanho da região a ser examinada, produzindo-se assim quantidades maiores de radiação secundária do feixe primário. Este efeito é mostrado experimentalmente com o aumento de 14% na dispersão em relação a um ângulo de aproximadamente $0,5^\circ$ e de 120% em relação a um ângulo aproximado de 7° . Portanto, este incremento influencia na dispersão do feixe fora do plano da imagem com aumento de dispersão na periferia (SIEWERDSEN, JAFFRAY, 2001). Alguns fatores contribuem para a geração da radiação secundária, entre eles podem-se citar: a energia do feixe de raios X, o tamanho do campo de visão e a geometria da imagem (espaço aéreo). Para diminuir o efeito, algumas abordagens podem ser tomadas como: colimar e modular o feixe de raios X, minimizar o campo de visão desde que este englobe o tecido a ser examinado e maximizar o espaço de ar ideal (espaço entre a fonte, o objeto e o detector) (DALY, *et al.* 2006).

É vantagem da TCFC utilizar um curto tempo de exame para reduzir a distorção da imagem devido a movimentos internos do paciente e aumentar a eficiência do tubo de raios X (SCARFE, FARMAN, 2008). Os equipamentos de TCFC, em geral, fornecem resoluções espaciais em alto contraste dependendo das regiões de interesse (SIEWERDSEN *et al.*, 2005). Uma grande vantagem da TCFC é que os programas que executam a reconstrução computadorizada das imagens podem ser instalados em computadores convencionais, e não necessitam de um

computador com alta capacidade de processamento como a TC tradicional, apesar de ambas serem armazenadas na linguagem DICOM (*Digital imaging and communication in Medicine*). Desta maneira, se o profissional possuir o *software* específico instalado em seu computador pessoal, ficará apto a manipular as imagens tridimensionais, segundo a sua conveniência, assim como mostrá-la em tempo real aos pacientes. As imagens de maior interesse ainda podem ser impressas e guardadas no prontuário, como parte da documentação (GARIB *et al.*, 2007). A dose de radiação e conseqüente risco da TCFC são geralmente mais altas que a radiografia odontológica convencional (intraoral e panorâmica), porém menor que protocolos dentários da tomografia computadorizada *multislice*. A dose depende do tipo de equipamento e da dimensão do FOV (LOUBELE *et al.*, 2005; BALLANTI *et al.*, 2008; CHOW, 2009). Hashimoto *et al.* (2003) afirmaram que há uma diminuição considerável da radiação em áreas odontológicas quando se utiliza a tomografia computadorizada de feixe cônico. A média de radiação avaliada na tomografia convencional foi de 458 μSv (mili Sievert), enquanto na utilização da tomografia computadorizada de feixe cônico foi de apenas 1,19 μSv . Scarfe, Farman (2008) mencionaram que a dose de radiação varia na TCFC numa média de 29 a 477 μSv , dependendo do tipo e modelo do equipamento de TCFC e o FOV selecionado. A TCFC provém uma dose de radiação equivalente de 5 a 74 vezes a um filme de radiografia panorâmica. Comparando com a dose registrada na TC convencional (aproximadamente 2000 μSv), indica que a TCFC apresenta significativa redução na dose de radiação entre 98,5% e 76,2%. Chow (2009) mencionou que a dose de radiação na TCFC está relacionada com o tempo de exposição e com o tamanho do FOV.

Entretanto, tem como desvantagem, especialmente aparelhos com grandes FOVs, a limitação na qualidade da imagem relatada como ruído e resolução de contraste por causa da detecção de grandes somas de radiação secundária (SCARFE, FARMAN, 2008). As desvantagens da imagem de tomografia computadorizada de feixe cônico são o pobre contraste do tecido mole e artefatos. O pobre contraste do tecido mole não é usualmente um problema em imagens dentárias e maxilofaciais, porque as estruturas de interesse principal são geralmente tecidos mineralizados, isto é dentes e ossos (ARAY *et al.*, 1999; MAH, REEVES, MCDAVID, 2010; SCARFE, FARMAN, 2008). Os aparelhos de TCFC têm também

como desvantagens a baixa kilovoltagem e miliamperagem, aumento na dispersão da radiação, limitada área de detectores de raios X, os artefatos de imagem em tecidos duros e a incapacidade para exibir as Unidades Hounsfield como na TC médica (KATSUMATA *et al.*, 2007; MAH, REEVES, MCDAVID, 2010; SCARFE *et al.*, 2012).

Dependendo do aparelho de TCFC, o paciente pode estar na posição sentada, em pé ou deitada durante o exame. A altura e diâmetro do FOV podem variar de acordo com a região a ser examinada, imagens dentárias utilizam um campo de visão pequeno e exames faciais necessitam de um FOV de maior dimensão (ARAY *et al.*, 1999; SCARFE, FARMAN, 2008). Algumas máquinas permitem a individualização das dimensões do FOV e as opções podem ser facial, panorâmica, implante e dental (ARAKI *et al.*, 2004). Poucas unidades de TCFC produzidas apresentam o FOV fixo (SCARFE *et al.*, 2012).

A redução do FOV está associada com redução da dose de radiação no paciente. Esta tem sido registrada como 25% a 66% menor, dependendo da máquina, tipo de colimação e localização (maxila *versus* mandíbula; região anterior *versus* região posterior da cavidade bucal) (SCARFE *et al.*, 2012). O fato é que quanto menor o FOV, melhor é a qualidade da imagem adquirida, dando mais detalhes da estrutura escaneada (BELEDELLI, SOUZA, 2012). A redução do FOV pode ser feita mecanicamente ou eletronicamente. A redução mecânica na dimensão do feixe de raios X pode ser realizada na pré-radiação (reduzindo a dimensão da radiação primária) ou pós-radiação, reduzindo as dimensões da radiação transmitida, antes desta ser detectada, colimação. A colimação eletrônica envolve a eliminação de dados registrados no detector o qual é periférico à área de interesse (SCARFE *et al.*, 2012).

As dimensões do FOV ou volume da imagem dependem primariamente do tamanho e forma do detector, a projeção geométrica do feixe e a habilidade para colimar o feixe. A forma do volume da imagem pode ser cilíndrica ou esférica. A colimação do feixe primário de raios X limita a exposição à radiação na área de interesse. O tamanho do campo assegura que um ótimo FOV pode ser selecionado para cada paciente, baseado na apresentação da doença e a região designada para exame. Sistemas de TCFC podem ser categorizados de acordo com a avaliação do FOV ou altura selecionada a seguir: região localizada, aproximadamente 5 cm ou menos (exemplo: região dentoalveolar, articulação temporomandibular); arco

simples, 5 cm a 7 cm (exemplo: maxila ou mandíbula); interarco, 7 cm a 10 cm (exemplo: mandíbula e superiormente para incluir a concha nasal inferior); maxilofacial, 10 cm a 15 cm (exemplo: mandíbula e extensão para o Nasion) e craniofacial, maior que 15 cm (exemplo: da borda inferior da mandíbula até o Nasion). Sendo que aparelhos de FOV estendido para a região craniofacial são difíceis para incorporar no desenho da TCFC por causa do alto custo da grande área de detectores (SCARFE, FARMAN, 2008; SCARFE *et al.*, 2012). Na TCFC, o nível de radiação secundária aumenta com o tamanho do FOV. A maneira mais fácil de diminuir a imagem ruidosa é o uso de um pequeno FOV que circunde a região de interesse. Quando se usa um grande FOV e alta quantidade de radiação secundária, obtém-se a pior resolução espacial. Por esta razão, grandes FOVs são frequentemente usados em imagens ortodônticas e são contra-indicados para avaliar espessura óssea. Pequenos FOVs podem diminuir a imagem ruidosa da radiação secundária, diminuir o tamanho do *voxel* e tem o efeito inverso (MOLEN, 2010). A TCFC pode ser dividida em 2 tipos baseada em seu campo de visão (FOV): FOV limitado, onde o volume corresponde a uma área equivalente a uma radiografia intra-oral ou oclusal, e FOV máximo capaz de promover imagens da região maxilofacial inteira. A TCFC de volume limitado pode ter vantagens em termos de custo, resolução de imagem (menor tamanho do *voxel*) e dose de radiação em comparação com sistemas de grande volume (MOZZO *et al.*, 1998; ARAKI *et al.*, 2004). (QUADRO 2, PÁGINA 27)

QUADRO 2. Vantagens e desvantagens da imagem de TCFC de pequeno e grande volume.

	VANTAGENS	DESVANTAGENS
-Grande volume (>100mm de diâmetro)	-reduzida variabilidade na medida da densidade	-alta radiação -pobre resolução do objeto
-Pequeno volume (<100mm de diâmetro)	-baixa radiação -alta resolução do objeto	-grande variabilidade na medida da densidade

Fonte: KATSUMATA, A.; HIRUKAWA, A.; OKUMURA, S. *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 Endodontology**, St. Louis, v.107, n.3, p.420-425, Mar. 2009.

As TCFC de grande volume são recomendadas se a acurácia no valor da densidade é requerida. No entanto, se não é necessário o valor da densidade, pesquisadores relatam que imagens de volume limitado de TCFC são úteis para observação de detalhes estruturais dos dentes e tecidos duros dos maxilares. Entretanto, uma importante vantagem da TCFC de volume limitado é que o tamanho do *voxel* pode ser pequeno resultando em finos detalhes. São úteis na observação do tecido duro, fraturas radiculares, lesões periapicais e dentes impactados. TCFC de grande volume são úteis em casos como cirurgia ortognática, tratamentos ortodônticos e colocação de implantes múltiplos em grandes espaços edêntulos (TERAKADO, *et al.*, 2000; NAITOH, *et al.*, 2004).

Imagens primárias podem ser usadas para reconstruções secundárias em todos os planos e para produzir imagens em 3D. Para a maioria das tomografias computadorizadas de feixe cônico, as imagens são apresentadas na tela como imagens reconstruídas secundariamente em três planos ortogonais (axial, sagital e coronal). O conjunto de dados pode ser selecionado não ortogonalmente e a maioria dos *softwares* provém reformatação multiplanar das imagens (SCARFE, FARMAN, SUKOVIC, 2006; SCARFE, FARMAN, 2008). Essas reformatações são similares às imagens produzidas pelo *software* de reformatação multiplanar usado nos aparelhos de tomografia computadorizada convencional como o *Dental Scan (GE Healthcare)* (MOZZO *et al.*, 1998; ARAKI *et al.*, 2004).

O desenvolvimento de *softwares* tem auxiliado o plano de tratamento na Implantodontia e na Ortodontia. Eles possibilitam analisar as relações entre tecidos duros e tecidos moles e fazem medidas reais das distâncias e ângulos. Modelos para prototipagem também podem ser gerados usando dados da tomografia computadorizada de feixe cônico (WHITE, PHAROAH, 2008). Os programas de TCFC, igualmente à TC tradicional, permitem a reconstrução multiplanar do volume escaneado, ou seja, a visualização de imagens axiais, coronais, sagitais e oblíquas, assim como a reconstrução em 3D. Adicionalmente, os programas permitem gerar imagens bidimensionais, réplicas das radiografias convencionais utilizadas na Odontologia, como a panorâmica e as telerradiografias em norma lateral e frontal, função denominada reconstrução multiplanar em volume, que constitui outra importante vantagem da TCFC e avaliação da densidade óssea de qualquer corte da região dentomaxilofacial (SCARFE, FARMAN, SUKOVIC, 2006).

TCFC tem excelente resolução e alto contraste nos tecidos duros devido ao pequeno tamanho e geometria dos seus *voxels* isotrópicos. A resolução do *voxel* na TCFC alcança 0.076mm a 0.4mm (SCARFE, FARMAN, 2008).

Existem dois tipos de resolução: resolução espacial, determinando a proximidade dos detalhes e a resolução do contraste, possibilitando distinção entre tecidos de diferente radio-densidade (SCARFE *et al.*, 2012). A resolução espacial descreve o grau de borramento em uma imagem. Dito de outra forma, a resolução espacial de um sistema de imagem em TC representa a sua habilidade de diferenciar objetos com diferentes atenuações separados por pequenas distâncias (SEERAM, 2009). Resolução espacial é debatida quando o contraste é insuficiente para diferenciar densidades de tecidos de estruturas adjacentes (SCARFE *et al.*, 2012). A resolução em contraste, ou resolução em tecidos, é a habilidade do sistema de detecção de TC em demonstrar pequenas alterações no contraste dos tecidos. Em outras palavras, a resolução em contraste descreve a habilidade de um sistema de imagem em discriminar a atenuação da radiação em tecidos com atenuações diferentes, medida em unidades de *Hounsfield* (HU). Os fatores que afetam a resolução em contraste incluem o fluxo de fótons incidente no sistema de detecção, espessura de corte tomográfico, tamanho do paciente, sensibilidade do sistema de detecção, algoritmos de reconstrução, visualização da imagem, registro das imagens e ruído (SEERAM, 2009). A resolução espacial é frequentemente confundida com

acurácia nas medidas. Medidas realizadas com TCFC mostram acurácia para 0,1 a 0,2 mm. Entretanto, acurácia linear para longas distâncias é diferente da habilidade para diferenciar entre dois objetos próximos (resolução espacial). A imagem ruidosa é causada pela radiação secundária. Comparada com a TC médica, a TCFC pode apresentar 15 vezes mais alto o nível de radiação secundária. Isto permite que a imagem de algumas estruturas seja melhor visualizada na TC médica (MOLEN, 2010). Loubele *et al.* (2007) encontrou que a TC médica é superior à TCFC na avaliação da imagem da cortical óssea.

A resolução espacial é uma das qualidades de maior interesse em sistemas de TCFC visto que a mesma é favorecida, em grande parte, devido à tecnologia do detector tipo *flat panel* (uma grade antiespalhamento da radiação e um sistema de detecção planar) e aquisição isotrópica dos dados (SCARFE, FARMAN, 2008). No entanto, os equipamentos não são adequados para produzir imagens de regiões que dependam da resolução em baixo contraste, pois se utilizam de baixos valores de corrente elétrica no tubo de raios X e, conseqüentemente, baixo fluxo de fótons interagindo com o sistema de detecção. Isto faz com que as estruturas que apresentam atenuações semelhantes não possam ser diferenciadas por meio dos tons de cinza presentes na matriz e nos *pixels* de interesse, pois há uma quantidade menor de informação produzida (MOZZO *et al.* 1998; GUERRERO *et al.*, 2006).

Um importante fator que influencia a resolução espacial é a média do volume parcial. Frequentemente, o tamanho do *voxel* é maior que o objeto, isto ocorre na margem de um objeto ou no limite de duas substâncias de diferentes densidades. O *voxel* pode exibir apenas um grau de cinza de cada vez. Portanto, ele apresenta uma média das densidades presentes. Logo, se o *voxel* representa uma área com 75% de tecido mole radiolúcido e 25% de cortical óssea radiopaca, ele aparecerá mais radiolúcido que radiopaco e resulta na diminuição da resolução espacial. Ossos de pouca espessura são mais susceptíveis ao efeito da média do volume parcial, podendo fazer com que paredes mais finas que 1mm desapareçam nas imagens por TC. A maneira mais efetiva para diminuir a influência da média do volume parcial é diminuir o tamanho do *voxel* (MOLEN, 2010).

O artefato de imagem pode ser definido como uma estrutura visualizada junto da imagem formada através dos dados usados na reconstrução que não está presente no objeto cuja tomada foi realizada. De modo geral, artefatos são induzidos

por discrepâncias entre as reais condições físicas e a formatação matemática utilizada para fazer a reconstrução em três dimensões (3D). Os principais artefatos de imagem mencionados na TCFC são: artefatos de movimento, artefatos de espalhamento ou dispersão, artefatos gerados por material muito denso, artefatos de ruído, artefatos em anel, artefatos de efeito do feixe cônico e artefatos de extinção (BELEDELLI, SOUZA, 2012).

Os artefatos de imagem surgem devido a inúmeros fatores como quilovoltagem e miliamperagem baixas utilizadas pelos tomógrafos de feixe cônico na aquisição das imagens, gerando uma maior quantidade de radiação dissipada frente a elementos de grande densidade, fazendo com que, mesmo após a reconstrução das imagens básicas pelos *softwares*, onde se consegue filtrar alguns artefatos gerados, ainda apareçam alterações significativas, que em muitos casos, comprometem a qualidade diagnóstica do exame (SCARFE, FARMAN, 2008).

Os artefatos de movimento estão relacionados a um desalinhamento de qualquer um dos três componentes básicos para a formação da imagem tomográfica – fonte de raios X, objeto e detector. Quanto menor o tamanho *voxel*, ou seja, quanto maior a resolução espacial, menor o movimento necessário para causar um artefato na imagem (SCARFE, FARMAN, 2008).

Artefatos por espalhamento ou dispersão aparecem como forma de linhas ou raios claros na imagem. São causados por aqueles fótons que são difratados a partir de seu trajeto original após interação com a matéria. Quanto maior o detector, ou maior o FOV utilizado, maior a probabilidade de que fótons espalhados ocorram, devido à grande área que existe para ser sensibilizada, sendo mais suscetíveis a ocorrer artefatos por espalhamento (SCARFE, FARMAN, 2008).

Os artefatos produzidos na TCFC em presença de corpos muito densos formam imagens que dificultam e podem até impossibilitar o diagnóstico em algumas áreas. Este artefato é denominado *beam hardening artifact* ou artefato do efeito de endurecimento do feixe de raios X e sua energia média aumenta porque os fótons de menor energia são absorvidos em detrimento de fótons de energia mais elevada. Isso faz com que, ao ser examinada, a imagem dos limites do objeto metálico tenha a aparência mais brilhante do que no centro. Apresentam formas de faixas claras e brilhantes, que dificultam a visualização anatômica da região (SCARFE, FARMAN, 2008; MAH, REEVES, MCDAVID, 2010). Outro tipo de artefato relativo ao

endurecimento do feixe são manchas ou faixas escuras entre objetos metálicos de uma região – *streaks artifacts ou dark bands*. Na odontologia, este tipo de artefato pode ser visualizado entre dois implantes osseointegráveis, porque a porção do feixe de raios X que passa pelo centro dos objetos muito densos é atenuada abruptamente, diferente da porção do raio que passa na superfície do objeto, fazendo com que as áreas próximas a estruturas muito densas percam qualidade na formação da imagem. Artefatos em forma de raios, causados por objetos metálicos (restaurações, placas ou pinos), são também comuns nas imagens adquiridas nas TCFC (YAZDI, BEAULIEU, 2008).

O ruído em TC refere-se à flutuação estatística dos números de TC de ponto a ponto na imagem tomográfica de um material uniforme, tal como a água (SEERAM, 2009). O ruído causa perda da qualidade de imagem gerando artefatos. Quando o detector de imagem é exposto a um feixe uniforme de raios X, espera-se que a imagem gerada seja uniforme. Porém, a densidade varia de uma região para a outra, não sendo uniforme durante o escaneamento da área. Somente os fótons absorvidos pelo sensor produzem informação de imagem e o número real de fótons absorvidos varia em cada *pixel*. Este padrão aleatório de fótons, chamado de ruído quântico, é sobreposto ao sinal, que é o padrão de estruturas do paciente. Se o ruído é muito grande, ele obscurece os detalhes da imagem. Quanto maior o número de fótons absorvidos, menor é o ruído da imagem. Um alto índice de ruído é esperado em imagens geradas em tomógrafos de feixe cônico, pois são utilizadas uma quilovoltagem e miliamperagem baixas, fazendo com que haja uma atenuação dos raios X de forma inconstante, chegando pouca quantidade de fótons aos detectores, resultando em uma interpretação incorreta dos dados obtidos (KATSUMATA *et al.* 2007; SCARFE, FARMAN, 2008; MAH, REEVES, MCDAVID, 2010).

