

**TOMOGRAFIA CONVENCIONAL, COMPUTADORIZADA E
COMPUTADORIZADA VOLUMÉTRICA COM TECNOLOGIA CONE BEAM**
FILM TOMOGRAPHY, COMPUTED TOMOGRAPHY AND CONE BEAM
VOLUMETRIC TOMOGRAPHY

Milton Gonçalves SOARES*

Jefferson Luis Oshiro TANAKA*

Sandra Maria Nobre DAVID**

Antonio Francisco DAVID***

Mari Eli Leonelli de MORAES****

Edmundo MEDICI-FILHO*****

* Mestre e Doutorando do programa de Biopatologia Bucal, Área Radiologia Odontológica, UNESP São José dos Campos.

** Professora Doutora, Coordenadora do Curso de Especialização em Ortodontia da EAP-APCD Regional de São Bernardo do Campo.

*** Professor Doutor, Coordenador do Curso de Especialização em Imaginologia Dento Maxilo Facial da APCD/ Regional São Caetano do Sul.

**** Professora Assistente – Departamento de Diagnóstico e Cirurgia - UNESP São José dos Campos.

***** Professor Titular – Departamento de Diagnóstico e Cirurgia - UNESP São José dos Campos.

**TOMOGRAFIA CONVENCIONAL, COMPUTADORIZADA E
COMPUTADORIZADA VOLUMÉTRICA COM TECNOLOGIA CONE BEAM**
FILM TOMOGRAPHY, COMPUTED TOMOGRAPHY AND CONE BEAM
VOLUMETRIC TOMOGRAPHY

RESUMO

O objetivo neste trabalho é fornecer informações aos Cirurgiões-dentistas sobre os tipos de tomografias, sua evolução e características desse sistema de obtenção de imagens. É sabido que poucos Cirurgiões-dentistas têm conhecimento sobre esse assunto, por isso procuramos colher o máximo de informações relacionadas aos três tipos de tomografia e condensá-las de forma que os profissionais possam ter informações básicas. Apresentamos algumas indicações, vantagens, desvantagens e funcionamento dos diferentes sistemas de tomografia. Diante das informações colhidas na literatura, concluímos que o sistema de tomografia computadorizada volumétrica de feixe cônico (Cone Beam) apresenta mais vantagens do que os outros sistemas e, apesar do alto custo dos aparelhos, a tendência é que o sistema Cone Beam seja cada vez mais solicitado para exames na Odontologia.

Unitermos: Diagnóstico por Imagem; Tomografia Computadorizada por Raios X; Imagem Tridimensional.

ABSTRACT

Our aim was to provide information about the types of tomography, their evolution and their main features. It is known that only a few Dentists have knowledge about tomography. Therefore, we gathered pertinent information about the three types of tomographic technology and organized them in order to provide basic information about the subject. Applications, advantages, disadvantages and basic imaging principles were described. Based on the information found in literature, we concluded that the Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) has more advantages than the other tomographic systems for dentistry, despite the high cost of the CBCT scanners. It is expected that the demand for such imaging exams in dentistry will increase.

Uniterms: Diagnostic Imaging; Tomography, X-Ray Computed; Imaging, Three-Dimensional.

INTRODUÇÃO

O diagnóstico por imagem é uma área que tem passado por constantes avanços tecnológicos, e tem sido amplamente utilizado na Odontologia. Esse processo evolutivo muito se deve à tecnologia digital, que tem permitido grandes avanços nas pesquisas e disponibilizado um número cada vez maior de exames por imagem. Assim, todo Cirurgião-dentista deve possuir conhecimento suficiente para que possa indicar corretamente cada tipo de exame por imagem, visando melhor diagnóstico e planejamento de seu tratamento.

Tomografia é uma palavra formada pela junção de dois termos gregos, tomos e graphos que significam, respectivamente, camadas e escrita. Portanto a tomografia consiste na obtenção de imagens do corpo em fatias ou cortes. É uma técnica especializada que registra de maneira clara objetos localizados dentro de um determinado plano e permitem a observação da região selecionada com pouca ou nenhuma sobreposição de estruturas. Uma analogia comum é considerar a técnica como uma divisão do paciente em “fatias de pão”. Cada tomograma (ou “fatia de pão”) mostra os tecidos dentro de um corte claramente definido e em foco. A secção é então definida como o plano focal ou camada focal (WHAITES, 2003)²².

