

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
DEPARTAMENTO DE CIRURGIA E ORTOPEDIA
CURSO DE ESPECIALIZAÇÃO EM RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA
E IMAGINOLOGIA**

**UTILIZAÇÃO DA TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA *FAN BEAM* E TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA *CONE BEAM* NA CIRURGIA
BUCO-MAXILO-FACIAL**

Paula Nery Ignácio Xavier

Porto Alegre, 2010

**UTILIZAÇÃO DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA
FAN BEAM E TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA *CONE
BEAM* NA CIRURGIA BUCO-MAXILO-FACIAL**

Paula Nery Ignácio Xavier

Monografia apresentada no Curso de Especialização em Radiologia
Odontológica e Imaginologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul,
como requisito parcial para obtenção do título de
Especialista em Radiologia Odontológica e Imaginologia

Orientadora: Nádia Assein Arús

Porto Alegre
2010

Dedico este trabalho aos meus amados pais, que sempre colocaram a educação dos filhos em primeiro lugar.

LISTA DE ABREVIATURAS

2D	Duas dimensões
3D	Três Dimensões
3D-TC	Tomografia Computadorizada em três dimensões
TC	Tomografia Computadorizada
TCCB	Tomografia Computadorizada <i>Cone Beam</i>
FOV	<i>Field of view</i>
RMP	Reconstruções multiplanares
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
ATM	Articulação temporomandibular
SNC	Sistema nervoso central
3MI	Terceiro molar inferior
2MI	Segundo molar inferior
HU	Unidades Hounsfield
kV	Quilovoltagem

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	6
2. REVISÃO DE LITERATURA	7
2.1 Tomografia Computadorizada na Odontologia.....	7
2.2 Uso da Tomografia Computadorizada <i>Fan Beam</i> na Cirurgia Buco-Maxilo-Facial.....	12
2.2.1 Patologia.....	14
2.2.2 Traumatologia.....	16
2.2.3 Impacções dentárias.....	18
2.3 Uso da Tomografia Computadorizada <i>Cone Beam</i> na Cirurgia Buco-Maxilo-Facial.....	19
2.3.1 Patologia.....	20
2.3.2 Terceiros molares.....	21
2.3.3 Malformações.....	23
2.3.4 Instrumentos fraturados.....	23
2.3.5 Dentes impactados.....	24
3. DISCUSSÃO	26
4. CONSIDERAÇÕES FINAIS	32
5. CONCLUSÃO	34
6. BIBLIOGRAFIA	35

INTRODUÇÃO

A imagem é uma importante ferramenta de diagnóstico para a avaliação do paciente odontológico. A introdução da radiografia panorâmica nos anos 60 e sua grande utilização nos anos 70 e 80 marcou o início do maior progresso no diagnóstico odontológico, proporcionando aos clínicos uma visão global dos maxilares e estruturas maxilo-faciais. Entretanto, os procedimentos intra e extra-orais sofrem as limitações inerentes às imagens adquiridas em duas dimensões (2D), como magnificação, distorções e sobreposição de estruturas.

Durante as últimas décadas, houve uma tendência crescente do uso da imagem tridimensional para aprimoramento do diagnóstico odontológico. Em razão dos mais variados tipos de traumatismos faciais, a tomografia computadorizada tem adquirido grande importância em cirurgia buco-maxilo-facial. Nessa especialidade, a tomografia computadorizada também pode ser utilizada na avaliação de elementos dentários inclusos e supranumerários e suas relações com as estruturas anatômicas adjacentes, assim como no planejamento para cirurgias ortognáticas e intervenções em lesões dos maxilares. Primeiramente, isso foi alcançado com o uso da Tomografia Computadorizada *Singleslice* e mais tarde com a Tomografia Computadorizada *Multislice*. Atualmente, a Tomografia Computadorizada em Feixe Cônico (*Cone Beam*) possui um potencial promissor para a aplicação na imagem oral e crânio-facial.

Está claro que um número de novas técnicas e o acesso às imagens está ou logo estará disponível para os cuidados com o paciente. O desafio ainda é a tomada de decisão sobre a modalidade de imagem que trará a melhor análise de custo benefício ao paciente (rendimento de imagem/diagnóstico *versus* risco para o paciente). Para ajudar nessa decisão, os clínicos devem ter um bom conhecimento de como trabalhar com a tecnologia disponível e todo seu potencial. (SCARFE e FARMAN, 2008; CAVALCANTI, 2008; LOUBELE *et al*, 2007)

O presente trabalho tem por objetivo revisar a literatura sobre o papel da Tomografia Computadorizada *Fan Beam* e da Tomografia Computadorizada *Cone Beam* dentro do diagnóstico, planejamento e execução da cirurgia odontológica.

TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA NA ODONTOLOGIA

A palavra tomografia é datada anterior a 1920, quando alguns cientistas desenvolveram um método denominado “radiografia seccional do corpo” ou “estratigrafia” (do grego *stratum*, significando camada). Em 1935, Grossman refinou a técnica e a denominou tomografia (do grego *tomos*, secção). Em 1937, Watson desenvolveu outra técnica em que as secções eram transversais, denominando-a tomografia axial transversa. Entretanto, as imagens perdiam detalhes e não apresentavam uma definição de imagem suficiente para serem utilizadas rotineiramente.

Um dos estudos que serviu de base para o aprimoramento dessas técnicas foi o do matemático austríaco Radon, em 1917, que provou ser possível reconstruir ou construir uma imagem em duas ou três dimensões a partir de um grande número de projeções em diferentes direções.

Em 1967, Godfrey Newbold Hounsfield desenvolveu uma nova metodologia em que a transmissão de raios X era realizada em múltiplos ângulos, e os valores de absorção dos tecidos traduzidos e calculados pelo computador que, por sua vez, reconstruía a imagem em “fatias”. Essa técnica foi primeiramente denominada “escaneamento computadorizado transverso axial” e publicada no *British Journal of Radiology*, em 1973. O autor relata o processo de formação da imagem, no qual a fonte de raios X e dois detectores giravam em torno da cabeça do paciente, colocada de maneira imóvel, com uma estrutura plástica flexível contendo água ao redor da cabeça. Essa estrutura era responsável pela manutenção do posicionamento da cabeça, eliminando o ar entre essa e a máquina, pois acreditavam que isso diminuiria interferências durante a aquisição da imagem. Após a obtenção dos dados, as imagens eram conseguidas em duas etapas: (1) os detectores mediam a intensidade dos raios X absorvidos pelos diferentes tecidos, calculando por meio de um coeficiente de absorção a densidade de cada um deles; (2) o computador construía uma matriz de 80x80 com a imagem de cada corte reconstruída, gravada e armazenada num disco dentro do próprio computador acoplado à máquina. Uma vez finalizadas essas duas etapas, outro corte era realizado, num tempo hábil de cinco a seis minutos para cada imagem. Nesse trabalho, o autor ressaltou que a decodificação do coeficiente de absorção de cada estrutura de feixes de raios X de 120 kV resultou na elaboração de uma escala de cores, utilizada até os dias de hoje, variando da cor preta (-1000 HU), que corresponde ao ar, passando por tonalidades de cinza (0 HU),

correspondendo a água e a líquidos corpóreos, até finalizar em branco (+1000 HU), correspondendo ao osso ou tecidos calcificados.

Em decorrência desses estudos, Hounsfield e Cormack receberam o Prêmio Nobel de Medicina em 1979, abrindo um novo campo para técnicos, radiologistas, médicos, engenheiros e outros profissionais.

Atualmente, podemos classificar os tomógrafos computadorizados através de suas diretrizes técnicas: técnica convencional e técnica espiral (helicoidal) e, mais recentemente, técnica *multislice*. A Tomografia Computadorizada (TC) espiral foi, inicialmente, introduzida em 1990, com o objetivo de eliminar diversas limitações da TC convencional, diminuindo o grande tempo em que esta processava as imagens e, com isso, reduzindo a exposição do paciente à radiação. Entretanto, a primeira geração da TC utilizava um único anel de detectores (cortes simples – *singleslice*), o que não eliminava os possíveis artefatos provenientes de restaurações metálicas dentárias ou de movimentos respiratórios voluntários do paciente. Mais tarde, numa tentativa de diminuir interferências na qualidade final da imagem, criou-se um anel duplo de detectores (duplo corte – *dualslice*), reduzindo em 50% o tempo de escaneamento do paciente e mantendo a qualidade da imagem.

Recentemente, foi introduzido um tomógrafo com múltiplos anéis detectores (*multislice*), que permite o escaneamento rápido e uma reconstrução de imagem de alta resolução. A TC *multislice* representa o mais moderno em se tratando de TC espiral. Ela foi introduzida no final de 1998, e pode utilizar múltiplos cortes de forma simultânea. Os atuais sistemas adquirem quatro, oito, dezesseis, trinta e dois, sessenta e quatro ou até mais cortes simultâneos em uma única aquisição de até 0,4 segundos. As imagens podem ser monitoradas em tempo real, ou seja, as reconstruções são obtidas ao mesmo tempo em que o paciente é escaneado. Com isso é possível obter uma dramática melhoria na qualidade da imagem nas reconstruções multiplanares (reconstruções em planos coronal e sagital), assim como na reconstrução em terceira dimensão (3D), na qual, quanto menores forem a espessura de corte e o intervalo de reconstrução, melhor será a qualidade de imagem e o produto final, reduzindo sensivelmente o tempo de trabalho, comparado à tomografia espiral da geração anterior.

