

# REDUÇÃO DE DOSE E QUALIDADE DA IMAGEM EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DO CRÂNIO

## AUTORES

**André VASCONCELOS**

Discente do Curso de Odontologia – UNILAGO

## RESUMO

A evolução e disseminação da Tomografia Computadorizada (TC) como método de diagnóstico por imagem tem ocasionado uma grande preocupação a respeito das doses de radiação ionizante às quais os pacientes são submetidos, sobretudo os exames de crânio. Por esta razão, tem havido um esforço direcionado às pesquisas para otimização dos protocolos e redução da dose recebida pelo paciente, em busca do menor prejuízo à qualidade da imagem. O presente trabalho tem o objetivo de demonstrar que a otimização de protocolos em Tomografia Computadorizada impacta na qualidade da imagem diagnóstica. Foi realizada uma pesquisa mecânica em sites de busca de periódicos da área da saúde resultando em uma breve revisão de literatura. Ao final, pode-se observar que a redução de dose nos exames de TC do crânio impacta na qualidade final do exame.

## PALAVRAS - CHAVE

Redução de dose; qualidade da imagem; tomografia computadorizada; crânio.

## **1. INTRODUÇÃO**

A evolução e disseminação da Tomografia Computadorizada (TC) como método de diagnóstico por imagem, tem ocasionado uma grande preocupação a respeito das doses de radiação ionizante às quais os pacientes são submetidos, sobretudo os exames de crânio (30 a 40% dos exames realizados na prática clínica), cuja dose efetiva é de 1 a 5 mSv.

A Proteção Radiológica deve ser rigorosamente observada e os protocolos avaliados a respeito da possibilidade de redução de dose, sem comprometimento da qualidade diagnóstica da imagem, dado os efeitos deletérios de tais radiações.

Muito embora a Ressonância Magnética (RM) tenha despontado como excelente alternativa ao estudo da anatomia e patologias por imagem, principalmente em se tratando de neuroimagem, e as imagens de RM tenham maior capacidade de demonstrar diferentes estruturas no cérebro e pequenas alterações na maioria das doenças, a TC ainda acaba sendo o método de escolha devido ao custo de um exame de RM e do tempo de aquisição de uma sequência de imagens, e isso tem gerado interesse e preocupação na otimização da dose em exames de TC, uma vez também que dependendo do quadro clínico do paciente, o mesmo poderá se submetido a inúmeros exames de imagem, ocasionando acúmulo de dose.

Dada a importância da TC no diagnóstico por imagem, é importante que o Tecnólogo em Radiologia ou outro operador conheça, além da operação dos equipamentos, os caminhos para realizar um exame de qualidade, que possa ser útil ao médico, e que saiba alterar parâmetros de protocolo para otimizar a dose recebida pelo paciente sem comprometimento da imagem.

Geralmente, os fatores técnicos são determinados pelo fabricante do equipamento voltados para a melhor qualidade da imagem, porém sem qualquer preocupação referente à dose recebida pelo paciente.

O Objetivo deste trabalho foi realizar uma revisão da literatura sobre redução de dose e qualidade da imagem em tomografia computadorizada do crânio.

## **2. REVISÃO DA LITERATURA**

### **2.1. TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA**

É uma modalidade de diagnóstico desenvolvida na década de 70 para estudo do encéfalo. O aparelho consiste em uma fonte de raios X que é acionada ao mesmo tempo em que realiza um movimento circular ao redor de determinada estrutura anatômica do paciente, emitindo um feixe de raios X em forma de leque. No lado oposto a essa fonte estão localizados os detectores que transformam a radiação em um sinal elétrico que é convertido em imagens digitais que representam secções anatômicas, cujas tonalidades de cinza da imagem representam a absorção dos raios X e pode ser medida em uma escala chamada Hounsfield (AMARO JÚNIOR & YAMASHITA, 2001).

O uso dos raios X na clínica médica ganhou papel de destaque e grande importância com a evolução da TC no estudo das mais diversas patologias. Seu uso tem aumento no decorrer das décadas pela precisão e rapidez com que é possível adquirir uma imagem diagnóstica (PROKOP & GALANSKI, 2003).

Desde que as exposições sejam clinicamente justificadas, são claras as vantagens para a saúde do paciente comparativamente aos riscos associados à exposição à radiação ionizante a que estão sujeitos (PROKOP; GALANSKI, 2003).

A evolução da TC representa uma revolução frente às imagens radiográficas, cujas estruturas são visualizadas de forma sobrepostas. Além disso, as imagens de TC apresentam qualidade superior com reconstrução em volume, promovendo o detalhamento de estruturas anatômicas e melhor caracterização das patologias (MENDONÇA & MOURÃO, 2013).

Além disso, é um exame muito rápido, que pode ser feito com boa qualidade nas emergências, em pacientes claustrofóbicos, não colaborativos e em crianças, neste último grupo muitas vezes sem necessidade de anestesia (PARENTE, 2013).

Devido a tantas vantagens, a aplicação da TC está amplamente difundida em todas as especialidades clínicas, o que faz do aparelho de TC, o tomógrafo, um equipamento essencial no dia a dia de hospitais e clínicas médicas (MENDONÇA & MOURÃO, 2013).

O princípio da TC está em um tubo de raios X que gira ao redor do paciente no plano axial, num conjunto de detectores que posicionados opostamente ao tubo e que captam a radiação (fótons) que atravessa o paciente sem interagir com a matéria, e por fim em uns algoritmos de reconstrução que converte o sinal analógico em sinal digital (CARLOS, 2002).

A Figura 1 demonstra o protótipo do tomógrafo de Godfrey Newbold Hounsfield, inventor da TC juntos a A. M. Cormack.

Figura 1. Protótipo de Hounsfield



Fonte: Carlos (2002)

Os primeiros tomógrafos foram destinados a estudos exclusivamente da cabeça. Logo a seguir, os projetos dos tomógrafos permitiram investigações de outras regiões do corpo (CARLOS, 2002).

No início, a aquisição de dados para formação da imagem era realizada corte a corte da estrutura estudada, mas com o passar do tempo e mudanças na estrutura dos tomógrafos, isso foi mudando de forma que hoje temos um processo de aquisição de dados helicoidal (contínuo) e multicanais, com maior extensão da estrutura estudada, com consequente aumento de informação da imagem e menor tempo de aquisição de dados, custo de produção menor, redução no preço dos equipamentos e dos exames (BECKMANN, 2014).