Dependendo do tipo do aparelho, é possível obter exames com menor dose de radiação e com menor custo. Essas facilidades fazem com que cada vez mais profissionais optem pelas tomografias, elevando a qualidade dos exames complementares necessários para aumentar a precisão do diagnóstico.

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 (Fan-Beam Computed Tomography) e tomografia computadorizada volumétrica de feixe cônico (Cone Beam Computed Tomography) (SCARFE et al. 2006)²⁰.

Diante dessas informações, o objetivo dessa revisão da literatura é fornecer informações básicas a respeito dos tipos de tomografia para os profissionais da Odontologia e trazer mais subsídios relacionados às novas tecnologias em diagnóstico por imagem.

Tomografia Convencional

Na Tomografia convencional, a imagem é obtida por meio do princípio físico de borramento de imagens por movimento da fonte de raios X e do receptor de imagem (WHITE; PHAROAH, 2000)²³. Nesta técnica, o tubo de raios X e o receptor de imagem realizam um movimento de mesma amplitude, mas em direções opostas, ao redor de um plano de fulcro, desse modo, estruturas localizadas no plano de fulcro aparecem nítidas no receptor de imagem, visto que sempre são registradas no mesmo local do receptor de imagem, enquanto que as estruturas localizadas entre aquém e além do plano de fulcro aparecem borradas na imagem visto que são registradas em posições diferentes do receptor de imagem durante a movimentação do conjunto (Figura 1)²³. Deste modo, a imagem focada destaca-se das demais realçando os detalhes anatômicos no plano pré-selecionado (WHITE; PHAROAH, 2000)²³.

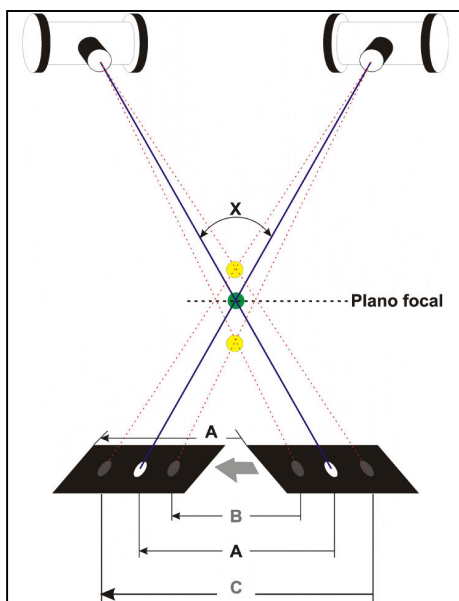


Figura 1- Princípio de formação da imagem em tomografias convencionais (adaptado de WHITE; PHAROAH, 2000).

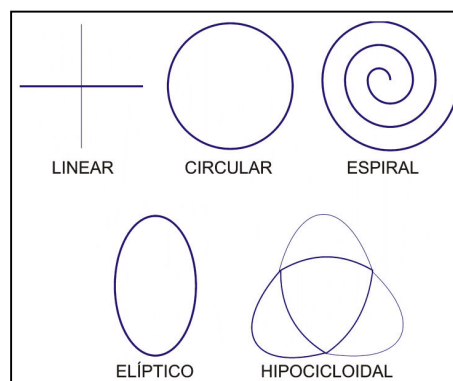


Figura 2- Tipos de movimentos de tomógrafos convencionais (adaptado de WHITE; PHAROAH, 2000).

A nitidez da imagem no plano de fulcro (ou plano de corte) dependerá da complexidade do movimento realizado pelo conjunto tubo de raios X e receptor de imagem. Os movimentos são classificados em lineares, circulares, espirais, elípticos e hipocicloidais (Figura 2)^{22,23}. Vale ressaltar que este tipo de exame apresentará um grau de magnificação de imagem ao redor de 50% do tamanho real. No entanto, esse grau varia de acordo com o modelo de aparelho e o fabricante.

Na Odontologia, as tomografias convencionais são indicadas para estudos parciais da maxila e mandíbula, por ser mais seletivo quanto às áreas dos arcos dentários, permitem a avaliação da terceira dimensão de sítios passíveis de receberem implantes, avaliação pós-operatória do posicionamento de implantes, verificação da relação de terceiros molares com estruturas anatômicas adjacentes, localização e delimitação vestibulo-lingual de lesões e corpos estranhos e avaliação da articulação temporomandibular (ATM) (MANSON; BOURNE, 1998)¹⁵.

