

Tomografia computadorizada em pediatria: uma abordagem sobre os riscos oncogênicos e os métodos de redução de dose

Pietro Paolo de Barros⁽¹⁾; Flávio Augusto Penna Sores⁽²⁾, Andrea Huhn⁽²⁾; Alyson Gelsleichter⁽¹⁾; Camila Pereira⁽¹⁾; Cintia Mara da Silva⁽¹⁾; Janie O. Feijo⁽¹⁾; Joyce Nedochetko⁽¹⁾; Lillian L. B. Lemos⁽¹⁾; Luciana M. Sebastiao⁽¹⁾; Marco Antonio B. Andrade⁽¹⁾; Maria Eduarda F. da Costa⁽¹⁾; Pietro Paolo de Barros⁽¹⁾;

(1) Aluno(a) do Mestrado Profissional em Proteção Radiológica do Instituto Federal de Santa Catarina, Florianópolis/SC -Brasil

(2) Professor(a) do Instituto Federal de Santa Catarina, Florianópolis/SC –Brasil

(3) Professor do Instituto Federal de Santa Catarina; Florianópolis/SC - Brasil

Resumo: A tomografia computadorizada é uma ferramenta de radiodiagnóstico médico bastante utilizada cujo uso tem crescido cerca de 10% ao ano devido a sua aplicabilidade. Atualmente, aproximadamente 11% de todos os estudos tomográficos são realizados em crianças. Pesquisas mostram que a tomografia representa de 4% a 15% de todos os exames por imagem envolvendo radiações ionizantes, perfazendo um total de 40% a 75% de toda a dose gerada nos pacientes. A interação da radiação ionizante com os tecidos pode desencadear processos oncogênicos, tendo em vista os danos biológicos gerados por ela e os processos nos quais o organismo se envolve na busca pela correção do problema. A preocupação com a dose na pediatria vem do fato de as crianças, em relação aos adultos, terem uma maior expectativa de vida, ou seja, uma maior chance de apresentar um câncer radioinduzido. Os profissionais da Radiologia responsáveis pela realização dos estudos tomográficos podem tomar medidas simples que contribuem com a redução da dose nos pacientes pediátricos. Tais medidas compreendem a realização dos exames somente quando necessários, justificáveis ou quando outra tecnologia de diagnóstico por imagem não for adequada, ajuste dos parâmetros do equipamento (tensão, corrente, velocidade da mesa, tempo de rotação do gantry e pitch) de acordo com cada tipo de paciente e limitação do campo de irradiação, através do uso de protetores plumbíferos. O correto ajuste dos parâmetros técnicos tem papel fundamental na redução da dose pediátrica e a consequente minimização dos riscos de surgimento de cânceres radioinduzidos nesses pacientes.

Palavras Chave: Radiação ionizante, tomografia computadorizada por raios X, proteção radiológica, redução de dose, pediatria.

1. Introdução

Dentre todas as descobertas científicas do final do século XIX e início do século XX, a dos raios X é, provavelmente, aquela cujas aplicações foram mais importantes e que mais rapidamente foram incorporadas às práticas médicas. A medicina foi transformada com a possibilidade de se poder analisar estruturas anatômicas internas do corpo humano sem a necessidade de se intervir cirurgicamente com procedimentos invasivos (NAVARRO, 2009).

Godfrey Hounsfield demonstrou a técnica tomográfica pela primeira vez em 1971, mas os componentes necessários para se construir um tomógrafo computadorizado já eram conhecidos da física médica 20 anos antes. O equipamento de tomografia computadorizada (TC) é análogo ao equipamento de radiologia convencional. Ele é composto por um gantry (também chamado de portal) onde ficam a ampola geradora de radiação X e os detectores, que se movem sincronizadamente e estão dispostos em lados opostos. O paciente é deitado sobre uma mesa que passa por dentro do gantry (BUSHONG, 2010).

A TC é uma ferramenta diagnóstica de valor inestimável. É amplamente utilizada nos serviços de saúde para o atendimento de pacientes neonatos, infantis, jovens e adultos.

2. Conceitos iniciais

As radiações ionizantes são definidas como ondas eletromagnéticas de alta energia capazes de produzir ionização nos tecidos os quais atravessam e podem ser absorvidas por eles.

A interação da radiação com a matéria pode gerar vários efeitos, dentre eles a transferência de energia. Basicamente, define-se dose absorvida como a relação entre a energia da radiação absorvida por um material e a massa desse material. A unidade utilizada para a dose absorvida é o gray (Gy), que equivale a 1 J de energia depositado em uma massa de 1 kg.