### 2.1.1. O tomógrafo

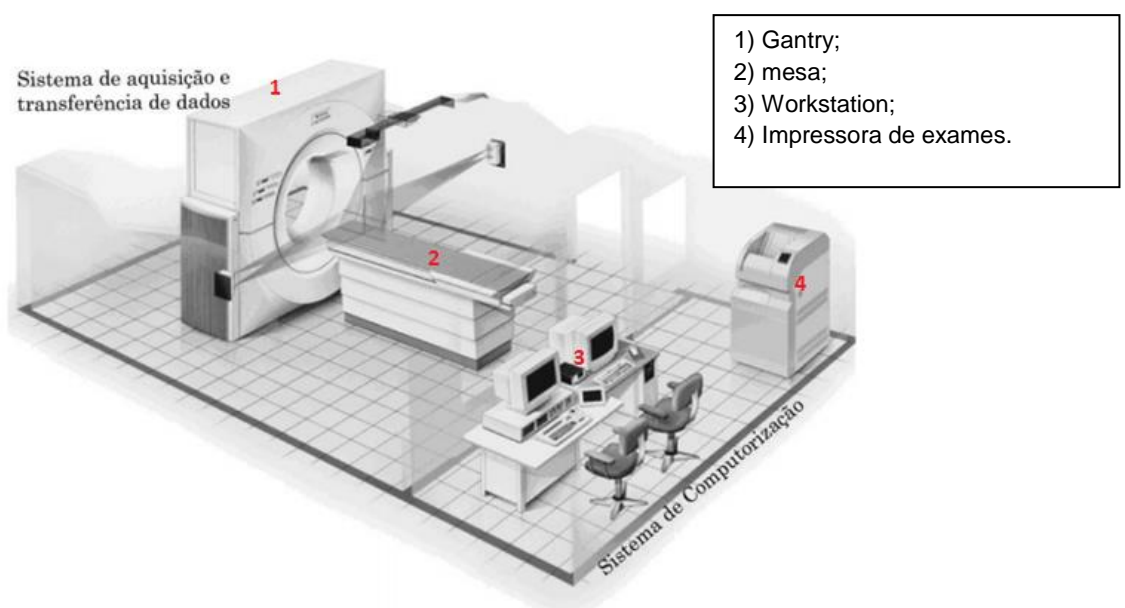
À medida que os diferentes tipos de varredura foram introduzidos no mercado, foram sendo diferenciados pela nomenclatura de “primeira”, “Segunda”, “terceira” e “quarta geração” (CARLOS, 2002). Desde o início da prática da TC, tem sido dada ênfase ao aperfeiçoamento dos tomógrafos, buscando melhorar sua eficiência (obtenção de imagem) e eficácia (diagnóstico) nas investigações médicas (CARLOS, 2002).

A respeito dos componentes de um equipamento de TC, Medeiros (2009) diz que um equipamento de Tomografia Computorizada tem como objetivo a aquisição de dados relativos aos coeficientes de atenuação dos materiais atravessados pelo feixe de radiação X, o seu processamento e a apresentação das imagens reconstruídas. Em termos gerais a estrutura geral de um equipamento de Tomografia Computorizada está [...] constituída pelos seguintes elementos: Sistema de aquisição e transferência de dados: o Gantry - é a abertura por onde o paciente se desloca durante um exame. Nela estão montados: A ampola de raios X, o gerador de alta tensão, o sistema de colimação, os detectores, o sistema de refrigeração, unidade de alta tensão, mesa e unidade de transferência de dados.

Ainda de acordo com Medeiros (2009), a conversão dos dados que saem da gantry em sinal analógico para sinal digital é efetuada por conversores analógico-digital ADC (Analogic-to-Digital Converters). Este sistema permite a transformação de um sinal elétrico proveniente dos detectores em informação digital, passível de ser corrigida através de algoritmos reconstruindo a imagem, que posteriormente pode ser registada em película, CD ou DVD e arquivada, normalmente, em sistemas de P.A.C.S. (Picture Archiving and Communication System).

Na Figura 2 vemos a representação de uma sala de TC, demonstrando a estrutura geral de um equipamento.

Figura 2. Estrutura genérica de um tomógrafo.



**Fonte:** Medeiros (2009)

## 2.2. PROTEÇÃO RADIOLÓGICA EM TC

O uso de radiação ionizante para fins diagnósticos e terapêuticos vem crescendo anualmente, em razão do desenvolvimento dos equipamentos e facilidades no acesso ao exame radiográfico (SOARES; PEREIRA, 2011).

No Brasil, essa utilização vem crescendo a taxas próximas de 10% ao ano, e os exames de diagnóstico por imagem, segundo dados do Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde (Datasus), tiveram acréscimo de 45,27% (SOARES & PEREIRA, 2011).

Mendonça e Mourão (2013) afirmam que o uso da TC para fins diagnósticos ocasiona aumento da dose absorvida pelo paciente bem como a dose acumulada na população em geral e contribuem, hoje, como a maior fonte de exposição de raios X na população como afirmam outros autores da literatura consultada (MARTINO, 2008; WALL, 2009; PINA et. al., 2009).

A Portaria 453/98 do Ministério da Saúde apresenta níveis de referência para TC em paciente adulto típico apenas nos exames de crânio, coluna lombar e abdome (MARCONATO, 2004).

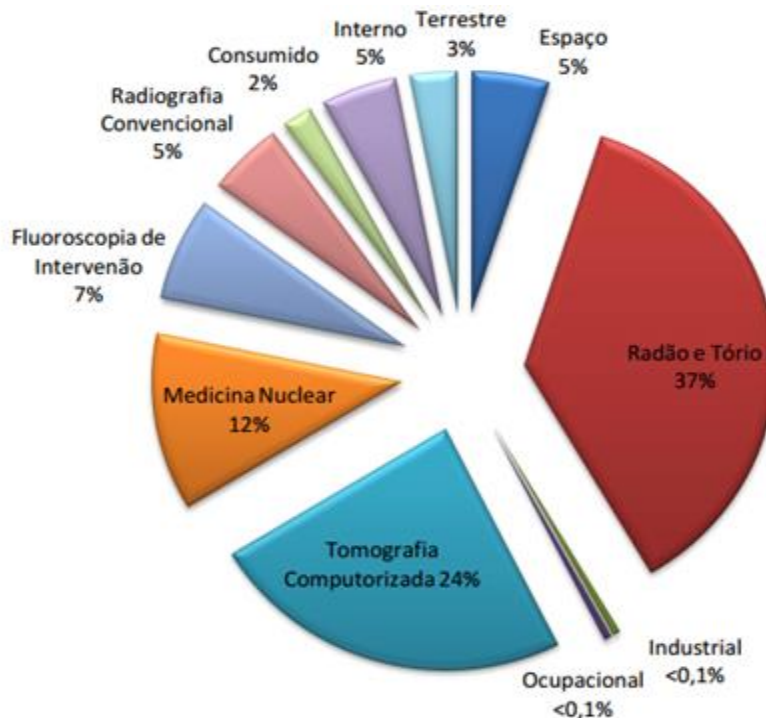
Marconato (2004) realizou um estudo cujos valores de MSAD para crânio foi de 50 mGy, enquanto o guia europeu apresentou níveis de referência de 60mGy, demonstrando que os exames de rotina do crânio podem ser realizados com valores abaixo do representado.

Os três princípios internacionais e básicos da Proteção Radiológica são: justificação na prática, otimização e limitação de dose. Segundo Christner, Kofler e McCollough, (2010), a justificação prende-se ao fato de nenhuma exposição radiológica ser efetuada sem que haja indicação clínica. A otimização da informação que se pode extrair de um exame de radiologia está relacionada com a relação entre a qualidade de imagem e a dose de radiação a que o paciente está exposto. O uso ótimo da radiação ionizante para efeitos de Imagenologia implica o estudo da relação entre a qualidade do diagnóstico traduzida na imagem radiográfica e a dose de radiação decorrente a que o paciente está exposto.

Martino (2008) demonstra que as aplicações médicas das radiações ionizantes em TC correspondem a cerca de 50% (origem médica) da exposição da população a tais radiações. Nos Estados Unidos da América (EUA) é responsável por cerca de um quarto da exposição da população a radiações ionizantes, sendo responsável por 13% da exposição de 50% dos pacientes.

