

# Tomografia computadorizada de feixe cônico (*Cone beam*): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia

Daniela Gamba Garib\*, Rubens Raymundo Jr.\*\*, Melissa Vasconcellos Raymundo\*\*\*, Denys Vasconcellos Raymundo\*\*\*, Sandrina Niza Ferreira\*\*\*\*

## Resumo

**Objetivo:** este artigo visa informar e atualizar o profissional da área odontológica a respeito da tomografia computadorizada, incluindo informações concernentes à aquisição de imagens, dose de radiação e interpretação do exame tomográfico, com distinção entre a tomografia computadorizada tradicional e a tomografia computadorizada de feixe cônico. Adicionalmente, as possibilidades de aplicação deste método de diagnóstico por imagem na Ortodontia são discutidas. **Conclusões:** resultado de avanços tecnológicos, da redução da exposição à radiação e da ótima qualidade da imagem, as expectativas apontam para uma utilização mais abrangente da tomografia computadorizada de feixe cônico na Odontologia e na Ortodontia. Com a definição de novos conhecimentos gerados pela visão tridimensional do crânio e da face, o futuro reserva a renovação de conceitos e paradigmas, assim como a redefinição de metas e planos terapêuticos ortodônticos.

Palavras-chave: Diagnóstico. Odontologia. Ortodontia.

## O QUE É TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA?

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 (Fig. 1). Diferentemente das radiografias convencionais, que projetam em um só plano todas as estruturas atravessadas pe-

los raios-x, a TC evidencia as relações estruturais em profundidade, mostrando imagens em “fatias” do corpo humano. A TC permite enxergar todas as estruturas em camadas, principalmente os tecidos mineralizados, com uma definição admirável, permitindo a delimitação de irregularidades tridimensionalmente<sup>3,15,42,43,53</sup>.

Perante as dificuldades ou limitações na obtenção de informações para o diagnóstico com o

\* Professora Associada de Ortodontia da Universidade Cidade de São Paulo – UNICID – São Paulo. Professora do Curso de Ortodontia Preventiva e Interceptora da PROFIS – Bauru. Coordenadora do curso de especialização em Ortodontia da Prevodonto - Centro de Estudos - Rio de Janeiro.

\*\* Livre-Docente em Radiologia Oral - UERJ. Professor Adjunto Radiologia - UFRJ e Universidade Veiga de Almeida. Staff da Clínica RORRJ-Radiologia Odontológica - Rio de Janeiro.

\*\*\* Especialista em Radiologia Oral - UFRJ. Staff da Clínica RORRJ-Radiologia Odontológica - Rio de Janeiro.

\*\*\*\* Aluna do curso de Mestrado em Ortodontia da Universidade Cidade de São Paulo – UNICID – São Paulo.

uso de radiografias convencionais, as imagens tridimensionais começaram a atrair grande interesse dos odontólogos. Atualmente, além do exame de tomografia computadorizada mostrar-se muito requisitado na área médica, começa também a desenvolver-se no cenário odontológico, principalmente nas áreas de Implantodontia, Diagnóstico Bucal, Cirurgia e Ortodontia.

Ao discutir este tema tão atual, primeiramente há que se discernir entre os dois tipos principais de TC, a tomografia computadorizada tradicional e a tomografia computadorizada de feixe cônico (*cone-beam computed tomography-CBCT*). Os dois tipos de exames 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. Surpreendentemente, 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. As principais diferenças entre os métodos são compiladas na tabela 1 e descritas detalhadamente a seguir.

## A TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA TRADICIONAL

### Histórico

A revolucionária criação desta modalidade de exame, no início da década de 70, pelo engenheiro inglês Hounsfield<sup>31</sup>, juntamente com o físico norte-americano Comark, lhes valeu o prêmio Nobel de Medicina de 1979<sup>3,42,43</sup>. O primeiro aparelho de TC foi colocado no Hospital Atkinson Morley, em Londres, acomodava somente a cabeça do paciente e gastava 4,5 minutos para escanear uma fatia e mais 1,5 minuto para reconstruir a imagem no computador<sup>3,43</sup>. Felizmente, 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.

Os aparelhos atuais, denominados de nova geração, acomodam o corpo todo e a reprodução de uma secção dura um segundo ou menos. Algumas máquinas alcançaram tal perfeição, que reproduzem uma fatia em 0,5 a 0,1 segundo, permitindo estudos funcionais em vez de somente análises estáticas<sup>43</sup>.

### Componentes do aparelho e aquisição da imagem

O aparelho de tomografia computadorizada tradicional apresenta três componentes principais (Fig. 2): 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 (Fig. 3). 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 (Fig. 4), permitindo ao computador reconstruir a imagem de uma secção do corpo humano<sup>15,34</sup>.

Nas primeiras gerações de aparelhos de TC, o feixe de raios-x completava um giro em torno do paciente e, posteriormente, a mesa se movimenta para capturar a imagem em fatia da próxima

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

	TC tradicional	TC de feixe cônico
<b>dimensão do aparelho</b>	- grande - permite exame do corpo todo	- mais compacto - permite apenas exame da região de cabeça e pescoço
<b>aquisição da imagem</b>	- 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
<b>tempo de escaneamento</b>	-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
<b>dose de radiação</b>	- alta	- menor, aproximadamente 15 vezes reduzida em relação à TC helicoidal
<b>custo financeiro do exame</b>	- alto	- reduzido
<b>recursos do exame</b>	- reconstruções multiplanares e em 3D	- reconstruções multiplanares e em 3D, além de reconstruções de radiografias bidimensionais convencionais
<b>qualidade da imagem</b>	- boa nitidez - ótimo contraste - validação das avaliações quantitativas e qualitativas	- boa nitidez - baixo contraste entre tecido duro e mole - boa acurácia
<b>produção de artefatos</b>	- muito artefato na presença de materiais metálicos	- pouco artefato produzido na presença de metais



FIGURA 1- Imagens de tomografia computadorizada reproduzindo seções do corpo humano em diferentes planos do espaço.

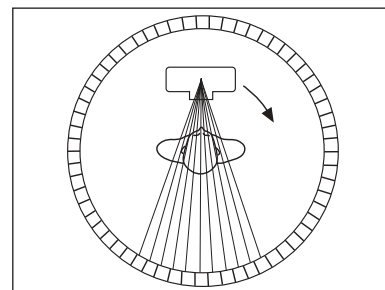
FIGURA 2 - Aparelho de tomografia computadorizada tradicional: **A)** gantry e mesa, **B)** Computador

FIGURA 3 - Representação gráfica do interior do gantry, onde o tubo de raios-x gira em torno do paciente, emitindo um feixe colimado de raios-x em forma de leque, direcionado ao anel estacionário de detectores.

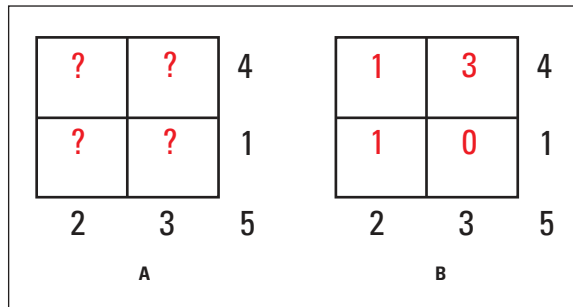


FIGURA 4 - O princípio da construção da imagem em TC tradicional: **A)** valores de atenuação do feixe de raios x, após atravessar o objeto em diversas direções e **B)** a matriz com o cálculo computadorizado da densidade de cada região atravessada pelos feixes de radiação. (de BROOKS<sup>3</sup>).

região adjacente. Nos aparelhos atuais, denominados de última geração, a mesa com o paciente movimentava-se simultaneamente à rotação do tubo de raios-x, determinando uma trajetória helicoidal da fonte de raios-x em torno do paciente, o que provê a denominação aos aparelhos de TC modernos: tomografia computadorizada helicoidal ou espiral<sup>50</sup>. Este avanço incrementou a qualidade da imagem e reduziu o tempo de exposição do paciente. Além disso, os aparelhos modernos apresentam a tecnologia *multislice*, isto é, são capazes de adquirir 4 a 16 fatias de imagem para cada giro de 360° do feixe de raios-x em torno do paciente<sup>54</sup>. As vantagens clínicas dos aparelhos *multislice* referem-se à maior velocidade de aquisição da imagem, especialmente útil quando o movimento do paciente constitui um fator limitante para o exame, assim como melhor resolução espacial das imagens<sup>50</sup>.

