



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM  
RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA**



**ISABELA MARIA DE CARVALHO CRUSOÉ SILVA**  
**Cirurgiã-Dentista**

**AVALIAÇÃO COMPARATIVA DOS COEFICIENTES DE  
HOUNSFIELD ENTRE A TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE  
FEIXE CÔNICO E TOMOGRAFIA *MULTISLICE*.**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Mestre em Radiologia Odontológica com Área de concentração em Radiologia Odontológica.

Orientadora: Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Solange Maria de Almeida

**PIRACICABA**

**2011**

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Bibliotecária: Elis Regina Alves dos Santos – CRB-8ª / 8099

Si38a

Silva, Isabela Maria de Carvalho Crusoé.

Avaliação comparativa dos coeficientes de Hounsfield entre a tomografia computadorizada de feixe cônico e tomografia multislice / Isabela Maria de Carvalho Crusoé Silva. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2011.

Orientador: Solange Maria de Almeida.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Tomografia computadorizada por raios X. 2. Densidade óssea. I. Almeida, Solange Maria de. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.  
(eras/fop)

Título em Inglês: Comparative evaluation of the coefficients of Hounsfield between cone beam computed tomography and multislice CT

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Tomography, X-ray computed. 2. Bone density

Área de Concentração: Radiologia Odontológica

Titulação: Mestre em Radiologia Odontológica

Banca Examinadora: Solange Maria de Almeida, Frab Norberto Bóscolo, Helena Rosa Campos Rabang

Data da Defesa: 11-02-2011

Programa de Pós-Graduação em Radiologia Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 11 de Fevereiro de 2011, considerou a candidata ISABELA MARIA DE CARVALHO CRUSOÉ SILVA aprovada.

Profa. Dra. SOLANGE MARIA DE ALMEIDA

Profa. Dra. HELENA ROSA CAMPOS RABANG

Prof. Dr. FRAB NORBERTO BOSCOLO

Dedico este trabalho ao meu amor e grande companheiro **Gadelha**, pela paciência, compreensão e grande colaboração em todos os momentos.

Aos nossos filhos **Clariana e Eduardo**, obras-primas do amor e fontes de energia pura e constante em nossas vidas.

## AGRADECIMENTOS

A Deus por me amparar nos momentos difíceis, me dar forças para superar as dificuldades, mostrar os melhores caminhos nas horas incertas e me suprir do necessário.

À Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Solange Maria de Almeida, minha Orientadora, por acreditar em mim, me mostrar o caminho da ciência, compartilhar comigo os momentos bons, me apoiar nos ruins e ser um exemplo de profissional e de mulher, da qual sempre lembrarei.

Ao Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo por toda a ajuda prestada e todo o apoio concedido desde minha chegada até os momentos finais de minha preparação.

Ao Prof. Dr. Francisco Haiter Neto, Coordenador do Curso de Pós-Graduação em Radiologia Odontológica, pelos conhecimentos compartilhados durante a etapa final desta dissertação.

À Prof<sup>a</sup>. Dra. Glaucia Bovi Ambrosano pela valiosa contribuição na análise estatística desta pesquisa.

À Marinha do Brasil nas pessoas do CMG (CD) Leite Pinto, CMG (CD) Helena Rabang, CMG (RM1-CD) Azevedo e FC Mariza, pela indicação, confiança e apoio em todas as fases deste trabalho.

À CT (CD) Mônica Guimarães pela ajuda indispensável no início deste trabalho.

Aos amigos, CF (RM1-CD) César e CC (CD) Marconi, pela disponibilidade, paciência e o compromisso que assumiram como colaboradores e, principalmente, pelo carinho com que se desdoblaram para suprir a minha ausência neste período na Clínica de Radiologia da Odontoclínica Central da Marinha.

Ao Hospital Naval Marcílio Dias, em especial ao CF (Md) Marcelo e à CC(Md) Danuzia, pelos horários cedidos no Tomógrafo *Multislice* e pela colaboração nesta importante etapa deste trabalho.

Aos meus Pais, Raimundo e Izabel, e aos meus irmãos, André e Itana, pelo amor incondicional e apoio em todas as fases desta minha jornada, sem os quais tudo seria, praticamente, impossível.

Aos meus Sogros, Francisco e Ednir, pelo apoio indireto para concretização deste projeto.

A todos os colegas de Pós-Graduação do Doutorado: Anne, Carol, Dani Brait, Dani Frota, Ellen, Letícia, Luciana, Luiz, Matheus, Marcos Frazão e Saulo; e Mestrado: Amanda, Bia, Carla, Débora, Fred, Laura, Luana, Manuela e Monike, por me receberem de forma calorosa, proporcionando momentos de confraternização e alegria. Vocês foram fonte de coragem e ânimo. Obrigada pela boa convivência durante este período.

A todas as pessoas que contribuíram de alguma forma (direta ou indireta) para a consecução deste trabalho, principalmente aos funcionários Luciane, Fernando, Waldeck, Giselda e Roberta.



A Nossa Senhora, que sempre esteve muito perto de mim e sempre rogo que me inspire com sabedoria, ilumine minha vida e guie os meus passos.

*“Deus habita dentro de você e lhe concede a inteligência sublime que lhe dá crédito e poder de criar. É a maravilhosa força que mantém sua vida para sempre e sempre e sempre. Você é uma centelha de luz viajando pela Eternidade.”*

J. Z. Knight

## RESUMO

O objetivo no presente estudo foi comparar os coeficientes das unidades de Hounsfield (HU) em imagens adquiridas por tomografia de Feixe Cônico e tomografia *multislice*. Para tanto, foram utilizadas imagens de vinte mandíbulas maceradas adquiridas em dois tomógrafos: tomógrafo *multislice* de 40 canais (*Somatom Sensation 40* – Siemens) com protocolo de cortes axiais de 0,7 mm de espessura e intervalo entre os cortes de 0,5 mm; e tomógrafo de feixe cônico *i-CAT (Imaging Sciences International)*, com cortes axiais de 0,2 mm de espessura, tempo de aquisição de 40 segundos e *Field of View (FOV)* de 8 cm. As análises das imagens foram feitas pelos *softwares Syngo CT* (tomógrafo *multislice*). Os valores obtidos por este último foram considerados como Padrão Ouro. Para as mensurações foram utilizadas as coordenadas X e Y, bem como a ferramenta de HU de ambos os *softwares*. Ficando assim, viável a comparação dos resultados após as Análises Estatísticas Descritivas e do Teste t pareado. Os dados obtidos indicaram um valor médio das regiões de interesse de 313,13 HU para a tomografia *multislice* e de 418,06 HU para a tomografia de feixe cônico, com valor de  $P < 0,001$ . Portanto, os valores de HU, obtidos pelo *software* da tomografia de feixe cônico, apresentaram-se superestimados em relação aos encontrados no Tomógrafo *multislice*. Na ausência de correspondência entre os dados amostrados, a tomografia de feixe cônico não oferece segurança e credibilidade ao cirurgião-dentista na avaliação da densidade óssea no planejamento para implantes e em cirurgias do complexo maxilofacial.

Palavras-chave: Tomografia computadorizada de feixe cônico, Tomografia computadorizada por raios X, densidade óssea.

## **ABSTRACT**

The aim of this study was to compare the attenuation coefficients (Hounsfield Unit) in both cone-beam computed tomography (CT) and multislice CT images. The 40-channel CT scanner (SOMATOM Sensation 40 – Siemens) was used to obtain images (n=20) of macerated mandibles considering the following protocol: axial slices of 0.7 mm in thickness and an interval of 0.5 mm between cuts. This same sample was submitted to *i-CAT* cone-beam CT scanner (Imaging Sciences International): axial slices of 0.2 mm in thickness and a field of view of 8 cm. Images were analyzed by means of computer software — XoranCat (cone-beam CT scan) and the Syngo CT (multislice CT scan) — the latter of which was considered Gold Standard. Coordinates X and Y and the HU tool were used for the measurements. Data were submitted to the descriptive statistical analysis and the paired sample t-test. A mean value of 313.13 HU was obtained for Multislice CT and 418.06 HU for the cone-beam CT ( $p < 0.001$ ). The attenuation coefficient values obtained for the cone-beam CT were overestimated when compared to those for the multislice CT. Since no correspondence was found among the data sampled, cone-beam CT offers no credibility for the dentist to evaluate bone during planning of implant and/or maxillofacial complex surgery.

Keywords: Cone-beam computed tomography, X-ray computed tomography, bone density.

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
<b>2. REVISÃO DA LITERATURA</b>	<b>3</b>
2.1. TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE EM LEQUE ( <i>fan-beam</i> )	3
2.1.1. Princípios básicos para formação da imagem em Tomografia Computadorizada de feixe em leque ( <i>fan-beam</i> )	5
2.1.2. Algoritmo de reconstrução nas imagens tomográficas de feixe em leque	6
2.1.3. <i>Softwares</i> utilizados em tomografia de feixe em leque ( <i>fan-beam</i> )	7
2.2. TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO – TCFC – ( <i>cone-beam</i> )	8
2.2.1. Sensores utilizados na tecnologia para obtenção das imagens em Tomografia Computadorizada por feixe cônico	11
2.2.2. Algoritmo de reconstrução nas imagens de tomografia de feixe cônico	12
2.3. COMPARAÇÕES ENTRE OS DOIS MÉTODOS DE AQUISIÇÃO POR IMAGENS EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	13
2.4. COEFICIENTES DAS UNIDADES DE <i>HOUNSFIELD</i> (HU) OU NÚMERO DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA (TC)	17
2.4.1. Fatores que influenciam o cálculo dos coeficientes de <i>Hounsfield</i> por Tomografia Computadorizada de feixe cônico (TCFC)	24
2.5. DENSIDADE ÓSSEA	26

2.5.1. Análise da densidade óssea	27
2.5.2. Aplicações clínicas da densidade óssea medida com os coeficientes de <i>Hounsfield</i>	30
<b>3. PROPOSIÇÃO</b>	<b>45</b>
<b>4. MATERIAL E MÉTODOS</b>	<b>46</b>
4.1. AQUISIÇÃO DAS IMAGENS	47
4.1.1. Tomografia <i>multislice</i>	47
4.1.2. Tomografia de feixe cônico	49
4.2. AVALIAÇÃO DAS IMAGENS	51
4.3. ANÁLISE ESTATÍSTICA	58
<b>5. RESULTADOS</b>	<b>59</b>
<b>6. DISCUSSÃO</b>	<b>63</b>
<b>7. CONCLUSÃO</b>	<b>71</b>
<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>72</b>
<b>ANEXO</b>	<b>84</b>

## 1. INTRODUÇÃO

Desde a descoberta dos raios X, no final do século XIX, inúmeras pesquisas têm sido desenvolvidas com a finalidade de produzir novas tecnologias para a melhoria da qualidade de imagem e diminuição das doses adquiridas. Neste sentido, no início de 1970, surgiu a Tomografia Computadorizada, descrita por Hounsfield, 1973, como um método de diagnóstico de reconhecida importância na Medicina e na Odontologia.

A Tomografia Computadorizada pôs fim à limitação dos exames radiográficos convencionais, pois, ao fornecer imagens de cortes seccionais do corpo, permite o favorecimento de uma imagem sem sobreposição, com medidas lineares e angulares reais; e a reconstrução da mesma em diversos planos e seções tridimensionais. Isto faz deste exame uma importante ferramenta para o diagnóstico de lesões do complexo maxilofacial, o planejamento do pré-operatório para implante, as cirurgias ortognáticas e as diversas outras aplicações na Odontologia.

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, maior o coeficiente de atenuação. Este último, representado de forma numérica nas diferentes densidades dos tecidos.

Os coeficientes de atenuação são representações numéricas em uma escala de valores denominados Unidades de *Hounsfield* (HU). Eles representam a quantidade de radiação absorvida no corpo e traduzem estas variações numa escala de cinza. O cálculo matemático se baseia no coeficiente de atenuação das substâncias avaliadas e da água, a qual se atribuiu um valor de zero. Ressalta-se que estes valores são dependentes da energia dos fótons de raios X necessária para atravessar um corpo.

A representação da densidade de cada tecido significa um grande avanço nos recursos da tomografia para estabelecer a densidade óssea, por exemplo. O estudo deste parâmetro permite a avaliação da qualidade do tecido ósseo, bem como o diagnóstico de lesões com a avaliação da densidade do tipo de tecido supostamente envolvido.

Anteriormente, a densidade óssea era medida através da relação dos tons de cinza nas radiografias quando as imagens eram digitalizadas e comparadas no computador com um dispositivo de alumínio ou uma escala de densidade. Na tomografia, as densidades podem ser representadas pelos coeficientes de atenuação.

A importância do valor das unidades HU revela a densidade óssea como um indicativo necessário para se estabelecer padrões de avaliação da qualidade óssea. O sucesso na cirurgia de implantes parece estar relacionado não só à quantidade de osso (altura e espessura) como também ao arranjo do trabeculado ósseo e espaços medulares. Portanto, constitui-se de fundamental importância a avaliação da densidade óssea por meio dos valores de HU na escolha dos sítios para implantes, assegurando um bom planejamento e tratamento ao paciente.

Em Tomografia Computadorizada a ferramenta de HU assegura fundamental importância em relação às características físicas de atenuação de cada tecido ao fornecer dados do mesmo. Isto permite ao cirurgião-dentista uma melhor determinação do tipo de tecido observado na imagem, gerando um aumento na qualidade das informações para diagnóstico, planejamento e tratamento dos pacientes, tanto em diagnósticos de patologias e colocação de implantes quanto a outros tipos de cirurgias do complexo maxilofacial.

## **2. REVISÃO DA LITERATURA**

### **2.1. TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE EM LEQUE (*fan-beam*)**

Hounsfield (1973) descreveu uma nova técnica na transmissão dos raios X, realizada em múltiplos ângulos, obtendo-se a imagem em “fatias”. A formação da imagem em cortes foi possível com a rotação da fonte e dos detectores ao redor do paciente. Os detectores mediam a intensidade dos raios X absorvidos pelos diferentes tipos de tecidos e calculavam, por meio de um coeficiente de absorção, a densidade de cada um deles. Em seguida, o computador construía uma matriz com a imagem de cada corte. O autor ressaltou ainda, que a decodificação do coeficiente de absorção de cada estrutura para feixes de raios X de 120 KV, resultou na elaboração de uma escala de tons cujas densidades variavam do preto, que correspondia ao ar, passando por tonalidades de cinza, correspondentes a água e líquidos corpóreos, até finalizar no branco que corresponde aos tecidos mais densos, como o ósseo. Estas medidas foram classificadas como coeficientes de HU. Desta forma, esta técnica permitiu que estruturas de diferentes tecidos fossem identificadas.

Segundo Brooks (1993), a Tomografia Computadorizada (TC) é uma técnica radiográfica que combina os conceitos de radiografia por camadas finas com os de imagens geradas em computador. A imagem tomográfica corresponde a uma determinada secção ou fatia do corpo humano, sendo frequentemente utilizada para fins de diagnóstico.

Almeida (1998) relatou que na aquisição da imagem tomográfica, as informações adquiridas pelo sensor eletrônico são apresentadas na forma analógica (sinais elétricos). O computador não arquiva, nem modifica, em seus circuitos, qualquer informação analógica, pois trabalha com números distintos que não representam diretamente tons de cinza ou cores contínuas. Para que o computador possa operar com imagens, as mesmas precisam ser convertidas em representações numéricas conhecidas como notação binária. Os dados digitais são, então, transmitidos para a CPU e transformados em imagem.

Garvey & Hanlon (2002) relataram que a evolução das técnicas, além de promover melhorias na qualidade da imagem, resultou na diminuição do tempo para realização do exame, de vários minutos a poucos segundos. Existem, basicamente, duas técnicas para obtenção de imagens tomográficas disponíveis no mercado: a técnica convencional (não-helicoidal) e a técnica helicoidal. Na técnica de aquisição convencional ou circular, os detectores permanecem estacionados enquanto o tubo de raios X executa um movimento circular em torno do paciente; cada *slice* (também denominado fatia ou corte) é obtido individualmente. Entre uma aquisição e outra, se faz necessário o reposicionamento da mesa, o que prolonga o tempo de obtenção dos dados. Em contrapartida, o mais significativo avanço na obtenção de imagens pela Tomografia Computadorizada foi proporcionado pela técnica de aquisição helicoidal. Os tomógrafos helicoidais são classificados como aparelhos de quinta geração. Tratam-se de equipamentos de aquisição extremamente rápida, visto que uma fatia pode ser obtida em poucas dezenas de milissegundos. Na tomografia helicoidal ou espiral, o paciente é movido ao longo do eixo horizontal enquanto o tubo de raios X executa um movimento rotacional contínuo. Como o nome sugere, o feixe central de raios X incide no paciente seguindo uma trajetória helicoidal durante o exame.

Cavalcanti (2008) descreveu que a introdução de um novo método para aquisição de imagens em Tomografia Computadorizada aconteceu em 1998 com a apresentação da Tomografia Computadorizada espiral *multislice*, assim chamada devido ao uso de múltiplos anéis de detectores. Esta foi introduzida comercialmente no ano de 2000 com a apresentação de tomógrafos com quatro canais de detectores que permitiam a aquisição mais rápida, com menor dose, produzindo cortes com espessura de 0,5 mm e com intervalo de reconstrução de 0,25 mm. As imagens são obtidas por meio de uma fonte de raios X em forma de leque que rotaciona o paciente de forma circular e espiral enquanto o mesmo move-se através do tomógrafo. Existem no mercado aparelhos de 04, 08, 16, 32, 40, 64 e 256 canais. Estes tomógrafos diminuem a dose e o tempo de aquisição, aumentam a qualidade da imagem em cortes menores com intervalos estreitos de reconstrução e proporcionam a redução de artefatos.

### 2.1.1. PRINCÍPIOS BÁSICOS PARA FORMAÇÃO DA IMAGEM EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE EM LEQUE (*fan-beam*)

Romans (1995) descreveu que na obtenção do corte tomográfico, o feixe de raios X atravessa ou é absorvido pelas estruturas que estão interpostas entre a fonte de raios X e o detector, sendo atenuado em diferentes quantidades, dependendo da densidade, da espessura, do número atômico da estrutura e do poder de penetração dos raios X. Este fenômeno é conhecido como **atenuação do feixe de raios X**. O detector mensura a atenuação de cada feixe de raios X que o atinge e o computador soluciona as equações geradas durante o escaneamento, interpreta as propriedades de atenuação de cada feixe de raios X e as correlaciona com a posição do respectivo feixe. O resultado desta correlação é conhecido como **perfil de atenuação**. O conjunto dos perfis de atenuação, obtidos pelos detectores de raios X, forma os dados brutos (*raw data*). O processo para obtenção da imagem, a partir dos dados brutos, é denominado **reconstrução**. Ao reconstruir a imagem, a partir dos dados brutos, o computador designa um valor numérico (HU) para cada *pixel* (menor ponto que forma uma imagem digital). Este valor, ou número de densidade, é obtido pela média dos valores de atenuação calculados em cada um dos perfis de atenuação para aquele *voxel* (representação tridimensional do *pixel*). Uma vez calculados os dados, desde que o *pixel* tenha um valor numérico associado, a imagem é formada. Os dados incluídos nesta imagem são apropriadamente chamados de dados de imagem (*image data*). Os dados de imagem ocupam somente 20% do espaço requerido no computador em relação ao necessário para arquivar os dados brutos. O processo que usa os dados de imagem para criar representações em outros planos é chamado de **reformatação**.

Bontrager (1999) relatou que a informação obtida pelos perfis de atenuação é projetada em uma matriz. Contudo, o perfil de atenuação não fornece dados sobre o arranjo espacial dos *pixels*. Para deduzir esse arranjo, se faz necessário efetuar o caminho inverso. Este processo de conversão é denominado **retroprojeção** (*back projection*). Esta etapa

consiste em combinar os perfis de atenuação, somando-se os dados obtidos em cada uma das projeções. O inconveniente desta conversão é a produção de artefatos na imagem. Para minimizar são utilizados algoritmos, que têm a função de filtrar os dados do perfil de atenuação.

### **2.1.2. ALGORITMO DE RECONSTRUÇÃO NAS IMAGENS TOMOGRÁFICAS DE FEIXE EM LEQUE**

Romans (1995) fez referência ao termo algoritmo como um processo de cálculo no qual se determinam regras para a obtenção de um resultado ou para a solução de um problema. Na aquisição das imagens tomográficas, os algoritmos constituem filtros matemáticos utilizados para criar uma imagem que represente o objeto escaneado da forma mais precisa possível. Os equipamentos mais modernos oferecem diversos algoritmos para a reconstrução de imagens, de acordo com o tipo de tecido avaliado. Além de produzirem a imagem, os algoritmos permitem sua manipulação. Segundo o autor, podem ser utilizados diferentes filtros matemáticos no pós-processamento dos dados brutos para o realce de aspectos específicos da imagem. Os filtros para ossos, por exemplo, permitem a reconstrução de detalhes finos, nos quais as bordas das estruturas anatômicas apresentam contornos mais nítidos, resultando em uma melhor visualização do tecido (alta resolução). Porém, realçam, também, o nível de ruído das imagens. Os filtros para músculos, por sua vez, reduzem o nível de ruído (suavizam a imagem).