A Figura 3 demonstra um gráfico baseado na NCRP6 sobre a proveniência da exposição à radiação ionizante nos países desenvolvidos.

Figura 3. Proveniência das radiações ionizantes. Estimativa para os diferentes tipos de proveniência da radiação ionizante para os países desenvolvidos.



Fonte: Schauer & Linton (2009)

### 2.2.1. Doses

O termo “dose” aqui utilizado pode ser entendido como dose absorvida, definida como a quantidade de energia cedida à matéria pelos fótons ou partículas ionizantes por unidade de massa. A dose é mensurada através de uma unidade chamada gray (Gy), que é o mesmo que joule por quilograma. Um outro termo a ser definido é a dose equivalente, ou seja, a dose recebida pelo paciente, sendo ponderado o tecido ou órgão de maior radiosensibilidade, e cuja unidade é o sievert (Sv). Ainda de acordo com o autor, a grandeza exposição também deve ser considerada no processo de radiometria, cuja unidade é Roentgen (R) (SOARES, PEREIRA, FLOR 2011).

O ICRU 60 sugere que as doses, ao se tratar de proteção radiológica, sejam apresentadas em msv (PINA et al., 2009)

Segundo Wall (2009), os exames com uso de radiações ionizantes representam 48% exposição a todos os tipos de fontes de radiação, sendo, portanto a principal fonte artificial de exposição do ser humano.

Pina et al. (2009) afirma tal proposição ao demonstrar que, os procedimentos de TC representam apenas 7% do número total de procedimentos médicos que utilizam radiação X, eles contribuem em 47,0% da dose coletiva total. Nos Estados Unidos, dados recentes apontam que essa modalidade de exame corresponde a 10% de todos os procedimentos radiológicos, contribuindo com dois terços das doses coletivas na população. Dessa forma, as aplicações desse método de diagnóstico por imagem vêm ganhando destaque nas pesquisas de proteção radiológica. Em qualquer procedimento que envolva a exposição de um indivíduo à radiação para fins diagnósticos, a técnica aplicada deve promover o máximo de informações visuais (que garantam a qualidade da imagem) com mínima dose para o paciente.

Por isso, a dosimetria é parte importante do processo de proteção radiológica uma vez que através dela é possível determinar a dose de determinado exame avaliando o risco do paciente; comparar o protocolo entre dose e qualidade da imagem; avaliar o desempenho do aparelho, etc. (MEDEIROS, 2009). Na dosimetria em TC, são utilizados objetos simuladores para medição de duas grandezas importante: o índice de kerma ( $K_{a,100}$ ) e o índice de kerma ponderado (CW) (OLIVEIRA; MOURÃO; DA SILVA, 2013).

Os autores Oliveira, Mourão e da Silva (2013), explicam que, o  $K_{a,100}$ , medido livre no ar para uma única rotação do tubo de raios X do tomógrafo, é o quociente da integral do kerma no ar ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação para um comprimento de 100 mm e a espessura nominal do corte. A notação PMMA<sub>100</sub> é utilizada quando as medições forem feitas dentro de simuladores de polimetilmetacrilato (PMMA). O CW combina o valor de CPMMA<sub>100</sub> medido no centro com o valor médio das quatro posições periféricas do simulador. O CW é utilizado em combinação com os parâmetros da varredura para calcular o índice de kerma volumétrico (CVOL), que fornece uma melhor média de volume.

Em TC, as medições de grandezas dosimétricas são realizadas com uma câmara de ionização tipo lápis calibrada; dosímetros termoluminescentes e filmes radiocrômicos. Desta forma, obtêm-se os perfis de kerma e os valores de MSAD a partir desses materiais alternativos para dosimetria em TC (OLIVEIRA; MOURÃO; DA SILVA, 2013).

No Brasil, em termos de MSAD, utiliza-se 50 mGy para a TC de crânio, mas os NRDs devem ser usados para o controle da qualidade de tomógrafos sempre que as doses excederem os valores especificados (WATANABE; PARDINI; ARITA, 2000).

Os parâmetros de exposição do feixe de raios X gerado no decorrer de cada exame possuem valores pré-definidos pelo fabricante do aparelho, diferente dos equipamentos de raios X em que o profissional realiza cálculos de acordo com cada biótipo de paciente. Sendo assim, as imagens piloto adquiridas na varredura não apresentam diferenças conforme o tipo corporal do paciente (MOURÃO, 2007).

Conscientes dos riscos da radiação a que os pacientes são expostos, é obrigação do radiologista a busca pela menor dose de radiação possível para a aquisição da imagem com boa qualidade diagnóstica, participando ativamente na escolha dos melhores protocolos sem comprometimento da imagem diagnóstica (PARENTE, 2013).

### **2.2.2. Efeitos biológicos das radiações ionizantes**

Os benefícios advindos do emprego de radiações ionizantes na área da saúde são inegáveis, mas a deposição de energia nos tecidos e/ou órgãos de indivíduos expostos à radiação podem promover efeitos biológicos (GIBBS et al., 1988).

Um conceito que precisa ser definido é o conceito de risco, que significa a probabilidade de ocorrência de um efeito danoso, mas que é frequentemente trocado por um termo mais amplo, o detrimento. O termo detrimento combina a probabilidade de câncer fatal, câncer não fatal, efeitos hereditários e o tempo de sobrevivência (FERREIRA; ZOCCATO; BRASILEIRO, 2012).

Pacientes submetidos a doses de radiação média de 40 mSv, que corresponde a uma tomografia de abdome com quatro fases, apresentam aumento do risco de desenvolvimento de diversos tipos de neoplasias (PARENTE, 2013).

Por outro lado, as crianças são especialmente suscetíveis à radiação, pela maior radiosensibilidade e/ou pela maior quantidade de anos a serem vividos (PARENTE, 2013).

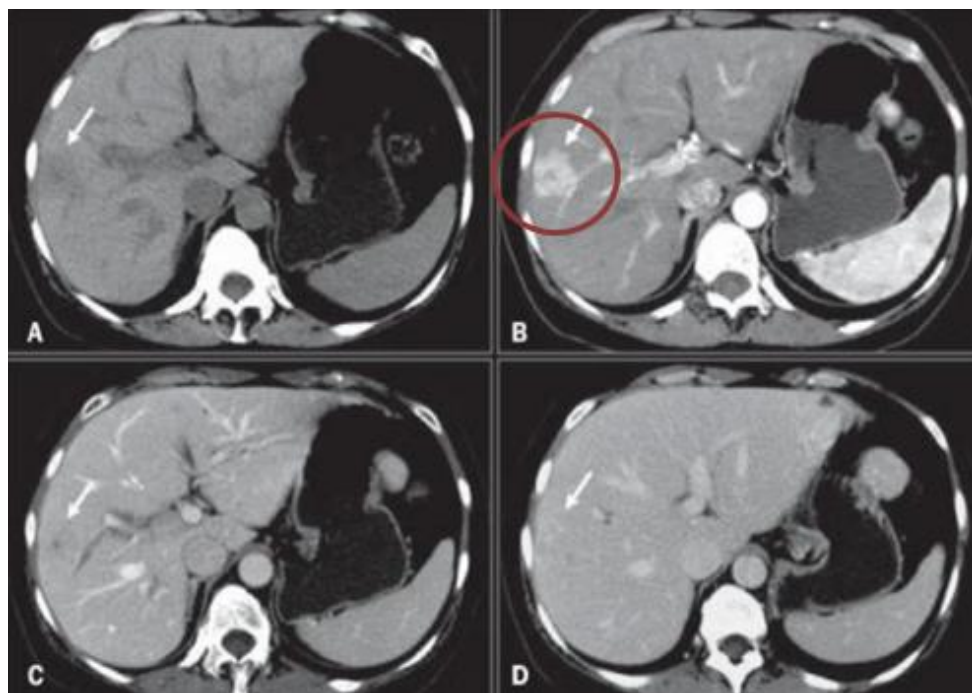
Os efeitos associados às doses de radiação utilizadas em radiodiagnóstico são essencialmente estocásticos, ou seja, àqueles a que o sujeito é submetido com certa frequência, entendendo-se que ocasionará um acúmulo de dose, mesmo que cada exposição seja baixa. Nesse tipo de efeitos, não há limiar de dose para a expressão do dano (GIBBS et al., 1988).