As tomografias convencionais estão contra-indicadas quando se necessita de visualização detalhada, em casos de lesões fora da área de abrangência dos cortes, quando técnicas mais simples permitam o diagnóstico adequado e quando várias áreas necessitam de visualização transversal (MANSON; BOURNE, 1998)¹⁵.

Dentre as vantagens deste tipo de exame estão: baixo custo (em relação à TC, dependendo do número de cortes), disponibilidade aos profissionais, custo-benefício (informações relevantes), fornece com relativa precisão a altura e a espessura do osso para planejamento de implantes (MANSON; BOURNE, 1998)¹⁵. Essa última não é conseguida nas técnicas radiográficas convencionais (BARROS; SOUZA, 2000)¹. As desvantagens são: dose de radiação pode ser alta (dependendo do número de áreas a serem examinadas), imagens com ampliação, necessidade de cooperação do paciente (manter mesma posição durante todo exame) (MANSON; BOURNE, 1998)¹⁵, alto custo (se houver necessidade de examinar várias regiões) e imagem sem muitos detalhes e baixo custo (em relação à TC, dependendo do número de cortes).

Tomografia Computadorizada de Feixe em Leque (TC)

A TC é um método complementar de diagnóstico por imagem que consiste numa imagem que representa uma secção ou "fatia" do corpo sem qualquer sobreposição. Foi desenvolvido por Sir Godfrey Newbold Hounsfield, engenheiro elétrico britânico, ganhador do prêmio Nobel de Medicina em 1979 pela sua invenção, e cujo nome fora imortalizado com a criação da escala de cinzas de Hounsfield (MENDES, 2007; PARKS, 2000; WHAITES, 2003)^{16,17,22}.

Basicamente, um tomógrafo computadorizado é composto por um *gantry* ou ponte, que contém os sensores, os colimadores e a fonte de raios X, de uma mesa, onde o paciente é posicionado e levado em direção ao portal do gantry (Figura 3), e de uma *workstation* (computador) que processa os dados para formar as imagens (ELIAS, 2007)⁸.

Essa técnica utiliza um feixe de raios X colimado em forma de um fino leque que gira ao redor do paciente, associado a uma rede de sensores dispostos ao redor do paciente. O paciente é colocado deitado em uma mesa, que avança em intervalos ou *pitch* em direção ao *gantry* (Figura 4)⁸.



Figura 3- Gantry e mesa em um tomógrafo computadorizado.

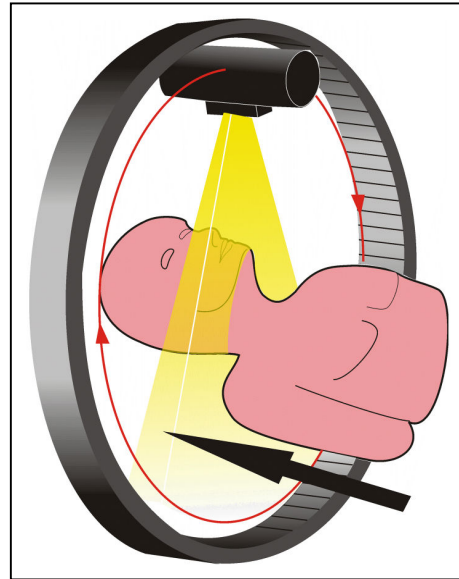


Figura 4- Disposição dos sensores, formato do feixe, movimento da fonte de raios X e deslocamento do paciente durante a exposição.

Durante a aquisição da imagem, o tubo de raios X gira ao redor do paciente, possibilitando a aquisição de informações de uma determinada fatia em vários ângulos diferentes. Durante a exposição, os raios X interagem com o corpo e sofrem atenuações. A intensidade dos raios X que saem do corpo, a cada ângulo em uma determinada fatia, são lidos pelos sensores e transformados em sinais elétricos que são enviados ao computador. Softwares fazem a leitura desses dados de uma determinada fatia e, por meio de cálculos

matemáticos, “remonta” essas múltiplas projeções de uma fatia e as transforma numa matriz de imagem composta por blocos individuais chamados *voxels* (*volume elements*), cuja face é um quadrado denominado *pixel* (*picture element*), aos quais são atribuídas coordenadas espaciais nos três planos do espaço e valores na escala de cinza de *Hounsfield*, dependendo do nível de atenuação sofrido pelos raios X que passaram pela área do corpo correspondente a eles (ELIAS, 2007; MENDES,2007)^{8,16}.