O processamento dos dados é realizado a partir de princípios matemáticos que ocorrem em três passos. Primeiramente, os dados adquiridos sofrem correções, ou seja, é realizada uma reformatação daquelas informações adquiridas pelos detectores localizados no anel do tomógrafo. Em seguida, esses dados escaneados, com diferentes graus de atenuação, são convertidos em imagem digital por meio de procedimentos matemáticos, em que cada

número (coeficiente de atenuação) representa a menor unidade de um tomograma computadorizado (*picture element*), formando a imagem do objeto em duas dimensões (x,y), denominada *pixel*, com dimensões previamente conhecidas. A informação contida em cada *pixel* é reconstruída de acordo com o grau de atenuação da radiação ao longo de sua trajetória. O conjunto de pixels forma a matriz da imagem, e sua representação gráfica nos permite a visualização de volume do objeto (eixos x,y,z), denominado *voxel*. Esses valores têm uma variação de tons numa escala de cinza, na qual o contraste e brilho também são levados em consideração. Como terceiro passo, é realizada a reconstrução digital da imagem, que envolve ainda a manipulação e o armazenamento em CD-Rom, discos ópticos ou no próprio tomógrafo. (PANELLA, 2006; FLYGARE e ÖHMAN, 2008)

O princípio básico da TC é a passagem de uma fonte de radiação em forma de leque (*fan beam*) através do paciente, em várias angulações diferentes. A aquisição de imagem na TC envolve o deslocamento do paciente em um ritmo constante através do *gantry*, simultaneamente à contínua rotação do detector e fonte de radiação. Isso permite uma aquisição de imagem rápida e de alta qualidade da cabeça e do pescoço com uma simples segurada de fôlego. Dessa forma reduz os artefatos resultantes dos movimentos de deglutição e respiração. A TC pode nos fornecer cortes axiais ou coronais de uma região de interesse, que, por exemplo, pode ser a região da mandíbula, o terço médio da face ou até de toda a cabeça, que são integradas para proporcionar a imagem com volume. A partir desses cortes axiais iniciais, podem-se obter reconstruções em segunda dimensão denominadas também reconstruções multiplanares (RMP), da mesma região de interesse, sem a necessidade de expor o paciente a novo exame, facilitando a interpretação radiográfica. Outra grande vantagem consiste na obtenção de imagens de reconstruções em terceira dimensão (3D) por meio da TC, em que se permite a visualização de estruturas anatômicas tridimensionalmente numa única imagem. (PANELLA, 2006; CAVALCANTI *et al*, 2000; FARMAN e SCARFE, 2009)

As modalidades de imagem mais usadas na imagem dento-maxilo-facial, como radiografias periapicais, radiografias panorâmicas e tomografia convencional, produzem apenas imagens em duas dimensões e/ou imagens com distorções. Como resultado, muitos clínicos têm optado pela utilização da TC para o planejamento de implantes e outros tratamentos. (SUKOVIC, 2003)

Na comunidade odontológica, com a exceção da maioria dos patologistas ou traumatologistas, há ainda uma hesitação no uso dessa tecnologia. Isso é compreensível pelo

fato de (1) os pacientes terem que ser encaminhados para fora do consultório dentário para a realização dos exames, (2) porque há grandes doses de radiação para o paciente, (3). Além disso, o radiologista médico, muitas vezes, não consegue apreciar a informação que o clínico busca, (4) como também há uma grande lacuna de tempo entre o encaminhamento do paciente e a chegada das informações, (5) e o alto custo do exame. Acrescente-se ainda que muitos dentistas não têm o treinamento ou a experiência necessários para a leitura e apropriada avaliação das informações radiográficas recebidas. (GUTTENBERG, 2000)

Isso mudou no começo do século quando o primeiro aparelho de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico – *Cone Beam* – (TCCB) para uso odontológico se tornou comercialmente disponível. Essa máquina criou um novo paradigma para a avaliação das estruturas dentárias e maxilo-faciais no consultório odontológico. As unidades são muito menores que as TC médicas, são mais acessíveis para a compra e manuseio, produzem uma fração da dose de radiação e possuem uma arquitetura aberta que, geralmente, diminui as reclamações dos pacientes e a sensação claustrofóbica. (GUTTENBERG, 2000)

A TCCB é uma tecnologia em que a imagem é obtida através de um aparato rotatório (gantry) onde estão fixados a fonte de raios X e o receptor. Uma fonte cônica ou piramidal de radiação é direcionada através do centro da área de interesse até o detector do lado oposto. A fonte de raios X e o detector giram sincronicamente e em direções opostas em um eixo correspondente ao centro da região de interesse de obtenção de imagem. Durante a rotação (180° ou mais, frequentemente 360°), múltiplas imagens sequenciais planares são obtidas de forma imediata do campo de visão (*field of view* - FOV). A projeção será mais tarde utilizada para gerar uma imagem 3D que pode ser, primeiramente, usada para criar reconstruções em 3 planos ortogonais (axial, coronal e sagital). Esse procedimento difere da TC convencional que usa um feixe de raios X em leque em uma progressão helicoidal para obter imagens axiais individuais em “fatias” (*slices*) do FOV, e então juntar essas fatias para obter a reconstrução em 3D. Cada fatia necessita de um escaneamento e uma reconstrução 3D em separado. Devido à *Cone Beam* abranger o FOV por inteiro, apenas uma sequência de rotação é necessária para aquisição de dados suficientes para a reconstrução da imagem. (SCARFE e FARMAN, 2008; FARMAN e SCARFE, 2009; SOKUVIC, 2003; ANGELOPOULOS *et al*, 2008)

O FOV, determinado pela área de interesse, é primariamente dependente do tamanho do detector, da geometria de projeção do feixe e da colimação. As imagens preliminares captadas pela TCCB correspondem a uma sequência de imagens 2D, dados de projeção, dados

estruturais, dados “crus” ou projeções base. Os dados de projeção geralmente não são visualizados, exceto na verificação da posição do paciente e para fins técnicos e de calibragem. Geralmente o tempo de exposição é de 20 segundos ou menos, correspondente ao tempo da imagem panorâmica. (FARMAN e SCARFE, 2009)

Após a transferência para a *workstation*, as imagens são processadas, o que inclui uma correção visual e geométrica e a aplicação dos algoritmos de reconstrução. Assim que os *slices* tenham sido reconstruídos, eles podem ser combinados para a formação da imagem volumétrica. (FARMAN e SCARFE, 2009)

Todas as estruturas são processadas na proporção de 1:1 nas reconstruções de imagem. (MILES, 2008)

Embora a TCCB exista há mais de 25 anos, apenas na década passada se tornou possível produzir um sistema que tenha baixo custo e seja de um tamanho adequado para o uso no consultório odontológico. Fatores tecnológicos e de aplicação específica se uniram para tornar isso possível, incluindo: (1) desenvolvimento de um sistema compacto, de baixo custo, alta qualidade, com um painel detector grande disponível; (2) disponibilidade de computadores de baixo custo com capacidade suficiente para as reconstruções de imagem; (3) fabricação de tubos de raios X de grande eficiência, capazes de múltiplas exposições necessárias para a formação de imagem com um custo menor do que o da TC convencional em *fan beam*; e (4) varredura limitada (ex. cabeça e pescoço), eliminando a necessidade de maior velocidade de rotação do *gantry*. (FARMAN e SCARFE, 2009)

O primeiro sistema de TCCB para imagem maxilo-facial foi o aparelho NewTom (*Quantitative Radiology, Verona, Italy*), que foi aprovado pela FDA em abril de 2001 e está atualmente em sua quarta geração como o NewTom VG. Desde aquela época, muitos sistemas foram aprovados e muitos outros estão em desenvolvimento. (FARMAN e SCARFE, 2009)

USO DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA *FAN BEAM* NA CIRURGIA BUCO-MAXILO-FACIAL

Entre as principais indicações de TC em cabeça e pescoço estão:

- investigação de doenças intracranianas, incluído tumores, hemorragias e infartos;
- investigação de lesões intracranianas e da medula espinal suspeitadas, após traumatismo de região de cabeça e pescoço;
- avaliação de fraturas envolvendo órbitas e o complexo nasoetmoidal, base do crânio, processo odontóide e coluna cervical;
- avaliação do local, tamanho e extensão de cistos, lesões de células gigantes e outras lesões ósseas;
- avaliação de doenças no interior dos seios paranasais;
- estadiamento de tumores – avaliação do local, tamanho e extensão de tumores, tanto benignos quanto malignos;
- investigação de tumores e discretas tumefações semelhantes a tumores intrínsecos e extrínsecos de glândulas salivares;
- investigação de osteomielite;
- investigação da ATM;
- avaliação pré-operatória da altura e espessura do osso alveolar para a colocação de implantes. (WHAITES, 2009)

Muitos autores têm estudado a precisão e a validade dos dados obtidos pela TC a respeito de medições lineares da região crânio-facial. Eles relatam grande reprodutibilidade e acurácia nas medidas na TC 2D e 3D para regiões do complexo maxilo-facial considerando cirurgias reconstrutivas, implantes, fraturas e anomalias. (CAVALCANTI *et al*, 2000)

A TC espiral permite a reconstrução de estruturas sobrepostas a qualquer intervalo selecionado. Isso se provou muito útil na avaliação de pequenas lesões e detalhes anatômicos. A alta velocidade de varredura reduz consideravelmente o tempo de escaneamento enquanto produz alta qualidade na reconstrução da imagem. Também permite um melhoramento nas reconstruções 3D com melhor detalhe e visualização de estruturas anatômicas quando comparado com a TC convencional. As imagens da TC em 3D podem adicionar importantes

informações como a relação de tumores com importantes estruturas adjacentes que são muitas vezes não visualizadas claramente nas imagens de TC em 2D. (CAVALCANTI *et al*, 2000; CAVALCANTI e VANNIER, 1998)

Para a investigação de malformações maxilo-faciais, trauma e neoplasias, uma reconstrução de imagem TC 3D da face é realizada além dos cortes axiais, coronais e visualizações multiplanares. Para plano de tratamento em cirurgia ortognática, a imagem da TC 3D é também de grande valor, pois proporciona informações não disponíveis nas imagens axiais e outras. (CAVALCANTI e VANNIER, 1998)

Outro estudo de Cavalcanti *et al* (1999) em que foi medida, em cadáveres, a extensão do canal incisivo e a distância do ponto mais ântero-posterior do forâmen até a crista do processo alveolar, mostra que a diferença entre a medição física e a medição baseada na TC da distância entre a crista alveolar até o ponto ântero-posterior do canal incisivo foi menor que 0.6mm, valor sem significância estatística.