A imagem compõe-se unitariamente pelo *pixel* (Fig. 5), cada um dos quais apresenta um número que traduz a densidade tecidual ou o seu poder de atenuação da radiação. Tais números, conhecidos como escala Hounsfield, variam de -1000 (densidade do ar) a +1000 (densidade da cortical óssea), passando pelo zero (densidade da água)<sup>15,34</sup>. Na escala Hounsfield, considera-se que a água apresenta uma densidade neutra na imagem tomográfica. Deste modo, os tecidos de maior densidade são decodificados com um número positivo pelo tomógrafo e chamados hiperdensos, enquanto os te-

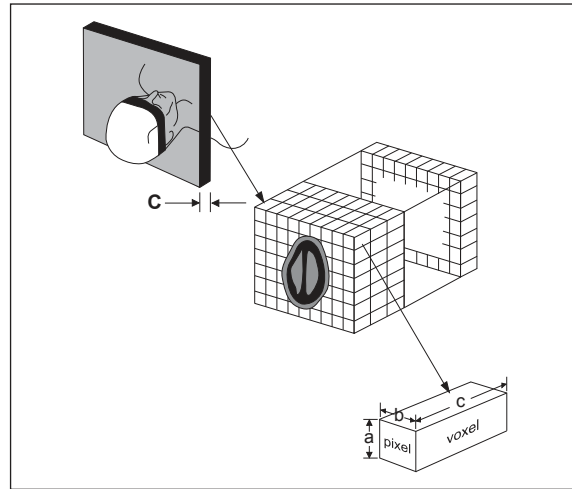


FIGURA 5 - Representação esquemática das unidades que compõem a imagem da tomografia computadorizada tradicional (de FREDERIKSEN<sup>15</sup>).

cidos com densidade inferior à água recebem um número negativo e são denominados hipodensos. A densidade da medula óssea varia de -20 a -40, devido à grande quantidade de tecido adiposo. 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.

Mas devemos lembrar que a imagem de TC ainda apresenta uma terceira dimensão, representada pela espessura do corte. Assim, uma outra palavra deve ser familiar aos profissionais que trabalham com imagens tridimensionais: o *voxel*. Denomina-se *voxel* a menor unidade da imagem na espessura do corte (Fig. 5), podendo variar de 0,5 a 20mm, a depender da região do corpo a ser escaneada e da qualidade da imagem desejada<sup>15,34</sup>. Deste modo, 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.

A tomografia computadorizada tradicional obtém imagens muito mais nítidas e ricas em detalhes que as radiografias convencionais. As análises quantitativas em TC demonstram grande acurácia e precisão<sup>4,5,6,7,16,52</sup>. A medição da imagem é acurada quando se aproxima da dimensão real do objeto estudado. Isto quer dizer que as mensurações realizadas diretamente no crânio ou na imagem em TC do mesmo crânio são absolutamente semelhantes. A precisão ou reprodutibilidade do método confirma-se diante de escassos erros na repetição das mensurações, tanto intra como interexaminadores. Outra vantagem igualmente importante da tomografia computadorizada consiste na alta sensibilidade e especificidade<sup>11,18,19,20,21</sup>. Isto quer dizer que nas análises qualitativas das imagens, os índices de falso-negativo e falso-positivo são muito baixos, respectivamente. Traduzindo em exemplos, comprovou-se que a TC espiral pode evidenciar 100% dos defeitos ósseos periodontais vestibular e lingual<sup>18,19</sup> e das lesões de furca<sup>20</sup>. Outro interessante exemplo da grande sensibilidade da TC quando comparada às radiografias convencionais foi demonstrado na área de Ortodontia. Em 1987, Ericson e Kuroi<sup>12</sup> demonstraram, por meio da análise de radiografias convencionais, que 12% dos pacientes com retenção dos caninos superiores permanentes apresentavam reabsorção radicular dos dentes vizinhos, os incisivos laterais. Treze anos mais tarde, quando repetiram o mesmo estudo, porém utilizando-se a tomografia computadorizada tradicional como método de diagnóstico, constataram que, na realidade, 48% dos pacientes com erupção ectópica dos caninos apresentavam algum grau de reabsorção radicular nos incisivos laterais permanentes<sup>10</sup>. Ademais, em outro trabalho na mesma linha de pesquisa, os mesmos autores demonstraram um alto grau de concordância entre a imagem da TC e a situação real de incisivos laterais extraídos, concernente à profundidade das reabsorções e à presença de envolvimento pulpar<sup>11</sup>. Portanto, os trabalhos da literatura com tomografia computadorizada tradicional validaram este método de diagnóstico para análises quantitativas e qualitativas

das estruturas craniofaciais.

A boa resolução da imagem de TC deve-se ao grande poder de contraste da técnica, já que pequenas diferenças na densidade tecidual podem ser percebidas e traduzidas em 5.000 tons de cinza em cada *pixel*<sup>43</sup>. Para se ter uma idéia, os aparelhos atuais reconhecem diferenças de densidade de menos de 0,5%, enquanto as técnicas radiográficas convencionais detectam desigualdades mínimas de 10%<sup>43</sup>. Ademais, a natureza digital da TC permite introduzir melhoras na qualidade da imagem por meio da computação gráfica. E diferentemente das radiografias convencionais, o fator de magnificação da tomografia computadorizada é nulo, ou seja, a imagem em TC reproduz o tamanho real do objeto escaneado<sup>5</sup>.

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*<sup>43</sup>. 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 TC tradicional também pode criar artefatos em forma de raios na imagem, como acontece na presença das restaurações dentárias metálicas (Fig. 6).



FIGURA 6 - Artefatos produzidos na imagem de TC tradicional por restaurações metálicas.



### Exame da região facial e processamento computadorizado das imagens

Durante o exame de tomografia computadorizada tradicional, 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 (Fig. 7). 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* (Fig. 8). 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 (Fig. 9A) ou, menos comumente, paralelos ao plano oclusal. Para o exame da mandíbula, os cortes axiais são ajustados paralelamente à base mandibular (Fig. 9B). 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 tomografia computadorizada tradicional são usualmente obtidas no sentido axial (Fig. 10). 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.

Diante da necessidade de diversificar as perspectivas de avaliação, o computador é capaz de reconstruir os cortes axiais originais, obtendo imagens em outros planos do espaço, como os planos coronal e sagital, sem a necessidade de expor

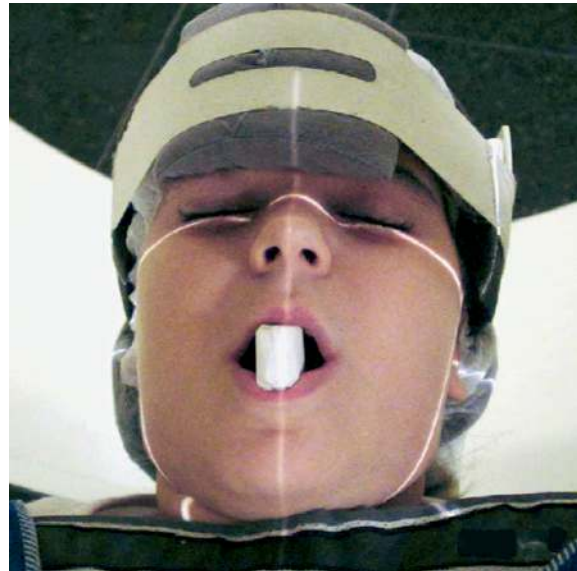


FIGURA 7 - Linhas luminosas de referência para a padronização da posição da cabeça do paciente.



FIGURA 8 - Escanograma ou *scout*.

novamente o paciente à radiação<sup>5,34</sup>. Este recurso presente nos *softwares* dos tomógrafos denomina-se reconstrução multiplanar (Fig. 11). Quando requisitamos uma reconstrução multiplanar, o monitor do computador aparece dividido em quadrantes, um demonstrando a imagem axial original,

