INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia Associada à Universidade de São Paulo

**Determinação da dose em pacientes submetidos a exames de tomografia
computadorizada de abdome em um serviço de radiologia e diagnóstico por
imagem**

FABRÍCIO MAIA TORRES ALVES

**Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de Mestre
em Tecnologia Nuclear – Aplicações.**

**Orientadora:
Profa. Dra. Linda V. E. Caldas**

**São Paulo
2020**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia Associada à Universidade de São Paulo

Determinação da dose em pacientes submetidos a exames de tomografia computadorizada de abdome em um serviço de radiologia e diagnóstico por imagem

FABRÍCIO MAIA TORRES ALVES

Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Mestre em Tecnologia Nuclear – Aplicações.

Orientadora:
Profa. Dra. Linda V. E. Caldas

Versão Corrigida

Versão Original disponível no IPEN

São Paulo
2020

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho,
para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte

Como citar:

ALVES, F. M. T. *Determinação da dose em pacientes submetidos a exames de tomografia computadorizada de abdome em um serviço de radiologia e diagnóstico por imagem*. 2020. 69 p. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN/SP, São Paulo. Disponível em: (data de consulta no formato: dd/mm/aaaa)

Ficha catalográfica elaborada pelo Sistema de geração automática da Biblioteca IPEN/USP,
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Alves, Fabrício Maia Torres

Determinação da dose em pacientes submetidos a exames de tomografia computadorizada de abdome em um serviço de radiologia e diagnóstico por imagem / Fabrício Maia Torres Alves; orientador Linda Viola Ehlin Caldas. -- São Paulo, 2020.

69 p.

Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação em Tecnologia Nuclear (Aplicações) -- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2020.

1. Tomografia computadorizada. 2. Abdome. 3. Size specific dose estimate. 4. Dose. I. Caldas, Linda Viola Ehlin, orient. II. Título.

Agradecimentos

Agradeço à UNIVAÇO e ao IPEN, pela oportunidade de realizar este trabalho de mestrado.

Agradeço à Profa. Dra. Linda V. E. Caldas que aceitou ser minha orientadora neste projeto e por ter me ajudado com tanta sabedoria, tranquilidade e paciência em todo o seu processo.

Agradeço à Clínica São Judas Tadeu, pelo apoio incondicional neste projeto, em especial ao funcionário Davidson F. da Costa pela sua dedicação incansável.

Agradeço à Iara Silva Marques, pelas medições das doses nos equipamentos de tomografia computadorizada que foram fundamentais para o desenvolvimento deste trabalho.

Agradeço à Mery Natali, pelo seu conhecimento estatístico.

Agradeço à Profa. Analina Furtado, pelo seu incentivo e dicas fundamentais.

Agradeço em especial à minha família. À minha esposa Mariana de Souza Furtado pela sua sabedoria, compreensão e amor. Aos meus filhos Carolina, Rafael e João, meus maiores tesouros.

DETERMINAÇÃO DA DOSE EM PACIENTES SUBMETIDOS A EXAMES DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE ABDOME EM UM SERVIÇO DE RADIOLOGIA E DIAGNÓSTICO POR IMAGEM

FABRÍCIO MAIA TORRES ALVES

RESUMO

A incorporação de novas tecnologias nos últimos anos proporcionou um aumento expressivo no número de exames de tomografia computadorizada (TC) realizados no mundo e no Brasil e consequentemente seus efeitos deletérios relacionados à radiação ionizante. O objetivo foi verificar as doses dos exames de tomografia computadorizada do abdome realizados em um serviço de radiologia e diagnóstico por imagem, para determinar as ações técnicas que visam diminuí-las, bem como suas consequências. Foram analisados os relatórios de dose (emitidos automaticamente pelo próprio aparelho) dos exames de TC de abdome realizados no ano de 2018. As doses estimadas dos exames foram correlacionadas com a indicação clínica, de acordo com o pedido médico, anexado ao cadastro do paciente e ao número de fases realizadas em cada exame. Os resultados dos indicadores avaliados dos exames estavam dentro dos níveis de referência recomendados pela *American College of Radiology*. Em todas as indicações clínicas foi possível observar uma variabilidade grande no número de fases executadas. Foi possível observar a urgente necessidade de se readequar e padronizar os protocolos de exames dirigidos para a suspeita clínica, permitindo o uso racional com imediata redução no número de fases realizadas e consequentemente minimizar a dose que os pacientes recebem na realização destes exames.

