

Dosimetria e qualidade de imagem em tomografia computadorizada para implante dentário

Dosimetry and image quality in computed tomography for dental implant

Luiz Claudio Almeida Madureira¹; Janaina Araújo Dantas²; Cinthia Coelho Simões³; Paulo Sérgio Flores Campos⁴.

¹Doutor em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas - ICS/UFBA, ²Doutora em Radiologia Odontológica pela Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, ³Doutor em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas - ICS/UFBA, ⁴Livre-Docente em Radiologia pela Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo – FOU SP

Resumo

O uso da tomografia computadorizada (TC) na área da saúde continua a aumentar rapidamente, devido à sua excelente resolução para tecido de baixo contraste, informação tridimensional e rápido tempo de aquisição. Apesar de seu alto valor diagnóstico, existem preocupações a respeito dos riscos associados à exposição dos pacientes à radiação ionizante. Em virtude disso, o princípio de “tão baixo quanto razoavelmente possível” (ALARA) visa reduzir a dose de radiação na prática clínica. Assim, esforços estão sendo feitos para controlar a exposição à radiação através de técnicas melhoradas e prevenção de exames desnecessários. Dentro deste contexto, existe o desafio de produzir imagens clínicas envolvendo doses reduzidas, com a finalidade de estudar os efeitos do aumento do ruído na performance diagnóstica. No entanto, a preocupação com o risco de repetição do exame limita a utilização de protocolos de baixa dose para avaliação de estruturas de alto contraste. Na geração de imagens pré-implante, em particular, o risco/benefício deve ser estimado, de modo a maximizar o resultado do exame tomográfico.

Palavras-chave: Tomografia Computadorizada por Raios X. Implante Dentário. Diagnóstico por Imagem. Relação Dose-Resposta em Radiação.

Abstract

The use of computed tomography (CT) in healthcare continues to increase rapidly due to its excellent tissue resolution for low-contrast, three-dimensional information and fast acquisition time. Despite its high diagnostic value, there are concerns about the risks associated with patient exposure to ionizing radiation. As a result, the principle “as low as reasonably achievable” (ALARA) has the purpose to reduce the radiation dose in clinical practice. Thus, efforts are being made to control radiation exposure through improved techniques and prevention of unnecessary exams. Within this context, there is the challenge of producing clinical images involving lower doses, in order to study the effects of increased noise on diagnostic performance. However, the concern about the risk of repeating exams limits the use of low-dose protocols for evaluation of high contrast structures. In the process of generating pre-implant imaging, in particular, the risk / benefit ratio must be estimated in order to maximize the results of CT scan.

Keywords: Tomography, X-Ray Computed. Dental Implantation. Diagnostic Imaging. Dose-Response Relationship, Radiation.

EVOLUÇÃO DAS IMAGENS RADIOGRÁFICAS EM IMPLANTODONTIA

A radiografia panorâmica e a radiografia digital bidimensional (2D) têm sido amplamente adotadas pelos dentistas. No entanto, imagens radiográficas 2D são difíceis de interpretar devido à sobreposição de estruturas ósseas complexas. Estruturas anatômicas, como o forame lingual e canal incisivo, que contêm neuro-vascularização, dificilmente podem ser definidas.¹ Além disso, a avaliação pré-cirúrgica exata requer a precisa visualização radiográfica das estruturas anatômicas e das condições patológicas. Na prática odontológica, as estratégias de imagem pré-

operatórias para implante muitas vezes consiste de ortopantomografia (OPG). Embora a OPG seja largamente utilizada e seja um método conveniente e barato, com baixa exposição à radiação, esta técnica tem diversas limitações, como a ampliação não-uniforme, restrições de diagnóstico e falta de informação transeccional, não mostrando a largura óssea ou angulações e subcortes, como a inclinação lingual do contorno da mandíbula.²

Diante da necessidade de obter melhor qualidade de imagem, visando maior precisão na identificação de estruturas anatômicas, a tomografia computadorizada e a ressonância magnética (RM) foram desenvolvidas em paralelo, a partir da década de 70. Desde então, essas tecnologias passaram a mostrar os tecidos biológicos de modo direto e com excelente resolução espacial. Ambos os métodos foram sendo aperfeiçoados nas décadas seguintes, com aumento da resolução, da

Recebido em 16/03/2012; revisado em 04/04/2012.

Correspondência / Correspondence: Luiz Claudio Almeida Madureira. Avenida Araújo Pinho nº 503 - Edf. Centaurus, apto 1303 - Canela, Salvador - BA, CEP: 40110-15. Email: luizcam@ufba.br

velocidade de processamento e técnicas para potencializar a análise espacial, gráfica e funcional dos dados obtidos.^{3,4}

O desenvolvimento da tomografia computadorizada (TC) permitiu a avaliação tridimensional (3D) das estruturas craniofaciais. Assim, a TC se tornou uma técnica vastamente disponível para diagnóstico de cabeça e pescoço e vários procedimentos cirúrgicos bucais.¹ A introdução da TC helicoidal no início dos anos 90 constituiu um passo fundamental da evolução no desenvolvimento e aperfeiçoamento contínuo das técnicas de tomografia computadorizada.⁵ A TC na odontologia tornou-se um dos exames mais úteis e importantes para a maxila e mandíbula. Neste contexto, o tratamento com implantes tornou-se o método preferencial em casos de edentulismo parcial ou total, o que determinou o aumento do uso da TC, principalmente devido à sua alta precisão para diagnóstico.^{6,7}

A visualização tridimensional (3D) da TC passou a revelar mais detalhes anatômicos e, potencialmente, incluir todas as informações imaginológicas necessárias para a segurança cirúrgica máxima e melhor posicionamento do implante.² No entanto, a TC ainda não é a tecnologia ideal para as tarefas específicas de diagnóstico odontológico, tais como dentes inclusos ou lesões apicais. A exposição à radiação excessiva, o alto custo e a disponibilidade limitada impedem o uso rotineiro desta tecnologia.¹

CARACTERÍSTICAS DAS IMAGENS PARA IMPLANTES DENTÁRIOS

O principal papel de qualquer método de aquisição de imagem pré-implante é fornecer informações adequadas sobre a morfologia óssea e a localização de estruturas que devem ser preservadas ao se colocar implantes, sobretudo na mandíbula. Secundariamente, a imagem pré-implante também pode fornecer algumas informações significativas sobre a qualidade do osso. Atualmente há muitas opções de imagem disponíveis, incluindo a radiografia intrabucal, radiografias extrabuciais, imagem por ressonância magnética (IRM), TC espiral convencional, TC espiral multidetector, e a tomografia de feixe cônico (CBCT).^{8,9} Vale salientar que, uma vez que os dentistas comumente diagnosticam e trabalham na escala de submilímetros, é necessário que a qualidade de imagem seja altamente detalhada (TC e IRM), o que vem representando sucessivos desafios aos limites técnicos.⁷

