

UNIVERSIDADE TUIUTI DO PARANÁ

Juliana Moreira Bilinski

**ESTUDO COMPARATIVO ENTRE AS TOMOGRAFIAS
COMPUTADORIZADAS FAN BEAM E CONE BEAM: REVISÃO
DA LITERATURA**

CURITIBA

2011

**ESTUDO COMPARATIVO ENTRE AS TOMOGRAFIAS
COMPUTADORIZADAS FAN BEAM E CONE BEAM: REVISÃO
DA LITERATURA**

CURITIBA

2011

Juliana Moreira Bilinski

**ESTUDO COMPARATIVO ENTRE AS TOMOGRAFIAS
COMPUTADORIZADAS FAN BEAM E CONE BEAM: REVISÃO
DA LITERATURA**

Monografia apresentada ao curso de Especialização em Radiologia Odontológica e Imaginologia, da Faculdade de Ciências Biológicas e de Saúde, da Universidade Tuiuti do Paraná, como requisito parcial para obtenção do título de Especialista em Radiologia Odontológica e Imaginologia.

Orientadora: Prof^a Ana Cláudia Koubik

CURITIBA

2011

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais e minha irmã pelo incentivo, pelo carinho e força que me dão.

À professora Ana Cláudia Koubik pela paciência na orientação e incentivo que tornaram possível a conclusão desta monografia.

À professora Ligia Aracema Borsato pelo conhecimento e pelo apoio constante.

RESUMO

A Tomografia Computadorizada permite a visualização de estruturas em três dimensões. No início era usada somente a Tomografia Computadorizada Fan Beam (FBCT) na odontologia, atualmente existe a Tomografia Computadorizada Cone Beam (CBCT), que foi desenvolvida especialmente para a Odontologia e tem aplicação em quase todas suas áreas. Esta revisão de literatura tem o objetivo de explanar sobre estes dois tipos de tomografia, e apontar suas vantagens e desvantagens na área da odontologia. A CBCT apresentou maiores vantagens como por exemplo menor tempo de escaneamento e exposição à radiação, menor custo do exame e do aparelho, tamanho menor do aparelho e menos produção de artefatos em presença de materiais metálicos.

Palavras-chave: Tomografia Computadorizada Cone Beam, Tomografia Computadorizada Fan Beam

ABSTRACT

The Computed Tomography allows visualization of structures in three dimensions. At first only Fan Beam Computed Tomography (FBCT) was used in dentistry, there is now Cone Beam Computed Tomography (CBCT), which was developed specifically for dentistry and has application in almost all its areas. This literature review aims to explain about these two types of tomography, and point out its advantages and disadvantages in the field of dentistry. The CBCT showed greater advantages such as shorter scanning time and radiation exposure, the lower cost of the exam and the apparatus, the apparatus smaller and less production of artifacts in the presence of metallic materials.

Keywords: Cone Beam Computed Tomography, Fan Beam Computed Tomography

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 -	Sala de exames: Gantry, mesa. Sala de comandos: Console de comandos, eletrônica.....	16
FIGURA 2 -	Princípios da FBCT.....	16
FIGURA 3 -	Escanograma ou Scout.....	18
FIGURA 4 -	<i>Scout</i> com determinação da direção dos cortes (axiais).	18
FIGURA 5 -	Cortes axiais originais.....	18
FIGURA 6 -	Formação das imagens.....	20
FIGURA 7 -	Planos de corte.....	20
FIGURA 8 -	Aparelho de CBCT.....	22
FIGURA 9 -	Escala HU.....	23
FIGURA 10 -	Representação esquemática da formatação dos voxels a partir do volume adquirido.....	26
FIGURA 11 -	Aquisição do volume de interesse.....	26
FIGURA 12 -	Prototipagem.....	31
FIGURA 13 -	Formação da imagem de CT.....	34
FIGURA 14 -	Princípio do tomógrafo Fan Beam e princípio do Cone Beam.....	47

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 -	Quadro comparativo entre a TC tradicional (FBCT) e a TC de feixe cônico (CBCT).....	45
TABELA 2 -	Diferenças básicas entre as imagens geradas por FBCT X CBCT.....	47

SUMÁRIO

	RESUMO	IV
	ABSTRACT	V
1	INTRODUÇÃO	9
1.1	OBJETIVOS	11
2	REVISÃO DA LITERATURA	12
2.1	HISTÓRICO.....	12
2.2	TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA FAN BEAM.....	15
2.3	TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA CONE BEAM.....	21
2.4	COMPARAÇÃO ENTRE AS TOMOGRAFIAS COMPUTADORIZADAS CONE BEAM E FAN BEAM.....	37
3	DISCUSSÃO	52
4	CONCLUSÃO	56
	REFERÊNCIAS	57

1. INTRODUÇÃO

As imagens interpretadas pelas radiografias em apenas dois planos, desde sua descoberta por Röntgen em 1895, atravessaram quase um século. Hoje a tomografia computadorizada Cone Beam (CBCT) permite uma visualização de uma imagem tridimensional, em que um novo plano é adicionado: a profundidade. Sua aplicação clínica com elevada acurácia, se direciona a quase todas as áreas da Odontologia – Cirurgia, Implantodontia, Ortodontia, Endodontia, Periodontia, Distúrbio Temporomandibular e Diagnóstico por Imagens. A Tomografia Computadorizada Cone Beam (CBCT) beneficiou especialidades que até então não usufruíam da Tomografia Computadorizada Fan Beam (FBCT) por falta de especificidade. (BUENO et al., 2007)

A TC possibilita aquisição quase instantânea da imagem sem a etapa do processamento químico; tratamento/processamento das imagens no computador, emprega algoritmos que podem influenciar no resultado diagnóstico das imagens; tem dose de exposição à radiação equivalente à dos filmes E-speed; reduz o espaço físico para armazenamento das imagens; além de possibilitar a transmissão eletrônica das mesmas. (QUINTERO et al., 1999)

Resultado de avanços tecnológicos, as expectativas apontam para uma utilização mais abrangente da tomografia computadorizada de feixe cônico na Odontologia. (GARIB et al., 2007)

As mais importantes características da CBCT são a menor quantidade de radiação e a alta resolução das imagens das estruturas dentomaxilofaciais,

quando comparadas às da técnica fan beam. De fato, o tomógrafo computadorizado multislice é um sistema grande e caro, designado primeiramente para exame de todo o corpo. O tomógrafo CBCT apresenta-se como um sistema menor, com menor custo, desenhado para aquisição de imagens do complexo maxilomandibular. (MOURA et al., 2009)

A proposta desta revisão da literatura é apresentar o funcionamento das tomografias computadorizadas Cone Beam e Fan Beam, e fazer uma comparação entre elas, mostrando as vantagens e desvantagens de cada uma no campo da Odontologia.

1.1. OBJETIVOS

1.1.1 OBJETIVO GERAL

- Realizar uma revisão da literatura sobre Tomografia Computadorizada Fan Beam (FBCT) e Tomografia Computadorizada Cone Beam (CBCT).

1.1.2. OBJETIVO ESPECÍFICO

- Estabelecer uma comparação entre as tomografias computadorizadas Fan Beam e Cone Beam.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. HISTÓRICO

O interesse pela imagem digital tem crescido por uma série de razões que incluem: possibilidade de aquisição quase instantânea da imagem sem a etapa do processamento químico; possibilidade de tratamento/processamento das imagens no computador, empregando-se algoritmos (realce, restauração, análises, compressão e síntese de imagens) que podem influenciar no resultado diagnóstico das imagens; dose de exposição à radiação equivalente à dos filmes E-speed; redução do espaço físico para armazenamento das imagens; além da transmissão eletrônica das mesmas (teleradiologia). Os princípios da modalidade ideal e o futuro dos exames por imagens residem na determinação de uma anatomia o mais próximo do real em termos de precisão da orientação espacial, tamanho, forma e relação com as estruturas anatômicas circunjacentes, baixo custo e riqueza de detalhes tridimensionais. O desenvolvimento de tecnologias que reúnam estas qualidades inclui, dentre outras, as técnicas tomográficas e digitais, principalmente a Tomografia Computadorizada e a Ressonância Magnética. (QUINTERO et al., 1999)

Segundo Scarfe et al.(2006), de maneira geral, as tomografias podem ser classificadas em dois tipos: tomografia convencional e tomografia computadorizada. Esta última pode ser classificada de acordo com o formato do feixe de raios X utilizado: tomografia computadorizada de feixe em leque (Tomografia Computadorizada Fan Beam) e tomografia computadorizada volumétrica de feixe cônico (Tomografia Computadorizada Cone Beam).

A tomografia computadorizada (TC) trata-se de um método de diagnóstico por imagem que utiliza a radiação x e permite obter a reprodução de uma secção do corpo humano em quaisquer uns dos três planos do espaço. Durante os últimos 30 anos, ocorreram muitas inovações e grandiosas evoluções na tecnologia dessa área, que melhoraram o tempo de aquisição e a qualidade das imagens, assim como reduziram significativamente a dose de radiação. (GARIB et al., 2007)

Recentemente, a Tomografia Coputadorizada Cone Beam (CBCT) introduziu a terceira dimensão na odontologia, beneficiando especialidades que até então não usufruíam da Tomografia Coputadorizada Fan Beam (FBCT) por falta de especificidade. (BUENO et al., 2007)

A técnica Cone Beam foi desenvolvida pela indústria, especificamente para a área da Odontologia, sendo uma derivação de um sistema que já era usado na área médica, para angiografia e mamografia. O desenvolvimento dessa nova tecnologia está provendo à Odontologia a reprodução da imagem tridimensional dos tecidos mineralizados maxilofaciais, com mínima distorção. Além da área de Odontologia, a Otorrinolaringologia vai se beneficiar dessa nova tecnologia, uma vez que o aparelho é capaz de gerar imagens tridimensionais da região do osso occipital. (FERREIRA et al., 2008)

Em 1967, o engenheiro britânico, Godfrey Hounsfield, e o sul-africano Allan M. Cormack, apresentam um novo método de obtenção de imagens. Em 1972 este método foi divulgado; em 1979 foram agraciados com o Prêmio Nobel da medicina. Neste as imagens são geradas através de secção do corpo em

"fatias" consecutivas e paralelas e não mais através da sobreposição de todo o volume do corpo. Este novo método foi denominado de "Tomografia Computadorizada". Tomografia = Secção (Do grego "Tomos") + Escrita. "Registro de secções (fatias) do corpo". CBCT Surge em 1998, como fruto de pesquisas simultâneas no Japão (Nihon) e Itália (Verona). Primeiro tomógrafo computadorizado cone beam do mercado: Newton 9000 – Verona, Itália. (LOPES, 2009)

O primeiro sistema CBCT comercial para imagens oral e maxilo-facial foi o NewTom (Quantitative Radiology, Verona, Itália), que foi pela primeira vez aprovado pela Food and Drug Administration (FDA) em abril de 2001, e está atualmente em sua quarta geração como VG NewTom. Desde aquela época numerosos sistemas adicionais foram aprovados ou estão em desenvolvimento. Estes podem ser divididos em três grupos: (1) CBCT sistemas capazes de fazer imagem de uma grande porção do complexo bucomaxilofacial e cranial com uma exposição FOV (Field of View) grande, (2) sistemas CBCT com FOV menor, e (3) sistemas híbridos panorâmico digital / CBCT incluindo sensores separados para as duas funções. Alguns dos últimos sistemas também fornecem uma opção de radiografia digital 2D. (FARMAN et al., 2009)

O sistema de CBCT apresenta mais vantagens do que os outros sistemas tomográficos e, apesar do alto custo dos aparelhos, a tendência é que o sistema Cone Beam seja cada vez mais solicitado para exames imaginológicos na Odontologia. (SOARES, 2010)

2.2. TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA FAN BEAM (FBCT)

Segundo Parks (2000) citado por Garib et al. (2007), apenas um detalhe pode prejudicar a resolução espacial da imagem de TC, fenômeno conhecido como cálculo da média de um volume parcial. Isto ocorre quando a borda de uma estrutura inicia-se no meio de um pixel. Neste caso, o tom de cinza apresentado por este pixel equivalerá à média do coeficiente de atenuação dos raios-x, prejudicando a visualização nítida do limite de tal estrutura. Quando o paciente apresentar metal na área avaliada, a FBCT também pode criar artefatos em forma de raios na imagem, como acontece na presença das restaurações dentárias metálicas.