Os artefatos em anel são visíveis como imagens circulares claras centradas em torno da localização do eixo principal de rotação. Podem ser causados por defeito da não calibração do detector de imagem, que perde os valores de referência e no momento de aquisição da imagem acaba fazendo uma “imagem fantasma” de um anel junto ao centro da mesma. A resolução do problema requer uma adequada calibração do detector de imagem (BELEDELLI, SOUZA, 2012).

O efeito de feixe em forma de cone, devido à divergência do feixe de raios X, é uma potencial fonte de artefatos, principalmente na periferia da imagem. Os fótons incidentes no detector são registrados e processados para a formação da imagem. A quantidade de dados adquiridos corresponde à quantidade total de raios X atenuados, que são então gravados pelo detector ao longo do processo de escaneamento. A quantidade total de informação para estruturas periféricas é reduzida, pois os *pixels* da parte exterior do detector possuem um registro de menor atenuação, enquanto mais informações são registradas para objetos projetados na porção central do detector, o que resulta em distorção nas laterais da imagem. Artefatos em forma de estrias e maior ruído são registrados e prejudicam a qualidade na periferia da imagem (KATSUMATA *et al.* 2007; SCARFE, FARMAN, 2008).

Os artefatos de extinção são artefatos em forma de estrias ou faixas escuras, *streaks artifacts* ou *dark bands*. São assim chamados porque no momento da aquisição da imagem o sensor não recebe fóton incidente em sua superfície, registrando para a formação da imagem um fator zero ou muito próximo a zero de incidência de raios X (KATSUMATA *et al.* 2007).

Mischkowski *et al.* (2007) desenvolveram um estudo para apurar a acurácia das medidas geométricas na TCFC em comparação com a TCMS, onde 100 marcas radiopacas foram criadas em um crânio seco humano para avaliar a acurácia das distâncias. Para avaliar o volume, 25 medidas foram criadas fora do crânio. A média absoluta do erro das medidas para distâncias lineares foi de 0,26mm ($\pm 0,18$ mm) para TCFC e 0,18mm ($\pm 0,17$ mm) para TCMS ($P=0,196$ no teste t pareado). A média absoluta do erro nas medidas volumétricas foi de 1,78ml ($\pm 0,99$ ml) para TCFC e 1,23ml ($\pm 0,93$ ml) para TCMS. A média absoluta de porcentagem de erro para TCFC e TCMS foi de 6,01 % ($\pm 1,49\%$) e 4,42 % ($\pm 1,99$), respectivamente. A avaliação das imagens de TCFC forneceu informação acurada sobre distâncias lineares e volumes. As imagens de TCMS promoveram uma acurácia levemente maior em ambas às categorias de medidas. A tomografia computadorizada *multislice* apresentou melhores resultados para acurácia-sensibilidade em medidas geométricas de grandes distâncias (>10 cm) de objetos localizados na periferia do campo de visão do que a TCFC.

Gaia *et al.* (2011) realizaram um estudo no qual compararam a efetividade da TCMS e TCFC no diagnóstico de lesões ósseas simuladas por meio de imagens oblíquas e axiais. Lesões com diferentes dimensões, formas e localidades foram produzidas em 15 mandíbulas secas. As imagens foram obtidas seguindo os protocolos de imagens oblíquas e axiais e foram interpretadas independentemente. As imagens de TCFC e TCMS mostraram resultados similares retratando a porcentagem de osso cortical envolvido, com grande sensibilidade e especificidade ($p < 0,005$). Não houve diferença intra ou interexame entre imagem axial e imagens oblíquas com relação à sensibilidade e especificidade. A TCFC mostrou resultados similares às da TCMS para identificar dimensão e forma de lesões ósseas simuladas. Imagens de cortes oblíquos e axiais apresentaram alta acurácia, sendo útil para diagnóstico de lesões ósseas.

Loubele *et al.* (2006) realizaram um estudo para avaliar, quantitativamente, ossos maxilares através de TCFC e comparar com imagens obtidas na TCMS. Três estudos de casos foram realizados envolvendo imagens de objeto teste antropométrico da cabeça e pacientes reais. As imagens foram adquiridas com 3 TCFC (NewTom 9000 DVT, Accuitomo 3D e i-CAT) e 2 aparelhos *multislice* (Somatom Volume Zoom e Lightspeed). As imagens ósseas foram segmentadas na TCFC e TCMS. Diferenças na segmentação da TCFC e TCMS foram avaliadas por comparação da medida da espessura óssea nos sítios anatômicos correspondentes. Houve uma diferença estatisticamente significativa entre a espessura óssea segmentada na TCMS e TCFC, variando de $0,05 \pm 0,47$ mm (i-CAT) até $1,2 \pm 1,0$ mm (3D Accuitomo, posterior de maxila). A correspondência anatômica entre ambas as imagens foi estabelecida e demonstrou a sua aplicabilidade.

2.3 Densidade mineral óssea (DMO)

Em Odontologia, a preocupação com a qualidade e quantidade óssea teve seu início com a descoberta da osseointegração e conseqüente difusão do emprego de implantes na Reabilitação Oral, pois estes dois fatores contribuem diretamente para o sucesso dos implantes (HOMOLKA, 2002).

Uma quantidade óssea suficiente é a condição primária para o uso de implantes endósseos. No entanto, o osso disponível (volume) deve ser avaliado em sua densidade, o que determinará sua resistência (CAÚLA, MACHADO, BARBOZA, 2000). Sendo esta última um fator variável determinante no planejamento e execução de implantes endósseos (LIN, LANE, 2004). A quantidade óssea disponível é descrita como a arquitetura externa ou volume da área edêntula considerada para os implantes. Além disso, o osso tem uma estrutura interna descrita em termos de qualidade e densidade. O termo “osso disponível” é particularmente importante na Implantodontia e descreve a espessura, largura, comprimento e angulação da área edêntula (CAÚLA, MACHADO, BARBOZA, 2000).

A qualidade óssea é um termo que se refere a propriedades mecânicas, arquitetura, grau de mineralização da matriz óssea, química e estrutura dos cristais minerais, tão bem como as propriedades de remodelação do osso (SHAPURIAN *et al.*, 2006). Ossos esponjosos são 50 a 80% mais fracos que os mais densos. Os implantes colocados em osso mais esponjoso têm um nível de falha 16% maior. A região anterior da mandíbula possui maior densidade óssea do que a da maxila. A região posterior da mandíbula tem densidade óssea menor do que a região anterior. A menor densidade mineral bucal está na área posterior da maxila e está associada a taxas dramáticas de insucesso nos implantes (MISCH, 2007). A densidade do osso disponível em um sítio edêntulo tem influência no planejamento do tratamento, no desenho do implante, no tipo de cirurgia, no tempo de cicatrização, e na colocação progressiva de carga durante a reconstrução protética. A densidade óssea é o parâmetro mais importante para a fixação inicial do implante e ausência de movimento durante o primeiro estágio de cicatrização cirúrgica (MISCH, 1990).

Friberg, Jemt, Lekholm (1991) observaram que 66% das falhas nos implantes ocorreram na maxila e no osso de baixa densidade. A baixa taxa de sobrevida do implante está relacionada mais à densidade óssea que à localização. Entretanto, como regra geral, as regiões posteriores da boca possuem um osso menos denso que o das regiões anteriores. Seis grupos clínicos independentes, seguindo um protocolo cirúrgico padronizado e usando o mesmo desenho de implante, documentaram a influência incontestável da densidade óssea no sucesso clínico.

Misch (2007) classificou 5 grupos de densidade óssea, independente da região da arcada dentária, baseado em características macroscópicas da cortical e do trabeculado ósseo. A descrição macroscópica da densidade óssea, segundo a classificação de Misch para o osso D1, é primeiramente um osso cortical denso. O osso D2 vai do denso ao cortical poroso na crista e dentro do osso, trabecular grosseiro. O D3 possui uma crista cortical porosa mais fina e osso trabecular delgado. O D4 quase não possui osso cortical na crista. O osso trabecular delgado compõe quase todo o volume do osso. Um osso muito macio, com mineralização incompleta, pode ser observado no D5. Esta descrição geralmente é a do osso imaturo. A densidade óssea pode ser determinada pelo senso tátil durante a cirurgia, localização geral ou avaliação radiológica.

Diferentes métodos objetivos têm sido empregados no estudo do padrão do tecido ósseo na cavidade oral, medidas densitométricas através de radiografias periapicais e panorâmicas têm sido utilizadas, bem como métodos mais avançados como a absorciometria (DEXA), a tomografia computadorizada tradicional e a tomografia computadorizada de feixe cônico (LINDH, OBRANT, PETERSSON, 2004).

A densidade óssea pode ser estimada através da avaliação por radiografias dentais convencionais como periapicais e panorâmicas, além de estudos laterais cefalométricos (MCGIVNEY *et al.*, 1968). Entretanto, as radiografias periapicais e panorâmica não são ideais para determinar a densidade óssea porque as placas corticais laterais obscurecem a densidade do osso trabecular. Além disso, as mudanças mais súbitas do osso de densidade D2 para o osso de densidade D3 não podem ser quantificadas nestas radiografias (MISCH, 2007).

Segundo Oliveira *et al.* (2006), estudos que utilizaram aparelhos de raios X odontológicos discutem sobre possíveis variações no tempo de exposição, kV e mA em diferentes tomadas radiográficas, mesmo quando realizadas em um mesmo aparelho com as mesmas calibrações, o que pode afetar os resultados finais da densidade óssea.

A absorciometria (DEXA) e a absorciometria periférica (pDEXA) são as técnicas mais empregadas para a avaliação da densidade mineral óssea, principalmente em virtude da baixa radiação, alta precisão, boa sensibilidade, especificidade e capacidade de avaliar tanto ossos do esqueleto axial quanto

apendicular, fornecendo valores absolutos de DMO em termos de mineral ósseo por unidade de área projetada em g/cm², onde dois feixes de energia são emitidos a partir de uma fonte de raios X, possibilitando a correção da atenuação produzida pelos tecidos moles (gordura, água, músculos, órgãos viscerais) os quais atenuam a energia de forma diferente do tecido ósseo (BOUXSEIN, 2005).

A densidade óssea pode ser determinada mais precisamente pela tomografia computadorizada. O processo da tomografia computadorizada foi baseado num princípio matemático, primeiramente apresentado em 1917, por Randon, um matemático australiano. A primeira técnica tomográfica foi anunciada cinquenta e cinco anos depois (PARKS, 2000). A aplicação das técnicas de imagem por computador tem suas origens a partir de 1970 (AMBROSE, HOUNSFIELD, 1973).

Unidades *Hounsfield* (HU) são números padrões originados da imagem da TC e representa a densidade relativa dos tecidos do corpo de acordo com o nível da escala de cinza (NACKAERTS *et al.*, 2011). A imagem digital é formada por *pixels* que apresentam diferentes tons de cinza. Para cada tom de cinza, existe um número de HU correspondente à densidade do tecido. Os dados numéricos em cada *pixel* são chamados de Unidades *Hounsfield* (YUNE, 1993; PARKS, 2000). Eles geralmente variam entre -1000 e +1000. Por convenção, a água é assinalada com o número 0. O ar é assinalado com o número -1000 (aspecto preto) e o osso cortical +1000 (aspecto branco). Uma limitação da tomografia computadorizada é que os dentes têm maior densidade que a cortical óssea, e a maioria dos materiais dentários são mais densos que o dente. Portanto, a presença de restaurações metálicas pode produzir significantes artefatos nos cortes de tomografia computadorizada na região de cabeça e pescoço (PARKS, 2000). Já na TCFC a exibição de níveis de cinza é arbitrária e não permitem uma avaliação da qualidade óssea a qual pode ser realizada com a HU da TC médica (NORTON, GAMBLE, 2001)

Assim, a gradação da densidade dos tecidos na escala apresenta cerca de 2.000 tons de cinza. Os aparelhos de tomografia computadorizada são calibrados para atribuir, às diferentes densidades de tecidos, seus respectivos números. Os tecidos que absorvem menos raios X que a água estão associados a um número negativo e tendem para tons de cinza mais escuros (cavidades ósseas preenchidas

por ar, por exemplo) que permitem livremente a passagem dos raios X. Substâncias que absorvem mais os raios X, quando comparados à água, são designados com HU positivos e possuem tons de cinza mais claros. Elementos densos compostos por metais, como placas e parafusos, são representados por áreas brancas. Portanto, a quantificação dos valores de *pixels* fornece dados para comparação dos diferentes tipos de tecidos (YUNE, 1993). (QUADRO 3, PÁGINA 37)

QUADRO 3. Tipo de tecido avaliado e números de tomografia computadorizada.

TIPO DE TECIDO	NÚMEROS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	ASPECTO
Osso cortical	+1000	Branco
Substância branca	+45	Cinza-claro
Substância cinzenta	+40	Cinza
Sangue	+20	Cinza
Água	0 (linha de base)	
Gordura	-100	Cinza-escuro a preto
Pulmão	-200	Cinza-escuro a preto
Ar	-1000	Preto

Fonte: BONTRAGER, K. L. **Tratado de técnica radiológica e base anatômica.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

O coeficiente de atenuação quantifica a absorção da radiação X, para uma dada energia do fóton. A densidade para a água pura é ajustada para o valor numérico 0, e a densidade do ar padrão para -1000 HU. A relação entre o coeficiente de atenuação do tecido e as Unidades *Hounsfield* forma a conhecida Escala de *Hounsfield*. Os valores de -1000 HU e 0 HU, definidos para o ar padrão e a água pura, representam pontos fixos na escala de densidade para a tomografia computadorizada. Ela apresenta um padrão universal. Portanto, todos os tomógrafos do mundo trabalham com esta escala, facilitando a troca de informações entre radiologistas (PISCO, SOUSA, 1999).

Shapurian *et al.* (2006) desenvolveram um estudo utilizando tomografia computadorizada tradicional para avaliar, baseado na Escala *Hounsfield*, a qualidade óssea em diferentes segmentos de mandíbulas e maxilas edêntulas. Os quatro quadrantes da boca expostos em valores de HU apresentaram média de -

240HU a 1159HU. A mais alta média de densidade (559 ± 208 HU) foi encontrada na região anterior da mandíbula, seguida por 517 ± 177 HU para a região anterior da maxila, 333 ± 199 HU para região posterior da maxila, e 321 ± 132 HU para região posterior da mandíbula. Não houve associação entre valor *Hounsfield* e idade ou gênero. Quando a qualidade óssea foi correlacionada com a Escala *Hounsfield*, somente a relação entre HU e o tipo ósseo 4 foi significativa. Do ponto de vista clínico, este é o tipo de osso que é muito relacionado com o aumento na falha dos implantes. A maioria dos clínicos usa o exame primariamente para avaliar a quantidade e a altura do osso alveolar. Entretanto, conhecendo os valores de *Hounsfield* como um método objetivo na avaliação da densidade óssea para o local do implante proposto, pode alertar o cirurgião para modificar o plano de tratamento que estabiliza o implante primariamente em osso menos denso e resguardar um maior tempo para osseointegração.

A tomografia computadorizada produz imagens axiais da anatomia do paciente, perpendicular ao longo eixo do corpo. Cada imagem axial de tomografia computadorizada tem 260.000 pixels, e cada pixel tem um valor de HU relacionado à densidade dos tecidos. Em geral, quanto maior o valor na TC, mais denso é o tecido. A classificação da densidade óssea segundo Misch pode ser avaliada nas imagens de TC pela correlação com as Unidades *Hounsfield* (MISCH, 2007). (QUADRO 4, PÁGINA 38)

QUADRO 4: Categorização da densidade mineral óssea segundo seus valores de HU obtidos em imagens de TC.

Tipo ósseo e valores de densidade mineral óssea em HU:	
Osso D1:	> 1250 Unidades <i>Hounsfield</i>
Osso D2:	850-1250 Unidades <i>Hounsfield</i>
Osso D3:	350-850 Unidades <i>Hounsfield</i>
Osso D4:	150-350 Unidades <i>Hounsfield</i>
Osso D5:	< 150 Unidades <i>Hounsfield</i>

Fonte: MISCH, C. E. *Prótese sobre implantes*, Editora Santos: São Paulo, 2007.

Implantes dentários estão sujeitos a carga de várias magnitudes. O tipo e arquitetura do osso são conhecidos pela capacidade de suportar carga, sendo que uma pobre qualidade óssea está associada com alta falha nos implantes. Classificações ósseas têm promovido métodos subjetivos para avaliação pré-operatória, na qual pode promover resultados não reais. Os resultados de uma extensa análise de aparelhos de TC demonstraram que uma escala objetiva de densidade óssea baseada na Escala *Hounsfield* pode ser estabelecida e que existe uma alta correlação entre valor de densidade óssea e número subjetivo da qualidade óssea ($P= 0,002$) tão bem como entre o número da densidade óssea e a região da boca ($P < 0,001$) (NORTON, GAMBLE, 2001).

Beer *et al.* (2003) realizaram um estudo para estabelecer a correlação entre a DMO medida pré-operatoriamente com TCFC, e o torque de inserção dos implantes dentários. A densidade mineral óssea foi obtida com TCFC quantitativa em oito mandíbulas humanas obtidas de cadáveres e correlacionada com o valor de inserção do torque de 45 sítios para implantes. Uma significativa correlação ($r=0,86$, $P < 0,001$) entre densidade mineral óssea e valores do torque foi observada, indicando dureza do osso mandibular. A densidade mineral exibida não correlaciona com altura ou posição óssea. A avaliação não invasiva da densidade mineral óssea usando a TCFC quantitativa emprega um protocolo com baixa dose de radiação e pode ser usado para estimar a estabilidade primária dependendo da densidade mineral óssea, tipo de implante e procedimento de preparação. Estes dados podem ajudar o cirurgião a selecionar a posição do implante, tipo e técnica operatória.

A análise fractal é um método para avaliar e quantificar a estrutura trabecular óssea para a detecção de mudanças ósseas associadas com patologias periapicais (CHEN *et al.*, 2005), doença periodontal (UPDIKE, NOWZARI, 2008), cirurgia óssea, diagnóstico da osteoporose ou câncer de mama (BAKSI, FIDLER, 2011) e doenças sistêmicas (ERGUN *et al.*, 2009). Vários métodos para calcular a dimensão fractal foram propostos, como o método de contar caixas sendo o mais frequentemente usado na radiologia odontológica (CHEN *et al.*, 2005).

2.4 Fatores que influenciam a determinação da densidade mineral em TCFC

Os aparelhos de TCFC têm como propriedades uma baixa kilovoltagem e miliamperagem, grande dispersão da radiação, limitada área de detectores de raios X e geometria do feixe de raios X em forma de cone (SIEWERDSEN, JAFFRAY, 2001; ORTH, MICHAEL, WALLACE, 2008; MAH, REEVES, MCDAVID, 2010; NACKAERTS *et al.*, 2011; SCARFE *et al.*, 2012). A baixa kilovoltagem proporciona uma menor qualidade do feixe de radiação, um menor comprimento de onda dos raios X, uma menor energia de aceleração dos elétrons e um menor poder de penetração do feixe de radiação. A baixa miliamperagem faz com que o número de elétrons disponíveis seja menor. A dispersão ou espalhamento é a radiação de baixa energia gerada no paciente durante a aquisição das imagens, que corresponde à fluência de fótons no detector, não imputáveis ao feixe primário. Portanto, esses fótons de baixa energia sensibilizam de maneira ineficiente os detectores, provocando uma degradação da imagem e, conseqüentemente, erros no cálculo dos valores de HU. Na obtenção do cálculo dos valores de HU, é importante que se tenham fótons com alta energia e em número suficiente para atravessar o objeto com a menor formação de radiação secundária. Ao contrário da TCMS, a TCFC apresenta um valor de kV e mA mais baixo. Outro fator ressaltado é a geometria do feixe em leque na TCMS permitindo que a radiação secundária seja oriunda de apenas uma fatia fina de volume do tecido, enquanto na TCFC, o formato do feixe em cone expande a radiação secundária abrangendo todo o volume. Isto degrada a imagem e promove imprecisão nos cálculos dos valores de HU (GOODSITT *et al.*, 2006; ORTH, MICHAEL, WALLACE, 2008, MAH, REEVES, MCDAVID, 2010). O ângulo do cone também contribui para a formação de maior dispersão do feixe primário, principalmente por este tornar-se mais divergente na periferia. A angulação do cone favorece o aparecimento de artefatos, os quais também interferem na degradação da imagem e conseqüentemente na obtenção dos valores de HU (SIEWERDSEN, JAFFRAY, 2001).