Tais efeitos são proporcionais à dose, por isso, todo exame baseado em radiações ionizantes deve ser precedido de uma indicação clínica precisa e com doses tão reduzidas quanto razoavelmente exequíveis (princípio ALARA) (KIKUTI et al., 2013).

Algumas clínicas adotam como estratégia a supressão de fases em determinados exames, como é o caso do exame de abdome, cujo estudo geralmente compreende quatro ou mais fases, mas é preciso ficar atento às indicações para que não haja impacto expressivo na supressão de fase (KIKUTI et al., 2013).

As Figuras 4 e 5 demonstram um estudo de abdome com supressão de fase e a perda de uma lesão importante no parênquima hepático.

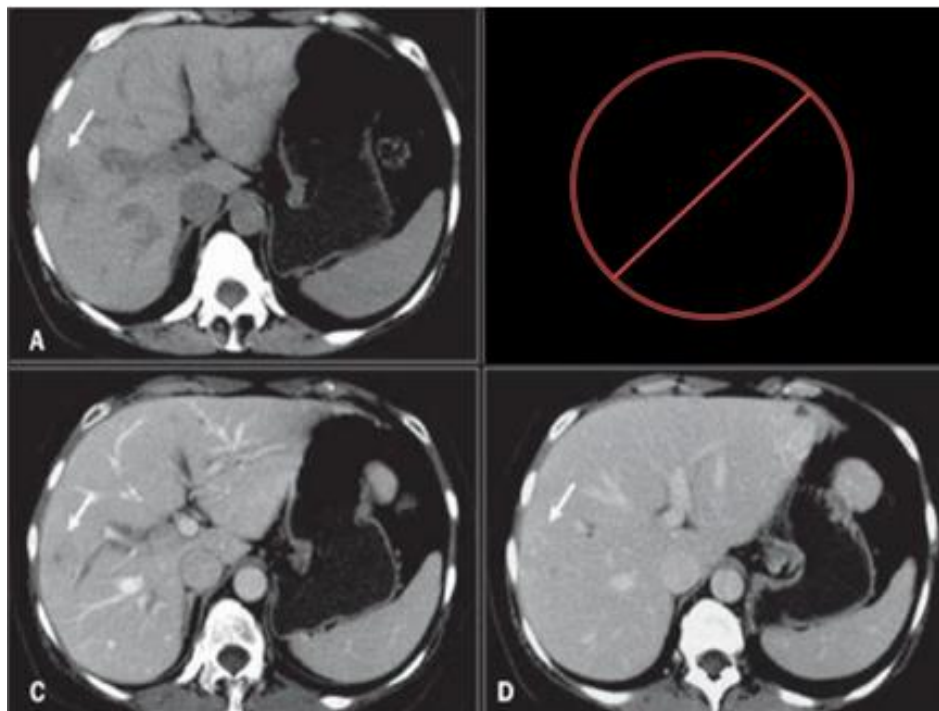
Figura 4. Estudo de TC de abdome em quatro fases. Visualiza-se lesão hipervascularizada no parênquima hepático em fase arterial (círculo vermelho).



Fonte: Radiopedia (2016).



Figura 5. Supressão de fase. Mesmo estudo demonstrado na figura anterior. O quadro com círculo demonstra a supressão de fase arterial, perdendo a lesão visualizada no estudo completo.



Fonte: Radiopedia (2016)

Os efeitos biológicos da radiação são o efeito determinístico, ocasionado por altas doses de radiação num curto espaço de tempo, e o efeito estocástico, provocado por pequenas doses recebidas ao longo de um grande período. Estes efeitos provocam doenças, já diagnosticadas, como a catarata radiogênica, a radiodermite, a esterilidade, entre outras (SOARES; PEREIRA; FLÔR, 2011).

É importante salientar que as crianças têm risco acentuadamente maior de desenvolvimento de neoplasias relacionadas à radiação, comparativamente à população adulta (DALMAZO et al., 2010).

Como exemplo, uma criança de um ano de vida tem 10 a 15 vezes maior risco de desenvolver uma neoplasia maligna do que um adulto de 50 anos de idade, para a mesma dose de radiação (PICANO, 2004).

Cabe, portanto, aos profissionais dos serviços de radiologia e diagnóstico por imagem, valer-se dos princípios de proteção radiológica para se exporem o mínimo possível à radiação e proteger o paciente de radiação desnecessária (SOARES; PEREIRA; FLÔR, 2011).

### 2.2.3. Doses da radiação na tomografia computadorizada

A dose para o paciente e a dose coletiva resultante dos exames de TC para fins médicos, constituem um problema de Saúde Pública que inquieta decisores e especialistas em diversos países europeus e nos Estados Unidos da América (MEDEIROS, 2009).

O número de exames de tomografia computadorizada (TC) realizados por apresenta crescimento constante desde o início da utilização deste método na prática clínica. Alguns fatores que corroboram para o tal crescimento são: evolução tecnológica dos equipamentos, com aumento da velocidade de aquisição de dados e redução do tempo de realização dos exames, aumento no número de possibilidades de indicações

para a sua realização. Atualmente, a dose de radiação recebida por indivíduo por ano considerada secundária ao cuidado médico ultrapassou a dose recebida decorrente de fatores ambientais (alimentação, gás radônio e outros (DALMAZO et al., 2010).

Medeiros (2009) relata que, diversos especialistas, organizações e instituições internacionais – nomeadamente a Comissão Internacional para a Proteção Radiológica (ICRP)<sup>1</sup> têm realçado a importância da justificação e otimização das práticas associadas, da limitação das doses a que estão expostos os profissionais, pacientes e membros do público e para a necessidade da avaliação e quantificação de tal exposição e das implicações socioeconômicas decorrentes. As doses a que estão expostos trabalhadores, membros do público e pacientes nas aplicações médicas das radiações ionizantes são atualmente entendidas, no seio da comunidade científica, como um problema emergente de Saúde Pública e de Proteção Radiológica, merecendo, portanto, uma especial tensão por parte das entidades competentes.

A dose média em cortes múltiplos (MSAD – multiple scan average dose) também tem sido utilizada para dosimetria em equipamentos de TC brasileiros e está intimamente relacionada com o CVOL (OLIVEIRA, MOURÃO, DA SILVA, 2013).