Ressonância Magnética

A imagem por ressonância magnética (IRM) se tornou uma poderosa ferramenta na medicina, particularmente adequada para a imagem de tecidos moles. No entanto, como a IRM está baseada nas propriedades magnéticas do átomo de hidrogênio e na utilização de fortes campos magnéticos, este exame

mostrou-se contra-indicado para pacientes portadores de certos metais, tais como amálgama e ligas não-preciosas. Esta contra-indicação deve-se ao fato de que tais metais geram artefatos de imagem, o que muitas vezes tornam o exame sem utilidade. Por exemplo, implantes de titânio puro não representam qualquer problema na ressonância magnética, mas, se houver quaisquer impurezas no titânio, a imagem ficará comprometida. Outras limitações incluem o custo significativo dos exames de ressonância magnética para o paciente e a claustrofobia, visto que os exames são geralmente realizados com o paciente em um túnel muito confinante.⁹

De acordo com as diretrizes do Reino Unido, a imagem por TC não se justifica para implante dentário em casos onde não exista patologia associada, devido às suas altas doses de radiação.¹⁰ Portanto, a IRM foi indicada como uma alternativa, embora não seja sustentada por argumentos, a partir de estudos de avaliação.¹¹ No entanto, a maioria dos estudos que utilizam a IRM na geração da imagem pré-implante tem focado a capacidade das unidades de ressonância magnética na localização do canal dentário inferior. Com a IRM, o canal dentário inferior aparece como um buraco negro dentro do alto sinal de osso esponjoso. Se o canal dentário inferior está rodeado por osso esclerótico, a visualização do canal é mais difícil com a ressonância magnética, uma vez que a presença de osso esclerótico resulta em um baixo sinal da medula óssea. O inverso é verdadeiro para a TC, na medida em que a presença de osso esclerótico no corpo da mandíbula faz com que o canal dentário inferior seja mais visível. Portanto, a ressonância magnética representa um grande potencial na geração de imagem pré-implante, devido à ausência de radiação ionizante, mas o período de aquisição pode demorar até 30 minutos e a informação óssea é limitada.⁹

Tomografia Computadorizada

O termo "TC odontológica" representa um protocolo de investigação específica que inclui a aquisição de varreduras axiais da mandíbula com a maior resolução possível, juntamente com curvas e reconstruções multiplanares ortorradiais.⁷ A TC produz dados confiáveis que facilitam a avaliação das dimensões do osso (altura e largura) e/ou localização dos pontos anatômicos importantes, como o canal mandibular, forame mental, o duto nasopalatino e do seio maxilar.^{6,8,11} Neste aspecto, vale salientar que, para o tratamento de implante mandibular, a localização exata do canal é de vital importância. A TC é necessária para este fim porque permite a visualização do canal melhor do que outras técnicas radiográficas.¹¹

A TC também proporciona informações precisas sobre a densidade óssea, ajudando o cirurgião a identificar locais adequados para inserção de implante. Em última análise, é possível afirmar que as imagens

tomográficas facilitam o planejamento cirúrgico e, eventualmente, aumentam a taxa de sucesso dos procedimentos, além de garantir maiores chances de sobrevivência de implantes.^{9,12} A TC é uma técnica valiosa, frequentemente utilizada para o planejamento pré-cirúrgico de pacientes que precisam de implantes dentários.^{11,13,14} É possível ainda afirmar que a TC tem sido o padrão-ouro para a avaliação pré-implante dos maxilares.⁹

Atualmente, sistemas de TC proporcionam a aquisição de dados volumétricos isotrópicos que permitem imagens de alta qualidade envolvendo fatias de espessuras menores que um milímetro. Tais sistemas têm expandido a utilidade da tomografia computadorizada, e conseqüentemente o uso da TC tem aumentado proporcionalmente, substituindo cada vez mais os exames radiográficos. Assim, com as imagens TC de alta qualidade sendo utilizadas cada vez mais frequentemente, os pacientes podem se beneficiar de diagnósticos e de planejamentos terapêuticos mais rápidos e precisos.¹⁵

TC, Escaneamento a Laser e Prototipagem

Modelos computadorizados tridimensionais (3D) da região craniofacial é uma tendência recente na odontologia. Os protótipos ou biomodelos envolvendo tecido rígido de arcos dentários, incluindo os dentes e a mandíbula, têm sido utilizados para várias aplicações clínicas, incluindo planejamento pré-operatório de tratamento de implantes dentários e craniofaciais, procedimentos cirúrgicos, fabricação de próteses dentárias e craniofaciais, análise das dimensões do arco, simulação do tratamento virtual em ortodontia e avaliação de resultados pós-tratamento.¹⁶

Os modelos 3D dos arcos dentários são normalmente obtidos por digitalização do molde da superfície dental com escaneamento a laser de superfície com alta-resolução. Esses modelos podem ser utilizados para avaliar a dentição e o espaço interoclusal, mas não fornecem informações sobre a quantidade de osso alveolar disponível. Os modelos 3D apresentam precisão limitada devido à impressão dentária e molde, o que pode ser variável e inconsistente.¹⁶ Tais modelos dentários podem também ser obtidos a partir dos dados gerados em fatias pela tomografia computadorizada.² A tecnologia TC convencional fornece reconstruções precisas do osso alveolar, mas não as dos dentes, devido à resolução espacial limitada e a fortes traços de artefatos causados por restaurações metálicas dentárias e braquetes ortodônticos, quando presentes.¹⁶

Os modelos de resina foram desenvolvidos de forma a combinar a TC com o escaneamento a laser do molde dental. Vale ressaltar que a TC envolve alta qualidade de reconstruções 3D do osso alveolar e das raízes dos dentes, enquanto o escaneamento a laser do molde dental envolve alta qualidade de reconstruções 3D das coroas dos dentes. Assim, quando finalmente

essa técnica produziu resultados satisfatórios, foi considerada imprópria para a prática clínica devido a limitações de tempo, ao alto custo associado à configuração complexa e à ampla experiência necessária ao usuário para a execução correta dos procedimentos.¹⁶

