

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE MEDICINA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM SAÚDE DA CRIANÇA E DO  
ADOLESCENTE

**DOSES DE RADIAÇÃO EM TOMOGRAFIA  
COMPUTADORIZADA DO TÓRAX PEDIÁTRICA: A  
NECESSIDADE DE SE CONSIDERAR O TAMANHO DO  
PACIENTE**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

VANESSA DÖWICH

Porto Alegre, Brasil

2018

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE MEDICINA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM SAÚDE DA CRIANÇA E DO  
ADOLESCENTE

**DOSES DE RADIAÇÃO EM TOMOGRAFIA  
COMPUTADORIZADA DO TÓRAX PEDIÁTRICA: A  
NECESSIDADE DE SE CONSIDERAR O TAMANHO DO  
PACIENTE**

**Orientador: Prof. Dr. Paulo José Cauduro Maróstica**

**Coorientador: Prof. Dr. Felipe Soares Torres**

VANESSA DÖWICH

A apresentação desta dissertação é exigência do Programa de Pós-Graduação em Saúde da Criança e do Adolescente, da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, para obtenção do título de Mestre.

Porto Alegre, Brasil

2018

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL**

**FACULDADE DE MEDICINA**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM SAÚDE DA CRIANÇA E DO  
ADOLESCENTE**

ESTA DISSERTAÇÃO FOI DEFENDIDA PUBLICAMENTE EM:

17 / 12 / 2018

E, FOI AVALIADA PELA BANCA EXAMINADORA COMPOSTA POR:

**Prof. Dr. Tiago Severo Garcia**

(Universidade Federal do Rio Grande do Sul)

**Prof. Dr. Jefferson Pedro Piva**

(Universidade Federal do Rio Grande do Sul / Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul)

**Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Valentina Coutinho Baldoto Gava Chakr**

(Universidade Federal do Rio Grande do Sul)

## CIP - Catalogação na Publicação

Döwich, Vanessa  
DOSES DE RADIAÇÃO EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DO  
TÓRAX PEDIÁTRICA: A NECESSIDADE DE SE CONSIDERAR O  
TAMANHO DO PACIENTE / Vanessa Döwich. -- 2019.  
57 f.  
Orientador: Paulo José Cauduro Maróstica.

Coorientador: Felipe Soares Torres.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do  
Rio Grande do Sul, Faculdade de Medicina, Programa de  
Pós-Graduação em Saúde da Criança e do Adolescente,  
Porto Alegre, BR-RS, 2019.

1. doses de radiação ionizante. 2. tomografia  
computadorizada. 3. pediatria. I. Cauduro Maróstica,  
Paulo José, orient. II. Soares Torres, Felipe,  
coorient. III. Título.

Elaborada pelo Sistema de Geração Automática de Ficha Catalográfica da UFRGS com os  
dados fornecidos pelo(a) autor(a).

Dedico este trabalho àqueles que devotam suas vidas à ciência e ao conhecimento, buscando continuamente melhorias para a humanidade. Que o altruísmo e a bondade dos curiosos e incansáveis cientistas sejam fontes de energia inesgotáveis.

## AGRADECIMENTOS

Aos Profs. Drs. Paulo José Cauduro Maróstica e Felipe Soares Torres, por terem me orientado de maneira tão exemplar ao longo desta pós-graduação.

À acadêmica de medicina Andressa Lima Nietto que teve participação essencial durante a execução do projeto.

Aos profissionais da equipe de física médica, Maurício Anés e Ms. Alexandre Bacelar por acreditarem no projeto e nos darem suporte para sua realização.

À minha querida mãe, Marly Isolina Alerico e meus amados pais, Cláudio L. Oliveira e Ingbert Döwich, que nunca mediram esforços para ajudar na realização dos meus objetivos, me incentivando e dando força. Sem vocês eu com certeza não estaria escrevendo estas palavras hoje.

À minha avó Natália Döwich e ao meu avô Gerhardt Döwich, pelos valores ensinados através do exemplo, por terem mostrado desde o berço que o altruísmo, a bondade e a igualdade devem sempre prevalecer na essência do ser humano. Seus ensinamentos foram essenciais na escolha do caminho que segui.

Ao meu companheiro, Gilberto Ferreira da Silva Neto, pelo apoio incansável e contínuo, pela confiança e pela paciência.

À minha grande amiga e irmã de coração, Thaylla Bedinot da Conceição, pelos conselhos e pelas palavras de coragem. Aos demais amigos pela torcida e pelo carinho.

Aos demais membros da minha família, por sempre terem acreditado nos meus sonhos e me motivado a realizá-los.

A Deus, por todas as realizações concebidas.

## RESUMO

**INTRODUÇÃO:** O uso da tomografia computadorizada (TC) como método de diagnóstico por imagem vem aumentando nos últimos 30 anos e este aumento é observado inclusive em pacientes pediátricos. Em comparação aos adultos, as crianças são mais sensíveis aos efeitos estocásticos da radiação e têm uma expectativa de vida mais longa, resultando em uma janela maior de tempo para expressar estes efeitos. **OBJETIVOS:** Avaliar as doses de radiação a que pacientes de 0 a 17 anos foram submetidos durante a realização de tomografias computadorizadas de tórax (TC) no Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA). Também, conhecer o quanto estamos subestimando a dose real à qual o paciente está sendo exposto por não se calcular o SSDE (*specific-size dose estimate*) atualmente no HCPA. **DELINEAMENTO:** estudo transversal. **MATERIAIS E MÉTODOS:** Foi realizado um estudo retrospectivo de todos os pacientes pediátricos (idade de 0 a 17 anos) que realizaram TC de tórax entre outubro de 2015 e outubro de 2016. Apenas tomografias de tórax inspiratórias com aquisição única (monofásica) e sem contraste foram incluídas. Dose de radiação (corrente do tubo, voltagem do tubo, índice de volume da dose de TC por unidade de volume [CTDIvol] e produto comprimento-dose [DLP]), dados demográficos e clínicos, foram registrados a partir de 201 TCs de tórax (idade mediana: 12,6 anos [ IQR: 6,8 - 15,3, 107 homens [53,2%]). Estimativas de dose específica de tamanho (SSDE) foram geradas para cada paciente e os resultados foram comparados com o CTDIvol. Os pacientes foram agrupados em 5 categorias de tamanho com base no diâmetro médio efetivo do tórax (raiz quadrada dos diâmetros torácicos látero-lateral e anteroposterior), como segue: grupo 1: 15 cm; grupo 2: 15-19 cm; grupo 3: 20-24 cm; grupo 4: 25-29 cm e grupo 5:  $\geq 30$  cm. Este estudo foi aprovado pelo comitê local de ética em pesquisa. **RESULTADOS:** A mediana e o intervalo interquartil (percentis 25 e 75) dos grupos 1 a 5 para o SSDE (mGy) foram 5,0 (3,8-8,9 [grupo 1]), 5,8 (4,3-9,3 [grupo 2]), 7,8 (6,0-9,9 [ grupo 3]), 9,6 (7,1 - 14,0 [grupo 4]) e 13,5 (8,9-14,7 [grupo 5]) ( $p < 0,001$ ); para o CTDIvol foram 3,0 (1,7 - 3,8 [grupo 1]), 3,2 (2,3 - 5,0 [grupo 2]), 5,0 (3,7 - 6,5 [grupo 3]), 7,1 (5,1 - 10,1 [grupo 4]) e 12,0 (7,4 - 13,8 [grupo 5]) ( $p < 0,001$ ); e para o DLP foram 45,8 (27,2 - 72,5 [grupo 1]), 68,4 (49,7 - 92,4 [grupo 2]), 142,3 (99,5 - 176,9 [grupo 3]), 211,4 (161,1 - 285,3 [grupo 4]) e 399,3 ( 248,7 - 463,8 [grupo 5]) ( $p < 0,001$ ). Os valores de CTDIvol subestimaram as doses de radiação em 32,4% (24,2 - 43,8%) (mediana e intervalo interquartil [25 a 75]) quando comparados com o SSDE ( $p < 0,001$ ). Parâmetros de dose de TC (corrente de tubo e voltagem de tubo), idade, peso e diâmetro efetivo médio foram variáveis associadas com doses de radiação mais altas. A dose de radiação não foi associada à relação sinal-ruído ( $p > 0,001$ ). **CONCLUSÃO:** Nossos resultados demonstram a necessidade de monitoramento contínuo das doses de radiação pediátrica em estudos de TC, evidenciadas pelas altas doses detectadas. O CTDIvol sistematicamente subestimou a dose de radiação em comparação com o SSDE em pacientes pediátricos submetidos à TC de tórax e não deve ser usado como parâmetro primário para monitorar protocolos de TC nesses pacientes.

**Descritores:** tomografia computadorizada, dose de radiação, TC pediátrica.



## ABSTRACT

**INTRODUCTION:** The use of computed tomography (CT) has increased in the last 30 years in pediatric patients. As for adults, children are more sensitive to the stochastic effects of radiation and have a longer life expectancy, resulting in a wider window of time to express the effects of radiation.

**OBJECTIVE:** To evaluate the doses of radiation to which patients from 0 to 17 years of age were submitted to computed tomography (CT) at the Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA). Also, know how much we are underestimating the actual dose to which the patient is being exposed because we do not calculate the SSDE (specific-size dose estimate) currently in the HCPA. **DESIGN:** cross-sectional study. **MATERIALS AND METHODS:** We performed a retrospective study of all pediatric patients (ages 0 to 17 years) who had undergone chest CT between October 2015 and October 2016. Only single-acquisition (monophasic) and non-contrast-enhanced inspiratory chest tomograms were included. Radiation dose (tube current, tube voltage, TC dose volume ratio [CTDIvol] and dose length product [DLP]), demographic and clinical data were recorded from 201 TCs of thorax (median age: 12.6 years [IQR: 6.8 - 15.3, 107 men [53.2%]). Specific-size dose estimates (SSDE) were generated for each patient and the results were compared with CTDIvol. The patients were grouped into 5 size categories based on the mean effective diameter of the thorax (square root of the lateral-lateral and anteroposterior thoracic diameters), as follows: group 1: 15 cm; group 2: 15-19 cm; group 3: 20-24 cm; group 4: 25-29 cm and group 5:  $\geq 30$  cm. This study was approved by the local research ethics committee. **CONCLUSION:** Our results demonstrate the need for continuous monitoring of doses of pediatric radiation in CT studies, evidenced by the high doses detected. CTDIvol systematically underestimated the radiation dose compared to SSDE in pediatric patients undergoing chest CT and should not be used as the primary endpoint for monitoring CT protocols in these patients.