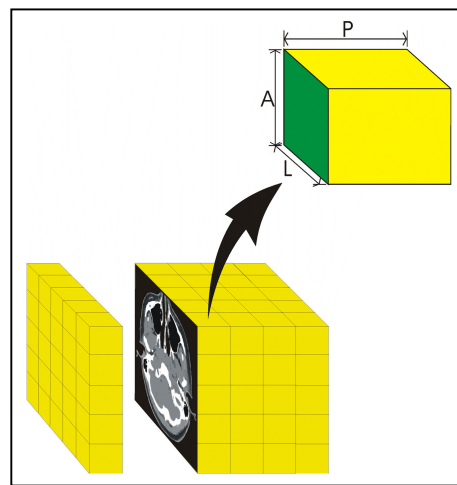


Figura 5- Matriz de imagem da TC; exemplo de voxel (amarelo) e pixel (verde).

A escala de cinzas de *Hounsfield* é composta por unidades denominadas de unidades de *Hounsfield* (*un*). A densidade de cada voxel depende da quantidade de atenuação sofrida pelos raios X que atravessaram a área correspondente a esse *voxel* (BAZAN, 2004; ELIAS, 2007; FARMAN, 2006)^{2,8,10}. Como referência de calibração, é usado o coeficiente de atenuação da água, sendo a ele atribuído o valor “zero” na escala de *Hounsfield*. Essa escala de diferentes tons de cinza varia de - 1000 a +1000 (Quadro 1), dependendo da densidade dos tecidos que os raios X atravessam. Esses números representam o osso cortical e o ar, respectivamente e foram

chamados de *unidades Hounsfield (uh)* (FREDERIKSEN, 1994; PARKS, 2000)^{11,17}. O nível de atenuação depende da densidade das estruturas, do número atômico dos elementos químicos que as compõem e da sua espessura. Por exemplo, os ossos atenuam intensamente os raios X em virtude do cálcio neles contido (BAZAN, 2004; ELIAS, 2007; FARMAN, 2006)^{2,8,10}. A TC pode detectar variações de menos de 1% na densidade dos tecidos, permitindo diagnósticos precoces. Isto naturalmente simplifica o tratamento e melhora as chances de recuperação (BONTRAGER, 2003)⁴.

Quadro 1 – Unidade Hounsfield para alguns tipos de tecidos.

Ar	Gordura	Água	Músculo	Ossos esponjosos	Ossos compactos
-1000	-110 ±15	0	40 ±10	200-400	1000

Quando em comparação com áreas vizinhas, diz-se que uma estrutura é hipodensa, isodensa ou hiperdensa, a depender de sua representação na imagem (menor, igual ou maior intensidade respectivamente) (BARROS, 2000; DAWSON, 2001)^{1,7}.

Após processada pelo computador, a imagem pode ser reformatada em fatias nos três planos do espaço, representadas pelos *pixels* da área selecionada, e ainda ser reconstruída tridimensionalmente recompondo-se os *voxels* da imagem. Em qualquer tipo de reformatação da imagem, não existe sobreposição de imagens (HASSFELD, 2001)¹⁴.

Na Odontologia, a TC pode ser empregada na avaliação e acompanhamento em Implantodontia, pois fornece com precisão e sem nenhum grau de ampliação medidas nos três planos do espaço, além de ser possível avaliar a qualidade do tecido ósseo. É indicada também na avaliação, localização e delimitação das áreas patológicas, diagnósticos das fraturas na

cabeça e pescoço, como técnica de localização de dentes inclusos ou corpos estranhos (BARROS, 2000; SENA et al., 2005; WHAITES, 2003)^{1,19,22} e no diagnóstico de fraturas radiculares. Pode ser também empregada no diagnóstico cefalométrico tridimensional em Ortodontia e Ortopedia facial.

Dentre as vantagens da técnica, destacam-se a excelente diferenciação entre diferentes tipos de tecidos, duros e moles, tanto sadios quanto doentes, possibilidade de reconstrução de imagens nos três planos do espaço a partir de cortes axiais, reconstrução de imagens em três dimensões, intensificação de imagens pelo uso de meios de contraste intravenoso e a possibilidade de manipular as imagens. Suas desvantagens são o alto custo dos equipamentos, alta dose de radiação (dependendo do tipo de corte a ser feito), possibilidade ocorrerem artefatos de imagem (devido objetos metálicos, como restaurações) e risco associados ao uso de meios de contraste intravenoso (SENA, 2005; WHAITES, 2003)^{19,22}.