Segundo Parker (1997), o algoritmo utilizado em quase todas as aplicações de tomografia de feixe em leque é o algoritmo de retroprojeção filtrada. Tal cálculo matemático demonstrou ser extremamente preciso e de execução rápida. Os algoritmos de retroprojeção são utilizados nos feixes de leque equiângulos e nos equidistantes. O computador necessita que os dados de projeção sejam colhidos por amostragem e, em seguida filtrados. O algoritmo de reconstrução tridimensional por retroprojeção filtrada é definido por três passos básicos: 1. Reescalonamento – este efeito representa somente um

ajuste das dimensões no espaço de reconstrução; 2. Filtragem – esta operação é representada por uma convolução (medição de semelhança entre duas funções) da projeção com um tipo de filtro; e 3. Retroprojeção – nesta parte do processo, as projeções já filtradas são retroprojetadas no plano da imagem ocorrendo, portanto, a correção nos valores dos coeficientes de absorção.

### **2.1.3. SOFTWARES UTILIZADOS EM TOMOGRAFIA DE FEIXE EM LEQUE (*fan-beam*)**

Schwarz *et al.* (1987) desenvolveram o primeiro software odontológico com reconstruções multiplanares em curvas de mandíbula, que permitiu a reconstrução, especialmente, no plano vestibulo-lingual. A principal dificuldade de exames de Tomografia Computadorizada na região da mandíbula, os artefatos de metal em restaurações dentárias, foi superada por meio da utilização do plano axial para digitalização em detrimento ao plano coronal, mantendo tais artefatos no plano de oclusão.

Gahleitner & Imhof (2003) fizeram um estudo com as características do *software Denta CT* e relataram que este pode ser utilizado em uma TC convencional, na TC espiral ou em uma TC *multislice*. Após o exame, os cortes axiais são transferidos para uma estação de trabalho onde são realizadas reconstruções multiplanares. Isto, geralmente, é processado com o auxílio de um cirurgião-dentista. Uma linha de planejamento é elaborada manualmente pelo técnico, ao longo da linha central do arco da mandíbula, que é a base para a posterior reconstrução ortoradial, panorâmica e multiplanar. Estas múltiplas reconstruções ortoradiais, geradas por computador, são calculadas perpendicularmente à linha de planejamento. Por sua vez, o corte panorâmico é calculado ao longo da linha de planejamento. Estes cortes, normalmente, possuem rara importância de diagnóstico, mas proporcionam um resumo muito bom da situação geral, pois se assemelham a radiografias panorâmicas convencionais, aos quais os cirurgiões-dentistas possuem grande

familiaridade. Além das reformatações, também se torna possível a visualização das reconstruções em imagens tridimensionais.

## **2.2. TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO – TCFC – (cone-beam)**

Em 1982, Robb relatou o uso de um sistema de reconstrução dinâmica espacial (DSR), em angiografia, com a utilização de um protótipo de tomógrafo com feixe cônico de raios X, onde a projeção foi utilizada para a reconstrução com algoritmos matemáticos, do volume do corpo que se interpõe ao feixe de raios X. Isto facilitou a análise quantitativa do fluxo sanguíneo regional e da perfusão, da medição simultânea da função fisiológica e anatômica e, ainda, do diagnóstico diferencial de doenças com base na determinação da composição do tecido de qualquer órgão ou região do corpo.

Arai *et al.* (1998) desenvolveram um protótipo de Tomografia Computadorizada de feixe cônico (*ORTO-CT*) para o diagnóstico de dentes impactados, de lesões apicais, de periodontites, de fraturas radiculares, de enostosis e de doenças da articulação temporomandibular. A área de imagem foi, originalmente, de 4 cm de diâmetro por 3 cm de altura, e sua 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.

Mozzo *et al.* (1998) apresentaram a primeira versão comercial da Tomografia Computadorizada de feixe cônico para região de cabeça e pescoço. Eles demonstraram a importância deste tipo de exame na aquisição de imagens com uma tecnologia de menor custo e com redução de dose para o paciente, a partir do uso de uma fonte de raios X de geometria cônica com algoritmos de reconstrução. O feixe de raios X projeta-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 bidimensionais, 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 as reconstruções pós-processamentos por meio dos *softwares*.

De acordo com Scarfe *et al.* (2006), os sistemas de Tomografia Computadorizada de feixe cônico foram concebidos para a obtenção de imagens de tecidos da região maxilofacial. Estes sistemas são capazes de fornecer resoluções submilimétricas de imagens, de alta qualidade de diagnóstico, em curtos tempos de varredura (de 10 a 70 segundos) e a dose de radiação é de até 15 vezes inferior à da TC convencional.

Lima *et al.* (2007) relataram que as imagens da Tomografia Computadorizada de feixe cônico são um produto do conjunto das projeções do sistema, assim como a reconstrução delas. O processo de reconstrução constitui-se em um caminho matemático que envolve a obtenção dos coeficientes de atenuação. Uma vez reconstruída, a imagem é representada na forma de uma matriz digital  $N \times M$  *pixels*, onde  $N$  representa a quantidade de *pixels* existentes na vertical e  $M$  na horizontal. Sendo *pixel* a representação básica de um elemento bidimensional em uma imagem digital e *voxel* uma representação tridimensional, na qual a terceira dimensão representa a espessura do corte da imagem, para cada valor de *pixel* designa-se um valor de cinza, que é proporcional aos coeficientes de absorção ponto a ponto. Assim, tem-se que a região mais densa se mostra mais clara e, conseqüentemente, a região menos densa aparece mais escura. Como a maioria dos monitores apresenta 256 ( $2^8$ ) níveis de cinza (preto + branco = 2) com 1 *byte* (1 *byte* = 8 bits), a escala é formada da seguinte maneira: atribui-se o valor 0 para o preto e 255 para o branco, sendo os valores intermediários equivalentes aos níveis de cinza propriamente ditos.

Orth *et al.* (2008) relataram que a Tomografia Computadorizada de feixe cônico permite a geração de todo um conjunto de dados volumétricos definidos em uma rotação através de um sistema de detector bidimensional, diferenciando-se da Tomografia

Convencional que utiliza um detector unidimensional ou uma série de detectores unidimensionais. A aquisição volumétrica de dados ocorre com uma rotação da fonte e do detector em uma órbita ao redor do paciente. O volume total do conjunto de dados, que abrange uma grande região anatômica de interesse, é adquirido e as reconstruções isotrópicas submilimétricas são geradas. Em contrapartida, tem-se a desvantagem de uma detecção reduzida para tecidos de baixo contraste.

Ballrick *et al.* (2008) avaliaram a precisão de medidas e resolução espacial (isto é, a capacidade de separar dois objetos próximos na imagem), em imagens produzidas por tomógrafo de feixe cônico (TCFC) *i-CAT (Imaging Sciences International, Hatfield, PA)* com a utilização de um *phantom* feito com marcadores de metal. A distância entre os marcadores fora feita na imagem e comparada com as medidas realizadas com um paquímetro no próprio *phantom*. Os pares de linha foram utilizados para avaliar a resolução espacial. Os resultados apontaram que não houve significativas diferenças entre as imagens de terceira dimensão e as reconstruções, em termos de precisão da medição. Embora haja uma concordância de que os menores valores de resolução espacial fora encontrado nos tempos de escaneamentos mais rápidos e em *voxels* maiores. Por ultimo sugeriram que esta máquina de TCFC tem medições precisas e clinicamente aceitáveis para resolução espacial.

Draenert *et al.* (2010) testaram a capacidade da tomografia de feixe cônico em identificar áreas de tecido ósseo desmineralizado e enxerto autógeno com imagens de tomografia de feixe cônico *in vivo* e *in vitro*. Para isto utilizaram pacientes com enxerto autógeno avaliados em dois tomógrafos: o KaVo 3DeXam e o Accuitomo 40. Posteriormente blocos de tecido ósseo esponjoso desmineralizado de porcos foram colocados em um crânio seco e escaneados em ambos os tomógrafos. A análise descritiva das imagens demonstrou que ambos os tomógrafos obtiveram imagens de boa qualidade para visualização de uma remodelação óssea para enxerto autógeno (*in vivo*) e área de desmineralização (*in vitro*).

Scarfe & Farman (2010) descreveram que, atualmente, a TCFC é mais comumente usada nas avaliações óssea e dentais incluindo fraturas, deformações maxilofaciais, avaliação pré-opertória de dentes impactados, imagem da articulação temporomandibular, análise de osso disponível para colocação de implantes, bem como na ortodontia, para análises cefalométricas tridimensionais. Embora as aplicações tenham se expandido, a tecnologia atual sofre com as limitações relacionadas à geometria do feixe cônico, à sensibilidade do detector e à resolução de contraste. Estes fatores contribuem para produção da degradação das imagens, que por sua vez, são afetadas pela produção de ruídos, artefatos e apresentação de um contraste pobre para tecidos moles.

### **2.2.1. SENSORES UTILIZADOS NA TECNOLOGIA PARA OBTENÇÃO DAS IMAGENS EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA POR FEIXE CÔNICO**

Baba *et al.* (2004) avaliaram o desempenho do detector de tela plana em um protótipo para tomografia de feixe cônico. Primeiramente testaram a relação sinal-ruído das imagens e posteriormente a resolução espacial. As imagens foram adquiridas de um crânio seco num protótipo de tomógrafo de feixe cônico, com a utilização de detector plano fornecido pela *Varian Medical Systems*. Os elementos do sensor foram produzidos em uma película fina de silício amorfo (a-Si) com uma tela de cintilador de Iodeto de Césio (CsI) e uma matriz de fotosensor. O cintilador converte um feixe de raios X em um sinal óptico, que o fotodiodo converte em sinal elétrico, que por sua vez são lidos pelo dispositivo da matriz de comutação. Segundo os autores, o detector de tela plana é diferente do detector intensificador de imagem, na medida em que não tem uma íris óptica, como um meio direto de ajuste do sinal, o que torna difícil evitar a saturação dos pixels. Portanto, o detector de tela plana reduz os artefatos de anel em imagens reconstruídas e não gera reflexos de velamento ou distorção na imagem. Por meio de equações matemáticas foi calculada a relação sinal ruído, sendo verificada que esta era maior nos detectores planos. Isto significa que o ruído foi menor nos detectores planos em relação aos detectores de intensificador de imagem. Na avaliação da resolução espacial os autores utilizaram na imagem do crânio

seco uma contagem de pares de linhas em eixo X e Y e concluíram que os detalhes de estruturas do crânio eram mais claramente representados pelo sistema de detector plano do que no intensificador de imagem.

Meng *et al.* (2006) compararam dois detectores diferentes para obtenção de imagens na Tomografia Computadorizada de feixe cônico em pequenos animais. Nos testes foi utilizado, em um mesmo tomógrafo, o detector de intensificador de imagem com *charge-coupled device* (CCD) e outro detector plano (*Flat Panel*). Fazendo com que as bases de detector fossem trocadas a cada experimento. A base de CCD era da marca *ITT Industries* com a resolução de 64 lp/mm. Sendo a da base plana da marca *Varian PaxScan 4030 CB*. Um rato foi utilizado em ambos os testes. Os resultados apontaram que o CCD possui uma melhor capacidade de resolução espacial e temporal, porém o contraste da imagem e ruído é pior. Os autores atribuem esta deficiência aos fatores de indefinição do ponto focal de raios X, ao nível de exposição e à coleta ineficiente de luz, uma vez que houve maior dispersão da mesma no CCD devido ao acoplamento óptico ter comprometido a dose de eficiência quântica (DQE). Em função disto, a relação sinal ruído (SNR) diminuiu. Apesar de o sinal óptico ser aprimorado com o uso do intensificador de imagem, o SNR não melhorou porque o ruído também foi amplificado. Finalmente, concluíram que, para tornar o sistema de imagem melhor, precisa-se melhorar a transmissão da eficiência de luz.

### **2.2.2. ALGORITMO DE RECONSTRUÇÃO NAS IMAGENS DE TOMOGRAFIA DE FEIXE CÔNICO**

Miracle & Mukherji (2009) descreveram que os algoritmos são concebidos para produzir múltiplas imagens por meio da inversão de dados. Assim, os algoritmos de Feldkamp (FDK) são utilizados, nas imagens por Tomografia Computadorizada de feixe cônico, como uma adaptação dos algoritmos de retroprojeção filtrada em tomografias de

feixe em leque. Os algoritmos de FDK são construídos por uma filtragem dos dados antes que eles sejam retroprojetados.

Scarfe & Farman (2010) relataram que a reconstrução de objetos tridimensionais, a partir de projeções de feixe cônico, é uma recente realização, diferente da Tomografia Computadorizada de feixe em leque convencional onde os cortes axiais individuais do objeto são sequencialmente reconstruídos usando uma técnica matemática de retroprojeção filtrada e posteriormente são montados para construir o volume. No entanto, devido à forma dos detectores bidimensionais da TCFC e à geometria do feixe cônico, um volume tridimensional deve ser reconstruído a partir de dados projetados em duas dimensões que são reconhecidos com a finalidade de reconstrução da imagem. O primeiro e mais popular regime de reconstrução para as projeções de feixe cônico, adquirido ao longo de uma trajetória circular (área de reconstrução), é o algoritmo de Feldkamp-Davis-Kress (FDK). Este algoritmo, utilizado pela maioria dos grupos de pesquisa e fornecedores comerciais de CBCT com detectores bidimensionais, utiliza um método de retroprojeção das projeções filtradas.

### **2.3. COMPARAÇÕES ENTRE OS DOIS MÉTODOS DE AQUISIÇÃO POR IMAGENS EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA**

Gupta *et al.* (2004) relataram que um tomógrafo de TCFC com um detector de tela plana digital é capaz de adquirir imagens com alta resolução espacial, em comparação ao TCMS. Quatro amostras de ossos temporais, dissecados de crânios parcialmente manipulados, foram escaneados por um protótipo de feixe cônico com um sistema de detector plano e um tomógrafo *multislice*. Quarenta e duas estruturas das amostras escaneadas por ambos os tomógrafos foram avaliadas e classificadas qualitativamente. A maior soma da pontuação dos resultados indicou a qualidade de visualização do tomógrafo de feixe cônico. Isto ressalta a importância deste aparelho para a visualização de estruturas ósseas no osso temporal.

Bartling *et al.* (2007) avaliaram a viabilidade da Tomografia Computadorizada de feixe cônico em base de crânio e região maxilofacial, em relação à Tomografia Computadorizada *multislice*. Imagens de três cabeças de cadáveres embalsamados foram obtidas em dois tomógrafos: um tomógrafo experimental de feixe cônico de detector plano, que oferece uma verificação de campo grande para uma cabeça humana, e o tomógrafo *multislice* com 16 canais detectores. Para isto, 28 estruturas anatômicas foram comparadas. Os resultados apontaram que ambos os tomógrafos produziram qualidade de diagnóstico para osso. Pequenas estruturas de alto contraste, como as partes da cadeia ossicular e finas lâminas ósseas, foram mais bem delineadas nos detectores planos (*flat panel*) do que no tomógrafo *multislice*, assim como a região maxilofacial e a base do crânio. Como conclusão, os autores citaram que a alta resolução espacial obtida das duas regiões, em uma das cabeças humanas avaliadas, tornou a tomografia de feixe cônico viável, tornando a mesma ligeiramente superior à tomografia *multislice*. Ainda, segundo os autores, o tomógrafo de feixe cônico pode melhorar a precisão de diagnóstico em casos selecionados, bem como em planejamentos cirúrgicos e cirurgias virtualmente guiadas.

Loubele *et al.* (2008a) compararam a precisão entre a Tomografia Computadorizada de feixe cônico (TCFC) e a Tomografia Computadorizada *multislice* (TCMS) para medidas ósseas lineares dos ossos maxilares. Uma maxila macerada foi escaneada com o tomógrafo de feixe cônico *Accuitomo 3D* e dois tomógrafos *multislice* um de 04 canais (*Somatom Volume Zoom*) e outro de 16 canais (*Somatom Sensation 16 Siemens*). As imagens foram reconstruídas usando diferentes filtros de reconstrução para otimizar a visualização de osso (U70u e U90u para *Somatom Volume Zoom* e H30s e H60s para *Somatom Sensation 16 Siemens*). Antes da digitalização, três marcadores de guta-percha foram colados no topo e em ambos os lados do rebordo alveolar dos tecidos moles, que cobrem o osso maxilar, para definirem um conjunto de medidas lineares reproduzíveis em 11 planos. As medições foram realizadas por dois avaliadores. Os resultados evidenciaram medidas lineares submilimétricas em todos os tomógrafos.

Loubele *et al.* (2008 b) analisaram a qualidade de imagem em cinco tomógrafos computadorizados, sendo quatro tomógrafos de feixe cônico: *i-CAT*, *Newtom 3G MercuRay CB* e *Accuitomo 3D*; e um tomógrafo *multislice Somatom Sensation 16*. Para tanto, utilizaram dois *phantons*, ambos construídos com polimetacrilato. A análise foi realizada com dois protocolos: um com planejamento de rotina para implantodontia e outro com doses menores em relação ao primeiro. A qualidade de imagem foi avaliada com um software específico que permitiu a análise de medidas de precisão e a avaliação de artefatos, baseado nos seguintes fatores: valores médios de cinza disponíveis; intensidade e relação contraste-ruído; e limiar de segmentação. O maior resultado para o fator relação contraste-ruído foi obtido pelo *Newtom 3G* e o menor para o *Accuitomo 3D*. Quanto ao limiar de segmentação todos obtiveram bons resultados para a segmentação submilimétrica. Segundo os autores, ainda foi observado que o TCMS possui uma relação contraste-ruído maior que o TCFC, com o *Newtom 3G* com o maior valor de ruído.

Loubele *et al.* (2009) compararam níveis de doses efetivas da Tomografia Computadorizada de feixe cônico utilizando três tomógrafos: *Accuitomo 3D*, *i-CAT* e *Newtom 3G*; e Tomografia Computadorizada *multislice* com dois tomógrafos: *Somatom Volume Zoom 4* e *Somatom Sensation*. A dose efetiva foi calculada usando dosímetros termoluminescentes (TLD) colocados em um *phantom Rando Alderson*. Foram obtidos os seguintes resultados: os valores das doses eficazes variaram de 13 a 82  $\mu\text{Sv}$  para TCFC e 474 a 1160  $\mu\text{Sv}$  para TCMS. As doses para TCFC foram mais baixas no *Accuitomo 3D* e no *i-CAT*.

Suomalainen *et al.* (2009) avaliaram a dose de radiação e a qualidade de imagem de quatro tomógrafos de feixe cônico: dois tomógrafos 3D *Accuitomo H* da *J Morita*; o 3D *Promax H* da *Planmeca*; e o tomógrafo 3D *Scanora H* da *Soredex*, comparando-os com dois tomógrafos *multislice*: *GE 04* canais *LightSpeed scanner Plus* e o *GE 64* canais *LightSpeed VCT*. Para tanto, utilizaram dois *phantons*: um *RANDO* e outro *TM Head*. Foram utilizados dosímetros termoluminescentes para comparação da qualidade da imagem com a dose absorvida. A qualidade da imagem foi avaliada pela relação

contraste-ruído e pela função de módulo de transferência. Os resultados apresentados mostraram que os tomógrafos de feixe cônico proporcionaram uma qualidade de imagem adequada para os exames da região dentomaxilofacial empregando doses consideravelmente menores para o paciente. As grandes variações na dose para o paciente e a qualidade da imagem enfatizam a importância da otimização dos parâmetros de imagem nos exames de tomografia de feixe cônico e *multislice*.

Liang *et al.* (2010a) compararam a qualidade da imagem subjetiva e a visibilidade de estruturas anatômicas na mandíbula entre o tomógrafo *multislice Somatom Sensation* e 05 tomógrafos de feixe cônico: *Newtom 3G*, *Accuitomo 3D*, *i-CAT*, *Galileos* e *Scanora 3D*. Uma mandíbula seca foi utilizada para o escaneamento realizando-se 13 protocolos diferentes de aquisição de imagens. A observação foi baseada, principalmente, na visualização de 11 estruturas anatômicas e ruídos das imagens. Para cada estrutura, utilizaram uma escala de cinco pontos (excelente, bom, aceitável, ruim e muito ruim), onde cinco observadores fizeram as avaliações. Os resultados encontrados apontaram como superiores o tomógrafo *Accuitomo 3D* na avaliação de estruturas anatômicas e a TCMS em termos de redução do ruído produzido na imagem.

Liang *et al.* (2010b) avaliaram a precisão do modelo tridimensional da TCFC por meio de cinco tomógrafos – *Newtom 3G*; *Accuitomo 3D*; *i-CAT*; *Galileos*; e *Scanora 3D* – em comparação com os modelos tridimensionais de superfície obtidos a partir da TCMS – *Somatom Sensation*. Utilizando uma mandíbula seca, obtiveram o modelo tridimensional nos cinco tomógrafos de feixe cônico e compararam as medidas destes com as do padrão-ouro do tomógrafo *multislice*. Os resultados mostraram que a precisão das reconstruções tridimensionais em modelo de superfície é um pouco menor. Porém, aceitáveis, em comparação com TCMS do padrão-ouro.

## 2.4. COEFICIENTES DAS UNIDADES DE *HOUNSFIELD* (HU) OU NÚMERO DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA (TC)

Yune (1993) relatou que a imagem digital é formada por *pixels* que possuem diferentes tons de cinza. Para cada tom de cinza, existe um número de TC correspondente à densidade do tecido, que é representado em HU (*Hounsfield unit*). *Hounsfield* compôs uma escala designando, arbitrariamente, a água com o número 0 (zero), o osso com o número 1.000 e o ar com o número negativo -1.000. Assim, a gradação da densidade dos tecidos na escala de cinza perfaz um total de 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 são associados a um número negativo e tendem para tons de cinza mais escuros (cavidades ósseas preenchidas por ar, como os seios paranasais, por exemplo, possuem uma densidade muito baixa, permitindo livremente a passagem dos raios X, aparecendo na imagem digital como áreas escuras). Substâncias que absorvem mais os raios X, quando comparados à água, são designadas com HU positivos e possuem tons de cinza mais claros (elementos densos compostos por metais, como placas e parafusos, são representadas por áreas brancas. Portanto a quantificação dos valores de *pixels* fornece dados para comparação dos diferentes tipos de tecidos.