Quando se considera a dose em seres humanos, ou seja, os efeitos biológicos da interação da radiação com os tecidos, o uso da dose absorvida não traz consigo informações suficientes. Isso se deve ao fato de os tecidos e órgãos no corpo humano serem sensíveis à radiação de formas diferentes. Assim, para estimar a dose em um paciente ou trabalhador, por exemplo, utiliza-se uma grandeza chamada de dose efetiva, que relaciona o tipo de radiação (raios X, gama, alfa, etc.), a radiosensibilidade de cada órgão e o valor da dose absorvida por cada um desses órgãos. A unidade utilizada para expressar a dose efetiva é o sievert (Sv), que também equivale a 1 J de energia depositado em 1 kg de massa. (TAUHATA et al., 2003).

O mesmo autor afirma que os efeitos da radiação sobre as células se dão em quatro etapas distintas. A primeira consiste no efeito físico da radiação, caracterizado pela ionização dos átomos e a alteração de ligações químicas. Com isso, ocorre uma alteração química nas moléculas que pode gerar radicais livres. Como respostas naturais do organismo aos agentes agressores, surgem os efeitos biológicos, o que não significa doença em si. Quando os efeitos biológicos são pequenos, o organismo pode se recuperar adequadamente. Já quando a quantidade de efeitos biológicos, ou a frequência desses, começa a desequilibrar o organismo, surgem os sintomas clínicos em si, demonstrando que o organismo não está sendo capaz de superar ou reparar os danos ocorridos.

Os efeitos da interação da radiação com os tecidos humanos dependem,

principalmente, da quantidade de energia depositada nos tecidos e podem ser classificados como efeitos determinísticos e efeitos estocásticos.

Os efeitos determinísticos são aqueles ocorridos em doses elevadas de radiação. Apresentam um limiar de dose para sua ocorrência e a gravidade do dano aumenta de acordo com a dose aplicada. Podem ser caracterizados por eritemas, descamação da pele, esterilidade temporária e catarata, entre outros sinais.

No caso dos efeitos estocásticos, não há um limiar de dose para o seu surgimento. Tais efeitos se dão em doses pequenas e consiste na possibilidade da ocorrência de algum problema futuro devido ao “acúmulo” dos efeitos, no organismo, de diversas interações com a radiação ao longo de um grande período de tempo.

3. A tomografia pediátrica e seus riscos

A tomografia computadorizada é uma tecnologia amplamente utilizada em pediatria para a detecção de diversas patologias, como cálculos renais, apendicites, problemas cardíacos, hidroencefalias, abdome agudo, entre outras. Além disso, Brenner et al. (2001), Jiménez et al.(2006) e Ward (2006) apresentam aplicações da TC em procedimentos de broncografia e colonografia, nos estudos dinâmicos da fisiologia pulmonar e na verificação, em três dimensões, de diversas estruturas, como as vias respiratórias e o trato digestório, por exemplo.

Segundo Pierce et al. (1996), a maior fonte de dados sobre as estimativas de risco relacionadas à exposição às radiações ionizantes provém dos estudos realizados com os sobreviventes da bomba atômica.

A radiação ionizante produzida por um tomógrafo, componente essencial para a geração da imagem, é de baixa energia e a relação causa-efeito entre as radiações de baixa energia e o câncer não são certas. Para Brody et al. (2007), nenhuma conexão direta entre exames tomográficos e o subsequente surgimento de câncer foi demonstrada. Assim, os riscos da tomografia computadorizada devem ser estimados, e tais estimativas podem variar de acordo com as situações envolvidas em todo o processo.

Considerando que crianças e adultos sejam expostas a uma mesma dose de radiação, existe diferença no risco de surgimento de um entre eles. Nas crianças, os tecidos e órgãos crescem e se desenvolvem mais rapidamente, o que os tornam mais sensíveis aos efeitos da radiação do que os tecidos dos adultos, mais maduros. Os efeitos oncogênicos da radiação podem ter um longo período de latência, como décadas, que varia de acordo com a malignidade. Por exemplo, segundo estudos, a leucemia tem um período de latência menor que um tumor sólido. No caso de um estudo tomográfico, a radiação a qual um paciente pediátrico é exposto, considerando que os tenham sido utilizados os mesmos fatores para um adulto, a dose resultante é relativamente maior na criança que no adulto (BRODY et al., 2007).

