

Otimização da relação dose x ruído na imagem em protocolos de tomografia computadorizada de crânio pediátrico

Optimization of the dose x noise in the image on protocols for computed tomography of pediatric head

Thalis L.A. Saint' Yves, Paulo Cesar B. Travassos, Elicardo A.S. Gonçalves, Fernando Mecca A., Thiago B. Silveira

¹Instituto Nacional de Câncer (INCA) – São Paulo (SP), Brasil

Resumo

Este trabalho visa estabelecer protocolos otimizados para tomografia computadorizada de crânio pediátrico, para o Tomógrafo Picker Q2000 do Instituto Nacional de Câncer, através da análise de dose x ruído na imagem com a variação de valores de mAs e kVp. Foi utilizado um fantoma de água para medida de ruído, câmara de ionização tipo lápis para a medida de dose no ar e um fantoma Alderson Randon para verificação da qualidade da imagem. Foram encontrados valores de mAs e kVp que reduzem a dose de entrada na pele em 35,9% em relação ao protocolo original utilizado, mantendo a qualidade da imagem a nível de um diagnóstico seguro.

Palavras-chave: otimização, dose, ruído, tomografia computadorizada.

Abstract

This article aims to establish protocols optimized for computed tomography of pediatric skull, to the Picker Q2000 tomography of the Instituto Nacional de Câncer, through the analysis of dose x noise on the image with the variation of values of mAs and kVp. We used a water phantom to measure the noise, a pencil type ionization chamber to measure the dose in the air and the Alderson Randon phantom for check the quality of the image. We found values of mAs and kVp that reduce the skin dose of the original protocol used in 35.9%, maintaining the same image quality at a safe diagnosis.

Keywords: Optimization, dose, noise, computed tomography.

Introdução

A radiação X, desde a sua descoberta, vem sendo amplamente aplicada na indústria e na pesquisa. Tornou-se indispensável nas emergências médicas e nas práticas clínicas. Apesar dos efeitos danosos que os raios-X podem provocar, os benefícios decorrentes de sua aplicação são incontestáveis. Muitos esforços têm-se feito para desenvolver equipamentos, técnicas e procedimentos que minimizem os níveis de radiação, reduzindo os riscos de efeitos biológicos indesejáveis e aumentando assim o benefício advindo desta modalidade^{1,2}.

Com a popularização dos equipamentos de Tomografia Computadorizada (TC) e o aumento dos investimentos na área da saúde, entre todos os métodos de diagnóstico por imagem, este é atualmente considerado como o método que mais contribui para o aumento das doses na população. No Reino Unido, os exames por TC correspondiam a 4% de todos os exames radiológicos realizados na metade dos anos 90, contribuindo com cerca de 40% do total

de exposição às radiações-X em procedimentos médicos. Dados semelhantes foram reportados na Alemanha, em 1994. Nos Estados Unidos, dados recentes demonstram que os exames por TC correspondem a 10% de todos os procedimentos radiológicos, contribuindo com dois terços das doses coletivas. Entre estes, 11% são realizados em crianças. Em qualquer procedimento que envolva a exposição de um indivíduo à radiação para fins diagnóstico, a técnica aplicada deve promover o máximo de informações visuais usando o mínimo de dose, ou seja, o benefício ao paciente submetido ao exame de radiodiagnóstico deve estar associado à práticas otimizadas que garantam a qualidade da imagem com a menor dose. Nos últimos 40 anos, fabricantes, profissionais e pesquisadores envolvidos com a TC estudam formas de reduzir as doses aplicadas por este método, visando a minimização dos riscos^{3,4,5,6}.