**Descriptors:** computed tomography, radiation dose, pediatric CT.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

|   |    |
|---|----|
| <b>Figura 1.</b> Mensuração da densidade média da artéria pulmonar..... | 23 |
| <b>Figura 2.</b> Mensuração dos diâmetros torácicos.....                | 24 |

## LISTA DE ABREVIATURAS

ABCC: *atomic bomb casualty commission*

ALARA: *as low as reasonably achievable*

AP: anteroposterior

CTDIvol: *volume CT dose index*

DLP: *dose-length product*

HCPA: Hospital de Clínicas de Porto Alegre

kVp: kilo-volt pico

LL: látero-lateral

LAT: *laterolateral*

mAs: mili-ampére-segundo

mGy: miligray

mSv: milisievert

DRL: *diagnostic reference level*

PACS: *picture archiving and communication system*

RERF: *radiation effects research foundation*

RSR: relação sinal-ruído

SSDE: *specific-size dose estimate*

TC: tomografia computadorizada

## SUMÁRIO

|  |    |
|--|----|
| <b>1. INTRODUÇÃO</b> .....   | 14 |
| <b>2. REVISÃO DA LITERATURA</b> .....  | 16 |
| 2.1. ESTRATÉGIAS PARA LOCALIZAR E SELECIONAR INFORMAÇÕES.....                                | 16 |
| 2.2. RISCOS DA RADIAÇÃO IONIZANTE .....  | 16 |
| 2.3. OS EFEITOS DA RADIAÇÃO IONIZANTE NA POPULAÇÃO PEDIÁTRICA.....                           | 17 |
| 2.3. QUANTIFICAÇÃO ATUAL DA DOSE DE RADIAÇÃO EM TC PEDIÁTRICA E SSDE..                       | 18 |
| 2.4. IMPLANTAÇÃO DE PROTOCOLOS PARA OTIMIZAÇÃO DE DOSE DE RADIAÇÃO<br>EM TC PEDIÁTRICA.....  | 20 |
| <b>3. JUSTIFICATIVA</b> .....  | 20 |
| <b>4. OBJETIVOS</b> .....  | 21 |
| 5.1. OBJETIVO GERAL.....   | 21 |
| 5.2. OBJETIVO SECUNDÁRIO.....  | 21 |
| <b>5. HIPÓTESES DE TRABALHO</b> .....  | 21 |
| <b>6. MATERIAL E MÉTODOS</b> .....   | 21 |
| 6.1. DELINEAMENTO DO ESTUDO.....   | 21 |
| 6.2. CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA.....  | 21 |
| 6.3. CÁLCULO AMOSTRAL.....   | 22 |
| 6.4. GRUPO DE PESQUISA.....  | 22 |
| 6.5. PROCEDIMENTOS.....  | 23 |
| 6.6. ANÁLISE ESTATÍSTICA.....  | 24 |
| 6.7. CONSIDERAÇÕES ÉTICAS.....   | 25 |
| <b>7. ARTIGO ORIGINAL</b> .....  | 26 |
| <b>8. CONCLUSÃO</b> .....  | 46 |
| <b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....  | 47 |
| <b>ANEXOS</b> .....  | 50 |
| <b>Anexo 1. TERMO DE COMPROMISSO PARA A UTILIZAÇÃO DE DADOS<br/>    INSTITUCIONAIS</b> ..... | 50 |
| <b>Anexo 2. FORMULÁRIO DE COLETA DE DADOS</b> .....  | 51 |

## 1. INTRODUÇÃO

O uso da tomografia computadorizada (TC) aumentou nas últimas décadas (MAIELLO, 2010), tanto na população adulta quanto na pediátrica (BRENNER, 2002). Entretanto, em comparação aos adultos, as crianças são mais sensíveis aos efeitos estocásticos<sup>1</sup> da radiação e têm uma expectativa de vida mais longa, resultando em uma janela mais ampla de tempo para expressar os potenciais efeitos negativos desta (BRENNER *et al.*, 2001). Além disso, recebem uma dose de radiação mais alta do que os adultos quando parâmetros de radiação semelhantes são usados para realizar o estudo tomográfico devido ao seu menor tamanho corporal (BRENNER *et al.*, 2001).

Estudos conduzidos para avaliar o risco de câncer relacionado à radiação ionizante em crianças mostraram que essa relação existe de fato (SPYCHER *et al.*, 2015; MIGLIORETTI *et al.*, 2013; PEARCE *et al.*, 2012; PAWELS; BOURGUIGNON, 2012; LI *et al.*, 2011). Portanto, a quantificação precisa da dose de radiação utilizada em estudos tomográficos é primordial. Desde 2002, a Comissão Eletroquímica Internacional exige que os fabricantes de tomógrafos forneçam o relatório de dose de cada exame (INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT, 2002). Duas métricas estão geralmente disponíveis em relatórios de dose de TC: o índice de dose por volume unitário (CTDI<sub>vol</sub>, do inglês *computed tomography dose index per unit volume*) e o produto dose-comprimento (DLP, do inglês *dose-length product*). Infelizmente, essas métricas de dose são estimadas utilizando *phantoms*<sup>2</sup> de cabeça ou de corpo e não levam em consideração as características do paciente, como a idade ou o tamanho. O CTDI<sub>vol</sub> estimado com base em *phantoms* demonstrou subestimar as doses de radiação entre 40% e 70% em pacientes pediátricos (DIR EXECUTIVE SUMMARY REPORT FROM THE AMERICAN

---

<sup>1</sup> Os efeitos estocásticos são dose-independentes, ou seja, não há limiar para que ocorram, e costumam envolver alterações celulares genéticas que culminam, principalmente, em neoplasias.

<sup>2</sup> Os *phantoms* são dispositivos que simulam o corpo humano e permitem a avaliação de diversos parâmetros dos tomógrafos, inclusive estimar as doses de radiação recebidas pelo paciente através de sensores de radiação.

COLLEGE OF RADIOLOGY, 2018; MCCOLLOUGH *et al.*, 2011; HUDA; VANCE, 2007; BOONE, 2007; BOONE *et al.*, 2000; BRADY; KAUFMAN, 2012) .

Devido à importância do tamanho do paciente na estimativa das doses de radiação, em 2011 a American Association of Physicists in Medicine publicou um documento (relatório 204) propondo um novo método, a "estimativa de dose tamanho específica" (SSDE, do inglês *specific-size dose estimate*) (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2011). Este cálculo leva em consideração o tamanho do paciente (diâmetro látero-lateral, anteroposterior, soma dos dois ou diâmetro efetivo) e, portanto, pode ser usado como uma ferramenta para estimar a dose absorvida de radiação pelo paciente. É calculado multiplicando o CTDI<sub>vol</sub> por um fator de conversão, que é determinado de acordo com o tamanho do paciente. Os valores estimados de SSDE baseados nesse cálculo podem variar de 10 a 20% em relação aos valores reais absorvidos pelo paciente, refletindo, portanto, uma estimativa mais precisa da dose de radiação utilizada (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2011).

O uso de níveis de referência diagnóstica (DRLs, do inglês *diagnostic reference levels*) para a TC pediátrica é outro fator importante na otimização e monitoração das doses de radiação (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2012). As DRLs foram estabelecidas em diversos países, como o Reino Unido (SHRIMPTON; WALL, 2000; SHRIMPTON *et al.*, 2005), os EUA (ARCH; FRUSCH, 2008), a Grécia (YAKOUMAKIS *et al.*, 2009) e a Irlanda (FOLEY *et al.*, 2012). No entanto, no Brasil, este parâmetro ainda não foi determinado.

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1. ESTRATÉGIAS PARA LOCALIZAR E SELECIONAR INFORMAÇÕES

Para a busca das referências bibliográficas foram utilizadas bases de dados como PubMed e Lilacs, além da busca direta em sites de iniciativas e revistas com conteúdo relacionado a este trabalho, como o Image Gently e o Radiographics.

### 2.2. RISCOS DA RADIAÇÃO IONIZANTE

A radiação ionizante pode acarretar dois tipos principais de efeitos sobre os tecidos biológicos: estocásticos e determinísticos. Os efeitos estocásticos são dose-independentes, ou seja, não há limiar para que ocorram, e costumam envolver alterações celulares genéticas que culminam, principalmente, em neoplasias. Em geral, ocorre um intervalo de tempo longo até que os efeitos estocásticos da radiação se manifestem. Em contrapartida, os efeitos determinísticos são dose-dependentes e os danos são proporcionais às doses recebidas, sendo resultado principalmente da morte celular com reparação ou recuperação insuficiente. Em geral os efeitos determinísticos são agudos, e seus principais exemplos são o eritema e a necrose cutânea, catarata e depressão do tecido hematopoiético (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, 2012).

Os efeitos da radiação ionizante nos tecidos biológicos foram muito estudados através de uma coorte de sobreviventes das explosões das bombas atômicas de Hiroshima e Nagasaki. Estes estudos foram conduzidos por comissões fundadas após as explosões, a primeira delas em 1947, chamada Atomic Bomb Casualty Commission (ABCC), que veio a ser substituída em 1975 pela Radiation Effects Research Foundation (RERF) (OZASA, 2016).

Entretanto, as doses de radiação ionizante a que a população de Hiroshima e Nagasaki foi exposta estão muito acima daquelas utilizadas em exames médicos. Logo, estudos que utilizassem

doses de radiação condizentes com aquelas utilizadas no diagnóstico por imagem eram necessários. Atualmente já dispomos de diversos estudos conduzidos para avaliar o risco de câncer relacionado a radiação ionizante em exames médicos, que têm demonstrado que esta relação existe.

Raelson e colaboradores (RAELSON *et al.*, 2009) utilizaram o BEIR VII 2006 *report* (COMMITTEE TO ASSESS HEALTH RISKS TO LOW LEVELS OF IONIZING RADIATION, NATIONAL RESEARCH COUNCIL, 2006) para estimar os efeitos estocásticos da exposição à radiação em crianças. Eles estudaram crianças de 0 a 17 anos que foram submetidas a TC para diagnóstico neurovascular e que receberam uma dose média de 35,3mSv. Os resultados do estudo demonstraram aumento no número de excesso de câncer para cada 100.000 crianças expostas (321 para meninos e 388 para meninas), que representa um aumento de cerca de 0,35% do risco atribuível de câncer ao longo da vida.

Outro estudo conduzido por Kuhns e colaboradores (KUHNS *et al.*, 2011), também utilizando o BEIR VII 2006, em crianças de até 15 anos submetidas a TC para detecção de litíase urinária, encontraram uma razão de 2/1000 a 3/1000 entre o risco para qualquer câncer abdominal e pélvico devido a um único exame de tomografia computadorizada para detecção de cálculo e o risco de um câncer que ocorre naturalmente durante a vida de uma criança.

### 2.3. OS EFEITOS DA RADIAÇÃO IONIZANTE NA POPULAÇÃO PEDIÁTRICA

O uso da tomografia computadorizada vem demonstrando um aumento substancial nos últimos 30 anos (MAIELLO, 2010), que em parte se deve às vantagens inerentes ao estudo, tais como: tempo de escaneamento reduzido, dispensabilidade de sedação e ótima qualidade e resolução espacial da imagem.



Assim como o percentual de exames de TC vem crescendo na população geral, o número de exames de TC vem sofrendo também um rápido incremento na população pediátrica. Nos Estados Unidos atualmente cerca de 10% de todos os exames de TC são realizados em pacientes pediátricos, os quais resultam em cerca de 67% de toda dose de radiação coletiva para esta população (BRENNER, 2002).

Entretanto, em relação aos adultos, as crianças são mais sensíveis aos efeitos estocásticos da radiação (BRENNER *et al.*, 2001). Como as crianças estão em desenvolvimento, há mais mitose e atividade celular em seus tecidos biológicos e, tecidos com maior número de mitoses são mais vulneráveis aos efeitos da radiação, já que o metabolismo do DNA é danificado por essa. Além do mais, os tecidos celulares em crianças e adolescentes têm uma concentração maior de água quando comparado aos mesmos em adultos, o que significa uma maior absorção e dispersão da radiação recebida (ALZEN; BENZ-BOHM, 2011).