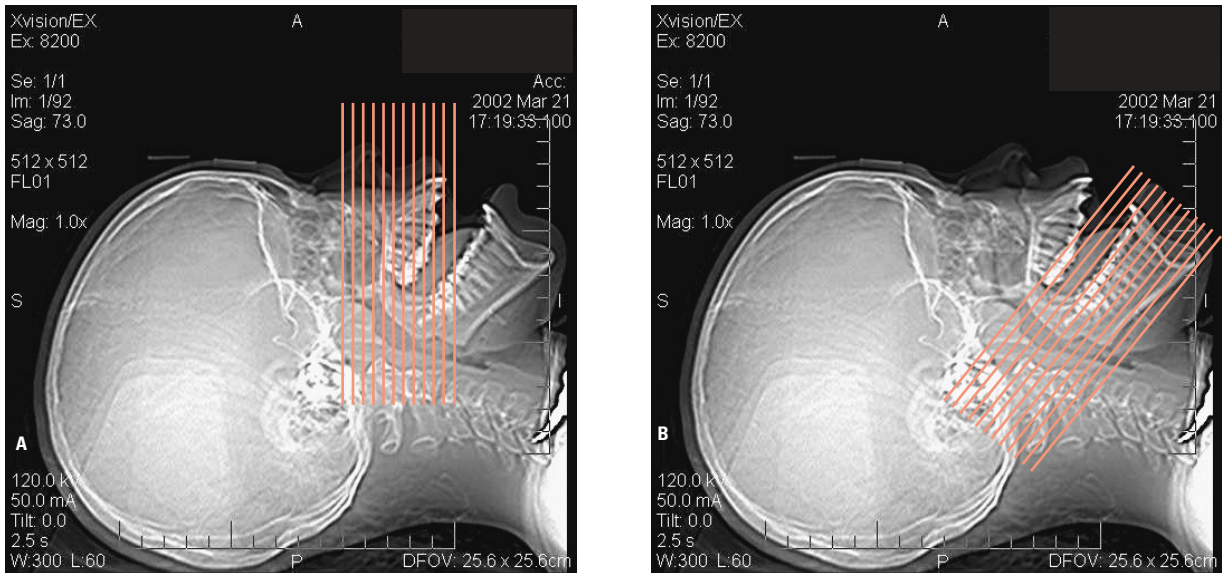


FIGURA 9 - **A)** Scout com determinação da direção dos cortes (axiais) para maxila. **B)** Scout com determinação da direção dos cortes (axiais) para mandíbula.



FIGURA 10 - Cortes axiais originais.

e outros dois com reconstruções no plano coronal e sagital (Fig. 11B). Movimentando-se os cursores na tela, o operador terá condições de visualizar as imagens de toda a área escaneada em cada um dos três planos do espaço, fatia a fatia. O quarto quadrante pode ser utilizado para fazer reconstruções

diversas ou oblíquas, como por exemplo cortes no sentido vestibulolingual da região dentoalveolar, onde se pode visualizar a espessura do rebordo alveolar, das tábuas ósseas vestibular e lingual, assim como a inclinação dentária (Fig. 11). Estas imagens oblíquas do rebordo alveolar no sentido

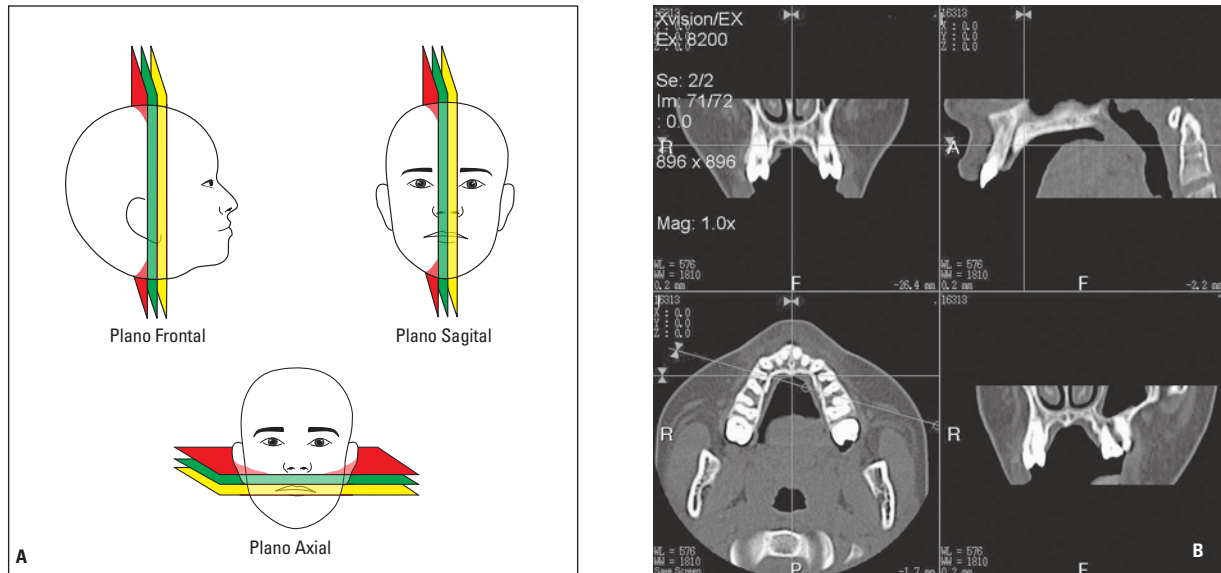


FIGURA 11 - Reconstrução multiplanar: **A)** Desenho esquemático de cortes nos três planos do espaço; **B)** Reconstrução multiplanar em TC tradicional.

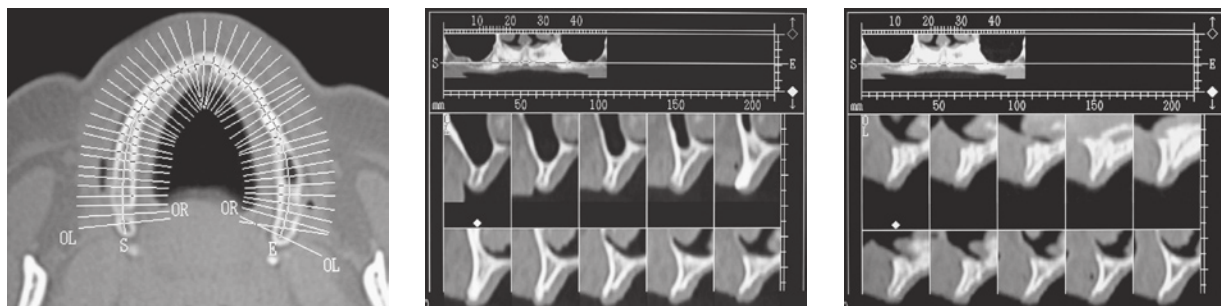


FIGURA 12 - Reconstruções ortorradiais geradas por programas específicos para Odontologia e aplicados principalmente ao planejamento de implantes.

vestibulolingual, também denominadas cortes ortorradiais, são as utilizadas pelo implantodontista para decisão da localização, comprimento e diâmetro dos implantes osseointegrados. Existem alguns *softwares* específicos que automaticamente provêm imagens ortorradiais de toda a extensão do arco dentário para o planejamento da colocação de implantes (Fig. 12). Características como altura, espessura e inclinação do rebordo alveolar, assim como a proximidade de estruturas anatômicas (canal mandibular, forame mentoniano, seio maxilar, cavidade nasal e forame incisivo) podem ser facilmente visualizados

nessas imagens.

Os cortes axiais originais podem ainda ser reconstruídos em 3D e visualizados sob diferentes perspectivas. As imagens principais e de maior interesse ainda podem ser impressas em filme radiográfico e enviadas ao profissional que requisitou o exame.

Sumarizando, a TC apresenta as vantagens de eliminar as sobreposições, a magnífica resolução atribuída ao grande contraste da imagem e a possibilidade de reconstruí-las nos planos axial, coronal, sagital e oblíquo, assim como obter uma visão tridimensional da estrutura de interesse.



### Dose de radiação

Se a TC apresenta grandes vantagens diagnósticas, ela somente não é mais utilizada na rotina odontológica por dois principais motivos: dose de radiação e alto custo.

A dose de radiação recebida pelo paciente durante o exame, indiscutivelmente, apresenta-se mais alta quando comparada às tomadas radiográficas convencionais<sup>35,55</sup>. No entanto, é difícil estabelecer quantas vezes mais radiação esse exame libera em relação às radiografias intrabucais e extrabucais de rotina, porque a dose de radiação da TC varia de acordo com a área escaneada, com a espessura do corte, com os ajustes do aparelho (quilovoltagem e miliamperagem) assim como com o tipo de aparelho de TC.

Por esta razão, indica-se o exame de tomografia computadorizada tradicional na Odontologia apenas quando a relação custo-benefício compensar, ou seja, quando o exame puder prover informações para o diagnóstico impossíveis ou difíceis de serem adquiridas por meio das radiografias convencionais e que, ao mesmo tempo, poderiam alterar significativamente o plano de tratamento escolhido<sup>14</sup>. As principais indicações para a TC tradicional na Odontologia restringem-se aos casos de fraturas complexas da face<sup>3,42,43</sup>, nas anomalias craniofaciais<sup>34</sup>, no diagnóstico e acompanhamento longitudinal de patologias dos maxilares<sup>3,5,6,15,34,42</sup>, no planejamento de múltiplos implantes<sup>14,43</sup> e no diagnóstico do grau de comprometimento radicular dos incisivos laterais em casos de erupção ectópica dos caninos superiores permanentes<sup>2,10,11,48</sup>. A partir do surgimento da TC de feixe cônico na Odontologia, as indicações desse exame tridimensional expandiram-se.