Com a varredura espiral ou helicoidal, enquanto o pórtico contendo o tubo de raios X e os detectores se move ao redor do paciente, a mesa onde o paciente está avança continuamente pelo pórtico. Isto resulta na aquisição de dados de forma espiral contínua, já que o feixe de raios X se move ao redor do paciente. Apesar da geometria mecânica, a transmissão do sinal registrado pelos detectores representa o coeficiente de atenuação característico de todos os elementos do paciente pela passagem do feixe de raios X. O aparelho de FBCT apresenta três componentes principais: 1) o gantry, no interior do qual se localizam o tubo de raios-x e um anel de detectores de radiação, constituído por cristais de cintilação; 2) a mesa, que acomoda o paciente deitado e que, durante o exame, movimenta-se em direção ao interior do gantry e 3) o computador, que reconstrói a imagem tomográfica a partir das informações adquiridas no gantry.

O técnico ou operador de TC acompanha o exame pelo computador, que geralmente fica fora da sala que acomoda o gantry e a mesa, separado por uma parede de vidro plumbífero. Neste aparelho, a fonte de raios-x emite um feixe estreito (colimado) em forma de leque, direcionado a um anel com diversos detectores. Durante o exame, no interior do gantry, o tubo de raios-x gira dentro do anel estacionário de receptores. Os sinais recebidos pelos detectores dependem da absorção dos tecidos atravessados pelo feixe radiográfico e são registrados e processados matematicamente no computador. Por meio de múltiplas projeções no curso de 360° ao redor do paciente, os receptores registram uma série de valores de atenuação dos raios-x. Estes múltiplos coeficientes de atenuação são submetidos a complexos cálculos matemáticos pelo princípio da matriz, permitindo ao computador reconstruir a imagem de uma secção do corpo humano. (FREDERIKSEN, 2004)



FIGURA 1. SALA DE EXAMES: Gantry, mesa. Sala de comandos: Consola de comandos, eletrônica. FONTE: LOPES (2009).

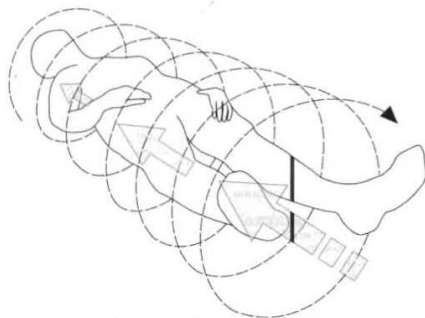


FIGURA 2. PRINCÍPIOS DA FBCT. À medida que o paciente é movido através do pórtico, a contínua rotação do tubo de raios X e do detector descreve uma trajetória helicoidal ou espiral sobre o paciente, adquirindo dados para a imagem com sua rotação. FONTE: FREDERIKSEN (2004).

Nos scanners fan beam, uma fonte de raios-X e um detector de estado sólido são montados em um pórtico rotativo. Os dados são adquiridos através de um raio em forma de leque estreito e raios-x transmitidos através do paciente. O paciente é fotografado fatia por fatia, geralmente no plano axial, e a interpretação das imagens é alcançada pelo empilhamento das fatias para obter múltiplas representações em 2D. (SCARFE et al., 2006)

Durante o exame de FBCT, a posição da cabeça pode ser padronizada tridimensionalmente, utilizando-se um recurso do tomógrafo de prover linhas luminosas perpendiculares entre si. Deste modo, posiciona-se o paciente deitado na mesa com o plano de Camper perpendicular ao solo, a linha luminosa longitudinal passando pelo centro da glabella e do filtro labial e a linha luminosa transversal coincidindo com o canto lateral dos olhos. Os dentes podem ser mantidos desocluídos, para que a intercuspidação não interfira na obtenção da imagem dos dentes superiores e inferiores. A primeira imagem obtida pelo tomógrafo assemelha-se a uma telerradiografia de norma lateral e denomina-se escanograma ou scout. Nesta imagem, o técnico seleciona a região que será escaneada, assim como determina a inclinação dos cortes axiais. Para o exame da maxila, recomenda-se obtenção de cortes axiais, paralelos ao plano palatino ou, menos comumente, paralelos ao plano oclusal. Para o exame da mandíbula, os cortes axiais são ajustados paralelamente à base mandibular. Estas estruturas de referência não precisam estar necessariamente perpendiculares ao solo, pois o gantry pode sofrer inclinações para escanear o plano de corte desejado. As imagens originais na FBCT são usualmente obtidas no sentido axial. Se a região

de interesse, por exemplo a base da mandíbula mais os dentes inferiores, apresentar 30mm de altura e o tomógrafo for ajustado para executar cortes com espessura de 1mm, ao final do exame teremos 30 cortes axiais da mandíbula. (GARIB et al., 2007)



FIGURA 3. ESCANOGRAMA OU SCOUT. FONTE:

GARIB et al. (2007)



FIGURA 4.

A) Scout com determinação da direção dos cortes (axiais) para maxila. B) Scout com determinação da direção dos cortes (axiais) para mandíbula. FONTE: GARIB et al (2007).

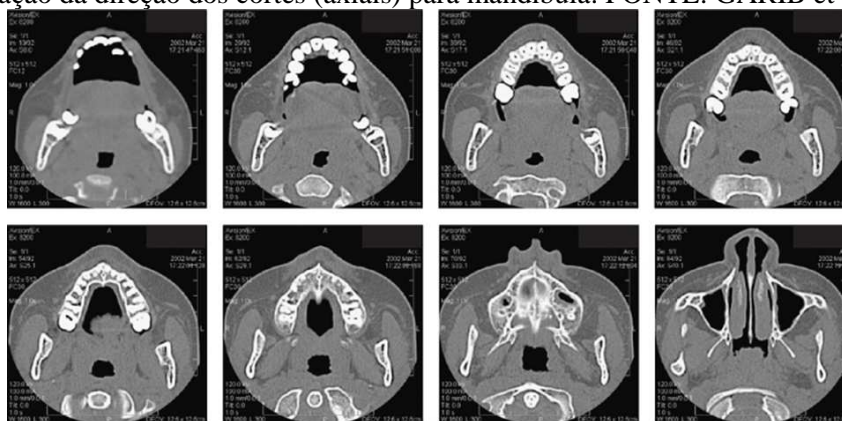


FIGURA 5.

CORTES AXIAIS ORIGINAIS. FONTE: GARIB et al. (2007).

A FBCT não foi originalmente desenvolvida para diagnóstico em Odontologia. Desse modo, em primeira análise, constatam-se as diferenças na técnica de aquisição de imagens. (FERREIRA et al., 2008)

FBCT introduz região e realiza cortes contínuos da região. De acordo com o número de fileiras de sensores, a FBCT pode ser: 4 fileiras = 4 canais; 8 fileiras = 8 canais; 16 fileiras = 16 canais; 64 fileiras = 64 canais. Quanto mais fileiras (canais), mais rápida é a aquisição das imagens e melhor sua definição (resolução). Atualmente no Japão está sendo desenvolvido o 1º Tomógrafo Fan Beam de 256 canais! Pela TC, a partir da aquisição inicial do volume em determinado plano (fatias) pode-se gerar novas imagens em quaisquer planos, sem a necessidade de novo exame, processo denominado de: Reconstrução Multiplanar (RMP ou MPR). Axial: paralelos ao plano horizontal; Sagital: paralelos ao plano sagital mediano; Coronal: paralelos a sutura coronal (fronto/parietal). Adquirem-se apenas Cortes Axiais originais. A partir dos Cortes Axiais Originais: Cortes Coronais Reformatados, Cortes Sagitais Reformatados. Sequência padrão para aquisição de imagens TCFL: 1) Posição do paciente: Mandíbula, Maxila. 2) Delimitação da área de interesse: Escanograma. 3) Maxila: obtenção dos cortes originais axiais. 4) Maxila: escolha do corte axial padrão: O operador faz delimitação dos cortes panoramas centrais: equidistante das corticais V e P. Delimitação dos cortes ortorradiais (parassagitais, transaxiais, sagitais oblíquas): perpendiculares em casa ponto ao panorama central. 5) Maxila: exibição cortes panorama e ortorradiais. Panorama central. Ortorradiais (parassagitais, transaxiais, sagitais oblíquas). 5) Mandíbula: Exibição cortes

ortorradiais. Ortorradiais (parassagittais, transaxiais, sagittais oblíquas). Escolha do corte axial padrão, obtenção dos cortes axiais primários, cortes ortorradiais, delimitação corte panorama central. Formação de uma imagem tridimensional (3D) volumétrica a partir dos cortes primários adquiridos. (LOPES, 2009)

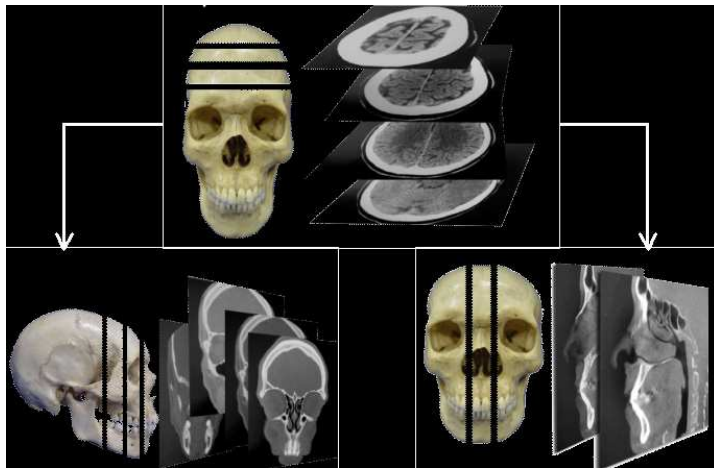


FIGURA 6.

FORMAÇÃO DAS IMAGENS: Adquirem-se apenas Cortes Axiais originais. FONTE: LOPES (2009).