Em qualquer aquisição de TC, para um potencial de tubo e espessura de corte constantes, a dose de radiação no paciente varia proporcionalmente com a carga transportável (mAs) selecionada pelo operador. A escolha do mAs também determina a quantidade de ruído na imagem. E o aquecimento do tubo de raios X (MARCONATO et al., 2004).

De acordo com Parente (2013), alguns fatores que podem alterar a dose de radiação dos exames em TC são os números de fase, fatores de exposição (mAs e kVp), biótipo do paciente, extensão a ser varrida e estudada, pitch e modulação da corrente do tubo.

O mAs utilizado pode ser reduzido consideravelmente sem prejudicar o diagnóstico, principalmente para exames de tórax e em crianças. A redução no aquecimento do tubo de raios X ocasiona um menor desgaste, fazendo com que mais exames possam ser realizados com a mesma ampola (MARCONATO et al., 2004).

Hidajt et al. (1996) explicam que, para minimizar a dose de radiação primária e secundária, utiliza-se a VPR no paciente. De acordo com a norma NBR IEC 61331 da ABNT (Associação Brasileira de Normas Técnicas – ABNT). Dispositivos de proteção contra radiação X para fins de diagnóstico médico. ABNT NBR IEC 61331. Rio de Janeiro, RJ: Associação Brasileira de Normas Técnicas; 2004 as VPRs são divididas entre dispositivos para pacientes e para indivíduos ocupacionalmente expostos. As VPRs para pacientes compreendem: avental, protetor de gônadas, blindagem de escroto, blindagem de ovário e blindagem por sombreamento. Nas gônadas encontram-se células germinativas com alta divisão celular e alta radiosensibilidade, por isso há grande preocupação de proteger esta glândula contra a radiação ionizante. Estudos feitos demonstram que a utilização de protetores durante exames de tomografia computadorizada reduz consideravelmente a exposição deste órgão em até 95%.

Medeiros (2009) afirma que os fatores que afetam a dose a que os pacientes são expostos vão desde variações intrínsecas do equipamento (marca e modelo), nível de filtração e distâncias diferentes do foco isocentro, por isso, os fatores devem ser avaliados de acordo com cada aparelho, já que a dose a que o paciente é exposto varia linearmente com o produto da corrente da ampola pelo tempo de exposição.

#### 2.2.4. Redução de dose e qualidade da imagem

Ainda existem poucos estudos a respeito da otimização das doses a que estão expostos os pacientes em exames de TC e estudo e quantificação do binômio dose – qualidade de imagem, em protocolos utilizados em exames de TC motivaram a realização deste trabalho (MEDEIROS, 2009).

Pina et al. (2009) chamam a atenção para o programa de garantia da qualidade onde afirma que, a Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde sugere que toda instituição que faça uso de radiações ionizantes apresente um programa de garantia de qualidade. Este deve ter três objetivos principais: melhorar a qualidade da imagem radiográfica, reduzir as doses para os pacientes e diminuir os custos para a instituição. Esses parâmetros não podem ser tratados de forma isolada e o programa de garantia de qualidade deve se adequar a cada setor de TC, de modo a tratar concomitantemente as características dos equipamentos, o desempenho e os protocolos adotados.

Outra alternativa para redução das doses sem a perda da qualidade das imagens vem sendo propiciada por meio de softwares iterativos desenvolvidos pelos fabricantes. (KIKUTI et al., 2013).

A grandeza dose efetiva ( $E$ ), que considera as doses de radiação absorvidas por diferentes tecidos e órgãos e suas diferenças quanto à radiosensibilidade e permite estimar o risco da indução de efeitos estocásticos (FERREIRA, ZOCRATTO, BRASILEIRO, 2012).

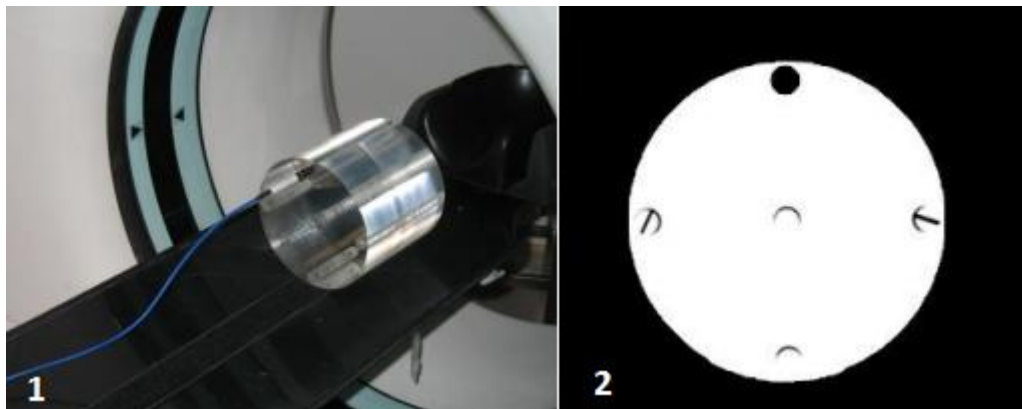
A dose de radiação varia linearmente com o produto corrente da ampola de raios X e do tempo de rotação e a relação entre a dose e a tensão (kV) é não linear, no entanto a diminuição do kV normalmente resulta num aumento do ruído da imagem (MEDEIROS, 2009).

Desta forma, Mendonça e Mourão (2013), descreveram em seus estudos de protocolos de TC do tórax que, a utilização do fator mA auto proporcionou uma redução da dose significativa quando comparado com o protocolo padrão de 120 kV, mA constante. Ainda, quando comparados os protocolos que utilizaram mA auto, percebeu-se que ao alterar a tensão de alimentação do aparelho de tomografia computadorizada, a tensão de 100 Kv contribuiu para as menores doses depositadas nas mamas e pulmão esquerdo. Por sua vez, a tensão de 80kV, se mostrou mais eficiente na redução de dose na tireoide e pulmão direito.

Como visto em Medeiros (2009), os fantasmas de teste são utilizados para efetuar a calibração e avaliação do desempenho dos equipamentos de tomografia computadorizada. Em seu estudo, o autor utilizou um Fantoma de medição de dose em TC e Fantoma de qualidade de imagem (QI).

A Figura 6 demonstra um Fantoma de medição colocado no centro do tomógrafo com câmara de ionização tipo lápis inserida no orifício superior (12 horas) com a imagem tomográfica correspondente.

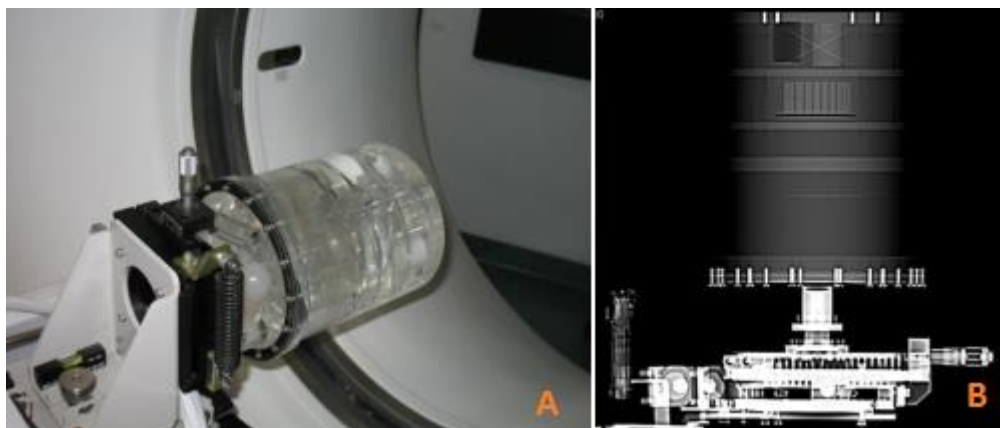
Figura 6. Fantoma de medição (A) e imagem tomográfica correspondente (B).