A criança tem uma expectativa de vida maior do que o adulto. Assim, o potencial oncogênico de uma criança também é maior se comparado ao de um adulto. Por exemplo, uma patologia radioinduzida que tenha um período de latência de trinta anos é mais provável ocorrer em uma criança irradiada aos dez anos do que em um adulto irradiado aos cinquenta, se considerarmos que a criança tem um período de vida maior para desenvolver tal patologia (BRODY et al., 2007).

Segundo o mesmo autor, o risco estimado de desenvolvimento, ao longo da vida, de um câncer fatal é de, aproximadamente, 1 para 5 na população geral. Estima-se que 1 em cada 550 crianças de um ano de idade irradiadas durante um estudo do abdome poderão desenvolver câncer. Já nos estudos do crânio, a proporção é de 1 criança a cada 1500. Brenner et al. (2001) afirmam que, só nos EUA, cerca de 600 mil estudos de abdome e crânio são realizados em crianças menores de 15 anos, a cada ano, e aproximadamente 500 delas morrerão de câncer radioinduzido.

Um indivíduo de 50 anos exposto à radiação tem, aproximadamente, um terço do risco que um indivíduo de 30 anos (PIERCE et al., 1996).

A Figura (1), baseada em estimativas da National Academy of Sciences (BEIR V - Biological Effects of Ionizing Radiation) e da International Commission on Radiological Protection (Report 60) (1991), apresenta um gráfico com a relação entre o risco de mortalidade por câncer por unidade de dose em função da idade em que ocorre uma única exposição aguda à radiação ionizante. A linha sólida descreve o estimado pela BEIR V e a linha tracejada, o estimado pela ICRP.

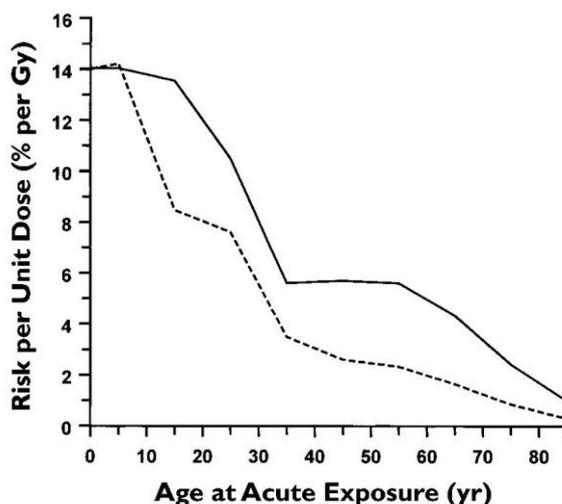


Figura 1. Risco de oncogênese por unidade de dose em função da idade para uma única exposição aguda (BRENNER et al., 2001).

Para NRC (2006), o risco de câncer se dá linearmente em baixas doses sem um limiar e mesmo a menor dose de radiação é uma causa em potencial ao aumento no risco aos humanos, já que toda a interação da radiação com os tecidos gera danos/efeitos biológicos (TAUHATA, 2003). Em baixas doses, cerca de dezenas de mSv, é cientificamente razoável assumir que, para fins práticos, o risco de câncer aumenta em proporção direta à dose absorvida nos órgãos e tecidos (ICRP, 2005).

4. Dose em tomografia pediátrica

Segundo Mettler et al. (2000), a dose efetiva de um estudo tomográfico de tórax é 54 vezes maior do que a de um exame mamográfico e, aproximadamente, 68 vezes maior do

que uma radiografia convencional de tórax.

O valor da dose depende de fatores intrínsecos do paciente (como a idade e o peso), fatores técnicos (ajustes do equipamento e duração do procedimento) e de características de fabricação do próprio equipamento. Brody et al. (2007) afirmam que os estudos tomográficos fornecem quantidades muito maiores de exposição à radiação do que outros métodos de diagnósticos por imagem. Em radiologia convencional, também conhecida por plana, um aumento na dose de radiação torna a imagem radiográfica mais escura, sendo facilmente identificada uma sobreexposição do filme à radiação. Contudo, na TC a mudança da quantidade de radiação altera a quantidade de ruído na imagem. O decréscimo no ruído com o aumento na radiação, acima do nível de qualidade diagnóstica, não tem efeito na precisão do estudo e, além disso, tal decréscimo não será percebido, acarretando, apenas, no aumento da exposição do paciente a radiações desnecessárias.