TC de Feixe Cônico

A varredura de TC médica tem sido utilizada para gerar imagens craniofaciais, desde a sua criação, mas não se tornou popular até que *scanners* com maior resolução e espessura de corte de 2mm foram desenvolvidos no início da década de 80. *Scanners* tomográficos de feixe cônico (CBCT) craniofaciais compatíveis foram introduzidos no final da década de 90 e, logo depois, se tornaram comercialmente disponíveis. Os *scanners* CBCT proporcionam aquisição de imagem 3D e dispõem de sistemas suficientemente compactos e de baixo custo para serem utilizados em cirurgias odontológicas e práticas ortodônticas.¹⁷

Atualmente, as reconstruções a partir de CBCT têm *voxels* menores em comparação com a TC convencional, o que poderia ser vantajoso na obtenção mais precisa de modelos da superfície 3D das coroas dos dentes. Apesar disso, a qualidade da imagem da CBCT ainda é inferior quando comparada com a TC convencional. Vários artefatos, incluindo o artefato de endurecimento do feixe, e a falta de homogeneidade influenciam o contraste da imagem e a definição dos limites do osso proporcionados por essa tecnologia.¹⁶ Além disso, uma vez que a CBCT é inferior à TC em termos de resolução de contraste de imagem, o efeito dos artefatos de metal pode ser pronunciado. Vários algoritmos de reconstrução e técnicas foram propostos para reduzir os artefatos em imagens de CBCT, mas até hoje eles permanecem computacionalmente caros e ainda não são amplamente adotados pelos fabricantes de TC de feixe cônico.¹⁶ Ademais, acredita-se que a exposição à radiação por razões odontológicas aumentou dramaticamente nos últimos anos após a introdução da CBCT.⁸

TC Multidetector

O desenvolvimento tecnológico que envolveu a TC nos últimos anos aumentou a sensibilidade dos sistemas de detectores.¹⁸ Por outro lado, através dos pacotes de *software* apropriados, as imagens reformatadas passaram a ser geradas no plano panorâmico e as imagens de seção transversal passaram a ser obtidas perpendicularmente ao plano panorâmico com intervalos entre 1 e 2 mm.⁹ Desta forma, com o advento da tomografia computadorizada multidetector (TCMD), tornou-se possível realizar exames com imagens isotrópicas que permitem excelentes reconstruções multiplanares com um tempo de aquisição extremamente reduzido.^{13,14} Assim, a TCMD tornou possível a reconstrução de imagens

tridimensionais de alta qualidade, com excelente resolução das reconstruções nos planos sagital e coronal, o que possibilita a realização de exames de alta complexidade.^{14,19,20}

O menor tempo de aquisição e a diminuição do aquecimento do tubo de raios-X possibilitam a obtenção de um número ilimitado de cortes tomográficos em um tempo mínimo. Como consequência, essas imagens melhores e mais rápidas, com alta resolução espacial e cortes de espessura mínima geram um aumento significativo das indicações da TCMD.^{18,21,22} O rápido aumento dos pedidos de exames radiográficos em odontologia, especialmente a tomografia computadorizada helicoidal multidetector, tem sido associado à crescente popularidade da implantologia no tratamento de edentulismo parcial ou total.^{8,23} Portanto, o aumento das indicações de TCMD tornou-se a principal fonte de exposição à radiação na área médica e, provavelmente, contribui com quase metade da dose global de todos os exames de raios-X.⁸ Tal aumento, por sua vez, resulta em maior exposição dos pacientes à radiação ionizante, quando a expectativa era que ocorresse justamente o contrário.^{18,21,22}

Portanto, a crescente utilização da técnica de tomografia computadorizada em odontologia proporciona o risco de sobre-exposição do paciente à radiação, que deve ser uma das maiores preocupações do cirurgião-dentista. Assim, é fundamental que a exposição à radiação seja reduzida ao mínimo, sem qualquer perda de informações de diagnóstico.^{6,24}

RADIAÇÃO IONIZANTE EM TC

Princípios Físicos

O desempenho global de um sistema de TC depende de vários componentes-chave. Estes componentes incluem a fonte de raios-X, um gerador de alta potência, detectores eletrônicos, sistemas de transmissão de dados, e o sistema computadorizado para a reconstrução e manipulação de imagem.⁵ Portanto, todos os métodos para a geração de imagens radiográficas utilizam um ou múltiplos feixes de raios-X que, após serem emitidos, são captados por uma determinada quantidade de detectores em fila única, após sua transmissão através do objeto de interesse.² Assim, em qualquer sistema de geração de imagens radiográficas pré-implante existe a necessidade de manter a exposição do paciente à radiação ionizante tão baixa quanto possível.⁹ Em virtude de tal necessidade, a Organização Mundial de Saúde (OMS) definiu o programa de garantia de qualidade em radiodiagnóstico (PGQR) como sendo um esforço organizado, por parte da comunidade radiológica, para produzir imagens diagnósticas com qualidade suficientemente elevada, com o menor custo possível e mínima exposição do paciente à radiação ionizante. A escolha do protocolo de exposição deve estar baseada

no princípio fundamental conhecido como ALARA, sigla para *As Low As Reasonable Achievable* (tão baixo quanto razoavelmente possível).^{15,25}

Os *scanners* TC criam imagens *cross-sectionais*, através da medida de atenuação de raios-X que penetram o corpo a partir de muitas direções diferentes.¹⁵ Nestes equipamentos, o estado-da-arte envolvendo combinações de tubo de raios-X e gerador fornece uma potência de pico de 60 a 90 kW, geralmente em várias tensões selecionadas (por exemplo: 80, 100, 120 e 140 kV). As diferentes aplicações clínicas requerem diferentes espectros de raios-X e, portanto, diferentes ajustes de kilovolts para otimização da qualidade de imagem ou a melhor relação sinal-ruído, envolvendo a menor dose possível de radiação para o paciente.⁵ Portanto, a escolha de fatores de exposição como a tensão aplicada (kV) e do produto corrente-tempo (mAs), que afetam o contraste e o ruído, devem ser compatíveis com a necessidade de diagnóstico fundamentado na imagem.²⁵ Como o mAs é o fator isolado mais importante no controle da dose, sua diminuição reduz significativamente a dose à qual o paciente é submetido e aumenta a vida útil do aparelho.²⁶