A TC tornou-se uma das primeiras técnicas radiográficas usadas para obtenção de imagens seccionais transversais necessárias para o plano de tratamento para implantes osseointegrados no complexo maxilo-facial. (CAVALCANTI; RUPRECHT; VANNIER, 1999)

Yang *et al* (1999) nos dizem que a TC espiral 2D ortorradial é mais precisa que outras modalidades de imagem intra e extra-orais na determinação da altura óssea entre o canal mandibular e a crista alveolar da mandíbula.

O protocolo habitualmente utilizado em TC *singleslice* é de 2 mm de espessura para cortes axiais para 2 mm de incremento de mesa, com 1 mm de intervalo de reconstrução para a região da maxila, até o frontal. Para a mandíbula até a maxila, geralmente pode-se utilizar 3 mm de espessura, com 1,5 mm de intervalo de reconstrução, porém, na região da órbita, convém diminuir a espessura do intervalo de reconstrução. (CAVALCANTI, 2008)

Imagens adequadas de pacientes que possuem uma lesão maxilo-facial são necessárias para se obterem resultados clínicos satisfatórios. Elas são consideradas adequadas caso delineiem e qualifiquem todas as características da lesão. Isto representa fatores importantes para a cirurgia, bem como para os resultados funcionais e estéticos subsequentes. As imagens analisadas antes da cirurgia permitem a localização das fraturas, direção e quantidade de deslocamento dos fragmentos, assim como a uma visão anatômica global, considerada como “chave” para se restaurar a posição dos ossos na sua situação original. Numa lesão tipo *Le Fort*, por exemplo, o cirurgião está procurando uma chave que restabelecerá a dimensão

vertical do terço médio da face. Para casos como esse, em adição aos cortes axiais da TC, cortes coronais e imagens em 3D são indispensáveis para planejar a restauração da altura facial. (CAVALCANTI, 2008)

Patologia

A TC é a modalidade de imagem de escolha na avaliação de cistos e tumores maxilo-faciais. Ela proporciona bom detalhe ósseo e boa definição de tecido mole e é muito útil na determinação da localização e extensão de neoplasias orais e maxilo-faciais, define anormalidades, como expansão e destruição de corticais, assim como o grau de invasão e infiltração da lesão para os tecidos moles adjacentes, os componentes e manifestações das lesões relativas às áreas anatômicas envolvidas. (PANELLA, 2006; CAVALCANTI *et al*, 2000)

A TC nos fornece um real espectro dos componentes da lesão e seu envolvimento com estruturas ósseas e tecidos moles, tornando-se um exame mais completo em relação às radiografias convencionais, obtendo-se maiores informações, o que amplia definitivamente a abordagem quanto à interpretação final. Entretanto, a TC não é indicada para a visualização de elementos dentários ou regiões adjacentes, como periodonto e periápice. Somente nesses pontos, a radiografia dentária possui suas vantagens em relação à TC, o que, em específicas ocasiões, pode justificar sua utilização como complemento. (PANELLA, 2006)

Cavalcanti *et al* (2000) relatam, em um estudo em que são simuladas lesões neoplásicas em cadáveres, que a TC espiral proporciona medidas precisas de lesões neoplásicas próximas à mandíbula.

Estudos têm demonstrado uma íntima dependência entre a qualidade da imagem tridimensional e a técnica empregada para a aquisição da imagem. Fatores como protocolo de aquisição das imagens, injeção ou não de substâncias de contraste e utilização de um aparelho capacitado a realizar cortes finos em poucos segundos devem ser criteriosamente avaliados, pois são imprescindíveis para se obter RMP e reconstruções 3D fidedignas do objeto escaneado. (PANELLA, 2006)

A varredura por TC de lesões suspeitas de neoplasia é feita com o uso de contraste intravenoso. Devido à angiogênese ao redor da neoplasia, há um aumento do fluxo de contraste na lesão. Os valores de densidade resultantes podem ser coloridos seletivamente e reconstruídos de forma que se isolem das estruturas adjacentes ou, pela reconstrução das

estruturas adjacentes parcialmente transparentes, tornem mais clara a relação da neoplasia com as estruturas adjacentes. Além do mais, os traços anatômicos podem ser localizados e segmentados, e as imagens podem ser reunidas para visualização de aspectos críticos da lesão, como seus limites, referências cirúrgicas e áreas vizinhas de interesse. O estudo de Cavalcanti *et al* (2000) mostra que o uso de imagens 3D a partir da TC processadas com o ajuste vascular, um *software* que colore automaticamente um tumor simulado com base na atenuação por material de contraste, melhora a visualização e identificação de neoplasias maxilo-faciais e, conseqüentemente, permite medições precisas e acuradas.

A avaliação do realce da imagem provocada pela injeção de contrastes radiográficos nos exames de TC também possibilita inúmeras informações sobre o padrão do fluxo de vascularização naquela região, auxiliando na identificação de linfonodos, envolvimento de tecido muscular, glândulas salivares e padrão infiltrativo inerente à lesão neoplásica, assim como a visualização do envolvimento de forames por onde passam artérias e veias. A TC é de fundamental importância no acompanhamento de metástases e recidivas por meio de atenuação pelo contraste intravenoso, com a facilidade de localizar e de dimensionar a atuação da lesão. (PANELLA, 2006)

Um outro grupo bastante específico é o das lesões fibro-ósseas. De acordo com a literatura, a displasia fibrosa é bem diferenciada pelas medidas que variam de 70 a 130 HU na escala de Hounsfield, em contraste com outras lesões, geralmente de 20-40 HU. Imagens em TC demonstram lesões hiperdensas, com aparência homogênea, regular e uniforme. Autores relatam ser possível distinguir o fibroma ossificante da displasia fibrosa pela diferença de radiodensidade, na arquitetura da lesão e na característica das bordas da lesão. Na TC, o fibroma cemento-ossificante apresenta um aspecto expansivo, heterogêneo, osteolítico, contendo calcificações irregularmente espalhadas, provocando um aspecto multilocular e de não continuidade entre as lojas. Internamente, apresenta-se como um misto de densidades, cujo padrão irá depender da quantidade e da forma do material calcificado. Autores relatam o comportamento da lesão semelhante ao de tumor, com crescimento concêntrico e expansão óssea em todas as direções, o que pode resultar em deslocamento dos dentes, do canal mandibular ou outras corticais. (PANELLA, 2006)

Traumatologia

A região maxilo-facial é uma área do corpo humano sujeita aos diversos tipos de traumatismos com intensidades variadas. As fraturas que acometem a face possuem critérios peculiares no diagnóstico e planejamento cirúrgico, já que são frequentemente múltiplas, complexas e assimétricas. (CAVALCANTI, 2008)

Em relação à traumatologia buco-maxilo-facial, a TC, utilizando reconstruções multiplanares e em 3D, torna-se imprescindível principalmente na interpretação de fraturas complexas, como as de *Le Fort* I, II, III e tripoidal. A sobreposição de imagens e de fragmentos ósseos faz com que a TC torne-se o método radiográfico de primeira escolha para esta finalidade, definindo os traços de fratura, localização, extensão e deslocamento. Inúmeros trabalhos vêm demonstrando a real viabilidade de se obter a reconstrução em 3D-TC, aprimorando a qualidade da imagem e sua aplicabilidade na área da traumatologia. A TC com RMP e em 3D produz uma interpretação mais correta do que as radiografias convencionais para muitos tipos de fraturas e, inclusive, apresenta sensibilidade adequada para lesões em tecidos moles. Trabalhos relativos à avaliação quantitativa, como o desenvolvido por Cavalcanti *et al* (1999) têm demonstrado a validade desse método para o planejamento cirúrgico e a evolução de tratamento, utilizando uma estação de trabalho independente, na qual a imagem em 3D é processada e manipulada de acordo com as propriedades das mesmas para uma visualização mais clara e, portanto, melhor interpretação da fratura. O emprego da TC permite exames precisos em áreas de grandes instabilidades provocadas pelo traumatismo, além de determinar o grau de deslocamento e rotação dos fragmentos ósseos. (PANELLA, 2006; CAVALCANTI, 2008)

