

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^a. Dr^a. 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.

44 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: ≥ 30 cm. Este estudo foi aprovado pelo comitê local de ética em pesquisa. **RESULTADOS:** A mediana e o intervalo interquartilico (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 interquartilico [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: ≥ 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

Figura 1. Mensuração da densidade média da artéria pulmonar.....	23
Figura 2. 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

1. INTRODUÇÃO	14
2. REVISÃO DA LITERATURA	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 EM TC PEDIÁTRICA.....	20
3. JUSTIFICATIVA	20
4. OBJETIVOS	21
5.1. OBJETIVO GERAL.....	21
5.2. OBJETIVO SECUNDÁRIO.....	21
5. HIPÓTESES DE TRABALHO	21
6. MATERIAL E MÉTODOS	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
7. ARTIGO ORIGINAL	26
8. CONCLUSÃO	46
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	47
ANEXOS	50
Anexo 1. TERMO DE COMPROMISSO PARA A UTILIZAÇÃO DE DADOS INSTITUCIONAIS	50
Anexo 2. FORMULÁRIO DE COLETA DE DADOS	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 estocásticos¹ 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 Eletrotécnica 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_{vol}, 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*² de cabeça ou de corpo e não levam em consideração as características do paciente, como a idade ou o tamanho. O CTDI_{vol} 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

¹ 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.

² 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_{vol} 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 (CTDI_{vol}, do inglês: *CT dose index per unit volume*) e o produto dose-comprimento (DLP, do inglês: *dose-length product*). O CTDI_{vol} expressa a taxa de exposição absorvida no volume do *phantom* escaneado em miligrays. O DLP é o CTDI_{vol} 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_{vol} 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 Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor	Lateral Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor	AP Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor	Effective Dia (cm)	Conversion 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_{vol} 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_{vol} em crianças entre 0-17 anos.
2. Comparar os valores de SSDE e CTDI_{vol} 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:

- topograma³ 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

³ 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 52,9mm² 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 CTDI_{vol} pelo fator de correção de acordo com o diâmetro efetivo:

$$SSDE = CTDI_{vol} \times \text{fator de correção}$$

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>. 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>. 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

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_{vol} 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 align="center">OTIMIZAÇÃO DA EXPOSIÇÃO À RADIAÇÃO IONIZANTE EM PACIENTES PEDIÁTRICOS SUBMETIDOS A TOMOGRAFIAS COMPUTADORIZADAS DO TÓRAX</p>	<p align="center">Cadastro no GPPG</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 RADIAÇÃO 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) (ruíododev)

(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!!) (likertuído)

(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_{insp})

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

33. espessura do corte NA AQUISIÇÃO EM EXPIRAÇÃO (número de cima - mm) (espessura_{exp})

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

34. espaçamento NA AQUISIÇÃO EM INSPIRAÇÃO (número de baixo - mm) (espaçamento_{insp})

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

35. espaçamento NA AQUISIÇÃO EM EXPIRAÇÃO (número de baixo - mm) (espaçamento_{exp})

(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.