Fonte: Medeiros (2009)

A Figura 7 demonstra um Fantoma de medição colocado no centro do tomógrafo com câmara de ionização tipo lápis, e à esquerda a figura tomográfica correspondente.

Figura 7. Fantoma de qualidade da imagem (A) e imagem tomográfica (B).

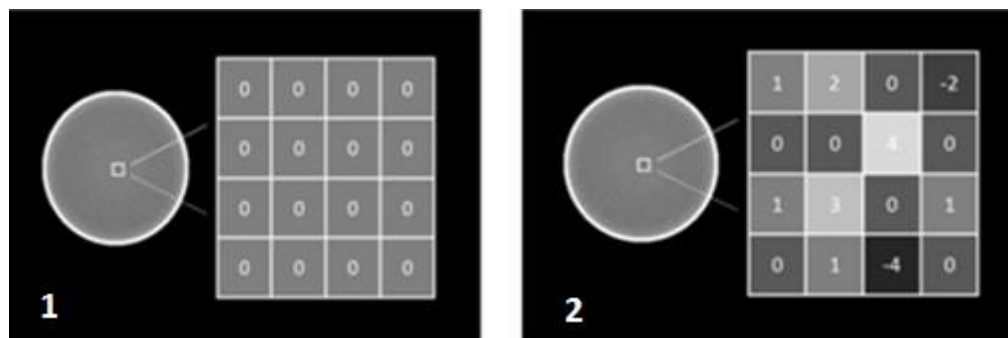


Fonte: Medeiros (2009)

Na avaliação da qualidade da imagem e em função da redução de dose, são avaliados o ruído, a resolução espacial e a redução de baixo contraste. O ruído é o aspecto granulado da imagem, resultado da natureza quântica dos fótons de raios-X, que gera uma flutuação estatística local nos números de TC dos pixels da imagem de uma região homogênea do corpo (CARLOS, 2002).

A magnitude do ruído é determinada pelo desvio padrão dos números de TC sobre a região de interesse (ROI) em um material homogêneo. A fonte predominante de ruído é a flutuação do número de fótons de raios X detectados, portanto depende da eficiência dos detectores e do fluxo de fótons que atinge o detector. A Figura 8 demonstra a avaliação do ruído em pixels da imagem.

Figura 8. Avaliação do ruído. Em A situação ideal, em B situação real.



Fonte: Medeiros (2009)

### 2.2.5. Resolução espacial

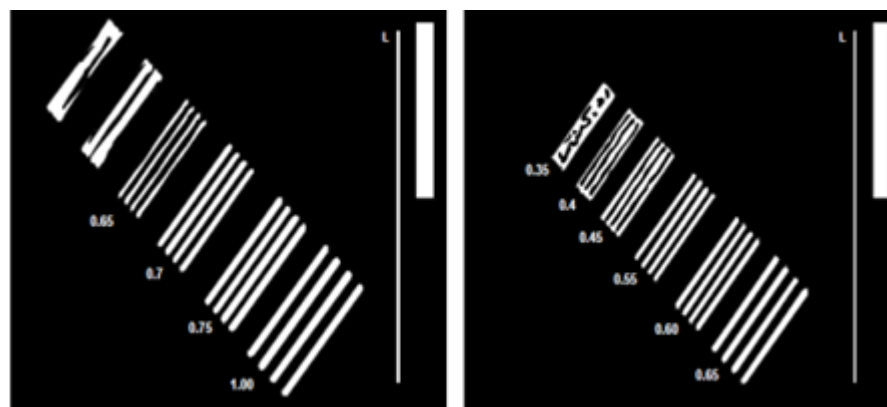
Resolução espacial é a capacidade do sistema de mostrar detalhes finos de alto contraste, acima de 10% (SPRAWLS, 1987), que pode ser descrita como a menor distância entre dois objetos pequenos que podem ser visibilizados na imagem, numa faixa de 0,7mm a 2,0mm. Muitos fatores contribuem para a perda de nitidez e redução da visibilidade de detalhe em TC, alguns controláveis pelo operador e outros característicos do projeto do tomógrafo. (CARLOS, 2002).

A espessura dos raios é determinada pela janela do detector, tamanho do ponto focal, deslocamento do ponto focal durante a medição de um perfil e o espaçamento entre raios (SPRAWLS, 1987).

O fator mais significativo que leva à perda de nitidez é a espessura do raio da amostra ou a abertura da amostragem, seguido pelo tamanho do voe, que depende do campo de visão, tamanho da matriz e espessura de corte, além dos filtros de reconstrução também (SPRAWLS, 1987).

A Figura 9 demonstra a avaliação da resolução espacial através de dois filtros: Standard (A) e Sharpened (B). À esquerda vemos 4 das 9 secções de conjunto de 4 barras de alumínio bem definidos. As barras contém espessuras de variam de 0,35mm a 1,00mm, separadas por uma camada de poliéster. Em B vemos as respectivas imagens.

Figura 9. Avaliação do ruído. Em A situação ideal, em B situação real.



Fonte: Medeiros (2009)

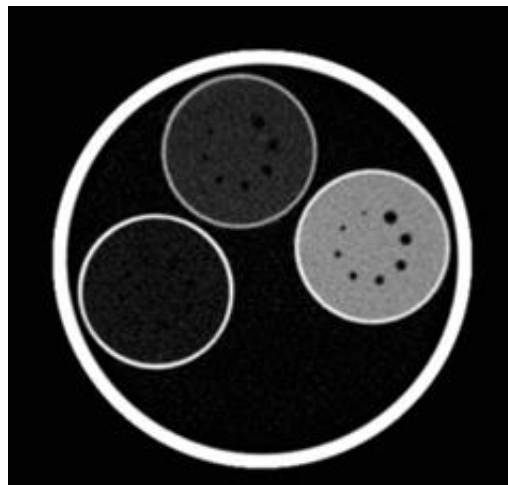
### 2.2.6. Resolução de baixo contraste

A resolução de baixo contraste é frequentemente determinada usando objetos muito pequenos, de dimensões variáveis, com um contraste muito pequeno relativamente ao fundo em que estão inseridos (normalmente entre 4-10 HU) (MEDEIROS, 2009).

O contraste é determinado pela imagem em planos sem a superposição de outras estruturas fora do plano, a seleção da janela que controla o contraste e o feixe de raios-X relativamente estreito que reduz a radiação espalhada (CARLOS, 2002).

A Figura 10 demonstra 3 discos circulares envolvidos por água, com valores específicos de contraste. Os discos contém o mesmo número atômico, mas diferem na densidade (MEDEIROS, 2009).

Figura 10. Avaliação da resolução de baixo contraste.