Níveis de Exposição e Dosimetria

Na TC, a distribuição da dose de radiação no paciente é completamente diferente daquela que ocorre na radiografia convencional. Nesta última, a dose diminui continuamente do ponto de entrada do feixe de raios-X até a sua saída. No caso da TC, devido à geometria rotacional, a dose é distribuída de maneira simétrica no plano axial *escaneado*. Isso é uma consequência direta do processo de aquisição da imagem, em que o paciente é irradiado em todas as direções durante uma rotação completa do feixe de raios-X.^{26,27} Assim, com o uso da TC, as exposições do paciente à radiação a partir de imagens tomográficas têm gerado preocupações. Paradoxalmente, tem sido sugerido também que, no campo em rápida evolução da TC multidetector, houve uma diminuição das referidas preocupações devido à busca de melhor qualidade de imagem e precisão diagnóstica. No entanto, o risco de pacientes sofrerem de câncer por radiação induzida a partir de exames tomográficos não é trivial.²⁸ Consequentemente, a aplicação generalizada das tecnologias da imagem requer o conhecimento dos níveis de exposição à radiação para os pacientes e membros da equipe médica. Assim, é possível afirmar que o entendimento dos potenciais perigos dessa exposição é essencial.²⁹

A TC compreende uma série de tecnologias diferentes, variando de detector de feixe único e TC de cone ventilado a TC multidetector de 128 canais.² Com o desenvolvimento da tecnologia multidetector (TCMD), as aplicações clínicas da TC tornaram-se ainda maiores.^{14,19,20} Em 1983, cerca de 5 milhões de exames

de TC foram feitos nos Estados Unidos, que aumentou para 20 milhões em 1995 - um aumento de 400% em 12 anos.¹⁷ Vale ressaltar que o número estimado de tomografia computadorizada para 2006, nesse país, foi de 62 milhões.¹⁵ Em 1991, os exames TC representavam 2% de todos os exames radiográficos; em 2001, esse percentual subiu para 10% a 15% do total.¹⁷ Diante destes aumentos de indicações de TC, técnicas específicas de dosimetria tiveram que ser desenvolvidas para determinar a dose de radiação e permitir o monitoramento do desempenho de diferentes tipos de exames.²⁶

Três tipos de dosimetria são utilizados em TC: o indicador de dose em tomografia computadorizada - *Computed Tomography Dose Index* (CTDI); o produto dose/comprimento - *Dose Length Product* (DLP) e a dose efetiva. Eles determinam uma indicação da média da dose absorvida na região *escaneada* (CTDI), da dose absorvida integral ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação de um exame de TC completo (DLP) e de um método para a comparação das doses às quais o paciente é submetido em diferentes procedimentos diagnósticos (dose efetiva).²² Neste contexto, é possível ainda afirmar que o CTDI é a principal medida utilizada em TC para descrever a saída de radiação de um *scanner*, além de ser uma medida da quantidade de radiação emitida a partir de uma série de irradiações contíguas. Portanto, o CTDI é uma medida a partir da tomografia computadorizada axial (uma rotação do tubo de raios-X). Por sua vez, a dose efetiva não é uma medida de dose, mas sim um conceito que reflete o risco estocástico (por exemplo, a indução do câncer) a partir da exposição às radiações ionizantes. Normalmente, é expressa em unidades de milisievert. No entanto, a dose efetiva por si só não permite uma avaliação completa acerca do risco de radiação estimado para órgãos específicos com maior sensibilidade ou pacientes de uma idade ou sexo específicos. Para tornar possível uma avaliação completa, as doses relacionadas a órgãos específicos, idade, sexo, e riscos estimados de tais órgãos são necessários.¹⁵

A exposição à radiação (Roentgens) é a concentração de radiação em um ponto específico no ar e pode ser descrita também como a ionização produzida em um volume específico de ar. Ela não revela quanta energia o tecido irradiado absorve. A dose de radiação ou a dose absorvida (Rad ou Gray) descreve a quantidade de energia absorvida por unidade de massa em um ponto específico. Ela não leva em consideração a sensibilidade à radiação diferencial de órgãos e, portanto, não pode ser usada em comparações entre exames envolvendo diferentes partes do corpo. Por outro lado, a dose equivalente é uma modificação da dose absorvida, que incorpora os fatores ponderados e, assim, leva em consideração os diferentes efeitos biológicos de várias fontes de radiação. Estes são referidos como REMs em unidades convencionais e

Sieverts em unidades do Sistema Internacional: 100 REM = 1 Sievert. A dose efetiva, também chamada em ambos os sistemas de Sievert, leva em conta a região do organismo onde a dose de radiação é absorvida e tenta estimar a dose do corpo inteiro que seria necessária para produzir o mesmo risco que a dose na parte do corpo que foi efetivamente irradiada em um procedimento radiológico localizado.²⁹

Atualmente a dose efetiva é a melhor medida disponível, uma vez que permite a comparação com outros tipos de exposição à radiação, incluindo a radiação de fundo natural. O método de quantificação de radiação ionizante específico para varredura TC é o índice de dose TC e o produto dose/comprimento. O CTDI representa a dose em uma única fatia. O DLP é o produto da CTDI e a extensão da varredura.²⁹ Além disso, o monitoramento do CTDI leva em consideração os fatores de exposição como a corrente e a voltagem do tubo. Já o monitoramento do DLP de um exame completo leva também em consideração o volume irradiado. Esse volume é determinado, por exemplo, pelo número de cortes em um exame incremental, ou o tempo de aquisição em um exame espiral, bem como pelo número de sequências de cortes realizados durante o exame. Valores de DLP também podem ser utilizados para estimar a dose efetiva de procedimentos de TC utilizando coeficientes específicos.²⁶

De um modo geral, os indivíduos estão expostos a radiações de fundo envolvendo de 1,0 a 3,0 mSv por ano, o que equivale a cerca de 80% a 85% de toda a exposição à radiação. Ambas, radiação cósmica/solar e emissões do radônio respondem pela exposição natural em quantidades aproximadamente iguais. Exposições à radiação a partir de fontes humanas representam de 15% a 20% da exposição anual da população, sendo que a principal fonte é proveniente de estudos radiográficos a partir de geração de imagens médicas. Neste aspecto, a recomendação da Comissão Internacional de Proteção Radiológica preconiza um nível de exposição à radiação ocupacional aceitável de 1 mSv por ano.²⁹ Atualmente, a dose de radiação associada a um típico TC (1-14 mSv, dependendo do exame) é comparável à dose anual recebida a partir de fontes naturais de radiação, tais como radiação radônica e cósmica (1-10 mSv), dependendo de onde o indivíduo mora.¹⁵ O risco a saúde de um indivíduo a partir da exposição à radiação de uma TC típica é, portanto, comparável aos níveis de radiação de fundo.