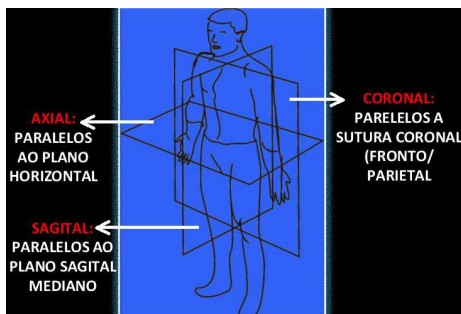


FIGURA 7. PLANOS DE CORTE. FONTE:

LOPES (2009).

Tomografia computadorizada fan beam produz imagens em fatias. Os cortes devem ser colocados juntos na ordem correta e orientação para a construção do volume a partir do qual posteriormente a reorientação das fatias pode ser feita. Dependendo da distância escolhida na programação da aquisição das fatias, voxels podem ser anisotrópicos (não idênticos em todos os planos) e a precisão na medição pode ser comprometida. (FARMAN et al., 2009)

A FBCT pode utilizar múltiplos detectores que variam entre 4, 8, 16, 64 e atualmente até 320, permitindo cortes de 0.1 mm com intervalo de reconstrução de 0.1 mm em apenas 0.4 segundos. (PERRELLA, 2009)

Foi desenvolvida na década de 70. A radiação X interage com o corpo sofrendo atenuações, de modo que a intensidade da radiação de saída é capturada pelos sensores do gantry, convertida em sinais elétricos que são enviados ao computador, onde múltiplas projeções serão processadas através de programas específicos e de cálculos matemáticos, que são remontadas e transformadas em uma matriz tridimensional (voxels), que contém as coordenadas espaciais da estrutura analisada nos planos axial, sagital e coronal e seus respectivos valores em unidades de Hounsfield (HU), na escala de cinza. É importante destacar que como o paciente é direcionado para o gantry durante o escaneamento em intervalos curtos e predeterminados, há certa colimação do feixe de raios X, resultando na formação de pequenos “gaps”, espaços entre os cortes, de modo que é esperada uma distorção final da imagem reconstruída pela formação de voxels anisotrópicos. (RODRIGUES et al., 2010)

2.3. TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA CONE BEAM (CBCT)



FIGURA 8. APARELHO DE CBCT *I-Cat*. FONTE: BUENO et al. (2007).

O contraste da imagem tomográfica computadorizada é basicamente determinado pelos diferentes níveis de atenuação do feixe de raios X (diminuição da intensidade do feixe ao atravessar o meio), gerado pela interação dos fótons de raios X com os elétrons orbitais dos objetos/tecidos atravessados por ele. O feixe atenuado é detectado por uma série de detectores de raios X, gerando um sinal analógico (elétrico) o qual é convertido em dígitos (sinal digital), gerando uma imagem digital que pode ser apresentada, processada, armazenada e/ou transmitida eletronicamente pelo computador. Quanto maior o número atômico do objeto/tecido envolvido, maior a atenuação dos raios X. Isto é o fundamento da escala numérica e empírica de Hounsfield, uma escala linear que estabelece valores (unidades Hounsfield = UH) para os níveis de cinza em uma imagem digital obtida pela TC. Esta escala foi baseada em dois parâmetros: atenuação do ar seco (-1000 UH) e da água pura a 25° C (zero UH). Estruturas ósseas ou metálicas têm valores de atenuação tão elevados quanto 1000 a 3000 UH, enquanto a gordura possui valores negativos em torno de -50 UH (QUINTERO et al., 1999; RIBEIRO-ROTTA, 2004)

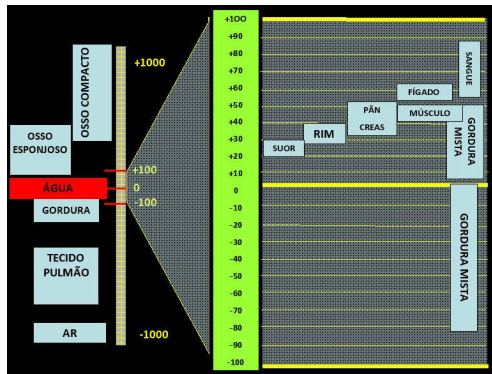


FIGURA 9. ESCALA HU: Osso compacto, osso esponjoso, água, gordura, tecido pulmão, ar. Sangue, fígado, pâncreas, músculo, gordura mista, rim, suor, gordura mista. FONTE: LOPES (2009).

A técnica do cone beam usa varredura com uma única rotação de uma fonte de raios-x e um pistão sensor de raio-x fixo por um braço em torno da cabeça do paciente para adquirir muitas projeções simples, ou base de imagens. Na CBCT, o voxel é chamado de isotrópico, ou seja, apresenta altura, largura e profundidade de iguais dimensões. (FARMAN et al., 2006)

Existem 2 tipos de sensores para a tecnologia cone beam: Intensificador de Imagem e o Flat Panel. A primeira geração de tomógrafos cone beam utilizava o sistema intensificador de imagem de 8bits. Com a evolução dos aparelhos, o sensor Flat Panel passou a ser mais utilizado pelas vantagens que oferece, pois produz imagens livres de distorções e com menor ruído, não são sensíveis a campos magnéticos e não precisam de calibração freqüente. Atualmente os sensores flat panel possuem 12 a 16 bits. Quanto maior a quantidade de bits, maior a quantidade de tons de cinza. A tomografia cone beam possui voxel isométrico 10 (voxel com altura, largura e profundidade de iguais dimensões) e voxel isomorfo, aumentando a capacidade de reproduzir detalhes dos tecidos duros com maior nitidez e clareza do que a FBCT (que não possui voxels isométricos). Teoricamente quanto menor o tamanho do voxel, mais nítida tende ser a imagem,

mas outros fatores como a qualidade do sensor, projeto do aparelho, estabilidade do paciente e software interferem na nitidez final. Assim como na FBCT, no sistema cone beam pode-se exportar as imagens em arquivo Dicom (Digital Imaging and Communications in Medicine). O arquivo Dicom foi desenvolvido especialmente para a área médica com a finalidade de integrar e visualizar diversas modalidades de imagens em um único sistema de arquivamento digital. O sistema Dicom pode armazenar dados técnicos da aquisição do exame, data, informações clínicas do paciente, etc. As imagens Dicom podem ser abertas em softwares específicos. Estes arquivos podem então ser convertidos para o formato STL (Structure Triangular Language) para a realização de modelos tridimensionais. O tomógrafo é constituído por um tubo que emite raios-X pulsátil, em forma de um feixe cônico de radiação e, um sensor, unidos por um braço, semelhante ao de um aparelho panorâmico. Uma cadeira ou mesa motorizada juntamente com sistemas de suporte de queixo e cabeça completam o aparelho que é ligado a um computador comum, sem necessidade de uma estação de trabalho (Workstation) específica. O braço contendo o sensor e o tubo de raios X gira em torno do paciente, adquirindo múltiplas imagens bidimensionais em diferentes projeções. O número de projeções varia entre 250 a 600 imagens adquiridas dentro um giro de 180 a 360 graus. As imagens obtidas das múltiplas exposições geram um volume cilíndrico e o computador realiza a reconstrução primária. Depois, para trabalho, executam-se reconstruções secundárias da imagem de acordo com as necessidades e com os protocolos de atendimento. Os aparelhos de tomografia cone beam possuem características próprias e diferem

quanto ao tipo de sensor, tamanho do campo de imagem (Field of View - FOV), resolução e software. Pode-se classificar os tomógrafos cone beam pelo tamanho de seu campo de imagem (FOV): 1. aparelhos de pequeno volume; 2. aparelhos de grande volume; 3. aparelhos de grande e pequeno volume. Aparelhos de pequeno volume: possuem um FOV de até 8x8 cm. A vantagem desta aquisição é poder avaliar apenas as regiões de interesse, em alta resolução, sem expor o paciente à radiação em áreas sem interesse, de forma desnecessária. Na eventual necessidade de um campo maior de imagem, dois ou mais volumes podem ser adquiridos para complementar o exame. O pequeno volume é a escolha adequada nos casos em que a alta resolução se faz necessária como a endodontia, reabsorções, implantes de alguns elementos, ATM e patologias. Aparelhos de grande volume: adquirem um volume de imagem maior que 8x8 cm, geralmente 12x12cm a 18x22cm. Eles possuem maior dose de radiação e qualidade de imagem inferior aos de pequeno volume. Vale ressaltar que a dose de radiação é superior a de pequeno volume, porém muito inferior a FBCT. As tomografias de grande volume podem gerar reconstruções multiplanares com visões tridimensionais e bidimensionais, como tele radiografias lateral, frontal, axial, radiografias panorâmicas virtualmente sem distorções. Estes aspectos auxiliam especialidades em que uma grande área precisa ser analisada, como implantes múltiplos, grandes patologias, ortodontia e traumatologia. Aparelhos de grande e pequeno volume: Novas gerações de tomógrafos estão sendo desenvolvidas com o intuito de unificar grande e pequeno volume. A dose de radiação de um exame cone beam dependerá da marca e do modelo do aparelho, configurações de

quilovoltagem (KV), miliamperagem (MA), tempo de exposição e abrangência do volume do exame. (MOZZO et al., 1998; SCARFE et al., 2006; BUENO et al., 2007)

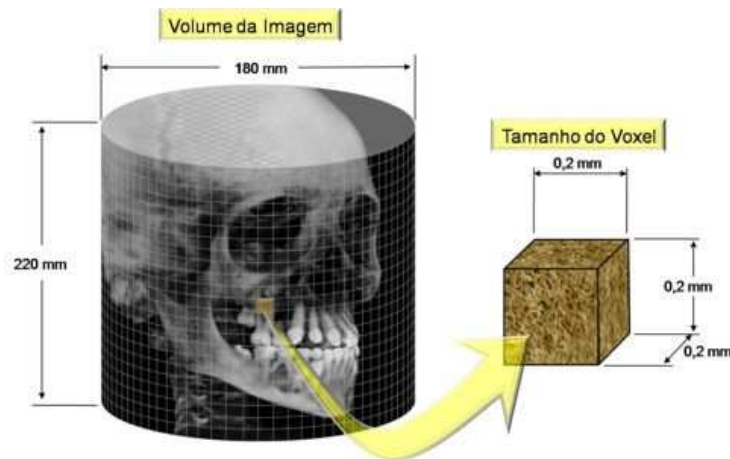


FIGURA 10. REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DA FORMATAÇÃO DOS VOXELS A PARTIR DO VOLUME ADQUIRIDO. FONTE: BUENO et al. (2007).



FIGURA 11. AQUISIÇÃO DO VOLUME DE INTERESSE: Aparelho de CBCT: O volume adquirido (FOV) varia. FONTE: LOPES (2009).