Quesada *et al.* (2001) relataram que o coeficiente de atenuação linear médio de cada *pixel* é comparado ao coeficiente da água, definindo o número de TC ou coeficiente de *Hounsfield*. Utiliza-se a água como referência porque seu coeficiente de atenuação é semelhante ao dos tecidos moles, além de ser uma substância de fácil obtenção para calibragem dos aparelhos de tomografia. Os autores relatam que o Coeficiente de atenuação linear ( $\mu$ ) é, normalmente, expresso em unidades de *Hounsfield* (HU), sendo calculado por meio da seguinte fórmula:

$$HU_x = 1000 \times (\mu_x - \mu_{\text{água}}) / \mu_{\text{água}}$$

Onde:

- 1000 determina a escala de contraste;
- Por definição, o HU para água é 0 e o HU para o ar é -1000; e
- Devido à dependência do  $\mu x$  (valor de atenuação da substância) e do  $\mu$  água (valor de atenuação da água), a energia do fóton (keV) e ainda os valores de HU dependem: do kVp, do mA e da filtração.

Portanto, HU gerados por um aparelho de Tomografia Computadorizada são aproximados e válidos somente para os kVp e mA efetivamente utilizados para gerar a imagem.

Pisco & Souza (1999) relatam que o coeficiente de atenuação quantifica a absorção da radiação X, para uma dada energia do fóton. Após a calibração interna do tomógrafo, a densidade do tomograma para a água pura é ajustada para o valor numérico 0, e a densidade do ar padrão para -1000 HU. Esta relação entre o coeficiente de atenuação do tecido e as unidades de *Hounsfield* forma a conhecida ESCALA DE *HOUNSFIELD*. O valor de atenuação do ar padrão e da água pura, definidos como -1000 HU e 0 HU, respectivamente, representam pontos fixos na escala de densidade do TC e mantêm-se inalterados mesmo com a variação da tensão do tubo. Esta é a vantagem da Escala de *Hounsfield*, sua invariância com qualquer parâmetro eletro-eletrônico, mecânico ou de processamento computacional. Desta forma, os tomógrafos do mundo todo trabalham com esta escala, facilitando a troca de informações entre radiologistas. Trata-se, pois, de um padrão universal. Na figura 1, a seguir, pode-se verificar um resumo dos valores médios de alguns órgãos e tecidos do corpo humano.

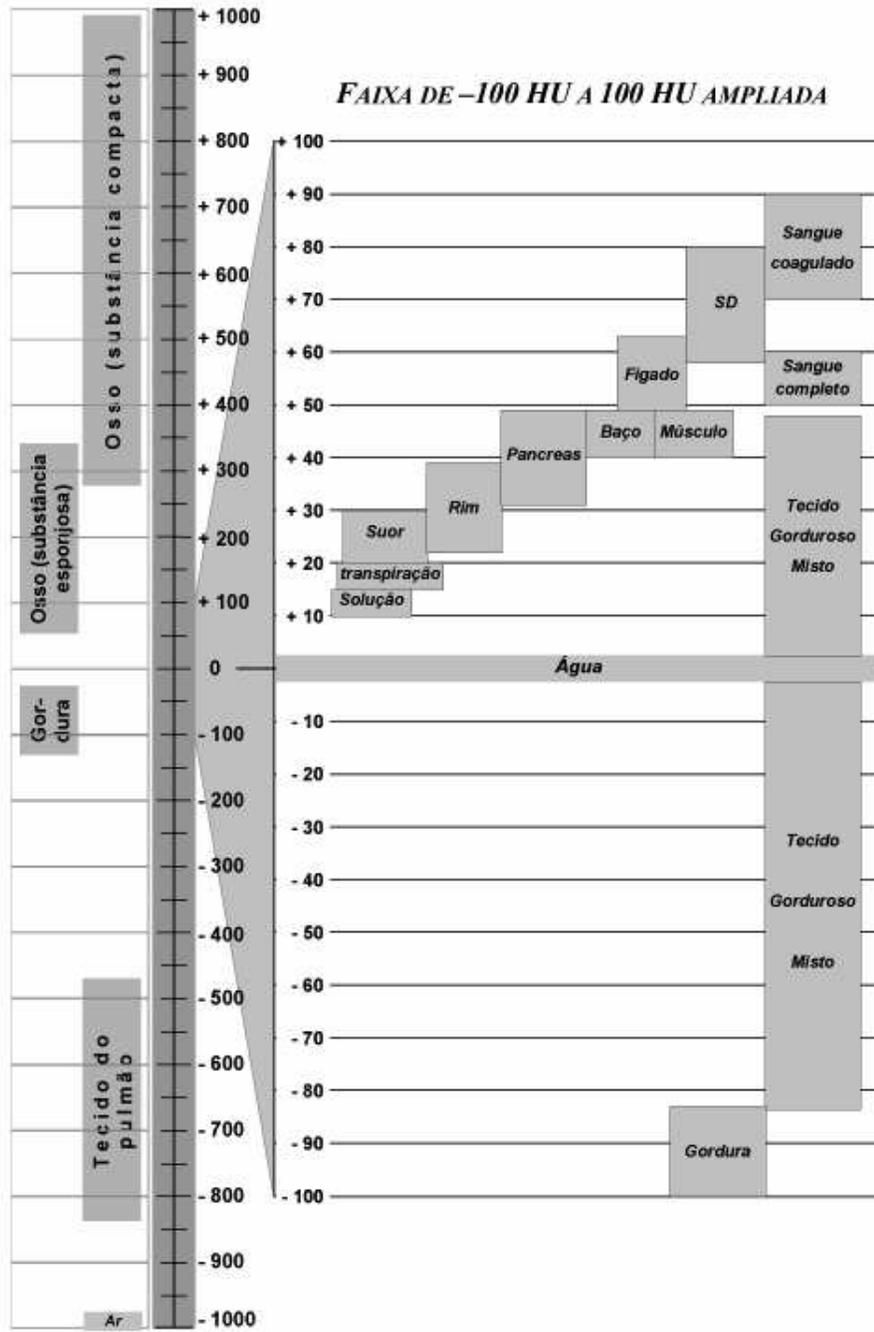


Figura 1 – Escala de *Hounsfield*

Fonte: Pisco, 1999.

Yang (2007) relatou que as imagens de reconstrução em Tomografia Computadorizada são apresentadas como uma matriz bidimensional, onde cada pixel representa o número de TC do tecido obtido na sua localização espacial. Como o número de TC do coeficiente de atenuação de um *voxel* relacionado ao osso é uma função quase linear da densidade óssea, a Tomografia Computadorizada é utilizada para fornecer *in vivo* a análise quantitativa da densidade óssea local. A calibração com *phantoms* pode ser utilizada para converter a atenuação da densidade mineral, gerando densidade mineral óssea volumétrica ( $\text{g}/\text{cm}^3$ ).

Lagravère *et al.* (2006) determinaram os Coeficientes de *Hounsfield* para materiais com densidades previamente conhecidas. Seis cilindros de diferentes materiais (acetato, acrílico, cortiça, espuma e madeira) foram escaneados no tomógrafo *NewTom QR-DVT 9000 Volume Scanner*. Os dados brutos foram convertidos em *Dicom* e analisados por softwares independentes: *E-film* e *Amira*, para determinação do HU em diferentes áreas. A regressão linear entre as densidades e os HU foi utilizada para prever se os dados estavam corretos. Os autores concluíram que a TCFC oferece uma opção eficaz para determinação da densidade do material, expressa em unidades de *Hounsfield*.

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 vasilhame 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 3DX FPD*, cuja diferença consiste no tipo de sensor utilizado. O *3DX Accuitomo II* com intensificador de imagem e o *GE 3DX FPD* com *Flat panel*. No experimento também foi utilizado um tomógrafo convencional médico *Multislice (TCMS)*. O valor médio dos coeficientes de HU foi medido em cada corte axial nas regiões de interesse (ROI) na tomografia *multislice*. Todas as imagens foram transformadas em uma escala de cinza de 8 bits, utilizando-se o *software Adobe Photoshop*, o que permitiu que os tamanhos dos *pixels* das imagens fossem equivalentes. Em seguida, foram comparados os

valores de cinza com o HU das imagens. Segundo os resultados, os efeitos dos artefatos aumentaram à medida que mais objetos foram colocados fora da área de reconstrução. O tomógrafo que registrou um menor número de artefatos apresentados foi o *GE 3DX FDP*.

Lagravère *et al.* (2008) estudaram se a variação da localização de objetos com densidades previamente conhecidas influenciavam na determinação da sua densidade aparente em valores de HU. Além disso, também estabeleceram um coeficiente de conversão linear com material de densidade conhecida para os valores de HU no tomógrafo *Newton 3G*. Primeiramente, foram utilizados três blocos cilíndricos de diferentes materiais (nylon, acetato e esponja) com densidades diferentes e previamente conhecidas. Foi imerso um *phantom plexiglas* em uma caixa plástica contendo água para simulação de tecido mole. Os três blocos foram escaneados em cinco diferentes exposições (centro, lado esquerdo, lado direito, mais superior e mais inferior) no *gantry*. Os dados foram analisados pelos softwares *E-film e Amira*. Posteriormente, utilizaram os mesmos cilindros para observar a relação entre as densidades aparentes e o HU nas imagens obtidas no tomógrafo *Newton 3G*. Com estes dados foi feita uma regressão linear. Os resultados apontaram que a regressão linear pode ser usada para determinar a densidade dos materiais em relação aos valores de HU da TCFC. Esta relação não é afetada pela localização do objeto dentro do tomógrafo.

Bryant *et al.* (2008) realizaram um estudo sobre a precisão espacial e a resposta da densidade no tomógrafo de feixe cônico *i-CAT*. Para isto, construíram um *phantom* que consistia de uma caixa de acrílico, contendo água. No caso do *i-CAT*, no entanto, as dimensões do volume da cabeça são tais que a parte posterior desta, invariavelmente, é posicionada fora do FOV e da matriz de dados, motivo pelo qual criaram um *phantom* que se estendeu para além do FOV. Em particular, esse trabalho concentra-se na influência da massa da cabeça do paciente e do fato desta estar parcialmente fora do campo da reconstrução. A investigação foi realizada ao longo de um período de vários meses em um tomógrafo clínico ao invés de um exclusivo para pesquisa. Em relação à densidade e ao ruído foi encontrada uma forte dependência da variação no volume do corte. Os resultados

revelaram que a variação da densidade depende dos seguintes efeitos: volume total do corte, quando existe massa fora do campo de visão (exo-massa) e do ruído dependente do volume do corte.

Yamashina *et al.* (2008) compararam os valores de HU para o ar, água e tecidos moles entre a Tomografia Computadorizada de feixe cônico (TCFC) e um tomógrafo *multislice*; e a confiabilidade da TCFC para medir espaços aéreos, *in vitro* e *in vivo*. Para o estudo *in vitro* foi utilizado um *phantom* com vários orifícios e no *in vivo* um voluntário, para ambos os tomógrafos, sendo realizada em seguida a comparação dos dados. Os resultados apontaram que os valores de HU para a tomografia de feixe cônico eram completamente diferentes dos obtidos com o sistema *multislice*. O desvio foi dez vezes maior para a TCFC. Isto demonstra que a tomografia de feixe cônico apresenta valores quantitativos das unidades de *Hounsfield* limitados para a diferenciação entre tecidos moles, ar e água. Entretanto, a medição do espaço aéreo cercado por tecido mole mostrou-se bastante precisa.

Katsumata *et al.* (2009) avaliaram a relação entre a variabilidade da densidade e o tamanho do volume de imagem na Tomografia Computadorizada de feixe cônico. Utilizaram um tomógrafo de feixe cônico *Alphard Vega 3030* com detector plano (*Flat panel*) de 30 cm X 30 cm e um *phantom* construído com um cilindro plástico cheio de água com 150 mm de diâmetro e 100 mm de altura. Uma mandíbula seca seccionada ao meio e vértebras cervicais (primeira a terceira) foram colocadas dentro do cilindro e escaneadas de quatro modos: hemi-mandíbula esquerda e direita; hemi-mandíbula esquerda e direita juntamente com as vértebras; hemi-mandíbula esquerda juntamente com as vértebras; e somente a hemi-mandíbula esquerda. O tamanho do volume (FOV) foi oferecido pelo aparelho (51 mm x 51 mm; 102 mm x 102 mm; 153 mm x 153 mm; 200 mm x 178 mm). O tamanho do *voxel* dependeu do protocolo utilizado para o FOV, então: *voxel* de 0,1 para FOV de 51 mm; 0,2 para o de 102 mm; 0,3 para o de 153 mm; e 0,39 para o de 200 mm. Para cada região foi utilizada a ferramenta de ROI *Manager* do *software Intage Real*, para definir o ROI na mesma posição em cada corte axial selecionado, sendo escolhidos a região

lingual, a região vestibular e o corpo da mandíbula. A densidade foi medida nestas regiões em cinco cortes diferentes. O valor de densidade foi mensurado utilizando-se o *software* que fornece a unidade de *Hounsfield* (HU). A análise dos resultados mostrou que as imagens adquiridas com FOV de 51 mm produziram uma densidade significativamente inferior. Não ocorreu diferença significativa nos valores de densidade da mandíbula para os FOV de 102 mm e de 153 mm. Imagens com FOV de 200 mm produziram os maiores valores de densidade da mandíbula. Segundo os autores, o aumento do volume da imagem produz melhor confiabilidade em relação à densidade da imagem, porém aumenta a dose de radiação para o paciente e reduz a resolução de imagem com perda de detalhes devido à utilização de *voxel* maior.

Mah *et al.* (2010) realizaram um estudo *in vitro* para investigar a relação entre os níveis de cinza da tomografia de feixe cônico e o coeficiente de atenuação (HU). Um *phantom* foi construído com diferentes tipos de materiais (ar, tecido adiposo, água, material equivalente ao tecido muscular, liga de alumínio e polimetacrilato) cujas densidades eram conhecidas. Esses *phantoms* foram escaneados em 11 diferentes tipos de tomógrafos de feixe cônico 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. Portanto, o cálculo de HU em tomografia de feixe cônico pode ser derivado, a partir dos níveis de cinza, como um passo intermediário. Como a TCFC está evoluindo, esse método para converter os níveis de cinza para HU pode servir de impulso para a otimização do uso de imagens tridimensionais na Odontologia.

Nomura *et al.* (2010) analisaram a possibilidade de utilizar os valores de *voxel* para a avaliação da densidade óssea mineral na tomografia de feixe cônico. Para isto, utilizaram um *phantom* construído com cilindros de alumínio dentro dos quais foi colocado uma solução de água e iodo em várias concentrações. Estes foram escaneados em

tomógrafo de feixe cônico (*Accuitomo 3D*) com intensificador de imagem e na tomografia *multislice* (*Somatom Sensation 64*). Os valores de *voxel* e valores de HU foram medidos e correlacionados. Além disso, um bloco construído com hidroxapatita de densidade mineral óssea conhecida foi utilizado para auxiliar a conversão dos valores de *voxels* em densidades ósseas. Esse estudo revelou que houve uma alta correlação entre os valores de *voxel* da tomografia de feixe cônico e os valores de HU da tomografia *multislice*. Embora se tratasse de um estudo *in vitro*, este assumiu as condições ideais para medir valores de *voxel*. Houve também uma nítida possibilidade de calcular os valores de HU e de densidade óssea mineral utilizando os valores de *voxel* das imagens TCFC. Porém, a relação não foi totalmente linear.

#### **2.4.1. FATORES QUE INFLUENCIAM O CÁLCULO DOS COEFICIENTES DE HOUNSFIELD POR TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO (TCFC)**

Siewerdsen & Jaffray (2001) descreveram que o ângulo do cone do feixe torna-se maior com o aumento do tamanho da região de interesse e isto produz 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 aproximado de  $0,5^{\circ}$  e de 120% em relação a um ângulo de aproximadamente  $7^{\circ}$ . Além disto, este incremento influencia na dispersão do feixe fora do plano da imagem com ganhos de dispersão na periferia.

Segundo Gupta *et al.* (2006) existe um aumento acentuado de espalhamento dos fótons gerado pelos sistemas de tomografia de feixe cônico, comparado aos sistemas *multislices*. As diferenças mais significativas estão nos primeiros em relação à redução da relação contraste-ruído, às imprecisões nos cálculos dos valores de HU e à qualidade de imagem, resultando em artefatos. Quanto a estes, relatam, ainda, que a angulação do feixe influencia no aparecimento de artefatos de *cupping* resultado do endurecimento e

espalhamento dos fótons, sendo que este artefato é reduzido com a diminuição do ângulo do feixe.

De acordo com Daly *et al.* (2006), as modificações contribuintes para a geração de radiação secundária são: a geometria de imagem (intervindo no espaço aéreo); a direção da cobertura do feixe no campo de visão e a energia do feixe. Para este efeito, as abordagens mais básicas são: minimizar o campo de visão; maximizar a caixa de ar ideal (espaço entre a fonte, o objeto e o detector); colimar; e modular o feixe de raios X. Infelizmente, segundo os autores, o campo de visão depende do volume do tecido de interesse e dos limites geográficos do sistema de pórtico. Portanto, estão limitados na sua capacidade de minimizar a produção de radiação secundária. É importante selecionar um campo de visão menor possível, desde que englobe o tecido-alvo de forma adequada. As restrições de espaço (fonte, objeto e detector) limitam a viabilidade de aumento do espaço de ar, que visa à redução da produção de radiação secundária, especialmente quando se tratam de tomógrafos projetados para a região de cabeça, devido às suas formas compactas.

Kalender & Kyriakou (2007) descreveram que o princípio básico na produção da imagem em tomografia de feixe cônico deve-se ainda à conversão dos raios X em luz nos detectores planos (*Flat panel*). A luz emitida é registrada por uma matriz regular de fotodiodos colocada em contato imediato com a tela fluorescente. Quanto maior a espessura média, melhor a eficiência de absorção. No entanto, a resolução espacial é degradada uma vez que os fótons de luz são emitidos em todas as direções em propagação difusa. A resolução espacial depende também da dimensão do foco local, do tamanho do elemento detector, da geometria e dos parâmetros de reconstrução. O parâmetro mais facilmente modificado é o tamanho dos elementos detectores, dispostos eficazmente em filas. As filas de  $n \times n$  significam que números de *pixels* combinados são lidos como um todo. Além do que, a resolução de contraste e a detecção de tecidos moles dependem, fortemente, dos níveis de ruído da imagem. Os detectores planos ainda são menos eficientes do que os detectores utilizados para tomografia *multislice*. Portanto, infere-se que estes proporcionem menor ruído e uma boa resolução de contraste para uma mesma dose. Deve-se levar ainda

em consideração a produção de artefatos resultantes de truncamento de dados e artefatos de desalinhamento. Estes, por sua vez, influenciam nos valores de HU e reduzem a qualidade de diagnóstico.

Orth *et al.* (2008) referem-se ao espalhamento nas tomografias de feixe cônico como uma radiação de baixa energia fora de eixo que é gerada no paciente durante a aquisição da imagem. Esta corresponde à fluência de fótons no detector não imputáveis na incidência do feixe primário. Na Tomografia Computadorizada de feixe em leque, a colimação da fonte de raios X restringe a cobertura do eixo Z do feixe, permitindo apenas a dispersão de um volume de tecido fino visando atingir os elementos do detector durante a aquisição do corte. Em contrapartida, a tomografia de feixe cônico expande a cobertura do eixo Z do feixe, permitindo a dispersão de raios X gerados a partir de todo o volume para atingir os elementos detectores na aquisição da imagem. Aumentando assim a contribuição de dispersão, expressa como dispersão primária do raio. Esta pode atingir um valor igual a 3 na tomografia por feixe cônico, quando comparada com sistemas convencionais *multislice*, que atingem um valor igual a 0,2.

Para Miracle & Mukherji (2009), a apresentação da imagem com tecnologia de feixe cônico, normalmente, proporciona excelente resolução espacial com uma dose relativamente baixa para o paciente. Por outro lado, ocorre baixa resolução de contraste devido ao aumento da dispersão de raios X, à resolução temporal reduzida, à diminuição da escala dinâmica e à menor dose de eficiência quântica dos detectores.

## **2.5. DENSIDADE ÓSSEA**

Licata (2009) relatou alguns conceitos vigentes na literatura sobre qualidade e densidade óssea. Segundo este autor, a qualidade óssea não está exatamente definida. É descrita, operacionalmente, como uma amálgama de todos os fatores que determinam o quão bem o esqueleto pode resistir à fratura, como: a microarquitetura, os danos

microscópicos acumulados durante a vida, a qualidade do colágeno, o tamanho dos cristais e minerais e a taxa de remodelação óssea. Já a densidade é a relação entre a massa e o volume de um corpo. Sendo assim, um osso denso é aquele que apresenta muita massa e peso em relação ao volume, sendo espesso e compacto. Razões paralelas levam a crer que o aumento da densidade, aumentaria a resistência óssea à fratura. O autor aconselha cautela a esta afirmação categórica, pois alguns estudos revelam que a densidade pode estar reduzida em função do peso, da idade, e de fatores genéticos de estatura, e ainda assim apresentar resistência à fratura. Por outro lado, ossos com mesma densidade podem ter riscos diferentes de fratura dependendo da idade do paciente e dos fatores de remodelação óssea.