Diversos estudos comprovam que a associação de imagens axial/sagital/coronal e 3D é a que melhores resultados proporciona na observação de fraturas faciais. Vários trabalhos atestam que uma melhor qualidade final da reconstrução em 3D-TC é obtida ao se trabalhar com uma menor espessura de corte e, principalmente, em relação à menor espessura do intervalo de reconstrução. É de conhecimento que a imagem gerada em 3D nada mais é do que a reconstrução dos vários cortes axiais. Dessa forma, quando em face, cortes com espessuras maiores promoverão imperfeições na reconstrução em 3D. Esse fato terá como consequência o prejuízo das informações a respeito do traumatismo avaliado. (CAVALCANTI, 2008)

Atualmente, com o próprio avanço tecnológico da TC, é possível obter parâmetros mais eficientes quando se trata de protocolo para pacientes com trauma de face. Utilizando a

TC *multislice*, pode-se obter 0,5 mm de espessura dos cortes axiais com 0,25/0,3 mm de intervalo de reconstrução num tempo de apenas 0,5/0,4 segundo, incluindo toda a região de interesse. Com isso, processos de segmentação da imagem da região envolvida, transparência para melhor visualização de regiões complexas, como base do crânio, e simulações cirúrgicas podem ser obtidas com grande praticidade e eficácia. (PANELLA, 2006)

As fraturas mandibulares precisam ser administradas cuidadosamente para manter a função da mandíbula, restabelecer a oclusão apropriada e minimizar complicações secundárias. A incidência de localização da fratura é de 36% na região da cabeça da mandíbula, 21% no corpo, 20% no ângulo, 14% na sínfise, 3% no rebordo alveolar, 3% no ramo e 2% no processo coronóide.

A TC pode ser útil para avaliar a região posterior da mandíbula ou se o paciente apresentar múltiplas fraturas do terço médio da face associadas. Reconstruções coronais e sagitais proporcionam detalhes das fraturas mandibulares que não são claramente delineadas no corte axial isoladamente. A TC espiral proporciona também informações com relação a deslocamentos, muito comuns em mandíbula, devido à ação dos músculos nela inseridos.

As fraturas ocorridas no terço médio da face são muito frequentes nos centros de referência a traumatismos. A anatomia complexa da face média faz com que a TC seja a modalidade ideal para demonstrar imagens de traumatismo nessa região sem o inconveniente da sobreposição dos exames radiográficos convencionais. A versatilidade da TC para paciente traumatizado nos protocolos de aquisição bem finos e rápidos permite que RMP e em 3D sejam rapidamente obtidas com alta resolução, disponibilizando-as via *on line* para o hospital e centro cirúrgico.

Aparelhos de TC com secções primárias coronais e sistemas *multislice* com reconstruções coronais secundárias são aceitos hoje em dia como o padrão ouro para o planejamento do tratamento pré-operatório de fraturas do zigomático. A TCCB também parece ser promissora em casos de avaliação de pacientes com fratura de zigomático, mas sem sinais de envolvimento do SNC e sem injúrias adicionais que requeiram a TC. É preciso que saibamos que tecidos moles podem ser visualizados na TCCB, mas informações sobre tecidos moles não podem ser obtidas. (HEILAND *et al*, 2004)

Em casos de fraturas do complexo zigomático, consideradas fraturas laterais do terço médio da face, as lesões podem consistir de uma fratura zigomática com deslocamento do zigoma ou uma fratura isolada do arco zigomático, frequentemente associada à depressão dos fragmentos ósseos ou a uma fratura isolada *blow out* do assoalho de órbita.

Traumatismos de órbita produzirão frequentemente uma fratura do tipo *blow out* do assoalho orbitário. Normalmente, esse tipo de traumatismo é causado pelo impacto de um objeto grande o suficiente para não entrar na órbita. As linhas de fratura podem ser observadas nas imagens de TC coronais. Na fratura *blow in*, fragmentos ósseos deslocados para superior podem aprisionar os músculos reto inferior e oblíquo inferior. A TC é então solicitada pra delinear a causa do aumento de volume orbitário. Pode haver herniação dos tecidos moles por entre a linha de fratura, causando diplopia. Isso demonstra que, quando a órbita é afetada pelo trauma, janela de tecido mole deve ser utilizada em razão de uma melhor interpretação do globo ocular, nervos ópticos e músculos. (CAVALCANTI, 2008)

Impacções dentárias

O manejo ortodôntico-cirúrgico de caninos impactados requer um diagnóstico e localização precisos do dente e estruturas adjacentes. É importante definir a exata posição em relação às estruturas vizinhas e à inclinação do longo eixo do dente. Diagnóstico e plano de tratamento podem ser mais difíceis com os métodos radiográficos convencionais pela sobreposição de estruturas; isso geralmente dificulta a distinção de detalhes. Distorções e efeitos de projeção são frequentemente encontrados em radiografias convencionais. Recentemente, a TC tem sido usada por proporcionar informações mais precisas que os métodos convencionais. A TC nos oferece excelente contraste entre os tecidos, eliminando o borramento e a sobreposição dos dentes adjacentes. Apesar de suas vantagens, o uso da TC para a localização de dentes impactados e para a avaliação de reabsorções tem sido restrita por fatores como o alto custo, risco/benefício, acesso e experiência na interpretação do exame. (WALKER; ENCISO; MAH, 2005)

O USO DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA CONE BEAM NA CIRURGIA BUCO-MAXILO-FACIAL

A aplicação mais comum da TCCB na odontologia é na avaliação dos maxilares para a colocação de implantes, dos dentes e estruturas maxilo-faciais para planejamento ortodôntico, das ATMs para avaliação de degenerações ósseas, redução de fraturas, proximidade dos terceiros molares com o canal mandibular, na avaliação pré-operatória de dentes impactados, nas fraturas radiculares, nas patologias periapicais e na avaliação de sinais ósseos de infecção, cistos ou tumores. Também recentemente está indo em direção à cefalometria 3D. Outra importante aplicação da TCCB é a confecção de guias ou modelos (biomodelos) em tamanho real usando a polimerização a laser ou impressão em resina acrílica através de processos computadorizados. Os modelos são usados para planejamento de cirurgias maxilo-faciais complexas como traumas, ressecção de tumores, deficiências síndrômicas, distrações osteogênicas e mais comumente para planejamento de implantes dentários. Eles proporcionam ao clínico um melhor planejamento e podem diminuir drasticamente o tempo operatório. (FARMAN e SCARFE, 2009; WHITE e PHAROAH, 2008; SCARFE e FARMAN, 2008)

A TCCB apresenta modos de exibição especiais para a região maxilo-facial. As reconstruções primárias são feitas em três planos: axial, coronal e sagital. Ferramentas de imagem incluem *zoom*, janelas específicas, possibilidade de adicionar anotações e medidas à imagem. As reconstruções multiplanares possibilitam a visualização das estruturas no sentido não ortogonal (oblíquo). Proporciona imagens claras, precisas e de alto contraste entre as estruturas, e é extremamente importante na visualização óssea. Além disso, as imagens são livres de magnificação e, como resultado, medições de alta acurácia podem ser obtidas das imagens. Mensuração da lesão, espessura do osso adjacente e a distância entre a lesão e estruturas anatômicas próximas podem ser adquiridas no pré-operatório em detalhes. (ANGELOPOULOS *et al*, 2008; NAKAGAWA *et al*, 2002; FARMAN e SCARFE, 2009)

A TCCB permite mais do que diagnóstico: facilita a cirurgia guiada por imagem. *Softwares* de diagnóstico e tratamento estão disponíveis para auxiliar a avaliação e a análise ortodôntica (Dolphin 3D, Dolphin Imaging, Chatsworth, California) e planejamento em implantes para confecção de modelos cirúrgicos (Biomedical Modeling Inc., Boston, Massachusetts); facilitar o posicionamento virtual de implantes; criar modelos de orientação

cirúrgica e de diagnóstico em implantes (eg, Virtual Implant Placement, Implant Logic Systems, Cedarhurst, New York; Simplant, Materialise, Leuven, Belgium; EasyGuide, Keystone Dental, Burlington, Massachusetts) e até ajudar no design computadorizado e na confecção da reabilitação por implante (NobelGuide/Procera software, Nobel Care AG, Göteborg, Sweden). *Softwares* estão também disponíveis para simulações cirúrgicas de osteotomia e distração osteogênica. (Maxilim, Medicim NV, Mechelen, Belgium). (SCARFE e FARMAN, 2008)

Embora a interface entre tecidos moles e ar seja facilmente identificável, não existe uma janela para tecidos moles como há na TC convencional em que é possível identificar os vários tipos de tecidos moles. (WHITE e PHAROAH, 2008)

A TCCB proporciona ao clínico avaliar virtual e imediatamente o paciente por uma gama de maneiras, desde traumas ou infecções dento-maxilo-faciais, edentulismo, patologias de ATM, dentes impactados ou supranumerários, deformidades congênitas ou de desenvolvimento nos maxilares, lesões endodônticas e patologias orais e maxilo-faciais. Está claro que a TCCB é uma modalidade de imagem que está se tornando parte integrante nos tratamentos odontológicos. Enquanto boa parte de seu foco inicial estava voltado para a implantodontia, provou ser uma ferramenta valiosa no diagnóstico de patologias orais e maxilo-faciais. (GUTTENBERG, 2000)

É muito importante examinarmos as lesões com cuidado e também a sua relação com as estruturas anatômicas adjacentes antes da realização de cirurgias. Quando o exame pré-operatório é feito de maneira adequada, pode ajudar a evitar complicações cirúrgicas, prejuízos funcionais pós-cirúrgicos e o estresse do procedimento. A TCCB foi desenvolvida e sua utilidade no diagnóstico de lesões dos maxilares tem sido relatada. (NAKAGAWA *et al*, 2002)

Patologia

Em um estudo de Simon *et al*, lesões periapicais maiores (granulomas e cistos) foram escaneadas e um pré-diagnóstico baseado em uma escala de cinza (HU) da área da lesão foi determinado. Após a cirurgia, o laudo da biópsia (histopatológico) foi comparado com os dados obtidos com a TCCB. Em 17 casos, houve coincidência de 13 diagnósticos.