Em um determinado departamento acadêmico de radiologia, nos Estados Unidos da América, os estudos tomográficos perfazem 11% dos procedimentos utilizando radiação ionizante. Porém, dentre todos os exames, a tomografia totaliza 67% da dose ou da exposição a radiação (METTLER et al., 2000). Em outro estudo realizado na mesma instituição, chegou-se a valores de 15% e 75%, respectivamente (BRODY et al., 2007). Shrimpton e Edyvean (1998) estimam que, na Inglaterra, os estudos tomográficos perfazem 4% do total de procedimentos de diagnóstico por imagem, mas somam 40% da dose coletiva gerada.

A frequência dos estudos tomográficos, conforme Frush e Applegate (2004), aumenta em 10% ao ano, e atualmente aproximadamente 11% dos estudos tomográficos são realizados em crianças (METTLER et al., 2000). Para Linton e Mettler (2003) e Frush (2004), esses valores representam cerca de 7 milhões de estudos por ano nos EUA. Apenas nesse país, estima-se que o número de estudos tomográficos aumentou em cerca de 700% de 1981 até 1995, subindo de 2,8 milhões para 20 milhões, e estando em, aproximadamente, 60 milhões no total (EVENS; METTLER, 1985; BRENNER et al., 2001; FRUSH; DONNELLY; ROSEN, 2003).

Para fins de discussão, considera-se radiação de baixo nível, ou baixa energia, aquela em torno de 100 mSv (STROM; CAMERON, 2002; BRODY et al., 2007). A dose de um estudo tomográfico simples, que pode incluir cerca de quatro exames diferentes (incluindo pré e pós injeção de contraste), varia entre menos de 1 mSv até mais de 27 mSv. Ainda, para efeito de perspectiva, a radiação de fundo, a qual todos os indivíduos estão expostos naturalmente, é de, aproximadamente, 3 mSv ao ano (sendo esse valor um arredondamento da somatória da média mensal limite – 0,2 mSv) (FRUSH; DONNELLY; ROSEN, 2003)

Para Mettler et al. (2000), aproximadamente 30% de todos os indivíduos submetidos à tomografia computadorizada farão um total de, no mínimo, 3 estudos. Considerando que um estudo do abdome pode gerar uma dose de 11 mSv, e que tal estudo pode envolver até 3 fases distintas, a dose final do exame é de 33 mSv (produto entre a dose e o número de exames). Se uma criança se encontra entre os 30% da população que farão 3 estudos tomográficos, no mínimo, a sua dose acumulada chegará ao limite de 100 mSv, claramente na faixa de doses associadas às induções de câncer (FRUSH; DONNELLY; ROSEN, 2003).

Em exposições muito altas, o risco do surgimento de um câncer aumenta linearmente com o aumento da dose até que se tenha a morte celular em grande escala, na qual o organismo não consegue recuperar. A relação entre a exposição à radiação e os riscos de câncer para as radiações de baixa energias são menos conhecidas e entendidas (BRODY et

al., 2007).

5. Redução de dose em pediatria

A tomografia é uma ferramenta fundamental na área do diagnóstico por imagem. Assim como qualquer ferramenta, para Frush, Donnelly e Rosen (2003), o seu benefício deriva da combinação de conhecimentos técnicos específicos e da utilização adequada.

O processo de redução da dose em tomografia pediátrica consiste, basicamente, na redução da exposição da criança às radiações ionizantes geradas pelo equipamento. Para isso, primeiramente, é necessário reduzir o número de estudos, realizando-os apenas quando necessário. Conforme a Portaria Federal Nº. 453, a “justificação é o princípio básico de proteção radiológica que estabelece que nenhuma prática [...] deverá ser autorizada a menos que produza suficiente benefício para o indivíduo exposto ou para a sociedade, de modo a compensar o detrimento que possa ser causado” (BRASIL, 1998). Assim, legalmente, toda exposição que não possa ser justificada está proibida.

A tomografia computadorizada é uma modalidade de diagnóstico com várias indicações clínicas, entre elas o controle e acompanhamento de diversas doenças, como o câncer, além da identificação de traumas. Porém, é possível, em alguns casos, substituir os exames tomográficos por outras técnicas, como a ultrassonografia e a ressonância magnética, alternativas que não fazem uso das radiações ionizantes, mas chegam a uma imagem diagnóstica adequada, dependendo da indicação clínica (FRUSH; DONNELLY; ROSEN, 2003).