Outros fatores relacionados a maior sensibilidade na faixa etária pediátrica diz respeito ao fato de estes terem maiores proporções de medula hematopoiética ao longo de todo o corpo (ALZEN; BENZ-BOHM, 2011). As crianças também têm uma expectativa de vida maior, resultando em uma janela mais larga de oportunidade para expressar os efeitos da radiação (BRENNER *et al.*, 2001).

Uma das maiores preocupações na faixa etária pediátrica é a manifestação do câncer relacionado à radiação (UNSCEAR, 2013). Além disso, o risco de câncer é cumulativo ao longo da vida. Cada exame de TC (incluindo as múltiplas séries por exame) contribuem para o tempo de exposição ao longo da vida. A radiação para adultos mais velhos e idosos não carrega o mesmo risco de câncer porque a maioria dos cânceres induzidos pela radiação, particularmente as neoplasias malignas sólidas, geralmente demoram décadas para se tornar evidentes (FRUSH *et al.*, 2003).

## 2.4. QUANTIFICAÇÃO ATUAL DA DOSE DE RADIAÇÃO EM TC PEDIÁTRICA E SSDE

A quantificação acurada da dose de radiação a que o paciente foi submetido é importante para avaliar os riscos relacionados ao aumento do número de exames tomográficos, especialmente na população pediátrica (BRADY; KAUFMAN, 2012).

Desde 2002 a International Electrotechnical Commission (IEC), com vistas a monitorar as doses de radiação, exige que os fabricantes de tomógrafos disponibilizem o relatório de dose (*dose report*) de cada exame (INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT, 2002). Dois índices principais são disponibilizados no *dose report*: o índice de dose de TC por unidade de volume (CTDIvol, do inglês: *CT dose index per unit volume*) e o produto dose-comprimento (DLP, do inglês: *dose-length product*). O CTDIvol expressa a taxa de exposição absorvida no volume do *phantom* escaneado em miligrays. O DLP é o CTDIvol multiplicado pelo comprimento (em centímetros) do *phantom* escaneado e expresso em mili-gray-centímetros. O DLP está relacionado a energia ionizante total recebida pelo *phantom*, o que seria uma aproximação da dose efetiva recebida pelo paciente (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2011).

É importante ter em mente que os índices disponíveis no relatório de dose são estimados com *phantoms* (de cabeça ou corpo), com base em seu diâmetro (16 ou 32cm) e não levam em consideração no seu cálculo as características do paciente, como a idade ou o tamanho, e, por isso, não representam a dose real absorvida pelo paciente (GREENWOOD *et al.*, 2015). A maior aplicação destes índices é para a comparação de dose de radiação de diferentes tomógrafos e comparação de dose entre protocolos diferentes de exame (GREENWOOD *et al.*, 2015).

Recentemente a American Association of Physicists in Medicine emitiu um documento propondo um novo método, o *size-specific dose estimate* (SSDE). Este método de cálculo leva em

consideração o tamanho do paciente (para tal, é considerado em sua fórmula qualquer uma das seguintes métricas: diâmetro látero-lateral, anteroposterior, soma dos dois ou diâmetro efetivo), e por isso seria utilizado como uma ferramenta para estimar a dose absorvida de radiação pelo paciente. Ele é calculado a partir da multiplicação do CTDI<sub>vol</sub> em um fator de conversão, que é acessado a partir de uma tabela disponível no documento que indica os fatores de conversão de acordo com o tamanho do paciente (Figura 1). Os valores estimados do SSDE com base neste cálculo podem ter variações de 10 a 20% em relação aos valores reais absorvidos pelo paciente (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2011).

| Table 1A           |                       |                      | Table 1B            |                       |                      | Table 1C       |                       |                      | Table 1D              |                      |
|--------------------|-----------------------|----------------------|---------------------|-----------------------|----------------------|----------------|-----------------------|----------------------|-----------------------|----------------------|
| Lat+AP<br>Dim (cm) | Effective<br>Dia (cm) | Conversion<br>Factor | Lateral<br>Dim (cm) | Effective<br>Dia (cm) | Conversion<br>Factor | AP<br>Dim (cm) | Effective<br>Dia (cm) | Conversion<br>Factor | Effective<br>Dia (cm) | Conversion<br>Factor |
| 16                 | 7.7                   | 2.79                 | 8                   | 9.2                   | 2.65                 | 8              | 8.8                   | 2.68                 | 8                     | 2.76                 |
| 18                 | 8.7                   | 2.69                 | 9                   | 9.7                   | 2.60                 | 9              | 10.2                  | 2.55                 | 9                     | 2.66                 |
| 20                 | 9.7                   | 2.59                 | 10                  | 10.2                  | 2.55                 | 10             | 11.6                  | 2.42                 | 10                    | 2.57                 |
| 22                 | 10.7                  | 2.50                 | 11                  | 10.7                  | 2.50                 | 11             | 13.0                  | 2.30                 | 11                    | 2.47                 |
| 24                 | 11.7                  | 2.41                 | 12                  | 11.3                  | 2.45                 | 12             | 14.4                  | 2.18                 | 12                    | 2.38                 |
| 26                 | 12.7                  | 2.32                 | 13                  | 11.8                  | 2.40                 | 13             | 15.7                  | 2.08                 | 13                    | 2.30                 |
| 28                 | 13.7                  | 2.24                 | 14                  | 12.4                  | 2.35                 | 14             | 17.0                  | 1.98                 | 14                    | 2.22                 |
| 30                 | 14.7                  | 2.16                 | 15                  | 13.1                  | 2.29                 | 15             | 18.3                  | 1.89                 | 15                    | 2.14                 |
| 32                 | 15.7                  | 2.08                 | 16                  | 13.7                  | 2.24                 | 16             | 19.6                  | 1.81                 | 16                    | 2.06                 |
| 34                 | 16.7                  | 2.01                 | 17                  | 14.3                  | 2.19                 | 17             | 20.8                  | 1.73                 | 17                    | 1.98                 |
| 36                 | 17.6                  | 1.94                 | 18                  | 15.0                  | 2.13                 | 18             | 22.0                  | 1.65                 | 18                    | 1.91                 |
| 38                 | 18.6                  | 1.87                 | 19                  | 15.7                  | 2.08                 | 19             | 23.2                  | 1.58                 | 19                    | 1.84                 |
| 40                 | 19.6                  | 1.80                 | 20                  | 16.4                  | 2.03                 | 20             | 24.3                  | 1.52                 | 20                    | 1.78                 |
| 42                 | 20.6                  | 1.74                 | 21                  | 17.2                  | 1.97                 | 21             | 25.5                  | 1.45                 | 21                    | 1.71                 |
| 44                 | 21.6                  | 1.67                 | 22                  | 17.9                  | 1.92                 | 22             | 26.6                  | 1.40                 | 22                    | 1.65                 |
| 46                 | 22.6                  | 1.62                 | 23                  | 18.7                  | 1.86                 | 23             | 27.6                  | 1.34                 | 23                    | 1.59                 |
| 48                 | 23.6                  | 1.56                 | 24                  | 19.5                  | 1.81                 | 24             | 28.7                  | 1.29                 | 24                    | 1.53                 |
| 50                 | 24.6                  | 1.50                 | 25                  | 20.3                  | 1.76                 | 25             | 29.7                  | 1.25                 | 25                    | 1.48                 |
| 52                 | 25.6                  | 1.45                 | 26                  | 21.1                  | 1.70                 | 26             | 30.7                  | 1.20                 | 26                    | 1.43                 |
| 54                 | 26.6                  | 1.40                 | 27                  | 22.0                  | 1.65                 | 27             | 31.6                  | 1.16                 | 27                    | 1.37                 |
| 56                 | 27.6                  | 1.35                 | 28                  | 22.9                  | 1.60                 | 28             | 32.6                  | 1.12                 | 28                    | 1.32                 |
| 58                 | 28.6                  | 1.30                 | 29                  | 23.8                  | 1.55                 | 29             | 33.5                  | 1.08                 | 29                    | 1.28                 |
| 60                 | 29.6                  | 1.25                 | 30                  | 24.7                  | 1.50                 | 30             | 34.4                  | 1.05                 | 30                    | 1.23                 |
| 62                 | 30.5                  | 1.21                 | 31                  | 25.6                  | 1.45                 | 31             | 35.2                  | 1.02                 | 31                    | 1.19                 |
| 64                 | 31.5                  | 1.16                 | 32                  | 26.6                  | 1.40                 | 32             | 36.0                  | 0.99                 | 32                    | 1.14                 |
| 66                 | 32.5                  | 1.12                 | 33                  | 27.6                  | 1.35                 | 33             | 36.8                  | 0.96                 | 33                    | 1.10                 |
| 68                 | 33.5                  | 1.08                 | 34                  | 28.6                  | 1.30                 | 34             | 37.6                  | 0.93                 | 34                    | 1.06                 |

**Figura 1** - Dados parciais da tabela 1 do report 204 da AAPM com os fatores de conversão para o CTDI<sub>vol</sub> estimado com phantom de 32cm considerando os diâmetros torácicos.

## 2.5. IMPLANTAÇÃO DE PROTOCOLOS PARA OTIMIZAÇÃO DE DOSE DE RADIAÇÃO EM TC PEDIÁTRICA

Com a expansão do uso da TC em crianças e a preocupação ao potencial risco da radiação proveniente dos exames de TC nesta população, especialmente em relação ao risco de câncer, muita atenção tem sido dada às doses de radiação utilizadas nestes exames (LI *et al.*, 2011).

Princípios como o ALARA e iniciativas como o Image Gently, Latin Safe e o Euro Safe são exemplos da busca pela otimização de dose de radiação em exames de TC pediátricos. O ALARA (*as low as reasonably achievable*) tem como princípios a certificação de que a indicação do exame é precisa e a manutenção da dose radiação o mais baixa possível (MAYO-SMITH, 2014). O Image Gently publica em seu website sugestões acerca da criação de protocolos específicos para TC pediátrica, dentre outros temas em proteção radiológica.

Um esforço multidisciplinar é necessário para que um resultado satisfatório em termos de justificação e otimização de dose de radiação seja atingido. Isto porque, o médico assistente, os físicos médicos, técnicos em radiologia e o médico radiologista têm todos sua contribuição neste caminho. A justificação e a otimização das doses de radiação em protocolos de TC pediátrica envolve a conscientização e educação de todos os envolvidos, visto que, podemos modificar o cenário em que estamos desde a indicação precisa do exame pelo médico assistente, até a modificação dos parâmetros de doses de radiação do aparelho de TC pelos técnicos e físicos, bem como a orientação e monitoração das doses pelo radiologista.

### **3. JUSTIFICATIVA**

Levando-se em consideração o expressivo aumento do número de tomografias realizadas na faixa pediátrica, bem como as evidências dos riscos à saúde relacionados à exposição a radiação nesta população, torna-se evidente a importância de se ter conhecimento das doses de radiação pediátrica em exames de TC no serviço em que trabalhamos, bem como de se estudar métodos de estimativa de dose de radiação que se aproximem o máximo possível das doses reais recebidas pelos pacientes.

## **4. OBJETIVOS**

### **4.1. OBJETIVO GERAL**

Mensurar as doses de radiação ionizante a que as crianças de 0 a 17 anos submetidas a exames de TC de tórax no Hospital de Clínicas de Porto Alegre estão sendo expostas.