Lesões periapicais são geralmente compostas de tecidos moles sólidos (granuloma) ou têm conteúdo líquido ou semi-sólido (cistos). Portanto, para diagnosticarmos essas lesões, a

área com menor densidade deve ser mensurada. Através do uso das leituras de cinza da TCCB, nós somos capazes de diferenciar lesões sólidas (tecidos moles) de císticas ou cavidades (áreas vazias ou com conteúdo líquido). A TCCB pode proporcionar um método de diagnóstico diferencial mais preciso, melhor e mais rápido entre esses tipos de lesão. Ela não diferencia cisto de granuloma, apenas as lesões sólidas de tecido mole de lesões que apresentam tecidos moles juntamente com áreas de menor densidade, como cavidades com conteúdo líquido ou semi-sólido no lúmen. (SIMON *et al*, 2006)

Terceiros molares

A remoção do terceiro molar inferior (3MI) impactado é hoje em dia um procedimento comum no consultório dentário. Na maioria dos casos, o procedimento cirúrgico é realizado com ausência ou pouco risco de danos às estruturas adjacentes. Em muitos casos, entretanto, há uma íntima relação entre as raízes do 3MI e o canal mandibular ou a tábua óssea lingual. Para um considerável número de pacientes ocorrem danos temporários e até permanentes ao nervo lingual ou alveolar inferior. Em um recente estudo de pacientes com queixa de distúrbios neurossensoriais, foi achado que o 3MI impactado é a principal causa de dano permanente ao nervo sensorial, superando a cirurgia ortognática e acesso para implante. Outra complicação séria da remoção do 3MI é o deslocamento das raízes para os tecidos moles sublinguais, onde podem causar infecções fatais. Portanto, o exame de imagem do 3MI é essencial para a avaliação pré-operatória. Com a recente introdução e difusão de técnicas modernas de imagem radiográfica tridimensional como a TCCB, o mapeamento radiográfico pré-operatório tornou-se uma importante ferramenta no tratamento de 3MI impactados. Observa-se que a incidência de molares impactados na mandíbula em adolescentes é relatada entre 11% a 84%. (NEUGEBAUER *et al*, 2008; FLYGARE e ÖHMAN, 2008)

Ainda a respeito do 3MI, há uma série de características que devem ser analisadas, como a angulação sagital da coroa, a inclinação lingual, o tamanho e forma da coroa assim como a presença de patologias como cárie e reabsorções. A característica mais importante envolvendo as raízes é sua relação com o canal mandibular, mas o número e forma das raízes, assim como seu estágio de formação e profundidade no osso alveolar, também são de grande interesse. Entre os fatores a se observar no osso adjacente, destacam-se a posição do ramo ascendente, a densidade e estrutura do osso e a presença de patologias como cistos, tumores ou evidências de infecções pericoronárias prévias. Não podemos esquecer de avaliar o

segundo molar inferior (2MI), pois o prognóstico pode influenciar a decisão de tratamento. (FLYGARE e ÖHMAN, 2008)

Injúrias temporárias têm sido reportadas na ordem de 0.4% a 5.5%, 3.3% e 0.5% a 8%, e injúrias permanentes na ordem de e 0,1% a 1.0%, 0.2% e menos de 1%. Entretanto, várias fontes indicam que a incidência aumenta dramaticamente quando há uma relação próxima entre o canal mandibular e o dente. Nesses casos, danos ao nervo são relatados em 23–60% dos casos. (FLYGARE e ÖHMAN, 2008; FRIEDLAND; DONOFF; DODSON, 2008; NEUGEBAUER *et al*, 2008)

Nakagawa *et al* (2002) nos mostram um caso envolvendo um terceiro molar superior impactado em uma mulher de 28 anos de idade. Uma radiografia intra-oral revela a coroa do terceiro molar localizada em um nível aproximado à metade da coroa do segundo molar superior. A relação entre o terceiro molar e o seio maxilar não está bem clara. Um exame de 3D-TC revela que a raiz do terceiro molar superior está protruída para dentro do seio maxilar, e se observa uma camada de osso intacta ao redor da raiz. Uma atenção especial foi aplicada durante a extração para evitar injúrias à camada de osso entre o dente e o seio maxilar. Em outro caso, a radiografia panorâmica não descreve claramente a relação entre um terceiro molar inferior semi-impactado e o canal mandibular, ambos sobrepostos na imagem, em um homem de 24 anos. Confirmou-se, em um exame de 3D-TC, a posição do canal mandibular entre as raízes vestibular e lingual do terceiro molar.

Neugebauer *et al* (2008) relatam que, desde a introdução da tomografia digital volumétrica em seu hospital, em 2005, o número de injúrias ao nervo mandibular pôde ser reduzido de 3 ou 4 casos para 1 caso por ano. A avaliação anatômica pré-operatória precisa também leva à redução do tempo operatório. Problemas adicionais de cicatrização também podem ser reduzidos. A redução de custos e tratamentos mais eficazes também podem ser alcançados.

O canal mandibular pode ser muito bem visualizado na reconstrução panorâmica, assim como nos cortes coronais, comumente chamados secções transversais quando visualizados nos maxilares. As secções transversais exibem a posição buco-lingual precisa do canal, enquanto sua altura pode ser determinada pela reconstrução panorâmica ou secções transversais. Ocasionalmente, o canal pode ser difícil de ser visualizado em secções transversais; entretanto, a impossibilidade de visualização do canal na reconstrução panorâmica é bem incomum. Com o auxílio de ferramentas específicas para a visualização do canal, o *software* SimPlant permite ao examinador fazer o traçado do canal mandibular. Essa

manobra pode ser realizada tanto nos cortes transversais quanto na reconstrução panorâmica na qual geralmente é bem mais fácil de se traçar o canal. Assim que se faz o traçado na panorâmica, o *software* exibe a marcação também nos cortes transversais. (FRIEDLAND; DONOFF; DODSON, 2008)

Malformações

Devido aos avanços nas técnicas médicas e cirúrgicas nos últimos 20 anos, as correções de malformações têm se tornado possíveis e são feitas por equipes altamente especializadas, geralmente em uma única cirurgia. Avanços recentes nas técnicas de imagem 3D já têm facilitado muito o diagnóstico de deformidades crânio-faciais. Simulações computadorizadas para procedimentos cirúrgicos que são baseadas em dados de imagem têm o potencial de aprimorar o tratamento cirúrgico por proporcionar uma “cirurgia virtual” pré-operatória a assim reduzir riscos para o paciente e morbidade transoperatória. (MEEHAN; TESCHNER; GIROD, 2003)

O plano de tratamento para pacientes com fenda labial e fissura palatina implica em várias considerações. Devido à baixa faixa etária dos pacientes e considerações sobre dose de radiação, a TC convencional não é sempre utilizada. A época para a reparação das fendas alveolares é frequentemente determinada tendo como base a radiografia panorâmica e radiografia oclusal. A TCCB, no entanto, possibilita melhor avaliação da idade dentária, posicionamento do arco e tamanho da fissura, se comparada à radiografia panorâmica. A análise volumétrica promete oferecer melhor predição em termos da morfologia do defeito, assim como o volume do material de enxerto necessário para a reparação. Questões sobre a estabilidade do arco após o enxerto, a qualidade de enxerto ao longo do tempo e o efeito no crescimento facial podem ser estudadas a fundo com a TCCB. (QUERESHY; SAVELL; PALOMO, 2008)

Instrumentos fraturados

Dentes com instrumentos fraturados se estendendo para dentro do seio maxilar podem ser uma fator etiológico de sinusite. Nesses casos, tentativas de remover os instrumentos geralmente não são tomadas. Entretanto, em dentes que não respondem à terapia convencional ou em que o retratamento de canal não é possível, uma intervenção cirúrgica é

necessária. Quando uma abordagem cirúrgica é escolhida, a extensão exata do instrumento fraturado deve ser conhecida, assim como sua relação com a raiz e estruturas anatômicas adjacentes, como o seio maxilar. Em um caso relatado por Tsurumachi e Honda (2007), a imagem de TCCB forneceu informações detalhadas a respeito do tamanho do instrumento fraturado, sua espessura e exata relação espacial com o seio maxilar. Com o conhecimento adequado da relação tridimensional entre o instrumento fraturado e o seio maxilar, uma intervenção cirúrgica segura pôde ser realizada.

Dentes impactados

A interpretação radiográfica e o diagnóstico de impacções dentárias há muito tempo têm representado um desafio para o clínico. Impacções dentárias podem ocorrer devido a fatores patológicos ou de desenvolvimento, ambos melhor avaliados quando utilizamos a TCCB. A localização tridimensional do dente impactado e a determinação do tipo de impacção podem ser executadas através de reformatações multiplanares dos dados da TCCB, assim como por reconstruções tridimensionais, para dar ao clínico uma ideia da posição do dente no osso e a sua relação com as estruturas adjacentes. Na construção do plano de tratamento para a extração, a localização de estruturas vitais pode ser determinada com precisão. A familiaridade com o aparelho e a plena utilização de todos os seus recursos pode dar a esse profissional uma valiosa ferramenta para o planejamento do tratamento.

