



Criação de um indicador eletrônico para acompanhamento de dose no setor de Tomografia Computadorizada

Diana Rodrigues de Pina (DRP)¹, Francielen Barreto Hortencio (FBH)², José Carlos Souza Trindade Filho (JCSTF)³, Raul Lopes Ruiz Junior (RLRJ)⁴, Allan Felipe Fattori Alves (AFFA)⁵

¹*Departamento de Doenças Tropicais e Diagnóstico por Imagem - UNESP, Botucatu-SP, Brasil*

²*Faculdade de Medicina de Botucatu - UNESP, Botucatu-SP, Brasil*

³*Chefe de Gabinete no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu - UNESP, Botucatu-SP, Brasil*

⁴*Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu - UNESP, Botucatu-SP, Brasil*

⁵*Núcleo de Física Médica e Radioproteção do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu – UNESP, Botucatu-SP, Brasil
diana.pina@unesp.br*

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um indicador de dose eletrônico para a otimização da proteção radiológica no setor de Tomografia Computadorizada do Hospital das Clínicas de Botucatu. Foram estimadas doses efetivas utilizando o parâmetro *DLP* (do inglês *Dose-Length Product*). Estas doses efetivas foram comparadas com valores da literatura. O indicador de dose foi inserido no sistema de gestão hospitalar e contribuiu com o princípio da justificativa e proteção radiológica. Os valores de doses efetiva, para os protocolos da instituição são semelhantes aos referenciados na literatura, a maior diferença encontrada foi de 3,2%. O indicador de dose, carrega informações, sobre: a) dose acumulada pelo paciente em todos os exames de TC, b) O risco benefício de exames que envolvem radiação ionizante e c) um termo que representa a ciência do solicitante quanto à dose acumulada e o risco-benefício. Este estudo vem corroborar com o princípio da justificação junto ao solicitante do exame. Essa ferramenta, contribui para orientação da equipe médica sobre a indicação excessiva de um exame considerado com alta taxa de dose. Essa metodologia pode ser implementada em qualquer serviço que realiza exames, envolvendo radiações ionizantes promovendo a melhor relação risco-benefício para o paciente custo-benefício para a instituição.

Palavras-chave: Tomografia computadorizada; Dose Efetiva; Proteção Radiológica; Indicador de dose; Radiologia

ABSTRACT

The objective this work was to develop an electronic dose indicator for the optimization of radiological protection in the Computed Tomography sector Botucatu Medical Hospital. Effective doses were estimated using the Dose-Length Product. These effective doses were compared with values in the literature. The dose indicator was inserted in the hospital management system and contributed to the principle of justification and radiological protection. The effective dose values for the institution's protocols are similar to those referenced in the literature where the difference found was 3.2%. The dose indicator carries information about: a) dose accumulated by the patient in all CT exams, b) the risk benefit of tests involving ionizing radiation and c) a term that represents the applicant's acknowledgment about the accumulated dose. This study corroborates the principle of justification with the exam applicant. This tool contributes to the guidance of the medical team on the excessive indication of an exam considered to deliver high radiation doses. This methodology can be implemented in any service that performs exams, involving ionizing radiation, promoting the best risk-benefit ratio for patient and for cost-benefit for the institution.

Keywords: Computed tomography; Effective dose; Radiological protection; Dose indicator; Radiology

1. INTRODUÇÃO

A radiação ionizante é classificada como agente de potencial risco de desenvolvimento de câncer pelo subcomitê intitulado “*Biological Effects of Ionizing Radiation (BEIR)*” do *US National Institute of Science*. [1]. Estudos apontam que não existe um limiar de dose para os efeitos estocásticos de baixas doses. O risco de desenvolver mutações carcinogênicas provém de qualquer exposição ao tecido, dependendo da radio sensibilidade deste por unidade de dose equivalente [1,2]. O uso da radiação em procedimentos médicos para o diagnóstico e tratamento é considerada a principal fonte artificial de exposição no mundo. Dentre as tecnologias utilizadas para detectar o câncer precocemente, dados dos Estados Unidos indicam que em aplicações médicas os exames de Tomografia Computadorizada (TC) contribuem atualmente com 24% da dose coletiva total proveniente da radiologia [3].