### A TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO (*CONE BEAM*)

O advento da tomografia computadorizada de feixe cônico representa o desenvolvimento de um tomógrafo relativamente pequeno e de menor custo, especialmente indicado para a região

dentomaxilofacial. O desenvolvimento desta nova tecnologia está provendo à Odontologia a reprodução da imagem tridimensional dos tecidos mineralizados maxilofaciais, com mínima distorção e dose de radiação significativamente reduzida em comparação à TC tradicional<sup>47</sup>.

### Histórico

Os primeiros relatos literários sobre a tomografia computadorizada de feixe cônico para uso na Odontologia ocorreram muito recentemente, ao final da década de noventa. O pioneirismo desta nova tecnologia cabe aos italianos Mozzo et al.<sup>40</sup>, da Universidade de Verona, que em 1998 apresentaram os resultados preliminares de um “novo aparelho de TC volumétrica para imagens odontológicas. baseado na técnica do feixe em forma de cone (*cone-beam technique*)”, batizado como NewTom-9000. Reportaram alta acurácia das imagens assim como uma dose de radiação equivalente a 1/6 da liberada pela TC tradicional. Previamente, a técnica do feixe cônico já era utilizada para propósitos distintos: radioterapia, imagiologia vascular e microtomografia de pequenos espécimes com aplicabilidade biomédica ou industrial<sup>40</sup>.

Em 1999, um grupo congregando de professores japoneses e finlandeses de radiologia odontológica apresentou outro aparelho com tecnologia e recursos muito semelhantes ao tomógrafo italiano<sup>1</sup>. Denominado Ortho-CT, o tomógrafo consistia do aparelho convencional de radiografia panorâmica finlandês, Scanora, com a película radiográfica substituída por um intensificador de imagem (detector).

Atualmente, o tomógrafo computadorizado odontológico vem sendo produzido na Itália, Japão e Estados Unidos e está comercialmente disponível em diversos países, inclusive no Brasil. A tecnologia foi aperfeiçoada ao longo de poucos anos, a um custo bem mais acessível em comparação à TC tradicional. Já existem tomógrafos em centros especializados de Radiologia odontológica em al-

gumas cidades brasileiras. Ortodontistas americanos, principalmente da costa oeste, têm adquirido o aparelho para uso particular no consultório. No Japão, a maioria das faculdades de Odontologia detém esta tecnologia.

A história da tomografia computadorizada de feixe cônico indubitavelmente aponta para um cenário onde a imagem radiológica tridimensional será utilizada mais ampla e rotineiramente na Odontologia. É somente uma questão de tempo. Muito pouco tempo.

### Aparelho e aquisição da imagem

O aparelho de TC de feixe cônico é muito compacto e assemelha-se ao aparelho de radiografia panorâmica. Geralmente o paciente é posicionado sentado, mas em alguns aparelhos acomoda-se o paciente deitado (Fig. 13). Apresenta dois componentes principais, posicionados em extremos opostos da cabeça do paciente: a fonte ou tubo de raios-x, que emite um feixe em forma de cone, e um detector de raios-x (Fig. 14). O sistema tubo-detector realiza somente um giro de 360 graus em torno da cabeça do paciente e, a cada determinado grau de giro (geralmente a cada 1 grau), o aparelho adquire uma imagem base da cabeça do paciente, muito semelhante a uma telerradiografia, sob diferentes ângulos ou perspectivas<sup>47,57</sup> (Fig. 15). Ao término do exame, essa seqüência de imagens base (*raw data*) é reconstruída para gerar a imagem volumétrica em 3D, por meio de um *software* específico com um sofisticado programa de algoritmos, instalado em um computador convencional acoplado ao tomógrafo<sup>47</sup>. O tempo de exame pode variar de 10 a 70 segundos (uma volta completa do sistema), porém o tempo de exposição efetiva aos raios-x é bem menor, variando de 3 a 6 segundos<sup>47</sup>.

### Processamento computadorizado das imagens

Uma grande vantagem da TC odontológica é que os programas que executam a reconstrução

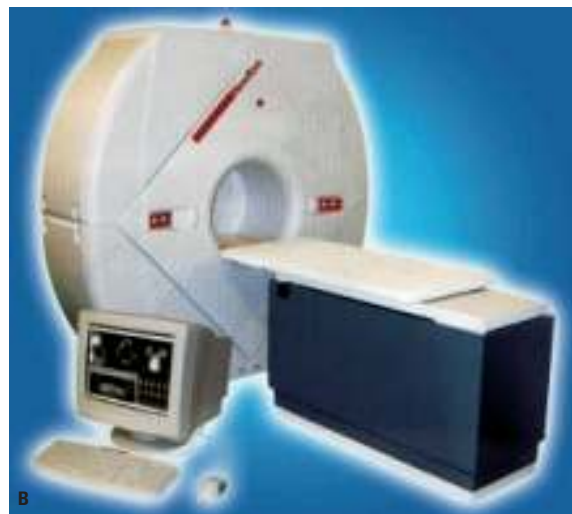


FIGURA 13 - Aparelhos de tomografia computadorizada de feixe cônico. **A)** Aparelho da marca comercial I-Cat, Imaging sciences International, Hatfield, Pennsylvania, EUA ([www.imagingciences.com](http://www.imagingciences.com)). **B)** Aparelho da marca comercial NewTom-9000, Quantitative Radiology, Verona, Itália ([www.qrverona.it](http://www.qrverona.it)).

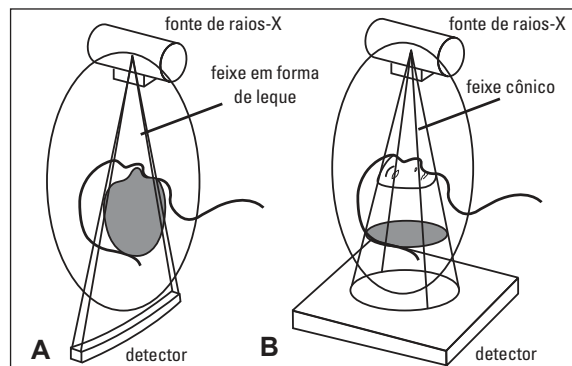


FIGURA 14 - Comparação gráfica do tomógrafo tradicional (**A**) e do tomógrafo de feixe cônico (**B**) com a fonte e o detector de raios-x (de SUKOVIC<sup>50</sup>).