### **4.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

1. Comparar os valores de SSDE e CTDI<sub>vol</sub> em crianças entre 0-17 anos.
2. Comparar os valores de SSDE e CTDI<sub>vol</sub> entre os 5 subgrupos de tamanho.
3. Avaliar se há associação entre dose de radiação e relação sinal-ruído.

## **5. HIPÓTESES DE TRABALHO**

1. Não existe uniformidade protocolar na realização de TC em crianças e muitas são expostas a altas doses de radiação.
2. Estão sendo subestimadas as doses de radiação ionizante em estudos tomográficos do tórax pediátrico por não calcularmos o SSDE.
3. Há associação entre as doses de radiação e a razão sinal-ruído.

## 6. MATERIAL E MÉTODOS

### 6.1. DELINEAMENTO DO ESTUDO

Estudo transversal.

### 6.2. CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

Foram incluídas todas as tomografias computadorizadas de tórax sem contraste com aquisição única (monofásica) disponíveis no PACS (*picture archiving and communication system*) do HCPA realizadas em pacientes pediátricos com idade entre 0 a 17 anos entre outubro de 2015 e outubro de 2016.

Foram considerados critérios de exclusão do estudo:

- topograma<sup>3</sup> ausente e / ou incompleto (apenas incidência em perfil ou apenas incidência anteroposterior);
- estudos que foram realizados concomitantemente com outras regiões anatômicas (pois o relatório de dose não discrimina as doses por região estudada);
- pacientes que realizaram o estudo com os braços abaixados (pois isto não permite a adequada mensuração dos diâmetros torácicos);
- utilização de técnicas adicionais durante a aquisição do exame (aquisição em expiração e uso de protocolo local específico para pacientes com fibrose cística);

### 6.3. CÁLCULO AMOSTRAL

No período de outubro de 2015 a outubro de 2016 foram realizados 201 exames de tomografia computadorizada de tórax sem contraste com aquisição única (monofásica) que não apresentavam critérios de exclusão em pacientes com idade entre 0 e 17 anos, o que correspondeu a nossa amostra. O

---

<sup>3</sup> topograma é uma radiografia realizada pelo próprio tomógrafo da região de interesse do corpo do paciente a ser examinada para o planejamento do exame.



número obtido permite detectar uma diferença de até 3,21% entre as variáveis, com poder de 90% e nível de significância de 0,05.

O cálculo do tamanho amostral foi realizado no programa Winpepi 11.65 (Abramson, J.H. WINPEPI updated: computer programs for epidemiologists, and their teaching potential. Epidemiologic Perspectives & Innovations 2011, 8:1).

#### 6.4. GRUPO DE PESQUISA

Este projeto está vinculado ao Laboratório de Imagens Médicas e Radioproteção do Hospital de Clínicas de Porto Alegre.

#### 6.5. PROCEDIMENTOS

Dados sobre a exposição à radiação (corrente de tubo, tensão de tubo, CTDIvol e DLP) foram obtidos a partir do relatório de dose gerado automaticamente em cada exame. Dados demográficos e clínicos foram obtidos dos prontuários eletrônicos. A relação sinal-ruído foi extraída de cada imagem, colocando-se uma região de interesse de 52,9mm<sup>2</sup> na artéria pulmonar principal (**Figura 2**), utilizando-se o PACS da instituição. O sinal foi considerado a densidade média em unidades de campo e o ruído foi considerado o desvio padrão da densidade média.

**Figura 2** - Mensuração da densidade média da artéria pulmonar.



Os diâmetros látero-lateral e anteroposterior do tórax foram medidos no topograma ao nível da carina traqueal de pele a pele (**Figura 3**) e o diâmetro efetivo foi calculado pela raiz quadrada da multiplicação do diâmetro látero-lateral pelo diâmetro anteroposterior (BRADY; KAUFMAN, 2012):

$$\text{effective diameter} = \sqrt{AP \times LAT}.$$

**Figura 3** - Mensuração dos diâmetros torácicos.

**a.** Corte axial de TC de tórax ao nível da carina traqueal. **b** e **c.** topograma localizador e régua de mensuração pele a pele do diâmetro torácico látero-lateral e anteroposterior, respectivamente.



**a.**

**b.**

**c.**

Apenas doses estimadas com *phantoms* de 32cm foram consideradas. As estimativas de doses de radiação calculadas com base em *phantoms* de 16cm (que foram ao todo 26 TCs de tórax) foram corrigidas por meio de cálculo baseado em um simulador de 32cm e incluídas no estudo (HUDA *et al.*, 2009).

O SSDE foi calculado para todos os pacientes de acordo com a fórmula fornecida pelo documento de referência (BRADY; KAUFMAN, 2012), sendo o produto do CTDIvol pelo fator de correção de acordo com o diâmetro efetivo:

$$\text{SSDE} = \text{CTDIvol} \times \text{fator de correção}$$

Os pacientes foram agrupados em 5 categorias de tamanho com base no diâmetro médio efetivo do tórax: grupo 1: < 15 cm; grupo 2: 15-19 cm; grupo 3: 20-24 cm; Grupo 4: 25-29 cm e grupo 5:  $\geq$  30 cm (STRAUSS *et al.*, 2017).

## 6.6. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Todas as análises estatísticas foram realizadas no programa Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) versão 20.0 (IBM SPSS Inc., Chicago 2011).

As variáveis contínuas foram descritas como média (+/- desvio padrão [DP]) ou mediana (intervalo interquartilico [IQR]). As proporções foram expressas como porcentagens. As comparações entre os grupos para as variáveis assimétricas foram realizadas com ANOVA e teste post hoc de Tukey. A comparação dos valores de SSDE com CTDIvol foi feita pelo Wilcoxon Signed Ranks Test.

Fatores associados com altas doses de radiação foram estudados através da correlação de Spearman e análise de regressão linear. Peso e idade não foram incluídos na análise de regressão linear porque estavam correlacionados entre si e com o diâmetro efetivo. Foram obtidos os logaritmos dos valores de DLP porque esta é uma variável assimétrica.

O nível de significância estatística foi estabelecido no valor de probabilidade (valor p) menor que 0,05.

## 6.7. CONSIDERAÇÕES ÉTICAS

Este estudo seguiu as condições estabelecidas na Resolução 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde (CNS) e foi submetido e aprovado pela Comissão de Ética em Pesquisa do HCPA (projeto nº 16-0556). A exigência de consentimento informado por escrito foi dispensada devido à natureza retrospectiva do estudo. O grupo de pesquisa garantiu a confidencialidade das informações e todos os participantes assinaram o termo de busca de base de dados, em anexo (Anexo 2).

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALZEN, G.; BENZ-BOHM, G. Radiation Protection in Pediatric Radiology. **Deutsches Ärzteblatt International**, v. 108, n. 24, p. 407–414, 2011.

ARCH, M.E.; FRUSH, D.P. Pediatric body MDCT: a 5-year follow-up survey of scanning parameters used by pediatric radiologists. **American Journal of Roentgenology**, v. 191, n. 2, p. 611–617, 2008.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. Size-Specific Dose Estimate (SSDE) in pediatric and adult body CT examination. AAPM report n 204, 2011. Disponível em: <[https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT\\_204.pdf](https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf)>. Acessado em: 15/03/2018.

BOONE, J.M. The trouble with CTD100. **Medical Physics**, v. 34, n. 4, p. 1364-1371, 2007.

BOONE, J.M. et al. Monte Carlo assessment of computed tomography dose to tissue adjacent to the scanned volume. **Medical Physics**, v. 27, n. 10, p. 2393–2407, 2000.

BRADY, S.L.; KAUFMAN, R.A. Investigation of American Association of Physicists in Medicine Report 204 size-specific dose estimates for pediatric CT implementation. **Radiology**, v. 265, n. 3, p. 832-840, 2012.

BRENNER, D.J. Estimating cancer risks from pediatric CT: going from the qualitative to the quantitative. **Pediatric Radiology**, v. 32, n. 4, p. 228-231, 2002.

BRENNER, D.J. et al. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. **American Journal of Roentgenology**. v. 176, n. 2, p. 289-296, 2001.

BUNDESAMT FÜR STRAHLENSCHUTZ. Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen. v. 22, 2016. Disponível em: <<https://www.bfs.de/DE/themen/ion/anwendung-medizin/diagnostik/referenzwerte/bekanntmachung-referenzwerte.html>>. Acessado em: 20/09/2018.

COMMITTEE TO ASSESS HEALTH RISKS TO LOW LEVELS OF IONIZING RADIATION, NATIONAL RESEARCH COUNCIL. Health risks from low levels of ionizing radiation: BEIR VII phase 2. **Washington, DC: National Academies Press**, 2006. Disponível em: <<https://www.nap.edu/catalog/11340/health-risks-from-exposure-to-low-levels-of-ionizing-radiation>>. Acessado em: 05/10/2018.

DIR EXECUTIVE SUMMARY REPORT FROM THE AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, 2018. Disponível em: <<https://nrdrsupport.acr.org/support/solutions/articles/11000044558-dir-available-reports>>. Acessado em: 20/10/2018.

ELLER, A. et al. Extent of simultaneous radiation dose and iodine reduction at stable image quality in computed tomography of the chest. **Medicine**. v. 97, n. 15, p. e0388, 2018.

FOLEY, S.J. et al. Establishment of CT diagnostic reference levels in Ireland. **The British Journal of Radiology**, v. 85, n. 1018, p. 1390-1397, 2012.

FRUSH, D.P. Computed tomography and radiation risks: what pediatric health care providers should know. **Pediatrics**, v.112, n. 4, p. 951–957, 2003.

GREENWOOD, T.J. et al. CT dose optimization in pediatric radiology: a multiyear effort to preserve the benefits of imaging while reducing the risks. **RadioGraphics**, v. 35, n. 5, p. 1539–1554, 2015.

HUDA, W.; VANCE, A. Patient radiation doses from adult and pediatric CT. **American Journal of Roentgenology**, v. 188, n. 2, p. 540–546, 2007.

HUDA, W. et al. X-ray beam filtration, dosimetry phantom size and CT patient dose conversion factors. **Physics in Medicine and Biology**, v. 55, n. 2, p. 551–561, 2009.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Radiation protection in paediatric radiology. Safety reports series n° 71, 2012. Disponível em:  
<<https://www-pub.iaea.org/books/iaeabooks/8727/Radiation-Protection-in-Paediatric-Radiology>>. Acessado em: 15/09/2018.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT. Part 2-44: Particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography. IEC publication no. 60601-2-44 Ed. 2.1 Geneva, Switzerland: International Electrotechnical Commission Central Office, 2002. Disponível em:  
<<https://webstore.iec.ch/publication/2661>>. Acessado em: 15/09/2018.

JÄRVINEN, H. Patient doses in paediatric CT: feasibility of setting diagnostic reference levels. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 147, n. 1-2, p. 142-146, 2011.

JORNADA, T.D.S.; SILVA, T.A.D. Quantificação das grandezas dosimétricas em exames de tomografia computadorizada pediátricos do abdome. **Radiologia Brasileira**, v. 47, n. 5., p. 288-291, 2014.

JESUS, F.M.D. et al. Paediatric CT Exposure practice in the county of rio de janeiro: the need to establish diagnostic reference levels. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 171, n.3, p. 389-397, 2015.