A imagem pode também ser enviada para prototipagem, obtendo-se um modelo da região escaneada em material siliconado. Sobre todas essas imagens, o software ainda permite a realização de mensurações digitais lineares e angulares, assim como colorir estruturas de interesse como o canal mandibular, por exemplo. Os tecidos de maior densidade são decodificados com um número positivo pelo tomógrafo e chamados hiperdensos, enquanto os tecidos com

densidade inferior à água recebem um número negativo e são denominados hipodensos. Na presença de um tumor na região, aumentam a densidade tecidual e o valor numérico da escala. Um cisto apresenta um número próximo a zero, já que o fluido cístico compõe-se preponderantemente por água. A imagem de TC ainda apresenta uma terceira dimensão, representada pela espessura do corte. O volume total da área escaneada apresenta um formato cilíndrico, de tamanho variável, de acordo com a marca do aparelho, e compõe-se unitariamente pelo voxel. Cada lado do voxel apresenta dimensão submilimétrica (menor que 1mm, geralmente de 0,119 a 0,4mm) e, portanto, a imagem de TC apresenta muito boa resolução. Quando se deseja imagens muito precisas de pequenas regiões como a face, ajusta-se o aparelho para adquirir cortes de 1mm de espessura, por exemplo, e assim o voxel das imagens resultantes corresponderá a 1mm. Diferentemente, quando se escaneia regiões maiores do corpo como o abdômen, as fatias, e portanto o voxel, deve ser mais espesso, com inevitável perda da qualidade da imagem. Quando o profissional da área odontológica requisita um exame de CBCT, na realidade ele não deve se preocupar em definir ou especificar para o radiologista os cortes que ele deseja visualizar. Em vez disso, o profissional deve encaminhar ao radiologista a sua dúvida diagnóstica. Desta maneira, o conteúdo do exame, assim como o laudo, objetivará primariamente o esclarecimento das questões levantadas pelo profissional. (GARIB et al., 2007)

A CBCT pode ser empregada em várias especialidades odontológicas: Implantodontia, pois fornece com precisão e sem nenhum grau de ampliação medidas nos três planos do espaço, para verificar morfologia, quantidade e

qualidade óssea; Ortodontia, para traçado cefalométrico em duas e três dimensões; Periodontia para verificar fenestração óssea, altura de crista alveolar e lesão de furca; Cirurgia e Traumatologia Buco- Maxilo-Facial para avaliar fraturas, dente incluso, tumores, avaliação, localização e delimitação das áreas patológicas na cabeça e pescoço; em Endodontia, para verificar canais acessórios e fraturas radiculares. Essa nova tecnologia, comandada pelo Cirurgião-dentista traz avanço para a Radiologia Odontológica, por permitir a visualização de estruturas de dimensões reduzidas com um mínimo de exposição à radiação para o paciente. (RITTER et al., 2007)

O custo de uma tomada e a baixa dose de radiação, aliadas à possibilidade de obtenção de imagens tridimensionais gerais, localizadas ou específicas de tecidos moles, tecidos duros ou ósseos, são realmente animadoras e fantásticas. As limitações que existiam no exame radiográfico tradicional foram suplantadas e estudos antes impossíveis de serem realizados já estão se tornando realidade. Os *softwares* para o gerenciamento das imagens e obtenção de dados já estão desenvolvidos em nível que permite a manipulação das imagens após sua tomada. *Softwares* tradicionais de análise cefalométrica, tal como o Dolphin, já estão adaptados à utilização dos dados tridimensionais gerados pela tomografia Cone Beam, de forma a permitir medições tridimensionais em qualquer perspectiva. (RIBEIRO et al., 2007)

A tomografia computadorizada mostra a imagem das estruturas craniofaciais em cortes em quaisquer dimensões do espaço, além de permitir reconstruir a imagem em três dimensões, imitando a anatomia do corpo humano

em forma de imagem. A TC é o exame de grande valia para a avaliação de estruturas ósseas e de anomalias no controle do tratamento. Esse exame radiográfico permite obter “fatias” do objeto, dessa forma o termo volumétrica não deve ser empregado ao prefixo computadorizada, visto que esta técnica intrinsecamente possibilita a reconstrução tridimensional do volume obtido. Tal emprego constitui pleonasma. O Cone Beam baseia-se em uma exposição única com o uso de um feixe de raios-x com formato cônico ao redor da cabeça do paciente. Isso permite ao final desta rotação de 360 graus, que a imagem tridimensional do paciente esteja à disposição na tela do computador para ser trabalhada, segmentada e analisada em qualquer plano ou incidência. Esse método de diagnóstico envolve a aquisição de várias imagens primárias similares a telerradiografias em norma lateral, por meio de um registro rotacional da cabeça do paciente. As imagens primárias são empregadas para a produção de diversos modos de exibição de outras imagens, incluindo diferentes projeções bidimensionais, cortes coronais, sagitais, axiais e apresentações tridimensionais ou volumétricas. O Cone Beam é capaz de capturar uma quantidade de informações de uma determinada parte do corpo por meio de um volume que pode ser de áreas pequenas ou do crânio todo. Uma vez escaneada a estrutura, um software é capaz de reproduzir com excelente resolução espacial todas as estruturas de forma proporcional (1:1), tamanho real, nos planos axiais, paraxiais, coronais e sagitais. Além da área de Odontologia, a Otorrinolaringologia vai se beneficiar dessa nova tecnologia, uma vez que o aparelho é capaz de gerar imagens tridimensionais da região do osso occipital. Junto ao exame de CBCT, o

profissional pode obter reconstruções de todas as tomadas radiográficas convencionais odontológicas (panorâmica, PA, telerradiografia em norma lateral, periapicais, bite-wings e oclusais) somadas às informações ímpares fornecidas pelas reconstruções multiplanares e em 3D. Quanto à qualidade da imagem, a CBCT apresenta uma alta resolução. A imagem é nítida e permite delinear o esmalte, a dentina, a cavidade pulpar, o espaço periodontal e o osso alveolar. A resolução de contraste é extremamente elevada, o que torna a TC a técnica de eleição para a detecção de lesões pequenas/intraparenquimatosas. Por meio da reconstrução e da obtenção das imagens tomográficas em 3D é possível fazer a reprodução das mesmas em modelos acrílicos (protótipo), que reproduzem a área de interesse, facilitando o planejamento do tratamento objetivado pelo cirurgião-dentista, principalmente em cirurgias de implante e reconstrutivas. Esse protótipo é construído com o auxílio do software da CBCT, que praticamente esculpe o modelo em resina a partir das imagens tomográficas em 3D. Mais que isso, os protótipos já começaram a substituir os modelos em gesso obtidos por meio de moldagem. Trata-se de uma técnica de produção de modelos físicos a partir de imagens volumétricas. Esse protótipo pode ser confeccionado em resina, gesso aditivo ou outros materiais na dependência do equipamento de prototipagem utilizado e do método de construção do modelo sólido. O uso da prototipagem é indicado nos planejamentos cirúrgicos como enxertos, cirurgias de anquilose, remoção de tumores, osteotomias, ressecções, cirurgias ortognáticas, planejamento dos casos de fissuras lábio palatais, construção de guias cirúrgicas de orientação para colocação de implantes (ex: sistemas NobelGuide,

SliceGuide), confecções de próteses das ATMs, distração osteogênica e, finalmente, um excelente método para orientação pré-operatória para os pacientes. A principal vantagem é a redução no tempo clínico/cirúrgico e antecipação dos resultados obtidos na simulação realizada no protótipo. Para a confecção de protótipos os modelos físicos (protótipos) utilizados são gerados a partir de um ambiente virtual (dados matemáticos obtidos pelas CBCT ou FBCT). (FERREIRA et al., 2008)



FIGURA 12. PROTOTIPAGEM. FONTE: FERREIRA et al. (2008).

O processo da reconstrução tridimensional inicia-se a partir da secção da região a ser analisada, por meio de um tomógrafo computadorizado, resultando na síntese destes cortes por intermédio de programas de computadores, permitindo uma visualização espacial do objeto estudado. (MOURA et al., 2009)

CBCT revoluciona 360° ao redor da cabeça do paciente colhendo o volume de interesse. Partes Componentes: Fonte Geradora de RX e Receptor de Imagem (Flat Panel ou Intensificador de Imagens). Cone Beam pode ser feita com pacientes deitados, pacientes em pé ou pacientes sentados. Alguns aparelhos são “3 em 1”, fazem Telerradiografias + Panorâmicas + TC. Quanto à aquisição do Volume Interesse: FOV, alguns tem Volume Cilíndrico, outros Volume Esférico, e dependendo do aparelho esse volume varia. Cone Beam CT é usada na Odontologia para Endodontia e estudo de alterações dentárias; No

planejamento de implantes dentários (Cortes precisos do osso alveolar remanescente, altura média e espessura; Medidas entre o osso e as estruturas vitais como nervos, seio maxilar e fossa nasal; Simular a colocação dos implantes nos Softwares Dental Slice ou Implant Viewer, antes que a cirurgia seja realizada; Realizar guias cirúrgicas para implantes); Avaliação de dentes inclusos/impactados; Uso na avaliação de fraturas; Uso na avaliação da articulação tempormandibular (ATM); Prototipagem rápida. Prototipagem é um termo que surge da engenharia e significa produzir um protótipo, produto único, ou modelo de referência, para ser estudado e avaliado quanto a sua viabilidade, ergonomia, corrigido e então ser produzido em larga escala. Na área de saúde, o termo prototipagem foi adotado erroneamente, já que o modelo tridimensional não tem origem a partir de um desenho criado por um projetista ou desenhista e sim por imagens mais fidedignas possíveis vindas de um scanner que é o tomógrafo computadorizado. Consiste em se gerar à partir de uma imagem volumétrica 3D virtual, um modelo real (protótipo) para ajudar no planejamento de intervenções. Confeção do Protótipo: A) Obtenção das imagens Axiais TC de altíssima qualidade do volume da região de interesse (Por CBCT ou FBCT); B) Geração do modelo 3D mais fidedigno possível; C) Tratamento do modelo tridimensional em software específico, remoção artefatos, etc; D) Transformação do formato DICOM para STL (Structure Triangular Language) em software específico (Implant Viewer); E) Escolha da Técnica; 1) Esterolitografia (SLA): Mais antiga técnica, usa Resina Acrílica polimerizada com Laser, com Espessura de Camadas 0,025mm. 2) Inkjet – Polyjet: Resina Acrílica cor âmbar

Translúcida, polimerizada com LUZ-UV material gelatinoso (preenche os espaços vazios e cavidades) que é removido por jato de água, permite cortes e perfurações com brocas (Simulação cirúrgica), imprime camadas extremamente finas, de 0,016mm; F) Impressão do Protótipo; G) Remoção do material gelatinoso e resíduos; H) Protótipo. As imagens são obtidas DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) no software do tomógrafo e convertidas para softwares Odontológicos. Formação das Imagens: Pixel = bidimensional; Voxel= tridimensional. O sistema de digitalização do equipamento, transforma os valores de cada pixel de cada corte, registrado no sensor, em valores numéricos, correspondentes às variações dos tons de cinza. Estes valores variam de 0 (preto) a 255 (branco). A imagem desta forma é exibida na tela em tons de cinza. As diferenças entre regiões nas imagens por TC são classificadas em: Hipodensas (escuras) e Hiperdensas (claras). Esta classificação segue a chamada "Escala Hounsfield (HU)" (Fig 3). (LOPES, 2009)