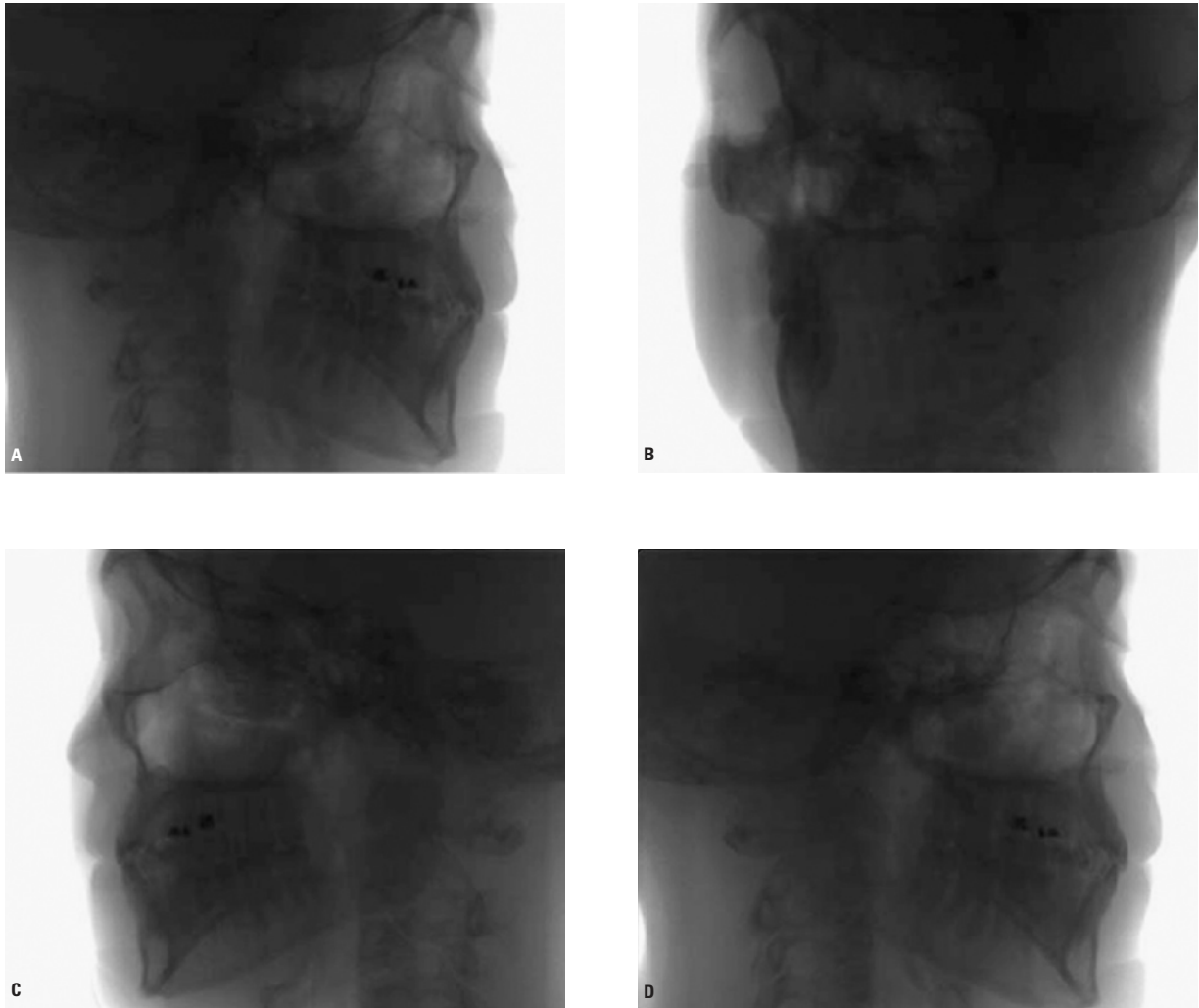


FIGURA 15 - Imagens base da cabeça do paciente, geradas durante o exame de TC de feixe cônico - raw data (de FARMAN; SCARFE<sup>18</sup>).

computadorizada das imagens podem ser instalados em computadores convencionais, e não necessitam de uma *Workstation* como a TC tradicional, apesar de ambas serem armazenadas na linguagem Dicom (*Digital imaging and communication in Medicine*). Desta maneira, se o profissional possuir o *software* específico instalado em seu computador pessoal, ficará apto a manipular as imagens tridimensionais, segundo a sua conveniência, assim como mostrá-la em tempo real aos pacientes. As imagens de maior interesse ainda podem ser impressas e guardadas no prontuário, como parte da documentação.

Os programas de TC de feixe cônico, igualmente à TC tradicional, permitem a reconstrução multiplanar do volume escaneado, ou seja, a visualização de imagens axiais, coronais, sagitais e oblíquas, assim como a reconstrução em 3D (Fig. 16). Adicionalmente, o programa permite gerar imagens bidimensionais, réplicas das radiografias convencionais utilizadas na Odontologia, como a panorâmica e as telerradiografias em norma lateral e frontal, função denominada reconstrução multiplanar em volume, que constitui outra importante vantagem da TC de feixe cônico<sup>37,47</sup>.

Os cortes axiais são selecionados pelo opera-

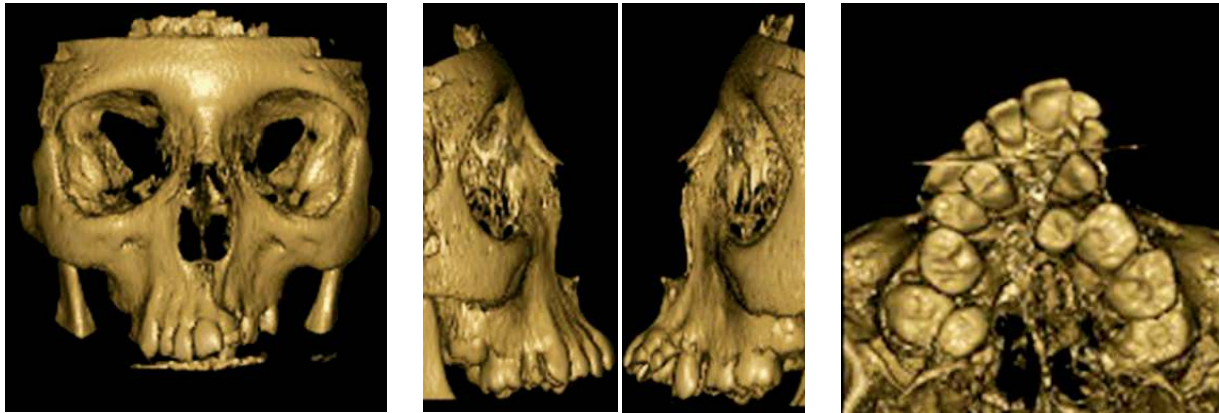


FIGURA 16 - Reconstrução tridimensional (3D) em tomografia computadorizada de feixe cônico.

dor em uma visão lateral da cabeça, semelhante a *scout*, e são considerados reconstruções primárias ou diretas. Cada corte contíguo pode apresentar uma espessura mínima inferior a 1mm. A partir do corte axial, obtêm-se as reconstruções secundárias, incluindo as reconstruções coronais, sagitais, os cortes perpendiculares ao contorno dos arcos dentários (ortorradiais ou trans-axiais), as reconstruções em 3D e as imagens convencionais bidimensionais. 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.

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*. Na TC de feixe cônico, o *voxel* é chamado de isométrico, ou seja, apresenta altura, largura e profundidade de iguais dimensões<sup>13</sup>. 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. Por esta razão, os poucos estudos na área de validação da TC volumétrica para análises qualitativas e quantitativas mostraram uma alta acurácia da imagem<sup>8,29,33,38,39,40</sup>, além de boa nitidez. A imagem da TC de feixe cônico distingue esmalte, dentina, cavidade pulpar e cortical

alveolar<sup>27</sup>. Os artefatos produzidos por restaurações metálicas são bem menos significantes que na TC tradicional<sup>30</sup>. A tecnologia da TC *cone beam* é muito nova e a literatura ainda mostra poucas pesquisas dedicadas ao tema. Mais estudos sobre acurácia/precisão e sensibilidade/especificidade ainda se fazem necessários.

### Dose de radiação

A dose de radiação efetiva da tomografia computadorizada odontológica varia de acordo com a marca comercial do aparelho e com as especificações técnicas selecionadas durante a tomada (campo de visão, tempo de exposição, miliampereagem e quilovoltagem)<sup>36</sup>. Porém, de um modo geral, ela mostra-se significativamente reduzida em comparação à tomografia computadorizada tradicional<sup>40,47,49</sup>. Quando comparada às radiografias convencionais, a dose de radiação da TC de feixe cônico apresenta-se similar à do exame periapical da boca toda<sup>28</sup> ou equivale a aproximadamente 4 a 15 vezes a dose de uma radiografia panorâmica<sup>47</sup>.

Por outro lado, em comparação a uma radiografia convencional, o potencial do exame de tomografia computadorizada em prover informações complementares é muito superior. Adicionalmente, com um exame de TC do feixe cônico, o profissional pode obter reconstruções de todas as tomadas radiográficas convencionais odontoló-



gicas (panorâmica, PA, telerradiografia em norma lateral, periapicais, *bite-wings* e oclusais) somadas às informações ímpares fornecidas pelas reconstruções multiplanares e em 3D. A imagem pode também ser enviada para prototipagem, obtendo-se um modelo da região escaneada em material siliconado.

### POSSIBILIDADES DE APLICAÇÃO DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA NA ORTODONTIA

A seguir, são expostas as principais aplicações da TC em Ortodontia, de acordo com os dados extraídos de uma revisão literária atualizada: 1) avaliação do posicionamento tridimensional de dentes retidos e sua relação com os dentes e estruturas vizinhas<sup>2,10,11,41,56</sup>; 2) avaliação do grau de reabsorção radicular de dentes adjacentes a caninos retidos<sup>2,10,11</sup>; 3) visualização das tábuas ósseas vestibular e lingual e sua remodelação após movimentação dentária<sup>17,23,46</sup>; 4) avaliação das dimensões transversas das bases apicais<sup>22,44</sup> e das dimensões das vias aéreas superiores<sup>22</sup>; 5) avaliação da movimentação dentária para região de osso atrésico (rebordo alveolar pouco espesso na direção vestibulolingual)<sup>24</sup> ou com invaginação do seio maxilar<sup>21</sup>; 6) avaliação de defeitos e enxerto ósseo na região de fissuras lábio-palatais<sup>26</sup>; 7) análise quantitativa e qualitativa do osso alveolar para colocação de miniimplantes de ancoragem ortodôntica<sup>45</sup>; 8) medições do exato diâmetro mesio-distal de dentes permanentes não irrompidos para avaliação da discrepância dente-osso na dentadura mista e 9) avaliações cefalométricas<sup>9,13,25,51</sup>.