Desde 1972 quando foi apresentada a modalidade de TC, a qualidade de imagem tem crescido constantemente com atualizações e aprimoramentos destas tecnologias que visam facilitar e aprimorar o diagnóstico médico [4, 5, 6]. Esses desenvolvimentos tecnológicos permitem realizar uma imagem de alta qualidade em um período de tempo reduzido. Isso levou a um aumento considerável na solicitação dessa modalidade de exames e, conseqüentemente, o aumento da exposição à radiação para os pacientes e para a população [7]. Uma TC de crânio, por exemplo, expõe os pacientes à equivalência de um ano de radiação quando comparadas com radiações provenientes de fontes naturais [8]. Outros exames de TC envolvem doses de radiação ainda mais altas, variando até oito vezes a dose recebida da radiação de fundo em um ano [7].

No período de 2008 a 2018 no Brasil, houve um rápido crescimento no número de exames de TC. Segundo dados do Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde (DataSUS), estima-se que houve um aumento de aproximadamente 24% do total de exames de TC, com um aumento significativo para as regiões, Sul de 41%, Sudeste de 30% e Centro-Oeste de 25% [9].

Para minimizar a dose a qual os pacientes estão expostos é importante que a equipe multiprofissional crie parâmetros de proteção radiológica baseados nos princípios básicos da radioproteção: justificação, otimização e limitação de dose [10].

De acordo com o princípio da justificação, qualquer atividade envolvendo radiação ionizante ou

exposição deve ser fundamentada em relação a outras possíveis alternativas. O benefício do uso da radiação ionizante deve ser maior em comparação ao detrimento que possa ser causado [11], ou seja as doses provenientes aos exames devem ser tão baixas quanto razoavelmente exequíveis conforme prescreve o princípio *ALARA* (do inglês *As Low As Reasonably Achievable*) [11].

No Brasil o princípio da limitação de dose é definido pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) a qual estabelece limites de dose individual para exposições ocupacionais e para o indivíduo do público. Quanto à (exames) diagnósticos, não há limites de restrição, pois nestes casos utiliza-se o princípio da justificação [6, 12]. Existe o estabelecimento de níveis de referência de dose (do inglês *Diagnostic reference levels - DRL*) que foram atribuídos como guia na construção de protocolos nas diferentes modalidades do radiodiagnóstico, de modo a minimizar as exposições [13].

Esta pesquisa teve como objetivo desenvolver um indicador de dose para acompanhamento da exposição à radiação proveniente de exames tomográficos realizados no setor de TC do Hospital das Clínicas de Botucatu (HCB-UNESP). Este estudo vem corroborar com o princípio da justificação junto ao solicitante do exame. O indicador contém informações da Dose Efetiva referente a todos os exames realizados no setor. Essa ferramenta, quando inserida no sistema hospitalar pode contribuir para orientação da equipe médica sobre a indicação excessiva de um exame considerado de alta taxa de dose.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizados dois equipamentos tomográficos do setor de TC do HCB da marca Toshiba (Canon) modelo Activion, 16 canais. Os tomógrafos foram avaliados de acordo com os testes de controle de qualidade previstos na RDC 330/2019 [21] e na Instrução Normativa N°55/2019 [22] para equipamentos de tomografia computadorizada. Todos os protocolos de exames empregados neste estudo apresentam valores representativos de dose em tomografia computadorizada médica dentro daqueles previstos no Anexo II na Instrução Normativa N°55/2019 [22]. Os relatórios de dose foram obtidos a partir de exames retrospectivos do banco de dados do HCB, com a devida aprovação junto ao Comitê de Ética em Pesquisa (CAAE 54284616.0.0000.5411).

- Desenvolvimento do Indicador de dose Eletrônico

A Figura 1 apresenta o fluxograma para desenvolvimento do indicador de dose desenvolvido neste estudo, o qual apresenta os seguintes passos:



Figura 1: Fluxograma com as etapas A, B e C que compõem o indicador eletrônico de dose.

A) Informativo de Dose

O informativo de dose contém uma estimativa da Dose Efetiva associada a cada protocolo de exame em tomografia computadorizada (TC). As doses efetivas foram estimadas para um paciente padrão (1,75 cm e 70 kg) [14]. Esta grandeza é extensivamente utilizada em estudos de doses provenientes de exames radiológicos [15], proporcionando uma ferramenta de proteção radiológica e conscientização para os profissionais que solicitam os exames.