Os valores da densidade são dependentes da massa da estrutura analisada. A massa total do objeto examinado influencia no valor da densidade de forma que quanto maior for a massa, menor é o valor da densidade. O “efeito da massa”

abaixa o valor da densidade e depende linearmente do total da massa dentro do corte (BRYANT, DRAGE, RICHMOND, 2008; MAH,REEVES, MCDAVID, 2010). Bryant, Drage, Richmond (2008) e Katsumata *et al.* (2009) mencionaram que esta influência parece estar mais relacionada com a presença de massa fora do FOV (exo-massa) do que com a quantidade de massa examinada. As mudanças no valor da densidade adjacente e oposta à massa fora do FOV são rápidas e confinadas a estreitas regiões, enquanto a parte central do exame aparece quase constante. Este efeito baixa o número de densidade rapidamente na margem da imagem oposta à “exo-massa” e eleva o número de CT nas margens adjacentes. Segundo Katsumata *et al.* (2007) a alteração dos valores de densidade ocorre devido à projeção de dados descontínuos causada pela sobreposição de estruturas presentes fora do FOV.

Tecidos duros maxilofaciais que se encontram fora do FOV afetam o valor da densidade das estruturas de tecido duro e mole que estão dentro do FOV. Katsumata *et al.*, (2009) realizaram um estudo que tinha como objetivo caracterizar o efeito do tamanho do FOV sobre o valor da densidade “in vitro”. Objetos teste foram posicionados em um *phantom* fabricado seguindo 4 padrões: bimaxilar e vértebra, bimaxilar, mandíbula esquerda e vértebra, e mandíbula esquerda. Foi utilizada a TCFC para adquirir imagens da região do molar esquerdo usando cilindros de aproximadamente 5x5, 10x10, 15x15 e 20x20 cm de diâmetro e altura, respectivamente. O valor da densidade da mandíbula e regiões de tecidos moles adjacentes foi analisado. A mais alta variabilidade da densidade foi observada na imagem de menor volume (5 cm). A variabilidade da densidade aumentou quando mais objetos foram incluídos fora da área a ser avaliada. Poucos efeitos foram notados nas imagens de TCFC de maior volume (10, 15 e 20 cm). Volumes maiores de TCFC podem produzir valores de densidade mais consistentes.

No FOV de menor volume ocorre diminuição nos valores da densidade porque ocorre redução do feixe de raios X de forma a irradiar somente na região de interesse (SIEWERDSEN, JAFFRAY, 2001; PALOMO, RAO, HANS, 2008; PAUWELS *et al.*, 2012). Ocorre diminuição da quantidade de fótons e redução relativa do valor de atenuação dos raios X e da densidade da estrutura examinada (GOODSITT *et al.*, 2006).

Katsumata *et al.* (2007) analisaram a influência dos artefatos nos dados de projeção relacionados com a descontinuidade da imagem em tomografia de feixe cônico. As amostras utilizadas foram posicionadas em um recipiente com água distribuídas da seguinte maneira: uma mandíbula e uma vértebra, uma mandíbula, uma hemi-mandíbula e uma vértebra, e uma hemi-mandíbula. Dois tomógrafos de feixe cônico foram utilizados, o *3DX Accuitomo II* e o *GE 3 DX FPD*, que apresentam sensores diferentes. Também foi utilizada uma TCMS no experimento. O valor médio dos coeficientes de HU foi medido em cada corte axial nas regiões de interesse (ROI) na TCMS. As imagens foram transformadas em uma escala de cinza utilizando-se o *software Adobe Photoshop*, o que permitiu que os tamanhos dos *pixels* fossem equivalentes. Após, foram comparados os valores de cinza com o HU das imagens. Os resultados mostraram que os efeitos dos artefatos aumentaram à medida que mais objetos foram colocados fora da área do campo de visão. O tomógrafo que registrou um menor número de artefatos apresentados foi o *GE 3 DX FPD*. O tomógrafo utilizando detector de superfície resultou em menos artefatos que o tomógrafo usando um intensificador de imagem. Na imagem de TCFC, estruturas de tecido duro fora do local da imagem reconstruída causam a descontinuidade na projeção de dados. Os efeitos resultantes afetam a fidelidade da imagem e podem ser caracterizados com áreas de variável densidade. Este fenômeno é descrito como artefato de banda radiante e se localiza perto da borda do campo de visão, é causado pela saturação do sistema de detector como um intensificador de imagem. Este artefato pode aparecer como um defeito ou deformidade da imagem. Com a TCMS, os valores de absorção dos raios X no tecido podem ser acuradamente medidos com a escala *Hounsfield* padrão. Em sistemas de TCFC designados com grande volume do FOV, grande tamanho de detectores e uma alta energia dos raios X, a influência dos artefatos em relação à TCFC de limitado volume pode ser pequena e a aplicação da HU é possível. Em imagens de TCFC de limitado volume, com rotação de 360° para aquisição de dados, inevitavelmente o feixe de raios X passa através de tecidos duros fora do FOV. Projeção de dados descontínuos causados por esta sobreposição pode afetar a densidade das imagens.

Nackaerts *et al.* (2011) realizaram um estudo com o intuito de avaliar a variabilidade do valor da densidade na imagem de TCFC comparada com as Unidades *Hounsfield* da TCMS. O objeto teste que foi examinado nos dois

tomógrafos consistia de três barras com diferentes materiais homogêneos: água, hidroxiapatita com $75\text{mg}/\text{cm}^3$ e hidroxiapatita com $150\text{mg}/\text{cm}^3$. O experimento validou o valor da densidade em HU na tomografia computadorizada *multislice* e os valores são estáveis para os materiais homogêneos. Os valores de densidade nas imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico não são confiáveis, porque os mesmos são influenciados por parâmetros de imagem (artefatos, protocolo de aquisição) e posicionamento do objeto.

Yoo, Yin (2006) mencionaram que os valores de HU em TCFC não são válidos devido à dispersão dos raios X e aos artefatos, portanto, correlacionar a densidade mineral óssea com os valores de HU em TCFC não é o método ideal. Além disso, a dispersão e os artefatos em TCFC são piores ao redor dos tecidos não homogêneos com redução nos valores de HU acima de 200. Foi constatado que a HU em TCFC não é um método correto para avaliar a qualidade óssea. Endurecimento do feixe de raios X é um fenômeno resultante do aumento da média de energia do feixe quando este passa através de um objeto. Devido a este fenômeno, a HU de certas estruturas como o tecido mole e osso se alteram. Isto confirma que a utilização da TCFC para avaliação da qualidade óssea não é acurada ou confiável devido à falta de padronização dos parâmetros, necessitando de outros métodos para aferir a qualidade óssea.

A imagem volumétrica proporciona uma oportunidade para medir a densidade óssea sem a interferência de tecidos adjacentes que ocorre nas radiografias. A TC tradicional é bem calibrada e pode descrever a reprodutibilidade da densidade interna em HU. Entretanto, quando se mede densidade de tecidos em aparelhos de baixo volume (TCFC), existe uma grande variação nestes valores dentro do mesmo tecido. Observou-se que a reprodutibilidade do local da densidade de referência foi crítica nestes equipamentos (SARKIS, NOUJEIM, NUMMIKOSKI, 2007).

Os valores do *voxel* ou *pixel* obtidos em imagem de TCFC não são valores absolutos como os HU obtidos da TC médica. Por esta razão, a regressão linear entre valor do *voxel* da TCFC e a densidade mineral óssea da TCMS foi utilizada para pesquisar a densidade óssea (NAITOH *et al.*, 2010). A TCFC não é considerada de confiança para avaliação da DMO porque o valor do *voxel* não é padronizado (SARKIS, NOUJEIM, NUMMIKOSKI, 2007; NOMURA *et al.*, 2010).

Entretanto, alguns estudos sugerem que o valor do *voxel* deve ser usado para estimar a DMO (ARANYARACHKUL *et al.*, 2005; NAITOH *et al.*, 2004; NAITOH *et al.*, 2009;). Mah, Reeves, Mc David (2010) relatam que a HU pode ser derivada dos níveis de cinza da TCFC desde que use um coeficiente de atenuação linear como passo intermediário.

Mah, Reeves, McDavid (2010) realizaram um estudo *in vitro* para investigar a relação entre os níveis de cinza da TCFC e o coeficiente de atenuação (HU). Um *phantom* foi construído com diferentes tipos de materiais (ar, material equivalente ao tecido adiposo, água, material equivalente ao tecido muscular, material equivalente ao osso esponjoso e cortical óssea, liga de alumínio e polimetacrilato) nos quais as densidades eram conhecidas. Esses *phantoms* foram escaneados em 11 diferentes tipos de TCFC e em dois tomógrafos convencionais. Todas as imagens adquiridas foram analisadas no *software On Demand 3DH*. Ficou demonstrado que há uma relação linear entre os níveis de cinza e os coeficientes de atenuação de cada um dos materiais existentes e, a partir da equação de regressão linear dos materiais de referência, foram obtidos coeficientes de atenuação para cada um destes, sendo os valores de HU obtidos por meio da equação padrão. Logo, o cálculo de HU em TCFC pode ser derivado, a partir dos níveis de cinza, como um passo intermediário. A HU promove um esquema padrão para a escala de coeficientes de atenuação reconstruídos no sistema da TC tradicional. Portanto, os fabricantes da TCFC não usam o sistema padrão para representar a escala do nível de cinza e apresentar os valores reconstruídos. Com a ausência deste sistema, é difícil interpretar os níveis de cinza ou comparar os valores resultantes de diferentes aparelhos. Como a TCFC está evoluindo, este método para converter os níveis de cinza para HU pode servir de impulso para otimização do uso de imagens tridimensionais na Odontologia.

A TCFC apresenta um alto poder de resolução devido ao pequeno tamanho do *voxel*. A TC tradicional possui *voxels* maiores e no formato retangular, resultando em menor resolução. Na Odontologia, a maioria das lesões está confinada ao processo alveolar, e alta resolução é requerida nas imagens destas lesões, sendo a TC tradicional insuficiente para o diagnóstico. Porém, o reduzido campo de visão da TCFC dificulta o exame de lesões amplas. Quando é necessário o exame de uma área grande, a TC tradicional parece ter melhor indicação. Outro obstáculo da TCFC é sua incapacidade de discriminar tecidos moles por causa de seu baixo contraste.

Na TC tradicional o feixe de raios X corta a cabeça inteira para prover uma completa projeção de dados e o valor de TC pode ser estimado com relativa acurácia, em contraste com a colimação da TCFC que provém somente projeção parcial dos dados. Desde que é impossível estimar o valor de TC acuradamente, valores relativos são calculados para a reconstrução de imagens (ARAY *et al.*, 1999).

A unidade *Hounsfield* promove uma avaliação qualitativa da densidade óssea pela sua habilidade para atenuar um feixe de raios X. A exibição de níveis de cinza em TCFC é arbitrária e não permite uma avaliação da qualidade óssea a qual pode ser realizada com a HU da TC tradicional (NORTON, GAMBLE, 2001).

Katsumata *et al.* (2007) realizaram uma pesquisa na qual encontraram que a densidade calculada para diferentes tipos de osso, no aparelho de TCFC, variou de -1500 a +3000. Os pesquisadores concluíram que a habilidade para avaliar a densidade ou qualidade do osso é limitada e, em regiões onde há prevalência de tecido mole, a densidade varia grandemente resultando em pouco ou nenhum dado significativo. Os pesquisadores declararam que a Unidade *Hounsfield* é a escala padrão para medida de valores em TC tradicional. Sem a HU, isto dificulta a análise da qualidade óssea e o processamento para obter imagens bidimensionais e tridimensionais usando padrões DICOM.

3. OBJETIVOS

Gerais:

Avaliar o efeito do FOV na obtenção dos valores dos tons de cinza em TCFC comparados com os valores de HU obtidos a partir da TCMS.

Específicos:

- 1- Avaliação dos tons de cinza e das HU em 3 tipos de materiais (gesso, óleo de motor, água) utilizando o FOV 8X8 (8cm de diâmetro e 8cm de altura).
- 2- Avaliação dos tons de cinza e das HU em 3 tipos de materiais (gesso, óleo de motor, água) utilizando o FOV 16X8 (16cm de diâmetro e 8cm de altura).
- 3- Avaliação dos tons de cinza e das HU em 3 tipos de materiais (gesso, óleo de motor, água) utilizando o FOV 16X13 (16cm de diâmetro e 13cm de altura).

4. METODOLOGIA

4.1 Material

Foi utilizado um objeto teste composto por 3 cilindros de acrílico alinhados (12,0 mm de diâmetro, 57,0 mm de altura e as paredes com 1,0 mm de espessura) e totalmente preenchidos por: (1) gesso odontológico, (2) água destilada e (3) óleo de motor, respectivamente.

Para a inserção do gesso odontológico (Ortho Plaster, Dentsply, York, USA) no cilindro, o mesmo foi manipulado com água destilada na proporção indicada pelo fabricante, as bolhas de ar foram removidas por vibração e o cilindro ficou aberto à temperatura ambiente por 48hs para a completa cura do gesso. A água destilada utilizada foi do fabricante Asfer (Indústria Química, São Paulo, SP) e o óleo de motor Bardahl B12 (Lubarsa, Lubrificantes Bardahl S.A., São Paulo).

Todos os cilindros foram vedados inferior e superiormente por duas placas de acrílico (70 mm de largura, 40 mm de comprimento e 3,9 mm de espessura). Para colar as placas de acrílico nos cilindros foi utilizado o acrílico auto-polimerizável pó e líquido (JET, Artigos Odontológicos, Clássico LTDA, Campo Limpo, SP) nas proporções indicadas pelo fabricante.

O objeto teste foi, então, posicionado e colado com acrílico auto-polimerizável pó e líquido (JET, Artigos Odontológicos, Clássico LTDA, Campo Limpo, SP) no centro do cilindro de acrílico 8 x 8 cm, apoiado em duas placas de acrílico com 40 mm de comprimento, 7,6 mm de altura e 3,9 mm de espessura.

O cilindro de acrílico apresentava 8 cm de diâmetro, 8 cm de altura e 4 mm de espessura, foi vedado inferior e superiormente por duas placas de acrílico (8cm de diâmetro e 4mm de espessura) ocupando o diâmetro inferior e superior do mesmo. Para colar as placas de acrílico nos cilindros foi utilizado o acrílico auto-polimerizável pó e líquido (JET, Artigos Odontológicos, Clássico LTDA, Campo Limpo, SP) nas proporções indicadas pelo fabricante. (FIGURA 1, PÁGINA 48)

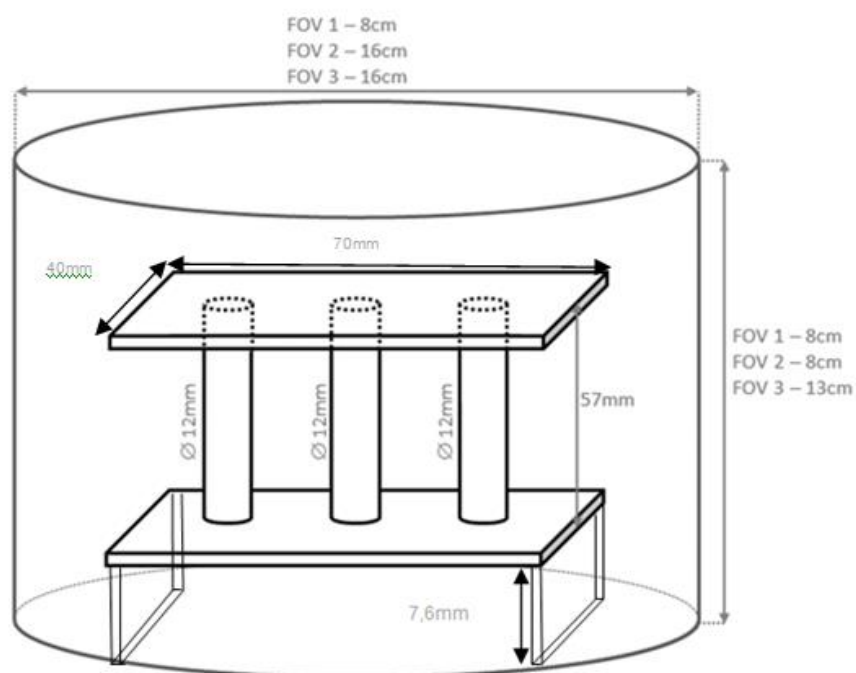


FIGURA 1. Objeto teste construído com três cilindros de acrílico preenchidos com gesso odontológico, água destilada e óleo de motor, respectivamente.

FONTE: Autor.

O cilindro de acrílico de 8x8 cm foi completamente preenchido com água destilada do fabricante Asfer (Indústria Química, São Paulo, SP) (FIGURA 2, PÁGINA 48).

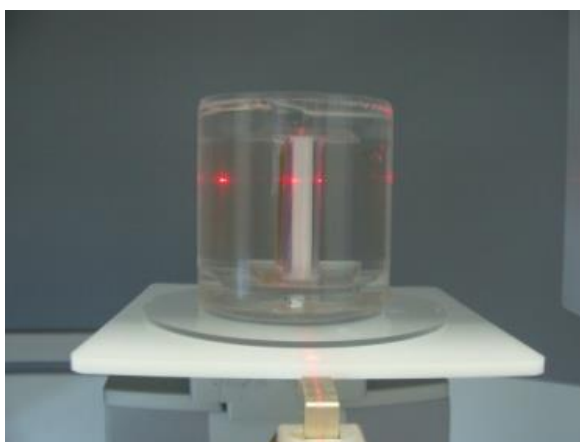


FIGURA 2. Objeto teste posicionado no centro de um cilindro de acrílico.

FONTE: Autor.

4.2 Método

O objeto teste foi escaneado com um aparelho de TCFC (*i-CAT Imaging Sciences International Inc., Hatfield, USA*) e um aparelho de TCMS *Somaton Spirit device (Siemens, Xangai, China)*, utilizando 3 tamanhos de FOV:

- 1- FOV 1 – tamanho exato do objeto (8 cm diâmetro x 8 cm altura)
- 2- FOV 2 – excesso lateral e mesma altura do objeto (16 cm diâmetro x 8 cm altura)
- 3- FOV 3 – excesso lateral e vertical (16 cm diâmetro x 13 cm altura)

4.3 Técnica tomográfica

Para o exame de TCFC, utilizou-se o *i-CAT (Imaging Sciences International Inc., Hatfield, USA)* (FIGURA 3, PÁGINA 50) com a kilovoltagem de 120 kV e miliamperagem de 5 mA, com 26.9 s de tempo de rotação e o tamanho do *voxel* de 0.4 mm. Para o exame de TCMS, utilizou-se o *Dual slice CT scan Somaton Spirit (Siemens, Xangai, China)* (FIGURA 4, PÁGINA 50) com 130 kV e 70 mA, com 10 s de tempo de rotação.