Os profissionais da área do radiodiagnóstico possuem um papel importante na tomografia pediátrica, pois são eles os responsáveis por reconhecer o valor desse método de diagnóstico por imagem e, também, por estar atentos aos riscos inerentes a todo o processo. Jacob, Vivian e Steel (2004) e Lee et al. (2004), que fizeram estudos no Reino Unido e nos EUA, respectivamente, afirmam que o risco oncogênico não é claramente entendido por vários profissionais da área da saúde. Tais estudos sustentam a real necessidade de um processo de educação permanente dos profissionais de saúde e, também, do público (BRODY et al., 2007).

Frush, Donnelly e Rosen (2003) e Larson et al. (2007) discutem que os profissionais devem, ainda, ser capazes de debater os riscos da tomografia de uma maneira informativa e compreensível, especialmente com os pacientes e seus familiares. Quando se cogita a tomografia como uma opção diagnóstica, muitos pais acabam optando por ela por ser rápida e gerar resultados imediatos, às vezes, inclusive, induzidos pelos próprios profissionais. Por isso, para Slovis (2003) e Donnelly (2005), os profissionais da Radiologia envolvidos no serviço de tomografia e os responsáveis pelos pacientes, principalmente os pediátricos, devem discutir até onde é vantajoso realizar a tomografia, sem deixar de analisar as indicações clínicas.

A redução da quantidade de radiação utilizada para a obtenção de uma imagem com a necessária informação diagnóstica é o que preconiza o princípio de ALARA (do inglês “As Low As Reasonably Achievable”, ou tão baixo quanto exequível, em português) (BRODY et al., 2007).

Até recentemente os mesmos parâmetros tomográficos utilizados para adultos eram utilizados para crianças. Zeman et al. (1998), Chan et al. (1999) e Cohnen et al. (2000)

afirmam que a dose pode ser reduzida em 30 a 50% da dose utilizada para procedimentos envolvendo adultos. Para Brody et al. (2007), tal redução pode chegar a 90% quando os parâmetros são alterados adequadamente.

Justificado o exame, é necessário limitar a área irradiada para atingir apenas a região de interesse. Em tomografia, durante a realização do scout (radiografia digital inicial para definição da região a ser estudada), é possível, por exemplo, utilizar protetores plumbíferos para as gônadas, nos estudos do abdome, e para as mamas, nos estudos de avaliação da escoliose. Frush, Donnelly e Rosen (2003) afirmam que, em tomografia, a proteção de áreas não expostas ao feixe de radiação gerado no gantry gera pouco benefício, pois a radiação nessas áreas é mínima e, geralmente, causada pelo espalhamento gerado no interior do próprio paciente.

Tecidos como a glândula tireoide, as mamas e as gônadas são estruturas que possuem uma alta sensibilidade à radiação, tendo em vista que as células desses tecidos estão em constante renovação. Algumas dessas estruturas são, constantemente, envolvidas nos estudos tomográficos de outras partes do corpo. Um exemplo é a exposição das mamas nos estudos do abdome. Algumas vezes, a irradiação do tecido não se dá de forma direta, pelo feixe primário, mas pela radiação espalhada gerada pela interação da radiação com o próprio paciente (FRUSH; DONNELLY; ROSEN, 2003; TAUHATA et al., 2003).

A escolha dos parâmetros de realização do exame também se faz necessária. Entre tais parâmetros, é possível citar o número de estudos de uma dada região de interesse (estudos pré e pós-contraste), a velocidade da mesa em relação ao portal, o tempo de rotação do gantry, a tensão e a corrente do tubo. Todos eles devem ser ajustados de acordo com as dimensões físicas do paciente e a região a ser estudada (FRUSH; DONNELLY; ROSEN, 2003).

Como os tecidos e órgãos possuem densidades distintas, atenuam a radiação de formas diferentes. Quanto mais denso é o tecido, maior será a atenuação da radiação (TAUHATA et al., 2003). Frush, Donnelly e Rosen (2003) exemplificam tal situação citando uma tomografia de tórax, para a qual é necessária uma quantidade de radiação menor do que a exigida em um estudo do crânio. Isso se deve ao fato de, no tórax, os tecidos serem menos densos que no crânio, logo a radiação pode atravessar o paciente mais facilmente. Assim, considerando que uma criança possui um tamanho menor que um adulto, conclui-se que menor será a quantidade de radiação necessária para a realização de um exame.