Mas o profissional deve estar se perguntando como realizar avaliações cefalométricas em imagens tridimensionais. Há que se desprezar quase 80 anos de estudos em cefalometria baseado em imagens bidimensionais? Apesar da TC criar novas perspectivas e possibilidades de avaliação da face, tanto sob o aspecto dimensional quando qualitativo, a cefalometria convencional pode ser executada normalmente com a TC de feixe cônico.

A imagem cefalométrica bidimensional pode ser obtida de três maneiras distintas a partir do exame de TC<sup>13</sup>: pelo uso do *Scout* (primeira imagem obtida com a TC, assemelha-se à telerradiografia lateral e é utilizada para verificar o posicionamento da cabeça do paciente); pelo uso da imagem base, tomada lateralmente à cabeça do paciente, que mostra menos distorção entre lados direito e esquerdo; ou pela manipulação dos dados volumétricos, sobrepondo-se todos os cortes sagitais gerados e obtendo uma única fatia sagital mais espessa (Fig. 17). O segundo recurso também é utilizado para gerar a tomada pósterio-anterior da face (PA), e o terceiro recurso pode ser implementado para a reconstrução da PA assim como da imagem panorâmica convencional. Tais imagens bidimensionais podem ser transportadas para programas que executam mensurações cefalométricas. Existe apenas uma diferença entre a imagem cefalométrica proveniente da TC e a telerradiografia em norma lateral convencional. Diferentemente da segunda, que mostra uma suave ampliação do lado do paciente pelo qual entra o feixe de raios-X (convencionalmente o lado direito), a primeira mostra-se ortogonal, com igual dimensão nos lados esquerdo

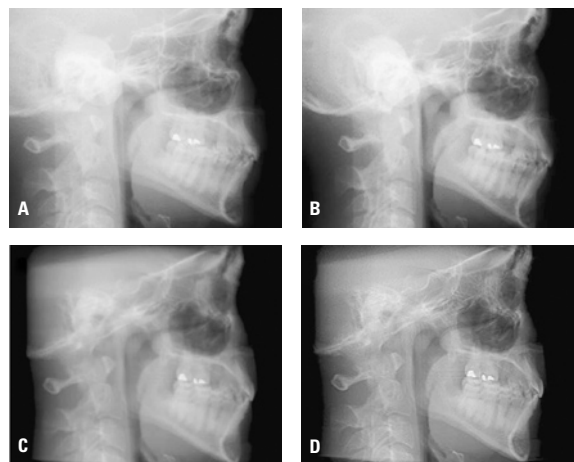


FIGURA 17 - Reconstrução da telerradiografia em norma lateral tradicional, por meio da TC de feixe cônico: **A)** *scout*; **B)** imagem base lateral com tom de cinza invertido; **C)** sobreposição de imagens sagitais; **D)** sobreposição de imagens sagitais com nitidez melhorada (de FARMAN; SCARFE<sup>13</sup>).

e direito do paciente, o que pode significar maior acurácia das mensurações<sup>13</sup>.

A tomografia computadorizada de feixe cônico provê ao ortodontista a capacidade de, em apenas um exame, obter todas as imagens convencionais em 2D que compõem a documentação ortodôntica, somadas à visão tridimensional detalhada das estruturas dentofaciais. E quanto ao custo financeiro e biológico do exame? Sob a perspectiva do custo financeiro, a TC mostra-se muito compensadora, pois atualmente o orçamento do exame equivale aproximadamente ao da documentação convencional de Ortodontia. Quanto ao custo biológico, vinculado à exposição do paciente à radiação, deve-se analisar que o exame de TC pode substituir diversas tomadas radiográficas convencionais utilizadas como rotina em Ortodontia, além de agregar ainda informações em profundidade, impossíveis de serem obtidas nos exames radiográficos convencionais. O profissional deverá avaliar a relação custo-benefício em cada caso particular.

Indubitavelmente, através da TC, nossos olhos ficarão mais aptos a enxergar detalhes fundamentais na morfologia do paciente, que poderão alterar metas terapêuticas e os planos de tratamento usuais. Para exemplificar, um estudo recente em casos com caninos superiores permanentes retidos mostrou que o plano de tratamento inicialmente proposto com base na documentação ortodôntica convencional foi alterado em 43,7% dos pacientes após o exame de TC<sup>2</sup>. Tal mudança se deveu à maior sensibilidade da TC em diagnosticar a presença e a extensão das reabsorções radiculares causadas por esta anomalia irruptiva em dentes adjacentes. Por muitas vezes, os dentes eleitos para extração passaram a ser aqueles afetados pelas reabsorções radiculares que alcançavam a cavidade pulpar.

Portanto, é coerente que, antes de indicar a TC de feixe cônico, o profissional avalie cuidadosamente a relação custo-benefício deste exame complementar: a TC vai contribuir para o diag-

nóstico a ponto de mudar o plano de tratamento? Diante de uma resposta positiva, o exame de TC deve ser indicado.

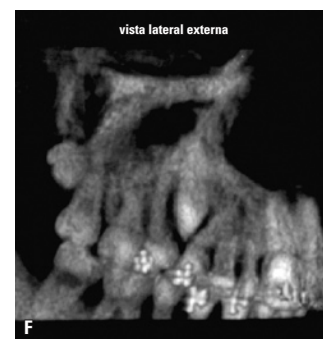
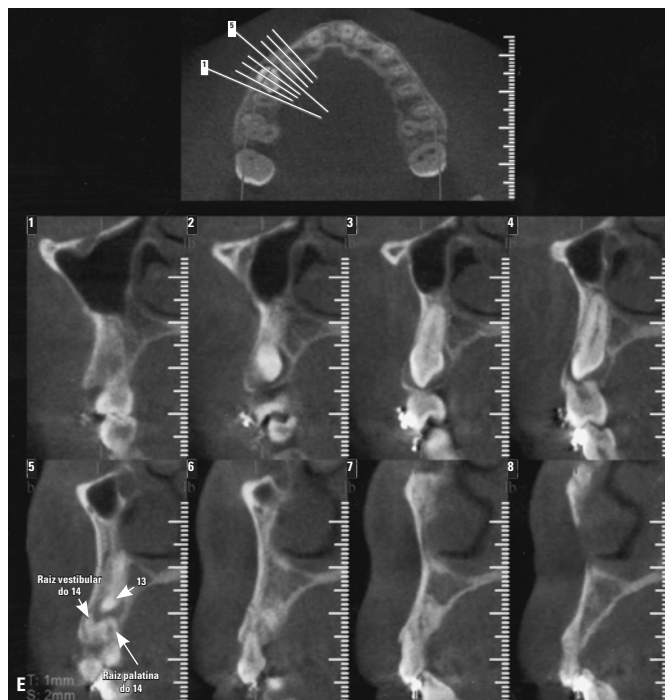
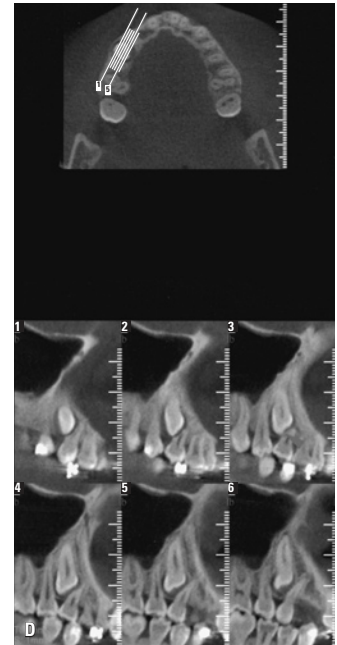
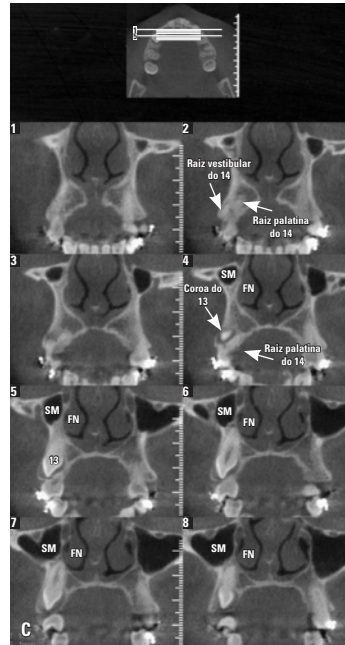
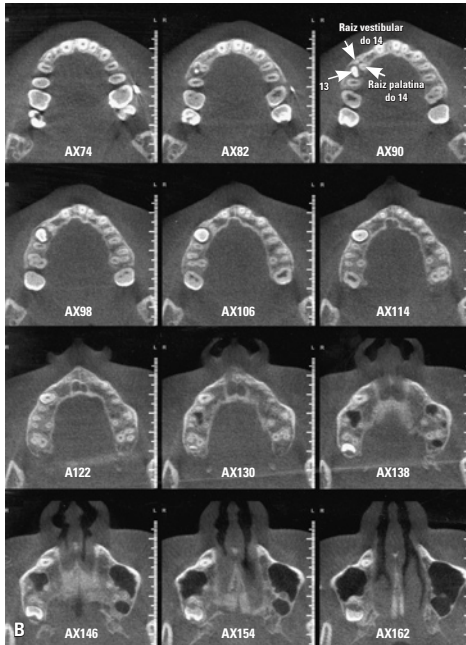
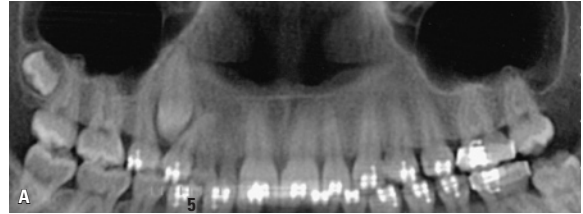
## COMO INTERPRETAR O EXAME DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA?