Tomografia Computadorizada Volumétrica de Feixe Cônico (Cone Beam Computed Tomography - CBCT)

Recentemente, uma nova geração de tomógrafos computadorizados com tecnologia 3D foram desenvolvidos, alguns especialmente para a região maxilofacial, especificamente para a Odontologia. Isso implica em mudanças em relação aos atuais meios de diagnóstico.

Esse sistema é conhecido como Tomografia Computadorizada Volumétrica de Feixe Cônico. Como o próprio nome sugere, é uma técnica revolucionária de obtenção de imagem que utiliza um feixe cônico de radiação (Cone Beam) associado a um receptor de imagens bidimensional. Nesta técnica, o conjunto fonte de raios X e receptor de imagens gira 360° uma única

vez em torno da região de interesse (SCARFE et al., 2006; XAVES et al., 2005)^{20,24}. Durante este giro, múltiplas projeções bidimensionais em ângulos diferentes são obtidas e enviadas ao computador. Essas projeções contêm toda a informação necessária para compor a matriz da imagem em 3D (Figura 6). Após a coleta da imagem, o paciente pode ser liberado, visto que toda a informação necessária para gerar as imagens de interesse está contida na imagem matriz (SCARFE et al., 2006; XAVES et al., 2005)^{20,24}. Cortes nos três planos do espaço podem então ser obtidos a partir desta imagem tridimensional. É possível também obter reconstruções panorâmicas e cefalométricas a partir da imagem tridimensional inicial.

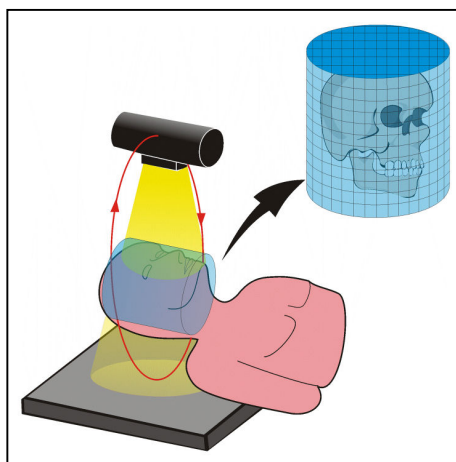


Figura 6- Princípio de formação de imagem na CBCT.

Assim, ao contrário da Tomografia Computadorizada tradicional, que necessita de tantas voltas quanto forem as espessuras de corte e tamanho da estrutura, resultando em maior exposição do paciente à radiação (RITTER, 2007; SENA, 2005; WHAITES, 2003)^{18,19,22} devido ao seu feixe de raios X em forma de leque, a Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico necessita de apenas um giro ao redor da área de interesse para obter as informações necessárias para a reconstrução das imagens (FARMAN, 2006)¹⁰. Ainda, ao contrário da TC convencional, 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 (SCARFE, ET AL., 2006)²⁰.

Desta maneira, foi possível reduzir a dose de exposição do paciente à radiação (em até 98% em relação à TC médica) e a presença de artefatos na imagem obtida, permitindo assim a melhora da imagem tridimensional (RITTER, 2007; XAVES et al., 2005)^{18,24}.

A Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico pode ser empregada em várias especialidades odontológicas: Implantodontia, 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 Bucal-Maxilo-Facial para avaliar fraturas, dente incluído, tumores; 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 (BUSHBERG, 1995; RITTER, 2007; XAVES et al., 2005;)^{6,18,24}.

Concordamos com Bissoli et al.³ (2007) quando o mesmo afirma que o sistema de Tomografia Computadorizada *Cone-beam* é de relevante importância para o diagnóstico, localização e reconstrução de imagens tomográficas com excelente precisão, auxiliando os profissionais da área da saúde no planejamento e tratamento dos pacientes.

CONCLUSÃO

Após análise das informações colhidas no levantamento bibliográfico, concluímos que o sistema de Tomografia Computadorizada Volumétrica de Feixe Cônico (Cone Beam Computed Tomography) 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.