PALAVRAS-CHAVE: Tomografia computadorizada, Abdome, Estimativa de Dose Específica de Tamanho, Dose.

DETERMINATION OF DOSE IN PATIENTS SUBMITTED TO ABDOMEN COMPUTED TOMOGRAPHY EXAMINATIONS IN A RADIOLOGY AND DIAGNOSTIC IMAGE SERVICE

FABRÍCIO MAIA TORRES ALVES

ABSTRACT

The incorporation of new technologies in recent years has led to a significant increase in the number of computed tomography (CT) exams performed in the world and in Brazil and, consequently, their deleterious effects related to ionizing radiation. The objective was to verify the doses of abdominal computed tomography exams performed in a radiology and diagnostic imaging department to determine the technical actions that aim to decrease them, as well as their consequences. The dose reports (automatically issued by the device) of the abdominal CT examinations performed in 2018 were analyzed. The estimated doses of the examinations were correlated with the clinical indication, according to the medical request, attached to the records of the patients and the number of phases performed in each exam. The results of the assessed indicators were within the reference levels recommended by the American College of Radiology. In all clinical indications, it was possible to observe a great variability in the number of phases performed. It was possible to observe the urgent need to readjust and standardize the examination protocols aimed at clinical suspicion, allowing for rational use with immediate reduction in the number of phases performed, and consequently minimizing the dose that patients receive during these exams.

KEYWORDS: Computed tomography, Abdomen, Size specific dose estimate, Dose.

SUMÁRIO

Sumário

Lista de Figuras	8
Lista de Tabelas	9
Glossário de Termos	10
1 INTRODUÇÃO.....	11
2 JUSTIFICATIVA.....	13
3 OBJETIVOS.....	14
3.1 Objetivo Geral	14
3.2 Objetivos Específicos	14
4 FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	15
4.1 Interação da radiação com a matéria.....	15
4.1.1 Efeito Fotoelétrico	15
4.1.2 Efeito Compton	15
4.1.3 Espalhamento Compton	16
4.1.4 Produção de Pares.....	16
4.2 Radioproteção.....	16
4.2.1 Justificativa	16
4.2.2 Otimização	17
4.2.3 Limitação de dose.....	17
4.3 Grandezas Dosimétricas.....	17
4.3.1 Dose absorvida (D).....	17
4.3.2 Dose equivalente (H _i).....	18
4.3.3 Dose efetiva (E).....	18
4.3.4 Índice de dose de TC (CTDI)	19
4.3.5 Produto dose-comprimento (DLP).....	20
4.3.6 Estimativa de dose específica de tamanho (SSDE).....	20
4.4 Fundamentos de Tomografia Computadorizada.....	22
4.4.1 Histórico.....	22
4.4.2 Incorporações tecnológicas e número de exames realizados	22
4.4.3 Dose em um exame de TC	23
4.4.4 Estratégias para redução de dose	24
4.4.5 Indicações clínicas	25
5 ANÁLISE CRÍTICA E MINIMIZAÇÃO DOS RISCOS.....	26
6 MATERIAIS E MÉTODOS.....	27
6.1 Tipo de pesquisa.....	27
6.2 População e amostra.....	27
6.3 Indicações clínicas.....	27
6.4 Descrição dos procedimentos.....	28
6.4.1 Recrutamento.....	28
6.4.2 Procedimentos detalhados	29
6.5 Critérios de inclusão e exclusão.....	31
6.6 Infraestrutura e Protocolos	31
6.7 Tratamento dos dados	34

6.7.1 Caracterização da amostra.....	34
6.7.2 Análise de associações.....	34
6.8 Medição da dose das TC.....	35
7 ANÁLISE DOS RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	36
7.1 Valores de dose dos equipamentos de TC	36
7.2 Caracterização da amostra.....	38
7.3 Análise de associações com os indicadores avaliados nos exames	42
7.4 Teste de normalidade.....	63
8 CONCLUSÕES.....	64
9 RECOMENDAÇÕES PARA REDUÇÃO DA DOSE	65
10 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	66
ANEXO 1 – Cópia do Parecer consubstanciado do comitê de ética.....	72

