

Parâmetros de aquisição em tomografia computadorizada para pacientes pediátricos: uma revisão bibliográfica

Acquisition parameters in computed tomography for pediatric patients: a bibliographic review

Giordana Salvi de Souza¹, Marcelo Picoli Lanfredi², Ana Maria Marques da Silva¹

¹Núcleo de Pesquisa em Imagens Médicas, PUCRS, Porto Alegre, Brasil

²Curso de Bacharelado em Física – Linha de Formação em Física Médica, PUCRS, Porto Alegre, Brasil

Resumo

Os exames que usam radiação ionizante são uma ferramenta essencial para o diagnóstico e terapia de diversas doenças. A tomografia computadorizada (TC) é uma modalidade de imagem que implica no uso de altas doses de radiação. Observando o rápido aumento na frequência de exames de TC em pacientes pediátricos, a comunidade científica vem buscando maneiras de reduzir os valores de dose, sem comprometer a qualidade da imagem e o diagnóstico clínico. Neste estudo, foi realizada uma revisão bibliográfica procurando condensar as informações sobre os parâmetros de aquisição de imagens de TC e sua otimização para pacientes pediátricos. Através do método das quatro leituras de Gil, foram inicialmente selecionados 30 artigos com o objetivo de identificar os seguintes parâmetros: tensão de pico, corrente de tubo (mA), tempo de aquisição, colimação e espessura de corte, *pitch*, métodos de reconstrução e dose. Foi encontrada pouca literatura sobre a escolha dos parâmetros de aquisição de TC para pacientes pediátricos, sendo encontrados, principalmente, estudos sobre a redução de dose com o uso de controle automático de exposição. O treinamento da equipe envolvida nos procedimentos, garantindo a qualidade do diagnóstico de acordo com a faixa etária e com as variações anatômicas do paciente, é de fundamental importância.

Palavras-chave: tomografia computadorizada; pacientes pediátricos; parâmetros de aquisição; radiologia.

Abstract

Exams that use ionizing radiation are an essential tool for diagnosis and therapy of various diseases. Computed tomography (CT) is a modality that involves high doses of radiation. Noting the rapid increase in the frequency of CT scans in pediatric patients, the scientific community has been looking for ways to reduce these dose values without compromising image quality and clinical diagnosis. In this study, a bibliographic review was carried out, seeking to condense information and present acquisition parameters for pediatric patients. Through the method proposed by Gil, 30 articles were initially selected to identify the following parameters: peak voltage, tube current (mA), acquisition time, collimation and slice thickness, *pitch*, reconstruction methods and dose. There was little literature on the choice of CT acquisition parameters for pediatric patients. Mainly, studies on dose reduction with the use of automatic exposure control were found. The training of the team involved in the procedures, guaranteeing the quality of the diagnosis according to the age group and with the anatomical variations of the patient, is of fundamental importance.

Keywords: *computed tomography; pediatric patients; acquisition parameters; radiology.*

1. Introdução

Há um consenso na literatura em relação ao malefício causado pelas altas doses de radiação ionizante que os pacientes recebem a partir de um exame de tomografia computadorizada (TC). As doses podem resultar em um aumento do risco de carcinogênese induzida por radiação ionizante^{1,2}. Apesar da baixa dose efetiva em exames na região do crânio, o cérebro e a medula óssea são muito radiosensíveis, aumentando o risco de indução de leucemia e câncer cerebral¹.

Embora existam estudos descrevendo técnicas de redução de dose a partir de protocolos adultos³, é fundamental ter cuidado com esses protocolos, pois pacientes pediátricos não são adultos menores, devido à sua anatomia distinta. Os pacientes pediátricos possuem o tórax e abdômen circulares, enquanto o paciente adulto possui o tórax e abdômen

ovais⁴. Adicionalmente, as patologias a serem diagnosticadas são distintas entre pacientes adultos e pediátricos, tornando-se necessário um protocolo específico para esses pacientes³.

A aliança *Image Gently*⁴ é uma reunião de diversas organizações de saúde e cuidado, dedicada a prover informações relevantes para a segurança e qualidade no imageamento pediátrico, com foco em imagens de TC. *Image Gently* constantemente publica recomendações e estratégias para redução de dose em pacientes pediátricos.

A Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), em 2012, estudou métodos otimização de dose e publicou um documento para otimização da proteção radiológica em pacientes submetidos a exames de radiografia, fluoroscopia e tomografia computadorizada⁵. O documento também reforçou os três princípios básicos de radioproteção: justificação,

otimização e limitação de doses, princípios que também estão na portaria 453 de 1998 do Ministério da Saúde do Brasil⁶.

A Associação Americana de Físicos na Medicina (AAPM) criou guias recomendando protocolos para cada equipamento de TC, diferenciando fabricante e modelo. Para os pacientes pediátricos foram publicados protocolos de aquisição para as regiões de crânio⁷, tórax⁸, abdômen e pélvis⁹.

Apesar da grande preocupação com a realização dos exames de TC em pacientes pediátricos, as informações referentes aos parâmetros de aquisição, processamento e doses recomendadas ainda estão dispersas em diferentes documentos e publicações. Adicionalmente, as constantes atualizações de modelos de equipamentos disponibilizados pelos fabricantes exigem uma atualização permanente de dados.

O objetivo deste estudo foi realizar uma revisão bibliográfica sistemática sobre os parâmetros de aquisição em TC para pacientes pediátricos em publicações realizadas nos últimos 10 anos.

2. Materiais e Métodos

Foi realizado uma busca de artigos publicados nos últimos 10 anos no *PubMed* e no *Science Direct* com as seguintes combinações de palavras: *computed tomography; optimization; pediatric patients; dose reduction; reconstruction; automatic exposition control; dose reference levels*. Foram excluídos os artigos de revisão bibliográfica e resumos.

Para selecionar os artigos a serem lidos, utilizou-se o método das quatro leituras de Gil¹⁰: exploratória, seletiva, analítica e interpretativa. A leitura exploratória tem como objetivo verificar em se a obra pesquisada interessa à pesquisa. É feita mediante ao exame do resumo, introdução, conclusão e bibliografia. Após a leitura exploratória, os materiais que interessam à pesquisa são selecionados, seguindo assim, à leitura seletiva. A etapa seguinte, com os materiais de consulta já selecionados, é a leitura analítica, que é uma leitura crítica, onde a finalidade é ordenar e sumarizar as informações. A leitura interpretativa constitui a última etapa do processo de leitura dos materiais para a revisão bibliográfica. Na leitura interpretativa, procura-se conferir significado mais amplo aos resultados obtidos com a leitura analítica.

3. Resultados

Foram selecionados 30 artigos para a leitura exploratória sobre a escolha dos parâmetros de aquisição em imagens de TC em pacientes pediátricos. Após a leitura exploratória, restaram 17 artigos para a leitura seletiva, resultando em 13 artigos para a leitura analítica e interpretativa.

Os parâmetros de aquisição de TC avaliados nos artigos serão apresentados separadamente, a saber: tensão de pico, corrente de tubo (mA), tempo de aquisição, colimação e espessura de corte, *pitch*, algoritmo de reconstrução e dose. Também foram pesquisados os níveis de referência de dose ou NRD referidos por alguns países.

Tensão do pico (kVp)

Devido os pacientes pediátricos terem um menor tamanho, é possível reduzir a tensão no tubo mantendo ou aumentando a qualidade de imagem. De acordo com Nievelstein (2011), é recomendado usar uma tensão de pico entre 80 e 100 kVp em crianças com menos de 45 kg. Para adolescentes, é recomendada uma tensão de tubo para o tórax de 100 kVp a 120 kVp para o abdômen¹¹.

O estudo do Edyvean et al (2010) aborda que o mesmo nível de ruído de um exame com tensão de pico em 120 kVp em paciente adulto, pode ser alcançado com 80 kVp para bebês e crianças.

Em exames que utilizam contraste iodado, a redução do kVp resulta em um aumento do contraste do iodo utilizado, utilizando o mesmo valor de corrente do tubo. Isso resulta em uma redução de dose, mas em um aumento de ruído e a produção potencial de artefatos. A redução de kVp é recomendada em situações nas quais a razão contraste-ruído (CNR) é preservada ou aumenta com a redução da tensão de pico, mantendo os outros parâmetros de qualidade⁴.

Corrente do tubo (mA)

A corrente do tubo é a quantidade de fótons que incidem no paciente. Se a corrente do tubo é duplicada, o número de fótons incidentes no paciente dobra, e, portanto, a dose é o dobro⁴. Devido a este fato, deve-se ter cuidado na escolha dos valores desse parâmetro.