No aparelho de TCFC o cilindro foi posicionado de forma que o objeto teste ficasse posicionado paralelo ao solo, um indicador a laser do próprio aparelho passava no centro do cilindro. A posição do objeto teste no sentido sagital apresentou a seguinte ordem: gesso, água e óleo. Os cilindros foram posicionados no centro do campo de visão.

No aparelho de TCMS o cilindro foi posicionado de forma que o objeto teste ficasse posicionado perpendicular ao solo, um indicador a laser do próprio aparelho passava no centro do cilindro. A posição do objeto teste no sentido sagital apresentou a seguinte ordem: gesso, água e óleo. Os cilindros foram posicionados no centro do campo de visão.



FIGURA 3. Aparelho TCFC *i-CAT*.

FONTE: Autor.

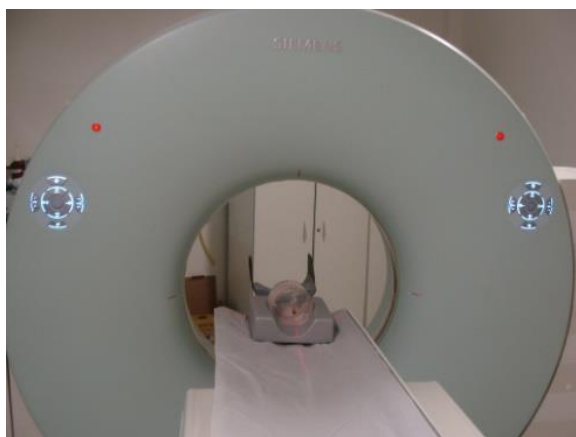


FIGURA 4. Aparelho TCMSmSomaton *Spirit*.

FONTE: Autor.

4.4 Seleção de imagens

Nas imagens obtidas, cada cilindro do objeto teste contendo gesso odontológico, água destilada e óleo de motor foram alinhados verticalmente nos planos sagital e coronal. A densidade do conteúdo de cada cilindro foi avaliada

através de 40 regiões de interesse (ROI) posicionadas em 40 cortes axiais distanciados 1mm, sendo 20 cortes para cima e 20 cortes para baixo a partir do centro vertical de cada cilindro. Cada ROI (região de interesse) possuía 25,0 mm² (5x5 mm), sendo posicionadas no centro transversal dos cilindros nos cortes axiais (FIGURAS 5 e 6, PÁGINA 51).

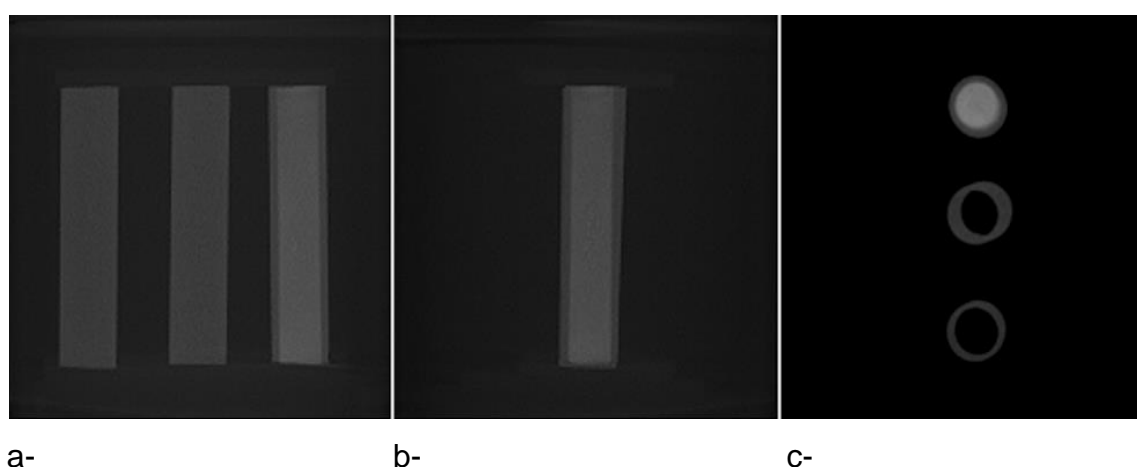


FIGURA 5. Imagens por tomografia computadorizada de feixe cônico mostrando imagens nos planos sagital (a), coronal (b) e axial (c).

FONTE: Autor.

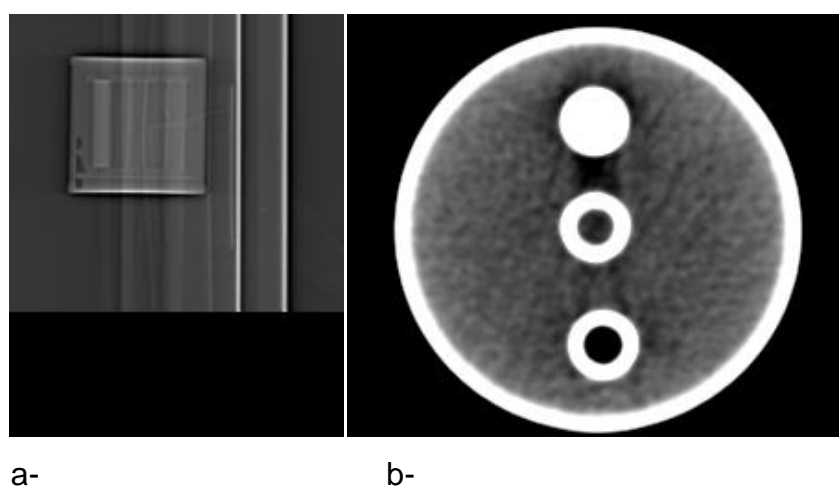


FIGURA 6. Imagens por tomografia computadorizada *multislice* mostrando imagens nos planos sagital (a) e axial (b).

FONTE: Autor

Para posicionar o ROI no centro do corte transversal para o gesso odontológico, água destilada e óleo, nos exames de TCFC e TCMS, foram traçados o maior diâmetro dos cilindros, marcando o centro geométrico dos mesmos (FIGURAS 7 e 8, PÁGINA 52) e, após, foi traçado um quadrado ao redor de cada um dos cilindros (FIGURAS 9 e 10, PÁGINA 53).

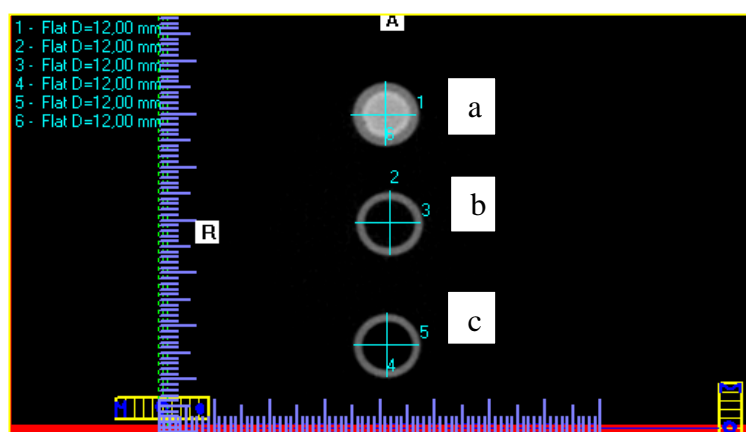


FIGURA 7. Imagens por tomografia computadorizada de feixe cônico mostrando o traçado do maior diâmetro nos cilindros contendo gesso odontológico (a), água destilada (b) e óleo (c).

FONTE: Autor.

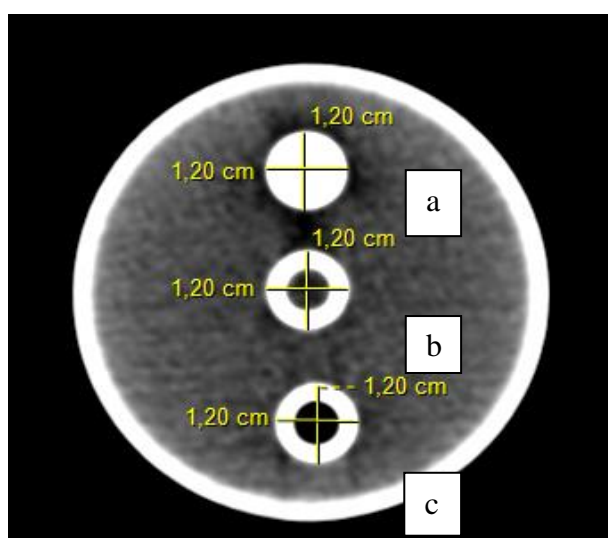


FIGURA 8. Imagens por tomografia computadorizada *multislice* mostrando o traçado do maior diâmetro nos cilindros contendo gesso odontológico (a), água destilada (b) e óleo (c).

FONTE: Autor

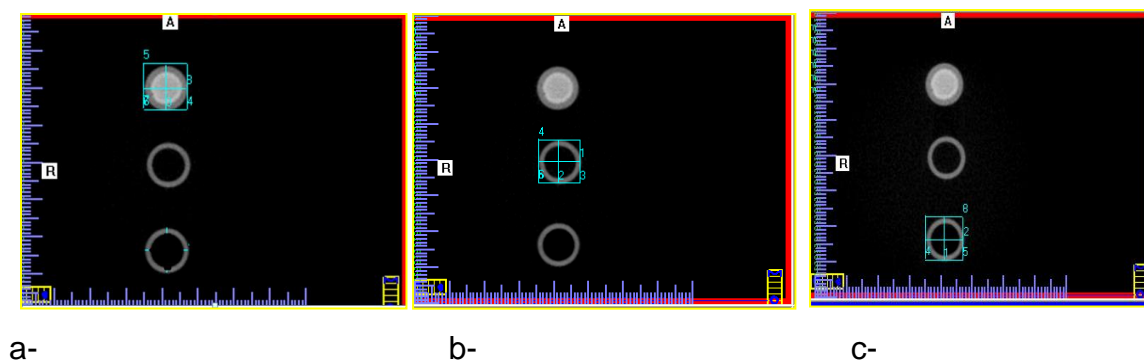


FIGURA 9. Imagens por tomografia computadorizada de feixe cônico mostrando o traçado do quadrado ao redor dos cilindros contendo gesso odontológico (a), água destilada (b) e óleo (c).

FONTE: Autor.

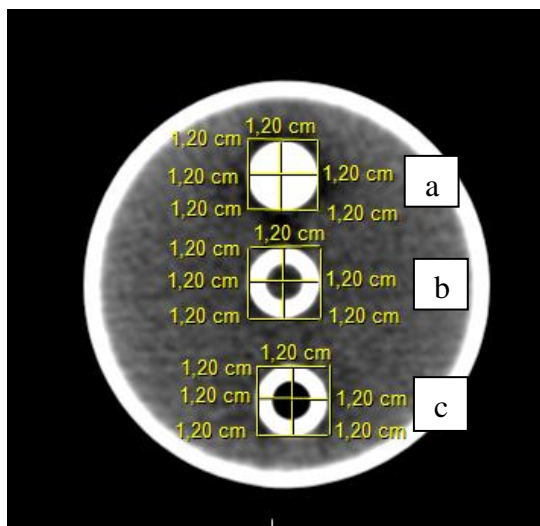


FIGURA 10. Imagens por tomografia computadorizada *multislice* mostrando o traçado do quadrado ao redor dos cilindros contendo gesso odontológico (a), água destilada (b) e óleo (c).

FONTE: Autor.

4.5 Medidas tomográficas

As imagens de TCFC foram analisadas com o *i-CAT Vision (Imaging Sciences International Inc., Hatfield, USA) software* (FIGURA 11, PÁGINA 54), com 1mm de espessura dos cortes na modalidade de visão de reconstrução multiplanar.

As imagens da TCMS foram analisadas com o *Clear Canvas Workstation* (*ClearCanvas, Toronto, Canadá*) (FIGURA 12, PÁGINA 54).

Nas imagens por TCFC o ROI foi medido numa área de 25,0 mm² no centro geométrico de cada cilindro e os valores das médias das densidades em HU foram compiladas em uma tabela.

Nas imagens por TCMS o ROI foi medido numa área de 0,25cm² no centro geométrico de cada cilindro e os valores das médias das densidades em HU foram compiladas em uma tabela.

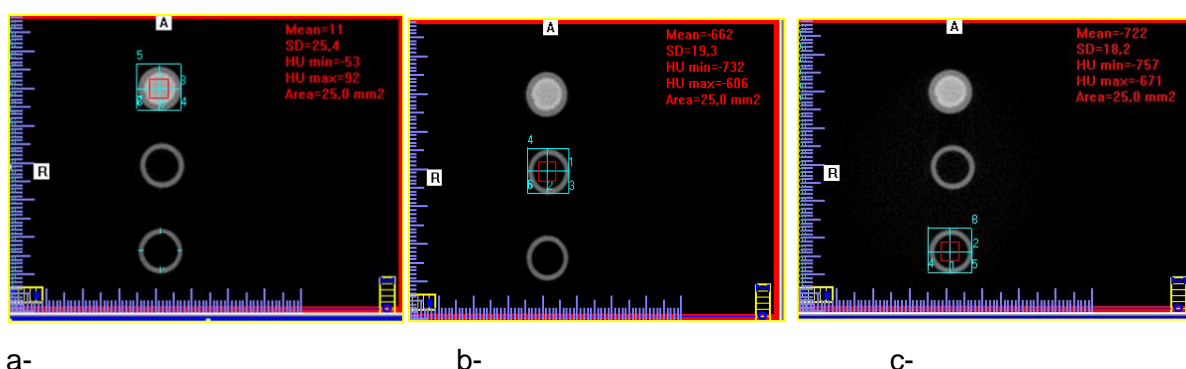


FIGURA 11. Imagem por tomografia computadorizada de feixe cônico em uma vista axial, com as médias de densidade para o gesso odontológico (a), água destilada (b) e óleo (c).
FONTE: Autor.

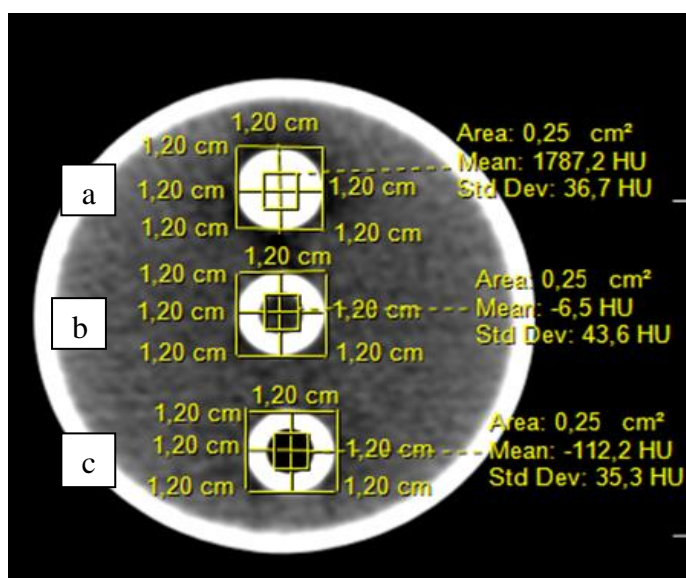


FIGURA 12. Imagem por tomografia computadorizada *multislice* em uma vista axial, com as médias de densidade para o gesso odontológico (a), água destilada (b) e óleo (c).
FONTE: Autor.

4.6 Análise estatística

A fim de se calibrar o operador, o processo de medida e de se obter o erro médio, foi realizado o erro de método. Foram selecionados 40 cortes de 2 exames de TCFC. Em cada um deles foram calculados, duas vezes, com intervalo de 21 dias, o valor da densidade mineral e utilizado o coeficiente de Correlação Intra-classe (CCI).

O coeficiente de variação [COV (%) = 100 x desvio padrão (SD)/ média] foi determinado para avaliar a variabilidade da densidade mineral de cada material em cada exame realizado. A comparação entre os valores de densidade mineral obtido para cada material nos diferentes tamanhos de FOV para os exames de tomografia computadorizada de feixe cônico e tomografia computadorizada *multislice* foi realizada através dos testes de ANOVA (comparando os três FOVs). Para cada medida estudada, foi aplicado o teste *post-hoc* de *Tukey* para observações independentes, pelo qual se avaliou a média das diferenças encontradas entre os FOVs.

Com o objetivo de quantificar o grau de concordância entre duas grandezas numéricas, neste caso, valores obtidos na TCFC e TCMS, foram determinados os coeficientes de correlação intra-classe de *Pearson*, em que um índice igual a 1 é indicação de perfeita concordância entre as duas variáveis. Neste caso foi realizado o teste t de *Student* para amostras pareadas para avaliar a igualdade das médias da densidade entre os exames de TCFC e TCMS.

A análise estatística foi realizada com o nível de significância igual a 0,05 e processada no programa estatístico SPSS 17.0.0 (SPSS Inc., Chicago, USA).

5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALMOG, D. M.; ROMANO, P. R. CT-based dental imaging for implant planning and surgical guidance. **New York State Dental Journal**, New York v.73, n.1, p.51-53, Jan. 2007.

AMBROSE, J.; HOUNSFIELD, G. N. Computerized transverse axial tomography. **British Journal Radiology**, London, v. 46, n.552, p.1016-1022, Dec.1973.

ARAY, Y.; TAMMISALO, E.; IWAI, K. *et al.* Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. **Dentomaxillofacial Radiology**, Tokyo, v.28, n.4, p.245-248, Jul.1999.

ARAKI, K.; MAKI, K.; SEKI, K. *et al.* Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial X-ray cone beam CT scanner (CB MercurayTM): system configuration and physical properties. **Dentomaxillofacial Radiology**, Tokyo, v.33, n.1, p.51-59, Jan. 2004.

ARANYARACHKUL, P.; CARUSO, J.; GANTES, B. *et al.* Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography. **International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, Lombard, v.20, n.1, p.416-424, May-Jun. 2005.

ARELLANO, J. C. V. Tomografia computadorizada no diagnóstico e controle do tratamento das disfunções da articulação temporomandibular. **Jornal Brasileiro de ATM, Dor Orofacial e Oclusão**, Curitiba, v.1, n.4, p.315- 323, Out-Dez. 2002.

ARMSTRONG, R. T. Acceptability of cone beam ct vs. multi-detector CT for 3D Anatomic model construction. **American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons**, Illinois, v.64, n.1, p.37, 2006.

BAKSI, B. G.; FIDLER, A. Fractal analysis of periapical boné from lossy compressed radiographs: a comparison of two lossy compression methods. **Journal of Digital Imaging**, Philadelphia, v.24, n.6, p.993-998, Dec. 2011.

BALLANTI, F.; FIASCHETTI, V.; FANUCCI, E. Low-dose CT protocol for orthodontic diagnosis. **European Journal of Paediatric Dentistry**, Carimate, v.9, n.2, p.65-70, 2008.

BEER, A.; GAHLEITNER, A.; HOLM, A. *et al.* Correlation of insertion torques with bone mineral density from dental quantitative CT in the mandible. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v.14, n.5, p.616-620, Oct. 2003.

BELEDELLI, R.; SOUZA, P. H. C. O que são e como se formam os artefatos nas imagens da tomografia computadorizada de feixe cônico **Revista Associação Brasileira de Radiologia Odontológica**, Porto Alegre, v.13, n.1, p. 2-15, jan./jun. 2012.

BONTRAGER, K. L. **Tratado de técnica radiológica e base anatômica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. 805 p.

BOUXSEIN, M. New advances in non-invasive evaluation bone resistance. **American Society for Bone and Mineral Research**, Minneapolis, v.1, n.3, p.1-5, Sep. 2005.