Lista de Figuras

Figura 1- Relatório de dose do equipamento de TC da Siemens	30
Figura 2 - Relatório de dose do equipamento de TC da Philips.....	30
Figura 3 - Foto do equipamento de TC da Siemens	32
Figura 4 - Foto do equipamento de TC da Philips	33
Figura 5 - Objeto simulador com a câmara de ionização na mesa da TC para medição do CTDI _{vol}	37
Figura 6 - Box-plot dos valores de CTDI por indicações agrupadas.....	47
Figura 7 - Box-plot dos valores de DLP total por indicações agrupadas	48
Figura 8 - Box-plot dos valores de DLP 1ª fase por indicações agrupadas	48
Figura 9 - Box-plot dos valores de SSDE por indicações agrupadas	49
Figura 10 - Box-plot dos valores de dose efetiva por indicações agrupadas.....	49
Figura 11 - Box-plot dos valores de distância lateral + AP por indicações agrupadas	50
Figura 12 - Box-plot dos valores de CTDI segundo principais indicações	53
Figura 13 - Box-plot dos valores de DLP segundo principais indicações	53
Figura 14 - Box-plot dos valores de DLP total segundo principais indicações.....	54
Figura 15 - Box-plot dos valores de distância lateral + AP segundo principais indicações.....	54
Figura 16 - Box-plot dos valores de SSDE segundo principais indicações.....	55
Figura 17 - Dispersão dos valores de CTDI e distância lateral+AP	55
Figura 18 - Dispersão dos valores de CTDI e SSDE	56
Figura 19 - Dispersão dos valores de distância lateral+AP e SSDE.....	56
Figura 20 - Dispersão dos valores da razão entre os diâmetros lateral e AP e o CTDI	57
Figura 21 - Dispersão dos valores da razão entre os diâmetros lateral e AP e o SSDE	58
Figura 22 - Box-plot dos valores de DLP total por número de fases realizadas	59
Figura 23 - Box-plot do número total de fases por indicações agrupadas	60
Figura 24 - Box-plot do número total de fases segundo principais indicações	60

Lista de Tabelas

Tabela 1- Limite de dose anual – CNEN NN 3.01 (ANVISA, 1998).....	17
Tabela 2 - Fatores de conversão baseados em um simulador de 32 cm (AAPM, 2014)	21
Tabela 3 - Relatório de medições de CTDI e DLP do equipamento Siemens, unidade SJT Novo Centro	37
Tabela 4 - Relatório de medições de CTDI e DLP do equipamento Philips, unidade Hospital Municipal.....	38
Tabela 5 - Caracterização dos pacientes por gênero, idade, unidade de realização do exame, tipo de exame e indicação após agrupamento (n=1211)	39
Tabela 6 - Caracterização dos exames realizados por indicação clínica (n=1211) ..	40
Tabela 7 - Descrição dos indicadores resultantes dos exames realizados.....	41
Tabela 8 - Descrição dos indicadores resultantes dos exames realizados por unidade	43
Tabela 9 - Descrição dos indicadores resultantes dos exames realizados por gênero	44
Tabela 10 - Correlação entre os indicadores resultantes dos exames realizados e a idade dos pacientes.....	45
Tabela 11- Descrição dos indicadores resultantes dos exames realizados por indicação considerando os agrupamentos realizados	46
Tabela 12 - Descrição dos indicadores resultantes dos exames realizados segundo indicações mais frequentes	51
Tabela 13 - Teste de Kolmogorov-Smirnov dos indicadores analisados	63

Glossário de termos

AAPM American Association of Physicists in Medicine

ACR American College of Radiology

ANVISA Agência Nacional de Vigilância Sanitária

ALARA As low as reasonably achievable

CNEN Comissão Nacional de Energia Nuclear

CEP Comitê de Ética e Pesquisa

CTDI_{vol} Índice de dose na TC

DLP Produto dose-comprimento

IMC índice de massa corporal

NC Novo Centro

PACS Picture Archiving and Communication System

RIS Radiology Information System

TC Tomografia computadorizada

SJT Clínica São Judas Tadeu

SSDE Estimativa de dose específica de tamanho

SUS Sistema Único de Saúde

US Ultrassom

1 INTRODUÇÃO

A radiologia diagnóstica é uma área de atuação médica que utiliza a radiação ionizante para a obtenção de informações anatômicas e funcionais do corpo humano e representa uma das principais fontes de exposição da população à radiação de origem artificial, estimada em 48% (IAEA, 2007; HUDA et al., 2008; COSTA et al., 2013; KIKUTI et al., 2013).