REFERÊNCIAS

1. Barros JJ, Souza LCM. Traumatismo Buço-Maxilo-Facial, 2^a ed. São Paulo, 2000.
2. Bazan O. Usinagem de Próteses para cranioplastia a partir de imagens tomográficas [Dissertação]. Curitiba: Faculdade de Engenharia Mecânica; Universidade Federal do Paraná 2004.
3. Bissoli CF, Agreda CG, Takeshita WM, Castilho JCM, Medici Filho E, Moraes MEL. Importancia Y aplicación del sistema de tomografia computadorizada Cone Beam (CBCT). Acta Odontol Venezolana 2007;45(4):no prelo.
4. Bontrager KL. Tratado de técnica radiológica e base anatômica. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan 2003. p. 700-704.
5. Brink JA. Technical aspects of helical (spiral). Radiol. Clin. North America. Philadelphia 1995;33(5):825-41.
6. Bushberg J, et al. The essential physics of medical imaging. Baltimore: Williams & Wilkings, 1995.

7. Dawson P, Lees WR. Multi-slice technology in computed tomography. *clinical radiology* 2001; (56): 302-309.
8. Elias Junior J. Ciências da imagem e física médica. Disponível em http://cci.fmrp.usp.br/siaenet/novo_siae/download/Tomografia.pdf. Acesso em 19 abr 2007.
9. Eufinger H, Saylor B. Computer-assisted prefabrication of individual craniofacial implans. *AORN Jornal* 2001; 74(5).
10. Farman AG, Scarfe WC. Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130(2):257-265.
11. Frederiksen NL. Specialized radiographic techniques. In: GOAZ, P. W.; White SC. *Oral radiology: principles and interpretation*. 3rd. St. Louis: Mosby 1994. p. 266-290.
12. Gaião L, Heiltz C, Oliveira MG, Oliveira HW, SILVA DN, Silva AMM, Maeda FK, et al. Análise de alterações ósseas nos processos condilares mandibulares de pacientes com artrite reumatóide por métodos de reformatação tomográfica tridimensional em software de domínio público. *Revista de Odontologia* 2006;11:985-1025.
13. Hashizume M, Tsugawa K. Robotic surgery and cancer: the present state problems and future vision. *Jpn. J. Oncol* 2004; 34(5): 227-237.
14. Hassfeld S, Mühling J. Computer assisted oral and maxillofacial surgery – a review and an assessment of technology. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery* 2001; 30:2-13.
15. Mason R, Bourne S. *A guide to Dental Radiography*. Oxford: Oxford University Press, 1998. p. 209-27.

16. Mendes R. Produção de imagens por raios X convencional e produção de imagens por tomografia computadorizada. Disponível em: <http://rikmendes.vilabol.uol.com.br/Bioimagem.htm#tomografia>. Acesso em 19 abr 2007.
17. Parks ET. Computed tomography applications for dentistry. *Dental Clin North Am*, 2000;44(2):371-94.
18. Ritter DE. Entrevista. *Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop. Facial* 2007; 12(1).
19. Sena LEC, Xaves ACC, Farias LF, Nascimento Neto JBS. Utilização da tomografia computadorizada de feixe cônico no estudo corrigido da articulação Têmporo-mandibular. *Int J of Dentistry* 2005; 4(3): 80-124.
20. Scarfe WC, Farman A, Sukovic P. Clinical applications of Cone-Beam Computed Tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 2006; 72(1): 75-80.
21. Sumida AE, Oliveira FAM, Oliveira HW. Estudo comparativo entre 2 métodos de reformatação da imagem tomográfica na avaliação de retenções dentárias na região anterior da maxila. *Rev. odonto ciênc* 2002;17(38):362-371.
22. Whaites E. *Princípios de Radiologia Odontológica*. São Paulo: Ed Artmed; 2003. 444 p.
23. White SC, Pharoah MJ. *Oral radiology: Principles and interpretation*. St. Louis: Mosby; 2000. p.
24. Xaves ACC, Sena LEC, Araújo LF, Nascimento Neto JBS. Aplicações da tomografia computadorizada de feixe cônico na odontologia. *Int J of Dentistry* 2005; 4(3): 80-124.
25. Yamamoto K. Development of dento-maxillofacial cone beam X-ray computed tomography system. *Orthod Craniofac Res* 2003;6:160-162.