Os dentes mais comumente impactados, após os terceiros molares, são os caninos superiores. A incidência de caninos ectópicos é de aproximadamente 3% da população. A localização tem sido relatada como 80% em posição palatina e 20% em posição vestibular. Esses dentes muitas vezes erupcionam fora do arco por terem um longo período de desenvolvimento, seguem um curso bem duvidoso de erupção e ocupam variadas posições em seu desenvolvimento.

A imagem volumétrica 3D de dentes impactados pode nos mostrar o seguinte: presença ou ausência do canino, tamanho do folículo, inclinação do longo eixo do dente, sua posição, quantidade de osso que recobre o dente, proximidade e reabsorção de raízes de dentes adjacentes, condições dos dentes adjacentes, considerações anatômicas locais e o estágio do desenvolvimento dentário. Em suma, a imagem 3D é claramente vantajosa no manejo de caninos impactados. (WALKER; ENCISO; MAH, 2005)

Martins *et al* (2009 apud Bjerk e Ericson, 2006) realizaram um estudo com oitenta crianças com 113 caninos superiores inclusos. Um primeiro plano de tratamento foi elaborado por um dos autores apenas com base em fotografias intra e extra-orais, modelos de estudo, informações colhidas durante a anamnese e radiografias convencionais. Outro plano de tratamento foi proposto de dez a 12 meses depois, pelo mesmo autor, com base nos mesmos dados, porém com um recurso extra de diagnóstico, a tomografia volumétrica computadorizada *cone-beam*. O planejamento inicial foi alterado em 35 dos oitenta pacientes, totalizando 43,7% dos casos, ratificando a necessidade deste exame no diagnóstico e plano de tratamento ortodôntico de dentes inclusos. (MARTINS *et al*, 2009)

Uma das características radiológicas de cistos e tumores benignos é o deslocamento dentário. Para que impeça a erupção, a lesão deve estar localizada coronalmente ao dente. Os tumores odontogênicos mais comuns são os odontomas, e 70% deles estão associados a impacções, mau posicionamento, diastemas, aplasias, malformações e desvitalização de dentes adjacentes. Cistos e tumores benignos que causam impacções incluem cisto dentífero, tumor odontogênico ceratocístico, ameloblastoma, cisto odontogênico epitelial calcificante e tumor odontogênico adenomatóide. Além disso, patologias ósseas que aumentam a densidade do osso que circunda o dente podem causar impacção, como displasia fibrosa e síndromes associadas a múltiplos dentes supranumerários (Síndrome de Gardner). A avaliação de TCCB de dentes afetados por tais lesões pode ajudar na localização desses dentes, assim como a avaliação da extensão da mudança/destruição das estruturas adjacentes. (TAMIMI e ELSAID, 2009)

DISCUSSÃO

TC convencionais são sistemas de alto custo, tamanhos grandes e dosagens de radiação relativamente altas para aquisição da imagem, primariamente desenvolvidos para o escaneamento de corpo inteiro em alta velocidade para minimizar artefatos causados pelos movimentos do coração, pulmões e outros órgãos. Não são bem recomendados para a utilização em imagem dento-maxilo-facial, em que o custo é importante, o espaço disponível é menor e a área é limitada à cabeça. O uso da TC para a localização de dentes impactados e a avaliação de reabsorções tem sido restrita por fatores como acesso e experiência na interpretação do exame, além dos anteriormente citados. O surgimento da TCCB tem aberto caminhos para o desenvolvimento de scanners de menor tamanho e custo, especialmente dedicados para uso dento-maxilo-facial. (SUKOVIC, 2003; FARMAN e SCARFE, 2009; TSURUMACHI e HONDA, 2007; WALKER; ENCISO; MAH, 2005)

Frente à recente introdução da TCCB, as imagens tridimensionais estão se tornando mais rapidamente disponíveis para o uso odontológico, representando um potencial promissor para aplicação na imagem oral e crânio-facial. Essa tecnologia permite a representação tridimensional do esqueleto dento-maxilo-facial com mínima distorção, alta resolução espacial e aquisição mais simples da imagem se comparada com a TC convencional. (FARMAN e SCARFE, 2009; FLYGARE e ÖHMAN, 2008; TANTANAPORNKUL *et al*, 2007; LOUBELE *et al*, 2008; SUKOVIC, 2003; ANGELOPOULOS *et al*, 2008)

Quando pensamos em TC convencional, para aquisições de grande resolução, o exame leva algumas dezenas de segundos. Entretanto, a TCCB pode fazer uma aquisição de imagem de toda a cabeça até em menos de 10 segundos, menos que o tempo de uma radiografia panorâmica convencional. A TCCB usa um detector retangular ou redondo e plano, o que permite uma única volta do *gantry* para escanear toda a região de interesse, adquirindo todas as projeções base em uma única rotação. (FARMAN e SCARFE, 2009; FLYGARE e ÖHMAN, 2008)

Por proporcionar imagens de excelente contraste entre as estruturas, a TCCB é muito útil na avaliação de estruturas duras como ossos e dentes. Com o FOV limitado, a TCCB se torna uma ferramenta extremamente importante de avaliação na odontologia. Um FOV adequado pode ser selecionado de acordo com a região a ser avaliada, limitando a região a ser exposta à radiação à região de interesse. (FARMAN e SCARFE, 2009)

Estudos observaram que a TCCB oferece duas características que reduzem seu custo em comparação com a TC convencional. Primeira, a TCCB não requer um mecanismo adicional que movimente o paciente durante a aquisição da imagem. Segunda, o uso do feixe cônico, ao contrário do feixe em leque, aumenta significativamente o aproveitamento da radiação. A TCCB usa um tubo de RX de menor gasto de energia, similar ao usado no aparelho de radiografia panorâmica, muito menor e mais barato que na tecnologia *fan beam*. (SUKOVIC, 2003; FARMAN e SCARFE, 2009; QUERESHY; SAVELL; PALOMO, 2008; FLYGARE e ÖHMAN, 2008)

A TCCB apresenta modos de exibição especiais para a região maxilo-facial. Ferramentas de imagem incluem *zoom*, janelas específicas, possibilidade de adicionar anotações e medidas à imagem. Também apresenta a possibilidade de visualização das estruturas no sentido não ortogonal (oblíquo). (FARMAN e SCARFE, 2009)

Devido ao fato de a cabeça e o pescoço poderem ser estabilizados de forma satisfatória, um *scanner* dento-maxilo-facial não requer componentes sofisticados, volumosos e caros como os aparelhos de escaneamento de corpo inteiro para evitar a falta de foco nas imagens causada pelo movimento dos órgãos (coração, pulmão, etc.). (SUKOVIC, 2003)

Muitos dos aparelhos de TCCB são feitos de forma que o paciente fique em pé ou sentado durante o exame, similar ao que os pacientes estão acostumados. Isso difere dos aparelhos de TC médica, onde os pacientes precisam ficar na posição supino. Os pacientes se sentem mais confortáveis e aceitam melhor a TCCB. Além disso, por assumir uma posição relativamente natural da cabeça, a ATM pode ser mais adequadamente avaliada. (GUTTENBERG, 2000)

Uma importante limitação das imagens por TCCB é a impossibilidade de visualização adequada dos tecidos moles. Embora a interface entre tecidos moles e ar seja facilmente identificável na TCCB, não existe uma janela para tecidos moles como há na TC médica, onde é possível identificar os vários tipos de tecidos. Nessa técnica, a reduzida miliamperagem fornecida pela ampola torna inviável a perfeita diferenciação entre os sutis coeficientes de atenuação dos tecidos moles presentes no complexo maxilo-facial. Como a miliamperagem é baixa, os *voxels* obtidos possuem uma extrema proximidade de valores, tornando uniformes as áreas preenchidas por esses tecidos. De acordo com os princípios básicos de obtenção da imagem radiográfica, a diferenciação entre os tecidos duros e moles (escala de contraste) é razão direta da quilovoltagem e miliamperagem fornecidas pela fonte de raios X e tempo de exposição empregado para o exame. Devido aos baixos regimes de

trabalho (kVp e mA), a diferenciação entre os tecidos baseado no coeficiente de atenuação destes (Unidades Hounsfield) não é possível, sendo melhor visualizado apenas o tecido ósseo, que possui alto coeficiente de atenuação radiográfico. Para que a TCCB proporcione diferenciação entre os tecidos moles, seria necessária maior miliamperagem, o que tornaria a dose de radiação proporcionalmente maior e o custo mais alto do aparelho. A resolução da imagem é considerada menor quando comparada à TC *multislice* pelo fato de não ser possível a visualização de tecido mole em baixas doses de radiação. (CAVALCANTI, 2008; WHITE e PHAROAH, 2009)

Levando em conta os fatores já citados (alta resolução, baixa dose de radiação e custo menor para a realização de imagens da região maxilofacial) pode-se facilmente imaginar que a TCCB irá facilmente substituir a TC na área de patologia buco-maxilo-facial. A imagem tridimensional de cistos e tumores dessa região pode fornecer ao cirurgião informações vitais necessárias para o planejamento cirúrgico. Com a análise volumétrica, podemos antecipar a potencial necessidade e quantidade de um enxerto para reconstrução. (QUERESHY; SAVELL; PALOMO, 2008; TSURUMACHI e HONDA, 2007)