Os parâmetros, ainda, precisam ser ajustados de acordo com a indicação do exame. Por exemplo, a detecção de cálculos renais ou hematomas retroperitoniais é possível mesmo quando se utiliza técnicas com radiação de baixa energia. Isso porque o objeto de estudo tem uma densidade suficientemente detectável mesmo em baixas energias de radiação (FRUSH et al., 2002; FRUSH; DONNELLY; ROSEN, 2003).

A redução da corrente elétrica gerada no tubo dentro do gantry, que essencialmente caracteriza a quantidade de fótons de radiação X que é gerada, é a contribuição mais significativa na redução da dose em tomografia, tanto adulta quanto pediátrica. Quando se multiplica a corrente do tubo pelo tempo de rotação do gantry (tempo, em segundos, gasto pela ampola ao dar uma volta completa em redor do paciente), tem-se o mAs como unidade resultante. Assim, reduzir a corrente do tubo em 50%, mantendo os outros parâmetros, gera um decréscimo de 50% na radiação que incide sobre o paciente. A mesma queda ocorre quando se altera o tempo de rotação do gantry de 1,0 s para 0,5 s (FRUSH; DONNELLY; ROSEN, 2003). Donnelly, Emery e Brody (2001) recomendam baixas correntes no tubo para exames do tórax e, em especial, para crianças pequenas, tendo em vista que seu

tamanho é menor que o de um adulto, o que leva a uma menor atenuação da radiação.

Com a redução da corrente do tubo tem-se o decréscimo da relação sinal-ruído, que está diretamente ligada com a resolução espacial da imagem (qualidade). Ainda assim, uma imagem com uma resolução espacial não muito alta pode ser considerada suficiente para o estudo de uma criança com suspeita de grandes anormalidades, como fraturas, hematomas retroperitoniais ou grandes abscessos, por exemplo (FRUSH; DONNELLY; ROSEN, 2003).

A Figura (2) apresenta uma imagem tomográfica de uma paciente de 14 anos de idade envolvida em um acidente de trânsito e a compara a outra imagem semelhante adicionada de ruído, simulando o ruído gerado pela redução da corrente do tubo (FRUSH; DONNELLY; ROSEN, 2003).

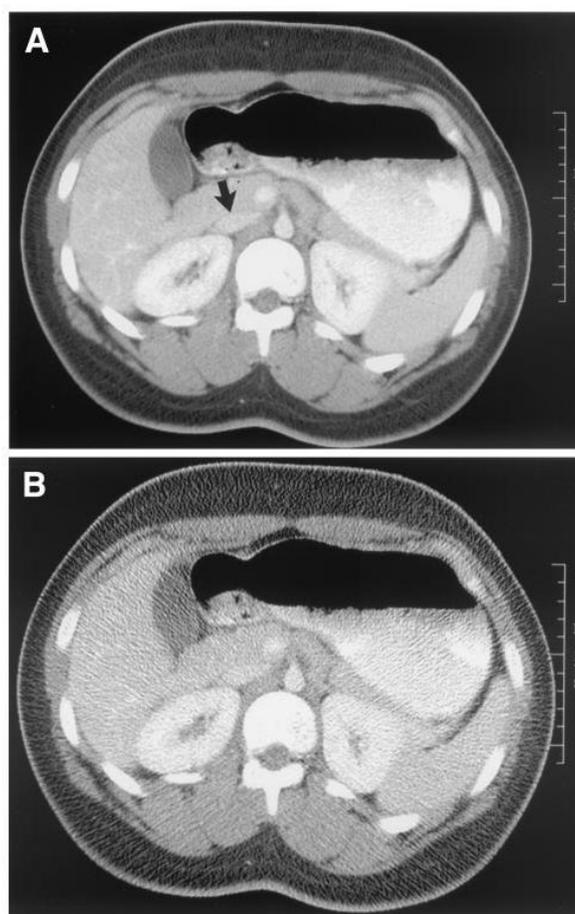


Figura 2. Comparação entre uma imagem tomográfica real (A) e uma simulação de ruído feita em computador (B) (FRUSH; DONNELLY; ROSEN, 2003).

Tendo em vista que as densidades dos diversos tecidos do corpo diferem entre si, pode ser adequado que, caso o equipamento permita, se ajuste a corrente do tubo durante a realização do estudo dependendo da região que estiver sendo estudada. Segundo Frush, Donnelly e Rosen (2003), essa tecnologia de controle automático de exposição, ou modulação automática da corrente do tubo, tem sido incorporada nos equipamentos mais novos e permite, por exemplo, reduzir a corrente do tubo quando se está irradiando o ápice pulmonar, menos denso, e aumentar gradativamente a corrente à medida que se irradia a porção

pulmonar inferior, mais densa em relação ao ápice (considerando a presença do coração entre os pulmões).