A estimativa da Dose Efetiva foi realizada baseando-se nas etapas descritas a seguir. Realizou-se um levantamento de 100 relatórios de dose retrospectivos, de cada protocolo de exames realizados na rotina clínica do setor de TC do HCB-UNESP. Dentre estes foram selecionados os protocolos mais frequentes na instituição (crânio, abdômen, abdômen 3 fases, sendo a pré-contraste, arterial e portal, e tórax). Os relatórios foram utilizados para determinação do *DLP*, *Dose Length Product* (*Produto Dose-Comprimento*), estimado em unidades de: miliGray multiplicado por unidade de comprimento (mGy.cm). A grandeza *DLP* foi utilizada no processo de obtenção da Dose Efetiva (E), a partir da equação 1:

$$E = k \times DLP \quad (1)$$

Onde k (mSv / (mGy × cm)) é o coeficiente de conversão estimado a partir de simulações computacionais para uma dada região anatômica irradiada [16]. Esta equação assim como os valores

de k utilizados neste estudo foram obtidos a partir da publicação de Christner et al. 2010 [17], apresentados na tabela 1. Neste trabalho, os autores obtiveram uma relação linear entre valores de *DLP* e Dose Efetiva, para uma gama de equipamentos de tomografia computadorizada quando os conjuntos de dados eram restritos à mesma região anatômica. Após a simulação computacional de atenuação e distribuição da radiação em órgãos de interesse, Christner et al. 2010 [17] utilizaram os coeficientes de ponderação de tecido publicados na ICRP 103 [11] para estimativa de Dose Efetiva.

A Tabela 1 apresenta os protocolos de aquisição para exames de crânio, abdômen, abdômen 3 fases e tórax, com os respectivos valores de tensão (quilovoltagem de pico-kVp), corrente (miliamperagem-mA), tempo de rotação (s), espessura de corte (mm), pitch e os valores de k (mSv / (mGy × cm)) [16].

Tabela 1: Protocolo de aquisição para realização de exames de TC do HCB-UNESP para realização de exames de crânio, abdômen, abdômen 3 fases e tórax com os respectivos valores de tensão (quilovoltagem de pico-kVp), corrente (miliamperagem-mA), tempo de rotação (s), espessura de corte (mm), pitch e os valores de k (mSv / (mGy × cm)) [16].

Protocolo	kVp	mA	Tempo de rotação (s)	Espessura de corte (mm)	Pitch	k (mSv / mGy×cm)
Crânio	120	190	1.0	5.0	0.688	0.0021
Abdômen	120	Modulado*	0.75	5.0	1.125	0.015
Abdômen 3 fases	120	Modulado*	0.75	5.0	1.125	0.015
Tórax	120	Modulado*	0.75	5.0	0.938	0.014

* O mA modulado ajusta-se a espessura e composição anatômica do paciente durante a aquisição da sequência de imagens.

Neste estudo os valores de *DLP* apresentaram variações para um mesmo protocolo de TC. Dessa forma os *DLPs* foram separados em Quartis (Q1, Q2 e Q3) representando 25 %, 50 % e 75 % dos valores de *DLP* comumente encontrados na rotina clínica.

A Dose Efetiva (E) fornece uma ponderação de dose nos órgãos e tecidos e é recomendada para maximizar a radioproteção de uma população cuja a unidade utilizada no sistema internacional é o Joule por quilograma (J/kg), denominada Sievert (Sv) [12].

Além das doses efetivas estimadas neste estudo foram incluídas doses efetivas obtidas da literatura incluindo dados dos Estados Unidos, Canadá, Japão, Austrália e Europa Ocidental [15]. Dessa forma estabeleceu-se uma comparação entre as doses efetivas praticadas na instituição com aquelas encontradas em publicações de outros países.

B) Informativo Médico

Nesse procedimento foram coletadas informações do comitê organizado por órgãos dos Estados Unidos da América responsáveis pelo relatório de riscos a exposições para baixos níveis de radiação [1]. Dentre as informações, são apresentados níveis de radiação associados aos riscos para pacientes adultos e pediátricos [18].