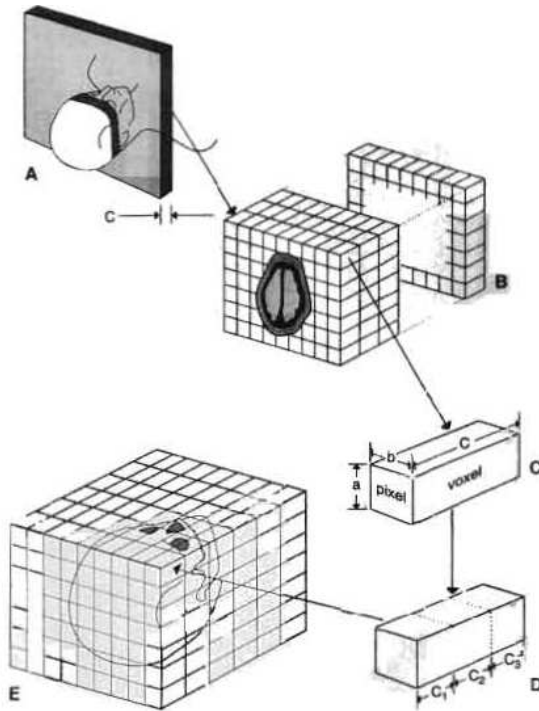


FIGURA 13. FORMAÇÃO DA IMAGEM DE CT. **A**, Dados para um único plano de imagem são adquiridos por múltiplas projeções feitas durante o curso de rotação de 360 graus ao redor do paciente. A dimensão *c* é controlada pelos colimadores pré e pós-paciente. **B**, Um único plano de imagem é construído pela captura das características de absorção do objeto e exibido como densidades ópticas diferentes, variando de -1.000 a +1.000 unidades de Hounsfield. Diversos planos podem ser criados por múltiplas varreduras contíguas. **C**, A imagem consiste em uma matriz de pixels individuais que representam a face de um volume chamado *voxel*. Embora as dimensões de *a* e *b* sejam determinadas parcialmente pelo programa de computador usado para construir as imagens, a dimensão *c* é controlada pelos colimadores como em **A**. **D**, Os voxels cuboidais podem ser criados através de um voxel de origem retangular por interpolação computacional. Isto permite a formação de imagens multiplanares e em três dimensões (**E**).

A imagem da TC é mais fiel à anatomia do complexo maxilomandibular do paciente, pela tridimensionalidade e por ter precisão milimétrica – cada corte da imagem adquirida pode ter até 0,12 milímetros de espessura. O laudo conclusivo do exame deve ser feito por profissional especialista e qualificado, e deve ser bem detalhado, com informações já interpretadas. Ele vai ser muito importante para o cirurgião-dentista optar pelo tratamento mais indicado. Os radiologistas agora têm que estudar e conhecer bem a técnica. Mesmo acrescentando tanto à Imaginologia odontológica, os especialistas na área não acreditam que a TC vá substituir totalmente os sistemas tradicionais. A nova tecnologia não vai tomar o lugar do exame intraoral, mas vai auxiliá-lo. Além disso, os exames tradicionais são mais difundidos e mais baratos, e alguns protocolos devem começar mesmo pela panorâmica. Mas dependendo do tratamento a ser realizado, o uso da tecnologia compensa. O fato de a tomografia

fazer parte de um processo totalmente digital, que é mais sensível, também contribui para sua pouca radiação. Além disso, o formato evita que o exame precise ser repetido, e o paciente exposto novamente, já que a imagem é verificada e melhorada no computador antes de impressa ou revelada. (TESCAROLLO, 2009)

As imagens digitais são compostas de elementos denominados "pixels" arranjados em uma grade retangular 2D (matriz). Cada pixel tem uma dimensão física específica quadrada (tamanho do pixel), valor da intensidade correspondente ao grau de atenuação, e localização no interior da matriz. Imagens digitais radiográficas são em tons de cinza e podem ter um valor de intensidade de 8 bits (256 tons de cinza), 12 bits (4096 tons de cinza), ou 16 bits (65.636 tons de cinza). As imagens 3D são compostas de voxels, em vez de pixels utilizados em imagens digitais 2D. CBCT usa um detector retangular ou redondo 2D, que permite uma única rotação do gantry para gerar uma varredura de toda a região de interesse (RDI). O FOV determinado pela área de interesse é principalmente dependente do tamanho do detector, geometria do feixe de projeção, e colimação selecionada quando disponíveis. As imagens primárias capturadas durante uma varredura CBCT composta por uma seqüência de projeção de imagens 2D, são conhecidas como projeção de dados, dados brutos, projeções de base, ou quadros de base. Projeção de dados geralmente não são vistas diretamente, exceto em algumas circunstâncias, como auxiliares para o posicionamento do paciente, e para calibrações técnicas e fins de ajustes. Projeção de dados são rapidamente reconstruídas em que constitui o resultado

real da CBCT - conjunto de dados volumétricos - e nunca são usadas como um formato de exibição. O número de imagens que inclui a projeção do conjunto de dados varia, dependendo do sistema, e este número é determinado tanto pelo número de quadros quanto pelo ciclo de exposição. Quanto maior o número de quadros, mais informações disponíveis para construir a imagem, porém, o sinal do ruído de fatias individuais também é diminuído. Uma série de unidades têm estrutura em número variável. São geralmente 20 segundos ou mais rápidos, de modo que o ciclo de exposição é comparável ao de uma imagem panorâmica padrão. Nas unidades que CBCT tem um gerador de impulso, o número de projeção de imagens obtidas correspondem à exposição de radiação para o paciente. O número de reconstruções varia dependendo dos parâmetros de aquisição (tamanho do voxel, FOV, número de projeções), hardware (velocidade de processamento, transferência de dados a partir de algoritmos de aquisição) e software (algoritmos de reconstrução) utilizados. A reconstrução deve ser realizada em um tempo aceitável (menos de 5 minutos) para complementar o fluxo de pacientes. (FARMAN et al., 2009)

CBTC utiliza um conjunto composto por um feixe de radiação com formato cônico e um receptor de imagens bidimensional, que gira em 360°, uma única vez, ao redor da cabeça do paciente. Alguns aparelhos, como o 3-D Accuitomo® (J. Morita MFG. Corp., Osaka, Japan), emitem sinais luminosos que ajudam a posicionar melhor o paciente e também a calcular a dose de radiação de acordo com a densidade das estruturas que serão submetidas ao exame. Como as imagens são geradas a partir de um único escaneamento, não

existe a formação de “gaps”, ou seja, as imagens são compostas por voxels isotrópicos (altura = largura = profundidade) que resultam em imagens sem distorções e com maior nitidez (RODRIGUES et al., 2010)

2.4. COMPARAÇÃO ENTRE AS TOMOGRAFIAS COMPUTADORIZADAS CONE BEAM E FAN BEAM

A técnica CBCT permite, em princípio, a obtenção de aquisições de dados muito mais rapidamente do que a FBCT. Na CBCT a qualidade da imagem parece suficiente para a necessidade de diagnóstico específica. A precisão geométrica também é boa. Além disso, o tempo de varredura é muito curto e a dose de radiação absorvida é significativamente baixa. Esses recursos, somados ao custo-efetividade (custo é menor do que EUA US \$ 150.000) e facilidade de uso da máquina, torna-o apto a ser utilizado também em pequenos centros de diagnóstico. O tomógrafo cone beam é compacto quando comparado aos tomógrafos fan beam. O paciente fica em pé, sentado ou em posição de supino dependendo do modelo utilizado. No sistema FBCT o processamento do exame é realizado em um computador servidor específico, de alto custo. Na tomografia cone beam é utilizado um computador convencional, com alto desempenho. (MOZZO et al., 1998)

Metais tem número atômico elevado, portanto atenuam os raios X, muito mais que os tecidos moles e o osso. O feixe de raios X é atenuado tão fortemente que os fótons quase não chegam aos detectores. O efeito mais severo da presença

de metais sobre a imagem é a perda de dados, tendo como resultado a presença de pronunciadas faixas radiopacas e brilhantes em forma de “raios”, gradientes marginais não lineares e erros nas amostras da superfície de um implante ou restauração. Adicionalmente, a forte atenuação dos coeficientes lineares dos metais, resulta em dados errados no que diz respeito aos números normais da TC. O efeito mais severo dos metais sobre a imagem é a grande dificuldade de localizar e conseqüentemente interpretar a área envolvida pelas imagens dos artefatos (BAUM et al., 2000, SVENDSEN et al., 1980).

Segundo Kalender et al. (1994) e Link et al. (2000) citados por Perrella (2009), existem várias técnicas que tentam diminuir ou eliminar a presença de artefatos em TC de regiões que contenham algum elemento metálico. Dentre elas, técnicas de reformatação que tentam eliminar os artefatos presentes, aumento da dose de radiação para diminuir a atenuação do feixe de raios X, técnicas matemáticas mais elaboradas que requerem processamento da imagem e posterior reconstrução com os dados perdidos na projeção por meio da interpolação linear.

Devido ao princípio de aquisição das imagens (por projeção e posteriormente obtenção dos cortes) a resolução da CBCT ainda é inferior a da FBCT o que automaticamente reflete nas reconstruções. Os artefatos metálicos em tomografia computadorizada dependem de diversos parâmetros. Os fatores intrínsecos ao metal são sua densidade, composição, espessura e forma. Outras variáveis dizem respeito ao equipamento, como os parâmetros de aquisição (pico de tensão, carga do tubo, colimação, e espessura da secção na aquisição) e de

reconstrução (espessura da secção de reconstrução, o algoritmo de reconstrução utilizado, e se uma escala estendida de TC foi utilizada) e também quanto ao posicionamento do paciente. A redução do campo de visão (field of view – FOV) para evitar o escaneamento de regiões suscetíveis ao endurecimento do feixe (por exemplo, restaurações metálicas e implantes dentários) é aconselhável. Utilizaram a FBCT para um estudo quantitativo dos tecidos duros da cavidade bucal, na presença de restaurações metálicas. Este trabalho demonstrou que os programas de redução dos artefatos metálicos são eficazes podendo remover totalmente os artefatos da imagem. Foram realizados exames de FBCT e CBCT de mandíbulas secas, nas quais foram executadas perfurações simulando lesões. As imagens foram realizadas na presença e na ausência de restaurações metálicas dentárias. As imagens foram avaliadas quanto à presença ou ausência de lesão, número de lojas das lesões e a existência ou não de invasão medular. As imagens foram reconstruídas nos seguintes protocolos de avaliação: axial, sagital + coronal, 3D, conjunto (axial+sagital+coronal+3D) e parassagital. Aquisição por FBCT sofreu mais influência dos artefatos do que aquisição por CBCT, exceto nas reconstruções em 3D. O melhor protocolo de pós processamento para interpretação de lesões ósseas simuladas foi o RMP+3D. O protocolo que apresentou os piores resultados foi o que utilizou as reconstruções parassagitais (VANNIER et al., 1997; PERRELLA, 2009).

Baum et al. (2000) citados por Perrella (2009), afirmam que em pacientes com restaurações metálicas, pode-se reduzir os artefatos e melhorar o valor diagnóstico da TC com uma incidência adicional paralela ao corpo da

mandíbula, com o plano oclusal paralelo ao plano do gantry. As falhas que possam ocorrer na série de imagens resultantes destes artefatos podem ser compensadas por meio da aquisição de algumas seções de um modo mais apropriado, em um ângulo de incidência levemente diferente.