Para os mesmos autores, a tensão de pico do tubo (dada em kVp) também é outro parâmetro importante quando se considera a dose gerada em um exame tomográfico. Ao contrário da corrente do tubo, que tem uma relação linear com a dose de radiação, a tensão possui uma relação exponencial, o que dificulta a determinação da dose. Quanto maior a tensão, maior a dose. McNitt-Gray (2002) demonstra em testes realizados com phantoms que o aumento da tensão do tubo de 120 para 140 kVp (incremento de 17%) aumenta a dose em, aproximadamente, 39%.

Outro parâmetro que contribui para a dose de radiação é a velocidade da mesa. A combinação da velocidade da mesa com a largura do feixe de raios X é denominada pitch (cujo valor é dado pela razão velocidade da mesa/largura do feixe). Aumentar a velocidade da mesa sem alterar a largura do feixe faz com que o valor do pitch também aumente. Em geral, um pitch com valor baixo (menor que 1,0), gera uma melhor qualidade da imagem, mas aumenta o valor da dose. O aumento da velocidade da mesa (incremento do pitch para um valor entre 1,0 e 2,0) faz com que o tempo de exposição à radiação ionizante caia e, com isso, a dose. O ponto negativo do aumento no pitch é a geração de artefatos que acarretam na redução do detalhamento da imagem tomográfica, prejudicando, assim, a sua resolução espacial (FRUSH; DONNELLY; ROSEN, 2003).

Tem-se, ainda, discutido acerca das novas tecnologias empregadas em tomografia, como os equipamentos de multidetectores, por exemplo. Para McNitt-Gray (2002), ainda há divergências quanto às opiniões acerca da comparação entre os tomógrafos single-slice, que possuem um único conjunto de detectores, e os demais, multi-slice, que possuem vários conjuntos. Sabe-se, porém, que o valor da dose também varia de acordo com o número de detectores que o equipamento possui.

Os mesmos procedimentos visando à redução da dose em crianças devem ser utilizados para o público adulto jovem, pois também apresenta uma alta expectativa de vida (FRUSH; DONNELLY; ROSEN, 2003).

6. Considerações finais

Embora a tomografia computadorizada seja imprescindível na medicina atualmente, deve-se usá-la com cautela. A radiação ionizante, que é essencial para a realização dos estudos tomográficos, é prejudicial para os tecidos humanos, pois gera danos biológicos em todas as interações que faz com o organismo.

Os gestores dos serviços de radiodiagnóstico devem desenvolver campanhas entre os seus funcionários alertando para a importância da dose de radiação associada ao estudo tomográfico, especialmente o pediátrico, e a minimização da dose através do decréscimo, ou eliminação, de exames tomográficos desnecessários. É de responsabilidade dos profissionais da área da radiologia reconhecer os valores que a TC possui e saber identificar seus riscos, minimizando seu uso de acordo com o princípio de ALARA e utilizando parâmetros técnicos adequados para cada tipo de paciente e estudo a ser realizado. Com essas ações, é possível reduzir a dose nos estudos pediátricos

7. Referências

BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Portaria Federal Nº. 453, de 1º de junho de 1998**. Estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico, dispõe sobre o uso dos raios-x diagnósticos em todo o território nacional e dá outras providências. Diário Oficial da União. 1998.

BRENNER, D. J. *et al.* Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. **American Journal of Roentgenology**. v. 176. Feb, 2001. pp. 289-296.

BRODY, A. S. *et al.* Radiation risk to children from computed tomography. **Pediatrics**. v. 120, n. 3. 2007. pp. 677-682.

BUSHONG, S. C. **Ciência radiológica para tecnólogos: física, biologia e proteção**. Tradução de Sandro Martins Dolghi *et al.*. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010. 710 p. Título original: Radiologic science for technologists: physics, biology and protection.

CHAN, C. Y. *et al.* Radiation dose reduction in paediatric cranial CT. **Pediatr Radiol**. v. 29. 1999. pp. 770-775.

COHNEN, M. *et al.* CT of the head by use of reduced current and kilovoltage: relationship between image quality and dose reduction. **Am J Neuroradiol**. v. 21. 2000. pp. 1654-1660.

DONNELLY, L. F. Commentary: reducing radiation dose associated with pediatric CT by decreasing unnecessary examinations. **American Journal of Roentgenology**. v. 184. Feb, 2005. pp. 665-657.