Os equipamentos mais modernos de TC possuem o controle automático de exposição (AEC), que modela a corrente do tubo de acordo com a espessura e atenuação do objeto. Cada fabricante desenvolveu um sistema de AEC diferente. O estudo de Reina (2014)¹² avaliou os diferentes sistemas de AEC.

A *General Electric* (GE) possui o sistema AEC *Auto mA* para a modulação longitudinal da corrente do tubo. Para a modulação angular, a GE possui um sistema combinado do *Auto mA* com *Smart mA* e opera uma imagem por sequência, quando o operador seleciona o *Noise Index* desejado e o valor mínimo e máximo que a corrente do tubo pode alcançar.

A *Philips* possui dois sistemas de AEC, um longitudinal, chamado Z-DOM, e o angular, chamado D-DOM, que opera por imagem de referência, fazendo com que 90% das imagens tenham ruído igual ou menor à imagem de referência, e 10 tenham ruído igual ou maior do que a imagem de referência.

Nos equipamentos da *Siemens*, o operador apenas seleciona o produto corrente-tempo efetivo (mAs/*pitch*), para o sistema usar como referência. No modo *Dose Right ACS*, o AEC dobra o valor do mAs para cada 50 mm do tamanho do paciente de referência e adicionalmente, reduz pela metade o produto corrente-tempo a cada 70 mm menor que o que o paciente de referência.

A *Toshiba* possui o sistema *SureExposure*, que é um modulador longitudinal, e o *SureExposure 3D*, que é um modulador angular. O AEC opera por imagem de qualidade de referência, que tem 3 tipos: *standard deviation*, *low dose*, *high quality* ou *standard quality*. O operador seleciona o valor mínimo e máximo que a corrente do tubo pode alcançar.

Estudos sobre a redução de dose com o uso do AEC foram publicados, incluindo nas estatísticas, os valores utilizados em pacientes pediátricos, tais como Alibek et al (2011) e Mahesh et al (2011).

O estudo de Alibek e et. al (2011) mostrou que o uso AEC reduziu a dose média em 30,6% comparado ao uso da corrente fixa. Observou também que o ruído foi constante nos cortes dos exames tórax e abdômen¹³. O estudo de Mahesh et al (2011), cita que, para região do abdômen, as configurações de AEC de menor dose devem ser usadas para protocolos de cálculos renais e em comparação com um protocolo rotina¹⁴.

Tempo de aquisição (s)

O estudo de Nievelstein (2011), cita que, nos equipamentos de TC mais modernos, o tempo de rotação do tubo pode chegar em 0,3s e 0,5s, resultando em um curto tempo de exame. Isso é vantagem principalmente para pacientes pediátricos, pois ajuda a reduzir os artefatos de movimento e respiração. Entretanto, em relação à qualidade de imagem, 0,5s é a melhor opção, pois o tempo de 0,3s resulta em um menor número de perfis utilizado na reconstrução posterior, e com isso, aumenta o ruído na imagem¹¹.

Colimação

Em relação aos parâmetros a serem considerados para a otimização, a colimação tem o menor efeito sobre a dose. Entretanto, a colimação afeta o tempo de aquisição, a espessura disponível para a reconstrução, o ruído e a resolução do baixo contraste.

Como os pacientes pediátricos são menores do que pacientes adultos, é preciso utilizar uma resolução espacial melhor³. De acordo com Tack et al. (2012), isso pode ser alcançado com uma colimação mais fina, criando uma resolução isotrópica do conjunto de dados com dimensões iguais em todas as direções. No entanto, isso aumenta o ruído da imagem e, como crianças pequenas geralmente possuem pouco tecido adiposo visceral, suas imagens toleram menos ruído do que em adolescentes e adultos. Por outro lado, quando a colimação fina é escolhida, existe a tendência de aumentar o mAs para compensar e reduzir o ruído. Portanto, a escolha da colimação depende da questão clínica em investigação e do tamanho do paciente, devendo haver um equilíbrio entre a resolução necessária no eixo transversal e eixo z^{3,15}.

Pitch

O *pitch* é um parâmetro aplicável em equipamentos de TC helicoidal e é definido como a

razão entre o deslocamento da mesa e a espessura de corte.