BRYANT, J. A.; DRAGE N. A.; RICHMOND, S. Study of the scan uniformity from an i-CAT cone beam computed tomography dental imaging system. **Dentomaxillofacial Radiology**, Tokyo, v.37, n.7, p.365-374, Oct. 2008.

CANN, C. E. Quantitative CT for determination of bone mineral density: a review. **Radiology**, Easton, v.166, n.1, p.509-522, 1988.

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.

CHEN, S. K.; OVIIR, T.; LIN, C. H. *et al.* Digital imaging analysis with mathematical morphology and fractal dimension for evaluation of periapical lesions following endodontic treatment. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology**, St. Louis, v.100, n.4, p.467-472, Oct. 2005.

CHOW, B. K.C. Applications of office-based three-dimensional technologies including cone-beam computed tomography and rapid prototyping in the management of maxillofacial trauma – literature review and a case report. **Hong Kong Dental Journal**, Hong Kong, v.6, n.1, p.93-97, 2009.

DALCHOW, C. V.; WEBER, A. L.; BIEN, S. *et al.* Value of digital volume tomography in patients with conductive hearing loss. **European Archives of Oto-Rhino-Laryngology**, Heidelberg, v. 263, n.2, p.92-99, Feb. 2006.

DALY, M. J.; SIEWERDSEN, J. H.; MOSELEY, D. J. *et al.* Intraoperative cone-beam CT for guidance of head and neck surgery: assessment of dose and image quality using a C-arm prototype. **Medical Physics**, Maryland, v. 33, p. 3767-3780, 2006.

DANFORTH, R. A.; PECK, J.; HALL, P. Cone beam volume tomography: an imaging option for diagnosis of complex mandibular third molar anatomical relationships. **Journal of the California Dental Association**, Sacramento, v.31,n.11, p.847-852, Nov. 2003.

DAVIES, A. M.; WHITEHOUSE, R. W.; JENKINS, J. P. R. **Imagens do pé e tornozelo: técnicas e aplicações**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004. 334p.

ERGUN, S.; SARAÇOĞLU, A.; GUNERI, P. *et al.* Application of fractal analyses in hyperparathyroidism. **Dentomaxillofacial Radiology**, Tokyo, v.38, n.5, p.281-288, Jul. 2009.

FRIBERG, B.; JEMT, T.; LEKHOLM, U. Early failures in 4.641 consecutively placed Branemark dental implants: A study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. **International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**. Lombard, v.6, n.2, p.142-146, 1991.

GAIA, B. F.; SALES, M. A. O.; PERRELLA, A. *et al.* Comparison between cone-beam and multislice computed tomography for identification of simulated bone lesions. **Brazilian Oral Research. São Paulo**, v.25, n.4, p.362-368, Jul-Aug. 2011.

GARIB, D. G. ; RAYMUNDO JR, R. ; RAYMUNDO, M. V. *et al.* Tomografia computadorizada de feixe cônico (*Cone beam*): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**. Maringá, v.12, n.2, p.139-156, Mar-Abr. 2007.

GOODSITT, M. M.; CHAN, H. P.; WAY, T. W. *et al.* Accuracy of the CT numbers of simulated lung nodules imaged with multi-detector CT scanners. **Medical Physics**. Maryland, v.33, n. 8, p.3006-17, 2006.

GUERRERO, M. E.; JACOBS, R.; LOUBELE M. *et al.* State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. **Clinical Oral Investigations**, Berlin, v.10, n.1, p.1-7, Mar. 2006.

HAAGA, J. R.; ALFIDI, R. J. **Computed tomography of the whole body**. New York: C. V. Mosby Company, 1982. p.1-23.

HASHIMOTO, K.; ARAI, Y.; IWAI, K. *et al.* A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology**, St. Louis, v.95, n.3, p.371-377, Mar. 2003.

HERMAN, G. T. **Image reconstruction from projections: the Fundamentals of computed tomography**. New York: Academic Press, 1980.

HOMOLKA, P. Bone mineral density measurement with dental quantitative CT prior to the dental implant placement in cadaver mandibles: pilot study. **Radiology**, Easton, v.224, n.1, p.247-252, Jul. 2002.

HONDA, K.; LARHEIM, T. A.; MARUHASHI, K. *et al.* Osseous abnormalities of the mandibular condyle: diagnostic reliability of cone beam computed tomography compared with helical computed tomography based on an autopsy material. **Dentomaxillofacial Radiology**, Tokyo, v.35, n.3, p.152-157, May. 2006.

- KALENDER, W.; SEISSLER, W.; KLOTZ, E. *et al.* Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous scanner rotation. **Radiology**, Easton, v.176, n.1, p.181-183, Jul. 1990.
- KATSUMATA, A.; HIRUKAWA, A.; OKUMURA, S. *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 Endodontology**, St. Louis, v.104, n.4, p.829-836, Dec. 2007.
- KATSUMATA, A.; HIRUKAWA, A.; OKUMURA, S. *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 Endodontology**, St. Louis, v.107, n.3, p.420-425, Mar. 2009.
- LAGRAVES, M. O.; CAREY, J.; BEN-ZVI, M. *et al.* Effect of object location on the density measurement and Hounsfield conversion in a NewTom 3G cone beam computed tomography unit. **Dentomaxillofacial Radiology**, Tokyo, v.37, n.6, p.305-308, Sep. 2008.
- LEWIS, E. L.; DOLWICK, M. F.; ABRAMOWICZ, S. *et al.* Contemporary imaging of the temporomandibular joint. **Dental Clinics of North America**, Philadelphia, v.52, n.4, p.875-890, Oct. 2008.
- LIN, J. T.; LANE, J. M. Osteoporosis: a review. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, v.425, n.8, p.126-134, Aug. 2004.
- LINDH, C.; OBRANT, K.; PETERSSON, A. Maxillary bone mineral density and its relationship to the bone mineral density of the lumbar spine and hip. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology**, St. Louis, v.98, n.1, p.102-109, Jul. 2004.
- LORENZONI, D. C.; BOLOGNESE, A. M.; GARIB, D. G. *et al.* Cone-beam computed tomography and radiographs in dentistry: aspects related to radiation dose. **International Journal of Dentistry**, Cairo, doi:10.1155/2012/813768, 2012.
- LOUBELE, M.; GUERRERO, M.; JACOBS, R. *et al.* A comparison of jaw dimensional and quality assessments of bone characteristics with cone-beam CT, spiral tomography, and multi-slice spiral CT. **International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, Lombard, v.22, n.3, p. 446-454, May-Jun. 2007.
- LOUBELE, M.; JACOBS, R.; MAES, F. *et al.* Radiation dose vs. image quality for low-dose CT protocols of the head for maxillofacial surgery and oral implant planning. **Radiation Protection Dosimetry**, Ashford, v.117, n.1, p.211-216, 2005.
- LOUBELE, M.; MAES, F.; SCHUTYSER, F. *et al.* Assessment of bone segmentation quality of cone-beam CT versus multislice spiral CT: a pilot study. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology**, St. Louis, v. 102, n.2, p. 225-234, Aug. 2006.

MAEHESH, M. Search for isotropic resolution in CT from conventional through multiple-row detector. **Radiographics**, Easton, v.22, n.4, p.949-962, Jul- Aug. 2002.

MAH J., HATCHER D. Three-dimensional craniofacial imaging. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, St. Louis, v.126, p.308-309, Sep. 2004.

MAH, P.; REEVES, T. E.; MCDAVID, W.D. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. **Dento Maxillo Facial Radiology**, Goteborg, v.39, n.6, p.323-335, Sep. 2010.

MCGIVNEY, G. P.; HAUGHTON, V.; STRANDT, J. A. *et al.* A comparison of computer-assisted tomography and data gathering modalities in prosthodontics. **International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, Lombard, v.1, p.55-68, 1968.

MARQUEZAN, M.; LAU, T. C.; MATTOS, C. T. *et al.* Bone mineral density. **The Angle Orthodontist**, Appleton, v.82, n.1, p.62-66, Jan. 2012.

MILES, D. A. Clinical experience with cone-beam volumetric imaging- report of findings in 381 cases. **United States Dentistry**, v.1, n.1, p.39-42, Sep. 2006.

MISCH, C. E. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive loading, **International Journal of Oral Implantology**, New York, v.6, n.2, p.23-31, Feb.1990.

MISCH, C. E. **Prótese sobre implantes**, Editora Santos: São Paulo, 2007.

MISCHKOWSKI, R. A.; PULSFORT, R.; RITTER, L. *et al.* Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology**, St. Louis, v.104, n.4, p.551-559, Oct. 2007.

MOLEN, A. D. Considerations in the use of cone-beam computed tomography for buccal bone measurements. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, St. Louis, v.137, (4 suppl), p.130-135, Apr. 2010.

MORAES, L. C.; DUARTE, M. S. R.; MÉDICI FILHO, E. *et al.* Imagens da ATM – técnicas de exame. **Jornal Brasileiro de Ortodontia e Ortopedia Facial**, Curitiba, v. 6, n. 36, p. 502- 507, Nov-Dez. 2001.

MOZZO, P.; PROCACI, C.; TACCONI, A. *et al.* A new volumetric CT machine for dental imaging base on the cone-beam technique: preliminary results. **European Radiology**, Berlin, v.8, n.9, p.1558-1564,1998.

NACKAERTS, O.; MAES F.; YAN, H. *et al.* Analysis of intensity variability in multislice and cone beam computed tomography. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 22, n.8, p.873-879, Jan. 2011.

NAITOH, M.; HIRUKAWA, A.; KATSUMATA, A. *et al.* Evaluation of voxels values in mandibular cancellous bone: relationship between cone-beam computed tomography and multislice helical computed tomography. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 20,n.5, p. 503-506, May. 2009.

NAITOH, M.; HIRUKAWA, A.; KATSUMATA, A. *et al.* Prospective study estimate mandibular cancellous boné density using large-volume cone-beam computed tomography. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 21, n.12, p. 1309-1313, Dec. 2010.

NAITOH, M.; KATSUMATA, A.; MITSUYA, S. *et al.* Measurement of mandibles with microfocus X-ray computerized tomography and compact computerized tomography for dental use. **International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, Lombard, v.19, n.2, p.239-246, Mar-Apr. 2004.

NOMURA, Y.; WATANABE, H.; HONDA, E. *et al.* Reliability of voxel values from cone-beam computed tomography for dental use in evaluating bone mineral density. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 21, n.5, p. 558-562, May. 2010.

NORTON, M. R.; GAMBLE, C. Bone classification: an objective scale of boné density using the computerized tomography scan. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v.12, n.1, p.79-84, Feb. 2001.

OLIVEIRA, M. T. M.; MACEDO, L. D.; DEL BEL, E. A. *et al.* Avaliação da densitometria óssea de tecido ósseo neoformado após distração osteogênica mandibular. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, Maringá, v.11, n.1, p.1-11, Jan-Fev. 2006.

ORTH, R. C.; MICHAEL, I.; WALLACE, M. I. *et al.* C-arm cone beam CT: General Principles and Technical Considerations for use in Interventional Radiology. **Journal Vascular and Interventional Radiology**, v.19, p.814-82, 2008.

PALOMO, J. M.; RAO, P. S.; HANS, M. G. Influence of CBCT exposure conditions on radiation dose. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology**, St. Louis, v.105, n.6, p.773-782, Jun. 2008.

PAPAIZ, E. G.; CARVALHO, P. L. Métodos recentes de diagnóstico através da imagem. In: FREITAS, A. *et al.* **Radiologia Odontológica**. 3. ed. São Paulo: Artes Médicas, 1994. p. 651-661.

PARKS, E. T. Computed tomography applications for dentistry. **Dental Clinics of North America**, Philadelphia, v. 44, n. 2, p. 371- 394, Apr. 2000.

PAUWELS, R.; BEINSBERGER, J.; COLLAERT, B. *et al.* Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. **European Journal of Radiology**, Stuttgart, v.81, n.2, p.267-271, Feb. 2012.

PISCO, J. M.; SOUSA, L. A. **Noções Fundamentais de Imagiologia**. 2^a ed. Lisboa Lidel. 1999; p. 67-73.

PUTMAN, C. E.; RAVIN, C. E. **Textbook of Diagnostic Imaging**, 2^a. ed. Pennsylvania: Copyright, 1994. 2131p.

QUERESHY, F. A.; SAVELL, T. A.; PALOMO, J. M. Applications of cone beam computed tomography in the practice of oral and maxillofacial surgery. **Journal of Oral Maxillofacial Surgery**, Philadelphia, v.66, n.4, p.791-796, Apr. 2008.

RODRIGUES, A. F.; FRAGA, M. R., VITRAL, R. W. F. Computed tomography evaluation of the temporomandibular joint in Class I malocclusion patients: condylar symmetry and condyle-fossa relationship. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, St. Louis, v.136, n.2, p.192–198, Aug. 2009a.

RODRIGUES, A.F.; FRAGA, M.R.; VITRAL, R.W.F. Computed tomography evaluation of the temporomandibular joint in Class II Division 1 and Class III malocclusion patients: Condylar symmetry and condyle-fossa relationship, **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, St. Louis, v.136,n.2, p.199-206, Aug. 2009b.

SANTIAGO, R. C.; DE PAULA, F. O.; FRAGA, M. R. *et al.* Correlation between miniscrew stability and bone mineral density in orthodontic patients. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, St. Louis, v.136, n.2, p.243-250, Aug. 2009.

SANTOS, E. S.; NACIF, M. S. **Tomografia: Manual de técnicas em tomografia computadorizada**, Rio de Janeiro: Editora Rubio, 2009. 280p.

SARKIS, A.; NOUJEIM, M.; NUMMIKOSKI, P. Bone density measurements in cone-beam computed tomography. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology**, St. Louis, v.103, n.2, Supl. Feb 53, 2007.

SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G.; SUKOVIC, P. Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice. **Journal of the Canadian Dental Association**, Toronto, v.72, n.1, p.75-80, Feb. 2006.

SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G. What is cone-beam CT and how does it work? **Dental Clinics of North America**, Philadelphia, v.52, n.4, p.707-730, Oct. 2008.

SCARFE, W. C.; LI, Z.; ABOELMAATY, W. *et al.* Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. **Australian Dental Journal**, Sydney, v. 57, suppl. 1, p. 46-60, Mar. 2012.

SEERAM, E. **Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control**. 3^a ed. Philadelphia: W. B. Saunders Company, 2009. 560p.

SHAPURIAN, T.; DAMOULIS, P. D.; REISER, G. M. *et al.* Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index. **International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, Lombard, v.21, n.2, p.290-297, Mar-Apr. 2006.

SIEWERDSEN, J. H.; JAFFRAY, D. A. Cone-beam computed tomography with a flat-panel image: magnitude and effects of X-ray scatter. **Medical Physics**, Maryland, v.28, n.1, p.220–231, 2001.

SIEWERDSEN, J. H.; MOSELEY, D. J.; BURCH, S. *et al.* Volume CT with a Flat-Panel detector on a mobile, isocentric C-arm: pre-clinical investigation in guidance of minimally invasive surgery. **Medical Physics**, Maryland, v. 32, n.1, p.241–254, Jan. 2005.

STRAUSS, R. A.; BURGOYNE, C.C. Diagnostic imaging and sleep medicine. **Dental Clinics of North America**, Philadelphia, v.52, n.4, p.891-915, Oct. 2008.

SUOMALAINEN, A. K.; SALO, A.; ROBINSON, S. *et al.* The 3DX multiimage micro-CT device in clinical dental practice. **Dentomaxillofacial Radiology**, Tokyo, v.36,n.2, p.80-85, Feb. 2007.

TANTANAPORNKUL, W.; OKOCHI, K.; BHAKDINARONK, A. *et al.* Correlation of darkening of impacted mandibular third molar root on digital panoramic images with cone beam computed tomography findings. **Dento Maxillo Facial Radiology**, Goteborg, v.38, n.1 p.11-16, Jan. 2009.

TERAKADO, M.; HASHIMOTO, K.; ARAI, Y. *et al.* Diagnostic imaging with newly developed ortho super-high resolution computed tomography (Ortho-CT). **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology**, St. Louis, v.89, n.4, p.509-518, Apr. 2000.

TYNDALL, D. A.; RATHORE, S. Cone-beam CT diagnostic applications: caries, periodontal bone assessment, and endodontic applications. **Dental Clinics of North America**, Philadelphia, v.52, n.4, p.825-841, Oct. 2008.

UPDIKE, S. X.; NOWZARI, H. Fractal analysis of dental radiographs to detect periodontitis-induced trabecular changes. **Journal of Periodontal Research**, Copenhagen, v.43, n.6, p.658-664, Dec. 2008.

VAN VLIJMEN, O. J.; BERGÉ, S. J.; BRONKHORST, E. M. *et al.* A comparison of frontal radiographs obtained from cone beam CT scans and conventional frontal radiographs of human skulls. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, Copenhagen, v.38, n.1, p.773-778, Jul. 2009.

VITRAL, R. W. F., CAMPOS, M. J. S., RODRIGUES, A. F. *et al.* Temporomandibular joint and normal occlusion: Is there anything singular about it? A computed tomographic evaluation, **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, St. Louis, v. 140, n.1, p.18-24, Jul. 2011.

WHITE, S. C.; PHAROAH, M. J. The evolution and application of dental maxillofacial imaging modalities. **Dental Clinics of North America**, Philadelphia, v.52, n.4, p.689-705, Oct. 2008.

YAZDI, M.; BEAULIEU L. Artifacts in Spiral X-ray CT Scanners: Problems and Solutions. **International Journal of Biological and Medical Sciences**, v.4, n.3, p.135-139, 2008.

YOO, S.; YIN, F. F. Dosimetric feasibility of cone-beam CT-based treatment planning compared to CT-based treatment planning. **International Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics**, Elmsford, v.66, n.5, p.1553-1561, Dec. 2006.

YUNE, H. Y. Two-dimensional three-dimensional reconstruction computed tomography techniques. **Dental Clinics of North America**, Philadelphia, v.37, n.4, p.613-628, Oct. 1993.

ZIEGLER, C. M.; WORTCHE, R.; BRIEF, J. *et al.* Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. **Dentomaxillofacial Radiology**, Tokyo, v.31, n.2, p.126-130, Mar. 2002.

6. ANEXOS

6.1 Artigo 1: 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**

*Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Odontologia – Juiz de Fora, MG.

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

HU Revista, Juiz de Fora, v.35, n.3, p.7-12, 2012

RESUMO

O presente trabalho teve 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, 2009), que tem como desvantagens a alta complexidade, o elevado nível de radiação e o alto custo do equipamento (NAKAJIMA *et al.*, 2005; MISCH, YI, SARMENT, 2006).

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) (SCARFE, FARMAN, SUKOVIC, 2006; GARIB *et al.*, 2007).

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 (SCARFE, FARMAN, SUKOVIC, 2006; GARIB *et al.*, 2007).

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, permitem cortes em diversas espessuras e possibilitam a correlação com a qualidade óssea.

2 MATERIAL E MÉTODO

O trabalho foi baseado nas diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisas envolvendo ser humano (resolução CNS 196/96) e aprovado no 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, SP, Brasil).

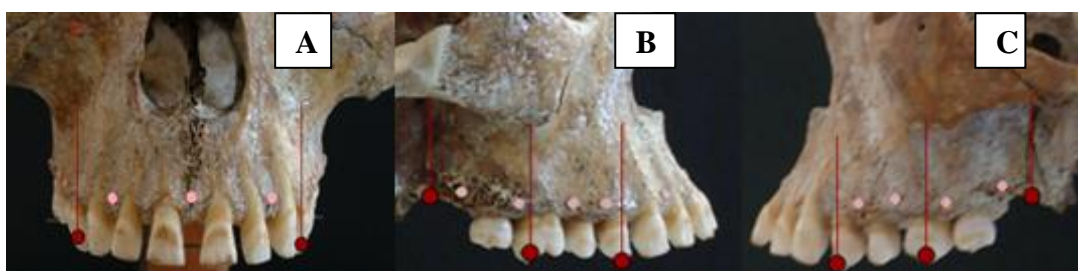
FOTOGRAFIAS 1 A e B - Maxila dividida em terços anterior, médio e posterior e mandíbula dividida em terços anterior, médio e posterior.