Uma alta dose de radiação é necessária para FBCT. Quando a largura da fatia é reduzida para obter mais dados precisos, doses ainda mais elevadas de radiação são necessárias. CBCT tem uma vantagem neste aspecto. A dose absorvida de CBCT integral foi menos de 1 / 15 da FBCT, quando as condições de exposição de FBCT foram otimizadas. CBCT prevê informações essenciais sobre a morfologia óssea para o planejamento da colocação de implantes dentários, incluindo integridade e espessura cortical, espaços de medula óssea alargada, as irregularidades após exodontias, e densidade óssea trabecular (NAKAGAWA et al., 2002).

CBCT é superior a FBCT, em termos resolução espacial em imagens transversais (KOBAYASHI et al., 2004).

Lascala et al. (2004), analisaram a precisão de medidas lineares obtidas por CBCT em crânio seco e verificaram que as medidas tomadas em estruturas dentomaxilofaciais foram similares às medidas reais, mas as medidas na base do crânio foram menores do que as realizadas nos crânios secos.

CBCT permite a criação, em "tempo real" das imagens não apenas no plano axial como fan beam, mas também em duas dimensões (2D) imagens no coronal, sagital ou mesmo planos de imagem curvo e oblíquo - um processo conhecido como Reforma multiplanar (RMP). Além disso, os dados CBCT são

passíveis de reforma em um volume, em vez de uma fatia, fornecendo informações em 3 dimensões (3D). CBCT tem vantagens para as imagens maxilo-faciais comparada com FBCT:

- Limitação do feixe de raios-X: Redução do tamanho da área irradiada pela colimação do feixe primário de raios-X para a área de interesse minimiza a dose de radiação.
- A precisão da imagem: Os dados compreendem um conjunto volumétrico bloco 3D de menores estruturas de formato cúbico, conhecido como voxels, cada um representando determinado grau de absorção de raios-x. Ao contrário da FBCT, onde o tamanho do voxel é determinado pela colimação do feixe de raios X antes e depois do paciente e pelo avanço da mesa no gantry, resultando em voxels anisotrópicos (altura = largura < profundidade), na CBCT o tamanho do voxel é determinado pelo tamanho de cada pixel no receptor de imagem, gerando voxels isotrópicos (altura = largura = profundidade), que resultam em imagens com nitidez superior. O tamanho destes voxels determina a resolução da imagem. Em FBCT, os voxels são anisotrópicos - cubos retangulares, onde a maior dimensão do voxel é a espessura de corte axial e é determinada pela altura da fatia, em função do movimento do pórtico. Embora TC superfícies voxel podem ser tão pequenas quanto 0,625 milímetros quadrados, sua profundidade é geralmente na ordem de 1-2 mm. Todas as unidades CBCT fornecem resoluções voxel que são isotrópicas - iguais em todas as 3 dimensões. Isso produz resolução milimétrica (que muitas vezes ultrapassa o mais alto grau da FBCT) variando de 0,4 mm para tão baixo quanto 0,125 milímetros (Accuitomo).
- Rápido tempo de digitalização: Embora o tempo de varredura mais rápido geralmente significa menos base de imagens para

reconstruir o conjunto de dados volumétricos, artefatos de movimento devido ao movimento do paciente são reduzidos. • Redução da dose. • Os modos de exibição de imagem maxilofacial única: Acesso e interação com os dados de FBCT não são possíveis e estações de trabalho são necessárias. Embora esses dados possam ser "Convertidos" e importados para programas dos proprietários para uso em computadores pessoais (por exemplo, Sim / Plant, Materialise, Leuven, Bélgica), este processo é caro e requer uma fase intermediária que pode se estender a fase de diagnóstico. Reconstrução CBCT de dados é realizada originalmente por um computador pessoal. • Todo o proprietário do software é capaz de mostrar diversas técnicas avançadas de imagem em tempo real, facilmente derivada dos dados volumétricos. Estas técnicas e suas aplicações clínicas específicas incluem: • Reforma planar oblíqua: Esta técnica cria imagens 2D não axiais transpondo um conjunto ou "pilha" de imagens axiais. Este modo é particularmente útil para avaliar estruturas específicas (Por exemplo, ATM, terceiros molares impactados), como certas características podem não ser facilmente perceptíveis nas imagens RMP perpendiculares. • Reforma planar Curva: Este é um tipo de RMP (reforma multiplanar) realizada alinhando o longo eixo da imagem plana com uma estrutura anatômica específica. Este modo é útil na exibição da arcada dentária, proporcionando panorama familiar semelhante a imagens fatia fina. As imagens são tão leais que as medições e angulações delas têm o mínimo erro. • Reforma transplanar em série: Esta técnica produz uma série de imagens sequenciais empilhadas transversal ortogonal para a reforma oblíqua ou planar curva. As imagens são geralmente fatias finas (por exemplo, 1

mm de espessura) de separação conhecidas (por exemplo, 1 mm intervalo). Imagens resultantes são úteis na avaliação de determinadas características morfológicas, como altura e largura do osso alveolar para avaliação do local do implante, o canal alveolar inferior em relação a molares inferiores impactados, superfície condilar e forma da ATM sintomática ou avaliação de condições patológicas que afetam os maxilares.

- Reformas de volume multiplanar: Qualquer imagem multiplanar pode ser "engrossada", aumentando o número de voxels adjacentes incluídos na fatia. Isso cria uma imagem que representa um volume específico do paciente. A técnica mais simples é adicionar os valores de absorção de voxels adjacentes, para produzir uma "imagem de soma de raios". Este modo pode ser usado para gerar imagens panorâmicas simuladas através do aumento da espessura do corte de curvas de imagens planares reformatadas ao longo da arcada dentária de 25-30 mm, comparáveis para a camada da imagem em foco de radiografias panorâmicas. Alternativamente, a projeção de imagens simples como imagens laterais cefalométricas pode ser criada por espessura total (130-150 mm) das imagens RMP perpendiculares. Neste caso, essas imagens podem ser exportadas e analisadas utilizando third-party software cefalométrico do proprietário. Ao contrário das radiografias convencionais, estas somas de imagens são sem ampliação e distorção. Outra técnica de espessamento é a intensidade máxima de projeção (IMP). Imagens IMP são alcançadas, mostrando apenas o valor mais alto dentro de um voxel de espessura particular. Esse modo produz uma pseudo "estrutura em 3D e é particularmente útil em representar a morfologia da superfície da região maxilofacial. Mais complicada exibição de

superfície sombreada e algoritmos de processamento de volume pode ser aplicada a toda a espessura da camada do conjunto de dados volumétricos para fornecer a reconstrução 3D e apresentação de dados que podem ser interativamente maiores. A aquisição através de CBCT apresentou melhor resolução, visto que as características dos voxels obtidos e a diferença na captação das imagens (cortes mais finos) proporcionam melhores resultados. (SCARFE et al., 2006)

De acordo com Hashimoto et al. (2006), o uso da CBCT apresenta vantagens como excepcional qualidade de imagem. Como o tempo de varredura é mínimo (0,5 segundos), a produção de artefatos é mínima, a direção axial é melhorada, e a dose de exposição é reduzida (400 vezes menor que para FBCT). Na avaliação subjetiva do trabeculado ósseo, do esmalte, dentina, cavidade pulpar, espaço do ligamento periodontal e lâmina dura, a CBCT se mostrou superior à FBCT. O sistema CBCT é predominantemente útil para observar os tecidos duros, mas não é satisfatório para a observação de tecidos moles.

A FBCT e a CBCT permitem a obtenção de imagens em cortes da região dentomaxilofacial, no entanto a única característica que apresentam em comum refere-se à utilização da radiação x. A engenharia e as dimensões do aparelho, o princípio pelo qual se obtém e se processam as imagens, a dose de radiação e o custo do aparelho são completamente distintos entre as duas modalidades de TC. Uma grande vantagem da CBCT é que os programas que executam a reconstrução computadorizada das imagens podem ser instalados em computadores convencionais, e não necessitam de uma Workstation como a

FBCT, apesar de ambas serem armazenadas na linguagem Dicom (Digital imaging and communication in Medicine). Desta maneira, se o profissional possuir o software específico instalado em seu computador pessoal, ficará apto a manipular as imagens tridimensionais, segundo a sua conveniência, assim como mostrá-la em tempo real aos pacientes. (GARIB et al., 2007)

Tabela 1 - Quadro comparativo entre a TC tradicional e a TC de feixe cônico.

	TC tradicional	TC de feixe cônico
dimensão do aparelho	- grande - permite exame do corpo todo	- mais compacto - permite apenas exame da região de cabeça e pescoço
aquisição da imagem	- diversas voltas do feixe de raios-x em torno do paciente - cortes axiais	- uma volta do feixe de raios-x em torno do paciente - imagens base semelhantes à telerradiografia
tempo de escaneamento	-1 segundo multiplicado pela quantidade de cortes axiais necessários - exposição à radiação ininterrupta	- 10-70 segundos de exame - 3-6 segundos de exposição à radiação
dose de radiação	- alta	- menor, aproximadamente 15 vezes reduzida em relação à TC helicoidal
custo financeiro do exame	- alto	- reduzido
recursos do exame	- reconstruções multiplanares e em 3D	- reconstruções multiplanares e em 3D, além de reconstruções de radiografias bidimensionais convencionais
qualidade da imagem	- boa nitidez - ótimo contraste - validação das avaliações quantitativas e qualitativas	- boa nitidez - baixo contraste entre tecido duro e mole - boa acurácia
produção de artefatos	- muito artefato na presença de materiais metálicos	- pouco artefato produzido na presença de metais

(TC Tradicional = FBCT, TD de feixe cônico = CBCT) FONTE: GARIB et al., 2007

A tomografia cone beam proporciona uma menor dose de radiação e uma qualidade maior de imagem do que a FBCT, com distinção de estruturas delicadas, como do esmalte, dentina, cavidade pulpar e cortical alveolar. Principais vantagens entre a tomografia cone beam sobre a FBCT: Aparelhos mais compactos; Maior resolução (voxel isotrópico e isomórfico), acarretando maior nitidez das imagens; Pequeno FOV – possibilidade de imagens somente da região de interesse; Menor quantidade de artefatos metálicos; Na maioria dos aparelhos o paciente é posicionado sentado e não deitado como na FBCT, aumentando o conforto e aceitação dos pacientes. Os exames de ATM e dos seios

maxilares são mais precisos com o paciente em posição vertical. Menor tempo de exposição e menor dose de radiação do que a FBCT. (BUENO, 2007)

Segundo Zhang et al. (2007) citado por Perrella (2009), como um detector maior em painel plano é utilizado, a radiação secundária pode degradar a qualidade das imagens de CBCT, assim, as imagens de CBCT geralmente vão apresentar um contraste pobre quando comparadas à FBCT. Afirmam que o impacto dos artefatos metálicos na região de tecidos moles é magnificada na CBCT porque o contraste dos tecidos moles é geralmente mais baixo.