KUHNS, L.R. et al. The predicted increased cancer risk associated with a single computed tomography examination for calculus detection in pediatric patients compared with the natural cancer incidence. **Pediatr Emerg Care**, v. 27, p.345-350, 2011.

LI, X., et al. Patient-specific radiation dose and cancer risk for pediatric chest CT. **Radiology**, v. 259, n. 3, 2011.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. ICRP statement on tissue reactions / early and late effects of radiation in normal tissues and organs – threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context. ICRP Publication 118. **Ann. ICRP**, v. 41, n.1-2, 2012.

MAIELLO, M.L. NCRP Report No. 160: Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States. **Health Phys.**, v. 98, n. 3, pg. 549-550, 2010.

MAYO-SMITH, W.W. How i do it: managing radiation dose in CT. **Radiology**, v. 273, n. 3, p. 657-672, 2014.

MCCOLLOUGH, C.H. et al. CT dose index and patient dose: they are not the same thing. **Radiology**, v. 259, n. 2, p. 311-316, 2011.

MIGLIORETTI, D.L. et al. The use of computed tomography in pediatrics and the associated radiation exposure and estimated cancer risk. **JAMA Pediatr**, v. 167, n. 8, p. 700-707, 2013.

NANIA, A. et al. CTPA protocol optimisation audit: challenges of dose reduction with maintained image quality. **Clinical Radiology**, v. 73, n. 3., pg. 320.e1-320.e8, 2018.

OZASA, K. Epidemiological research on radiation-induced cancer in atomic bomb survivors. **Journal of Radiation Research**, v. 57, n. s1, p. i112–i117, 2016.

PADOLE, A. et al. CT Radiation Dose and Iterative Reconstruction Techniques. **American Journal of Roentgenology**, v. 204, n. 4, p. W384-W392, 2015.

PAUWELS, E. K. J.; BOURGUIGNON, M. H. Radiation dose features and solid cancer induction in pediatric computed tomography. **Med. Princ. Pract.** v. 21, n. 6, p. 508–515, 2012.

PEARCE, M.S. et al. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. **Lancet**, v. 380, n. 9840, p. 499-505, 2012.

RAELSON, C.A. et al. Radiation dose and excess risk of cancer in children undergoing neuroangiography. **Am J Roentgenol**, v. 193, n. 6, p. 1621–1628, 2009.

ROCH, P.; AUBERT, B. French diagnostic reference levels in diagnostic radiology, computed tomography and nuclear medicine: 2004-2008 review. **Radiat Prot Dosimetry**, v. 154, n. 1, p. 52-75, 2013.

SANTOS, J. The establishment of computed tomography diagnostic reference levels in Portugal. **Radiat Prot Dosimetry**, v. 158, n. 3, p. 307-317, 2014.

SHRIMPTON, P.; WALL, B. Reference doses for paediatric computed tomography. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 90, n. 1, p. 249-252, 2000.

SHRIMPTON, P.C. et al. Doses from computed tomography (CT) examinations in the UK – 2003 Review. National Radiological Protection Board, v. 57, p. 100–107, 2005. Disponível em: <[http://www.biophysicssite.com/Documents/NRPB\\_W67/NRPB\\_W67.pdf](http://www.biophysicssite.com/Documents/NRPB_W67/NRPB_W67.pdf)>. Acessado em: 03/04/2018.

SOURCES, EFFECTS AND RISKS OF IONIZING RADIATION, **UNSCEAR 2013 Report**.

SPYCHER, B.D. et al. Background ionizing radiation and the risk of childhood cancer: a census-based nationwide cohort study. **Environ Health Perspect**, v.123, n. 6, p. 622-628, 2015.

STRAUSS, K.J. et al. Pediatric Chest CT Diagnostic Reference Ranges: Development and Application. **Radiology**, v. 284, n. 1, p. 219-227, 2017.

YAKOUMAKIS, E. et al. Effective dose variation in pediatric computed tomography: dose reference levels in Greece. **Health Physics**. v. 97, n. 6, p. 595-603, 2009.

## 7. ARTIGO ORIGINAL

### **Radiation dose assessment of pediatric computed tomography of the chest: the need to consider patient size**

Vanessa Döwich<sup>1,2</sup>; Felipe Soares Torres<sup>1,3</sup>; Andressa Lima Nietto<sup>4</sup>; Maurício Anés<sup>5</sup>; Alexandre Bacelar<sup>5</sup>, Paulo José Cauduro Maróstica<sup>2,6,7</sup>

1. Radiology Service, Hospital de Clínicas de Porto Alegre, Porto Alegre, RS, Brazil
2. Programa de Pós-Graduação em Saúde da Criança e do Adolescente, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brazil.
3. Department of Internal Medicine, Faculty of Medicine, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brazil.
4. Faculty of Medicine, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brazil.
5. Medical Physics and Radioprotection Department, Hospital de Clínicas de Porto Alegre, Porto Alegre, Brazil.
6. Department of Pediatrics, Faculty of Medicine, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brazil.
7. Pediatric Pulmonology Unit, Hospital de Clínicas de Porto Alegre, Porto Alegre, RS, Brazil.

Author correspondence:

Vanessa Döwich

Rua São Luis, 470, apartament 503

Postal code: 90620170

Cell phone number: +55 (51) 9 9905-3131

FAX number: +55 (51) 3359-8001

e-mail: dowichvanessa@gmail.com

**KEY WORDS:**

Computed tomography, radiation dose, pediatric CT.

**ABSTRACT:**

**OBJECTIVE:** To evaluate the radiation dose of chest computed tomography (CT) examinations of pediatric patients and the extent to which volume CT dose index (CTDI<sub>vol</sub>) underestimates radiation dose in comparison to size specific dose estimates (SSDE) in these patients.

**MATERIALS AND METHODS:** single-center, retrospective study of consecutive unenhanced pediatric (age <18 years) chest CTs between October 2015 and October 2016. Radiation dose (tube current, tube voltage, CTDI<sub>vol</sub> and dose length product [DLP]), as well as demographic and clinical data were recorded from 201 chest CTs (median age: 12.6 years [IQR: 6.8 - 15.3], 107 males [53.2 %]). Patients were grouped into 5 categories based on mean effective diameter of the chest (groups 1 to 5: <15 cm, 15-19 cm, 20-24 cm 25-29 cm, and  $\geq$  30 cm, respectively). SSDE was generated for each patient and compared to CTDI<sub>vol</sub>. Factors associated with higher radiation doses were assessed.

**RESULTS:** SSDE (mGy) interquartile range were 3.8-8.9, 4.3-9.3, 6.0-9.9, 7.1-14.0 and 8.9-14.7 ( $p < 0.001$ ) for effective diameter groups 1 to 5, respectively. CTDI<sub>vol</sub> underestimated radiation dose by 32.4% when compared to SSDE ( $p < 0.001$ ). CT dose parameters (tube current and tube voltage), age, weight and mean effective diameter were variables associated with higher radiation doses.

**CONCLUSION:** CTDI<sub>vol</sub> systematically underestimated radiation dose in comparison to SSDE in pediatric patients submitted to chest CT and should not be used as the primary parameter to monitor CT protocols in these patients.



## INTRODUCTION

The use of computed tomography (CT) has increased in the past decades,<sup>1</sup> not only for imaging adults but also for pediatric patients.<sup>2</sup> Children have a longer life expectancy and are more sensitive to the stochastic effects of radiation, resulting in a wider window of time to express the potential negative effects of radiation.<sup>3</sup> In addition, children receive a proportionally higher radiation dose than adults when similar radiation parameters are used to perform the CT scan due to their smaller body size.<sup>3</sup>

Studies conducted to assess the risk of cancer related to ionizing radiation in children have shown that this relationship does indeed exist.<sup>4-6</sup> Therefore, accurate quantification of radiation dose from CT scans is paramount. Since 2002 the International Electrotechnical Commission requires manufacturers of CT scanner to provide the dose report of each examination.<sup>7</sup> Two metrics are commonly available in CT dose reports: the volume CT dose index (CTDIvol) and the dose-length product (DLP). Unfortunately, these dose metrics are estimated using head or body phantoms and do not take into account patient characteristics, such as age or size. The estimated CTDIvol based on phantoms has been shown to underestimate radiation doses between 40% and 70% for standard size and pediatric patients.<sup>8,9</sup>

Due to the importance of patient size in the estimation of radiation doses, in 2011 the American Association of Physicians in Medicine issued a document (report 204) proposing a new method, the "size-specific dose estimate" (SSDE).<sup>10</sup> This method of calculation takes into account the size of the patient (lateral diameter, anteroposterior, sum of the two or effective diameter) and therefore it can be used as a tool to estimate the patient dose. It is calculated by multiplying the CTDIvol by a conversion factor, which is determined according to patient size. The SSDE values based on this calculation can vary from 10 to 20% in relation to the actual values absorbed by the patient. The use of SSDE to monitor radiation doses, however, requires additional work, since it is not provided automatically by

the CT dose report. In the last report from the Dose Index Registry from the American College of Radiology<sup>11</sup>, more than 2000 US facilities have transmitted their radiation dose data in order to compare with regional and national institutions. On the other hand, data from developing countries are scarce.

The main objective of this study was to evaluate the radiation dose of chest CT scans in the pediatric population at a tertiary care hospital based on traditional dose metrics and to determine the extent to which radiation doses are being underestimated when using CTDI<sub>vol</sub> in comparison to SSDE.

## **MATERIALS AND METHODS:**

We performed a retrospective study with data from pediatric patients aged 0 to 17 years who had a CT of the chest done between October 2015 and October 2016 in a tertiary care hospital. All non-contrast chest CT scans with a single acquisition (single-phase) available in the picture archiving and communication system were included.

Data on radiation exposure (tube current, tube voltage, CTDI<sub>vol</sub> and DLP) were obtained from the dose report automatically generated from each exam. Demographic and clinical data were obtained from the electronic medical records. Signal-to-noise ratio was extracted from each image by placing a 60mm<sup>2</sup> region of interest frame in the main pulmonary artery, using the picture and archiving communications system of the institution. Signal was considered the mean density in Hounsfield units and noise was considered the standard deviation of the mean density.

The lateral and anteroposterior chest diameter were measured in scout images at the level of carina from one skin surface to another, and the effective diameter were calculated by the square root of the multiplication of the lateral diameter by the anteroposterior diameter.<sup>10</sup>

The estimated doses with a 32cm phantom were considered. Radiation doses estimates that had been calculated using a 16cm phantom (26 chest CT scans) were corrected for calculation based on a

32cm phantom.<sup>12</sup> Specific size dose estimates (SSDE) were generated for each patient based on the calculation by the correction factor for the effective diameter provided by Investigation of American Association of Physicists in Medicine Report 204 size-specific dose estimates for pediatric CT implementation.<sup>10</sup> Patients were grouped into 5 categories based on the mean effective diameter of the thorax as follows: group 1: <15 cm; group 2: 15-19 cm; group 3: 20-24 cm; Group 4: 25-29 cm, and group 5:  $\geq 30$  cm<sup>13</sup>.

Continuous variables were described as mean (+/- standard deviation [SD]) or median (interquartile range [IQR]). Proportions were expressed as percentages. The comparisons between groups for variables with symmetric distribution were performed with ANOVA and Tukey post hoc test. The comparisons between groups for variables with asymmetric distributions were performed with Kruskal Wallis test. The comparison of SSDE values with CTDIvol were made by Wilcoxon Signed Ranks Test.