FONTE – Os autores (2010)

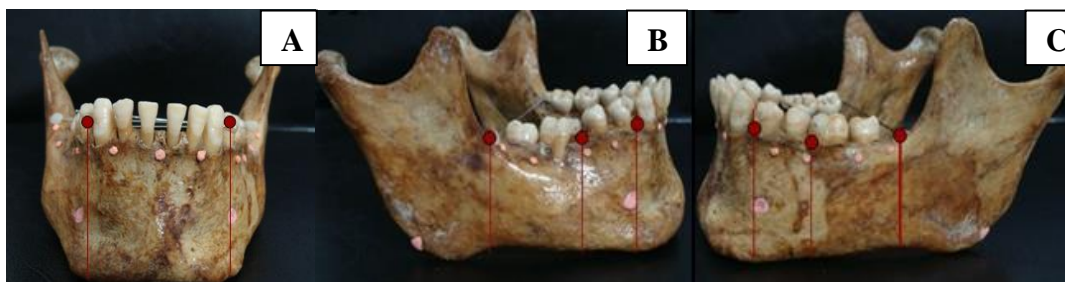
Um material radiopaco, guta percha, marca Tanari (Manaus, AM, Brasil) do mesmo calibre e comprimento (1mm) foi colado na região alveolar vestibular das peças anatômicas, de forma que ficaram três pontos na porção anterior, quatro pontos na porção média (dois do lado direito e dois do lado esquerdo) e 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, e pontos de referência no terço médio e no terço posterior do lado esquerdo da maxila, respectivamente.



FONTE – Os autores (2010)

FOTOGRAFIAS 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, e pontos de referência no terço médio e no terço posterior do lado esquerdo da mandíbula, respectivamente.



FONTE – Os autores (2010)

Com o intuito de simular o tecido mole, as peças anatômicas foram revestidas por 1 cm 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 infra-orbitário 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 (Imaging Sciences International Inc., Hatfield, 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 data*) 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).

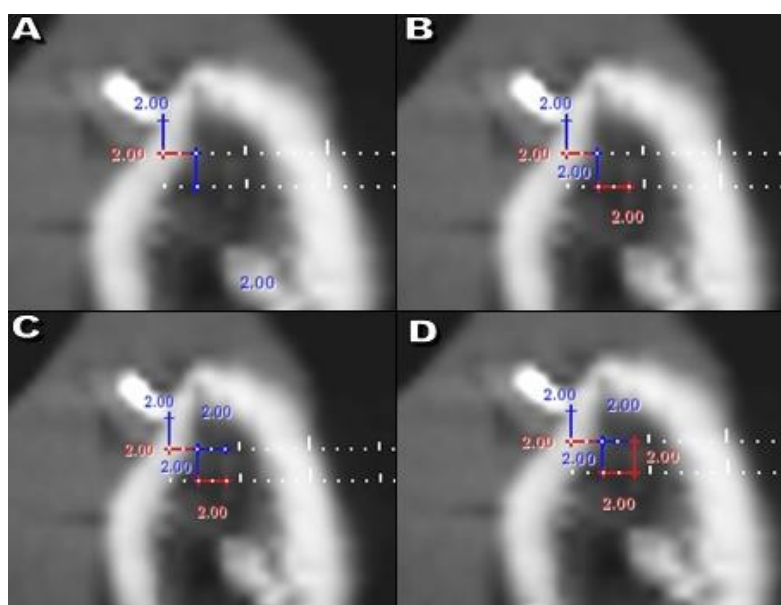
Em ambos os programas as medidas foram realizadas utilizando a tela MPR. Os pontos das regiões média e posterior da maxila e da mandíbula (oito pontos em cada estrutura) foram medidos no corte coronal por este apresentar grande nitidez dos mesmos e os pontos da região anterior da maxila e da mandíbula (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 2 mm abaixo e 2 mm ao centro da imagem na mandíbula e 2 mm acima e 2 mm 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 (4mm^2), 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 4mm^2 , 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*.

FOTOGRAFIAS 4 A, B, C e D - Definição da área de 4 mm² no programa *ImplantViewer* a 2mm a baixo e 2 mm 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: Apresenta a média da DMO e o desvio padrão nos programas *ImplantViewer* e *I-CATVision*, teste *t* de *Student* e o teste de Correlação Intra-classe de *Pearson*.

	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

4 DISCUSSÃO

É consenso entre vários autores que a densidade mineral óssea é a grande responsável pela sobrevida 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 Jr. (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 subjacentes (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 tradicional 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 tradicional (CEVIDANES *et al.*, 2005; LUDLOW *et al.*, 2006; GARIB *et al.*, 2007; SCARFE, FARMAN, 2008; HUA *et al.*, 2009; ROGERS, DRAGE, DURNING, 2011). 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, SUKOVIC, 2006; SCARFE, FARMAN, 2008).

São vantagens da TCFC em relação à TC tradicional, 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 *et al.* (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 (KATSUMATA *et al.*, 2006; KATSUMATA *et al.*, 2007; HUA *et al.*, 2009; 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. 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 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 no presente estudo 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 significante 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.

Os autores agradecem à FAPEMIG 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 Oral Surgery**, Copenhagen, v.6, n.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, n.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, n.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, n.5, p.611-618, May. 2006.
- GARIB, D. G. *et al.* Cone beam computed tomography (CBCT): understanding this new imaging diagnostic method with promissing application in Orthodontics. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**. Maringá, v.12, n.2, p.139-156, Mar-Apr. 2007.
- HUA, Y. *et al.* Bone quality assessment based on cone beam computed tomography imaging. **Clinical Oral Implants Research**. Copenhagen, v.20, n.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, n.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, n.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, n.3, p.420-425, Mar. 2009.

LIN, J. T.; LANE, J. M. Osteoporosis: a review. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, v.425, n.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, n.4, p.219-226, Jul. 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, n.7, p. 1261-1266, Jul. 2006.

NAKAJIMA, A. *et al.* Two and three- dimensional orthodontic imaging using limited cone beam –computed tomography. **The Angle Orthodontist**. Appleton, v.75, n.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, n.5, p.503–506, May. 2009.

PARKS, E. T. Computed tomography applications for dentistry. **Dental Clinics of North America**, Philadelphia, v.44, n.2, p.371- 394, Apr. 2000.

RODRIGUES, A. F.; VITRAL, R. W. F. Applications of computed tomography in dentistry. **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. **The Angle Orthodontist**, Appleton, v.81, n.2, p.350-355, Mar. 2011.

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**. v.72, n.1, p.75-80, Feb. 2006.

SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G. What is cone-beam ct and how does it work? **Dental Clinics of North América**, Philadelphia, v.52, n.4, p.707- 730, Oct. 2008.

VIDIGAL JR., 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.

6.2 Artigo 2: A INFLUÊNCIA DO VOLUME DO CAMPO DE VISÃO NA DETERMINAÇÃO DA DENSIDADE MINERAL EM EXAMES DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO

RESUMO

Objetivo: O objetivo deste estudo foi determinar o efeito do volume do campo de visão (FOV) sobre os valores de cinza em tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) com grande volume e imagens de tomografia computadorizada *multislice* (TCMS) **Metodologia:** Um objeto teste construído com 3 cilindros contendo água destilada, gesso odontológico e óleo de motor foi construído e inserido dentro de um cilindro de acrílico preenchido com água destilada. O objeto teste foi examinado com aparelhos de TCFC e TCMS usando 3 tamanhos de FOV. O valor de cinza de cada material foi avaliado em 40 cortes axiais e a comparação entre os resultados obtidos com o mesmo tamanho de FOV foi realizada usando o teste t de Student para amostras pareadas. **Resultados:** Em exames de TCFC foi significativa a diferença entre os valores de cinza de diferentes FOVs para os 3 materiais. Em TCMS foi significativa a diferença da densidade somente para o óleo. Foi obtida correlação significativa entre os exames de TCFC e TCMS para o gesso em todos os FOVs. A água não apresentou correlação significativa entre os exames de TCFC e TCMS com os FOVs utilizados. O óleo não apresentou correlação no FOV 8 x 8cm e uma baixa correlação nos FOVs 16 x 8cm e 16 x 13cm. **Conclusões:** Os valores de densidade determinados em imagens de TCFC foram influenciados pela variação do tamanho do FOV para todos os materiais. Portanto, existem métodos de imagem mais precisos para avaliação da densidade mineral.

Palavras-chave: Densidade. Tomografia. Tomografia computadorizada de feixe cônico.

INTRODUÇÃO

Tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) é a modalidade de imagem aplicada em exames dos dentes, cabeça e pescoço e utilizada para diagnóstico e plano de tratamento. Esta técnica oferece muitas vantagens sobre a tomografia computadorizada médica, incluindo a baixa dose de radiação, o curto tempo de aquisição, o custo acessível e a melhor resolução¹⁻⁵.

A TCFC tem sido utilizada na Odontologia para avaliação morfológica e dimensional das estruturas craniofaciais. O aumento da demanda para implantes dentários e dispositivos temporários durante o tratamento ortodôntico (mini-implantes, *onplants*, implantes palatinos ou miniplacas) trouxeram a necessidade de medir a densidade óssea em adição com a avaliação da altura e largura óssea e o próprio local para colocação do implante^{6,7}.

Unidades *Hounsfield* (HU) provêm a avaliação da qualidade da densidade óssea na tomografia computadorizada médica, usando como referência os níveis de cinza obtidos de diferentes capacidades de atenuação dos raios X de cada estrutura⁸, permitindo determinar a natureza do tecido avaliado⁹ e promover com precisão a classificação da qualidade óssea¹⁰.

Entretanto, valores de HU em TCFC têm demonstrado uma correlação linear com coeficientes de atenuação do material⁸, valores de HU obtidos com TC médica^{8,11} e raios X *Dual-energy* na absormetria (DEXA)¹². Os níveis de cinza em imagens por TCFC de grande volume são instáveis e influenciados por uma série de fatores intrínsecos ao sistema como diferentes artefatos de imagem^{8,13,14}, ambiente de aquisição de imagens¹³, posicionamento do objeto no campo de visão (FOV)¹³, a massa presente fora do FOV (chamada de *exo-massa*)^{9,14,15}, a massa no corte (dentro e fora do FOV)¹⁵ e o tamanho do FOV¹⁴.

De todas as variáveis que podem interferir com a avaliação da qualidade óssea em TCFC, talvez o tamanho do FOV é a que não tem sido completamente elucidada ainda. A interferência do tamanho do FOV na variabilidade do valor da densidade foi avaliada em aparelhos de TCFC com limitado volume¹⁴ e em imagens

obtidas em aparelhos de TCFC com grande volume⁹. Entretanto, outras características que podem ter influenciado os valores não foram adequadamente controladas. A determinação do tamanho do FOV no momento da aquisição da imagem depende da estrutura a ser avaliada e a escolha do FOV deve ser o menor que englobar a região de interesse¹⁶. O menor FOV normalmente gera baixa dose de radiação, similar à ação dos colimadores^{16,17}, evitando que estruturas sejam irradiadas desnecessariamente e diminuindo o efeito da dose¹⁸.

O objetivo deste estudo foi determinar o efeito do tamanho do FOV sobre os valores de densidade em TCFC de grande volume e imagens por TCMS e comparar os valores obtidos nas duas modalidades de exame.

METODOLOGIA

Foi construído um objeto-teste (ou *phantom* radiográfico) composto por 3 cilindros de acrílico alinhados (12,0mm de diâmetro, 57mm de altura e as paredes com 1,0mm de espessura) e totalmente preenchidos por 1) água destilada Asfer (Indústria Química, São Paulo, SP), 2) gesso odontológico (Ortho Plaster, Dentsply, York, USA) e 3) óleo de motor Bardahl B12 (Lubarsa Lubrificantes Bardahl S. A., São Paulo, S.P.)(Fig 1). Para a inserção do gesso no cilindro, o mesmo foi manipulado com água destilada na proporção indicada pelo fabricante, as bolhas de ar foram removidas por vibração e o cilindro ficou aberto à temperatura ambiente por 48horas para a completa cura do gesso. Todos os cilindros foram vedados inferior e superiormente por duas placas de acrílico de 3,9mm de espessura, 70mm de largura e 40mm de comprimento. Para colar as placas de acrílico nos cilindros foi utilizado o acrílico auto-polimerizável pó e líquido (JET, Artigos Odontológicos, Clássico LTDA, Campo Limpo, SP) nas proporções indicadas pelo fabricante.

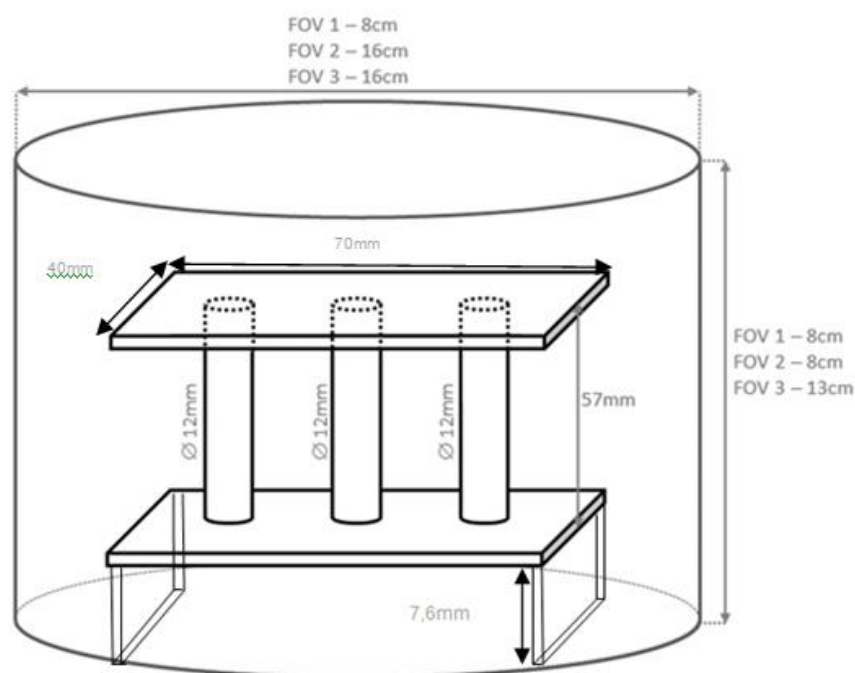


Figure 1: Diagrama esquemático do objeto-teste posicionado no cilindro de acrílico. FOV – campo de visão.

O objeto-teste foi então posicionado no centro de um cilindro de acrílico (diâmetro: 8cm, altura: 8cm, espessura da parede: 4mm), vedados inferior e superiormente por duas placas de acrílico ocupando o diâmetro inferior e superior do cilindro e este sendo completamente preenchido com água destilada Asfer (Indústria Química, São Paulo, SP). O cilindro foi avaliado com TCFC e TCMS utilizando 3 tamanhos do FOV (diâmetro x altura): 8cm x 8cm (FOV 1- exato tamanho do objeto), 16cm x 8cm (FOV 2 – excesso lateral e mesma altura do objeto), e 16cm x 13cm (FOV 3 – com excesso lateral e vertical) com o cilindro posicionado no centro dos FOVs.

Para o exame de TCFC, utilizou-se o *I-CAT (Imaging Sciences International Inc., Hatfield, USA)* foi utilizado o feixe de 120kV e 5mA, 26,9s de tempo de rotação e o tamanho do *voxel* de 0,4mm. O exame de TC dual slice foi realizado com o aparelho *Somaton Spirit (Siemens, Xangai, China)* com 130 kV e 70 mA.

Nas imagens obtidas, cada cilindro do objeto-teste preenchido com água destilada, gesso ou óleo de motor foi alinhado verticalmente nos planos coronal e sagital. A densidade do conteúdo de cada cilindro foi avaliada através de 40 regiões

de interesse (ROI) posicionadas em 40 cortes axiais, distanciados 1mm, sendo 20 cortes para cima e 20 cortes para baixo a partir do centro vertical de cada cilindro. Cada ROI possuía uma área de 25mm^2 (5mm x 5mm) e foi posicionado no centro transversal dos cilindros nos cortes axiais. As imagens de TCFC foram analisadas com o *software i-CAT Vision (Imaging Sciences International Inc., Hatfield, USA)*, com 1mm de espessura do corte na modalidade de reconstrução em MPR. As imagens de TCMS foram analisadas com o *Clear Canvas Workstation (ClearCanvas, Toronto, Canada)*, com 1mm de espessura do corte.

ESTATÍSTICA

A fim de se calibrar o operador, o processo de medida e de se obter o erro médio, foi realizado o erro de método. Foram selecionados 40 cortes de 2 exames de TCFC. Em cada um deles foram calculados, duas vezes, com intervalo de 21 dias, o valor da densidade mineral.

O coeficiente de variação [COV (%) = $100 \times \text{desvio padrão (SD)} / \text{média}$] foi determinado para avaliar a variabilidade da densidade mineral de cada material em cada exame realizado. A comparação entre os valores de densidade mineral obtido para cada material, nos diferentes tamanhos de FOV, para os exames de TCFC e TCMS, foi realizada através do Teste de análise da variância (ANOVA). Para cada medida estudada foi aplicado o teste *post-hoc* de *Tukey* para observações independentes, pelo qual se avaliou a média das diferenças encontradas entre os FOVs.

Com o objetivo de quantificar o grau de concordância entre duas grandezas numéricas, neste caso valores obtidos na TCFC e TCMS, foram determinados os coeficientes de Correlação Intra-classe de *Pearson* em que um índice igual a 1 é indicação de perfeita concordância entre as duas variáveis. Neste caso foi realizado o teste *t-Student* para amostras pareadas para avaliar a igualdade das médias da densidade entre os métodos (TCFC e TCMS).

A análise estatística foi realizada com o nível de significância igual a 0,05 e processada no programa estatístico SPSS 17.0.0 (SPSS Inc., Chicago, USA).

RESULTADO

Valores de concordância intra-examinador da densidade de cada material a partir das medições de TCFC foram 0,989, mostrando excelente concordância¹⁹.

O Erro de Método, obtido através do coeficiente de correlação intra-classe, apresentou os seguintes valores na TCFC para o FOV 16 x 8cm: 0,98 para o gesso; 0,83 para a água e 0,96 para o óleo.

Os valores médios da densidade de cada material obtidos com diferentes tamanhos de FOV nos exames de TCFC e TCMS, assim como os testes de comparação entre estes valores são mostrados na Tabela 1 e Figura 2. Nos exames de TCFC, foram verificadas diferenças significativas entre os valores de densidade dos três materiais nos diferentes FOVs utilizados. Já nos exames obtidos com a TCMS não houve diferença significativa para o gesso e para a água. Houve diferença significativa para o óleo.

Tabela 1: Valores médios de densidade de cada material e os testes comparativos entre os exames.