Para protocolos que utilizam AEC, deve-se tomar cuidado com o *pitch*, pois o equipamento pode aumentar o *pitch*, mantendo a corrente do tubo e o ruído constante. Tack (2012) explica que, para os fabricantes GE e Toshiba, a garantia da qualidade de imagem é feita através do parâmetro *Noise Index*, ou desvio padrão (SD), que indica a quantidade de ruído selecionado na imagem. Para Siemens e Philips, a qualidade é definida a partir do produto corrente-tempo ou, mAs por corte (mAs efetivo). Para reduzir a dose, é necessário mudar o *Noise Index* (SD) ou, mAs efetivo, dependendo do equipamento⁴. Entretanto, na redução de dose há uma redução da resolução espacial, com o aumento do *pitch*⁷.

Métodos de Reconstrução

Existem diversos fatores que alteram a reconstrução de uma imagem, tal como a espessura do corte, tamanho da matriz, filtro utilizado ou método de reconstrução. A reconstrução afeta a dose de forma indireta.

O algoritmo *filtered back projection* (FBP) é o método padrão para reconstrução de imagens em TC atualmente¹⁶. Recentemente, têm sido disponibilizados métodos de reconstrução iterativas (IR) pelas diversas empresas que produzem os equipamentos de TC. Usando o método iterativo de reconstrução, como indica Beister et al. (2012), a maior vantagem é a redução da dose, especialmente para pacientes pediátricos. O trabalho de Vorona et al (2011) mostrou que ao empregar os métodos iterativos de reconstrução houve redução de aproximadamente 37% no CTDI_{vol} (*Computed Tomography Dose Index*) e 33% no produto dose-comprimento ou DLP (*dose-length product*)¹⁷. Ainda assim, existem limitações significativas da aplicação desses métodos, particularmente no que se refere à relação qualidade de imagem e redução da dose no paciente¹⁸.

Dose

Existem diversos métodos para estimar a dose em TC. O índice de dose em tomografia computadorizada ou CTDI_{vol} e produto dose-comprimento ou DLP são indicadores de dose que aparecem no equipamento de TC no início e ao final de cada exame. Esses dois indicadores são baseados apenas nos parâmetros selecionados durante o exame e são calibrados a partir de um *phantom* de acrílico, de 16 cm para crânio e 32 cm para o corpo. O DLP é o produto entre o CTDI_{vol} e o comprimento irradiado do paciente. Tais indicadores não consideram a variabilidade anatômica dos pacientes, fornecendo apenas uma estimativa de dose.

A AAPM, em 2011, publicou o *Report 204*, sobre um novo indicador que estima a dose pelo tamanho específico do paciente, o SSDE (*Size-Specific Dose Estimates*), considerando o diâmetro efetivo do

paciente e converte o CTDI_{vol} a partir de um fator de correção encontrado nesse *report*¹⁹.

Também é possível estimar a dose pela dose efetiva, a partir do DLP. Os fatores de correção que consideram a sensibilidade de cada órgão foram publicados pela ICRP 103 (*International Commission on Radiological Protection*).

Nível de Referência Diagnóstica

Para assegurar que a dose na qual o paciente está sendo submetido seja a mais baixa possível, mas mantenha-se um diagnóstico confiável, determinam-se valores de referência, denominados Níveis de Referência Diagnóstica (NRD), que possibilitam a identificação de doses de radiação que estão elevadas ou fora dos valores estabelecidos como ideais, baseados no terceiro quartil de uma distribuição de doses médias para procedimentos específicos, e que são passíveis de investigação para justificação, limitação e otimização. O levantamento dos NRD é endossado por diversas organizações profissionais e reguladoras, incluindo a ICRP, Colégio Americano de Radiologia (ACR), Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM), Agência de Proteção da Saúde do Reino Unido (UK), Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) e Comissão Europeia (CE).

As tabelas 1, 2, 3, 4, 5 e 6 apresentam os valores de NRD, em termos de CTDI_{vol}, DLP e dose efetiva de diversos países encontrados na literatura, para pacientes pediátricos.

Tabela 1: NRD de CTDI_{vol} para exames de crânio encontrados na literatura para pacientes pediátricos.

Crânio – CTDI _{vol} (mGy)					
Faixa etária (anos)	0-1	1-5	5-10	10-15	
Bélgica (2010) ²⁰	35	43	49	50	
Turquia (2014) ²¹	31	33,4	40,3	51,3	
Coréia do Sul (2015) ²²	39,1	41,7	44,1	55,3	

Tabela 2: NRD de CTDI_{vol} para exames de tórax encontrados na literatura para pacientes pediátricos.