Factors associated with high radiation doses as assessed by DLP were evaluated using Spearman correlation and linear regression analysis. Weight and age were not included in linear regression analysis because they are correlated with each other and with the effective diameter. A logarithmic transformation of the DLP values was performed because of its asymmetric distribution.

The level of statistical significance was set at probability value (p-value) of less than 0.05. All statistical analyses were performed using Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) version 20.0 (IBM SPSS Inc., Chicago 2011).

This study was approved by the local Ethics Research Committee and the requirement for written informed consent was waived due to the retrospective nature of the study.

## RESULTS:

During the study period, four hundred fifteen unenhanced, single-acquisition phase chest CT scans were performed. One hundred and ten studies were excluded due to missing or incomplete clinical and radiation dose data and 80 studies did not have complete scout images available to derive the effective diameter of the thorax. Two hundred and one studies were included in the present analyses.

The effective diameter of the 201 patients varied between 9 and 35cm (Table 1). Age and weight were significantly different between groups ( $p < 0.001$ ), except between groups 1 and 2. Lateral and anteroposterior diameters were significantly different among all groups ( $p < 0.001$ ).

**TABLE 1** Patient groups according to effective diameter of the thorax.

| <b>Patient Size Group</b> | <b>Effective diameter (cm)</b> | <b>No. of examinations</b> | <b>Age (y)<sup>ac</sup></b> | <b>Weight (kg)<sup>a</sup></b> | <b>Anterior-posterior or dimension (cm)<sup>bd</sup></b> | <b>Lateral dimension (cm)<sup>bd</sup></b> |
|---------------------------|--------------------------------|----------------------------|-----------------------------|--------------------------------|--|--|
| 1                         | < 15                           | 10                         | 1.0                         | 9.7                            | 17.4   | 11.1                                       |
| 2                         | 15 - 19                        | 47                         | 5.1                         | 19.0                           | 21.9   | 14.7                                       |
| 3                         | 20 - 24                        | 51                         | 10.9                        | 33.0                           | 27.4   | 18.6                                       |
| 4                         | 25 - 29                        | 70                         | 14.3                        | 50.0                           | 32.8   | 22.6                                       |
| 5                         | $\geq 30$                      | 23                         | 17.4                        | 73.6                           | 37.0   | 27.8                                       |

<sup>a</sup>Median. <sup>b</sup>Mean. <sup>c</sup>Age and weight were significantly different between groups by ANOVA and post hoc test of Tukey ( $p < 0.001$ ), except between groups 1 and 2. <sup>d</sup>Lateral and anteroposterior

diameters were significantly different among all groups by ANOVA and Tukey post hoc test ( $p < 0.001$ ).

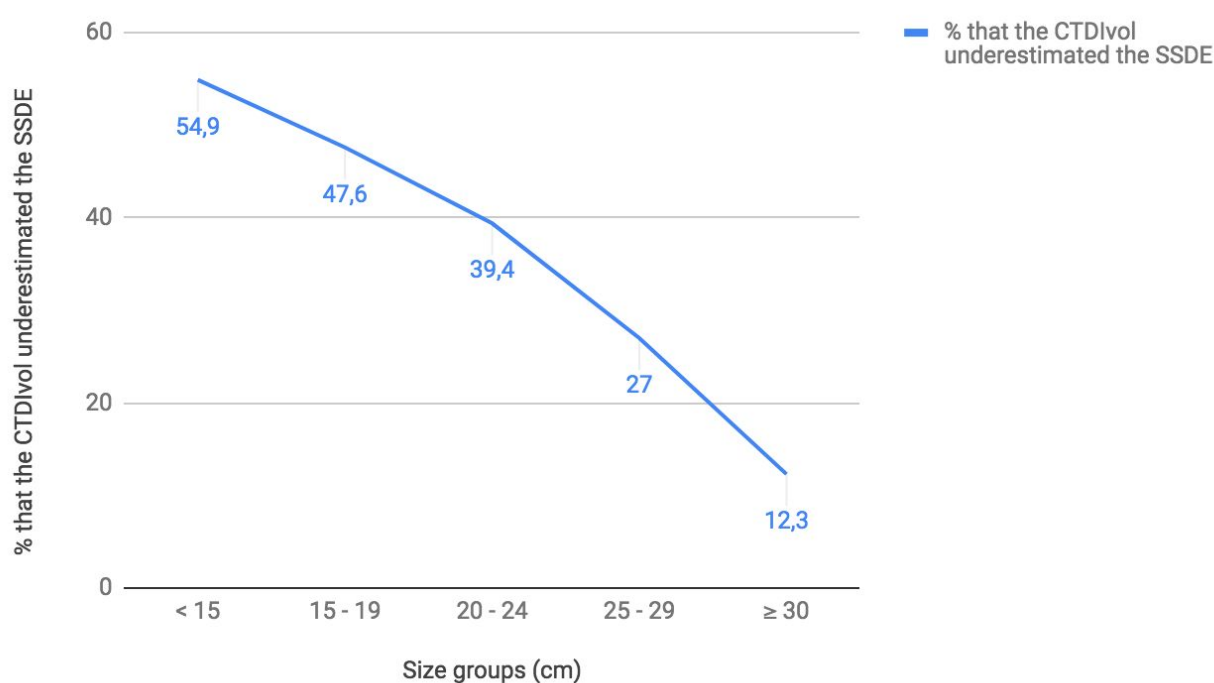
Data for CTDIvol, DLP and SSDE distribution in each effective diameter group are summarized in Table 2. SSDE was significantly different between groups 1 and 5, 1 and 4, 2 and 4, 2 and 5 and between groups 3 and 5 ( $p < 0.05$ ). Considering all 5 groups, the CTDIvol values underestimated radiation dose by 33.2% (+/-13.2%) when compared to SSDE ( $p < 0.001$ ), with a more pronounced underestimation in the smaller effective diameter group (50.2% [+/-16.0%]) (Figure 1).

**TABLE 2** Distribution of DLP, CTDIvol and SSDE with 32-cm CTDI phantom and the extent to which CTDIvol underestimates SSDE in each group.

| <b>Patient Size Group</b> | <b>DLP (mGy.cm), Median (IQR)</b> | <b>CTDIvol (mGy), Median (IQR)</b> | <b>SSDE (mGy)<sup>a</sup>, Median (IQR)</b> | <b>CTDIvol to SSDE (%) Mean (SD)</b> |
|---------------------------|-----------------------------------|------------------------------------|---|--------------------------------------|
| 1                         | 45.8 (27.2 - 72.5)                | 3.0 (1.7 - 3.8)                    | 5.0 (3.8 - 8.9)                             | - 50.2 (16)                          |
| 2                         | 68.4 (49.7 - 92.4)                | 3.2 (2.3 - 5.0)                    | 5.8 (4.3 - 9.3)                             | - 44.5 (12.9)                        |
| 3                         | 142.3 (99.5 - 176.9)              | 5.0 (3.7 - 6.5)                    | 7.8 (6.0 - 9.9)                             | - 37.8 (3.4)                         |
| 4                         | 211.4 (161.1 - 285.3)             | 7.1 (5.1 - 10.1)                   | 9.6 (7.1 - 14.0)                            | - 26.8 (3.7)                         |
| 5                         | 399.3 (248.7 - 463.8)             | 12.0 (7.4 - 13.8)                  | 13.5 (8.9 - 14.7)                           | - 12.2 (4.8)                         |

<sup>a</sup>There was a statistically significant difference by ANOVA and Tukey test ( $p < 0.05$ ) in SSDE only between groups 1 and 5, 1 and 4, 2 and 4, 2 and 5 and between groups 3 and 5. CTDIvol: volume computed tomography dose index (CTDIvol). DLP: dose-length product; IQR, interquartile range (25th - 75th); mGy: miliGrays; mGy.cm: miliGrays.cm; SSDE: size specific dose estimate; SD: standard deviation.

**FIGURE 1** Percentage that the CTDIvol underestimated the SSDE by size group.



Variables associated with higher radiation doses are shown in Table 3. Radiation dose (accessed by DLP values) was not associated with the signal-to-noise ratio ( $p > 0.001$ ). Linear regression analysis of the independent variables tube current, tube voltage and effective diameter in

relation to DLP is shown in Table 4. Tube current showed the greatest influence on DLP, followed by the effective diameter of the thorax.

**TABLE 3** Spearman's rho correlation coefficients of variables associated with higher radiation doses

| <b>Variables</b> | <b>tube current<sup>a</sup></b> | <b>tube voltage<sup>a</sup></b> | <b>age<sup>a</sup></b> | <b>weight<sup>a</sup></b> | <b>mean effective diameter<sup>a</sup></b> |
|------------------|---------------------------------|---------------------------------|------------------------|---------------------------|--|
| DLP              | 0,807                           | 0,629                           | 0,693                  | 0,780                     | 0,787                                      |

<sup>a</sup>p <0.05. DLP, Dose-Length Product.

**TABLE 4** Linear regression analysis of the variables associated with higher radiation doses.

| <b>Variables</b>   | <b>B coefficient</b> | <b>p</b> |
|--------------------|----------------------|----------|
| tube current       | 0,001                | < 0,05   |
| effective diameter | 0,063                | < 0,05   |
| tube voltage       | 0,195                | < 0,05   |

## **DISCUSSION:**

In the present study, we showed the importance of monitoring radiation dose from pediatric chest CT using appropriate dose metrics. We confirmed that CTDIvol, a metric based on phantoms that do not take into account patient characteristics, particularly age or size, underestimated the radiation

dose up to almost 55% when compared to SSDE. In addition, the SSDE calculated in this study for the five patient size groups demonstrated radiation dose levels higher than expected.<sup>13-15</sup>

Although CTDIvol and DLP are the metrics currently provided by all CT scanners for every individual study, our results adds to the body of literature that the CTDIvol calculated with a 32cm phantom may significantly underestimate the radiation dose of the study. Other authors have reached similar conclusions<sup>9,10,11,16</sup>. Brady et al<sup>10</sup> showed that for patients weighing between 10 and 36 kg, CTDIvol calculations with 32cm-phantom underestimated the SSDE calculation by approximately 50%. We found the degree of underestimation is higher the smaller the patient (up to 55%), reinforcing the need for using the appropriate dose metric in smaller pediatric patients.

The radiation dose from pediatric CT studies has been a source of concern in recent decades. The possibility of stochastic damage has determined a series of initiatives for the optimization of CT protocols, the main source of medical exposure to radiation<sup>17</sup>. Conducting radiation dose audits of pediatric CT scans allows for the detection of protocols that are out of the recommended range, allowing adjustments. In the present study, we detected a dose profile of pediatric chest CT scans that was higher than expected based on international data. Strauss et al<sup>13</sup> conducted a study of diagnostic reference range radiation doses in chest CTs in the United States in 2013. The 75th percentile of SSDE, CTDIvol and DLP (32-cm CTDIvol phantom) from pediatric chest CT scans in five size groups (subdivided by effective diameter like our study) were respectively 3.9, 1.8, 28 (group 1); 4.5, 2.0, 52 (group 2); 5.1, 3.2, 80 (group 3); 6.6, 4.8, 148 (group 4); 8.4, 7.8, 253 (group 5). Several factors might have been responsible for the higher doses observed in the present study. Firstly, in Brazil, in contrast to countries such as the UK<sup>18,19</sup>, the USA<sup>20</sup>, France<sup>21</sup>, Germany<sup>22</sup>, Ireland<sup>23</sup> and Greece<sup>24</sup>, diagnostic reference levels (DRLs)<sup>25,26</sup> have not been established yet, perhaps unraveling a potential gap in our country regarding monitorization of radiation doses. A pilot study conducted from 2011 to 2013 compared the radiation doses in pediatric groups in four hospitals in Brazil and demonstrated



significant variation in doses for the same age group, emphasizing the need for establishing DRLs for pediatric CTs in the country<sup>27</sup>. Secondly, our institution have 3 different CT scanners, from different manufacturers and from different generations, which adds complexity in terms of uniformization of CT protocols; Thirdly, the CT scanners of the present study are offer iterative reconstruction, a technology that has been associated with substantial radiation dose reductions in multiple clinical scenarios<sup>28</sup>.