A TC espiral é muito útil na observação da relação do canal mandibular com o terceiro molar. Da mesma forma, em casos de cistos e tumores odontogênicos dos maxilares, a TC espiral mostra a extensão da lesão, reabsorção do osso circundante e relação da lesão com as estruturas anatômicas adjacentes. Porém, há o fato de a TC espiral necessitar da administração de altas doses de radiação. Quando a espessura do corte é diminuída para a obtenção de melhor detalhe, a dose de radiação aumenta consideravelmente. (NAKAGAWA *et al*, 2002)

Em suma, com a contínua queda no custo da tecnologia TCCB, é apenas questão de tempo até ele se firmar no cenário da cirurgia oral e maxilo-facial. A grande capacidade de diagnóstico combinada com a baixa dose de radiação irá levar essa tecnologia à corrente principal. Os profissionais são capazes agora de obter muito mais informações para caracterizar as condições do paciente. O próximo passo é estabelecer como utilizar essas informações adicionais da maneira mais efetiva. (QUERESHY; SAVELL; PALOMO, 2008)

A presença de objetos metálicos de alta densidade como projéteis, fragmentos de projéteis, restaurações de amálgama e, em menor escala, material obturador endodôntico e implantes dentários, provocam artefatos de imagem que dificultam a obtenção de informações precisas sobre as estruturas adjacentes. Restaurações metálicas podem causar grandes artefatos na TC convencional, que, frequentemente, tornam impossível a avaliação das

estruturas adjacentes. Esses artefatos aparecem como linhas brilhantes ou escuras na imagem e degradam a qualidade do exame. Também podem aparecer como bandas escuras ao redor das restaurações de amálgama simulando lesões cariosas recorrentes, ou como áreas ou linhas escuras ao redor do material endodôntico simulando fraturas radiculares. A principal vantagem da TCCB sobre a TC é que ela nos proporciona imagens com uma quantidade consideravelmente menor de artefatos e é capaz de localizar corpos estranhos metálicos. Essa modalidade de imagem também nos oferece a possibilidade de utilizar a navegação transcirúrgica. (STUEHMER *et al*, 2008; WHITE e PHAROAH, 2008)

No estudo de Loubele *et al* (2008), a precisão de um aparelho de TCCB e dois aparelhos de TC foram verificadas através do uso de uma maxila fixada em formol, com medições paquimétricas como padrão ouro para verificação da largura óssea. A precisão foi aferida comparando medidas radiográficas e medidas paquimétricas e o resultado da análise estatística mostrou que nenhuma diferença significativa entre as medições físicas e as obtidas pelos aparelhos de TC e TCCB foram encontradas. A precisão mostrou uma acurácia submilimétrica.

O estudo de Eggers *et al* (2009) conta com um crânio construído em resina, onde foram fixados parafusos metálicos para que fosse verificada a precisão das medições dos sistemas de navegação de um aparelho de TC e um aparelho de TCCB. Os resultados do experimento mostraram que não há diferença significativa na precisão de marcações entre a TC e TCCB. Isso indica que o cirurgião pode esperar a mesma precisão na navegação baseada na imagem de TCCB que ele teria usando imagens de TC. Do ponto de vista técnico, a TCCB é uma boa alternativa à TC. Além da semelhança na acurácia, apresenta menor quantidade de artefatos de imagem por material metálico. Entretanto, há situações clínicas que podem restringir o uso da TCCB. Primeiro, em situações em que alto contraste entre os tecidos moles ou o uso de agentes de aprimoramento de imagem são necessários. Nesses casos, a TC tem melhor qualidade de diagnóstico. Outra restrição pode ser o limitado campo de visão da TCCB em comparação com a TC.

Eggers *et al* (2009) concluem que os registros de imagem em pacientes com a TCCB para cirurgia guiada por imagem é possível com a precisão geométrica similar à da TC. Assim, essa modalidade de imagem é apropriada com base para uma cirurgia guiada por imagem para a face e parte anterior do crânio. Enfim, os aparelhos de TCCB disponíveis têm mostrado proporcionar informações diagnósticas de mesma qualidade que a TC. (NEUGEBAUER *et al*, 2008)

A TC é o padrão ouro no diagnóstico pré-operatório e é realizada também tanto no pós-operatório como durante o período subsequente. Utilizando *scanners* móveis, a TC tem sido descrita para a imagem transoperatória após a redução de fraturas de zigomático, pois durante a redução nem todos os sítios de fratura estão expostos regularmente para controle visual direto. Em vista da qualidade de imagem já bem conhecida e do manuseio simples no transoperatório da TCCB móvel em casos de tratamento de fraturas do zigomático, o estudo de Pohlenz *et al* (2007) descreve uma gama de indicações clínicas para o uso da TCCB no transoperatório e sua combinação com a navegação transoperatória. Dois terços dos exames foram feitos no contexto da traumatologia. Em particular, 67 pacientes (37.4 % da população estudada) sofreram fraturas no zigomático, incluindo 15 pacientes com fraturas *blow-out* isoladas e três pacientes com fratura isolada do arco zigomático. Um dos principais objetivos da implementação da TCCB móvel foi investigar fraturas de mandíbula. A maioria dos pacientes acometidos de fratura mandibular teve mais de um sítio de fratura. Dentro da cirurgia reconstrutiva, a TCCB transoperatória foi realizada em três pacientes utilizando enxerto ósseo ilíaco, e, em nove pacientes, com retalho ósseo microvascular. Além disso, 17 pacientes com cirurgia ortognática e 14 pacientes com diagnóstico de tumor maligno foram incluídos nesse estudo. A qualidade da imagem foi suficiente para avaliar o resultado pós-operatório em todos os casos.

Fraturas de assoalho de órbita são diagnosticadas pela combinação de achados clínicos e radiográficos. A TC é considerada o método de diagnóstico por imagem de escolha. Porém, a TCCB mostra defeitos no assoalho da órbita com o uso de uma dose de radiação mais baixa que a TC. Uma limitação da TCCB é não ser possível diferenciar músculos, gordura e sangue do material em prolapso. (DRAGE e SIVARAJASINGAM, 2009)

Walker, Reyes e Mah dizem que a dose efetiva absorvida em uma sessão de imagem maxilo-facial com o NewTom QR-DVT 9000 é de 50.2 μSv ; a TC médica tradicional resulta em uma dose de radiação efetiva absorvida de 124.9-528,4 μSv em um exame de mandíbula e 17.6-656.9 μSv em um exame de maxila, dependendo do volume do arco a ser exposto e de detalhes operacionais da TC. A dose efetiva em uma radiografia panorâmica varia entre 2,9 a 9,6 μSv e a dose em um levantamento periapical completo varia entre 33-84 μSv e 14-100 μSv , dependendo de variáveis como velocidade do filme, técnica, kVp e colimação. (WALKER; ENCISO; MAH, 2005; SIMON *et al*, 2006)

Estudos relatam que a dose de radiação da TCCB equivale a 20% da dose de radiação da TC helicoidal de mesma área, o equivalente a um levantamento periapical completo. (QUERESHY; SAVELL; PALOMO, 2008; SCHAMMA *et al*, 2005)

Simon *et al* (2006) relatam que a aquisição da imagem do complexo maxilo-mandibular com o Newton 3G resulta em uma dose de radiação de 57 μSv , enquanto a TC médica resulta em uma dose de 1400 μSv para exame da maxila e 2100 μSv para exame da mandíbula.

Miles (2008) relata que, com a redução substancial da dose de radiação, *softwares* específicos para implantodontia, menor tamanho do *voxel*, maior disponibilidade e custo reduzido, a TCCB irá se tornar o exame padrão e substituirá a TC convencional na avaliação de implantes.

Outros estudos também mostram a menor radiação absorvida pelo paciente em um exame de TCCB. Relatos publicados indicam que a dose efetiva varia entre os diferentes tipos de FOV selecionados na TCCB, oscilando entre 29 e 477 μSv , dependendo do modelo do equipamento. Comparando essas doses com doses de aparelhos panorâmicos ou doses de radiação natural (*background equivalent radiation dose*), a TCCB usa uma dose de radiação equivalente a 5-74 vezes a dose de uma radiografia panorâmica convencional, ou 3-48 dias de radiação natural. Uma comparação da dose recebida pelo paciente na imagem maxilo-facial com a TC convencional (aproximadamente 2000 μSv) mostra que a TCCB proporciona uma substancial redução na dose de radiação, que varia entre 76,2% e 98,5%. (SCARFE e FARMAN, 2008; FARMAN e SCARFE, 2009)

CONSIDERAÇÕES FINAIS

É muito importante que o cirurgião-dentista (CD) sempre leve em conta as características dos aparelhos de exame de imagem quando é necessário encaminhar o paciente para a realização do mesmo. Além de algumas desvantagens da TC frente à TCCB, como maior dose de radiação, maior custo do exame, arquitetura do aparelho, tempo de exame, dificuldade na interpretação, outro fator importante que também reza contra a indicação pelo cirurgião-dentista da realização de um exame de TC é evitar que o paciente tenha que se deslocar para ambientes hospitalares.

Levando em conta a dose de radiação, o princípio de ALARA (as low as reasonable achievable) deve ser sempre considerado, já que estabelece que todas as exposições devem ser mantidas tão baixas quanto possível. Sobre a dificuldade na interpretação do exame pelo CD, seria importante que as escolas de odontologia dessem ênfase para o estudo e interpretação de exames tomográficos durante o período da graduação.