### 2.5.1 ANÁLISE DA DENSIDADE ÓSSEA

Lekholm & Zarb (1985) idealizaram uma classificação macroscópica óssea aceita até os dias atuais na Implantodontia que prevê classes de densidades denominadas e definidas como: Q1- osso compacto e homogêneo; Q2- espessa camada de osso compacto envolvendo osso trabecular denso; Q3- fina camada de osso cortical circundando núcleo de osso trabecular denso com resistência favorável; e Q4- fina camada de osso cortical circundando núcleo de osso trabecular de baixa densidade (figura 2).



Figura 2 – Esquema de classificação óssea de Lekholm & Zarb

Fonte: De Oliveira *et al.*, 2008.

Misch (1988) reportou 5 grupos de densidade óssea, independente da região na arcada dentária, baseado em características macroscópicas da cortical e do trabeculado ósseo, de acordo com a sensibilidade tátil. Este estudo comparou e associou o osso a outros tipos de materiais de densidades diversas. O osso mais denso, ou seja, D1 é comparado à madeira de carvalho. Já a sensação tátil oferecida, quando no preparo do osso D2, é similar ao pinho, enquanto o osso D3 é associado à balsa e o osso D4 ao isopor. A classificação então descreve: D1 - osso cortical denso; D2 - apresenta cortical denso e osso trabeculado grosso; D3 - cortical óssea fina e trabeculado fino; D4 - osso trabecular fino; e D5 - osso não-mineralizado, imaturo.

Jergas & Genant (1993) compararam os métodos não invasivos mais importantes e atuais para o estudo da densidade óssea esquelética, com ênfase nas técnicas consideradas clássicas como: a densitometria de fóton único (SPA); a densitometria radiográfica de dupla energia (DXA); e a Tomografia Computadorizada quantitativa (TCQ), e concluíram que a TCQ é a técnica de eleição para se medir a densidade óssea, pois mesmo tendo menor acurácia do que a “DXA”, por exemplo, é a única que mede a densidade em trabeculado isoladamente, o qual representa a porção de maior atividade metabólica no tecido ósseo. Ainda apontaram a alta dose de radiação X e o longo tempo de exame como desvantagens da TCQ.

Lindh *et al.* (1996) avaliaram o potencial uso da Tomografia Computadorizada quantitativa (TCQ) para a avaliação da densidade mineral óssea da mandíbula edêntula antes da colocação do implante. Para isto, utilizaram 15 mandíbulas desdentadas onde foram efetuados cortes tomográficos com 2 mm de espessura nas regiões anterior e posterior. A densidade mineral óssea, expressa como a quantidade de hidroxiapatita de cálcio ( $\text{mg}/\text{cm}^3$ ) do osso trabecular, foi calculada usando um método que leva em conta a influência da gordura. A variação da densidade mineral óssea entre as mandíbulas era elevada. As regiões anteriores apresentaram valores superiores aos das regiões posteriores e foi encontrada uma variação entre as regiões da mesma mandíbula. Os dados demonstraram que a Tomografia Computadorizada proporcionava medidas da densidade

mineral óssea na mandíbula tornando-se assim um método não-invasivo potencialmente útil para a verificação da qualidade do osso antes da colocação do implante.

Lindh *et al.* (1998) correlacionaram o volume de osso trabecular e a densidade mineral óssea em mandíbula. A densidade mineral óssea do osso trabecular foi obtida por Tomografia Computadorizada quantitativa utilizando 22 exames por imagem de desdentados em regiões anterior e posterior de nove mandíbulas obtidas na autópsia. Um sistema de análise computacional de imagens foi utilizado para a análise morfométrica, visando a obtenção do volume de osso trabecular em tomografia. Uma correlação significativa foi encontrada entre o volume de osso trabecular e a densidade mineral óssea. O volume do osso trabecular variou significativamente no espaço inter e intra mandibular. A alta correlação entre o volume de osso trabecular e a densidade mineral óssea significa que o uso da Tomografia Computadorizada quantitativa é um procedimento válido antes do tratamento para implante.

Trisi & Rao (1999) correlacionaram a densidade óssea, avaliada pela sensação tátil, com a estrutura histológica por avaliação histomorfométrica. Biópsias foram colhidas em 56 pacientes durante cirurgias de implante oral para que fossem utilizadas na avaliação histomorfométrica. A pontuação do osso foi gravada durante a perfuração do leito do implante, com base na sensação tátil e na percepção da resistência à perfuração. Os resultados da análise histomorfométrica foram expressos em porcentagem de trabéculas ósseas sobre a área total da biópsia. Amostras do osso tipo D1 apresentaram uma densidade histomorfométrica média de  $76,54\% \pm 16,19$ . Amostras de D2 apresentaram um valor médio de  $66,78\% \pm 15,82$ . Os espécimes D3 apresentaram uma densidade média de pontuação histomorfométrica de  $59,61\% \pm 19,55$ . As de D4 apresentaram um valor médio de  $28,28\% \pm 15,82$ . Este estudo demonstrou que a sensibilidade tátil permite distinguir, com certa confiabilidade estatística, os tipos de ossos D1 e D4, mas falha na distinção das classes intermediárias de qualidade óssea.

## 2. 5. 2 APLICAÇÕES CLÍNICAS DA DENSIDADE ÓSSEA MEDIDA COM OS COEFICIENTES DE *HOUNSFIELD*

Misch (2000) associou sua classificação de densidade óssea à escala tomodensitométrica de Hounsfield e estabeleceu uma relação da qualidade óssea em relação à localização anatômica de maior prevalência e apresentou os seguintes valores:  $D1 > 1250$  HU;  $850 \leq D2 \leq 1250$  HU;  $350 \leq D3 < 850$  HU;  $150 \leq D4 < 350$  HU; e  $D5 < 150$  HU. Seus estudos evidenciaram que a região anterior da mandíbula tem uma densidade óssea muito maior do que a da região anterior da maxila e que a região posterior da mandíbula. Pode-se observar a ausência do tipo ósseo D5, demonstrando que os maxilares apresentavam densidades, normalmente, maiores que 150 HU.

Norton & Gamble (2001) estabeleceram um estudo quantitativo para mensuração de densidade óssea com os Coeficientes de *Hounsfield* em quatro regiões: anterior da mandíbula, anterior da maxila, mandíbula posterior e posterior da maxila. Além disso, correlacionaram estes resultados com as quatro classificações de qualidade óssea estabelecidas por Lekholm & Zarb (1985). Um total de 32 exames com 139 sítios definidos foi examinado com o *GE Scanner helicoidal ProSpeed*. Estes pacientes foram indicados para tratamento de implantes. Um *software* específico, *Simplant*, foi utilizado. O computador forneceu a densidade em Unidades *Hounsfield* (HU) com valores de média e desvio padrão. O quadro interativo do *Simplant TM* com um implante virtual foi então colocado sobre a porção alveolar de cada sítio desdentado para incluir a porção trabecular e cortical externa, quando presentes. O computador mapeou a densidade do osso em torno de todo o perímetro de cada implante com uma espessura circundante de 1 mm. Estes dados foram comparados com a classificação de Lekholm e Zarb, o que resultou na construção de uma tabela. Os dados mostraram os seguintes valores: para qualidade 1 (Lekholm & Zarb) os valores foram maiores que 850 HU na região anterior de mandíbula; para qualidades 2 e 3, os valores foram de 500 a 850 HU encontrados em região anterior de maxila e posterior de mandíbula; e para a qualidade 4 foram encontrados de 0 a 500 HU para a região posterior de maxila, ficando a região de tuberosidade com valores menores que 0. Os

resultados mostraram que, quando se considera o total de dados para cada qualidade subjetiva, há uma forte correlação: entre a qualidade óssea subjetiva (Lekholm e Zarb), os coeficientes de *Hounsfield* e as regiões dos ossos maxilares.

Homolka *et al.* (2002) avaliaram a correlação entre os valores de densidade óssea calculados pela Tomografia Computadorizada e os valores de torque de inserção dos implantes com a finalidade de prever as propriedades mecânicas do osso da mandíbula. Para tanto um tomógrafo *Tomoscan SR-6000* foi utilizado para fazer o exame em cinco mandíbulas submersas em água dentro de um vasilhame, com o protocolo de aquisição de cortes axiais de 1,5 mm de espessura e 1 mm de intervalo de reconstrução. Vinte e cinco regiões de implantes foram definidas. Neste local foram calculados os números de HU e posteriormente colocados os implantes e medido o torque de inserção. Os resultados mostraram que houve correlação entre as densidades ósseas, medidas com a Tomografia Computadorizada, e os valores de torque de inserção.

Buscatti *et al.* (2003) realizaram um estudo da densidade óssea das porções medulares e corticais obtidas de reconstruções sagitais de cortes axiais de Tomografia Computadorizada quando da aplicação de programa computadorizado desenvolvido para a Odontologia, denominado *Dental*. Para a mensuração dos valores de densidade óssea foi utilizada a escala densitométrica de *Hounsfield* nas regiões de cortical vestibular, lingual ou palatina, base de mandíbula ou assoalho de seio maxilar/fossa nasal e porção central do trabeculado ósseo. Os valores encontrados foram maiores para as corticais em relação às porções medulares havendo correlação, estatisticamente significativa, entre as regiões anatômicas e os arcos superior e inferior. Entretanto, não houve diferença estatística significativa entre os sexos masculino e feminino.

Shahlaie *et al.* (2003) avaliaram as variações das densidades ósseas por Tomografia Computadorizada e compararam com as medições subjetivas de densidade óssea. Neste estudo utilizaram 62 áreas com possível localização para implantes em nove cadáveres. A densidade óssea foi avaliada pelos coeficientes de *Hounsfield* e comparada

com a classificação subjetiva da densidade óssea de Lekholm e Zarb. Os resultados demonstraram que densidades ósseas adquiridas pela Tomografia Computadorizada podem variar significativamente quando áreas de diferentes locais designados para implante são comparadas. Para cada classificação subjetiva várias unidades de densidade foram encontradas e, finalmente, relataram que a Tomografia Computadorizada produz avaliações precisas da densidade óssea e que os valores são um complemento para as avaliações subjetivas, ambas antes da colocação do implante.

Aranyarachkul *et al.* (2005) avaliaram quantitativamente e subjetivamente a densidade óssea na Tomografia Computadorizada convencional e na tomografia por feixe cônico. Neste estudo, utilizaram nove mandíbulas maceradas com 63 potenciais sítios para implantes. Um marcador de 2 mm de diâmetro foi colocado nas regiões a serem analisadas. Ambas imagens foram transportadas para um mesmo *software*, *Agfa Picture Archiving Communication System*. Na realização das análises quantitativas utilizaram os coeficientes de *Hounsfield* e para a análise subjetiva fizeram uso da classificação de Lekholm e Zarb. Os valores de densidade óssea na tomografia de feixe cônico apresentaram-se aumentados em relação aos da tomografia convencional. Para classificação subjetiva houve correlação entre os valores de ambas técnicas de aquisições tomográficas.

Shapurian *et al.* (2006) avaliaram a qualidade óssea em diferentes segmentos da maxila e mandíbula desdentada, utilizando os Coeficientes de *Hounsfield* (HU) e correlacionaram com a idade, sexo e história de terapia com reposição hormonal. Para isto 101 tomografias aleatórias foram adquiridas no planejamento para colocação de implantes. As imagens foram produzidas pelo tomógrafo *GE Hi-Speed* com corte de 1 mm de espessura. A região de interesse foi definida em uma área de 3.0 a 3.5 mm<sup>2</sup>, nos cortes transaxiais em quatro sítios de mandíbula e maxila. O *software SimPlant* calculou o valor médio de HU para cada região. Como resultado total obtiveram nos quatro quadrantes da boca exibidos em unidades de *Hounsfield* (HU), valores que variaram de - 240 a 1159. A maior unidade de valor médio de densidade (559 ± 208 HU) foi encontrada na região anterior da mandíbula, seguida de 517 ± 177 HU na maxila anterior, de 333 ± 199 HU na

maxila posterior, e de  $321 \pm 132$  HU para a posterior da mandíbula. Não houve associação entre o valor *Hounsfield* para idade ou sexo. Por conseguinte, relataram que o conhecimento dos valores dos coeficientes de *Hounsfield* é uma medida quantitativa da densidade óssea, muito útil como ferramenta de diagnóstico, pois pode fornecer ao cirurgião uma avaliação objetiva da densidade óssea. Pela qual, ainda, pode-se modificar as técnicas cirúrgicas em virtude do tempo de cicatrização prolongado, nos casos de suspeita de má qualidade óssea.

Lee *et al.* (2007) comparam a qualidade óssea subjetiva radiográfica com os valores de inserção ao torque durante a osteotomia. Nesse estudo, utilizaram 42 sítios de implantes que foram submetidos à tomografia de feixe cônico e à tomografia convencional. Posteriormente, durante a osteotomia, avaliaram a resistência subjetiva ao torque pela classificação de Misch e a mesma foi registrada na colocação do implante. Os resultados mostraram que: a resistência à perfuração subjetiva (classificação de Misch) foi modestamente correlacionada à avaliação subjetiva da densidade radiográfica (Lekholm & Zarb - 1985); e a resistência à perfuração subjetiva em comparação com a densidade óssea em unidades de *Hounsfield* (HU) obtidos através da TC e da TCFC apresentou coeficientes de correlação de 0,61 e 0,59, respectivamente ( $P < 0,001$ ). Portanto a resistência foi moderadamente correlacionada com os valores de densidade óssea adquiridos por meio de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico.

Turkyilmaz *et al.* (2007a), utilizando a Tomografia Computadorizada, convencional avaliaram as variações da densidade óssea em locais designados para implantes osseointegrados. Cento e trinta e um locais designados para implante em 72 pacientes foram utilizados. Os resultados dos exames de Tomografia Computadorizada indicaram que a densidade óssea pode variar significativamente quando diferentes áreas para implante são comparadas. Foi observado que a diferença na densidade óssea existe para as quatro regiões dos ossos maxilares. Foi obtida a maior média na região anterior de mandíbula, com os valores de densidade de 944,9 a 207 unidades de *Hounsfield* (HU). Posteriormente, em maxila anterior, o valor foi de 715,8 a 190 HU, seguindo-se de

mandíbula posterior com o total de 674,3 a 227 HU, ficando a menor média em maxila posterior com 455,1 a 122 HU. Concluíram que a Tomografia Computadorizada pode ser uma ferramenta útil para determinar a densidade óssea da área de interesse antes da colocação do implante e, com isto, fornece informações valiosas sobre a qualidade óssea para o Cirurgião-Dentista realizar um melhor planejamento sobre a posição do implante.

Turkyilmaz *et al.* (2007b) avaliaram a relação entre a densidade óssea, o torque de inserção e a estabilidade de implantes em 100 pacientes com 230 sítios destinados para colocação de implantes. Os exames por imagem pré-operatórios realizados em um tomógrafo *espiral Siemens AR-SP 40* foram utilizados para medir a densidade óssea por meio dos coeficientes de *Hounsfield*. Os testes de torque de inserção e medidas de estabilidade dos implantes foram feitos com os aparelhos *Osseocare* e *Osseotell*, respectivamente. As avaliações demonstraram que existe uma correlação entre os três parâmetros. Os autores concluíram que os valores de densidade óssea do exame de Tomografia Computadorizada pré-operatório podem fornecer uma avaliação objetiva da qualidade do osso, bem como as correlações significativas entre densidade óssea e parâmetros de estabilidade do implante podem ajudar os dentistas na previsão da estabilidade primária antes da inserção do implante.

De Oliveira *et al.* (2008) fizeram uma análise da correlação da densidade óssea com as unidades de *Hounsfield* entre dois *softwares* diferentes: *Dental CT* e *E-film*, na tomografia *multislice*, e correlacionaram estas medidas com a classificação de qualidade óssea subjetiva feita de acordo com Lekholm e Zarb. Por conseguinte, estabeleceram uma escala quantitativa para cada grupo. Para isto, utilizaram 27 tomografias com 72 potenciais sítios para implantes, com o tomógrafo *Elscint Twin scanner II helicoidais*. As densidades médias e desvio padrão das unidades foram calculadas automaticamente pelos *softwares*. No *Dental CT* as medidas de densidade óssea trabecular foram significativamente maiores do que as medidas no *E-film*. Na escala qualitativa, de acordo com Lekholm e Zarb, a densidade óssea foi significativamente reduzida a partir do tipo 1 para o tipo 4 do osso.

Finalmente, reconheceram que o estudo da qualidade óssea é importante para avaliação pré-operatória de implantes.

Celenk C. & Celenk P. (2008) fizeram um estudo comparativo da densidade óssea do osso mandibular e vértebras cervicais utilizando a Tomografia Computadorizada. Nessa pesquisa, constituída de 114 imagens de pacientes adquiridas pelo tomógrafo *Toshiba-Aquillon multislice*, as medidas expressas em *Hounsfield* foram utilizadas para mensuração da densidade. Os testes de regressão e a análise de correlação mostraram que houve uma correlação entre a densidade cervical e a mandibular. Embora haja correlação entre a densidade óssea de homens e mulheres com a idade, nas vértebras cervicais, os dados mostram que o mesmo não ocorre para a mandíbula.

Park *et al.* (2008) avaliaram quantitativamente a densidade dos ossos alveolar e basal da maxila e mandíbula para fornecer orientações para a colocação de *miniimplantes*. Realizaram as medidas de densidades com o software *V-Works* em 63 exames tomográficos nas regiões de ossos alveolares e basais, nas regiões de incisivos, caninos, pré-molares, molares, tuberosidade da maxila e áreas retromolares. A densidade do osso cortical da maxila variou, aproximadamente, entre 810 e 940 unidades *Hounsfield* (HU), no osso alveolar, exceto para a tuberosidade maxilar que foi de 443 HU no vestibular e de 615 HU no palato. No osso cortical basal, a variação foi de 835 a 1113 HU, exceto a tuberosidade que apresentou 542 HU. A densidade do osso cortical da mandíbula variou entre 800 e 1580 HU, no osso alveolar, e entre 1320 e 1560 HU no osso basal. As maiores densidades ósseas na maxila foram observadas na região de caninos e pré-molares. A tuberosidade maxilar mostrou a menor densidade óssea. A densidade do osso cortical foi maior na mandíbula do que na maxila. Estes dados podem fornecer informações valiosas na seleção dos locais e dos métodos para a colocação de *miniimplantes* ou *microscrew* implantes no arco dental.

Turkyilmaz & Glumphy (2008a) observaram a existência de um valor de limiar mais baixo de densidade óssea em sítios ósseos para colocação de implante por meio de

Tomografia Computadorizada (TCMS), com a finalidade de estabelecer um protocolo de carga imediata. Um grupo de 42 pacientes com 100 sítios demarcados por guias tomográficos foi utilizado na aquisição da imagem obtida em tomógrafo helicoidal. Um *software* específico foi usado para obter as medidas em HU e estas foram comparadas com outros parâmetros para análise de estabilidade do implante (torque máximo de inserção e frequência de ressonância). A partir dos resultados obtidos, verificaram que houve correlação entre os três parâmetros estudados e que a TCMS pode ser uma ferramenta útil para avaliar a densidade óssea das áreas destinadas à colocação de implante com carga imediata nos locais onde a densidade é superior a 528 HU.

Turkyilmaz *et al.* (2008b) relataram que o tipo e a arquitetura do osso são fatores muito importantes para um tratamento bem-sucedido com implantes, visto que as maiores falhas com implante estão relacionadas com a pior qualidade óssea. As classificações ósseas convencionais têm sido recentemente questionadas, pois elas são subjetivas. Esse estudo clínico determinou as variações da densidade óssea em implantes dentários usando os locais destinados a estes por meio da Tomografia Computadorizada (*Siemens AR-SP 40*). Participaram 140 pacientes com 372 locais de implantes selecionados. O planejamento e as médias das medidas das densidades foram feitas pelo *software StentCad*. Os valores de HU encontrados variaram de 68 a 1.603 HU. Foi verificado que os valores médios de densidade óssea foram 1.237 a 927 HU na região anterior da mandíbula; de 721 a 291 HU na região posterior de mandíbula; de 708 a 277 HU na região anterior de maxila; e 505 a 274 HU na região posterior da maxila. Os resultados sugeriram que o exame de Tomografia Computadorizada pré-operatório pode ser um método útil para determinar a densidade óssea das áreas beneficiárias antes da colocação do implante e que esta informação valiosa sobre a qualidade óssea ajuda os dentistas a realizarem um melhor tratamento e planejamento sobre as posições do implante.

Turkyilmaz *et al.* (2008c) compararam os parâmetros associados com a inserção do implante usando dois métodos diferentes que reforçam a estabilidade primária do implante e a relação com os parâmetros de inserção. Para isto, utilizaram um total de 60

implantes colocados na região posterior da maxila de 22 pacientes. Primeiramente, foi analisada a densidade óssea nos locais de implante por meio de Tomografia Computadorizada com auxílio das unidades de *Hounsfield* (HU). Posteriormente, os dados do torque máximo de inserção foram registrados com o equipamento *Osseocare*, enquanto a análise da frequência de ressonância (RFA) foi feita usando um *Osstell*. As comparações, incluindo HU (densidade), Ncm (torque) e quociente de estabilidade do implante (frequência de ressonância), foram feitas entre dois grupos controle (C1 e C2) e quatro grupos testes correspondentes (T1, T2, T3 e T4) com brocas finas para melhorar a estabilidade primária do implante. A análise dos resultados mostraram alta taxa de sucesso do grupo teste quando comparado ao grupo controle. Além disso, o grupo teste obteve uma maior média em relação ao torque de inserção e a frequência de ressonância. Houve ainda correlação entre as densidades ósseas, torque de inserção e frequência de ressonância. Os resultados do grupo teste sugerem que o uso de brocas mais finas para colocação do implante na região posterior de maxila, região onde a qualidade óssea é ruim, pode melhorar a estabilidade primária do implante na região posterior de maxila.