As pesquisas sobre doses de radiação na TC têm mostrado diferenças de até um fator 3 nos valores de dose calculados para exames com qualidade de imagem semelhantes realizados em equipamentos de diferentes

tecnologias e fabricantes. Nos exames de TC de crânio, as doses podem variar em um fator de 11 na comparação entre as doses aplicadas em diferentes centros de diagnóstico por imagem que utilizam o mesmo modelo e marca de equipamento. Normalmente, as técnicas de exposição utilizadas são baseadas em protocolos estabelecidos pelos fabricantes ou então modificadas pelos operadores, baseadas na experiência dos profissionais que atuam no serviço de TC^{7,8,9}.

As primeiras recomendações sobre Proteção Radiológica em Radiologia Pediátrica foram feitas pela NCRP através do documento nº 68, publicada em 1978. Devido à expectativa de vida prolongada das crianças, existe um grande potencial de manifestação de efeitos indesejáveis da radiação X. Esta publicação apresenta que as crianças expostas são mais susceptíveis a desenvolver a leucemia, por um fator de 2, em relação aos adultos irradiados em radiodiagnóstico. Isto indica a necessidade de se estabelecer protocolos específicos para exames pediátricos que visem a otimização das doses^{10,11}.

O principal objetivo deste trabalho é Identificar condições técnicas para exames de TC de crânio que ofereçam menor dose absorvida e que atendam os requisitos mínimos de qualidade da imagem, a fim de possibilitar uma otimização dos protocolos utilizados.

Material e métodos

Os materiais utilizados para a elaboração deste estudo foram: tomógrafo Picker Q2000, equipamento de quarta geração, helicoidal, possibilitando uma tensão máxima no tubo de 140KV; fantoma de água Picker para as medidas do nível de ruído; fantoma antropomórfico de cabeça Alderson Randon; câmara de ionização tipo lápis *Radcal Corporation* modelo 20X6-3CT acoplado ao eletrômetro *Radcal Corporation* modelo 2026.

Primeiramente foi verificado o protocolo utilizado nos exames de crânio pediátricos (2-7 anos). Os parâmetros técnicos encontrados foram os seguintes: tempo de scan 3,0s; espessura de corte 3mm; mA=100; kVp=130; passo=1,25; ponto focal grosso; algoritmo de reconstrução padrão.

Para determinação do ruído na imagem foi realizada uma imagem com o protocolo acima citado utilizando o fantoma de água Picker, selecionando uma ROI central e quatro periféricas de área de 400 mm², medindo-se o

ruído médio. Após essa medida foram realizadas mais 6 medidas de ruído através da variação do valor de mAs para abaixo do utilizado no protocolo (300mAs) sendo estas com valores de mAs de 250, 225, 195, 150, 130 e 100. Dessa maneira irá ocorrer uma redução de dose a que o paciente estará exposto. Então foi feito um gráfico de ruído em função do mAs.

Para determinação de dose de entrada na pele do paciente foram realizadas medidas de dose utilizando a câmara de ionização tipo lápis no ar, estando esta localizada no isocentro do tubo. Primeiramente realizaram-se as medidas com o protocolo utilizado na rotina, posteriormente utilizaram-se os protocolos realizados para medição de ruído. Após a obtenção desses dados foi feito um gráfico de dose em função de mAs.

Estas duas curvas dos gráficos obtidos foram comparadas em função do mAs e sua intersecção definirá as condições operacionais de "otimização"³.

Após essas condições de otimização da relação dose x ruído para o mAs foi avaliado a qualidade da imagem em função da redução do kVp, afim de otimizar a relação dose x ruído em função da variação de kVp. A medida realizada utilizou kVp de 100, 120 e 130 (protocolo original).

Para a validação desta otimização foram avaliadas, através de um radiologista, imagens de crânio comparativas do protocolo otimizado final e do original, usando o fantoma de cabeça Alderson Randon, de modo que o otimizado ofereça uma imagem com qualidade aceitável para um diagnóstico seguro. Essa comparação de qualidade da imagem foi realizada para três diferentes regiões do crânio, superior, nasal, e bucal.