A tomografia computadorizada (TC) é um método de diagnóstico complementar que utiliza a radiação ionizante e desde a sua criação, na década de 70, apresenta um papel fundamental na compreensão, na detecção e no acompanhamento de várias doenças (PARAKH et al., 2016).

Dados da literatura têm demonstrado um aumento substancial no número de exames de TC realizados em todo o mundo nos últimos anos e, conseqüentemente, nos riscos relacionados à exposição à radiação ionizante, principalmente ao de carcinogênese. Houve um aumento no número de exames de TC realizados nos Estados Unidos da ordem de 10% ao ano nas últimas décadas, chegando a aproximadamente 80 milhões de exames por ano, o que representa quase 1 exame para cada quatro habitantes (PARAKH et al., 2016). Na Inglaterra, foi observado um aumento expressivo no número de exames realizados entre os anos de 1985 e 2010 (BRENNER, 2010).

Existem poucos dados estatísticos que demonstram com clareza a quantidade exata de exames de TC realizados no Brasil. Davales et al. (2016) demonstraram um crescimento de 300% no número de exames realizados entre 2001 e 2011 no Sistema Único de Saúde (SUS), especialmente entre 2008 e 2011, acompanhando a tendência mundial. O aumento observado proporcionalmente mais expressivo foi no número de exames de TC de abdome e de pelve (DOVALES et al., 2016).

No ano de 2018 foram realizados 7.386.876 exames de TC no Brasil em beneficiários de planos de saúde, o que representa cerca de 158 exames por 1.000 beneficiários (ANS, 2018).

O maior desafio da TC nos dias de hoje é otimizar os protocolos para minimizar os riscos da exposição à radiação ionizante (KIKUTI et al., 2013).

Existem vários estudos sendo desenvolvidos com o objetivo de reduzir a dose de radiação em exames de TC, com as mais variadas estratégias como, por exemplo, modulação automática de dose, redução da área escaneada, otimização do pico de tensão, pós-processamento de imagem para aumentar a relação sinal/ruído, redução no número de fases realizadas, dentre outras (BRENNER, 2010; KIKUTI et al., 2013).

De acordo com a indicação clínica, um exame de abdome pode ter até cinco fases, sendo uma sem contraste e outras quatro após a injeção endovenosa do meio de contraste iodado, que são denominadas de acordo com o tempo após o início da sua administração como: arterial (cerca de 15-30 s), portal (60-80 s), de equilíbrio (3 min) e tardia (7 a 10 min) (SALVADORI et al., 2013; ROMANO et al., 2015).

A dose na TC pode ser quantificada por meio dos valores de índice de dose na TC ($CTDI_{vol}$) e do produto dose-comprimento (DLP), que são considerados hoje como níveis orientadores na TC (SHRIMPTON et al., 2005; HUDA et al., 2008; MCCOLLOUGH et al., 2011).

Alguns tomógrafos, sobretudo os mais novos, mostram relatórios ao final do exame com os valores de $CTDI_{vol}$ e o DLP, por meio dos quais é possível comparar os níveis de exposição à radiação entre diferentes equipamentos e são valores que podem ser úteis como referência na estimativa das doses dos pacientes (KIKUTI et al., 2013).

2 JUSTIFICATIVA

Com a crescente demanda nos exames de TC de abdome no exercício da medicina, fica claro também a maior exposição à radiação ionizante dos pacientes submetidos a estes exames. Infelizmente, a falta de consenso nos protocolos utilizados nos exames de TC de abdome (dependentes da indicação clínica) faz com que exista uma grande variabilidade na quantidade de fases realizadas e consequentemente na dose de radiação recebida pelos pacientes.

Os dados deste estudo permitirão o desenvolvimento de estratégias para melhorar as práticas clínicas e determinar as ações técnicas que visam diminuir a dose de radiação.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo Geral

O objetivo deste trabalho é analisar a dose estimada em pacientes que realizaram TC de abdome em um serviço de radiologia e diagnóstico por imagem, estudando os relatórios de dose emitidos automaticamente pelo aparelho após cada exame.

3.2 Objetivos Específicos

- Comparar a dose estimada em exames de TC de abdome com a indicação clínica e os dados da literatura.
- Apresentar um conjunto de recomendações que permitam subsidiar propostas de redução de dose nos exames a serem realizados.