C) Termo de Ciência

Esse procedimento foi inserido, de modo que o solicitante do exame tenha ciência dos efeitos da radiação antes de solicitar um novo exame. O solicitante terá disponível, diretrizes baseadas em evidências para auxiliar a tomada de decisão de modo a contribuir para o uso mais eficaz da radiação ionizante. A ordem das etapas descritas no fluxograma deve ser obedecida sendo condicionada a ciência de cada etapa para a solicitação dos exames. Se mesmo após avaliar a Dose Efetiva recebida pelo paciente, o solicitante confirmar a ciência sobre o risco-benefício e optar por um novo exame é necessário que descreva justificativa adequada em conjunto com a hipótese diagnóstica de cada caso. Este protocolo pode evitar fases de aquisição desnecessárias durante o protocolo de exibição dos exames.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Tabela 2 apresenta os valores das grandezas *DLP* obtidos em protocolos de exames retrospectivos de TC do HCB-UNESP. Cada grandeza utilizada para estimar a Dose Efetiva encontra-se representada por Quartis (Q1, Q2 e Q3), os quais correspondem à 25 %, 50 % e 75 % da distribuição

de valores de *DLP* encontrados. A Tabela 3 apresenta ainda as estimativas de Doses Efetiva (mSv) utilizando os fatores de conversão *k*, para cada região anatômica em estudo.

Tabela 2: Distribuição dos valores de *DLP* (mGy.cm) e Dose Efetiva (mSv) em Quartis para os quatro protocolos mais frequentes utilizados no HCB-UNESP. A Dose Efetiva é obtida através de multiplicação de cada *DLP* pelo fator de conversão *k* (mSv/mGy x cm).

Exame	<i>DLP</i> (mGy.cm)			<i>K</i> (mSv / (mGy × cm))	Dose Efetiva (mSv)		
	Q1	Q2	Q3		Q1	Q2	Q3
Abdômen	354,1	540,4	859,7	0,015	5,31	8,10	12,89
Abdômen 3 fases	909,4	1593	2642	0,015	13,6	23,9	39,6
Crânio	1240	1344	1428	0,0021	2,61	2,82	3,00
Tórax	42,35	322,5	1065	0,014	0,59	4,51	14,9

*Coeficiente de conversão *k* fornecido por NRPB = National Radiological Protection Board.

Os valores de Q3 foram escolhidos para representar a Dose Efetiva, pois, representam 25% dos valores mais elevados, com intuito de superestimar as doses apresentadas.

A Tabela 3 apresenta os dados de Dose Efetiva (mSv) obtidos utilizando os dados referenciados pela literatura [7, 14-17] e as doses estimadas utilizando a grandeza *DLP*. Foram selecionados doze dos procedimentos mais frequentes no setor de TC do HCB-UNESP. Algumas publicações trazem também a distribuição da *DLP* para estes protocolos.

Com base no fluxograma da Figura 1, criou-se uma tela de acesso para prescrição de exames de tomografia computadorizada no sistema de gestão hospitalar. As informações disponibilizadas são direcionadas ao médico solicitante, que deverá tomar ciência da Dose Efetiva acumulada de cada paciente, como forma de avaliar o risco-benefício para cada exame, e então deverá decidir no prosseguimento da solicitação. Esta tela de acesso está apresentada na Figura 2.

Tabela 3: Ilustra os valores de Dose Efetiva (mSv), encontrados na literatura brasileira e internacional.

EXAMES	Dose Efetiva (mSv)	
	Dados Literatura	Estimada
ANGIO TC DE CORONARIAS	16	-
ANGIO TC PESCOÇO (ARTERIAL)	7	-
ANGIO TC PESCOÇO (VENOSO)	8	-
TC ABDÔMEN 3 FASES (INCLUI PELVE)	-	38,6
TC ABDÔMEN	13	12,8
TC COLUNA CERVICAL	3	-
TC COLUNA LOMBAR/LOMBO-SACRA	3	-
TC COLUNA TORÁCICA	3	-
TC CORACAO E VASOS	15	-
TC ENCÉFALO/CRÂNIO	3	3,04
TC PELVE	6	-
TC TÓRAX	14	14,45

INDICADOR DE DOSE RADIOLÓGICA

O exame de tomografia computadorizada emprega radiação ionizante em níveis (de 3 a 16 mSv)*, que podem estar associados à efeitos adversos para a saúde do paciente.

O modelo de risco vitalício prevê que um indivíduo em cada 100 pessoas pode desenvolver câncer a partir de uma dose de 100 mSv;

Antes de solicitar um novo exame de imagem revise o histórico do paciente, os laudos anteriores e as indicações clínicas deste exame, para julgar se o novo exame é mesmo necessário.

Este paciente recebeu mSv de radiação em exames anteriores.