Enfim foram analisados os dados e gráficos obtidos de forma que o protocolo de TC esteja otimizado com doses tão baixas quanto razoavelmente exequíveis para uma imagem com qualidade suficiente para diagnóstico.

Resultados

Os valores obtidos das medidas de ruído e dose no ar estão na Tabela 1.

A figura 1 mostra as curvas experimentais de nível de dose e ruído (relação entre o maior valor da amostra e o valor obtido) obtidas com os valores de mAs da tabela 1, e a figura 2 mostra as curvas ajustadas, exponencialmente para o ruído e linear para a dose, destes dados experimentais.

Pode-se determinar que a intersecção das curvas ocorre no ponto em que o mAs é 225, sendo portanto o ponto de condição otimizada para o protocolo.

Para o protocolo otimizado acima foi variado o kVp afim de otimizar também esse parâmetro.

Os valores de nível de ruído e nível de dose estão na Tabela 2.

Como feito anteriormente achando o ponto de intersecção entre os dados, acha-se o ponto otimizado de dose x ruído para a variação de kVp, este ponto ocorre

Tabela 1. Níveis de ruído e dose para valores de mAs.

mAs	Nível de Ruído	Nível de Dose
300	0,68005	1
250	0,74841	0,84378
225	0,77075	0,76617
195	0,78572	0,65274
150	0,84716	0,49353
130	0,95886	0,42886
100	1	0,33632

para um valor muito próximo a 120 kVp, então considerou-se este valor para o protocolo.

A comparação das imagens está ilustrada nas Figuras 3 e 4. Essas imagens foram analisadas por um médico radiologista e foi garantido que a qualidade da imagem é similar ao protocolo original, possibilitando um bom diagnóstico.

Tabela 2. Níveis de ruído e dose para valores de KVp.

KVp	Nível de Dose	Nível de Ruído
130	1,0000	0,7491
120	0,8416	0,8262
100	0,7154	1,0000

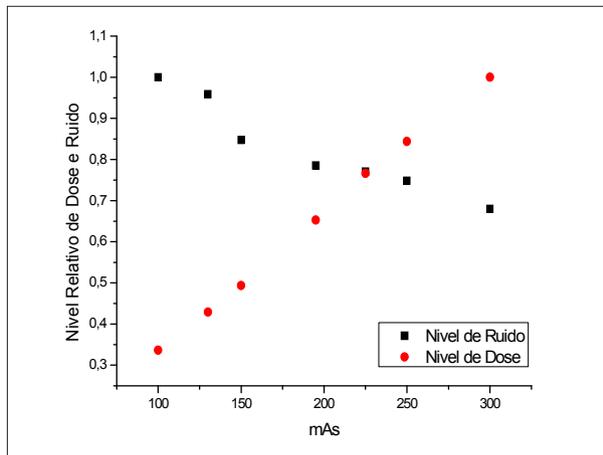


Figura 1. Dados experimentais dos níveis de ruído e de dose em função do mAs utilizado no exame de TC de crânio pediátrico.

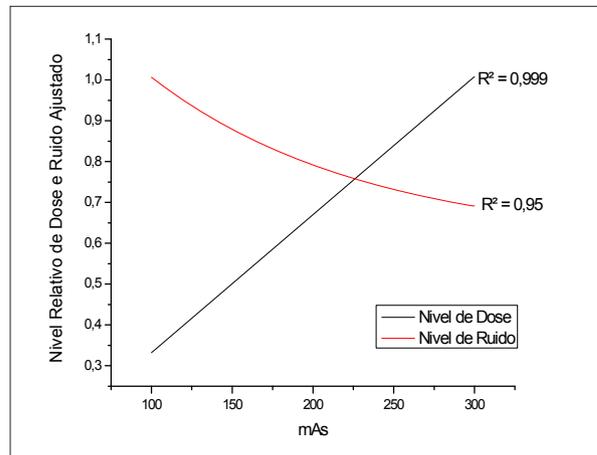


Figura 2. Curvas ajustadas dos níveis de ruído e de dose em função do mAs utilizado no exame de TC de crânio pediátrico.