We found no association between radiation dose, assed by DLP, and signal-to-noise ratio, which is a parameter currently used as surrogate for image quality. A higher radiation dose would be expected to be translated in a better SNR, either due to less image noise or better signal<sup>29</sup>. This results indicates that SNR remained relatively constant over the five patient size groups, which is desirable. However, given the higher SSDE than one would expect for each individual size group, SNR should not be used as a justification for achievement of adequate image quality in the expense of radiation dose. Nania et al<sup>30</sup> recently demonstrated it is possible to reduce radiation dose without negatively affecting image quality.

The present study has several limitations that are worth mentioning. This was a retrospective study and, therefore, there were inherent limitations to this particular design. Only unenhanced pediatric chest CTs were included, which prevents the generalization of the results to contrast enhanced studies, to multi phased chest acquisitions or to combined acquisitions including chest and other body parts. Lastly, we had difficulties in comparing our data with many of the international studies, due to a lack of standardization of patient size groups.

## **CONCLUSION:**

We demonstrated the feasibility of performing an evaluation of radiation doses from unenhanced, single-phased computed tomography of the chest in pediatric patients. The results showed the need for continuous monitoring of CT radiation doses in this particular population, as evidenced by

the high dose profile detected. In addition, we concur with published data showing that CTDI<sub>vol</sub> systematically underestimates radiation dose in comparison to SSDE in pediatric patients and should not be used as the primary parameter to monitor CT protocols.

## REFERENCES

1. Maiello ML. NCRP Report No. 160: Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States. 2010;98(3):549–550.
2. Brenner DJ. Estimating cancer risks from pediatric CT: going from the qualitative to the quantitative. *Pediatr Radiol* 2002;32(4):228-1; discussion 242-4.
3. Brenner DJ, Elliston CD, Hall EJ, Berdon WE. Estimated Risks of Radiation-Induced Fatal Cancer from Pediatric CT. *American Journal of Roentgenology*. 2001;176(2):289–296.
4. Spycher BD, Lupatsch JE, Zwahlen M, Rössli M, Niggli F, Grotzer MA, Rischewski J, Egger M, Kuehni CE, Group SPO et al. . 2015. Background ionizing radiation and the risk of childhood cancer: a census-based nationwide cohort study. *Environ Health Perspect* 123(6):622-8.
5. Miglioretti DL, Johnson E, Williams A, Greenlee RT, Weinmann S, Solberg LI, Feigelson HS, Roblin D, Flynn MJ, Vanneman N et al. . 2013. The use of computed tomography in pediatrics and the associated radiation exposure and estimated cancer risk. *JAMA Pediatr* 167(8):700-7.
6. Pearce MS, Salotti JA, Little MP, McHugh K, Lee C, Kim KP, Howe NL, Ronckers CM, Rajaraman P, Sir Craft AW and others. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *Lancet* 2012;380(9840):499-505.
7. International Electrotechnical Commission Medical electrical equipment. Part 2-44: Particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography. IEC publication no.

- 60601-2-44 Ed. 2.1 Geneva, Switzerland: International Electrotechnical Commission Central Office, 2002
8. Mccollough CH, Leng S, Yu L, Cody DD, Boone JM, Mcnitt-Gray MF. CT Dose Index and Patient Dose: They Are Not the Same Thing. *Radiology*. 2011;259(2):311–316.
  9. Huda W, Vance A. Patient Radiation Doses from Adult and Pediatric CT. *American Journal of Roentgenology*. 2007;188(2):540–546.
  10. Brady SL, Kaufman RA. Investigation of American Association of Physicists in Medicine Report 204 size-specific dose estimates for pediatric CT implementation. *Radiology* 2012;265(3):832-40.
  11. DIR Executive Summary Report from the American College of Radiology, Jan-Jun 2018. (Facility ID: 100853). Available in: <https://www.acr.org/Practice-Management-Quality-Informatics/Registries/Dose-Index-Registry>. Accessed: 10/03/2018.
  12. Huda W, Sterzik A, Tipnis S. X-ray beam filtration, dosimetry phantom size and CT patient dose conversion factors. *Physics in Medicine and Biology*. 2009;55(2):551–561.
  13. Strauss KJ, Goske MJ, Towbin AJ, Sengupta D, Callahan MJ, Darge K, Podberesky DJ, Frush DP, Maxfield C, Westra SJ and others. Pediatric Chest CT Diagnostic Reference Ranges: Development and Application. *Radiology* 2017;284(1):219-227.
  14. Santos J, Foley S, Paulo G, McEntee MF, Rainford L. The establishment of computed tomography diagnostic reference levels in Portugal. *Radiat Prot Dosimetry* 2014;158(3):307-17.
  15. Järvinen H, Merimaa K, Seuri R, Tyrväinen E, Perhomaa M, Savikurki-Heikkilä P, Svedström E, Ziliukas J, Lintrop M. Patient doses in paediatric CT: feasibility of setting diagnostic reference levels. *Radiat Prot Dosimetry* 2011;147(1-2):142-6.

16. Boone JM. The trouble with CTD100. *Med Phys* 2007;34(4):1364-71.
17. Mettler FAJr, Thomadsen BR, Bhargavan M, Gilley DB, Gray JE, Lipoti JA, McCrohan J, Yoshizumi TT, Mahesh M. Medical radiation exposure in the U.S. in 2006: preliminary results. *Health Phys.* 2008 Nov;95(5):502-7.
18. Shrimpton P, Wall B. Reference Doses for Paediatric Computed Tomography. *Radiation Protection Dosimetry.* 2000;90(1):249–252.
19. Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA. Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK – 2003 Review. *National Radiological Protection Board 2005*, 57(March), 1–107.
20. Arch ME, Frush DP. Pediatric Body MDCT: A 5-Year Follow-Up Survey of Scanning Parameters Used by Pediatric Radiologists. *American Journal of Roentgenology.* 2008;191(2):611–617.
21. Roch P, Aubert B. French diagnostic reference levels in diagnostic radiology, computed tomography and nuclear medicine: 2004-2008 review. *Radiat Prot Dosimetry* 2013;154(1):52-75.
22. Bundesamt für Strahlenschutz. Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen, 22. 6 / 10. [cited in february 17, 2016].
23. Foley SJ, McEntee MF, Rainford LA. Establishment of CT diagnostic reference levels in Ireland. *Br J Radiol* 2012;85(1018):1390-7.
24. Yakoumakis E, Karlatira M, Gialousis G, Dimitriadis A, Makri T, Georgiou E. Effective Dose Variation In Pediatric Computed Tomography: Dose Reference Levels In Greece. *Health Physics.* 2009;97(6):595–603.

25. IAEA (International Atomic Energy Agency). Radiation protection in paediatric radiology. Safety reports series n° 71. (2012).
26. IAEA (International Atomic Energy Agency). Radiation protection in paediatric radiology. Safety reports series n° 71. (2012).
27. Jesus FMD, Magalhães LAG, Kodlulovich S. Paediatric Ct Exposure Practice In The County Of Rio De Janeiro: The Need To Establish Diagnostic Reference Levels. Radiation Protection Dosimetry. 2015.
28. Padole A, Khawaja RDA, Kalra MK, Singh S. CT Radiation Dose and Iterative Reconstruction Techniques. American Journal of Roentgenology. 2015 204:4, W384-W392.
29. Eller A, Wuest W, Saake M, Ellmann S, Kaemmerer N, Hammon M, Janka R, Uder M, May MS. Extent of simultaneous radiation dose and iodine reduction at stable image quality in computed tomography of the chest. Medicine. 2018;97(15).
30. Nania A, Weir A, Weir N, Ritchie G, Rofe C, Beek EV. CTPA protocol optimisation audit: challenges of dose reduction with maintained image quality. Clinical Radiology. 2018;73(3).

## 8. CONCLUSÃO

Detectamos altos níveis de dose de radiação em TCs de tórax pediátricas realizadas no HCPA quando comparadas com diversos estudos internacionais, o que reforça a necessidade de monitoramento contínuo das doses de radiação de TCs nesta população em particular. Os dados encontrados estão em concordância com dados publicados que mostram que o CTDI<sub>vol</sub> sistematicamente subestima as doses de radiação em comparação com a SSDE em pacientes pediátricos e não deve ser usado como parâmetro primário para monitorar protocolos de TC. Além disso, não foi encontrada associação entre as doses de radiação e a relação sinal-ruído, sugerindo que o aumento da dose de radiação não traz benefício em termos de qualidade de exame.

## ANEXOS

## Anexo 1. TERMO DE COMPROMISSO PARA A UTILIZAÇÃO DE DADOS INSTITUCIONAIS



# Hospital de Clínicas de Porto Alegre

## Grupo de Pesquisa e Pós-Graduação

### Termo de Compromisso para Utilização de Dados Institucionais

#### Título do Projeto

|  |  |
|--|--|
| <p style="text-align: center;"><b>OTIMIZAÇÃO DA EXPOSIÇÃO À RADIAÇÃO IONIZANTE EM<br/>PACIENTES PEDIÁTRICOS SUBMETIDOS A TOMOGRAFIAS<br/>COMPUTADORIZADAS DO TÓRAX</b></p> | <p style="text-align: center;"><b>Cadastro no GPPG</b></p> |
|--|--|

Os pesquisadores do presente projeto se comprometem a preservar as informações institucionais que serão coletadas em bases de dados do Hospital de Clínicas de Porto Alegre. Concordam, igualmente, que estas informações serão utilizadas única e exclusivamente para execução do presente projeto. As informações somente poderão ser divulgadas em atividades acadêmicas e científicas, no contexto do projeto de pesquisa aprovado.

Porto Alegre, 26 de setembro de 2016.

| Nome dos Pesquisadores       | Assinatura |
|------------------------------|------------|
| Felipe Soares Torres         |            |
| Paulo José Cauduro Maróstica |            |
| Vanessa Döwich               |            |
| Alexandre Bacelar            |            |
| Mauricio Anés                |            |
| Andressa Lima Nietto         |            |

## Anexo 2. FORMULÁRIO DE COLETA DE DADOS

### OFICIAL VANESSA - AVALIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO À RADIÇÃO IONIZANTE EM PACIENTES PEDIÁTRICOS SUBMETIDOS A TOMOGRAFIAS COMPUTADORIZADAS DO TÓRAX NO HOSPITAL DE CLÍNICAS DE PORTO ALEGRE

PALAVRA-CHAVE: projeto avaliação de dose vanes  
500 exames

1. Endereço de e-mail \*

---

2. Nome (nome)

---

3. número de solicitação (solic)

---

4. O paciente preenche os critérios de inclusão? (inclusao)

(1) SIM; (0) NÃO; (888) não dispomos; (99) não se aplica;  
Marcar apenas uma oval.