Consulte a tabela sobre os níveis de dose de referência e confirme que está ciente da dose recebida por este paciente

	Nível Relativo de Radiação	Faixa de estimativa de Dose Efetiva	
		Adulto	Pediátrico
<input type="radio"/> Estou ciente da dose efetiva deste paciente e desejo continuar com a solicitação do exame.	○	0 mSv	0 mSv
	⊕	< 0,1 mSv	<0,03 mSv
	⊕⊕	0,1-1 mSv	0,03-0,3 mSv
	⊕⊕⊕	1-10 mSv	0,3-3 mSv
	⊕⊕⊕⊕	10-30 mSv	3-10 mSv
	⊕⊕⊕⊕⊕	30-100 mSv	10-30 mSv

Em caso de dúvidas, entrar em contato com o Núcleo de Física Médica e Radioproteção. Ramal: XXX

É importante notar que a dose efetiva (em mSv) não fornece com precisão o risco para um paciente individual, e sim para uma população. No entanto, a dose efetiva fornece uma maneira de comparar o risco relativo de desenvolver câncer.

Figura 2: Layout do Indicador de dose radiológica, contendo informativo de dose, informativo médico e termo de ciência para o solicitante do exame de TC no sistema eletrônico do HCB-UNESP.

*As doses de exames em tomografia computadorizada, que são realizados atualmente nos protocolos do HCB-UNESP podem ter valores entre 3 mSv (exames de extremidades) até 16 mSv (exames de angiografia corona

Neste trabalho desenvolveu-se um indicador de dose radiológica para acompanhamento da exposição à radiação ionizante proveniente de exames de tomografia computadorizada. O indicador contém informações da Dose Efetiva associada a cada protocolo empregado no setor, e acompanha o prontuário do paciente. O médico solicitante tem acesso a Dose Efetiva acumulada daquele paciente, assim como instruções de proteção radiológica. Nos casos em que o médico prossegue com a solicitação deve indicar a justificativa e hipóteses diagnósticas adequadas. Isto proporciona um alerta e necessidade de reflexão do solicitante para com o paciente, gerando criticismo do solicitante e minimizando solicitações exageradas, conseqüentemente, diminuição de custos para a instituição.

Os valores de Dose Efetiva foram estimados a partir da conversão do produto dose-comprimento registrada nos exames do setor e um fator *k* obtido na literatura. Os valores de *DLP* e fator de conversão *k* proporcionam resultados que podem variar de acordo com o tomógrafo utilizado, a anatomia do paciente e com a otimização de protocolos. Dessa forma é necessário que a etapa de informativo de dose seja revisada periodicamente, a fim de aproximar os valores das possíveis atualizações ou modificações de tecnologia.

Quando comparados com valores de Dose Efetiva da literatura internacional, os protocolos da instituição apresentaram diferença inferior a 3,2%, proporcionando seguridade na utilização do método adotado. Sabe-se que as variações nos valores de Dose Efetiva podem aumentar com o aumento da massa corporal, massa gorda, massa magra, total de água corporal e IMC, Índice de Massa Corporal [1]. Isto proporciona uma grande variabilidade nos resultados de dose para um mesmo exame. Dessa forma, a separação por Quartis, adotadas neste estudo, proporcionou resultados para pacientes com características anatômicas diferentes, porém comumente encontrados na rotina clínica da instituição, de forma mais analítica e distributiva, representando melhor a interpretação do que a apresentação puramente por média com respectivos desvios padrão.

4. CONCLUSÕES

Nesta pesquisa desenvolvemos um indicador eletrônico de dose que constitui uma importante ferramenta de orientação e proteção radiológica hospitalar [20]. Os resultados oriundos desta pesquisa

trazem informações quanto a justificativa do exame associada ao corpo clínico, o histórico de doses num mesmo paciente e os possíveis efeitos biológicos da radiação ionizante para o exame em estudo. Essas informações integram os procedimentos implantados, em termos de proteção radiológica, constituente do programa efetivo de Programa de Proteção Radiológica na instituição, promovendo a melhor relação risco-benefício para o paciente e um maior esclarecimento para os profissionais que solicitam os exames. Além de proporcionar maior reflexão na solicitação de exames desnecessários, minimizando doses de radiação nos pacientes e diminuindo custos para a instituição. Essa metodologia pode ser estendida e implementada em qualquer serviço que realiza exames de tomografia computadorizada e demais modalidades envolvendo radiações ionizantes.

AGRADECIMENTOS

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico – CNPq.
Ao Hospital das Clínicas de Botucatu, em especial a equipe do CIMED.