Tórax – CTDI _{vol} (mGy)					
Faixa etária (anos)	0-1	1-5	5-10	10-15	
Bélgica (2010) ²⁰	8,4	9,3	9,0	13,0	
Turquia (2014) ²¹	13,6	13,5	13,5	11,5	
Coréia do Sul (2015) ²²	5,7	6,8	9,3	13,8	

Tabela 3: NRD de DLP para exames de crânio encontrados na literatura para pacientes pediátricos.

Crânio – DLP (mGy*cm)					
Faixa etária (anos)	0-1	1-5	5-10	10-15	
Bélgica (2010) ²⁰	280	473	637	650	
Japão (2012) ²³	404	624	734	869	
Turquia (2014) ²¹	288	368	467	625	
Coréia do Sul (2015) ²²	545	508	792	947	

Tabela 4: NRD de DLP para exames de tórax encontrados na literatura para pacientes pediátricos.

Tórax – DLP (mGy*cm)					
Faixa etária (anos)	0-1	1-5	5-10	10-15	
Bélgica (2010) ²⁰	76	111	144	260	
Japão (2012) ²³	104	127	137	359	
Turquia (2014) ²¹	181	214	277	287	
Coréia do Sul (2015) ²²	121	160	226	474	

Tabela 5: NRD de dose efetiva para exames de crânio encontrados na literatura para pacientes pediátricos.

Crânio – Dose Efetiva (mSv)					
Faixa etária (anos)	0-1	1-5	5-10	10-15	
Japão (2012) ¹⁸	4,4	4,2	2,9	2,8	
Turquia (2014) ¹⁷	1,9	1,5	1,5	1,3	
Coréia do Sul (2015) ¹⁸	3,3	1,8	2,1	1,8	

Tabela 6: NRD de dose efetiva para exames de tórax encontrados na literatura para pacientes pediátricos.

Tórax – Dose Efetiva (mSv)					
Faixa etária (anos)	0-1	1-5	5-10	10-15	
Japão (2012) ¹⁸	4,1	3,3	2,5	4,7	
Turquia (2014) ¹⁷	7,1	3,8	3,6	4,0	
Coréia do Sul (2015) ¹⁸	2,8	2,6	2,6	3,1	

4. Discussão

A primeira meta para a redução de dose é atingir o diagnóstico médico invés de atingir uma qualidade de imagem ótima, assim, uma quantidade de ruído é aceitável se a questão clínica for respondida. Este é um dos maiores pontos do princípio ALARA (dose tão baixa quanto razoavelmente exequível), principalmente em radiologia pediátrica¹¹.

Como as crianças tem maior risco de efeitos adversos induzidos por radiação e são examinadas para diferentes indicações clínicas, comparadas aos adultos, as configurações de dose mais baixas devem ser usadas para crianças¹⁴.

Galanski, Nagel e et al²⁴ recomendam que se possível, exames de TC em pacientes pediátricos devem ser realizados em tomógrafos mais modernos, helicoidais e com maior número de detectores por corte. Os equipamentos de múltiplos cortes são vantajosos na medida em que permitem tempos mais curtos de varredura, em comparação com tomógrafos de um único canal.

Foi encontrada pouca literatura sobre a escolha dos parâmetros de aquisição de TC para pacientes pediátricos. Foram encontrados, principalmente, estudos sobre a redução de dose com o uso de AEC^{13,14}. Por esse motivo, a publicação da AAPM^{7,8,9} recomendando protocolos para cada fabricante e modelo é de grande valia e deve ser utilizada para comparação ou otimização dos parâmetros escolhidos com os parâmetros utilizados no serviço.

Deve-se ressaltar a importância do treinamento dos técnicos e tecnólogos de radiologia para a otimização dos protocolos utilizados, não somente sobre o sistema AEC, mas também dos outros parâmetros que alteram a dose, sem influenciar na qualidade da imagem, de acordo com a faixa etária e as variações anatômicas do paciente. É importante também ressaltar a importância do físico médico para a elaboração destes novos protocolos, pois é o profissional capacitado a realizar este estudo.

5. Conclusões

O estudo da escolha de parâmetros para a aquisição de imagens em tomografia computadorizada em pacientes pediátricos é relativamente novo, com pequena quantidade de literatura disponível.