Quando o profissional da área odontológica requisita um exame de TC de feixe cônico, 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.

A documentação ortodôntica da paciente MMC, de 15 anos de idade, mostrava uma transposição entre canino e primeiro pré-molar superior direito, sendo que o canino apresentava-se não irrompido (Fig. 18). A paciente apresentava também agenesia do incisivo lateral superior do mesmo lado. Antes de efetuar o plano de tratamento, o ortodontista requisitou o exame de TC de feixe cônico com as seguintes dúvidas diagnósticas: 1) Qual a exata localização do canino superior não irrompido no sentido vestibulolingual? e 2) Existe reabsorção radicular nos pré-molares adjacentes ocasionada pelo canino retido?

Geralmente o exame da região dos maxilares é composto por 4 tipos de reconstruções: axiais, coronais, sagitais (ou parasagitais) e ortorradiais. Esta parece ser uma boa seqüência para a interpretação das imagens. A figura 18B mostra os cortes axiais, numa seqüência arco dentário-cavidade nasal. A primeira imagem mostra, no lado direito, as raízes dos dentes 11, 52, 53, 14, e coroas do 15, 16 e 17. Na próxima imagem, localizada pouco acima da primeira (Ax82) já observa-se a ponta de cúspide do 13 localizada entre as raízes do 14 e 15, sendo que o contorno radicular do primeiro pré-molar mostra-se irregular, denunciando uma reabsorção radicular na região distovestibular com extensão próxima ao canal radicular. À medida que cami-

FIGURA 18 - Exame de TC de feixe cônico de uma paciente apresentando transposição entre o canino e o primeiro pré-molar superior direito, com o canino (13) reto e agenesia do incisivo lateral superior direito (12). **A)** Reconstrução da radiografia panorâmica. **B)** Cortes axiais. **C)** Cortes coronais. **D)** Cortes parasagitais. **E)** Cortes ortorradiais. **F, G)** Reconstruções em 3D.



nhamos superiormente, fica claro também que o canino retido ocupa uma posição transalveolar, isto é, no centro do rebordo alveolar, no entanto existe menos osso recobrimo-o por vestibular que por lingual (Ax106). Sendo necessária cirurgia de colagem e tracionamento deste dente, a vestibular seria o acesso eleito.

A seqüência de cortes coronais (Fig. 18C), de anterior para posterior, pode confirmar a localização vestibulolingual do dente 13 (corte n° 5). O profissional deve atentar que a raiz do 14 apresenta uma angulação acentuada do ápice para mesial (Fig. 18A) e, portanto, em nenhuma imagem coronal conseguimos vislumbrar toda extensão cervico-apical da raiz desse dente. A seqüência de cortes parasagittais (Fig. 18D), de vestibular para palatino, confirma a presença de reabsorção radicular presente na superfície distal da raiz do dente 14 (cortes n° 1 e 2) que aparece com um contorno irregular e descontínuo. À medida que caminhamos para os cortes mais deslocados para palatino, a raiz do dente 14 passa a mostrar um contorno

regular e contínuo, sinal de que a raiz palatina não foi reabsorvida. Os cortes ortorradiais (Fig. 18E), numerados de distal para mesial, confirmam as características observadas nos cortes anteriores e, além disso, mostram a real espessura do rebordo alveolar nas regiões analisadas. As imagens também podem ser avaliadas em 3D (Fig. 18F, G), aqui representada sob as perspectivas vestibular e lingual.

## CONCLUSÕES

Devido principalmente ao reduzido custo financeiro e à menor dose de radiação, vislumbra-se um crescente uso e difusão da TC de feixe cônico ocorrendo num futuro bem próximo na Odontologia. Com a definição de novos conhecimentos gerados pela visão tridimensional do crânio e da face, a expectativa é que a TC de feixe cônico altere conceitos e paradigmas, redefinindo metas e planos terapêuticos na Ortodontia.

Enviado em: outubro de 2006  
Revisado e aceito: janeiro de 2007

---

## Cone beam computed tomography (CBCT): understanding this new imaging diagnostic method with promising application in Orthodontics

### Abstract

**Objectives:** This article aims to inform and update the dental professional regarding computed tomography (CT), including information related to image acquisition, radiation dose and CT interpretation, with distinction between the traditional CT and the cone beam CT. Additionally, the possibilities of application of CT in Orthodontics are discussed.

**Conclusion:** As a result of technological advances, lower radiation dose and optimal image quality, the expectations point to a more wide utilization of cone beam computed tomography in Dentistry and Orthodontics. With the definition of new knowledge generated from the three-dimensional view of cranium and face, the future can bring changes in concepts and paradigms as well as the redefinition of orthodontic objectives and treatment plans.

**Key words:** Diagnosis. Dentistry. Orthodontics.

---

## REFERÊNCIAS

1. ARAI, Y. et al. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. **Dentomaxillofac Radiol**, Houndsmills, v. 28, no. 4, p. 245-248, July 1999.
2. BJERKLIN, K.; ERICSON, S. How a computerized tomography examination changed the treatment plans of 80 children with retained and ectopically positioned maxillary canines. **Angle Orthod**, Appleton, v. 76, no. 1, p. 43-51, Jan. 2006.
3. BROOKS, S. L. Computed tomography. **Dent Clin North Am Dent**, Philadelphia, v. 37, no. 4, p. 575-590, Oct. 1993.
4. CAVALCANTI, M. G. P. et al. Accurate linear measurements in the anterior maxilla using orthoradially reformatted spiral computed tomography. **Dentomaxillofac Radiol**, Houndsmills, v. 28, no. 3, p. 137-140, May 1999.
5. CAVALCANTI, M. G. P.; RUPRECHT, A.; VANNIER, M. W. Evaluation of an ossifying fibroma using three-dimensional computed tomography. **Dentomaxillofac Radiol**, Houndsmills, v. 30, no. 6, p. 342-345, Nov. 2001.