Considerando o crescente número de pessoas submetidas à TC, no entanto, os efeitos da dose de radiação da TC sobre a saúde pública podem ser significativos.¹⁵ A realização de uma tomografia computadorizada de baixa dose da coluna representa um total de radiação efetiva de 0,74 mSv. Isto pode ser comparado com a exposição à radioatividade natural proveniente de diferentes fontes, incluindo radiação de fundo, radônio em casas, indústrias, reatores nucleares,

etc, que varia de lugar para lugar, com valores entre 1 e 2 mSv, podendo chegar, em algumas circunstâncias, a 4 mSv por ano. A dose de dois exames de TC de baixa dose da coluna corresponde, portanto, ao intervalo de 18% a 74% da exposição anual à radioatividade natural.²⁴ No entanto, os pacientes muitas vezes estão expostos a altas doses de radiação, como as observadas em estudos relacionados com tomografia cardíaca angiográfica computadorizada (CCTA). Tais estudos evidenciaram exposições de 11 a 13,6 mSv para TC de 64-canaís, chegando até ao valor máximo de 21,3 mSv para a artéria coronária, e variando de 14,7 a 26,5 mSv para estudos de revascularização coronária com varredura de duração estendida.³⁰

Por outro lado, uma varredura TC de corpo inteiro (um ou quatro canais) pode envolver uma dose efetiva igual a 500 radiografias torácicas e é equivalente à média nacional de radiação de fundo recebida durante um período superior a 3 anos. A dose de radiação por TC de canal único varia de menos de 1 mSv até mais de 30 mSv por região do corpo estudada. Se houver múltiplas varreduras da mesma área para estudar perfusão do órgão (fases), a dose de radiação efetiva total é multiplicada pelo número de fases.²⁹

Redução da Dose

Ao contrário das imagens radiográficas tradicionais, a imagem TC nunca parece super ou subexposta, no sentido de ser muito escura ou muito clara; a natureza dos dados da TC (isto é, os números da TC representam uma determinada quantidade de atenuação em relação à água) garante que a imagem sempre pareça adequadamente exposta. Como consequência, os usuários da TC não são tecnicamente obrigados a diminuir a corrente do tubo (mAs), o que pode resultar em excesso de dose de radiação para o paciente.¹⁵

Atualmente, cerca de 60% da exposição à radiação em procedimentos de imagem é atribuída à TC, apesar dos exames tomográficos representarem apenas 15% de todos os estudos baseados em imagens por raios-X.²⁸ Além disso, os protocolos de TC convencionais estão geralmente associados à alta dose de radiação. Desta forma, visando minimizar o impacto negativo dessa alta dose sobre a relação risco-benefício associado à TC, uma série de estudos envolvendo protocolos de baixa dose foram desenvolvidos.^{28,31}

Os parâmetros que interferem na dose de radiação do TC incluem a corrente do tubo, voltagem, modos de *escaneamento* e sua duração.^{23,28} Portanto, para que haja redução da dose de radiação, é preciso que ocorra a redução do mAs e redução do número de varreduras.¹¹

Corrente do Tubo (mAs)

Estudos relacionados com a tomografia computadorizada do tórax sugeriram que é possível

reduzir a corrente do tubo sem afetar significativamente a qualidade de imagem.²⁸ Além disso, constatou-se que a dose à qual o paciente é submetido, é diretamente proporcional à corrente do tubo e ao tempo de varredura, se todos os outros fatores de seleção, tais como voltagem do tubo, a espessura do corte, o intervalo entre cortes e o número de cortes forem mantidos constantes.^{11,28} Verificou-se ainda que a diminuição da corrente do tubo seja possível, independentemente da técnica de varredura.¹¹ Desta forma, apesar da redução da dose de radiação poder ser feita através da diminuição da kV, aumentando o *pitch* ou usando cortes mais espessos, o parâmetro mais comumente manipulado é a corrente do tubo (mAs).²³

Por outro lado, um aumento da dose de radiação, teoricamente, melhoraria a qualidade das imagens de TC, pois a densidade da imagem não é afetada pelo aumento da dose. No entanto, se a dose de radiação é reduzida, pelo decréscimo dos mAs, poucos fótons são gerados a partir do tubo de raios-X. Como consequência, o ruído quântico aumenta e a resolução do contraste diminui. Para o planejamento de implante, entretanto, exames de tomografia computadorizada podem ser realizados com ajuste de mAs mais baixo que o padrão. O ruído parece não ter uma influência negativa na qualidade de imagem diagnóstica, ao invés disso, contribui para a visibilidade das estruturas anatómicas de alto contraste, em especial o canal mandibular.¹¹

As imagens da TC odontológica com redução da dose de radiação são exibidas com definição de contraste muito baixa (janela óssea), devido ao excelente contraste entre osso e tecido mole. Uma vez que nenhum meio de contraste é utilizado e a exibição de detalhes dos tecidos moles geralmente não é necessário, a TC odontológica é ideal para aplicação de protocolos de investigação com redução de dose. Assim, em TC odontológica, a redução da dose é realizada principalmente através da redução da corrente do tubo, o que leva ao aumento do ruído quântico observado no compartimento de tecido mole, enquanto que o osso é apenas marginalmente afetado.⁷ Consequentemente tem sido sugerido que a utilização de uma corrente baixa pode reduzir a dose de radiação e a qualidade de imagem ainda ser aceitável para implante porque o osso e os dentes são de alto contraste estrutural.⁸

Desta forma, a redução no mAs pode ser feita sem comprometer a qualidade do diagnóstico, proporcionando redução de 20% na dose média dos exames de crânio em adultos.¹³ Ademais, foram realizadas análises de vários valores de corrente de tubo (mAs), otimizando a qualidade de imagem e a dose de radiação em protocolos de TC de crânio para adultos. Tais análises demonstraram ser possível uma redução de até 60% na dose de radiação para esse tipo de exame, sem comprometer a qualidade de imagem.³²

Foram também realizados exames com osso pélvico de cadáveres utilizando a TCMD de 16 canais, com a redução paulatina na corrente do tubo de 160 até 20 mA, mantendo os outros fatores de exposição constantes. Os resultados mostraram que, para esse tipo de exame, é possível alcançar uma redução de dose de 33% sem comprometer a qualidade de imagem.¹⁸ Da mesma forma, foi utilizada a modulação da corrente do tubo em TCMD de 64 canais para pacientes com suspeita de doença arterial coronária. Esta modulação permitiu a redução da dose de radiação em até 47%.³³ Assim, a alteração nos protocolos de exame, visando uma padronização e redução do mAs utilizado, representa uma redução significativa da dose recebida pelos pacientes, sem comprometer a qualidade diagnóstica da imagem, além de permitir o aumento na vida útil do tubo de raios-X e a redução dos custos do exame.¹³