Ressalta-se a importância do estudo contínuo sobre as escolhas de parâmetros em tomógrafos mais modernos, tais como de em TC de dupla energia e com maior número de detectores. Destaca-se também a necessidade da otimização e redução de dose em pacientes pediátricos, pois eles têm maior sensibilidade à radiação, pois estão em maior divisão celular e possuem maior expectativa de vida, comparados aos pacientes adultos e idosos.

Contato:

Giordana Salvi de Souza
Av. Ipiranga 6681, Pr. 96A
90619-900 Porto Alegre – RS
E-mail: giordana.souza@acad.pucrs.br

Referências

- Miglioretti, D. L. *et al.* The use of computed tomography in pediatrics and the associated radiation exposure and estimated cancer risk. *JAMA Pediatr.* 167, 700–7 (2013).
- Li, X. *et al.* Patient-specific radiation dose and cancer risk for pediatric chest CT. *Pediatr. Imaging* 259, (2011).
- Tack, D., Kalra, M. & Gevenois, P. *Radiation Dose from Multidetector CT.* (2012). doi:10.1007/978-3-642-24535-0
- The Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging. Image Gently.
- IAEA. Radiation Protection in Paediatric radiology. *Saf. REPORTS Ser. No. 71* 128 (2012). at <<http://www-ns.iaea.org/standards/>>
- BRASIL. Ministério da Saúde. *Portaria 453, de 01 de junho de 1998.* (1998).
- AAPM. Pediatric Routine Head CT Protocols. 1–22 (2015).
- AAPM. Pediatric Routine Chest CT Protocol. 1–17 (2017).
- AAPM. Pediatric Routine Abdomen and Pelvis CT Protocol. 1–17 (2017).
- Gil, A. C. *Como Elaborar Projetos de Pesquisa. Como Elaborar Projetos de Pesquisa* (2002). doi:10.1111/j.1438-8677.1994.tb00406.x
- Nivelstein, R. a J., van Dam, I. M. & van der Molen, A. J. Multidetector CT in children: current concepts and dose reduction strategies. *Pediatr. Radiol.* 40, 1324–44 (2011).
- Reina, T. R. Avaliação de sistemas de controle automático de exposição em tomografia computadorizada. (2014).
- Alibek, S. *et al.* Dose Reduction in Pediatric Computed Tomography with Automated Exposure Control. *Acad. Radiol.* 18, 690–693 (2011).
- Mahesh, M., Singh, S., Kalra, M. K., Thrall, J. H. & Mahesh, M. Automatic Exposure Control in CT: Applications and Limitations. *JACR* 8, 446–449 (2011).
- Donnelly, L. F. *et al.* Perspective: Minimizing radiation dose for pediatric body applications of single-detector helical CT: Strategies at a large children's hospital. *Am. J. Roentgenol.* 176, 303–306 (2001).
- Schindera, S. T. *et al.* Effect of automatic tube voltage selection on image quality and radiation dose in abdominal CT angiography of various body sizes: A phantom study. *Clin. Radiol.* 68, 79–86 (2013).
- Nelson, T. R. Practical strategies to reduce pediatric CT radiation dose. *J. Am. Coll. Radiol.* 11, 292–299 (2014).
- Vorona, G. A. *et al.* Reducing abdominal CT radiation dose with the adaptive statistical iterative reconstruction technique in children: A feasibility study. *Pediatr. Radiol.* 41, 1174–1182 (2011).
- Boone, J. M. *et al.* *Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations: Report of AAPM Task Group 204.* (2011).
- Buls, N. *et al.* CT paediatric doses in Belgium: a multi-centre study. *Belgian Fed. Agency Nucl. Control* (2010). at <<http://www.fanc.fgov.be/GED/00000000/2400/2449.pdf>>
- Ataç, G. K. *et al.* Patient doses from CT examinations in Turkey. *Diagnostic Interv. Radiol.* 21, 428–434 (2015).
- Hwang, J.-Y. *et al.* A Survey of Pediatric CT Protocols and Radiation Doses in South Korean Hospitals to Optimize the Radiation Dose for Pediatric CT Scanning. *Medicine (Baltimore)*. 94, 1–9 (2015).
- Fukushima, Y. *et al.* Diagnostic reference level of computed tomography (CT) in Japan. *Radiat. Prot. Dosimetry* 151, 51–57 (2012).
- Galanski, M., Nagel, H. D. & Stamm, G. Paediatric CT Exposure Practice in the Federal Republic of Germany: Results of a Nation-wide Survey in 2005 / 06. *Mhh* 56 (2005).