6. CAVALCANTI, M. G. P.; VANNIER, M. W. Measurement of the volume of oral tumors by three-dimensional spiral computed tomography. **Dentomaxillofac Radiol**, Houndsmills, v. 29, no. 1, p. 35-40, Jan. 2000.
7. CAVALCANTI, M. G. P.; VANNIER, M. W. Validation of spiral computed tomography for craniofacial clinical application. **Dentomaxillofac Radiol**, Houndsmills, v. 27, no. 6, p. 344-350, Nov. 1998.
8. CEVIDANES, L. H. et al. Superimposition of 3D cone-beam CT models of orthognathic surgery patients. **Dentomaxillofac Radiol**, Houndsmills, v. 34, no. 6, p. 369-375, Nov. 2005.
9. CHIDIAC, J. J. et al. Comparison of CT scanograms and cephalometric radiographs in craniofacial imaging. **Orthod Craniofac Res**, Oxford, v. 5, no. 2, p. 104-113, May 2002.
10. ERICSON, S.; KUROL, J. Resorption of incisors after ectopic eruption of maxillary canines: a CT study. **Angle Orthod**, Appleton, v. 70, no. 6, p. 415-423, Dec. 2000.
11. ERICSON, S.; KUROL, J. Incisor root resorptions due to ectopic maxillary canines imaged by computerized tomography: a comparative study in extracted teeth. **Angle Orthod**, Appleton, v. 70, no. 4, p. 276-283, Aug. 2000.
12. ERICSON, S.; KUROL, J. Radiographic examination of ectopically erupting maxillary canines. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 91, no. 6, p. 483-492, June 1987.
13. FARMAN, A. G.; SCARFE, W. C. Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 130, no. 2, p. 257-265, Aug. 2006.
14. FLOYD, P.; PALMER, P.; PALMER, R. Radiographic techniques. **Br Dent J**, London, v. 187, n. 7, p. 359-365, Oct. 1999.
15. FREDERIKSEN, N. L. Specialized radiographic techniques. In: GOAZ, P. W.; WHITE, S. C. **Oral radiology: principles and interpretation**. 3rd. St. Louis: Mosby, 1994. cap. 13, p. 266-290.
16. FUHRMANN, R. A. W. Three-dimensional cephalometry and three-dimensional skull models in orthodontic/surgical diagnosis and treatment planning. **Semin Orthod**, Philadelphia, v. 8, no. 1, p. 17-22, Mar. 2002.
17. FUHRMANN, R. A. W. Three-dimensional evaluation of periodontal remodeling during Orthodontic treatment. **Semin Orthod**, Philadelphia, v. 8, no. 1, p. 23-28, Mar. 2002.
18. FUHRMANN, R. A. W. et al. Assessment of the dentate alveolar process with high resolution computed tomography. **Dentomaxillofac Radiol**, Houndsmills, v. 24, no. 1, p. 50-54, Feb. 1995.
19. FUHRMANN, R. A. W.; BÜCKER, A.; DIEDRICH, P. R. Assessment of alveolar bone loss with high resolution computed tomography. **J Periodont Res**, Copenhagen, v. 30, p. 258-263, 1995.
20. FUHRMANN, R. A. W.; BÜCKER, A.; DIEDRICH, P. R. Furcation involvement: comparison of dental radiographs and HR-CT-slices in human specimens. **J Periodont Res**, Copenhagen, v. 32, no. 5, p. 409-418, July 1997.
21. FUHRMANN, R. A. W.; BÜCKER, A.; DIEDRICH, P. R. Radiological assessment of artificial bone defects in the floor of the maxillary sinus. **Dentomaxillofac Radiol**, Houndsmills, v. 26, no. 2, p. 112-116, Mar. 1997.
22. GARIB, D. G. et al. Rapid maxillary expansion - tooth-tissue-borne vs. tooth-borne expanders: a computed tomography evaluation of dentoskeletal effects. **Angle Orthod**, Appleton, v. 75, no. 4, p. 548-557, 2005.
23. GARIB, D. G. et al. Periodontal effects of rapid maxillary expansion with tooth-tissue borne and tooth borne expanders: a computed tomography evaluation. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 129, no. 6, p. 749-758, 2006.
24. GUNDUZ, E. et al. Bone regeneration by bodily tooth movement: dental computed tomography examination of a patient. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 125, no. 1, p. 100-106, Jan. 2004.
25. HALAZOTENIS, D. J. From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 127, no. 5, p. 627-637, May 2005.
26. HAMADA, Y. et al. Application of limited cone beam computed tomography to clinical assessment of alveolar bone grafting: a preliminary report. **Cleft Palate Craniofac J**, Pittsburgh, v. 42, no. 2, p. 128-137, Mar. 2005.
27. HASHIMOTO, K. et al. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, St. Louis, v. 95, no. 3, p. 371-377, Mar. 2003.
28. HATCHER, D. C.; ABOUDARA, C. L. Diagnosis goes digital. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 125, no. 4, p. 512-515, Apr. 2004.
29. HILGERS, M. L. et al. Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 128, no. 6, p. 803-811, Dec. 2005.
30. HOLBERG, C. Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations. **J Orofac Orthop**, Munchen, v. 66, no. 6, p. 434-444, Nov. 2005.
31. HOUNSFIELD, G. N. Computed transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. **Br J Radiol**, London, v. 46, no. 552, p. 1016-1022, Dec. 1973.
32. KATSUMATA, A. et al. Image artifact in dental cone-beam CT. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, St. Louis, v. 101, no. 5, p. 652-657, May 2006.
33. KOBAYASHI, K. et al. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 19, no. 2, p. 228-231, Mar./Apr. 2004.
34. LANGLAIS, R. P.; LANGLAND, O. E.; NORTJÉ, C. J. Decision making in dental radiology. In: \_\_\_\_\_. **Diagnostic imaging of the jaws**. Baltimore: Williams & Wilkins, 1995. cap. 1, p. 1-17.
35. LECOMBER, A. R. et al. Comparison of patient dose from imaging protocols for dental implant planning using conventional radiography and computed tomography. **Dentomaxillofac Radiol**, Houndsmills, v. 30, no. 5, p. 255-259, Sept. 2001.
36. LUDLOW, J. B. et al. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. **Dentomaxillofac Radiol**, Tokyo, v. 35, no. 4, p. 219-226, July 2006.
37. MAKI, K. et al. Computer-assisted simulations in orthodontic diagnosis and the application of a new cone beam X-ray computed tomography. **Orthod Craniofac Res**, Oxford, v. 6, p. 95-101, 2003. Supplement.
38. MARMULLA, R. et al. Geometric accuracy of the NewTom 9000 Cone Beam CT. **Dentomaxillofac Radiol**, Houndsmills, v. 34, no. 1, p. 28-31, Jan. 2005.
39. MISCH, K. A.; YI, E. S.; SARMENT, D. P. Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. **J Periodontol**, Chicago, v. 77, no. 7, p. 1261-1266, July 2006.
40. MOZZO, P. et al. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. **Eur Radiol**, Berlin, v. 8, no. 9, p. 1558-1564, 1998.
41. NAKAJIMA, A. et al. Two- and three-dimensional orthodontic imaging using limited cone beam-computed tomography. **Angle Orthod**, Appleton, v. 75, no. 6, p. 895-903, Nov. 2005.
42. PAPAIZ, E. G.; CARVALHO, P. L. Métodos recentes de diagnóstico através da imagem. In: FREITAS, A.; ROSA, J. E.; FARIA E SOUZA, I. **Radiologia odontológica**. 4. ed. São Paulo: Artes Médicas, 1998. cap. 34, p. 667-684.
43. PARKS, E. T. Computed tomography applications for dentistry. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v. 44, no. 2, p. 371-394, Apr. 2000.
44. PODESSER, B. et al. Quantitation of transverse maxillary dimensions using computed tomography: a methodological and reproducibility study. **Eur J Orthod**, Oxford, v. 26, no. 2, p. 209-215, Apr. 2004.
45. POGGIO, P. M. et al. "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. **Angle Orthod**, Appleton, v. 76, p. 191-197, 2006.
46. SARIKAYA, S. et al. Changes in alveolar bone thickness due to retraction of anterior teeth. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 122, no. 1, p. 15-26, July 2002.

47. SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G.; SUKOVIC, P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. **J Can Dent Assoc**, Ottawa, v. 72, no.1, p. 75-80, Feb. 2006.
48. SCHMUTH, G. P. F. et al. The application of computerized tomography (CT) in cases of impacted maxillary canines. **Eur J Orthod**, Oxford, v. 14, no. 4, p. 296-301, Aug. 1992.
49. SCHULZE, D. et al. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, Houndsfills, v. 33, no. 2, p. 83-86, Mar. 2004.
50. SUKOVIC, P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. **Orthod Craniofac Res**, Oxford, v. 6, p. 31-36, 2003. Supplement.
51. SWENNEN, G. R. J.; SCHUTYSER, F. Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 130, no. 3, p. 410-406, Sept. 2006.
52. TOGASHI, K. et al. Three-dimensional cephalometric using helical computer tomography: measurement error caused by head inclination. **Angle Orthod**, Appleton, v. 72, no. 6, p. 513-520, Dec. 2002.
53. VAN DER STELT, P. F.; DUNN, S. M. 3D-Imaging in dental radiology. In: FARMAN, A. G. et al. **Advances in maxillofacial imaging**. Amsterdam: Elsevier, 1997. p. 367-372.
54. VANNIER, M. W. Craniofacial computed tomography scanning: technology, applications and future trends. **Orthod Craniofac Res**, Oxford, v. 6, p. 23-30, 2003. Supplement.
55. VISSER, H. et al. Doses to critical organs from computed tomography (CT). In: FARMAN, A. G. et al. **Advances in maxillofacial imaging**. Amsterdam: Elsevier, 1997. p. 401-406.
56. WALKER, L.; ENCISO, R.; MAH, J. Three-dimensional localization of maxillary canines with cone-beam computed tomography. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 128, no. 4, p. 418-423, Oct. 2005.
57. YAMAMOTO, K. Development of dento-maxillofacial cone beam X-ray computed tomography system. **Orthod Craniofac Res**, Oxford, v. 6, p.160-162, 2003. Supplement.

---

**Endereço para correspondência**

Daniela Gamba Garib  
Av. Rio Branco, 19-18 - Centro  
CEP: 17.040-480 – Bauru/SP  
E-mail: dgarib@uol.com.br