Voltagem do Tubo (kV) e Outros Fatores

Na realização de exames contrastados, tais como exames angiográficos por TC, a relação contraste-ruído para doses fixas aumenta com a diminuição da voltagem do tubo de raios-X. Como consequência, para obter uma determinada relação contraste-ruído, a dose do paciente pode ser reduzida através da escolha de uma quilovoltagem mais baixa.⁵ Portanto, na TC angiográfica cardíaca envolvendo a revascularização coronariana, o uso de configurações de baixa voltagem do tubo pode minimizar a exposição à radiação. Este procedimento ainda gera menor ruído de imagem e melhor resolução de baixo contraste, o que representa uma vantagem definitiva para geração de imagens vasculares.³⁰

O uso de um protocolo de imagem otimizado, incluindo a adequação ao peso individual relacionado à tensão e ao produto corrente-tempo, reduz significativamente a dose de radiação, sem perda da qualidade da imagem. De um modo geral, estima-se que os pacientes sejam beneficiados com uma redução de radiação de 37% da dose efetiva. No entanto, a corrente do tubo é o parâmetro primário que é adaptado ao tamanho do paciente. Para a tomografia computadorizada da cabeça, por exemplo, a redução do mAs de um adulto para um recém-nascido corresponde a um fator de 2 a 2,5. Há vários problemas que devem ser levados em conta quando as técnicas de diminuição da kV são utilizadas na prática. Primeiro, por causa da produção menos eficiente de raios-X do tubo com valores baixos de kV, o mAs deve ser aumentado para evitar níveis de ruído excessivos. Em segundo lugar, para determinados tamanhos de pacientes, um kV mais baixo pode não ser apropriado.¹⁵

O desenvolvimento tecnológico da TC aumentou a sensibilidade dos sistemas de detectores na tentativa de viabilizar a redução da dose de exposição do paciente à radiação.¹⁸ Além disso, foram desenvolvidos outros estudos para determinar os parâmetros para redução da dose de protocolos TC multi-canais para cabeça que

permitissem a segmentação dos ossos faciais com precisão suficiente para implantes dentários e planejamento de cirurgia maxilo-facial envolvendo protocolo de baixa dose efetiva.²³

De um modo geral, certo número de parâmetros afeta a dose de radiação, incluindo o tempo de exposição, a tensão aplicada e o produto corrente-tempo, em combinação com a modulação da corrente do tubo e filtros para focalizar o feixe de radiação. Portanto, a dose de radiação é proporcional à corrente do tubo, ao tempo de exposição e ao quadrado da tensão do tubo.^{15,28,33} Assim, é possível afirmar que a dose e a exposição à radiação da TC variam com o quadrado da quilovoltagem, mantendo-se o ajuste da corrente de tubo constante. Assim, a redução da voltagem do tubo tem um efeito maior sobre a redução da exposição à radiação do que a redução da corrente do tubo. Entretanto, investigações mais aprofundadas são necessárias para determinar o efeito da redução da voltagem do tubo e da redução da dose de radiação, com qualidade de imagem aceitável nos exames de tomografia computadorizada.²⁸

Riscos Associados

A radiação está associada a dois tipos de risco: o estocástico e o determinístico. Os riscos estocásticos são os efeitos de mutações casuais. Estas ocorrem de forma aleatória, mas podem ser atribuídas a probabilidade baseada na exposição à radiação (por exemplo, o câncer induzido por radiação). Os modelos atuais sugerem uma relação linear entre a dose e o efeito biológico sem limite seguro. Riscos determinísticos são os efeitos previsíveis que ocorrem com a exposição à radiação e aumento na relação direta com a exposição (por exemplo, queimaduras solares).²⁹

Exposições em imagens médicas são potencialmente associadas com os riscos estocásticos de carcinogênese, especificamente o desenvolvimento de leucemia, de órgãos sólidos e de cânceres de tiróide. Outros efeitos em longo prazo atribuídos à exposição à radiação são catarata, esterilização e defeitos no nascimento. Visando prevenir estes riscos, estratégias de proteção, tais como otimização de dose TC para todas as varreduras e utilização máxima da blindagem, devem ser consideradas.²⁹ No período de 1991 a 1996, cerca 0,4% de todos os cânceres nos Estados Unidos foram atribuídos à radiação proveniente do uso da TC. No entanto, quando órgãos específicos com risco de câncer foram associados aos níveis atuais de uso da TC, determinou-se que 1,5% a 2% dos cânceres podem eventualmente ser causados pela radiação ionizante utilizada em TC. Consequentemente, não há dúvidas de que o benefício de uma indicação de TC compensa o risco estimado ou que os prestadores dessa tecnologia precisam prescrever uma quantidade mínima de radiação necessária para obter imagens adequadas para avaliar as condições do paciente.¹⁵

Os efeitos em longo prazo das imagens médicas merecem um estudo mais aprofundado. O risco de câncer é de 1 em 100 para uma exposição de 100 mSv. As imagens TC de corpo inteiro de um único e de 4 canais tem proporcionado doses efetivas de 10 mSv. A exposição à radiação é reduzida com um exame de TC tóraxico/abdominal de 64 canais, com uma exposição de 2 mSv, resultando em um risco potencial de câncer durante a vida de 1 em 15.000. Muitos pacientes gravemente feridos são submetidos a exposições maiores durante o curso de suas internações hospitalares, em grande parte devido a estudos repetidos. Portanto, as equipes médicas devem estar cientes da dose de radiação administrada com métodos de imagem essenciais e que a dose de radiação é um risco cumulativo para seus pacientes.²⁹

A exposição à radiação em crianças merece atenção especial. A taxa de câncer na infância aumentou em 40% até 15 anos de idade, com um aumento detectado nas doses de radiação de 10 a 20 mSv. Estudos também concluíram que existe uma relação linear entre dose de exposição à radiação ionizante e o desenvolvimento de câncer induzido por radiação. É importante ressaltar que o risco durante a vida, atribuível a uma pequena e única dose de radiação, a uma determinada idade, é maior em crianças. A maioria dos centros tenta minimizar a exposição em pacientes grávidas. Exposições à radiação do feto no útero tem como resultado excesso de cânceres com exposição de 10 mSv. Existem pequenos riscos de câncer associados com radiografias (coluna e pélvica). Dados experimentais confirmam que embriões e fetos de mamíferos são muito radiosensíveis, e a teratogênese continua sendo uma forte preocupação teórica, apesar de não haver estudos clínicos definitivos.²⁹ Portanto, a minimização da exposição é ainda mais importante para as crianças e adultos jovens.⁶