Figura 3. Imagens da parte superior do crânio para o protocolo normal (a cima) e otimizado (a baixo).



Figura 4. Imagens da parte nasal do crânio para o protocolo normal (a cima) e otimizado (a baixo).

Pode-se determinar a redução da dose de entrada na pele do paciente para exames de crânio pediátrico, da seguinte forma:

$$ND_{\text{otimizado}} = ND_{\text{mAs}} \times ND_{\text{KVp}}$$

em que ND é o nível de dose, expressando a fração de dose do protocolo otimizado em relação ao original.

Portanto,

$$ND_{\text{otimizado}} = 0,8416 \times 0,76617 = 0,6410,$$

representando uma dose de 64,1% da dose original.

Discussão e conclusões

É possível reduzir a dose de entrada na pele no exame de TC a partir do estudo de técnicas otimizadas. Na técnica otimizada obtida por este trabalho houve uma redução de 35,9% na dose em relação à condição operacional inicial.

Portanto o protocolo otimizado para mAs e KVp contém modificações em relação ao protocolo original sendo então: tempo de scan 1,5s; espessura de corte 3mm; mA=150; KVp=120; passo=1,25; ponto focal grosso; algoritmo de reconstrução padrão.

Mesmo com o aumento de ruído na imagem otimizada ela foi considerada dentro do padrão de qualidade para diagnósticos com uma redução de dose de 35,9% em relação ao protocolo de técnica de rotina.

Novos estudos podem ser realizados na tentativa de reduzir ainda mais a dose em pacientes, com a otimização em relação a outros parâmetros, tais como: espessura de

corte, passo e algoritmos de reconstrução. Sempre considerando que a qualidade da imagem deve ser tal que possibilite um diagnóstico confiável.

Referências

1. Bushong SC. Radiologic science for technologists: physics, biology, and protection. 7 ed. St. Louis: Mosby; 2001.
2. Wade JP, Weyman JC, Goldstone KE. CT standard protocols are of limited value in assessing actual patient dose. Br J Radiol. 1997;70(839):1146-51.
3. Daros KAC. Avaliação das doses de radiação x em exames pediátricos de tomografia de crânio com base em estudo de otimização [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2005.
4. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Hamberg LM, Blake MA, Sheparad JA, et al. Strategies for CT radiation dose optimization. Radiology. 2004;230(3): 619-28.
5. Shrimpton PC, Wall BF, Hart D. Diagnostic medical exposures in U.K. Appl Radiat Isot. 1999;50(1):261-9.
6. Linton OW, Mettler FA Jr, National Council on Radiation Protection and Measurements. National conference on dose reduction in CT, with an emphasis on pediatric patients. AJR Am J Roentgenol. 2003;181(2):321-9.
7. Chan CY, Wong YC, Chau LF, Yu SK, Lau PC. Radiation dose reduction in paediatric cranial CT. Pediatr Radiol. 1999;29(10):770-5.
8. Conway BJ, Crohan JL, Abtosen RG, Rueter FG, Slayton RJ, Suleiman OH. Average radiation dose in standard CT examinations of the head: results of the 1990 next survey. Radiology 1992;184:135-40.
9. Jessen KA, Shrimpton PC, Geleijns J, Panzer W, Tosi G. Dosimetry for optimisation of patient protection in computed tomography. Appl Radiat Isotop. 1999;50(1):165-72.
10. NCRP report 68. Radiation protection in pediatric radiology: recommendation of the National Council on Radiation Protection Measurements. Washington: National Council on Radiation Protection Measurements; 1981.
11. Brenner DJ, Elliston CD, Hall EJ, Berdon WE. Estimated Risks of Radiation-Induced Fatal Cancer from Pediatric CT. AJR 2001; 176:289-296.