Considerando a alta qualidade de imagem e as vantagens frente à TC, já anteriormente citadas, a TCCB representa um grande potencial dentro da imagem dento-maxilo-facial. Os aparelhos de TCCB estão cada vez mais difundidos, facilitando ao paciente o acesso à essa tecnologia, e o menor custo do exame faz com que o CD encaminhe seus pacientes com maior frequência, já que o exame não representa um grande abono no planejamento de custos do tratamento. Além do mais, as ferramentas de imagem que a TCCB nos proporciona, torna a interpretação do exame mais fácil e interessante.

A grande vantagem da TC sobre a TCCB é na avaliação dos tecidos moles. Quando necessitamos avaliar lesões nesses tecidos, a TC torna-se o exame de escolha. Podemos diferenciar os vários tipos de tecidos moles, ao passo que na TCCB só conseguimos visualizar a presença ou não do tecido.

Em se tratando de artefatos metálicos, a TCCB tem melhor desempenho que a TC. Mas atualmente, com a tecnologia *multislice*, a quantidade de artefatos metálicos produzida em um exame de TC já é comparável com a produzida por um exame de TCCB. O maior número de detectores e a maior velocidade na realização do exame tornam isso possível na TC *multislice*.

Como foi observado na revisão de literatura, as medições em imagens de TCCB e TC não apresentam diferenças estatisticamente significativas, mostrando uma qualidade

comparável entre a TC e TCCB. No entanto, temos que considerar as diferenças técnicas de cada aparelho (dose de radiação, custo, etc.), para que possamos indicar o exame correto em cada caso.

CONCLUSÃO

Segundo o que foi relatado na revisão de literatura, podemos concluir que:

- A TC e a TCCB são indicadas para o uso na imagem maxilo-facial, e não há diferença estatisticamente significativa quando utilizadas para realização de medições no complexo maxilo-facial;
- O exame de TC tem excelente contraste para visualização de tecidos duros e moles. No entanto, não é bem indicada para avaliação de tecidos duros maxilo-faciais devido à alta dose de radiação, alto custo do exame, maior tempo de aquisição de imagem, arquitetura do aparelho, entre outros fatores.
- A TCCB apresenta excelente contraste para avaliação de tecidos duros maxilo-faciais. Seu FOV é menor, usa menos radiação e o exame tem menor custo. Porém, não é indicada para avaliação de tecidos moles por não apresentar diferenças entre os variados tecidos.
- Quando é necessária a avaliação de tecidos moles maxilo-faciais, a TC é o exame de escolha.

BIBLIOGRAFIA

ANGELOPOULOS, C; THOMAS, S; HECHLER, S; PARISSIS, N; HLAVACEK, M. Comparison Between Digital Panoramic Radiography and Cone-Beam Computed Tomography for the Identification of the Mandibular Canal as Part of Presurgical Dental Implant Assessment. **J Oral Maxillofac Surg** 2008; 66:2130-2135.

CAVALCANTI, M.G.P; VANNIER, M.W. Quantitative analysis of spiral computed tomography for craniofacial clinical applications. **Dentomaxillofacial Radiology** 1998;27:344-350.

CAVALCANTI, M.G.P; YANG, J; RUPRECHT, A; VANNIER, M.W. Accurate linear measurements in the anterior maxilla using orthoradially reformatted spiral computed tomography. **Dentomaxillofacial Radiology** 1999;28, 137-140.

CAVALCANTI, M.G.P; RUPRECHT, A; BONOMIE, J.M; VANNIER, M.W. The validation of 3D spiral CT-based measurements of simulated maxillofacial neoplasms. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod** 2000;89:753-8.

CAVALCANTI, M. **Diagnóstico por Imagem da Face**. Editora Santos – Grupo Gen. São Paulo, 2008. 1º edição. Cap 1, pg 3-43, e cap 8, pg 209-243.

DRAGE, N.A; SIVARAJASINGAM, V. The use of cone beam computed tomography in the management of isolated orbital floor fractures. **British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery** 47 (2009) 65–66.

EGGERS, G; SENOO, HITOMI; KANE, G; MÜHLING, J. The accuracy of image guided surgery based on cone beam computer tomography image data. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod** 2009;107:e41-e48.

FARMAN, A.G; SCARFE, W.C. The Basics of Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography. **Seminars in Orthodontics** 2009;15:2-13.

FLYGARE, L; ÖHMAN, A. Preoperative imaging procedures for lower wisdom teeth removal. **Clin Oral Invest** 2008;12:291–302.

FRIEDLAND, B; DONOFF, B; DODSON, T.B. The Use of 3-Dimensional Reconstructions to Evaluate the Anatomic Relationship of the Mandibular Canal and Impacted Mandibular Third Molars. **J Oral Maxillofac Surg** 2008;66:1678-1685.

GUTTENBERG, S.A. Oral and Maxillofacial Pathology in Three Dimensions. **Dent Clin N Am** 2000;52:843–873.

HEILAND, M; SCHULZE, D; ROTHER, U; SCHMELZLE, R. Postoperative Imaging of Zygomaticomaxillary Complex Fractures Using Digital Volume Tomography. **J Oral Maxillofac Surg** 2004;62:1387-1391.

LOUBELE, M; VAN ASSCHE, N; CARPENTIER, K; MAES, F. Comparative localized linear accuracy of small-field cone-beam CT and multislice CT for alveolar bone measurements. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod** 2008;105:512-8.

MARTINS, M.M; GOLDNER, M.T.A; MENDES, A.M; VEIGA, A.S; LIMA, T.A; RAYMUNDO JR, R. A importância da tomografia computadorizada volumétrica no diagnóstico e planejamento ortodôntico de dentes inclusos. **RGO**, Porto Alegre, 2009, v. 57:117-120.

MEEHAN, M; TESCHNER, M; GIROD, S. Three-dimensional simulation and prediction of craniofacial surgery. **Orthod Craniofacial Res**; 6(Suppl. 1):102–107.

MILES, D.A. The Future of Dental and Maxillofacial Imaging. **Dent Clin N Am** 2008; 52: 917–928.

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. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.** 2002;31:322–327.

NEUGEBAUER, J; SHIRANI, R; MISCHKOWSKI, R.A; RITTER, L; SCHEER, M; KEEVE, E ZÖLLER, J.E. Comparison of cone-beam volumetric imaging and combined plain radiographs for localization of the mandibular canal before removal of impacted lower third molars. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod** 2008;105:633-42.

PANELLA, J. **Radiologia Odontológica e Imaginologia**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006. Cap 22, p. 305-326.

POHLENZ, P; BLESSMANN, M; BLAKE, F; HEINRICH, S; SCHMELZLE, R; HEILAND, M. Clinical indications and perspectives for intraoperative cone-beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod** 2007;103:412-7.

QUERESHY, F.A; SAVELL, T.A; PALOMO, J.M. Applications of Cone Beam Computed Tomography in the Practice of Oral and Maxillofacial Surgery. **J Oral Maxillofac Surg** 2008;66:791-796.

SCARFE, W.C; FARMAN, A.G. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? **Dent Clin N Am** 2008;52:707–730.

SCHRAMM, A; RÜCKER, M; SAKKAS, N; SCHÖN, R; DÜKER, J; GELLRICH, N-C. The use of cone beam CT in cranio-maxillofacial surgery. **International Congress Series** 1281 (2005) 1200–1204.

SIMON, J.H.S; ENCISO, R; MALFAZ, J-M; ROGES, RAMON; BAILEY-PERRY, M; PATEL, A. Differential Diagnosis of Large Periapical Lesions Using Cone-Beam Computed Tomography Measurements and Biopsy. **J Endod** 2006;32:833–837.

STUEHMER, C; ESSIG, H; BORMANN, K-H; MAJDANI, O; GELLRICH N-C; RÜCKER, M. Cone beam CT imaging of airgun injuries to the craniomaxillofacial region. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.** 2008; 37: 903–906.

SUKOVIC, P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. **Orthod Craniofacial Res** 6 (Suppl. 1), 2003/31–36.

TAMIMI, D; ELSAID, K. Cone Beam Computed Tomography in the Assessment of Dental Impactions. **Seminars in Orthodontics** 2009;15:57-62.

TANTANAPORNKUL, W; OKOUCHI, K; FUJIWARA, Y; YAMASHIRO, M; MARUOKA, Y; OHBAYASHI, N; KURABAYASHI, T. A comparative study of cone-beam computed tomography and conventional panoramic radiography in assessing the topographic relationship between the mandibular canal and impacted third molars. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod** 2007;103:253-9.

TSURUMACHI, T; HONDA, K. A new cone beam computerized tomography system for use in endodontic surgery. **International Endodontic Journal** 2007;40:224–232.

WALKER, L; ENCISO, R; MAH, J. Three-dimensional localization of maxillary canines with cone-beam computed tomography. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2005;128:418-23.

WHAITES, E. **Princípios da Radiologia Odontológica**. Rio de Janeiro: Elsevier, 2009. 4ª edição. Cap 19, p. 191-207.

WHITE, S.C; PHAROAH, M.J. The Evolution and Application of Dental Maxillofacial Imaging Modalities. **Dent Clin N Am** 2008;52:689–705.

YANG, J; CAVALCANTI, M.G.P; RUPRECHT, A; VANNIER, M.W. 2-D and 3-D reconstructions of spiral computed tomography in localization of the inferior alveolar canal for dental implants. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod** 1999;87:369-74.