Fonte: Medeiros (2009)

### 2.2.7. Tomografia computadorizada do crânio

A qualidade da imagem de TC é influenciada pelos parâmetros da técnica relacionados à dose de radiação, pelos parâmetros relacionados à reconstrução e à apresentação da imagem, e pelos parâmetros clínicos. Estão incluídos nos parâmetros clínicos o tamanho do paciente, sua cooperação em relação ao movimento e o procedimento de administração de meio de contraste (CARLOS, 2002).

As doses a que estão expostos os pacientes em exames médicos de TC, dependem dos parâmetros de funcionamento dos equipamentos de TC e do tipo de varrimento efetuado durante os mesmos (KALRA et al., 2004).

Alterar o valor do produto intensidade de corrente x tempo de aquisição (mAs) é uma estratégia comumente adotada pois as doses resultantes têm uma relação linear com este parâmetro (KALRA et al., 2004), no entanto alterações na tensão, no pitch e da espessura de corte contribuem também para a variação da dose. A mAs é o um parâmetro que influencia a dose linearmente, ajustado pelo técnico de Radiologia antes do exame (MEDEIROS, 2009).

Carlos (2002) explica que, as diferenças mais marcantes entre a imagem médica por radiografia convencional e TC são geradas por três fontes. A primeira fonte é o algoritmo de reconstrução da imagem, que envolve as medidas físicas da atenuação dos raios-X. O processo de cálculo anula o caráter local do erros e incertezas das medições, que são inevitáveis em qualquer.

Baseado neste pensamento, Medeiros (2009) sugere os seguintes parâmetros para uma Tomografia Computadorizada de Crânio, demonstrados na Tabela 1.

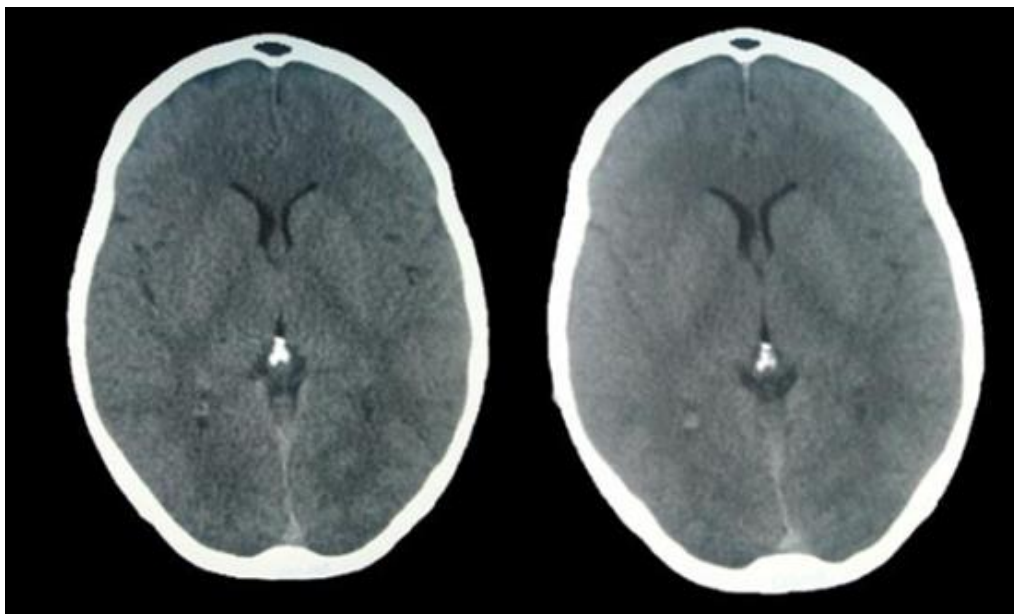
Tabela 1. Parâmetros de aquisição para Tomografia de Crânio.

<b>Tensão</b>	<b>120 kV</b>
<b>Intensidade de corrente x tempo de rotação</b>	<b>350 mAs</b>
<b>Espessura de corte</b>	<b>10 mm</b>
<b>Matriz</b>	<b>512</b>
<b>Filtro</b>	<b>Smooth</b>

Fonte: Medeiros (2009).

Por fim, as imagens abaixo demonstram tomografias de crânio que sofreram alterações nos parâmetros de aquisição para redução de dose e o seu impacto na qualidade final da imagem. Nas Figuras 11 houve 12,5% de redução, 12 e 13 houve redução de 50%.

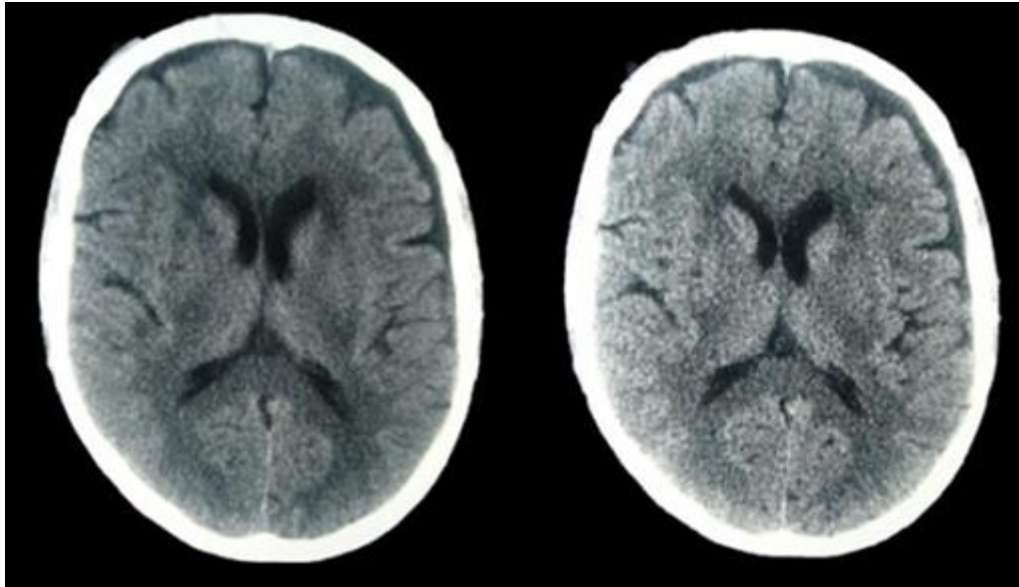
Figura 11. TC de crânio I. Redução de dose de 12,5%. Protocolo standard 400 mAS (esquerda) e otimizado 350 mAs (direita).