No estudo de Loubele et al. (2007) citados por Perrella (2009), a CBCT ofereceu melhor visualização de detalhes das estruturas ósseas pequenas e a FBCT ofereceu uma melhor visualização da cortical óssea da gengiva.

Ambas as técnicas possuem a habilidade de reformatar com precisão todas as estruturas do complexo maxilomandibular. Sua grande diferença está no formato de aquisição. Na FBCT colocamos o paciente em decúbito dorsal. Já na CBCT, a captura geralmente é feita com o paciente sentado, ou seja, de uma forma mais confortável. Com relação à resolução espacial, esses métodos são equivalentes (geralmente utilizam 12 a 14 bits, ou seja, 4096 a 16384 tons de cinza). Vale destacar que a dose de radiação efetiva da tomografia computadorizada Cone Beam varia de acordo com a marca comercial do aparelho e com as especificações técnicas selecionadas durante a tomada (campo de visão, tempo de exposição, miliamperagem e quilovoltagem). Porém, de um modo geral, ela mostra-se significativamente reduzida em comparação à FBCT. Os termos não devem ser comparados, visto que ambos constituem a mesma

coisa. A aquisição da CBCT é realizada por uma projeção e a reconstrução das imagens originais é feita posteriormente. Na FBCT, a reconstrução é realizada simultaneamente no ato da aquisição dos cortes. Ambas são tomografias computadorizadas, portanto a aquisição será sempre volumétrica. (FERREIRA et al., 2008)

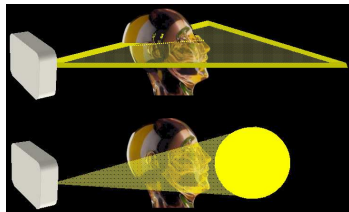


Figura 14. Princípio do tomógrafo Fan Beam e princípio do Cone Beam (LOPES, 2009)

Tabela 2. Diferenças básicas entre as imagens geradas por FBCT X CBCT

	FBCT	CBCT
Dose de radiação	Entre 1200 e 2000 usv (maxila ou mandíbula)	De 50 a 150 usv (maxila ou mandíbula) = 14 periapicais ou 4 a 10 panorâmicas
Imagem 3D	Excelente qualidade, fiel ao real	Perda de detalhes, devido a baixa miliamperagem do aparelho

FONTE: CAVALCANTI, Marcelo. Diagnóstico por imagem da Face. Editora Santos, São Paulo, 2008. Citado por LOPES (2009)

Vantagens CBCT: 1) Variável FOV; 2) Resolução Milimétrica: Unidades CBCT usam dispositivos megapixel de estado sólido para detecção de raios X, fornecendo uma resolução mínima voxel entre 0,07 milímetros e 0,25 milímetros isotropicamente, superior ao mais alto grau de capacidade em termos

de resolução espacial da FBCT; 3) Alta velocidade de digitalização; 4) Redução da dose; 5) Voxel Isotropia: Representação do Voxel e, portanto resolução, é dependente de espessura de corte lateral, determinada principalmente pelo tamanho da matriz do detector e espessura de corte longitudinal (Eixo corporal). CBCT usa um detector 2D e de alta resolução e é obtida mesmo no corte longitudinal (direção do eixo do corpo) e corte lateral (sentido transversal). Esta representação de voxel é conhecida como isotrópico. Devido a essa característica, RMP coronal de dados CBCT tem mesma resolução como os dados axiais. Em FBCT, a dimensão voxel é também determinada pela fatia pitch, em função do movimento de pórtico. Por isso, dados fan beam tomografia computadorizada podem ser obtidos anisotropicamente, onde as dimensões de voxel axiais são iguais, mas onde as dimensões coronais são determinadas pela fatia pitch. Assim resolução espacial no corte longitudinal (direção do eixo do corpo) seria pior do que a fatia lateral. 6) Aquisição volumétrica isotrópica CBCT permite a criação de imagens reformatação multiplanar, na mesma resolução espacial como o tamanho do voxel original. Várias estruturas anatômicas não são particularmente bem visualizadas e representadas como mostrado no plano sagital e / ou coronal, e reformatação multiplanar pode ser útil nesses casos. A orientação desta formatação é derivada do espectador e pode ser linear oblíqua (útil para a avaliação da articulação temporomandibular) curva oblíqua (proporcionando uma "imagem panorâmica") ou transplanar em série (fornecendo imagem contígua seqüencial transversal reformatação multiplanar ortogonal). 7) Visão volumétrica: refere-se a abordagens que podem ser aplicadas para visualizar os

dados 2D em modo 3D. Devido ao grande número de fatias componentes em qualquer imagem de reformatação multiplanar e a dificuldade em relacionar as estruturas adjacentes, duas técnicas foram desenvolvidas para visualizar voxels adjacentes: a) Visualização de fatia de espessura variável: reformatações multiplanares ortogonais ou imagem pode ser "engrossada", aumentando o número de voxels adjacentes, incluídos na mostra. Este processo de adição foi referido como "soma de raios" e cria uma imagem que representa um volume específico do paciente. A adição dos valores de intensidade dos voxels adjacentes em toda uma seção fatia especial aumentando a espessura de corte cria uma "laje" da seção. Lajes geralmente são "finas" (cerca de 5-10 mm) ou "grossas" (> 20 mm). Chapas grossas possibilitam a produção de imagens de radiografia simples sem distorções de projeção. b) Projeção de máxima intensidade. Esta é uma técnica de versão volume 3D semelhante ao "soma de raios". No entanto, em vez de produzir uma laje de espessura de valores de imagem composto voxel, a cada pixel, o maior valor dos dados encontrados ao longo de uma coluna pixel corresponde a uma projeção de visualização retratada. Este é utilizado para demonstrar estruturas de alta intensidade dentro dos dados volumétricos. A principal vantagem deste método é fornecer um operador independente de "pseudo" reconstrução 3D representante do volume do conjunto de dados. Porque as imagens de projeção de máxima intensidade demonstram claramente as características de superfície do complexo maxilofacial, que são particularmente úteis na criação da localização dos marcos topográficos, especialmente aqueles associados com superfícies curvas (Por exemplo, orbital, arco zigomático),

suturas (por exemplo, násio), orifícios (por exemplo, pório), e as estruturas mais finas (por exemplo, o ponto A e a espinha nasal anterior). O uso de imagens complementares podem potencialmente aumentar a confiabilidade e a precisão das medições obtidas a partir da análise cefalométrica. c) Processamento indireto de volume: Duas técnicas podem ser aplicadas ao conjunto de dados volumétricos para fornecer apresentação 3D e permitir a manipulação interativa dos dados: processamento de superfície ou sombreado da superfície de exposição e processamento volumétrico. (FARMAN et al., 2009)

Segundo Moura et al. (2009), o tomógrafo CBCT apresenta-se como um sistema menor, com menor custo, menor quantidade de radiação, alta resolução das imagens das estruturas dentomaxilofaciais. FBCT é um sistema grande e caro, designado primeiramente para exame de todo o corpo.

Para Seet et al. (2009) citados por Perrella (2009), na CBCT o espalhamento de fótons é maior do que em FBCT, resultando em imagens de qualidade inferior.

A principal diferença entre CBCT e FBCT é que CBCT usa uma orientação de volume bidimensional no detector de raios x (geralmente em um painel de orientação quadrado), para ter várias imagens bidimensionais. Por outro lado, a FBCT usa uma orientação unidimensional no detector de raios-X (uma linha de detectores) para captar imagens unidimensionais de um raio x. O feixe de raios X utilizado na CBCT é em forma de cone, em contraste com o fan beam em forma de leque. (Definição WIKIPEDIA, 2010)

O intervalo entre os cortes do fan beam é variável, de modo que a fidelidade das imagens aumenta, à medida que o intervalo diminui. Diferentemente, as imagens na CBCT são capturadas por uma única varredura do escâner e reconstruídas digitalmente em pontos tridimensionais ou voxels (pixel 3D), permitindo um exame mais rápido, preciso e com uma menor exposição do paciente à radiação. As principais vantagens da aquisição da imagem tomográfica pela tecnologia CBCT são: 1) Reconstrução direta dos pontos radiografados por reconstruções axiais, coronais e sagitais sem reformatação; 2) Sofisticação tecnológica, em que a velocidade da totalidade do corte é controlada através de um programa eletrônico e não, por velocidade do tubo de raios X; 3) Mesmas condições de tempo de escaneamento, através de uma simples aquisição, diminuindo, sobremaneira, a dose de radiação e dispensando o mecanismo de cortes. (RODRIGUES et al., 2010)

3. DISCUSSÃO

Segundo Mozzo et al. (1998), Scarfe et al. (2006), Garib et al. (2007), Farman et al. (2009) e Rodrigues et al. (2010) a técnica CBCT (Cone Beam Tomografia Computadorizada) permite a obtenção de aquisições de dados muito mais rapidamente do que a FBTC (Fan Beam Tomografia Computadorizada). FBTC faz diversas voltas do feixe de raios-x em torno do paciente, CBCT faz uma volta do feixe de raios-x. Na FBCT as imagens base são cortes axiais, na CBCT as imagens base são semelhantes à telerradiografia. CBCT permite a criação, em "tempo real" das imagens não apenas no plano axial como fan-beam, mas também em duas dimensões (2D) imagens no coronal, sagital ou mesmo planos de imagem curvo e oblíquo. Além disso, os dados CBCT são passíveis de reforma em um volume, em vez de uma fatia, fornecendo informações em 3 dimensões (3D).

Para Vannier et al. (1997), Hashimoto et al. (2006), Scarfe et al. (2006), Bueno (2007), Garib et al. (2007) e Perrella (2009) embora o tempo de varredura mais rápido geralmente significa menos base de imagens para reconstruir o conjunto de dados volumétricos, artefatos devido ao movimento do paciente são reduzidos. Na FBCT também ocorre muito mais artefato na presença de materiais metálicos que na CBCT. Já para Zhang et al. (2007) citado por Perrella (2009) o impacto dos artefatos metálicos na região de tecidos moles é magnificada na CBCT porque o contraste dos tecidos moles é geralmente mais baixo.

Mozzo et al. (1998), Kobayashi et al. (2004), Hashimoto et al. (2006), Scarfe et al. (2006), Bueno (2007) e Farman et al. (2009) afirmam que na CBCT a qualidade da imagem parece suficiente para a necessidade de diagnóstico específica, com distinção de estruturas delicadas, como do esmalte, dentina, cavidade pulpar e cortical alveolar. A precisão geométrica também é boa. Ao contrário da FBCT, onde voxels são anisotrópicos (altura = largura < profundidade), na CBCT voxels são isotrópicos (altura = largura = profundidade) e isomórficos, que resultam em imagens com nitidez superior e a diferença na captação das imagens (cortes mais finos) proporcionam melhores resultados. Mas segundo Vannier et al. (1997), Zhang et al. (2007) e Seet et al. (2009) citados por Perrella (2009) e Cavalcanti (2008), como um detector maior em painel plano é utilizado, a radiação secundária pode degradar a qualidade das imagens de CBCT, assim, as imagens de CBCT geralmente vão apresentar um contraste pobre quando comparadas à FBCT. Na CBCT o espalhamento de fótons é maior do que em FBCT, resultando em imagens de qualidade inferior. CBCT tem perda de detalhes, devido a baixa miliamperagem do aparelho. Devido ao princípio de aquisição das imagens (por projeção e posteriormente obtenção dos cortes) a resolução da CBCT ainda é inferior a da FBCT o que automaticamente reflete nas reconstruções.