Aksoy *et al.* (2009) analisaram uma possível relação entre densidade óssea e sensibilidade tátil dos ossos, com medições histológicas em sítios de implantes. Foram utilizadas 11 mandíbulas e 10 maxilas de pacientes. A Tomografia Computadorizada foi utilizada para avaliação pré-operatória da mandíbula com o uso da densidade óssea em unidades *Hounsfield* (HU). Um dispositivo *Osstell Mentor* foi utilizado para estabelecer o quociente de estabilidade do implante (ISQ). Biópsias foram realizadas na área da osteotomia, onde também houve o registro do sentido tátil do cirurgião. A média radiológica da densidade óssea, a estabilidade primária do implante e o volume do osso trabecular foram, respectivamente, 554,87 HU, 72 ISQ e 41% para 23 implantes dentários. Os sítios da maxila apresentaram-se reduzidos em comparação com os da mandíbula. O volume ósseo trabecular da mandíbula apresentou uma tendência de aumento em relação à maxila. Porém houve significativa correlação entre os valores de HU, TBV, ISQ e avaliação tátil. Os resultados do estudo mostraram que a Tomografia Computadorizada é útil para predizer a estabilidade primária do implante e da qualidade óssea.

Chun & Lim (2009) avaliaram a densidade óssea interradicular relacionada à colocação de *miniimplantes* para ancoragem ortodôntica. Para tal, o exame de Tomografia Computadorizada (aparelho *SOMATOM Sensation*) foi realizado com 14 homens e 14 mulheres (idade média de 27 anos, faixa etária de 23 a 35 anos). A densidade óssea adquirida com unidades de *Hounsfield* (HU) foi medida em 13 locais interradiculares na maxila e mandíbula, em quatro níveis ósseos (nas regiões com 0, 2, 4 e 6 mm apicalmente a crista óssea alveolar). As densidades variaram de 824 a 1.120 HU para a maxila e de 869 a 1.700HU para a mandíbula. Diferenças, estatisticamente significativas, de densidade óssea foram detectadas em diferentes níveis e sítios. A densidade óssea na maxila e mandíbula aumentaram significativamente a partir da crista alveolar em direção a base óssea em áreas posteriores, enquanto o oposto foi observado em áreas anteriores. Houve diferença significativa, estatisticamente, na densidade óssea entre a maxila e a mandíbula, nas áreas posteriores. As densidades ósseas aumentaram progressivamente da região anterior para a posterior, nas áreas de mandíbula. Os resultados sugerem que os *miniimplantes*, para ancoragem ortodôntica, podem ser eficazes quando colocados na maioria das áreas com densidade óssea equivalente a até 6 mm apical à crista alveolar. A escolha do local deve ser ajustado de acordo com a avaliação da densidade óssea.

Yavuz *et al.* (2009) relataram que a avaliação do enxerto ósseo, antes da colocação do implante, pode melhorar o tratamento em pacientes traumatizados ou em tratamentos regulares para implantes. Assim sendo, avaliaram a quantidade e densidade máxima de enxerto ósseo na sínfise mandibular, justificando o uso desta, por ser uma grande área doadora. A Tomografia Computadorizada foi utilizada pré-operatoriamente para medir a qualidade óssea dos sítios doadores específicos. Nesse estudo, os dados de 15 exames de Tomografia Computadorizada convencional foram obtidos de 15 pacientes adultos (dez do sexo masculino e cinco do sexo feminino). Os dados da TC, em formato *DICOM*, foram lidos no *software Mimics -Materialize* com a espessura de corte de 0,5 mm. O volume, dimensões e densidades, com base em unidades de *Hounsfield* (HU), foram medidos no enxerto ósseo da sínfise tridimensional usando o *software* referido. Por

consequente, obtiveram como resultado: a média do volume do enxerto ósseo da sínfise mandibular foi de  $3.491,08 \pm 772,12 \text{ mm}^3$ ; as dimensões do tamanho médio do bloco cortical e esponjoso foram mensuradas em  $38,75 \text{ mm} \times 11,05 \text{ mm} \times 7,80 \text{ mm}$ ; a densidade óssea média foi de  $958,95 \pm 98,11 \text{ HU}$ . Os resultados apontam que a Tomografia Computadorizada espiral com imagens tridimensionais combinada com um *software*, representa um meio confiável de determinação da densidade do enxerto, de avaliação do volume máximo e das dimensões do enxerto que podem ser colhidas na região de sínfise.

Çehreli *et al.* (2009) compararam a estabilidade primária dos implantes colocados em cirurgias convencionais e em osteotomia, bem como analisaram a correlação existente entre densidade óssea, resistência ao torque e análise da frequência de ressonância (RFA). Nesse estudo, oito cabeças femorais de cadáveres humanos foram *escaneadas* com Tomografia Computadorizada Espiral para medições de densidade óssea em unidades *Hounsfield* (HU). Cinco locais de implantes foram preparados na secção da cabeça de cada fêmur utilizando a técnica de perfuração convencional ou por uma combinação de perfuração e utilização de um osteótomo. Os valores de resistência ao torque foram medidos por uma chave de torque manual (CTV) em seguida foi determinada a estabilidade do implante pela RFA. A resistência ao torque dos implantes foi similar no grupo convencional, mas diferente no grupo osteótomo. O HU médio dos sítios foi semelhante. Os valores de análise de frequência por ressonância foram maiores nos grupos de cirurgia convencional. Portanto, a colocação convencional proporcionou maior estabilidade ao implante do que a perfuração com osteótomo. Nenhuma correlação foi encontrada entre a CTV, a RFA e a densidade óssea.

Naioth *et al.* (2009) avaliaram a correlação existente entre a representação do canal mandibular, nas radiografias panorâmicas digitais, e a densidade do osso esponjoso da mandíbula em tomografia. Nesse estudo, participaram 23 pacientes com potenciais sítios de implantes na região posterior da mandíbula. Nas radiografias panorâmicas, os tipos de apresentação do canal mandibular foram classificados em: Tipo 1 - com as corticais superiores e inferiores visíveis; Tipo 2 - com a cortical inferior visível e a superior

invisível; e Tipo 3 - invisível nas partes superior e inferior. Posteriormente, com auxílio de guias radiográficos, a mesma região foi examinada na tomografia *multislice*, onde foi determinada a densidade do osso esponjoso por meio dos coeficientes de *Hounsfield* (HU). Os resultados mostraram que a média de valores para o Tipo 1 foi de 97,6 HU; para o Tipo 2 de 93,3 HU; e para o Tipo 3 de 80,17 HU. Nota-se que a menor densidade está relacionada ao Tipo 3. Concluíram, então, que a representação das paredes do canal mandibular em imagens panorâmicas estava relacionada com a densidade do osso alveolar nas tomografias *multislice*.

Santiago *et al.* (2009) estudaram a qualidade óssea de *miniimplantes* quanto à estabilidade. O estudo foi baseado na correlação dos dados clínicos e da estabilidade radiográfica dos *miniimplantes* utilizados para ancoragem ortodôntica, durante a distalização do canino superior. Esses dados foram comparados com a qualidade óssea de cada região de interesse determinada pela imagem tomográfica *multislice*. A amostra foi de 14 pacientes com colocação de *miniimplantes* na região compreendida entre o segundo pré-molar superior e o primeiro molar superior; ou mesial ao segundo pré-molar. Nesses sítios a avaliação da qualidade com as medidas de densidade óssea foi realizada por meio dos coeficientes de *Hounsfield* (HU) medidos, por sua vez, pelo *software Denta CT*. Os resultados das densidades foram comparados com a classificação proposta por Norton e Gamble. Uma carga ortodôntica de 200 g foi aplicada. A estabilidade clínica foi avaliada observando-se a permanência do implante no local. A ausência de mobilidade e estabilidade radiográfica foi verificada por meio de medidas realizadas entre os pontos dos implantes e os pontos cefalométricos, nas radiografias cefalométricas. Tais medidas foram realizadas da seguinte maneira: uma imediatamente após a carga (T1) e outra após 90 dias (T2). Os resultados mostraram que a densidade óssea mineral nas regiões estava com valores máximos, de acordo com a escala de Norton e Gamble, e não foram observados deslocamentos e mobilidade, não havendo assim diferenças estatísticas entre T1 e T2. Tal observação aponta para a segurança na colocação de *miniimplantes* nas regiões estudadas.

Song *et al.* (2009) examinaram a relação entre a qualidade óssea, avaliada pela Tomografia Computadorizada de feixe cônico (TCFC), e a estabilidade primária do implante, medida pela análise de frequência de ressonância. No total, foram analisados 61 implantes de 21 pacientes. A Tomografia Computadorizada (*Implagraphy*) foi obtida após a perfuração inicial. A estabilidade dos implantes foi mensurada com o instrumento *Mentor Osstell*, antes do fechamento do retalho. Na TCFC os valores de HU do osso circundante foram calculados e a espessura do osso compacto foi medida nas superfícies vestibular, lingual, mesial e distal de cada implante. As correlações entre os valores de HU, os quocientes de estabilidade do implante (ISQs) e a espessura do osso compacto foram testadas com o teste de Pearson, sugerindo que a Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico é efetiva na avaliação da qualidade óssea e na previsão da estabilidade óssea do implante.

Farré-Pagès *et al.* (2010) relacionaram a densidade óssea, o torque de inserção e a análise da frequência de ressonância com a estabilidade do implante. Utilizaram dez exames de tomografia *multislice* de pacientes com um total de 54 sítios para implantes. A densidade foi medida com o *software Physioplanet TM*. Assim como foram registrados os valores de resistência à perfuração, de torque de inserção e de frequência de ressonância. Além disso, uma comparação com a classificação subjetiva de Lekholm e Zarb foi realizada. A análise dos resultados mostrou uma forte relação entre os valores de *Hounsfield* encontrados, para a avaliação da densidade óssea, com a localização específica dos sítios para implantes nos ossos maxilares. Posteriormente, observaram a relação entre a qualidade óssea, os valores de *Hounsfield* e a classificação de Lekholm e Zarb, e, finalmente, relataram que a estabilidade do implante depende dos valores de densidade óssea, da resistência ao torque, da frequência de ressonância e da localização do implante. Concluíram, então, que a localização dos implantes em sítios de maior densidade óssea tem mais estabilidade e os valores dos coeficientes de *Hounsfield* podem ser usados como parâmetros de diagnóstico prévio da estabilidade do implante.

Fuh *et al.* (2010) determinaram a densidade óssea em diferentes localizações de sítios para implantes nos ossos maxilares por meio de Tomografia Computadorizada *multislice*. Para isto, utilizaram exames tomográficos de 62 pacientes com 154 regiões de interesse. Os dados com valores de densidade óssea representados pelos coeficientes de *Hounsfield* (HU) foram correlacionados com as regiões dos ossos maxilares. Portanto, os resultados obtidos apresentaram valores de densidade trabecular variando acentuadamente de uma região para outra. Menores valores foram descritos na região posterior de maxila, com média variando entre 136 e 332 HU; em seguida na região posterior da mandíbula com média entre 159 e 350 HU; e na região da maxila anterior com média entre 132 e 516 HU. Os maiores valores foram observados na região anterior da mandíbula com média de 161 a 530 HU. A partir dos resultados experimentais, concluíram que a Tomografia Computadorizada *Multislice* é um instrumento útil, fornecendo não só informações morfológicas, mas também dados de densidade óssea e permitindo a avaliação da adequação dos locais potenciais de implante dentário, antes da colocação. Além disso, consideraram a importância das variações de densidade do osso trabecular, entre os diferentes locais possíveis para a colocação do implante, por meio da medição das unidades de *Hounsfield*.

Hashemi & Javidi (2010) compararam a qualidade e a quantidade de osso alveolar produzido pela distração e interposição de enxerto ósseo. Nesse estudo participaram 12 pacientes que necessitavam de reconstrução alveolar. Eles foram divididos, aleatoriamente, em dois grupos. Seis pacientes foram tratados com distração osteogênica alveolar e 6 com a técnica sanduíche: osteotomia e enxerto ósseo da tíbia. A largura e a profundidade vestibulo lingual foram medidas antes e após a reconstrução alveolar. A densitometria óssea realizada com Tomografia Computadorizada espiral foi realizada para avaliar a densidade dos ossos neoformados. Como resultados obtiveram: no grupo de distração alveolar: no pré-operatório a medida do osso alveolar médio foi de 10,6 mm de largura e 7,5 mm de profundidade; e no pós-operatório de 10,1 mm de largura e 9,6 mm de profundidade. O osso recém-formado osso tinha uma densidade média de 512,5 unidades *Hounsfield* (HU) em comparação com 796,3 HU do osso circundante. No grupo de enxerto

ósseo: no pré-operatório a medida média do osso alveolar foi de 10,5 mm de largura e 7,8 mm de profundidade; e no pós-operatório foi de 11,5 mm de largura e de 6,8 mm de profundidade. O osso recém-formado deste grupo tinha uma densidade média de 490,6 HU em comparação com 795,6 HU do osso circundante. Com isto, esses dados mostraram que não houve diferença significativa entre a largura e a profundidade do osso produzido por cada uma das técnicas. Ao se comparar o osso ao redor com o osso neoformado, em ambas as técnicas, a densidade óssea apresentou-se reduzida, embora a densidade do enxerto ósseo tenha sido significativamente menor do que a densidade do osso neoformado pela distração alveolar.

Moon *et al.* (2010) avaliaram a densidade óssea palatina visando possibilitar uma melhor seleção de ancoragem nos sítios de implante palatal. Para isto, utilizaram exames tomográficos de 30 pacientes (15 do sexo masculino e 15 do sexo feminino, com idade média de 27 anos, faixa de 23 a 35 anos). A densidade óssea foi medida em unidades *Hounsfield* (HU) com 80 coordenadas e em intervalos regulares de médio-lateral e ântero-posterior ao longo da sutura palatina. A densidade óssea variou de 805 a 1.247 HU. Uma diferença significativa entre homens e mulheres, foi observada, embora não tenha havido diferença entre os lados esquerdo e direito dos palatos. Além disso, a densidade óssea palatina mostrou uma tendência de queda em região lateral e posterior. A área palatina mediana, dentro de 3 mm da sutura sagital médio, obteve a maior densidade óssea em todo o palato. Os resultados sugeriram que os *miniimplantes* para ancoragem ortodôntica podem ser eficazmente colocados na maioria das áreas com densidade óssea equivalente à área do palato, se forem posicionados a 3 mm após o forame incisivo e entre 1 e 5 mm para o lado paramediano.

Rebaudi *et al.* (2010) propuseram um novo estudo para classificação da densidade óssea com a avaliação dos coeficientes de *Hounsfield* nas imagens de micro-TC. Nessa pesquisa, a densidade de blocos de osso bovino, de diferentes qualidades, foi medido em unidades de *Hounsfield* (HU), utilizando a Tomografia Computadorizada (TC). Em seguida, os cilindros de osso correspondentes a cada uma das áreas examinadas foram

submetidos à aquisição de imagens no micro-CT. A qualidade óssea foi medida pelos micro-TC, pela análise histomorfométrica e, ainda, pela avaliação subjetiva da qualidade óssea durante a perfuração. Os resultados mostraram que houve correlação estatisticamente significativa entre os valores de HU e as medidas do micro-TC. Com base nessas evidências, um novo método de classificação de densidade óssea/qualidade, em três classes de interesse clínico, foi desenvolvido: H = denso; N = normal; e S = suave (HNS). Sendo os valores de H > 1.000 HU, N = 400 a 1.000 HU e S < 400 HU. Estes dados estatísticos também permitiram a criação de uma fórmula para converter valores de TC, expressos em HU, em percentagens do volume ósseo (BV%), visando medir, objetivamente, a densidade óssea, com base no sistema HNS.

Naitoh *et al.* (2010) relataram que os valores de *pixel* ou *voxel* obtidos a partir de Tomografia Computadorizada de feixe cônico (TCFC) não são valores absolutos e a densidade óssea não pode ser avaliada. Assim, uma linha de regressão entre os valores de *voxel* na TCFC e a densidade mineral óssea (DMO) de Tomografia Computadorizada *multislice* (TCMS) foi avaliada prospectivamente para investigar a densidade do osso esponjoso da mandíbula. Além disso, a utilização de um bloco ósseo como referência foi aplicada em tecido ósseo mandibular de baixa densidade. Foram examinados 15 pacientes com imagens de TCFC e TCMS obtidas no intervalo de 3,8 anos, entre a primeira e a segunda, respectivamente, no pós-operatório para o tratamento de implante com enxerto ósseo na mandíbula. As imagens foram transformadas em uma escala de densidade com a utilização do *software OsiriX* e os valores dos coeficientes de *Hounsfield* foram associados a esta escala. Isto permitiu a utilização de uma regressão linear que se mostrou eficaz pelo resultado das densidades conhecidas nos enxertos ósseos. Os resultados apontaram que a regressão linear é uma ferramenta útil para estimativa da DMO na tomografia de feixe cônico, em osso esponjoso da mandíbula. Além disso, o bloco ósseo foi uma referência útil para avaliar a densidade óssea do osso esponjoso da mandíbula em TCFC.

### **3. PROPOSIÇÃO**

Este estudo teve como objetivos:

1. Avaliar a precisão das áreas destinadas ao cálculo de HU; e
2. Comparar os Coeficientes das unidades de *Hounsfield* (HU) nas imagens adquiridas por tomografia de Feixe Cônico e tomografia *Multislice*.

#### 4. MATERIAL E MÉTODOS

O presente estudo foi realizado após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da FOP/UNICAMP (CEP 124/2010). A amostra para a pesquisa consistiu de 20 mandíbulas humanas maceradas, pertencentes ao acervo de peças anatômicas da Área de Radiologia – Departamento de Diagnóstico Oral – Faculdade de Odontologia de Piracicaba UNICAMP. As mandíbulas não foram discriminadas quanto ao gênero e idade. Todas as mandíbulas eram desdentadas ou parcialmente dentadas, não sendo observado nestas alterações degenerativas (figura 3).

Tendo como finalidade a padronização de áreas a serem avaliadas nesta pesquisa, marcadores de cone guta-percha *Tanari* (2 mm de diâmetro) foram colocados no ponto mais posterior, bilateralmente, e em posição simétrica nos ângulos das mandíbulas (figura 4). Os marcadores foram fixados com o auxílio de cera utilidade *Epoxiglas* e cobertos com fita adesiva (*3M Scotch* de 45 mm de largura). Este ponto facilitou a identificação do corte axial nas imagens de Tomografia Computadorizada.



Figura 3 – Mandíbula macerada



Figura 4 – Mandíbula macerada com marcadores de guta-percha posicionados.

#### 4.1. AQUISIÇÃO DAS IMAGENS

A aquisição de imagens foi realizada em duas etapas: primeiramente, as mandíbulas foram submetidas a exames de Tomografia Computadorizada *multislice* e, posteriormente, a exames de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico. Em ambos os tomógrafos, as mandíbulas foram posicionadas de modo a simularem a posição *in vivo* para cada um dos exames. Além disso, foi utilizado um recipiente, de isopor, com um volume de 2,5 litros, o qual foi preenchido com água para imersão das mandíbulas, visando à simulação de tecido mole (figura 5).

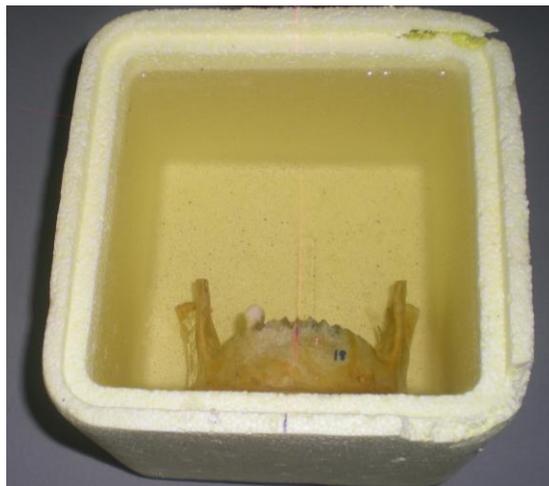


Figura 5 – Mandíbula dentro do recipiente com água

##### 4.1.1. TOMOGRAFIA *MULTISLICE*

Os procedimentos metodológicos tiveram início com a obtenção das imagens em um tomógrafo *multislice* de 40 canais *SOMATON SENSATION 40* (*Siemens AG, Erlangen, Alemanha*) pertencente ao Hospital Naval Marcílio Dias – Marinha do Brasil/RJ (figura 6). As mandíbulas maceradas com os marcadores foram então identificadas com uma caneta retroprojeter e receberam a numeração de 1 a 20.