DONNELLY, L. F.; EMERY, K. H.; BRODY, A. S. Minimizing radiation dose for pediatric body applications of single-detector helical CT. **American Journal of Roentgenology**. v. 176. Feb, 2001. pp. 303-306.

EVENS, R. G.; METTLER, F. A. National CT use and radiation exposure: United States 1983. **American Journal of Roentgenology**. v. 144. 1985. pp. 1077-1081.

FRUSH, D. P. DONNELLY, L. F.; ROSEN, N. S. Computed tomography and radiation risks: what pediatric health care providers should know. **Pediatrics**. v. 112. 2003. P. 951-957.

FRUSH, D. P. *et al.* Computer-simulated radiation dose reduction for pediatric abdominal multidetector CT. **American Journal of Roentgenology**. v. 179. 2002. pp. 1107-1113.

FRUSH, D. P.; APPLGATE, K. Computed tomography and radiation: understanding the issues. **J Am Coll Radiol**. v. 1, 2004. pp. 113-119.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **1990 recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. ICRP publication 60. Oxford, England: Pergamon, 1991.

_____. **2005 recommendations of the International Commission on Radiological Protection.** 2005. Disponível em:

<www.icrp.org/docs/2005_recs_CONSULTATION_Draft1a.pdf>. Acesso em: 13 mai. 2010.

JACOB, K.; VIVIAN, G.; STEEL, J. R. X-ray dose training: are we exposed to enough?. **Clin Radiol.** v. 59. 2004. pp. 928-934.

JIMÉNEZ, S. *et al.* Computed tomography in children with cystic fibrosis: a new way to reduce radiation dose. **Arch Dis Child.** v. 91. 2006. pp. 388-390.

LARSON, D. B. *et al.* Informing parents about CT radiation exposure in children: it's OK to tell them. **American Journal of Roentgenology.** v. 189. Aug. 2007. pp. 271-275.

LEE, C. I. *et al.* Diagnostic CT scans assessment of patient, physician, and radiologist awareness of radiation dose and possible risks. **Radiology.** v. 231. 2004. pp. 393-398.

LINTON, O. W.; METTLER, F. A. National Council on Radiation Protection and Measurements. National conference on dose reduction in CT, with an emphasis on pediatric patients. **American Journal of Roentgenology.** n. 181. 2003. pp. 321-329.

MCNITT-GRAY, M. F. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: topics in CT: radiation dose in CT. **Radiographics,** n. 22. 2002. pp. 1541-1553.

METTLER, F. A. *et al.* CT scanning: a major source of use and dose. **J. Radiol. Prot.** v. 20. 2000. pp. 353-359.

NATIONAL RESEARCH COUNCIL. Committee to Assess Health Risks From Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation. **Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR Phase 2 (2006).** Washington, DC:National Academy Press. 2006. Disponível em: <<http://books.nap.edu/catalog/11340.html>>. Acesso em: 13 mai. 2010.

NAVARRO, M. V. T. **Risco, radiodiagnóstico e vigilância sanitária.** Salvador: EDUFBA, 2009. 166 p.

PIERCE, D. A. *et al.* Studies of the mortality of atomic bomb survivors. Report 12, Part I. Cancer: 1950-1990. **Radiat. Res.** v. 146. 1996. pp. 1-27.

SHRIMPTON, P. C.; EDYVEAN, S. CT scanner dosimetry. **Br. J. Radiol.** v. 71. 1998. pp. 1-3.

STROM, D.J.; CAMERON, J. R. Is it useful to assess annual effective doses that are less than 100 mSv?. **Radiat. Prot. Dosimetry.** v. 98, 2002. pp. 239-245.

SLOVIS, T. L. Children, computed tomography radiation dose, and the As Low As Reasonably Achievable (ALARA) concept. **Pediatrics.** v. 112. 2003. pp. 971-972.

TAUHATA, L. *et al.* **Radioproteção e dosimetria: fundamentos.** Rev. 4. Rio de Janeiro:IRD/CNEN. Jun. 2003. 242p.

WARD, V. L. Patient dose reduction during voiding cystourethrography. **Pediatr. Radiol.** n. 32, Suppl. 2. Sep. 2006. pp. 168-172.

ZEMAN, R. K. *et al.* Helical body CT: evolution of scanning protocols. **American Journal of Roentgenology.** v. 170. 1998. pp. 1427-1438.