	FOV 1 - 8x8			FOV 2 - 16x8			FOV 3 - 16x13			ANOVA	FOVs	FOVs	FOVs
	Média	DP	COV (%)	Média	DP	COV (%)	Média	DP	COV (%)		1 x 2*	1 x 3*	2 x 3*
TCFC													
Gesso	202,0	29,6	14,65	1524,1	59,8	3,92	1482,5	45,0	3,03	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Água	-556,7	1,7	0,30	11,0	3,2	29,10	2,2	2,4	109,09	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Óleo	-644,1	1,4	0,22	-145,8	3,4	2,33	-139,9	6,9	4,93	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
TCMS													
Gesso	1800,6	47,79	2,65	1796,9	39,48	2,19	1811,5	48,98	2,70	0,334	0,93	0,53	0,33
Água	-19,1	1,7	9,05	-19,4	1,93	9,94	-18,6	2,15	11,55	0,234	0,82	0,52	0,21
Óleo	-122,7	2,09	1,70	-120,8	3,12	2,58	-118,3	2,62	2,21	<0,001	0,004	<0,001	<0,001

* Teste post-hoc de Tukey para análise da variância.

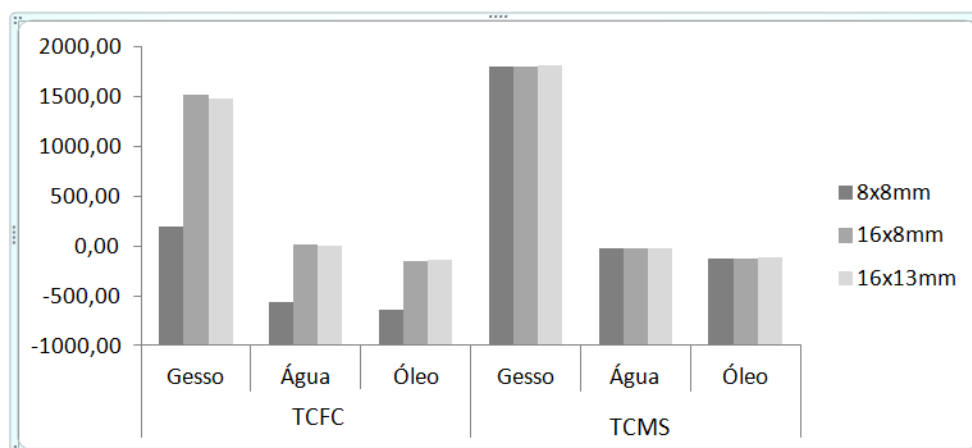


Figura 2: Média de valores da densidade de cada material obtido com diferentes volumes de FOV em exames de TCFC e TCMS.

Os resultados obtidos com FOV de mesmo tamanho nos exames de TCFC e TCMS foram comparados (Tabela 2). Os valores de densidade dos materiais avaliados obtidos nos exames de TCFC e TCMS mostraram diferença significativa para todos os materiais nos três tamanhos de FOV avaliados.

Foi obtida correlação significativa entre os exames de TCFC e TCMS para o gesso em todos os FOVs. A água não apresentou correlação significativa entre os exames de TCFC e TCMS com os FOVs utilizados. O óleo não apresentou correlação no FOV 8 x 8cm e uma baixa correlação nos FOVs 16 x 8cm e 16 x 13cm.

Tabela 2: Comparação entre os valores de densidade obtidos nos exames de TCFC e TCMS para cada FOV.

	FOV 8x8				FOV 16x8				FOV 16x13			
	TCMS	TCFC	P*	Correl [†]	TCMS	TCFC	P*	Correl [†]	TCMS	TCFC	P*	Correl [†]
Gesso	1800,6	202,0	<,001	0,97**	1796,9	1524,1	<,001	0,95**	1811,5	1482,5	<,001	0,97**
Água	-19,1	-556,7	<,001	0,023	-19,4	11,0	<,001	-0,171	-18,6	2,2	<,001	0,157
Óleo	-122,7	-644,1	<,001	-0,107	-120,8	-145,8	<,001	0,426	-118,3	-139,9	<,001	0,324

* teste t pareado; [†]Correlação de Pearson; **Correlações significantes ao nível de $\alpha=0,05$.

DISCUSSÃO

A determinação da densidade mineral em exames de TCFC vem sendo utilizada^{20,21} devido ao baixo custo dos exames e, principalmente, pela menor dose de radiação quando comparada à TC médica²². Entretanto, a validade destes valores de densidade tem sido questionada devido aos níveis de cinza arbitrários¹⁰, artefatos de imagem^{10,23}, e alto nível de radiação dispersa²³, os quais são características da tecnologia da TCFC.

A Unidade *Hounsfield* (HU) foi estabelecida¹⁰ com base nas diversas tonalidades de cinza presente nas imagens de TC médica para determinar a densidade de regiões específicas. Os valores de densidade obtidos em exames de TC médica são, deste modo, utilizados tendo os valores padrão de HU como referência. Geralmente, os valores de HU determinados em exames de TCFC têm sido significativamente diferentes, maiores⁸ ou menores¹³, que aqueles obtidos nas imagens de TC médica. No presente estudo os valores de densidade em exames de TCFC foram significativamente diferentes dos obtidos em imagens de TCMS com o mesmo tamanho de FOV, sendo que TCFC apresentou valores mais baixos na maioria das comparações.

Mesmo com a incerteza de sua fidedignidade, alguns trabalhos demonstraram haver uma correlação linear dos valores de densidade em TCFC com coeficientes de atenuação dos materiais⁸, com valores de HU obtidos com a TC médica^{24,25}, e também com a DEXA¹². No presente estudo, os valores da densidade obtidos com TCFC e TCMS mostraram uma significativa correlação para o gesso em todos os tamanhos de FOV e uma baixa correlação para o óleo nos tamanhos de FOV 16x8cm e 16x13cm, apesar de os valores médios terem sido significativamente diferentes em todas as comparações.

Em exames de TCFC, algumas características como as do equipamento^{8,13}, o posicionamento do objeto no FOV^{13,15}, quantidade de exo-massa^{9,14,15}, a massa total do corte¹⁵ e o tamanho do FOV^{9,14} têm sido descritas como capazes de influenciar de maneira significativa os valores da densidade mineral. Entretanto,

devido principalmente à integração existente entre algumas destas características, na maioria das vezes, as variáveis não são devidamente controladas nos estudos de confiabilidade dos valores de densidade em TCFC. No presente estudo, todas as aquisições de imagens do objeto-teste foram realizadas no mesmo equipamento de TCFC, uma vez que variações significantes nos valores de densidade foram demonstradas quando diferentes aparelhos de TCFC foram comparados^{8,13}, apesar de os trabalhos que relataram esta variabilidade não terem descrito⁸ ou padronizado¹³ o tamanho do FOV nas aquisições dos diferentes aparelhos, inserindo, desta forma, outra variável aos resultados apresentados.

Nas aquisições das imagens, o posicionamento do objeto teste foi padronizado em relação ao feixe de raios X e ao FOV. Em ambos os aparelhos, TCFC e TCMS, o longo eixo do objeto-teste foi alinhado perpendicularmente ao plano de movimento dos raios X, permitindo que as ROI (região de interesse) fossem determinadas nos cortes axiais e mantidas paralelas à este plano, o que foi considerado ideal no desenvolvimento e compreensão da relação entre a disposição geométrica dos objetos e efeitos de artefatos¹⁴. Em contrapartida, Nackaerts *et al.*¹³ posicionaram o longo eixo do *phantom* paralelamente ao plano do movimento do feixe de raios X, o que pode ter causado a variação simétrica da densidade ao longo do *phantom* relatada em seus resultados.

Com relação ao tamanho do FOV, padronização da posição do objeto teste no centro geométrico do FOV em todas as aquisições tem evitado a variabilidade de valores da densidade associada com a alteração desta posição em repetidas aquisições no mesmo equipamento de TCFC, sob as mesmas condições de exposição, como descrito por Nackaerts *et al.*¹³.

O cilindro de acrílico no qual o objeto teste estava inserido foi o mesmo em todas as aquisições, padronizando desta forma a massa total do corte. Esta necessidade surgiu a partir dos resultados obtidos por Mah *et al.*⁸, no qual o volume de acrílico/água ao redor do objeto influenciou os valores dos níveis de cinza, sendo que quanto maior a massa, menor o valor de densidade obtido. Esta influência, porém, parece estar mais relacionada com a presença de massa fora do FOV (denominada exo-massa)^{9,15} do que com a quantidade de massa examinada, pois a eliminação da exo-massa pelo uso de um FOV de maior volume resultou em uma menor variabilidade dos valores de densidade quando a massa total foi alterada⁹.

Com intuito de eliminar a exo-massa em todas as aquisições, o cilindro de acrílico utilizado apresentava as mesmas dimensões do menor FOV avaliado, o que não ocorreu em outros trabalhos^{9,14}. A alteração dos valores de densidade em decorrência da presença e quantidade de exo-massa pode estar associada a projeção de dados descontínuos, que é causada pela sobreposição de estruturas presentes fora do FOV durante a aquisição das imagens¹⁴.

Nas aquisições feitas com o aparelho *I-CAT*, assim como em outros aparelhos de TCFC, o volume do FOV pode ser adaptado de acordo com a demanda. Neste estudo, entre os exames de TCFC, o FOV de menor volume (8x8mm) apresentou valores de densidade menores do que os FOVs 16x8mm e 16x13mm, como pode ser visualizado na Figura 1. Resultado semelhante foi encontrado por Katsumata *et al.*⁹ mas, em função das dimensões do objeto e do FOV utilizados, as aquisições apresentavam variações na exo-massa e/ou no posicionamento do objeto no FOV, variáveis que podem dificultar a atribuição da variabilidade dos valores ao tamanho do FOV.

A diminuição dos valores de densidade em FOVs de menor volume pode ser explicada pela redução do diâmetro do feixe de raios X de modo a irradiar somente na região de interesse, restringindo a quantidade de tecido exposto à radiação^{16,17,26,27,28}. Esta limitação do feixe pode levar à diminuição da quantidade de fótons de baixa energia e ao aumento da capacidade de penetração dos raios X²⁹, resultando numa relativa redução do valor de atenuação dos raios X³⁰ e da densidade da estrutura examinada. Na verdade, em ambas as imagens de TCFC e TCMS, os valores da densidade podem ser afetados pelo fenômeno do endurecimento do feixe de raios X^{31,32}. Porém, a distorção nos exames de TCFC é aumentada pois o volume escaneado em cada rotação do feixe de raios X é maior do que em colimadores dos aparelhos com feixe em leque.

Apesar dos valores de densidade obtidos em exames de TC médica serem utilizados como referência^{8,24,25}, estes valores podem apresentar variações entre diferentes aparelhos e diferentes energias no mesmo aparelho de TCMS³³. No presente estudo, apesar da pequena diferença entre as médias, os valores de densidade obtidos em exames de TCMS apresentaram diferença estatisticamente significativa entre os volumes do FOV somente para o óleo. Isto ocorreu devido à

baixa variabilidade dos valores de densidade obtidos nas aquisições de TCMS, sendo o COV médio do óleo de 2,16.

CONCLUSÃO

1. Os valores da densidade determinadas no aparelho de TCFC utilizado neste estudo foram significativamente influenciadas pelo tamanho do FOV para todos os materiais.

2. O exame de TCFC não é um método de imagem preciso para se avaliar a densidade mineral.

3. O volume do FOV influenciou na obtenção dos valores de densidade somente para o óleo na TCMS.

REFERÊNCIAS

1. Almog DM, Romano PR. CT-based dental imaging for implant planning and surgical guidance. NY State Dent J 2007;73:51-53.

2. Armstrong RT. Acceptability of cone beam ct vs. multi-detector CT for 3D Anatomic model construction. AAOMS 2006;64:37.

3. Mah J, Hatcher D. Three-dimensional craniofacial imaging. Am J Orthod Dentofac Orthop 2004;126:308-309.

4. Quereshy FA, Savell TA, Palomo JM. Applications of cone beam computed tomography in the practice of oral and maxillofacial surgery. J Oral Maxillofac Surg 2008;66:791-796.

5. Suomalainen AK, Salo A, Robinson S, Peltola JS. The 3DX multiimage micro-CT device in clinical dental practice. Dentomaxillofac Radiol 2007;36:80-85.

6. Shapurian T, Damoulis PD, Reiser GM, Griffin TJ, Rand WM. Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index. Int J Oral Maxillofac Implants 2006; 21:290-297.

7. Santiago RC, de Paula FO, Fraga MR, Picorelli Assis NM, Vitral RW. Correlation between miniscrew stability and bone mineral density in orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:243-250.
8. Mah P, Reeves TE, McDavid WD. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2010;39:323-335.
9. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Arijii 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.
10. Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:79-84.
11. Lagraves MO, Carey J, Ben-Zvi M, Packota GV, Major PW. Effect of object location on the density measurement and Hounsfield conversion in a NewTom 3G cone beam computed tomography unit. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37:305-308.
12. Marquezan M, Lau TC, Mattos CT, Cunha AC, Nojima LI, Sant'Anna EF et al. Bone mineral density. *Angle Orthod* 2012;82:62-66.
13. 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.
14. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Arijii 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.
15. 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;37:365-374.
16. Palomo JM, Rao PS, Hans MG. Influence of CBCT exposure conditions on radiation dose. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105:773-782.
17. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A et al. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol* 2012;81:267-271.

18. Lorenzoni DC, Bolognese AM, Garib DG, Guedes FR, Sant'Anna EF. Cone-beam computed tomography and radiographs in dentistry: aspects related to radiation dose. *Int J Dent* 2012;2012:1-10.
19. Conover WJ. *Practical nonparametric statistics*. New York: Wiley,1999.
20. Hsu JT, Chang HW, Huang HL, Yu JH, Li YF, Tu MG. Bone density changes around teeth during orthodontic treatment. *Clin Oral Investig* 2011;15:511-519.
21. Campos MJ, de Albuquerque EG, Pinto BC, Húngaro HM, Gravina MA, Fraga MR et al. The role of orthodontic tooth movement in bone and root mineral density: A study of patients submitted and notsubmitted to orthodontic treatment. *Med Sci Monit* 2012;18:CR752-CR757.
22. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT Devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;96:930-938.
23. Rinkel J, Gerfault L, Estève F, Dinten JM. A new method for x-ray scatter correction: first assessment on a cone-beam CT experimental setup. *Phys Med Biol* 2007;52:4633-4652.
24. Aranyarachkul P, Caruso J, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Dus I et al. Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:416-424.
25. Lagraves MO, Carey J, Ben-Zvi M, Packota GV, Major PW. Effect of object location on the density measurement and Hounsfield conversion in a NewTom 3G cone beam computed tomography unit. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37:305-308.
26. Siewerdsen JH, Jaffray DA. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: Magnitude and effects of x-ray scatter. *Med Phys* 2001;28:220-231.
27. Spies L, Evans PM, Partridge M, Hansen VN, Bortfeld, T. Direct measurement and analytical modeling of scatter in portal imaging, *Med Phys* 2000;27:462-471.
28. Hsieh J. A general approach to the reconstruction of x-ray helical computed tomography. *Med Phys* 1996;23:221-229.
29. Kheruka S, Naithani U, Maurya A, Painuly N, Aggarwal L, Gambhir S. A study to improve the image quality in low-dose computed tomography (SPECT) using filtration. *Indian J Nucl Med* 2011;26:14-21.

30. Goodsitt MM, Chan HP, Way TW, Larson SC, Christodoulou EG, Kim J. Accuracy of the CT numbers of simulated lung nodules imaged with multi-detector CT scanners. *Med Phys* 2006;33:3006-3017.

31. Cann CE. Quantitative CT for determination of bone mineral density: a review. *Radiology* 1988;166:509-522.

32. Draenert FG, Coppenrath E, Herzog P, Muller S, Mueller-Lisse UG. Beam hardening artefacts occur in dental implant scans with the NewTom cone beam CT but not with the dental 4-row multidetector CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2007;36:198-203.

33. White SC, Pharoah MJ. *Oral Radiology: principles and interpretation*. St. Louis: Mosby, 2004.

6.2.1 Artigo em língua estrangeira: THE INFLUENCE OF THE FIELD OF VIEW SIZE ON THE DETERMINATION OF THE MINERAL DENSITY IN CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY EXAMINATIONS

ABSTRACT

Objectives: The aim of this study was to determine the effect of field of view (FOV) size on gray values in large-volume Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multislice Computed Tomography (MSCT) images. **Methods:** A phantom made up of 3 cylinders containing distilled water, plaster and motor oil was constructed and inserted into an acrylic cylinder filled with distilled water. The phantom was scanned with a CBCT and MSCT device using 3 FOV sizes. Gray value of each material was evaluated in 40 axial slices and the comparison between the results obtained with the same FOV size was made using the Student's paired-samples T-test. **Results:** In CBCT exams there was significant difference between the gray values of different FOVs for the 3 materials. In the MSCT there was significant difference for the plaster and oil. A significant correlation between CBCT and MSCT exams for the plaster in all of the FOVs and for the oil in the 16x8mm and 16x13mm FOV was obtained. Water did not show significant correlation between CBCT and MSCT exams with the FOVs under study. **Conclusions:** Gray values determined in CBCT images may be influenced by the variation of FOV size. In the MSCT exams there was significant difference between some acquisitions because of the small variability of the values. However, clinically, this difference may be considered of no significance.

Key words: Density; Cone-beam computed tomography; Tomography.

INTRODUCTION

Cone beam computed tomography (CBCT) is a dental imaging modality for dental, head and neck application and useful for diagnosis and treatment planning. This technique offers many advantages over medical CT, including a lower radiation dose, a shorter acquisition time, an affordable cost and a better resolution¹⁻⁵.

CBCT has been used in dentistry for morphological and dimensional evaluation of craniofacial structures. The increasing demand for dental implants and temporary anchorage devices during orthodontic treatment (implants, onplants, palatal implants or miniplates) has brought about the need for assessing the bone density in addition to the height and width of bone and the proper site for implant placement^{6,7}.

Hounsfield Units (HU) provide a qualitative assessment of bone density in medical CT, using as reference the grey levels obtained from different x-ray attenuation capacities of each structure⁸, allowing to determine the nature of the evaluated tissue⁹ and providing a precise classification of the bone quality¹⁰.

Although HU values in CBCT have demonstrated a linear correlation with attenuation coefficients of material⁸, HU values obtained with medical CT^{8,11} and Dual-energy X-ray absorptiometry (DEXA)¹², the displayed grey levels in large-volume CBCT images are instable and influenced by a series of intrinsic factors to the system such as different imaging devices^{8,13,14}, image-acquisition settings¹³, positioning of the object in the field of view (FOV)¹³, the mass presented outside the FOV (dubbed the exo-mass)^{9,14,15}, the mass in the slice (inside and outside the FOV)¹⁵ and the size of FOV¹⁴.

Of all the variables that might interfere with the assessment of bone quality in CBCT, perhaps FOV size is the one that has not been completely elucidated yet. The interference of FOV size in the variability of density values was evaluated in limited-volume CBCT scanners¹⁴ and in the images obtained in large-volume CBCT scanners⁹. However, other characteristics that might have influenced the values were not adequately controlled. The determination of FOV size in the moment of image

acquisition depends on the structure to be evaluated and the chosen FOV must be the smallest that will encompass the region of interest¹⁶. The smaller FOV normally generates lower radiation doses, similar to the action of collimators^{16,17}, preventing structures to be unnecessarily irradiated and reducing the effective dose¹⁸.

The aim of this study was to determine the effect of FOV size on the density values in large-volume CBCT and MSCT images and compare the values obtained in both exams.

MATERIALS AND METHODS

A test object (radiographic phantom) was constructed, made up of 3 aligned acrylic cylinders (diameter: 12mm, height: 57mm, wall thickness: 1.0mm) entirely filled with: 1) distilled water, 2) bubble free plaster, and 3) motor oil (Fig 1). For the insertion of plaster (Ortho Plaster, Dentsply, York, USA) into the cylinder, the plaster was manipulated with the correct proportion of distilled water, as recommended by the manufacturer. Air bubbles were removed by vibration and the cylinder was kept open at room temperature for 48 hours, until the complete curing of the plaster occurred. All cylinders were sealed inferior and superiorly by two 3.9mm thick acrylic plates with 70mm x 40mm.