Cada mandíbula foi colocada, separadamente, no recipiente de isopor simulando a posição do crânio em decúbito dorsal com a base da mandíbula paralela à linha horizontal do laser guia e alinhada paralelamente ao plano de corte do tomógrafo (figura 7). O protocolo de aquisição consistiu no escaneamento das mandíbulas com 120 kVp e 200 mA, produzindo cortes axiais de 0,7 mm de espessura com 0,5 mm de intervalo de reconstrução; janela para tecido ósseo; campo de visão (FOV) de 16,0 cm; matriz de 968 x 968 pixels; e angulação de *gantry* em 0°.



Figura 6 – Tomógrafo *Multislice* de 40 canais *SOMATON SENSATION*.

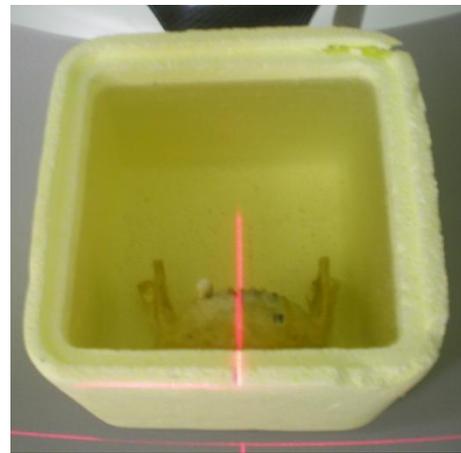


Figura 7 – Posicionamento da mandíbula em relação ao laser guia.

Após a realização do *scout* e verificado o posicionamento da base da mandíbula, iniciou-se a aquisição. Posteriormente, as imagens foram encaminhadas para a estação de trabalho onde foram analisadas em cortes axiais no *software Syngo CT Workplace* (*Siemens, Erlangen, Alemanha*) em um computador com tela de LCD de 21 polegadas e resolução de 1.280 X 1.024 pixels (figura 8).

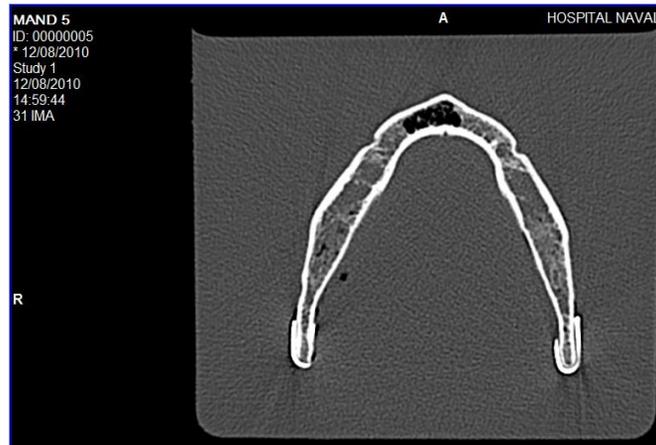


Figura 8 – Imagem do corte axial com os marcadores posicionados

#### 4.1.2. TOMOGRAFIA DE FEIXE CÔNICO

Após a realização da primeira etapa, as mandíbulas foram posicionadas no tomógrafo de feixe cônico *i-CAT 3D Imaging System (Imaging Science International, Hatfield, PA, USA)*. Igualmente, como no tomógrafo *multislice*, as mandíbulas foram colocadas, separadamente, dentro da caixa de isopor, simulando a posição de um paciente no tomógrafo, estando, a base da mandíbula, paralela ao plano horizontal do laser guia. Esta ferramenta serviu como um instrumento de auxílio para o posicionamento da caixa com o Plano Sagital Mediano da mandíbula, coincidindo com o feixe vertical da luz guia (figuras 9, 10 e 11).



Figura 9 – Tomógrafo de Feixe Cônico *i-CAT 3D Imaging System*

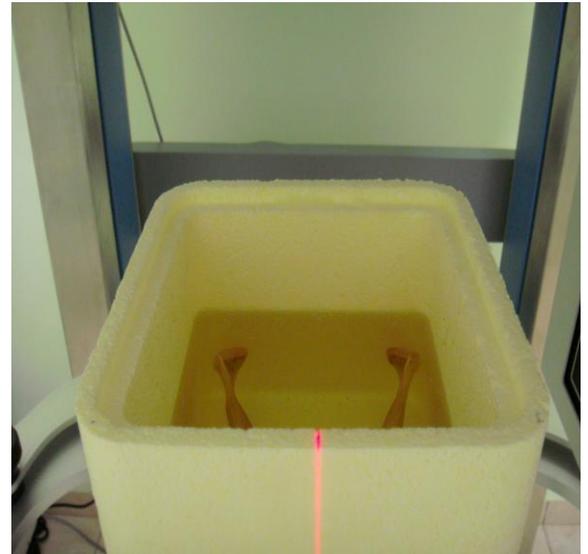


Figura 10 – Recipiente com a mandíbula imersa em água

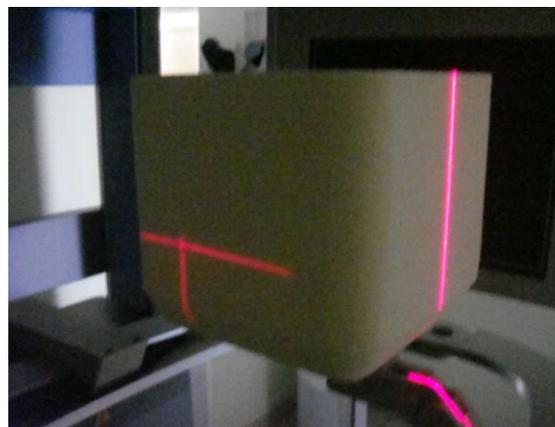


Figura 11 – Posicionamento do recipiente com a mandíbula no aparelho com orientação do laser guia

O protocolo de aquisição constituiu-se da utilização de: 120 kVp; 36,72 mA; 0,2 *voxel*; tempo de varredura de 40 s; FOV de 8 cm; e matriz de 512 X 512 *pixels*. Após o posicionamento, efetuou-se o *scout* para conferir o posicionamento da mandíbula dentro da área de reconstrução do tomógrafo, procedendo-se assim à aquisição.

As imagens adquiridas foram salvas de acordo com a identificação da mandíbula e foram visualizadas no *software XoranCat* versão 3.1.62 (*Xoran Technologies, Ann Arbor, MI, USA*), onde o volume foi reconstruído com cortes de 0,2 mm de espessura e espaçamento de 0,2 mm entre os cortes axiais. Para isto, utilizou-se um computador com tela de LCD de 20,1 polegadas com resolução de 1600 X 1200 *pixels*.

## **4.2. AVALIAÇÃO DAS IMAGENS**

Todas as imagens foram avaliadas em condições ideais de iluminação por três especialistas em Radiologia Odontológica, com mais de 5 anos de experiência em Tomografia Computadorizada. Essas avaliações foram realizadas nas estações de trabalho dos respectivos tomógrafos, com a possibilidade de utilização das ferramentas de mensuração da distância entre dois pontos, bem como a ferramenta de cálculo do HU.

As imagens previamente identificadas, de acordo com a numeração da mandíbula correspondente, foram selecionadas. O início se deu a partir da mandíbula 1 sequencialmente até a mandíbula 20. Três cortes axiais foram selecionados: o que continha os marcadores, um corte superior e outro inferior ao mesmo. As medidas de HU foram feitas três vezes em cada um dos três cortes perfazendo-se um total de nove medidas por hemi-arcada. Multiplicando-se com as duas regiões selecionadas bilateralmente, este número passa para dezoito medidas em cada mandíbula. Sabendo-se que foram utilizadas 20 mandíbulas, têm-se em relação aos cortes axiais analisados um total de 60 cortes, 120 regiões estudadas e 360 medidas de HU adquiridas, por cada avaliador.

As etapas para a obtenção das regiões de interesse (ROI), onde seriam realizados os cálculos de HU, procederam conforme o detalhamento abaixo, em todas as imagens nos dois *softwares* utilizados:

1. Foi selecionada a imagem do corte axial onde apareciam os dois marcadores hiperdensos bilateralmente ao ângulo posterior da mandíbula, bem como a identificação das coordenadas X e Y de ambos os softwares utilizados (figura 12).

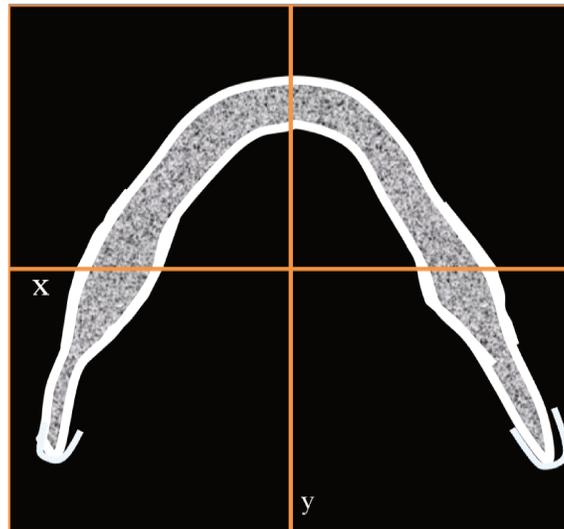


Figura 12 – Identificação do corte axial com os marcadores e coordenadas X e Y

2. Posicionou-se a coordenada X tangenciando os pontos mais posteriores dos marcadores na mandíbula, marcando-se o ponto A no encontro da coordenada Y com a coordenada X. Posteriormente, marcaram-se os pontos B e C na coordenada X com o encontro dos marcadores (figura 13).

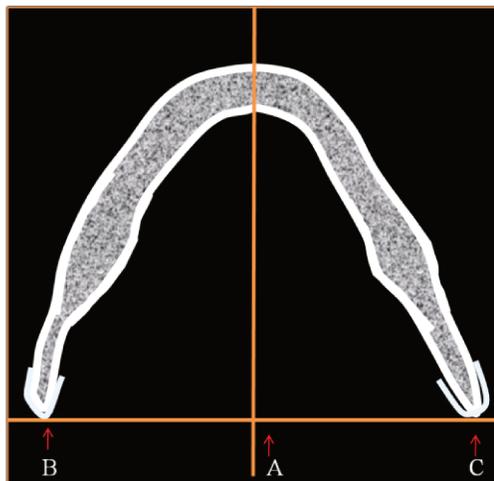


Figura 13 – Marcação dos pontos A, B e C

3. A partir do ponto A mediu-se 4 cm na coordenada Y, onde foi marcado o ponto A' (figura 14).

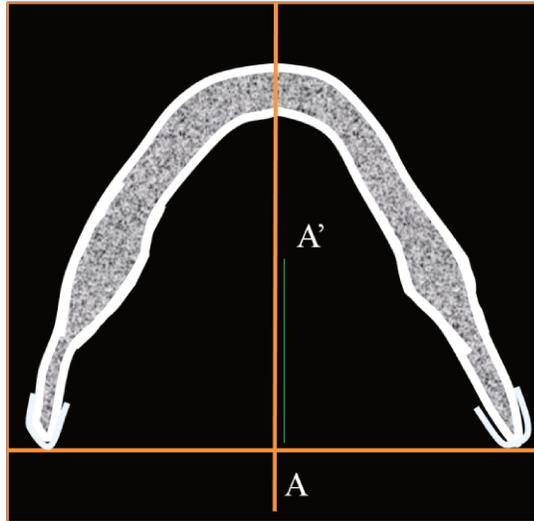


Figura 14 – Marcação do ponto A' localizado 4 cm acima do ponto A.

4. Deslocando-se superiormente a coordenada X até o ponto A', a ferramenta de distância partiu do ponto C até encontrar a coordenada X, marcando-se o ponto C' no osso trabecular. Obteve-se então a linha C-C', cujas medidas foram iguais em ambos os tomógrafos (figuras 15 e 16).

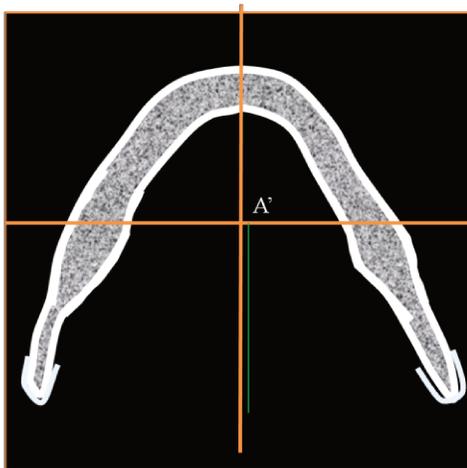


Figura 15 – Marcação do Ponto C'

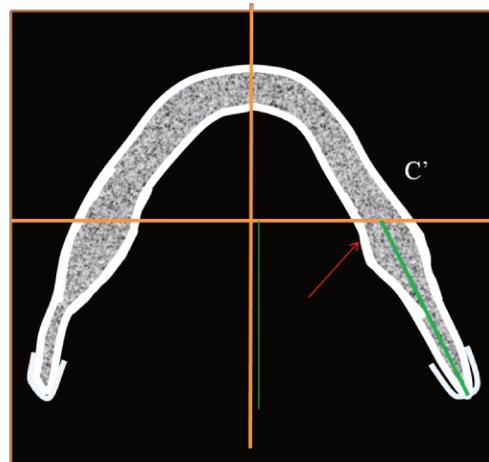


Figura 16 – Mensuração da linha C – C'

- Em seguida, a ferramenta de distância partiu do ponto B até encontrar a coordenada X, obtendo-se assim o ponto B'. Achou-se então a linha B-B', cujas medidas foram iguais em ambos os tomógrafos (figuras 17 e 18).

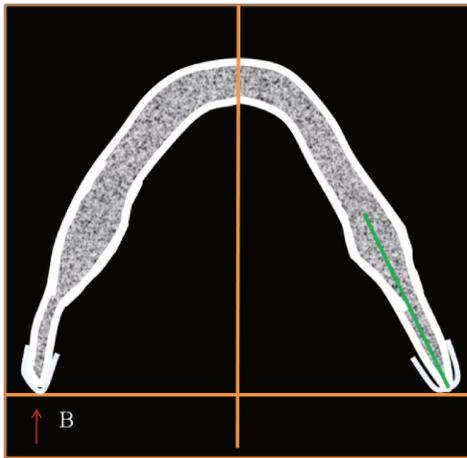


Figura 17 – Marcação do Ponto B'

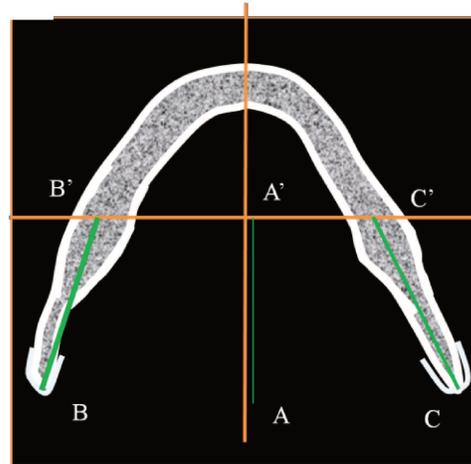


Figura 18 – Mensuração da linha B – B'

- A ferramenta de HU se apresenta como uma circunferência, representando uma área. A partir desta, torna-se possível o cálculo de HU. Neste caso, a circunferência foi construída tomando-se por base os dois pontos B' e C' para cada lado, assim como as respectivas tangentes das corticais internas (figura 19).

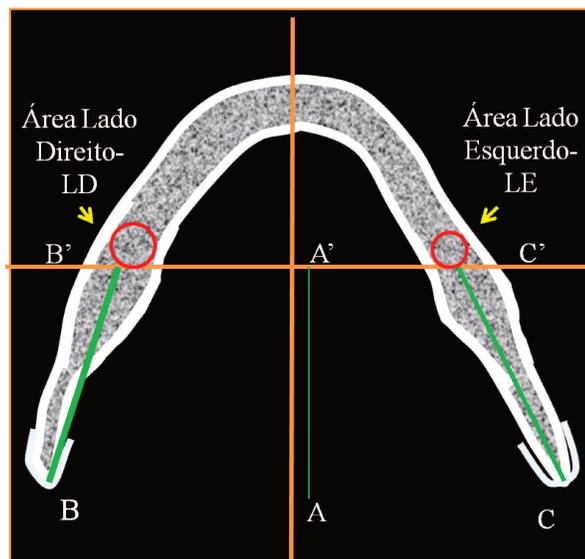


Figura 19 – Área representativa dos Coeficientes de Hounsfield oferecida pelos softwares

É importante ressaltar que a circunferência tangenciava as corticais internas. Devido às alterações anatômicas, as medidas da área apresentaram números diferentes. Para tanto, as medidas das regiões de interesse foram anotadas e comparadas com suas correspondentes em ambos os tomógrafos. Isto tornou os resultados mais fidedignos uma vez que a área influencia no cálculo das unidades de HU.

As figuras 20, 21 e 22 apresentam as imagens tomográficas obtidas no tomógrafo *Multislice* de uma mandíbula com três cortes axiais, tendo ambas as regiões de interesse representadas pela área de circunferência de unidades de HU. Em seguida são demonstradas as imagens dos cortes axiais adquiridas pelo tomógrafo de feixe cônico (figuras 23, 24 e 25).

Ainda é importante ressaltar que as medidas de HU no software do tomógrafo *Multislice* oferecem para cada corte os valores máximos, mínimos, média e desvio padrão das medidas de HU. Por outro lado, o software da tomografia de feixe cônico fornece somente a média e o desvio padrão. Para esta pesquisa tomou-se como base apenas os valores da média de HU em ambos os tomógrafos (figuras 20 a 25).

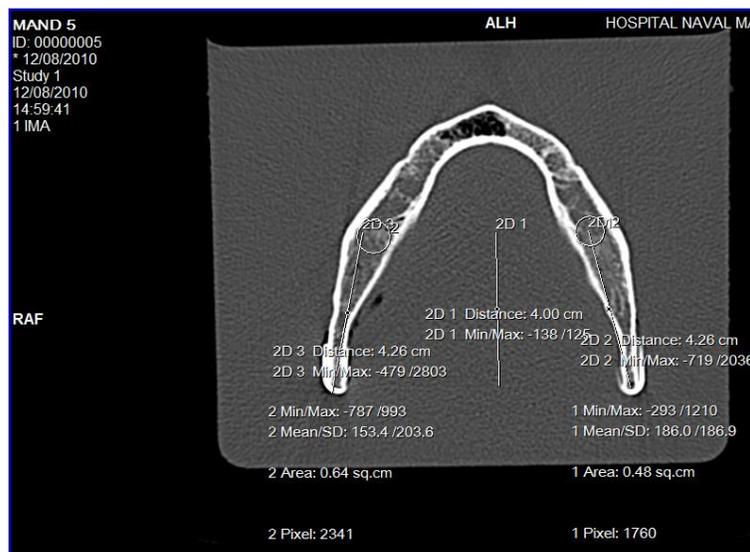


Figura 20 – Representação da imagem do corte axial central de tomografia *multislice* com marcadores de área e medidas de HU com os valores mínimos, máximo e desvio padrão

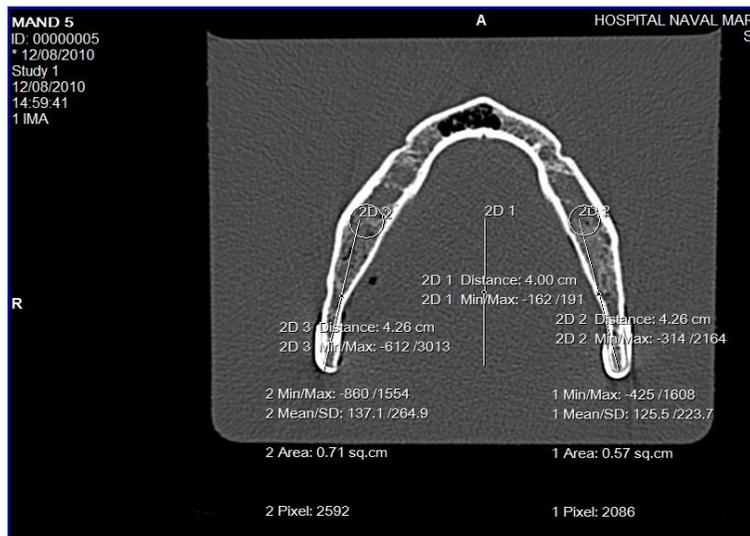


Figura 21 – Representação da imagem do corte axial superior de tomografia *multislice*, com marcadores, área e medidas de HU com os valores mínimos, máximos e o desvio padrão

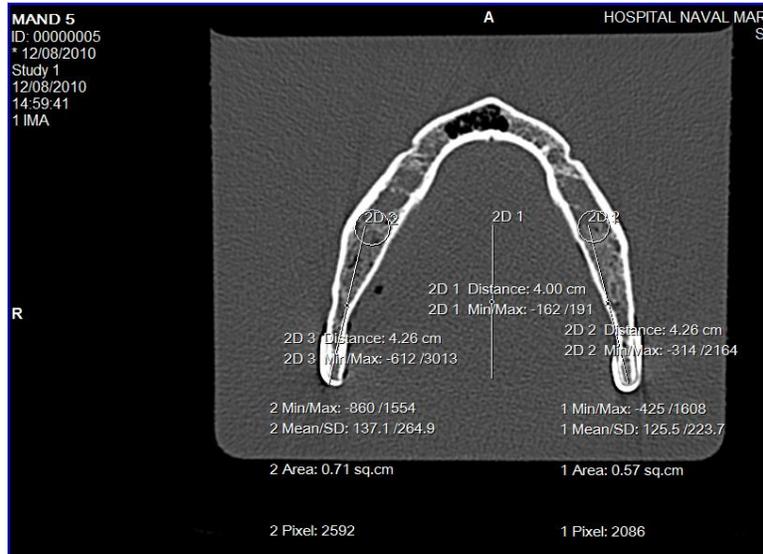


Figura 22 – Representação da imagem do corte axial inferior de tomografia *multislice*, com marcadores, área e medidas de HU com os valores mínimos, máximo e desvio padrão

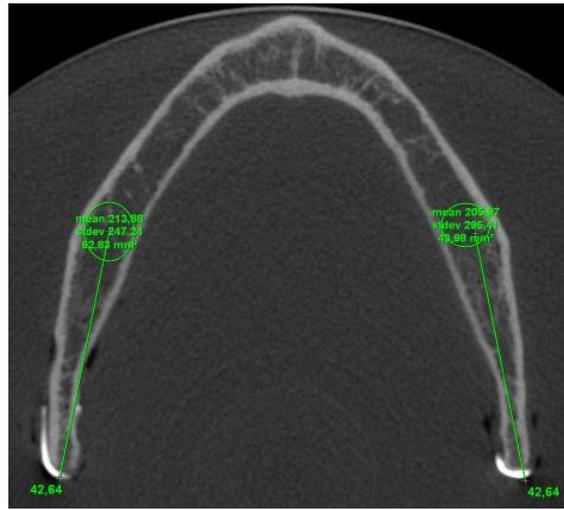


Figura 23– Representação da imagem do corte axial central de tomografia de feixe cônico, com marcadores, área, média e desvio padrão dos valores de HU



Figura 24 – Representação da imagem do corte axial superior de tomografia de feixe cônico com marcadores, área, média e desvio padrão dos valores de HU

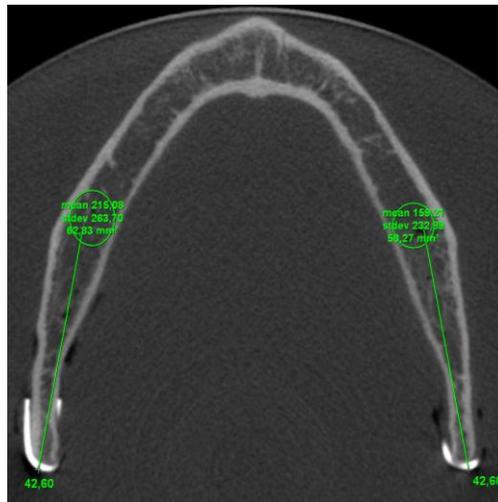


Figura 25 – Representação da imagem do corte axial inferior de tomografia de feixe cônico, com marcadores, área, média e desvio padrão dos valores de HU

### 4.3. ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística deste trabalho foi realizada através de análises descritivas e do teste de comparações *t-pareado* para amostras pareadas. O teste *t* compara dois grupos emparelhados, calcula a diferença entre cada conjunto de pares e analisa se estas diferenças são significativas.