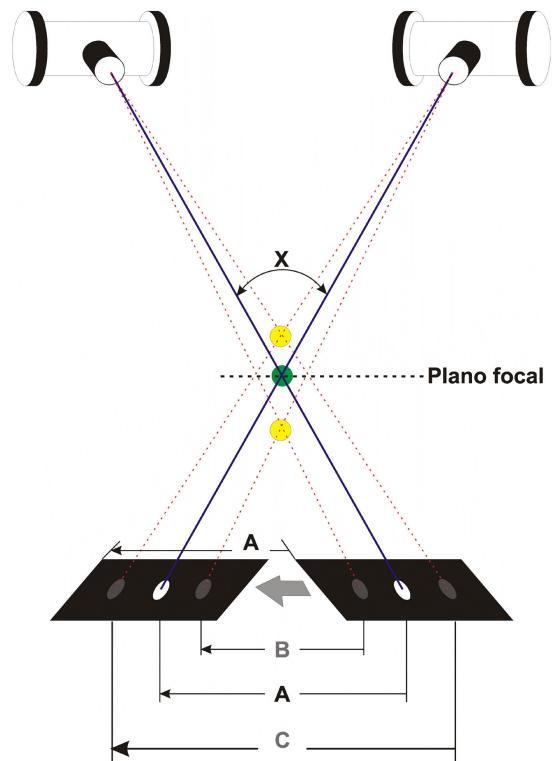


Figura 1 – Princípio de formação da imagem em tomografias convencionais (adaptado de WHITE; PHAROAH, 2000).

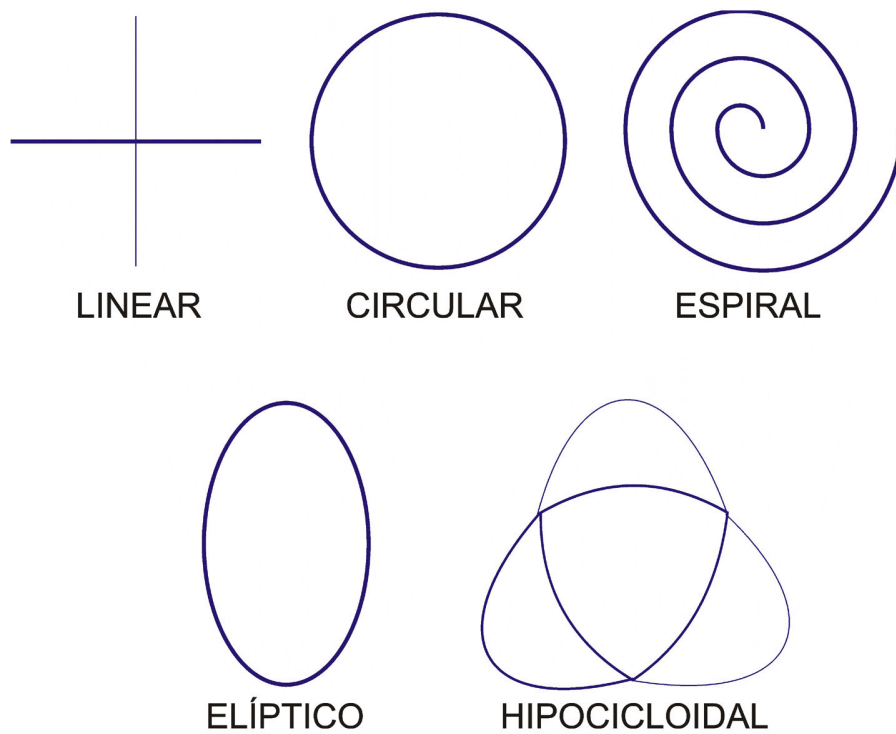


Figura 2 – Tipos de movimentos de tomógrafos convencionais (adaptado de WHITE; PHAROAH, 2000).



Figura 3- Gantry e mesa em um tomógrafo computadorizado.