Bueno (2007) e Garib et al. (2007) concordam que o tempo de exposição é menor na CBCT quando comparada a FBCT.

Mozzo et al. (1998), Nakagawa et al. (2002), Hashimoto et al. (2006), Scarfe et al. (2006), Bueno (2007), Cavalcanti (2008), Ferreira et al. (2008),

Farman et al. (2009), Moura et al. (2009) e Rodrigues et al. (2010) corroboram que uma alta dose de radiação é necessária para FBCT comparada com CBCT. Em CBCT a redução do tamanho da área irradiada pela colimação do feixe primário de raios-X para a área de interesse minimiza a dose de radiação.

Segundo Mozzo et al. (1998), Garib et al. (2007) e Moura et al. (2009) o custo do aparelho e o custo financeiro do exame de FBCT é mais alto.

Mozzo et al. (1998), Scarfe et al. (2006) e Garib et al. (2007) afirmam que uma grande vantagem da CBCT é que os programas que executam a reconstrução computadorizada das imagens podem ser instalados em computadores convencionais, e não necessitam de uma Workstation como a FBCT, apesar de ambas serem armazenadas na linguagem Dicom (Digital imaging and communication in Medicine). Desta maneira, se o profissional possuir o software específico instalado em seu computador pessoal, ficará apto a manipular as imagens tridimensionais, segundo a sua conveniência, assim como mostrá-la em tempo real aos pacientes.

Para Nakagawa et al. (2002), Hashimoto et al. (2006), Scarfe et al. (2006) e Moura et al. (2009) a CBCT tem vantagens para as imagens maxilofaciais comparada com FBCT. Mas para Loubele et al. (2007) citados por Perrella (2009), a FBCT ofereceu uma melhor visualização da cortical óssea da gengiva.

Outra vantagem da CBCT segundo Mozzo et al. (1998), Bueno (2007) e Ferreira et al. (2008) é que o paciente fica em pé, sentado ou em posição de supino dependendo do modelo utilizado e não deitado como na FBCT,

aumentado o conforto e aceitação dos pacientes. Os exames de ATM e dos seios maxilares são mais precisos com o paciente em posição vertical.

Mozzo et al. (1998), Bueno (2007), Garib et al. (2007) e Moura et al. (2009) afirmam que o tomógrafo cone beam é compacto quando comparado ao fan beam.

4. CONCLUSÃO

A tomografia computadorizada permite obtenção da estrutura analisada em três dimensões. Tomografia Computadorizada Cone Beam (CBCT) foi desenvolvida especialmente para a odontologia, o que lhe confere algumas vantagens em relação à Tomografia Computadorizada Fan Beam (FBCT).

O raio da FBCT é em forma de leque, e adquire as imagens primeiramente em cortes axiais e posteriormente faz sua reconstrução em 3D pelo empilhamento das fatias, CBCT já adquire a imagem como um volume cilíndrico, e a partir deste, podem ser feitos os cortes nos planos de escolha.

As vantagens da CBCT em relação à FBCT são: melhor nitidez, limitação do feixe de raios X, menor tempo de varredura e menor dose de radiação, menos artefatos de movimento do paciente e menos artefatos gerados por metais, aparelho mais compacto, utilização de computador convencional e paciente sentado para o exame (melhora do conforto e da precisão nos exames de ATM e dos seios maxilares).

REFERÊNCIAS

BUENO, Mike dos Reis; ESTRELA, Carlos; AZEVEDO, Bruno C.; BRUGNERA Junior, Aldo; DE AZEVEDO, José Ribamar. Tomografia computadorizada Cone Beam: revolução na Odontologia. Revista Associação Paulista Cir. Dent, v. 61, n. 5, p. 354-363, 2007.

Definição Wikipedia. Volume CT. Disponível em:

http://en.wikipedia.org/wiki/Volume_CT Acesso em: 19 abr. 2010.

FARMAN, Allan G.; SCARFE, William C. Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, v. 130, n. 2, p. 257-265, Ago. 2006.

FARMAN, Allan G.; SCARFE, William C. The Basics of Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography. Seminar in Orthodontics, v. 15, n. 1, p. 2-13, mar. 2009.

FERREIRA, Flávio Augusto Cotrin; LASCALA, Cesar Angelo; COSTA, Claudio; GARIB, Daniela G.; CHILVARQUER, Israel; CAVALCANTI, Marcelo de Gusmão Paraíso; FERREIRA, Rívea Inês. Modernos Métodos de Radiologia e Imaginologia para uso Ortodôndico. Ortodontia SPO, v. 41, n. 1, p. 62-71, 2008.

FREDERIKSEN, Neil L. Técnicas especiais de imagem. WHITE PHAROAH, Radiologia Oral: Fundamentos e Interpretação. Tradução da 5ª edição, 2004. Cap. 13, p. 247-256.

GARIB, Daniela Gamba; RAYMUNDO JUNIOR, Rubens; RAYMUNDO, Melissa Vasconcellos; RAYMUNDO, Denys Vasconcellos; FERREIRA, Sandrina Niza. Tomografia Computadorizada de feixe cônico (Cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. Revista Dental Press Ortodontia Ortopedia Facial, v. 12, n. 2, Maringá, mar/abr. 2007.

HASHIMOTO, Koji; KAWASHIMA, Shoji; ARAKI, Masao; IWAI, Kazuo; SAWADA, Kunihiko; AKIYAMA, Yutaka. Comparison of image performance between cone-beam computed tomography for dental use and four-row multidetector helical CT. Journal of Oral Science, v. 48, n. 1, p. 27-34, 2006.

KOBAYASHI, Kaoru; SHIMODA, Shinji; NAKAGAWA, Yoichi; YAMAMOTO, Akira. Accuracy in measurement of distance using Limited Cone-Beam Computerized Tomography. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, v. 19, n. 2, 2004.

LASCALA, Cesar. A.; PANELLA, J.; MARQUES, M. M. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). Dentomaxillofacial Radiology, v.33, n. 5, p. 291-294, Set. 2004.

LOPES, Sérgio Lúcio Pereira de Castro. Noções de Exames por Tomografia Computadorizada e seu uso na Odontologia. Revista Virtual da Academia Brasileira de Odontologia, out. 2009. Disponível em: <http://www.acbo.org.br/revista/biblioteca/tomografia/> Acesso em: 12 maio 2010.

MOURA, Pollyana Marques de; LIMA, Lílian Vieira; FARIA, Marcelo Daniel Brito; GUTFILEN, Bianca. Expansão rápida da maxila – avaliação de dois métodos de reconstrução 3D por meio de um modelo laboratorial. R. Dental Press Ortodontia Ortopedia Facial, Maringá, v. 14, n. 1, p. 90-93, jan/fev. 2009.

MOZZO, P.; PROCACCI, C.; TACCONI, A.; MARTINI, P. Tinazzi; ANDREIS, I. A. Bergamo. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. European radiology, v.8, n. 9, p. 1558-1564, Jun. 1998.

NAKAGAWA, Y.; KOBAYASHI, K.; ISHII, H.; MISHIMA, A.; ASADA, K.; ISHIBASHI, K. Preoperative application of limited cone beam computerized tomography as an assessment tool before minor oral surgery. International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery, v.31, p. 322-326, 2002.

PERRELLA, Andréia. Validade da Tomografia Computadorizada Multislice e da Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico para identificação de lesões ósseas simuladas em mandíbula, com e sem a presença de artefatos dentários metálicos. 2009. 92 f. Tese (Doutorado em Ciências Odontológicas) - Clínica Integrada, Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2009.

QUINTERO, Juan Carlos; TROSIEN, Andrew; HATCHER, David; KAPILA, Sunil. Craniofacial imaging in orthodontics: Historical perspective, current status, and future developments. *The Angle Orthodontist*, v. 69, n.6, p. 491-506, 1999.

RIBEIRO-ROTTA, Rejane Faria. Técnicas tomográficas aplicadas à Ortodontia: a evolução do diagnóstico por imagens. *Revista Dental Press Ortodontia Ortopedia Facial*, Maringá, v.9, n.5, p.102-156, set/out. 2004.

RITTER, Daltro Enéas; ARAUJO, Adriano Marotta; SOUZA, Ricardo Sampaio de; CHIAVINI, Paulo Cesar Raveli; RAVELI, Dirceu Barnabé; SHIMIZU, Roberto Hideo. Entrevista. *Revista Dental Press Ortodontia Ortopedia Facial* 2007, Maringá, v.12, n.1jan/fev. 2007.

RODRIGUES, Marcus Gustavo Silva; ALARCÓN, Oswaldo Martín Villegas; CARRARO, Eliane; ROCHA, Julierme Ferreira; CAPELOZA, Ana Lúcia Álvares Capelozza. Tomografia computadorizada por feixe cônico: formação da imagem, indicações e critérios para prescrição. *Odontologia Clín.-Cient.*, Recife, v. 9, n. 2, p. 115-118, abr./jun. 2010.

SCARFE, William C.; FARMAN, Allan G.; SUKOVIC, Predag. Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice. *Journal Canadian Dental Association*, v. 72, n. 1, p. 75-80, fev. 2006.

SOARES, Milton Gonçalves; TANAKA, Jefferson Luis Oshiro; DAVID, Sandra Maria Nobre; DAVID, Antonio Francisco; MORAES, Mari Eli Leonelli de; MEDICI FILHO, Edmundo. Tomografia Convencional, Computadorizada e

Computadorizada Volumétrica com tecnologia Cone Beam. Disponível em:
http://www.unicaradiologia.com.br/artigo_001_tomografia_Conebeam.pdf.

Acesso em: 19 jul. 2010.

SVENDSEN, P.; QUIDING, L.; LANDAHL, I. Blackout and other artefacts in Computed Tomography caused by fillings in teeth. *Neuroradiology*, v.19, n.5, p. 229-234, 1980.

TESCAROLLO, Antonela. Tomografia computadorizada: Radiologia odontológica ganha novos olhos. *Jornal Odonto*, n. 148, ano X, 2009. Disponível em:

http://www.odontosites.com.br/odonto/default2.asp?s=noticias2.asp&id=627&titulo=Tomografia_computadorizada_Radiologia_odontologica_ganha_novos_olhos

TOGASHI, Kumiko; KITAURA, Hideki; YONETSU, Koichi; YOSHIDA, Noriaki; NAKAMURA, Takashi. Three-dimensional cephalometry using helical computer tomography: measurement error caused by head inclination. *Angle Orthodontist*, Appleton, v. 72, n. 6, p. 513-520, Dez. 2002.

VANNIER, Michael W.; HILDEBOLT, Charles F.; CONOVER, Gary; KNAPP, Robert H.; YOKOHAMA-CROTHERS, Naoko; WANG, Ge. Three-dimensional dental imaging by spiral CT. A progress report. *Oral and maxillofacial radiology*, v. 84, n. 5, p. 561-570, Nov. 1997.