Foi realizada a análise de correlação intra-classe para avaliar a reprodutibilidade intra e inter avaliadores. A seguir foram calculadas as médias dos avaliadores para densidade e para a área, realizada análise descritiva dos dados, sendo aplicado o teste *t* pareado para a comparação entre os softwares. O nível de significância considerado foi de 5%.

Para cada uma das medidas de HU, o erro foi calculado como a média das diferenças absolutas entre as medidas de HU obtidas nos tomógrafos *Multislice* e de feixe cônico, respectivamente. Para análise destes dados, foi utilizado o *software* SPSS® 17.0.

## 5. RESULTADOS

As tabelas 1 e 2 mostram os resultados de correlação intra-classe. Foram observados valores próximos de 1, para ambas as modalidades dos valores de HU e área para os três examinadores, o que representa uma correlação intra-classe excelente, segundo a interpretação do coeficiente de correlação intra-classe (ICC) de Szklo & Nieto (2000). Observa-se que o intervalo de confiança foi estreito nos três examinadores.

Tabela 1 – Análise da reprodutibilidade intra-avaliador para os valores das unidades de HU

Software	Avaliador	ICC*	Intervalo de Confiança
<i>Syngo CT Workplace</i>	Avaliador 1	1,000	0,999-1,000
	Avaliador 2	0,999	0,999-1,000
	Avaliador 3	0,998	0,997-0,999
<i>XoranCat</i>	Avaliador 1	0,998	0,995-0,999
	Avaliador 2	0,998	0,997-0,999
	Avaliador 3	0,997	0,993-0,998

\*Coeficiente de correlação intra-classe

Tabela 2 – Análise da reprodutibilidade intra avaliador para área

Software	Avaliador	ICC*	Intervalo de confiança
<i>Syngo CT Workplace</i>	Avaliador 1	0,998	0,997-0,999
	Avaliador 2	0,999	0,999-1,000
	Avaliador 3	0,999	0,999-1,000
<i>XoranCat</i>	Avaliador 1	0,998	0,996-0,999
	Avaliador 2	0,999	0,997-0,999
	Avaliador 3	0,998	0,997-0,999

As tabelas 3 e 4 apresentam os resultados das correlações inter examinadores das modalidades para unidades de HU e área, respectivamente. Foram observados também valores próximos de 1, para todas as modalidades entre os três examinadores, o que representa uma reprodutibilidade excelente, segundo a interpretação do ICC de Szklo & Nieto (2000). Além disso, para todas as modalidades, o intervalo de confiança foi estreito nos três examinadores.

Tabela 3 – Análise da reprodutibilidade inter avaliador para os valores das unidades de HU

Software		Avaliador 1	Avaliador 2	Avaliador 3
<i>Syngo CT Workplace</i>	Avaliador 1	1,000	0,999	0,992
	Avaliador 2	0,999	1,000	0,992
	Avaliador 3	0,992	0,992	1,000
<i>XoranCat</i>	Avaliador 1	1,000	0,990	0,981
	Avaliador 2	0,990	1,000	0,984
	Avaliador 3	0,981	0,984	1,000

Tabela 4 – Análise da reprodutibilidade inter avaliador para a área

Software		Avaliador 1	Avaliador 2	Avaliador 3
<i>Syngo CT Workplace</i>	Avaliador 1	1,000	0,993	0,992
	Avaliador 2	0,993	1,000	0,998
	Avaliador 3	0,992	0,998	1,000
<i>XoranCat</i>	Avaliador 1	1,000	0,990	0,988
	Avaliador 2	0,990	1,000	0,992
	Avaliador 3	0,988	0,992	1,000

Na tabela 5 observa-se o resultado das médias dos valores de HU para ambos os tomógrafos. Verifica-se que os valores estão superestimados para a Tomografia de Feixe Cônico em relação à Tomografia *Multislice*. A média das diferenças entre as modalidades foi de 86,47 HU, com um desvio padrão para as médias das diferenças que foi de 92,67 HU. O teste *t* revelou um valor de  $p \leq 0,05$ . Isto comprova que houve diferenças estatísticas entre os valores de HU para Tomografia de Feixe Cônico e Tomografia *Multislice*.

Tabela 5 – Média, Desvio Padrão e valor de p para os valores das unidades de HU

	<i>Multislice</i>	Feixe Cônico
Média	313,13HU	418,06HU
Desvio padrão	213,03HU	237,46HU
Valor mínimo	38,65HU	56,37HU
Valor máximo	883,39HU	948,13HU HU
p-valor	< 0,0001	
Média das diferenças = 86,47 HU /Desvio padrão das médias das diferenças = 92,67HU		

Na tabela 6, verifica-se que os valores das médias das áreas para o cálculo de HU da Tomografia de Feixe Cônico e Tomografia *Multislice* são próximos. O teste *t pareado* apresenta um valor de  $p \geq 0,05$ . Isto comprova que não houve diferenças estatísticas entre as áreas.

Tabela 6 – Média, Desvio Padrão e valor de p para a área

	TCMS	TCFC
Média	63,96mm <sup>2</sup>	63,40 mm <sup>2</sup>
Desvio padrão	23,78 mm <sup>2</sup>	24,25 mm <sup>2</sup>
Valor mínimo	27,41 mm <sup>2</sup>	23,51 mm <sup>2</sup>
Valor máximo	135,74 mm <sup>2</sup>	135,27 mm <sup>2</sup>
p-valor	0,11	
Média das diferenças = 0,93 mm <sup>2</sup> / Desvio padrão da média das diferenças = 1,78 mm <sup>2</sup>		

## 6. DISCUSSÃO

Os avanços tecnológicos ligados à Tomografia Computadorizada vieram contribuir valiosamente para a representação virtual da anatomia craniofacial (Hounsfield, 1973; Brooks, 1991; 1993).

Na aquisição da imagem tomográfica, as informações adquiridas pelo sensor são representadas de forma analógica (sinais elétricos). O computador não arquiva, nem modifica seus circuitos, as imagens precisam ser convertidas em representação numérica conhecida como notação binária. Os dados digitais são transmitidos à CPU onde são transformados em imagem (Almeida, 1998).

A possibilidade de se obter a mesma imagem, com diferentes métodos de aquisição na Tomografia Computadorizada, observado principalmente nos métodos empregados na tomografia de feixe cônico (TCFC) e na tomografia *Multislice* (TCMS), tem sido frequentemente investigada. As imagens de um mesmo objeto devem permanecer iguais, embora haja algumas diferenças relativas à qualidade de imagem, densidade e acurácia nas reconstruções tridimensionais (Gupta *et al.*, 2004; Loubele *et al.*, 2008; Loubele *et al.*, 2009; Suomalainen *et al.*, 2009; Liang *et al.*, 2010).

Diversas comparações entre os dois tipos de tomografia apontam algumas vantagens para a TCFC, como por exemplo: melhor visualização de estruturas finas (Gupta 2004), alta resolução espacial (Barthiling *et al.*, 2007) e menor dose (Loubele *et al.*, 2009; Suomalainen *et al.*, 2009).

Em relação à TCMS, Loubele *et al.*, 2008b, citam que existe uma melhor qualidade de imagem, medida pela relação sinal/ruído, para a TCMS e em sua pesquisa publicada em 2010b, os autores ressaltam melhor precisão na reconstrução tridimensional. Além disto, esta modalidade possui a capacidade de reconstruir as imagens em diferentes janelas de contraste, com ênfase para tecido mole e para tecido ósseo. Em contrapartida na TCFC, devido às limitações no processo de aquisição, somente a janela para tecidos duros é concebida.

Em virtude disto, o cálculo dos valores de HU para a Tomografia computadorizada de feixe cônico, torna-se inviável em relação aos tecidos moles. Portanto o objeto de pesquisa deste estudo limitou-se a utilização de mandíbulas maceradas.

A análise feita com imagens de mandíbulas maceradas justifica-se pela simples razão de ser um objeto de estudo que se aproxima do real e pode ser colocado em ambos os tomógrafos sem prejuízos de doses sobressalentes para a amostra. Sabe-se que não reproduzem a realidade *in vivo*. Torna-se claro que o objeto de estudo não é a avaliação exclusiva da densidade, mas sim como esta se apresenta em ambos os tomógrafos. Para isto, parâmetros de reprodução das imagens foram aplicados de forma singular em todas as amostras. É importante salientar que todas as mandíbulas foram colocadas em vasilhames com água para simular tecido mole, conforme relatado nos estudos de Katsumata, 2007 e 2009, e no estudo de Lâgreve, 2008. Desta forma, pode-se obter uma representação o mais fiel possível da condição real.

A comparação entre os estudos que mensurem a densidade em HU é difícil devido às diferenças metodológicas nas abordagens. O uso de *softwares* diferentes, a inclusão de osso cortical na região de interesse (ROI) e o uso de imagens reformatadas para avaliar a densidade óssea são fatores importantes que limitam as inferências sobre outros estudos. Na avaliação das imagens a escolha do corte axial decorreu deste ser universal em todos os softwares o que facilita o uso da amostra em pesquisas futuras. Este procedimento tem sido relatado em dois estudos (Buscatti *et al.*, 2003; De Oliveira *et al.*, 2008).

Na localização das ROI (Região de Interesse) no osso alveolar, notou-se uma dificuldade em padronizar uma medida circunferencial que atendesse ao critério de tangenciar as corticais internas. Isto porque as diferenças anatômicas entre as mandíbulas não contribuíram para uma padronização. Em razão disto, optou-se somente por colocar a área circunferencial das medidas tangenciando as corticais internas e posteriormente verificar se houve diferença entre as áreas das amostras de um tomógrafo para outro. Os resultados apontaram que não houve diferença estatística quando se aplicou o teste *t* *pareado* para um valor de  $p \geq 0,05$ . Este valor representa que não houve diferenças significativas entre as áreas para a reprodução das medidas de HU, o que tornou os resultados mais fidedignos.

A avaliação da densidade óssea, como fator preditivo para mensuração da qualidade óssea, tem sido abordada em vários estudos (Lind, 1998; Misch, 1988; Norton & Gamble, 2001; Homolka, *et al.* 2002; Shahlaie, *et al.* 2003). Esta avaliação foi primeiramente concebida em avaliação subjetiva (Lekholm & Zarb, 1985; Misch, 1988). Posteriormente, alguns autores fizeram estudos associando os coeficientes de Hounsfield como unidades de avaliação objetiva da qualidade óssea. (Shahlaie *et al.*, 2003; Shapurian *et al.*, 2006; Turkyilmaz *et al.*, 2007a; Turkyilmaz *et al.*, 2007b; Turkyilmaz *et al.*, 2008a; Aksoy *et al.*, 2009; Fuh *et al.*, 2010; Hashemi & Javidi, 2010; Rebaudi *et al.*, 2010).

Embora seja difícil afirmar, categoricamente, os limites entre os conceitos de qualidade óssea e densidades, sabe-se, comprovadamente, que a densidade óssea está relacionada com a qualidade na medida em que os dados científicos mostram que uma maior densidade traduz-se em amplas taxas de sucesso para os implantes (Homolka *et al.*, 2002; Buscatti *et al.*, 2003; Shahlaie *et al.*, 2003; Shapurian *et al.*, 2006; Turkyilmaz *et al.*, 2007a; De Oliveira *et al.*, 2008; Aksoy *et al.*, 2009). Sugere-se, então, que o osso possui uma boa arquitetura e remodelação óssea para abrigar um implante e neste suportar as cargas mastigatórias.

Neste sentido, vários estudos apontam a Tomografia Computadorizada *multislice* como um instrumento útil, não invasivo, na avaliação da qualidade óssea antes da cirurgia de implante (Lind *et al.*, 1998; Shahlaie *et al.*, 2003; Shapurian *et al.*, 2006; Turkyilmaz *et al.*, 2007a; De Oliveira *et al.*, 2008). O que tornou esta modalidade uma referência de padrão-ouro no presente estudo.

Em relação à comparação da densidade medida com os coeficientes de Hounsfield e os parâmetros de avaliação da estabilidade do implante, alguns estudos fazem referência à correlação entre a densidade e medidas de resistência ao torque (Homolka 2002), e outros comparando a densidade (HU) com torque de inserção e frequência de ressonância (Turkyilmaz *et al.*, 2007b; Turkyilmaz *et al.*, 2008a; Turkyilmaz *et al.*, 2008c; Aksoy *et al.*, 2009; Farré-Pagès *et al.*, 2010), isto fornece informações valiosas sobre a qualidade óssea das áreas de interesse antes da colocação do implante.

Técnicas como histomorfometria dos ossos e densitometria, embora sejam valores precisos e quantitativos da densidade óssea, não são rotineiramente viáveis, para

prática em implantodontia (Shapurian *et al.*, 2006). No entanto, o conhecimento dos valores Hounsfield como um método objetivo para avaliar a densidade do osso para um local de implante poderia alertar o cirurgião para modificar o plano de tratamento para estabilidade primária em osso de menor densidade. Isto significa fazer uma avaliação da possibilidade de fracasso e sucesso do implante em relação aos valores de HU apresentados pré-operatoriamente.

No presente estudo a média total de HU para a área posterior de mandíbula apresentada pelo TCMS foi de 313,13 HU. Este resultado corrobora com os resultados de vários autores (De Oliveira *et al.*, 2008; Turkyilmaz *et al.*, 2007a, 2008b, 2008c; Chun & Lim, 2009; Farré-Pagé *et al.*, 2010; FUH *et al.*, 2010). Em contrapartida discorda de alguns autores Shapurian *et al.*, 2006, encontraram valores bem mais elevados. Entretanto, se observa que esses valores elevados foram para as regiões anteriores de maxila e mandíbula. Quando os autores avaliaram a região posterior de mandíbula, o resultado, embora diferente do encontrado nesta pesquisa, mostrou-se mais aproximado, que foi  $321 \pm 132$  HU. Já as pesquisas de Norton & Gamble, 2001 e Park *et al.*, 2008, foram encontrados valores mais altos pois houve inclusão da porção cortical, diferente deste estudo onde as ferramentas tangenciavam e não as incluía em sua totalidade. Para Aksoy *et al.*, 2009, os valores encontrados foram bem mais elevados pois estes autores tiraram uma média total dos sítios para implantes entre maxila e mandíbula, sendo feita uma correlação somente entre homens e mulheres.

Como já comentado anteriormente, após a análise estatística descritiva, verificou-se que a média total dos valores de HU da TCMS (padrão-ouro) foi de 313,13 HU em relação ao tomógrafo de feixe cônico, que foi de 418,06 HU. Isto significa que a média do tomógrafo de feixe cônico apresentou um valor superestimado em 33,51%. Sendo a média das diferenças de 86,47 HU, com um desvio padrão das médias das diferenças considerado alto, 92,67 HU. Isto também foi demonstrado com o teste ICC de absoluta concordância entre os três observadores, conforme as tabelas demonstradas, considerando que a reprodutibilidade da metodologia utilizada obteve valores semelhantes, após a aplicação dos mesmos procedimentos para ambos os tomógrafos, nas mesmas condições de

estudo, possibilitando agregar os valores da mesma mensuração por observadores desiguais em tempos diferentes.

As taxas com valores superestimados de HU também foram encontradas nos trabalhos de Aranyarachkul *et al.*, 2005, e Yamashita *et al.*, 2008. Demonstrando assim que a tomografia de feixe cônico apresenta valores quantitativos dos coeficientes de *Hounsfield* de menor precisão.

Embora os estudos de Lágreve *et al.*, 2006, e Lágreve *et al.*, 2008, apontem para dados divergentes em que a tomografia de feixe cônico seja capaz de determinar a densidade do material expresso em unidades de *Hounsfield*, outros estudos também avaliaram a qualidade óssea com um tomógrafo de feixe cônico e parâmetros da estabilidade óssea dos implantes (Lee *et al.* 2007; Song *et al.* 2009). Entretanto, Song *et al.*, 2009, relata que o aparecimento de imagens escuras ao lado dos marcadores radiopacos não pode indicar com precisão os valores das unidades de HU e, conseqüentemente, a qualidade óssea.

Ao se fazer uma comparação das médias nos resultados deste trabalho com a escala de Misch, 2000, observou-se que para os valores do tomógrafo *Multislice* (313,3 HU) a densidade seria classificada em D4 (150 a 350 HU) e para o tomógrafo de feixe cônico (418,06 HU) seria classificada como D3 (350 a 850 HU). Isto significa que o aumento das taxas levou a um resultado falso positivo, pois a melhor qualidade está entre D2 e D3, sendo a qualidade do osso D4 mais inferior o que requer cautela durante a cirurgia (Misch 2000).

No entanto, ao contrário dos valores de TCMS, os valores de *voxel* da TCFC podem não representar fielmente a densidade óssea. Os valores de *voxels* não são padronizados, isto significa que não fornecem uma avaliação confiável para os cálculos de HU e conseqüente mensuração da densidade (Nomura, 2010).

Na avaliação de Gupta *et al.*, 2006, as imprecisões do cálculo do número de TC é devido ao aumento do espalhamento dos raios X. Como nesta pesquisa os resultados em relação aos valores de HU na TCFC foram maiores que os valores na TCMS, considerada padrão ouro, isto pode ser justificado pelo aumento acentuado do espalhamento de raios X que ocorre na TCFC. Orth *et al.*, 2008, citam que este 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 das unidades 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 tomografia *Multislice*, a tomografia de feixe cônico apresenta um valor de kVp e mA mais baixo. Outro fator ressaltado é a geometria do feixe em leque permite que a radiação secundária seja oriunda de apenas uma fatia fina de volume do tecido, enquanto na tomografia feixe cônico, o formato deste expande a radiação secundária abrangendo todo o volume. Isto foi bem explicitado por Orth *et al.*, 2008, como uma das razões da degradação da imagem e conseqüente imprecisão nos cálculos dos valores de HU.

O ângulo do cone também contribui para formação de maior dispersão do feixe primário, principalmente por este tornar-se mais divergente na periferia (Siewerdesen & Jafray 2001). Para Gupta *et al.*, 2006, a angulação do cone favorece o aparecimento de artefatos, os quais também interferem na degradação da imagem e conseqüentemente na obtenção dos valores das unidades de HU.

Para os estudos de Daly *et al.*, 2006, e Katsumata *et al.*, 2007, o tamanho do campo de visão (FOV) está relacionado ao volume de reconstrução e portanto influencia na formação da imagem. Embora ambos sejam contraditórios em suas explicações pois para o estudo de Daly *et al.*, 2006, os fatores contribuintes para geração de radiação secundária (que prejudica a formação da imagem) são a geometria da imagem, a direção do feixe na cobertura do campo de visão e o perfil da energia do feixe. Para esses autores, deve-se colimar o feixe e minimizar o FOV. Em contrapartida, Katsumata *et al.*, 2007, relatam que em FOV menores foi observado um aumento de artefatos em virtude da maior quantidade de radiação secundária formada além da área de reconstrução nas tomografias de feixe cônico.