The test object was then positioned in the center of an acrylic cylinder (diameter: 8cm, height: 8cm, wall thickness: 4mm) completely filled with distilled water. Subsequently, the cylinder was scanned with CBCT and MSCT using 3 FOV sizes (diameter x height): 8cm x 8cm (FOV 1- exact size of the object), 16cm x 8cm (FOV 2 – object width and vertical excess), and 16cm x 13cm (FOV 3 – vertical and horizontal excess) with the cylinder positioned in the center of the FOVs.

For the CBCT examination, an i-CAT (Imaging Sciences International Inc., Hatfield, USA) was used with nominal beam of 120kV and 5mA, 26.9s rotation time and a voxel size of 0.4mm. A dual slice CT scan was performed with a Somatom Spirit device (Siemens, Xangai, China) at 130 kV and 70 mA.

In the images obtained, each cylinder of the test object filled with distilled water, plaster or motor oil was aligned vertically in the coronal and sagittal planes.

The density of the content of each cylinder was evaluated through 40 regions of interest (ROI) positioned in 40 axial cuts, spaced 1.0mm apart, being 20 cuts above and 20 cuts below the vertical center of each cylinder. Each ROI had an area of 25mm (5mm x 5mm) and was positioned in the transversal center of the cylinders in the axial cuts. The CBCT images were analyzed with the i-CAT Vision software (Imaging Sciences International Inc., Hatfield, USA), with 1.0mm-thick slices at MPR viewing modality. The MSCT images were analyzed with Clear Canvas Workstation (ClearCanvas, Toronto, Canada).

STATISTICS

In order to calibrate the operator and the measurement process to obtain the mean error, the error method was performed, 40 cuts of 2 CBCT exams were selected. In each exam were measured twice, with an interval of 21 days between them the value of mineral density.

The coefficient of variation [COV (%) = 100 x standard deviation (SD)/ mean] was determined to evaluate the variability of the density of each material in each exam. Comparison between the values of density for each material in the different FOV sizes for the CBCT and MSCT exams was made through the ANOVA test (by comparing the 3 different FOV sizes). For each measure studied the post-hoc Tukey for independent observations was applied, which was evaluated by the average of the differences between the FOVs.

In order to quantify the degree of agreement between two numerical quantities in this case values in CBCT and MSCT, was determined the coefficients of Correlation Pearson in an index is equal to 1 indicating perfect correlation between the two variables. Comparison between the results obtained with the same size FOV in the CBCT and MSCT exams was made using the Student's paired-samples T-test.

The statistical analysis was made with a = .05 significance level and processed with the SPSS Statistics 17.0.0 (SPSS Inc., Chicago, USA) software.

RESULTS

Intrarater agreement values of density of each material from the CBCT measurements were 0.989, showing excellent agreement¹⁹.

The error method, obtained from the coefficient of intra-class correlation (ICC) where values in CBCT for FOV 16x8cm: plaster 0.98; water 0.83 and oil 0.96.

The mean values of density of each material obtained with different FOV sizes in the CBCT and MSCT exams, as well as the tests of comparison between these values are shown in table 1 and Fig 2. In the CBCT exams, significant differences were observed between the values of density of the 3 materials in the different FOV sizes used. As for the MSCT exams, no significant difference to the plaster and water. There were significant differences for oil.

The results obtained with the same size FOV in the CBCT and MSCT exams were compared (table 2). The values of density of the materials under study obtained in the CBCT and MSCT exams showed significant difference for all the materials in the 3 FOV sizes evaluated.

A significant correlation between CBCT and MSCT exams for the plaster in all of the FOVs was obtained. Water did not show significant correlation between CBCT and MSCT exams with FOVs under study. Oil showed no correlation in FOV 8x8cm and a low correlation of the FOVs 16x8cm and 16x13cm.

DISCUSSION

The determination of density in CBCT exams has been used^{20,21} owing to the low cost of the exams and especially because of the lower dose of radiation when compared to medical CT²². However, the validity of the values of density has been questioned due to the arbitrary grey levels¹⁰, artifacts displayed^{10,23}, and higher scatter levels²³, which are characteristics of the CBCT technology.

Hounsfield Units (HU) were established¹⁰ having as base the several levels of grey present in medical CT images to determine the density of specific regions. The values of density obtained in medical CT exams are thus used having the standard HU values as reference. Normally, HU values determined in CBCT exams have been significantly different, greater⁸ or smaller¹³ than those obtained in medical CT images. In the present study, density values in CBCT exams were significantly different from those obtained in MSCT images with the same FOV size, being that CBCT showed lower values in most of the comparisons.

Even with the uncertainty of its reliability, some studies have demonstrated there is a linear correlation of the values of density in CBCT with the attenuation coefficient of materials⁸, with HU values obtained with medical CT^{24,25}, and also with DEXA¹². In this study, the values of density obtained with CBCT and MSCT showed a significant correlation for the plaster in all of the FOV sizes and low correlation to the sizes of oil in the FOV 16x8cm and 16x13cm, in spite of the mean values have been significantly different in all of the comparisons.

In CBCT exams, some characteristics such as the equipment^{8,13}, the positioning of the object in the FOV^{13,15}, the amount of exomass^{9,14,15}, the total mass per slice¹⁵, and the size of the FOV^{9,14} have been described as capable of influencing significantly the values of MD. However, due mainly to the integration existing between some of these characteristics, in most instances, variables are not adequately controlled in the studies of reliability of values of density in CBCT. In the present study, the acquisition of all images of the test object was performed on the same CBCT equipment, since significant fluctuations in values of density were demonstrated when different CBCT equipments were compared^{8,13}, despite the studies that reported such variability have not described⁸ or standardized¹³ the FOV size in the acquisition of different equipments, thus adding another variable to the results shown.

In the image acquisition, the position of the test object was standardized in relation to the x-ray beam and the FOV. In both the equipments, CBCT and MSCT, the long axis of the test object was aligned perpendicularly to the plane of the x-ray beam movement, allowing the ROI (regions of interest) to be determined in the axial cuts and kept parallel to this plane, what was considered optimal in developing an understanding of the relationship between the geometric arrangement of objects and

effects of artifacts¹⁴. However, Nackaerts et al.¹³ positioned the long axis of the phantom parallel to the plane of the x-ray beam movement, what might have caused the symmetric variation of density along the phantom found in their results.

Despite the size of the FOV, standardization of the position of the test object in the geometric center of the FOV in all image acquisitions has avoided the variability of values of density associated with the alteration of this position in repeated acquisitions on the same CBCT scanner, under the same exposure conditions, as described by Nackaerts et al.¹³.

The acrylic cylinder in which the test object was inserted was the same for all image acquisitions, thus standardizing the total mass per slice. This need came up from the results obtained by Mah et al.⁸, in which the acrylic/water volume around the object influenced the values of grey levels, being that the greater the mass, the smaller the value of density obtained. The extent of this influence, however, seems to be more related to the presence of mass outside the FOV^{9,15} than with the amount of mass evaluated because the elimination of the exomass by using a greater volume FOV resulted in a smaller variability in the density values when total mass was altered⁹.

Aiming at eliminating the exomass in all image acquisitions, the acrylic cylinder used showed the same dimensions as the smallest FOV size evaluated, what has not been done in other studies^{9,14}. The fluctuation of the values of density due to the presence and amount of exomass might be associated with the projection data discontinuity, which is caused by superimposition of structures present outside the FOV during image acquisition¹⁴.

In the acquisition made with the i-Cat scanner, just as with other CBCT scanners, the FOV volume can be adapted according to demand. In the present study, among the CBCT exams, the smallest size FOV (8x8mm) showed lower density values than the 16x8mm and 16x13mm FOVs, as can be observed in Fig 1. Similar result was found by Katsumata et al.⁹ but, because of the dimensions of the object and FOV used, image acquisition showed variations in the exomass and/or in the position of the object in the FOV, variables that can hamper the attribution of the variability of values to FOV size.

The decrease of density values in the smallest FOV may be explained by the reduction of the diameter of the X-ray beam so as to irradiate only the region of

interest, restricting the amount of tissue exposed to radiation^{16,17,26,27,28}. This X-ray beam limitation may lead to the decrease of the amount of low-energy photons and to the increase in the capacity of penetration of X-rays²⁹, resulting in a relative reduction of the value of attenuation of x-rays³⁰ and of the density of the scanned structure. Indeed, in both the images of CBCT and MSCT, the values of density may be affected by the phenomenon of the beam hardening^{31,32}. However, an increase in the distortion of CBCT exams occurs because the volume scanned in each rotation of the x-ray beam is greater than that of the collimated fan-beam scanners.

Despite the values of density obtained in medical CT scans have been used as reference^{8,24,25}, these values may present variations between different scanners and different energies on the same MSCT scanner³³. In the present study, despite the small difference between the means, the values of density obtained in MSCT exams showed statistically significant difference between FOV sizes only oil. This occurred because of the low variability of the density values obtained in MSCT acquisitions, being the mean COV of the oil 2.16.

CONCLUSION

1. The density values determined in the CBCT device used for this study were significantly influenced by the size of the FOV for all materials.
2. CBCT exam is not a precise method for evaluation the mineral density.
3. The size of the FOV influence in density values only for oil in the TCMS.

REFERENCES

1. Almog DM, Romano PR. CT-based dental imaging for implant planning and surgical guidance. *NY State Dent J* 2007;73:51-53.
2. Armstrong RT. Acceptability of cone beam ct vs. multi-detector CT for 3D Anatomic model construction. *AAOMS* 2006;64:37.
3. Mah J, Hatcher D. Three-dimensional craniofacial imaging. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2004;126:308-309.
4. Quereshy FA, Savell TA, Palomo JM. Applications of cone beam computed tomography in the practice of oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2008;66:791-796.
5. Suomalainen AK, Salo A, Robinson S, Peltola JS. The 3DX multiimage micro-CT device in clinical dental practice. *Dentomaxillofac Radiol* 2007;36:80-85.
6. Shapurian T, Damoulis PD, Reiser GM, Griffin TJ, Rand WM. Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:290-297.
7. Santiago RC, de Paula FO, Fraga MR, Picorelli Assis NM, Vitral RW. Correlation between miniscrew stability and bone mineral density in orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:243-250.
8. Mah P, Reeves TE, McDavid WD. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2010;39:323-335.
9. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Ariji 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.
10. Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:79-84.

11. Lagraves MO, Carey J, Ben-Zvi M, Packota GV, Major PW. Effect of object location on the density measurement and Hounsfield conversion in a NewTom 3G cone beam computed tomography unit. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37:305-308.
12. Marquezan M, Lau TC, Mattos CT, Cunha AC, Nojima LI, Sant'Anna EF et al. Bone mineral density. *Angle Orthod* 2012;82:62-66.
13. 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.
14. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Aiji 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.
15. 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;37:365-374.
16. Palomo JM, Rao PS, Hans MG. Influence of CBCT exposure conditions on radiation dose. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105:773-782.
17. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A et al. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol* 2012;81:267-271.
18. Lorenzoni DC, Bolognese AM, Garib DG, Guedes FR, Sant'Anna EF. Cone-beam computed tomography and radiographs in dentistry: aspects related to radiation dose. *Int J Dent* 2012;2012:1-10.
19. Conover WJ. *Practical nonparametric statistics*. New York: Wiley, 1999.
20. Hsu JT, Chang HW, Huang HL, Yu JH, Li YF, Tu MG. Bone density changes around teeth during orthodontic treatment. *Clin Oral Investig* 2011;15:511-519.
21. Campos MJ, de Albuquerque EG, Pinto BC, Húngaro HM, Gravina MA, Fraga MR et al. The role of orthodontic tooth movement in bone and root mineral density: A study of patients submitted and notsubmitted to orthodontic treatment. *Med Sci Monit* 2012;18:CR752-CR757.

22. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT Devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;96:930-938.
23. Rinkel J, Gerfault L, Estève F, Dinten JM. A new method for x-ray scatter correction: first assessment on a cone-beam CT experimental setup. *Phys Med Biol* 2007;52:4633-4652.
24. Aranyarachkul P, Caruso J, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Dus I et al. Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:416-424.
25. Lagraves MO, Carey J, Ben-Zvi M, Packota GV, Major PW. Effect of object location on the density measurement and Hounsfield conversion in a NewTom 3G cone beam computed tomography unit. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37:305-308.
26. Siewerdsen JH, Jaffray DA. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: Magnitude and effects of x-ray scatter. *Med Phys* 2001;28:220-231.
27. Spies L, Evans PM, Partridge M, Hansen VN, Bortfeld, T. Direct measurement and analytical modeling of scatter in portal imaging, *Med Phys* 2000;27:462-471.
28. Hsieh J. A general approach to the reconstruction of x-ray helical computed tomography. *Med Phys* 1996;23:221-229.
29. Kheruka S, Naithani U, Maurya A, Painuly N, Aggarwal L, Gambhir S. A study to improve the image quality in low-dose computed tomography (SPECT) using filtration. *Indian J Nucl Med* 2011;26:14-21.
30. Goodsitt MM, Chan HP, Way TW, Larson SC, Christodoulou EG, Kim J. Accuracy of the CT numbers of simulated lung nodules imaged with multi-detector CT scanners. *Med Phys* 2006;33:3006-3017.
31. Cann CE. Quantitative CT for determination of bone mineral density: a review. *Radiology* 1988;166:509-522.
32. Draenert FG, Copenrath E, Herzog P, Muller S, Mueller-Lisse UG. Beam hardening artefacts occur in dental implant scans with the NewTom cone beam CT but not with the dental 4-row multidetector CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2007;36:198-203.
33. White SC, Pharoah MJ. *Oral Radiology: principles and interpretation*. St. Louis: Mosby, 2004.

FIGURE LEGENDS

Figure 1: Schematic diagram of test object positioned in the acrylic cylinder.
FOV – field of view.

Figure 2: Mean values of density of each material obtained with different FOV sizes in the CBCT and MSCT exams. CBCT – cone beam computed tomography; MSCT – multislice computed tomography.

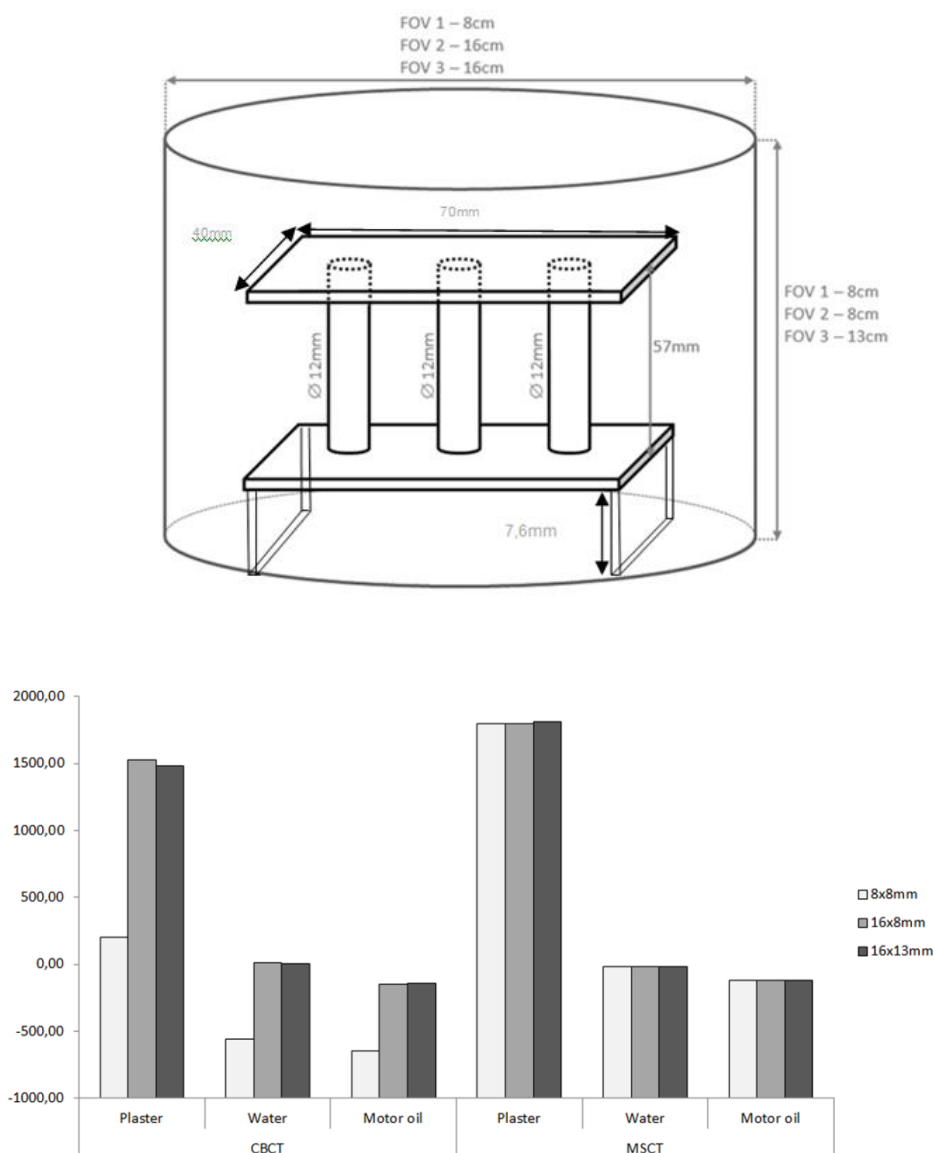


Table 1: Mean values of density for each material and the comparative tests between the exams.

	FOV 1 - 8x8			FOV 2 - 16x8			FOV 3 - 16x13			ANOVA	FOVs 1 x 2*	FOVs 1 x 3*	FOVs 2 x 3*
	Mean	SD	VOCS (%)	Mean	SD	VOCS (%)	Mean	SD	VOCS (%)				
CBCT													
plaster	202.0	29.6	14.65	1524.1	59.8	3.92	1482.5	45.0	3.03	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
water	-556.7	1.7	0.30	11.0	3.2	29.10	2.2	2.4	109.09	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
motor oil	-644.1	1.4	0.22	-145.8	3.4	2.33	-139.9	6.9	4.93	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
MSCT													
plaster	1800.6	47.79	2.65	1796.9	39.48	2.19	1811.5	48.98	2.70	0.334	0.93	0.53	0.33
water	-19.1	1.7	9.05	-19.4	1.93	9.94	-18.6	2.15	11.55	0.234	0.82	0.52	0.21
motor oil	-122.7	2.09	1.70	-120.8	3.12	2.58	-118.3	2.62	2.21	<0.001	0.004	<0.001	<0.001

Tukey's Post Hoc Test

Table 2: Comparison between the values of density obtained in the CBCT and MSCT exams for each FOV.

	FOV 8x8				FOV 16x8				FOV 16x13			
	TCMS	TCFC	P*	Correl [†]	TCMS	TCFC	P*	Correl [†]	TCMS	TCFC	P*	Correl [†]
Plaster	1800.6	202.0	<.001	0.97**	1796.9	1524.1	<.001	0.95**	1811.5	1482.5	<.001	0.97**
Water	-19.1	-556.7	<.001	0.023	-19.4	11.0	<.001	-0.171	-18.6	2.2	<.001	0.157
Motor oil	-122.7	-644.1	<.001	-0.107	-120.8	-145.8	<.001	0.426	-118.3	-139.9	<.001	0.324

* Student's T-test; [†]Pearson correlation; ** Significant correlations at the level of $\alpha = 0.05$.