1

0

888

99

5. O paciente tem critérios de exclusão? (exclusao)

(1) SIM; (0) NÃO; (888) não dispomos; (99) não se aplica;  
Marcar apenas uma oval.

1

0

888

99

6. Porque o paciente foi excluído? (motivoexclusao)

(1) a TC de tórax foi realizada junto de TC de outras regiões; (2) o scout estava incompleto e/ou ausente; (3) falta de outros dados; (4) braços abaixados; (888) não dispomos; (99) não se aplica;  
Marcar apenas uma oval.

1

2

3

888

99



## DADOS COLETADOS NO PEDIDO

---

- COPIAR E COLAR A INFORMAÇÃO CLÍNICA

**7. Data do exame (dataexames)**

(888) não dispomos; (99) não se aplica;

Exemplo: 15 de dezembro de 2012

---

**8. Data de nascimento (datanasc)**

(888) não dispomos; (99) não se aplica;

Exemplo: 15 de dezembro de 2012

---

**9. Idade (idade)**

---

**10. Informação clínica (PEDIDO) (infclinpedido)**

---



---



---



---



---

**11. Informação clínica (Likert - PEDIDO) (infclinpedidolikert)**

(1) LIKERT 1 - suficiente; (2) LIKERT 2 - incompleta; (3) LIKERT 3 - inconsistente; (4) LIKERT 4 - ausente; (888) não dispomos; (99) não se aplica;

Marcar apenas uma oval.

- 1  
 2  
 3  
 4  
 888  
 99

## DADOS COLETADOS NA IMAGEM

---

**12. Idade (escrever se em dias, meses ou anos)**

---

**13. sexo (sexo)**

(1) masculino; (2) feminino; (888) não dispomos; (99) não se aplica;  
 Marcar apenas uma oval.

- 1  
 2  
 888  
 99

**14. Peso (Kg) (peso)**

(888)não dispomos; (99) não se aplica;

---

**15. Diâmetro AP (cm) (diametroap)**

(888)não dispomos; (99) não se aplica;

---

**16. Diâmetro lateral (cm) (diametrolat)**

(888)não dispomos; (99) não se aplica;

---

**17. \*diâmetro efetivo (cm - não preencher!!)  
(diametroefetivo)**

(888)não dispomos; (99) não se aplica;

---

**18. CTDivol (total - mGy) (ctdivol)**

(888)não dispomos; (99) não se aplica;

---

**19. DLP (total - mGy.cm) (dlp)**

(888)não dispomos; (99) não se aplica;

---

**20. kv (kv)**(1) 80; (2) 90; (3) 100; (4) 110; (5) 120; (888) não dispomos; (99) não se aplica  
*Marcar apenas uma oval.*

- 1
- 2
- 3
- 4
- 5
- 888
- 99

**21. mAs (mas)**

(888)não dispomos; (99) não se aplica;

---

**22. mA fixo? (mafixo)**(1) sim; (0) não; (888)não dispomos; (99) não se aplica;  
*Marcar apenas uma oval.*

- 1
- 0
- 888
- 99

---

**23. mA mínimo (maminimo)**

(888)não dispomos; (99) não se aplica;

---

**24. mA máximo (mamaximo)**

(888)não dispomos; (99) não se aplica;

---

**25. Phantom (phanton)**

(16)16 cm (head); (32) 32 cm (body); (888)não dispomos; (99) não se aplica;  
*Marcar apenas uma oval.*

- 16  
 32  
 888  
 99

**26. Tempo (total scan time - segundos) (tempo)**

(888)não dispomos; (99) não se aplica;

---

**27. Aparelho (aparelho)**

(1) philips; (2) toshiba; (3) GE; (888)não dispomos; (99) não se aplica;  
*Marcar apenas uma oval.*

- 1  
 2  
 3  
 888  
 99  
 Outro: \_\_\_\_\_

**28. Ruído (Avg- H.U.) (ruídoavg)**

(888)não dispomos; (99) não se aplica;

---

**29. Ruído (Dev) (ruídodev)**

(888)não dispomos; (99) não se aplica;

---

**30. \*Sinal-ruído (não preencher!!) (sinalruído)**

(888)não dispomos; (99) não se aplica;

---

**31. \*Ruído (LIKERT - não preencher!!) (likertruído)**

(1) LIKERT 1 - suficiente; (2) LIKERT 2 - incompleta; (3) LIKERT 3 - inconsistente; (4) LIKERT 4 - ausente; (888) não dispomos; (99) não se aplica;

Marcar apenas uma oval.

- 1  
 2  
 3  
 4  
 5  
 888  
 99

**32. espessura do corte NA AQUISIÇÃO EM INSPIRAÇÃO (número de cima - mm) (espessura<sub>insp</sub>)**

(888) não dispomos; (99) não se aplica;

---

**33. espessura do corte NA AQUISIÇÃO EM EXPIRAÇÃO (número de cima - mm) (espessura<sub>exp</sub>)**

(888) não dispomos; (99) não se aplica;

---

**34. espaçamento NA AQUISIÇÃO EM INSPIRAÇÃO (número de baixo - mm) (espaçamento<sub>insp</sub>)**

(888) não dispomos; (99) não se aplica;

---

**35. espaçamento NA AQUISIÇÃO EM EXPIRAÇÃO (número de baixo - mm) (espaçamento<sub>exp</sub>)**

(888) não dispomos; (99) não se aplica;

---

**DADOS COLETADOS NO SCOUT**

- QUANDO NÃO HOUVE O CTDI OU O DLP TOTAL: COLETAR OS DADOS SEPARADOS NA PRÓXIMA SEÇÃO E NÃO PREENCHER ESTA
- O SCAN RANGE PRECISA SER CALCULADO, MAS SE NÃO HOUVER CTDI OU DLP TOTAL NÃO PREENCHER ESTE CAMPO

**36. scan range (mm - DLP/CTDIvol) (scanrange)**

(888) não dispomos; (99) não se aplica;

---

**MEDIDAS REALIZADAS NA IMAGEM**

- MEDIR OS DIÂMETROS NO SCOUT PELO RASTREADOR SEMPRE DE PELE A PELE AO NÍVEL DA CARINA

- MEDIR O RUÍDO NA JANELA PARA MEDIASTINO AO NÍVEL DO TRONCO DA ARTÉRIA PULMONAR COM R.O.I. de 113.1 pixel

## DADOS COLETADOS DO LAUDO

---

### 37. Foi utilizado contraste iodado? (contraste)

(1) sim; (0) não; (888) não dispomos; (99) não se aplica;  
*Marcar apenas uma oval.*

- 1  
 0  
 888  
 99

### 38. Alguma técnica adicional? (técnica adicional)

(0) não; (2) expiração; (3) decubito ventral; (4) protocolo fibrose cística; (5) angio-TC arterial;  
(6) angio-TC venosa; (888) não dispomos; (99) não se aplica;  
*Marque todas que se aplicam.*

- 0  
 2  
 3  
 4  
 5  
 6  
 888  
 99

### 39. O exame possui alguma alteração? (alteração)

(1) sim; (0) não; (888) não dispomos; (99) não se aplica;  
*Marcar apenas uma oval.*

- 1  
 0  
 888  
 99

**40. Achados da via aérea? (viaaerea)**

(1)atresia; (2)Bronquiectasia/dilatação brônquica; (3)CCAM(4)Espessamento brônquico(5) aprisionamento aéreo(6) secreção na via aérea/impactação mucoide(7) outro (888)não dispomos; (99) não se aplica;

Marque todas que se aplicam.

- 1  
 2  
 3  
 4  
 5  
 6  
 7  
 888  
 99

**41. Achados do parênquima (parenquima)**

(1)Consolidação;(2)Atelectasia;(3)Escavação(4)Nódulos(5)Padrão intersticial(6)Enfisema intersticial(7)opacidade em vidro fosco(8)nódulos/opacidades centrolobulares(9) nódulo/micronódulo calcificado(10) alterações pós cirúrgicas(11) outro(888)não dispomos; (99) não se aplica;

Marque todas que se aplicam.

- 1  
 2  
 3  
 4  
 5  
 6  
 7  
 8  
 9  
 10  
 11  
 888  
 99

**42. linfonodos (linfonodos)**

(1)aumentados (2) calcificados (3)outro (888)não dispomos; (99) não se aplica;  
 Marcar apenas uma oval.

- 1  
 2  
 3  
 888  
 99

**43. Achados da pleura (pleura)**

(1)Derrame; (2)Pneumotórax (3)Empiema(4)Hidropneumotórax (5)outro (888)não dispomos; (99) não se aplica;

*Marque todas que se aplicam.*

- 1
- 2
- 3
- 4
- 5
- 888
- 99

**44. Coração e pericárdio (coracaopericárdio)**

(1)Cardiomegalia (2)Cardiopatia Congênita (qual) (3)Derrame pericárdico (4) outro (888)não dispomos; (99) não se aplica;

*Marque todas que se aplicam.*

- 1
- 2
- 3
- 4
- 888
- 99

**45. Mediastino (mediastino)**

(1)Pneumomediastino (2)outro (888)não dispomos; (99) não se aplica;

*Marque todas que se aplicam.*

- 1
- 2
- 888
- 99

**46. Aorta (aorta)**

(1)Coarctação (2)Anomalia arco aórtico (3)Aneurisma (4)Dissecção (5) outro (888)não dispomos; (99) não se aplica;

*Marque todas que se aplicam.*

- 1
- 2
- 3
- 4
- 5
- 888
- 99

**47. Artérias pulmonares (artpulmonares)**

(1) Dilatação (2) Atresia (3) Aneurisma (4) outro (888) não dispomos; (99) não se aplica;  
*Marque todas que se aplicam.*

- 1  
 2  
 3  
 4  
 888  
 99

**48. Ossos (ossos)**

(1) Osteolítica (2) Osteoblástica (3) Mal formação (4) fratura (5) outro (888) não dispomos; (99) não se aplica;  
*Marque todas que se aplicam.*

- 1  
 2  
 3  
 4  
 5  
 888  
 99

**49. Tecidos moles (tecmoles)**

(888) não dispomos; (99) não se aplica;

---

**50. Outros achados (outrosachados)**

(888) não dispomos; (99) não se aplica;

---



---



---



---

## DADOS DO PRONTUÁRIO

---

**51. Informação clínica (PRONTUÁRIO)  
(infclinprontuario)**

(888) não dispomos; (99) não se aplica;

---



**52. Informação clínica (Likert - PRONTUÁRIO) (infclinprontlikert)**

(1) LIKERT 1 - suficiente; (2) LIKERT 2 - incompleta; (3) LIKERT 3 - inconsistente; (4) LIKERT 4 - ausente; (888) não dispomos; (99) não se aplica;

*Marcar apenas uma oval.*

- 1  
 2  
 3  
 4  
 888  
 99

**53. Houve modificação na conduta após o exame? (modifconduta)**

(1) sim; (0) não; (888) não dispomos; (99) não se aplica;

*Marcar apenas uma oval.*

- 1  
 0  
 888  
 99

**54. Comentários**

---

---

---

---

---

Envie para mim uma cópia das minhas respostas.