A influência dos detectores na formação da imagem também contribui para formação de artefatos de desalinhameto, omissão de dados e, conseqüentemente, influencia

nos valores das unidades de HU reduzindo a qualidade do diagnóstico. Haja vista que os detectores dos tomógrafos ainda utilizam a conversão dos fótons de raios X em luz, que por sua vez sofrem dispersão. Apesar dos cristais em forma de agulha, nos detectores planos, funcionarem com guia da luz, esta nem sempre é orientada ao longo da estrutura da agulha. Kalender & Kiryakou, 2007, sugeriram que a avaliação do detector deve ser feita pela: Dose de Eficiência Quântica (DQE) – descreve a capacidade de um detector em converter de modo eficiente os raios X disponíveis na entrada e transformar em sinal útil na produção de imagem; e Escala Dinâmica – se refere a gama de intensidade de sinal incidente que pode ser capturado com sucesso e transmitido como dados de imagem. Além disto, relatam que os detectores planos (*flat panel*) possuem menor DQE e escala dinâmica que os detectores do tomógrafo *Multislice*. Deve-se ainda levar em consideração que os detectores pertencentes ao tomógrafo de feixe cônico desta pesquisa são do tipo plano (*flat panel*).

O desenvolvimento de *softwares* e o aprimoramento das técnicas, como a introdução de algoritmos de reconstrução de alta resolução, têm contribuído para uma evolução das imagens tomográficas. É notório que o sistema de algoritmos do tomógrafo de feixe cônico não consegue corrigir as informações deletérias do detector e modificá-las de forma produtora para melhorar a uniformidade da imagem, redução de artefato e, conseqüentemente, melhorar a qualidade de imagem fornecendo melhores parâmetros para obtenção de cálculos mais precisos dos valores das unidades de HU (Orth *et al.*, 2008).

Algumas alternativas foram relatadas no presente estudo para os cálculos dos valores de TC sem a utilização das ferramentas de HU disponíveis nos *softwares* da TCFC. Katsumata *et al.*, 2007, e Mah *et al.*, 2010, transformaram as imagens em uma escala de tons de cinza e as compararam com as respectivas imagens e escalas do TCMS, as quais já possuíam os valores das unidades de HU. Ao fazer a correlação, conseguiram, supostamente, achar o valor de HU. Embora Naioth, 2010, e Nomura, 2010, tenham analisados os valores de *voxel* da tomografia de feixe cônico e correlacionado-os com os valores de HU das imagens, e, para o cálculo de densidade óssea, tenham feito uma correlação com a densidade previamente conhecida de um bloco de hidroxapatita. Todos estes autores afirmam que os valores de *voxel* ou os tons de cinza, através de uma regressão

linear com o HU do tomógrafo *Multislice*, tornam-se um passo intermediário para o cálculo de HU na TCFC.

Cabe ressaltar que alguns pontos não avaliados nesta pesquisa foram a influência do FOV e do *voxel* na produção dos cálculos de HU. Haja vista que foram seguidos os protocolos clínicos já utilizados em cada tomógrafo, os quais possuíam um FOV, *voxel* não correspondentes. Katsumata *et al.*, 2009, avaliaram a densidade com valores de HU e o tamanho do volume da imagem adquirido em tomografia de feixe cônico concluindo que para FOV menores a densidade apresentou-se subestimada. Em relação ao presente estudo, o FOV utilizado foi um intermediário de 8 cm, o qual se estivesse presente no trabalho de Katsumata *et al.*, 2009, poderia esclarecer se houve interferência ou não. Enquanto os FOV menores (5 cm) apresentaram valores subestimados da densidade no trabalho de Katsumata *et al.*, 2009, neste estudo, ao utilizarmos um valor de 8 cm, a densidade apareceu superestimada.

Estudos futuros comparando os tamanhos de FOV e *voxel* tornam-se viáveis e oportunos para esclarecer se estes parâmetros influenciam nos cálculos de HU e, conseqüentemente, na avaliação da densidade óssea. Ainda tornam-se convenientes estudos com outros tomógrafos de feixe cônico, assim como outros softwares da tomografia *Multislice*.

O presente estudo demonstra que a confiabilidade nos cálculos das unidades de HU para a tomografia de feixe cônico deve ser avaliada com cautela. A crescente evolução tecnológica vem colaborando de maneira significativa para o aprimoramento das técnicas tomográficas e, vinculadas às pesquisas como estas, podem minimizar ainda mais o erro de diagnóstico em relação à avaliação da qualidade óssea previamente às cirurgias de implantes, bem como a avaliação de patologias presentes. O surgimento de novos *softwares* com uma melhor correção da uniformidade das imagens em TCFC pode contribuir com a redução das diferenças entre os dois tipos de tomografias e com isto, alcançar o objetivo singular, fornecendo imagens de alta qualidade com menores doses bem como menor custo, beneficiando um número cada vez maior de pacientes.

## **7. CONCLUSÃO**

Após a análise estatística obtida e com base na metodologia utilizada foi possível chegar à seguinte conclusão:

1. As medidas das áreas das regiões selecionadas para o cálculo dos valores de HU foram precisas em ambos tomógrafos, porém os valores dos coeficientes de Hounsfield mostraram-se elevados na Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico quando comparados com a tomografia Multislice, o que sugere cautela na avaliação da qualidade óssea

**REFERÊNCIAS\***

1. Almeida AB. Usando o computador para processamento de imagens médicas. *Rev. Inf. Med.*, 1998; 1 (6) [acesso em out 2010]. Disponível em: <http://www.informaticamedica.org.br/informaticamedica/n0106/imagens.htm>
2. Arai Y, Tammissalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol.* 1999; (28): 245–8;
3. Aranyarachkul P, Caruso J, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Dus I, Yamada J & Crigger M. Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2005; (20): 416– 424;
4. Aksoy U, Eratalay K, Tözüm TF. The Possible Association Among Bone Density Values, Resonance Frequency Measurements, Tactile Sense, and Histomorphometric Evaluations of Dental Implant Osteotomy Sites: A Preliminary Study. *Implant Dentistry.* 2009; 18 (4): 316-321;
5. Baba R, Ueda K , Okabe M. Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging *Dentomaxillofacial Radiology.* 2004 (33): 285– 290;
6. Ballrick JW, Palomo JM, Ruch E, Douglas BA, Hans MG. Image distortion and spatial resolution of a commercially available cone-beam computed tomography machine. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; (134): 573-82;

---

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

7. Bartling SH, Majdani O, Gupta R, Rodt T, Dullin C, Fitzgerald PF, Becker H. Large scan field, high spatial resolution flat-panel detector based volumetric CT of the whole human skull base and for maxillofacial imaging. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2007; (36): 317–327;
8. Bontrager K. Anatomia e posicionamentos radiológicos de tomografia computadorizada do crânio. Parte II. Posicionamento radiológico. In: Bontrager K. *Tratado de técnica radiológica e base anatômica*, 4. ed. Rio de Janeiro. Guanabara Koogan. 1999. v. 22. p. 633-658;
9. Brooks SL. Computed Tomography. *Dental Clinics of North America*, 1993. 37(4): 575-591;
10. Bryant JA , Drage NA. Richmond S Study of the scan uniformity from an i-CAT cone beam computed tomography dental imaging system. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2008; (37): 365–374;
11. Buscatti MY *et al.* Contribuição para o estudo das densidades ósseas maxilomandibulares por meio da escala densitométrica de Hounsfield. *Rev Inst Ciênc Saúde*. 2003; (4): 393-9;
12. Cavalcanti MPG (2008) *Diagnóstico por imagem da face*. Ed Santos 2008. v1. p. 9-12;
13. Çehreli MC, Kökat AM, Comert A, Akkocaog̃luM, Tekdemir I, Akc K. Implant stability and bone density: Assessment of correlation in fresh cadavers using conventional and osteotome implant sockets. *Clin. Oral Impl. Res.* 2009; (20): 1163–1169;

14. Celenk C & Celenk P Relationship of mandibular and cervical vertebral bone density using computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2008; (37): 47–51;
15. Chun YS, Lim WH. Bone density at interradicular sites: implications for orthodontic mini-implant placement. *Orthod Craniofac Res*. 2009; (12): 25–32;
16. Daly MJ, Siewerdsen JH, Moseley DJ, Jaffray DA, Irish JC. Intraoperative cone-beam CT for guidance of head and neck surgery: Assessment of dose and image quality using a C-arm prototype. *Medical Physics*. 2006; (33): 3767–3780;
17. Draenert FG, Gebhart F, Berthold M, Gosau M, Wagner W. Evaluation of demineralized bone and bone transplants in vitro and in vivo with cone beam computed tomography imaging. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2010; (39): 264–269;
18. De Oliveira RC, Cláudio Rodrigues Leles CR, Normanha LM, Lindh C, Ribeiro-Rotta RF. Assessments of trabecular bone density at implant sites on CT images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008; (105): 231-8;
19. Farré-Pagès N, Augé-Castro ML, Alaejos-Algarra F, Mareque-Bueno J, Ferrés-Padró E, Hernández-Alfaro F. Relation between bone density and primary implant stability. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2010 ; ( 15 ) ;
20. Fuh LJ, Huan HL, Chen CS, Fu KL, Shen YW, Tu MG, Shen WC, HSU JT. Variations in bone density at dental implant sites in different regions of the jawbone. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2010; (37): 346–351;

21. Gahleitner AG & Imhof WH. Dental CT: imaging technique, anatomy, and pathologic conditions of the jaws. *Eur Radiol.* 2003; (13): 366–376;
22. Garvey CJ, Hanlon R. Computed tomography in clinical practice. *BMJ.* 2002; 324 (4): 1077-1080;
23. Gupta R, Bartling SH, Basu SK, Ross WR, Becker H, Pfoh A, Brady T, Curtin HD. Experimental Flat-Panel High-Spatial-Resolution Volume CT of the Temporal Bone. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2004; (25): 1417–1424;
24. Gupta R, Grasruck M, Suess CL. Ultra-high resolution flat-panel volume CT: fundamental principles, design architecture, and system characterization. *European Radiology.* 2006; (16): 1191–1205;
25. Hashemi HM, Javidi B. Comparison Between Interpositional Bone Grafting and Osteogenic Alveolar Distraction in Alveolar Bone. *Reconstruction J Oral Maxillofac Surg.* 2010; ( 68): 1853-1858;
26. Homolka P, Beer A, Birkfellner W, Nowotny R, Gahleitner A, Tschabitscher M, Bergmann H. Bone Mineral Density Measurement with Dental Quantitative CT Prior to Dental Implant Placement in Cadaver Mandibles: Pilot Study. *Radiology.* 2002; (24): 247-252;
27. Hounsfield GN. Computadorized transverse axial scanning(tomography): part I. Descriptions of system. *B J Radiol.* 1973; (46): 1016 - 1022;
28. Jergas M, Genant HK. Current methods and recent advances in diagnosis of osteoporosis. *Arthritis Rheum.* 1993; 36(12): 1649-62;

29. Kalender WA & Kyriakou Y. Flat-detector computed tomography (FD-CT). *Eur Radiol.* 2007; (17): 2767–2779;
30. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Arijji E, Langlais RP. Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007; (104): 829-36;
31. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Arijji E, Langlais RP. 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;
32. Lagravère MO, Fang Y, Carey J, Toogood RW, Packota GV, Major PW. Densidade fator de conversão determinado usando um cone-feixe A tomografia computadorizada unidade Newtom QR-DVT 9000 Dentomaxillofacial. *Radiology.* 2006; (35): 407–409;
33. Lagravère 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. *Dentomaxillofacial Radiology.* 2008; ( 37): 305–308;
34. Lee S, Gantes B, Riggs M, Crigger M. Bone Density Assessments of Dental Implants Sites: 3. Bone Quality Evaluation During Osteotomy and Implant Placement. *Int J Maxillofac Implants.* 2007; (22): 208-212;

35. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Branemark, P-I, Zarb GA, Albrektsson T, editors. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence. 1985; p. 199-209;
36. Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L, Souza PC, Martens W, Shahbazian M, Alonso A, Lambrichts I. A Comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality. *Eur J Radiol.* 2010; 75(2): 265-9;
37. Liang X, Lambrichts I, Sun Y, Denis K, Hassan B, Li L, Pauwels R, Jacobs R. A Comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT). Part II: On 3D model accuracy. *Eur J Radiol.* 2010; 75(2): 270-4;
38. Licata A. Bone Density vs Bone quality: What's a Clinician to Do? *Cleveland Clinic Journal of Medicine.* 2009; (76): 331-335;
39. Lima I, Appoloni C, Oliveira L, Lopes RT. Caracterização de Materiais Cerâmicos através da Microtomografia Computadorizada 3D *Revista Brasileira de Arqueometria. Restauração e Conservação.* 2007; 1(2): 022 - 027;
40. Lindh C, Nilsson M, Klinge B, Petersson A. Quantitative computed tomography of trabecular bone in the mandible. *Dentomaxillofac Radiol.* 1996; (25): 146-50;
41. Lindh C, Petersson A, Klinge B, Nilsson M. Trabecular bone volume and bone mineral density in the mandible. *Dentomaxillofac Radiol.* 1997; (26): 101-6;

42. Loubele M, Maes F, Jacobs R, Steenberghe DV, White SC, Suetens P. Comparative Study of image quality for MSCT and CBCT for dentomaxillofacial radiology applications. *Radiation Protection Dosimetry*. 2008; 129(3): 222–226;
43. Loubele M, Van Assche N, Carpentier K, Maes F, Jacobs R, Van Steenberghe D, Suetens P. Comparative localized linear accuracy of small-field cone-beam CT and multislice CT for alveolar bone measurements. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008; (105): 512-8;
44. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, Marchal G, Sanderink G, Jacobs R. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications, *Eur J Radiol*. 2009; 71(3): 461-8;
45. Mah P, Reeves TE, McDavid WD. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2010; (39): 323–335;
46. Miracle AC, Mukherji SK. Cone beam CT of the Head and Neck, Part 1: Physical Principles. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2009; (30): 1088 –95;
47. Misch CE. Doação de enxertos ósseos autógenos extra orais para implantes endo ósseo. *Implantes Dentários Contemporâneos*. Santos livraria. São Paulo. 2000; p. 521-535;
48. Mischkowski RA, Scherer P, Ritter L, Neugebauer J, Keeve E, Zöller JE. Diagnostic quality of multiplanar reformations obtained with a newly developed cone beam device for maxillofacial imaging. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2008; (37): 1–9;

49. Meng Y, Shaw CC, Liu X, Altunbas MC, Wang T, Chen L, Tu SJ, Kappadath CS, Lai JC. Comparison of two detector systems for cone beam CT small animal imaging - a preliminary study. *Proc Soc Photo Opt Instrum Eng.* 2006; (2): 6142;
50. Moon SH, Park SH, Lim WH; Chun YS. Palatal Bone Density in Adult Subjects: Implications for Mini-Implant Placement. *AngleOrthod.* 2010; (80): 137–144;
51. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on cone beam technique: Preliminary results. *Eur Raiol.* 1998; 8(9): 1558-64;
52. Naitoh M, Katsumata A, Kubota Y, Hayashi M, Ariji E. Relationship Between Cancellous Bone Density and Mandibular Canal Depiction Implant Dent. 2009; (18): 112–118;
53. Naitoh M, Hirukawa A, Katsumata A, Ariji E. Prospective study to estimate mandibular cancellous bone density using large-volume cone-beam computed tomography. *Clin. Oral Impl.* 2010; 21(12): 1309-13;
54. Nomura Y, Watanabe H, Honda E, Kurabayashi T. Reliability of voxel values from cone-beam computed tomography for dental use in evaluating bone mineral density. *Clinical Oral Research.* 2010; 21(5): 558-62;
55. Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin. Oral Impl. Res.* 2001; 12: 79-84;

56. Orth RC, Michael J, Wallace MJ, Kuo MD. C-arm Cone-beam CT: General Principles and Technical Considerations for Use in Interventional Radiology. *J Vasc Interv Radiol*. 2008; (19): 814–821;
57. Park HS, Lee YJ, Jeong SH, Kwond TG. Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008; (133): 30-7;
58. Parker JR. *Algorithms for Image Processing and Computer Vision*. John Wiley & Sons, Inc, USA. 1997; ( 3): 59-61;
59. Pisco JM, Sousa LA. *Noções Fundamentais de Imagiologia*. 2 ed. Lisboa Lidel. 1999; p. 67- 73;
60. Quesada GAT, Costa NP, Oliveira HW. Entendendo a Tomografia Computadorizada. *Rev Odonto Cient*. 2001; 16(34): 275-82;
61. Rebaudi A, Trisi P, Cella R, Cecchini G. Preoperative evaluation of bone quality and bone density using a novel CT/microCT-based hard-normal-soft classification system *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010; 25(1): 75-85;
62. Robb RA. The Dynamic Spatial Reconstructor: An X-Ray Video-Fluoroscopic CT Scanner for Dynamic Volume Imaging of Moving Organs; *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 1982; (1): 22-33;
63. Romans LE. *Introduction to computed tomography*. Philadelphia: Williams & Wilkins. 1995; p.108;

64. Santiago RC, De Paula FO, Fraga MR, Picorelli NM, Vitrale WR. Correlation between miniscrew stability and bone mineral density in orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; (136): 243-50;
65. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice. *J Can Dent Assoc.* 2006; 72(1): 75-80;
66. Scarfe WC & Farman AG. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? *Dent Clin N Am.* 2010; (52): 707–73;
67. Schwarz MS, Rothman SL, Rhodes ML, Chafetz N. Computed tomography. II. Preoperative assessment of the maxilla for endosseous implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987; (2): 143–148;
68. Shahlaie M, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Crigger M. Bone Density Assessments of Dental Implant Sites: 1. Quantitative Computed Tomography, *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003; (18): 224–231;
69. 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;
70. Siewerdsen JH, Jaffray DA. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: magnitude and effects of x-ray scatter. *Medical Physics.* 2001; (28): 220 -231;
71. Song YD, Jun SH, Kwon JJ. Correlation between bone quality evaluated by cone-beam computerized tomography and implant primary stability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24(1): 59-64;

72. Suomalainen A, Kiljunen T, Käser Y, Peltola J, Kortensniemi M. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2009; (38): 367–378;
73. Turkyilmaz I, Tözüm TF, Tumer MC. Bone density assessments of oral implant sites using computerized tomography *Journal of Oral Rehabilitation*. 2007; (34): 267–272;
74. Turkyilmaz I, Tumer MC, Ozbek EN, Tözüm TF. Relations between the bone density values from computerized tomography, and implant stability parameters: a clinical study of 230 regular platform implants. *J Clin Periodontol*. 2007; (34): 716–722;
75. Turkyilmaz I & McGlumphy E.A Is there a lower threshold value of bone density for early loading protocols of dental implants? *Journal of Oral Rehabilitation*. 2008; (35): 775–781;
76. Turkyilmaz I, Ozan O, Yilmaz B, Ersoy AE. Determination of Bone Quality of 372 Implant Recipient Sites Using Hounsfield Unit from Computerized Tomography: A Clinical Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2008; 10(4): 238-243;
77. Turkyilmaz I, Aksoy U, McGlumphy EA. Two Alternative Surgical Techniques for Enhancing Primary Implant Stability in the Posterior Maxilla: A Clinical Study Including Bone Density, Insertion Torque, and Resonance Frequency Analysis Data. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2008; 10(4): 231-236;

78. Trisi P, Rao W. Bone classification: clinical-histomorphometric comparison. *Clin Oral Implants Res.* 1999; 10: 1-7;
79. Yang L. Bone Densitometry Using CT Imaging-A. Theses in Bioengineering – National University of Singapore. 2007;
80. Yavuz MS, Buyukkurt MC, Tozoglu S, Dagsuyu IM, Kantarci M. Evaluation of volumetry and density of mandibular symphysis bone grafts by three-dimensional computed tomography. *Dental Traumatology.* 2009; (25): 475–479;
81. Yamashina A, Tanimoto K, Sutthiprapaporn P, Hayakawa Y. The reliability of computed tomography (CT) values and dimensional measurements of the oropharyngeal region using cone beam CT: Comparison with multidetector CT. *Dentomaxillofacial Radiology.* 2008; (37): 245–251.
82. Yune HY, Two-dimensional-Three Dimensional reconstruction computed tomography techniques. *Dent Clin North America.* 1993;(37):613-628.



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



## CERTIFICADO

O Comitê de Ética em Pesquisa da FOP-UNICAMP certifica que o projeto de pesquisa "**Avaliação dos coeficientes de Hounsfield no software Xoran, na tomografia computadorizada de feixe cônico (cone beam)**", protocolo nº 124/2010, dos pesquisadores Isabela Maria de Carvalho Crusoé Silva e Solange Maria de Almeida, satisfaz as exigências do Conselho Nacional de Saúde - Ministério da Saúde para as pesquisas em seres humanos e foi aprovado por este comitê em 03/11/2010.

The Ethics Committee in Research of the School of Dentistry of Piracicaba - State University of Campinas, certify that the project "**Evaluation of hounsfield coefficients in the xoran software in cone beam computed tomography**", register number 124/2010, of Isabela Maria de Carvalho Crusoé Silva and Solange Maria de Almeida, comply with the recommendations of the National Health Council - Ministry of Health of Brazil for research in human subjects and therefore was approved by this committee at 11/03/2010.



**Prof. Dr. Pablo Agustin Vargas**  
Secretário  
CEP/FOP/UNICAMP



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

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