Fonte: Medeiros (2009)

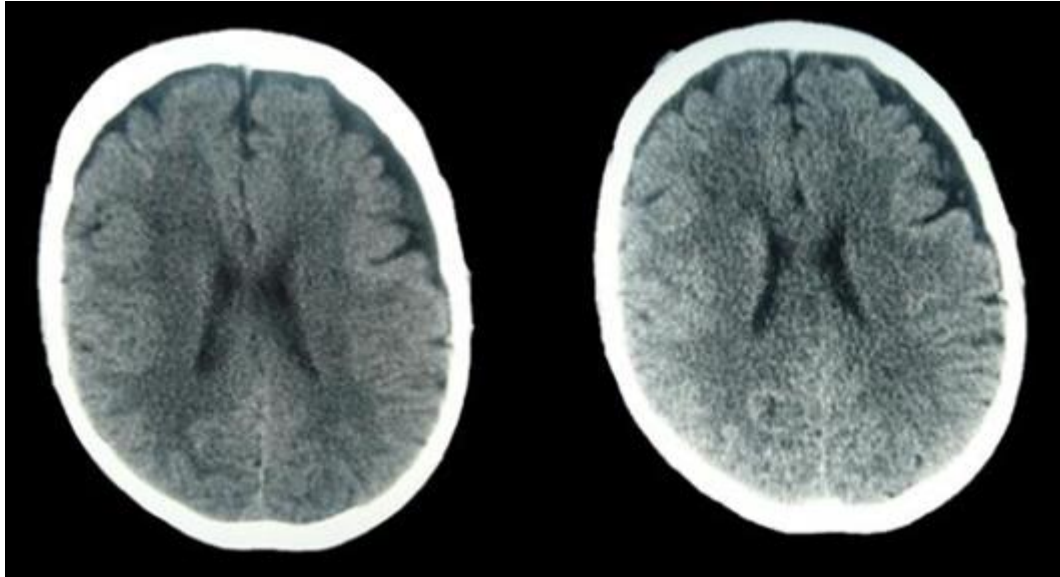


Figura 12. TC de crânio II. Redução de dose de 50%. Protocolo standard 330 mAS (esquerda) e otimizado 200 mAs (direita).



Fonte: Medeiros (2009)

Figura 13. TC de crânio III. Redução de dose de 50%. Protocolo standard 330 mAS (esquerda) e otimizado 200 mAs (direita).



Fonte: Medeiros (2009)

As imagens das tomografias de crânio evidenciaram o impacto na qualidade ocasionado pela alteração dos fatores devido à redução de dose.



### 3. CONCLUSÃO

A redução de dose nos exames de tomografia computadorizada, sobretudo do crânio, é algo que deve ser avaliado criteriosamente antes de ser aplicado na prática.

Em vista aos danos que podem ser ocasionados pela exposição às radiações ionizantes tal possibilidade deve ser considerada desde que, não comprometa o diagnóstico através da imagem de maneira alguma.

Portanto, é possível concluir que qualquer alteração nos protocolos dos exames descritos, visando uma padronização e redução do MAS utilizado nesses exames, trará uma redução significativa na dose recebida pelos pacientes sem comprometer a segurança diagnóstica. Também se conclui que essas alterações poderão trazer um aumento na vida útil do tubo de raios x reduzindo os custos da Instituição. Qualquer alteração de parâmetros deve ser muito bem estudada junto à equipe médica responsável pelos laudos dos exames.

Os médicos Radiologistas que avaliaram as imagens concordaram que o nível de ruído levemente maior não impede que o diagnóstico seja feito, mantendo-se assim a dose de radiação Tão Baixa Quanto Razoavelmente Exequível e desgastando menos o tubo de Raios X.

### 4. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMARO JÚNIOR, E.; YAMASHITA, H. Aspectos básicos de tomografia computadorizada e ressonância magnética. **Rev Bras Psiquiatr**;23(Supl I):2-3. 2001.

BECKMANN, E. C. CT scanning the early days. **The British journal of radiology**, 2014.

CARLOS, M. T. **Tomografia computadorizada: Formação da imagem e radioproteção**. LNMRI, IRD/CNEN, 2002.

CHRISTNER, J. A.; KOFLER, J. M.; MCCOLLOUGH, C. H. Estimating effective dose for CT using dose-length product compared with using organ doses: consequences of adopting International Commission on Radiological Protection Publication 103 or dual-energy scanning. **American Journal of Roentgenology**, v. 194, n. 4, p. 881-889, 2010.

DALMAZO, J. et al. Otimização da dose em exames de rotina em tomografia computadorizada: estudo de viabilidade em um hospital universitário. **Radiologia Brasileira**, v. 43, n. 4, p. 241-248, 2010.

FERREIRA, V. M.; ZOCCRATTO, K. B. F.; BRASILEIRO, C. B. Estimativa de dose efetiva e detrimento em exames de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC). **Arquivos em Odontologia**, v. 48, n. 4, p. 251-256, 2012.

GIBBS, S. J. et al. Patient risk from intraoral dental radiography. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 17, n. 1, p. 15-23, 1988.

HIDAJAT, N. et al. The efficacy of lead shielding in patient dosage reduction in computed tomography. *Rofo: Fortschritte auf dem Gebiete der Rontgenstrahlen und der Nuklearmedizin*, v. 165, n. 5, p. 462-465, 1996.

KALRA, M. K. et al. Strategies for CT radiation dose optimization 1. *Radiology*, v. 230, n. 3, p. 619-628, 2004.

KIKUTI, C. F. et al. **Estimativa da Dose em Exames de Tomografia de Abdome com Base nos Valores de DLP**. São Paulo, 2013.

MARCONATO, J. A. et al. Redução de dose e aumento na vida útil do tubo de raios X em tomografia computadorizada. *TC*, v. 1, n. 1.579, p. 1.312, 2004.

MARTINO, S. et al. **Computed Tomography in the 21st Century Changing Practice for Medical Imaging and Radiation Therapy Professionals**. 2008.

MEDEIROS, J. **Qualidade de imagem versus dose em tomografia computadorizada: otimização dos protocolos de crânio**. 2009. Dissertação de Mestrado.

MENDONÇA, B. G.A; MOURÃO, A. P. **Avaliação da variação da tensão (kV) na dose absorvida em varreduras de TC do tórax**. 2013

MOURÃO, A. P. **Tomografia computadorizada: tecnologias e aplicações. Difusão**. São Caetano do Sul, Brasil, 2007.

OLIVEIRA, B. B.; MOURÃO, A. P.; DA SILVA, T. A. Estimativa dos valores de MSAD em procedimentos de tomografia computadorizada utilizando filmes radiocrômicos. *Radiologia Brasileira*, v. 46, n. 2, p. 96-100, 2013.

PARENTE, D. B. O risco da radiação no uso indiscriminado da tomografia computadorizada. *Radiologia Brasileira*, v. 46, n. 2, p. V-VI, 2013.

PICANO, E.. Sustainability of medical imaging. *BMJ: British Medical Journal*, v. 328, n. 7439, p. 578, 2004.

PINA, D. R. et al. Controle de qualidade e dosimetria em equipamentos de tomografia computadorizada. *Radiologia Brasileira*, v. 42, n. 3, p. 171-177, 2009.

PROKOP, M.; GALANSKI, M.. **Spiral and multislice computed tomography of the body**. Thieme, 2003.

SCHAUER, D. A.; LINTON, O. W. NCRP report No. 160, ionizing radiation exposure of the population of the United States, medical exposure—are we doing less with more, and is there a role for health physicists? **Health physics**, v. 97, n. 1, p. 1-5, 2009.

SOARES, F. A. P.; PEREIRA, A. G.; FLÔR, R.C. Utilização de vestimentas de proteção radiológica para redução de dose absorvida: uma revisão integrativa da literatura. **Radiol Bras**, v. 44, n. 2, p. 97-103, 2011.

SPRAWLS, P. **Physical principles of medical imaging**. Aspen Publishers, 1987.

WALL, B. F. **Ionising radiation exposure of the population of the United States**: NCRP Report No. 160. 2009.

WATANABE, P. C. A.; PARDINI, L. C.; ARITA, E. S. Discussão das diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. **Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent**, v. 54, n. 1, p. 64-72, 2000.