REFERÊNCIAS

- [1] NATIONAL RESEARCH COUNCIL. Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII Phase 2. **The National Academies Press**. Washington, DC. 2006.
- [2] LINET, M. S.; SLOVIS, T. L.; MILLER D. L. Cancer risks associated with external radiation from diagnostic imaging procedures. **CA Cancer Journal for Clinicians**, v. 62(2), p. 75-100, 2012.
- [3] NCRP- National Council on Radiation Protection and Measurements. **Ionizing radiation exposure of the population of the United States: recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements. NCRP Report 160**, Bethesda, Maryland, USA. 2009. 28p.
- [4] BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHOLDT, E. M.; BOONE, J. M. **The essential physics of medical imaging**, 3th ed., Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2011, p. 1048.
- [5] CURRY, T.S.; DOWDEY. J.E., MURRY, R.C. **Christensen's physics of diagnostic radiology**, 4th, Philadelphia: Lea & Febiger, 1990, p. 522.

- [6] HUHN, A.; VARGAS M. A. O. Radiological protection plan and ethical responsibility. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, v. 4 (1), p. 1-7, 2016. Available from: <<http://www.bjrs.org.br/revista/index.php/REVISTA/article/view/184.2016>>.
- [7] AMIS, E. S. J. R.; BUTLER, P. F.; APPLGATE, K. E. American College of Radiology white paper on radiation dose in medicine. **Journal of the American College of Radiology**, v. 4(5), p. 272-84, 2007.
- [8] DE JONG P. A.; MAYO J. R.; GOLMOHAMMADI K. Estimation of cancer mortality associated with repetitive computed tomography scanning. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 173(2), p. 199-203, 2006.
- [9] DATASUS.GOV.BR. **Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde**. 2019. Disponível em: <<http://www2.datasus.gov.br/DATASUS/index.php?area=02>>.
- [10] REHANI. CIRAJ-BJELAC. CT Dose perspectives and initiatives of the IAEA, In **Radiation Dose from Multidetector CT**. Springer. p. 495-508, 2011.
- [11] ICRP - International Commission on Radiological Protection. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann ICRP**, v. 37(2.4), 2007. 2p.
- [12] PROTECTION, **Safety in Medicine. ICRP publication, 1996**, v. 73, p. 1-47, 1996.
- [13] MCCOLLOUGH. Strategies for reducing radiation dose in CT. **Radiologic Clinics**, v. 47(1), p. 27-40, 2009.
- [14] SHRIMPTON, P. C.; JANSEN, J. T. M.; HARRISON, J. D. Updated estimates of typical effective doses for common CT examinations in the UK following the 2011 national review. **The British Journal of Radiology**, v. 89(1057), p. 20150346, 2016.
- [15] METTLER, F. A. J. R.; HUDA, W.; YOSHIKUMI, T. T.; MAHESH, M. Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: a catalog. **Radiology**, v.248(1), p.254-263, 2008.
- [16] SHRIMPTON. Doses from computed tomography (CT) examinations in the UK-2003 review. **NRPB Chilton**. Vol. 67. 2005.

- [17] CHRISTNER, J. A.; KOFLER, J. M.; MCCOLLOUGH, C.H. Estimating effective dose for CT using dose– length product compared with using organ doses: consequences of adopting International Commission on Radiological Protection Publication 103 or dual-energy scanning. **American Journal of Roentgenology**, v. 194(4), p. 881-9, 2010.
- [18] BAKER. ACR Appropriateness Criteria® acute pancreatitis. **Ultrasound quarterly**, v 30(4), p. 267-73, 2014.
- [19] RODRIGUES, S. I.; ABRANTES, A. F.; RIBEIRO, L. T.; ALMEIDA, R. P. P. Estudo da dose nos exames de tomografia computadorizada abdominal em um equipamento de 6 cortes. **Radiologia Brasileira**, v. 45(6), p. 326-33, 2012.
- [20] ABILIO, V. **HCFMB implanta primeiro sistema de indicador de dose radiológica do Brasil**. 2019. Disponível em: <<http://www.hcfmb.unesp.br/hcfmb-implanta-primeiro-sistema-de-indicador-de-dose-radiologica-do-brasil/>>.
- [21] AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. Instrução Normativa nº 55, de 20 de dezembro de 2019, **Diário Oficial da União**, Edição: 249, Seção: 1, Página: 129, Publicado em: 26/12/2019.
- [22] AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. Resolução - RDC nº 330, de 20 de dezembro de 2019, **Diário Oficial da União**, Edição: 249, Seção: 1, Página: 92, Publicado em: 26/12/2019.