A dose de radiação recebida pelo paciente durante um exame radiográfico odontológico é considerada baixa, quando comparada com a dose recebida por pacientes submetidos a outros procedimentos radiológicos médicos.⁸ No entanto, o crescente uso do CBCT está associado com o risco potencialmente amplificado dos pacientes desenvolverem câncer secundário devido a doses maiores impostas a tecidos normais.³⁴ Não obstante, mesmo quando a glândula tireóide, que é sensível à radiação, recebe uma baixa dose durante a radiografia dentária, há um risco aumentado de efeitos biológicos posteriores para as mulheres grávidas, como parir bebês com baixo peso. A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) aumentou a sua atenção para os efeitos estocásticos de exposição à radiação em outros órgãos da região bucal e maxilo-facial em suas recomendações de 2007. Em particular, a lista de fatores teciduais foi revista e muitos tecidos biológicos circunscritos na região bucal e maxilo-facial foram incluídos.⁸

APLICAÇÕES DA TC

Atualmente, a TC é bastante utilizada para o exame da patologia articular e articulação temporomandibular, traumas na região maxilo-facial e, rotineiramente, em oncologia.⁶ A radioterapia guiada por tomografia computadorizada corresponde a uma importante inovação técnica que pode proporcionar melhores resultados terapêuticos em termos de aumento das taxas de controle local e toxicidade reduzida.³⁵ Técnicas de radioterapia por imagem guiada (IGRT) são cada vez mais utilizadas na clínica médica. A tomografia computadorizada cone-beam (CBCT) é uma dessas técnicas capazes de fornecer imagem do volume alvo e de órgãos em risco durante o tratamento. Essas imagens permitem corrigir erros de posicionamento dos pacientes antes do tratamento.^{34,35} Uma melhor compreensão da dose da imagem guiada através de CBCT permite aos profissionais tomar decisões mais precisas acerca do tratamento a ser indicado ao paciente e realizar eventuais medidas corretivas.³⁴

A moderna tomografia computadorizada espiral de múltiplos detectores (TCMD) é uma excelente ferramenta diagnóstica para pacientes com suspeita de doença arterial coronariana.³³ A precisão da tomografia computadorizada representa a melhor relação custo-benefício para avaliar o trauma abdominal intenso em pacientes hemodinamicamente normais. Essa moderna tecnologia é uma ferramenta inestimável para excluir lesões traumáticas da aorta e fraturas ocultas da coluna cervical. Além disso, a TCMD está cada vez mais sendo usada para identificar lesões vasculares ocultas.²⁹

A TC odontológica também é uma excelente ferramenta para o diagnóstico relacionado às patologias bucais. A importância de tal tecnologia está fundamentada na necessidade de identificar a ocorrência de alterações muito sutis e, neste caso, a melhor qualidade de imagem com a maior resolução possível é essencial para estabelecer diagnósticos corretos.⁷ Desta maneira, muitas aplicações de TC em odontologia têm sido descritas e vão desde a colocação de implante aos estudos das vias aéreas.¹⁷

A TC é de grande valor na avaliação da quantidade e da qualidade do osso antes da colheita de um enxerto ósseo, permitindo localizações anatômicas tridimensionais precisas e proporcionando medidas diretas da densidade óssea. Estes procedimentos podem ser utilizados em avaliações do osso disponível no sítio doador antes da colheita, assim como para processos de aumento de rebordo alveolar.^{9,12} Porém, a aplicação da TC é particularmente importante em casos de osteoporose, uma vez que a baixa massa óssea e a deterioração da micro-arquitetura óssea são fatores associados às falhas nos implantes dentários. Vale ressaltar que a presença de um ou ambos os fatores resulta em uma maior fragilidade óssea e, portanto, maior susceptibilidade a fraturas. Consequentemente,

a avaliação da qualidade óssea pré-operatória é importante para o planejamento da cirurgia de implante maxilofacial e dentário.^{23,36}

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Apesar da enorme contribuição da TC aos cuidados de saúde modernos e do aumento da sensibilidade dos sistemas de detectores visando à redução na dose de radiação, os riscos para a saúde associados à radiação ionizante imposta aos pacientes durante os exames de TC permanecem. Conseqüentemente, a escolha do método radiográfico em implantes dentários deve ser influenciada: pela complexidade do caso do implante, pela disponibilidade da tecnologia, pela perícia dos profissionais envolvidos, pelos custos associados ao uso da tecnologia, bem como pela quantidade de radiação à qual o paciente é exposto. Assim, a exposição à radiação deve ser rotineiramente limitada a um nível baixo, mantendo os potenciais benefícios diagnósticos ou terapêuticos que produz.

Diante do exposto, a escolha da imagem pré-implante mais adequada para cada caso deve ser analisada com cuidado. Embora a tomografia multidetector seja considerada como padrão-ouro, este tipo de exame não deve ser aplicado a todo e qualquer caso de implante. A tomografia volumétrica de feixe cônico e outras técnicas radiográficas também representam alternativas no que diz respeito à imagem na implantodontia. Desta forma, ao decidir sobre qual imagem é apropriada, o clínico não deve ser inteiramente seduzido pela dose de radiação que o paciente vai receber. Há muito pouco a ser ganho, optando pela imagem pré-implante associada ao uso de dose muito baixa, uma vez que o resultado final fica comprometido devido à falta de informações confiáveis. Portanto, o risco-benefício deve ser determinado em base individual, de modo a maximizar o sucesso.

REFERÊNCIAS

1. LIANG, X. et al. A comparative evaluation of cone beam computed tomography (CBCT) and multi-slice CT (MSCT) part I. on subjective image quality. **Eur. J. Radiol.**, Oxford, v.75, p.265-9, 2010.
2. DREISEIDLER, T. et al. Comparison of cone-beam imaging with orthopantomography and computerized tomography for assessment in presurgical implant dentistry. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.24, n.2, p.216-225, 2009.
3. RÍOS-LAGO, M. Neuropsicología y resonancia magnética funcional: conceptos generales. **Radiolog.**, Lima, v.50, p.351-65, 2008.
4. ENGELHARDT, E.; MOREIRA, D.M. A substância branca cerebral: localização dos principais feixes com anisotropia fracionada direcional. **Rev. Bras. Neurol.**, Rio de Janeiro, v.44, n.2, p.19-34, 2008.