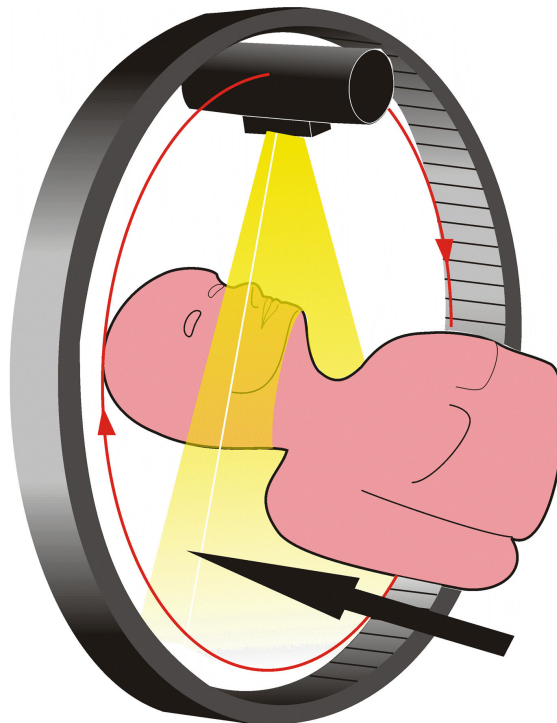


Figura 4 – Disposição dos sensores, formato do feixe, movimento da fonte de raios X e deslocamento do paciente durante a exposição.

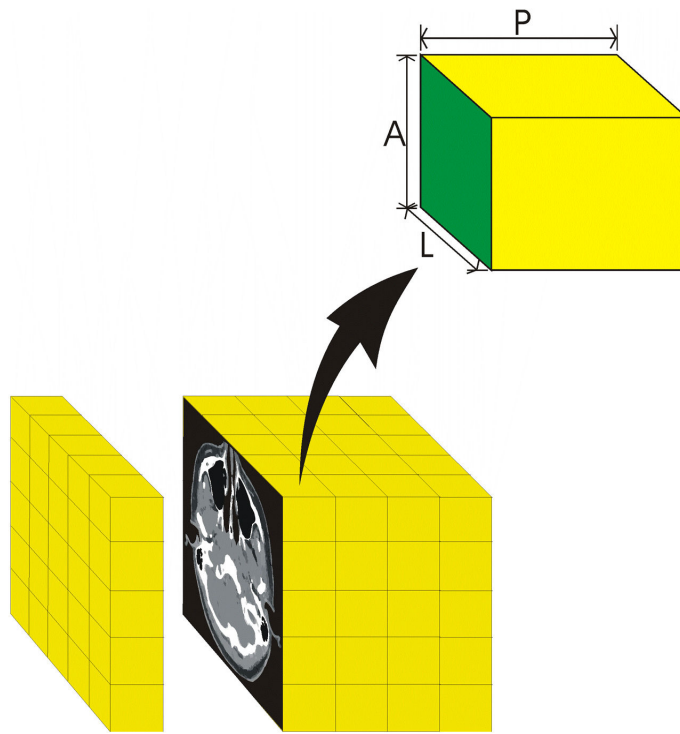


Figura 5- Matriz de imagem da TC; exemplo de voxel (amarelo) e pixel (verde).

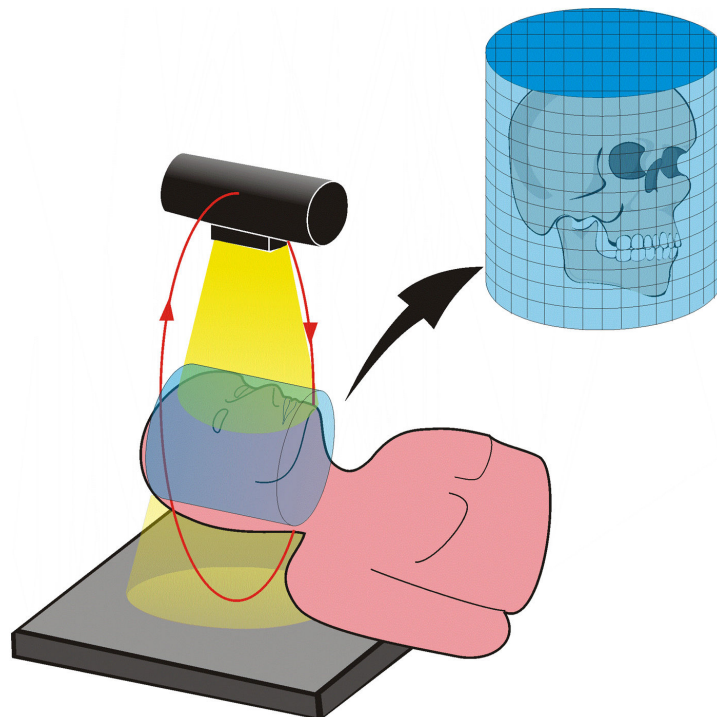


Figura 6- Princípio de formação de imagem na CBCT.