5. KOHL, G. The evolution and state-of-the-art principles of multislice computed tomography. **Proc. Am. Thorac. Soc.**, New York, v.2, p.470-6, 2005.
6. TSIKLAKIS, K. et al. Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT. **Eur. J. Radiol.**, Oxford, v.56, p.413-17, 2005.
7. nGAHLEITNER, A.; WATZEK, G.; IMHOF, H. Dental CT: imaging technique, anatomy, and pathologic conditions of the jaws. **Eur. Radiol.**, Berlin, v.13, p.366-76, 2003.
8. CHAU, A.C.M.; FUNG, K. Comparison of radiation dose for implant imaging using conventional spiral tomography, computed tomography, and cone-beam computed tomography. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, St. Louis, v.107, n.4, p.559-65, 2009.
9. MONSOUR, P.A.; DUDHIA, R. Implant radiography and radiology. **Aust. Dent. J.**, Sydney, v.53, p:S11-S25, 2008.
10. GRAY, C.F.; REDPATH, T.W.; SMITH, F.W. Low-field magnetic resonance imaging for implant dentistry. **Dentomaxillofac. Radiol.**, Tokyo, v.27, n.4, p.225-9, 1998.
11. EKESTUBBE, A.; GRÖNDAHL, K.; GRÖNDAHL, H. Quality of preimplant low-dose tomography. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, St. Louis, v.88, n.738-44, 1999.
12. ARANYARACHKUL, P. et al. Bone density assessments of dental implant sites: 2.quantitative cone-beam computerized Tomography. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, Lombard, v.20, n.3; p.416-24, 2005.
13. MARCONATO JA, et al. Redução da dose e aumento da vida útil do tubo de raios-X em tomografia computadorizada. **Radiol. Bras.**, Rio de Janeiro, v.37, n.5, p.351-356, 2004.
14. MAHESH M, et al. Dose and pitch relationship for a particular multislice CT scanner. **Am. J. Roentgenol.**, Springfield, v.177, n.6, p.1273-5, 2001.
15. MCCOLLOUGH, C.H. et al. Strategies for reducing radiation dose in CT. **Radiol. Clin. North. Am.**, Philadelphia, v.47, n.1, p.27-40, 2009.
16. HASSAN, B. et al. Influence of scanning and reconstruction parameters on quality of three-dimensional surface models of the dental arches from cone beam computed tomography. **Clin. Oral Invest.**, Berlin, v.14, p.303-310, 2010.
17. BAUMGAERTEL, S. et al. Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v.136, p.19-28, 2009.
18. GURUNG J, et al. Multislice CT of the pelvis: dose reduction with regard to image quality using 16-row CT. **Eur. Radiol.**, Berlin, v.15, n.9, p.1898-905, 2005.
19. RYDBERG, J.; LIANG, Y.; TEAGUE, S.D. Fundamentals of multichannel CT. **Radiol. Clin. North. Am.**, Philadelphia, v.41, n.3, p.465-74, 2003.
20. GROVES, A.M. et al. 16-detector multislice CT: dosimetry estimation by TLD measurement compared with Monte Carlo simulation. **Br. J. Radiol.**, London, v.77, n. 920, p.662-5, 2004.
21. STARCK, G. et al. Radiation dose reduction in CT: application to tissue area and volume determination. **Radiology**, Illinois, v.209, n.2, p.397-403, 1998.
22. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION. ICRP Publication 102. Managing patient dose in multi-detector computed tomography (MDCT). **Annals of the ICRP**, Oxford, v.37, n.1, p.1-80, 2007.
23. LOUBELE M, et al. Radiation dose vs. image quality for low-dose CT protocols of the head for maxillofacial surgery and oral

- implant planning. **Radiat. Prot. Dosim.**, Oxford, v.117, p.211-6, 2005.
24. ABUL-KASIM, K. et al. Low-dose helical computed tomography (CT) in the perioperative workup of adolescent idiopathic scoliosis. **Eur. Radiol.**, Berlin, v.19, n.3, p.610–18, 2009.
25. HUDA, W. Dose and Image Quality in CT. Proceedings of Radiation Protection Symposium of the North West European RP Societies. 2003 June 2-5; Utrecht, The Netherlands. Disponível em: <<http://www.srp-uk.org/utrechtltr37.pdf>>. Acesso em: abr 2005.
26. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION. ICRP Publication 87. Managing patient dose in computed tomography. **Annals of the ICRP**, Oxford, v.30, n.4, p.1-45, 2001.
27. EUROPEAN COORDINATION COMMITTEE OF THE RADIOLOGICAL AND ELECTROMEDICAL INDUSTRIES - ECOCIR. Radiation exposure in computed tomography: fundamentals, influencing, dose assessment, optimization, scanner data, terminology. Hamburg, 2000.
28. KIM, M.J. et al. Multidetector computed tomography chest examinations with low-kilovoltage protocols in adults: effect on image quality and radiation dose. **J. Comput. Assist. Tomogr.**, New York, v.33, n.3, p.416-21, 2009.
29. HUI, C.M. et al. Radiation dose from initial trauma assessment and resuscitation: review of the literature. **Can. J. Surg.**, Toronto, v.52, n.2, p.147-52, 2009.
30. FEUCHTNER, G.M. et al. Radiation dose reduction by using 100-kV tube voltage in cardiac 64-slice computed tomography: a comparative study. **Eur. J. Radiol.**, Oxford, v.75, p.e51–e6, 2010.
31. BAI, M. et al. Effect of nonlinear three-dimensional optimized reconstruction algorithm filter on image quality and radiation dose: validation on phantoms. **Med. Phys.**, Lancaster, v.36, n.1, p.95-7, 2009.
32. GÜNDOĞDU, S. et al. Assessment of image quality of a standard and three dose-reducing protocols in adult cranial CT. **Eur. Radiol.**, Berlin, v.15, n.9, p.1959-68, 2005.
33. UND, G.K. et al. 64-Slice spiral computed tomography of the coronary arteries: dose reduction using an optimized imaging protocol including individual weight-adaptation of voltage and current–time product. **Eur. Radiol.**, Berlin, v.19, p.1132–8, 2009.
34. DOWNES, P. et al. Monte Carlo simulation and patient dosimetry for a kilovoltage cone-beam CT unit. **Med. Phys.**, Lancaster, v.36, n.9, p.4156-67, 2009.
35. CREVOISIER, R. et al. Radiothérapie guidée par la tomographie conique: mise en oeuvre et applications cliniques. **Cancer Radiother.**, Paris, v.13, p.482–489, 2009.
36. HUA, Y. et al. Bone quality assessment based on cone beam computed tomography imaging. **Clin. Oral Impl. Res.**, Copenhagen, v.20, p.767–771, 2009.