4 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Este capítulo abordará temas para conhecimentos básicos necessários para a compreensão e o desenvolvimento deste trabalho.

4.1 Interação da radiação com a matéria

A tomografia computadorizada (TC) é um método de diagnóstico complementar que utiliza os raios X para a geração de imagens diagnósticas. Os raios X são radiações eletromagnéticas que interagem com a matéria transferindo energia. A probabilidade de ocorrer esta transferência depende da energia da radiação, do número atômico e da densidade do meio. As principais interações que ocorrem na faixa de energia dos raios X são: efeito fotoelétrico, efeito Compton, espalhamento Compton e produção de pares.

4.1.1 *Efeito Fotoelétrico*

O efeito fotoelétrico ocorre quando a radiação X incidente é totalmente absorvida durante a ionização de um elétron de uma camada mais interna. O fóton incidente desaparece completamente. Um elétron de uma camada mais externa preenche a vacância do elétron ejetado e o estado natural é corrigido. Nesta transição um fóton de raios X característico é emitido. Seu efeito é diferente para cada tecido, sendo o maior contribuinte para a formação do contraste radiográfico e consequentemente das imagens (SOARES, 2008; BUSHONG, 2010; OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

4.1.2 *Efeito Compton*

No Efeito Compton a radiação interage com um elétron de um orbital mais externo, com menor energia, ejetando-o. O resultado é de uma radiação incidente que segue com menor energia e com mudança de direção (espalhada), deteriorando a qualidade da imagem, além de um átomo ionizado. (SOARES, 2008; BUSHONG, 2010; OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

4.1.3 *Espalhamento Compton*

No espalhamento Compton uma radiação X de baixa energia é totalmente absorvida por um átomo que se torna excitado, mas não é capaz de ionizá-lo. O átomo excitado libera excesso de energia na forma de radiação X (igual à incidente) mas com direção alterada (espalhada). O resultado é uma mudança de direção da radiação sem perda de energia (SOARES, 2008; BUSHONG, 2010; OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

4.1.4 *Produção de Pares*

A produção de pares ocorre somente quando radiação X de alta energia (igual ou superior a 1,02 MeV) passa próxima a núcleos de elevado número atômico. Nesse caso, a radiação X interage com o núcleo e desaparece, dando origem a um par elétron-pósitron com energia cinética em diferente proporção. Não tem efeito na radiologia (SOARES, 2008; BUSHONG, 2010; OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

4.2 Radioproteção

A radioproteção tem como objetivo reduzir os efeitos somáticos das radiações (aqueles que aparecem na pessoa irradiada) e da deterioração genética das populações, quando produzem modificações nos genes. A exposição à radiação ionizante sempre causa danos às células e não existe um valor considerado seguro de exposição. Portanto, as doses de radiações a que os indivíduos são expostos devem ser sempre as menores possíveis (SOARES, 2008). Se baseia em três princípios a seguir referidos.

4.2.1 *Princípio da justificativa*

Toda atividade que envolva radiação ionizante, como em exames de TC, deve ser justificada em detrimento a outras opções disponíveis e produzir efeitos compensatórios benéficos para a sociedade e para os indivíduos expostos (SOARES, 2008).

4.2.2 Princípio da otimização

Toda exposição à radiação deve ser mantida tão baixa quanto razoavelmente exequível (ALARA - *as low as reasonably achievable*). Como não existe uma dose segura de radiação, toda exposição é considerada de risco para carcinogênese, sobretudo em tecidos mais sensíveis. Portanto, a dose de radiação deve ser a menor possível, sem trazer prejuízo ao objetivo final a que foi indicado (SOARES, 2008).

4.2.3 Princípio da limitação de dose

As exposições ocupacionais e em indivíduos da população em geral não devem ultrapassar os limites de dose anual estabelecidos na Resolução – CNEN nº 164/14 (CNEN, 2014) também apresentados na portaria da ANVISA 453/98 (ANVISA, 1998), conforme a Tabela 1.

Tabela 1- Limite de dose anual – CNEN NN 3.01 (ANVISA, 1998)

Limites de Dose Anuais			
Grandeza	Órgão	Indivíduo ocupacionalmente exposto	Indivíduo do público
Dose efetiva	Corpo inteiro	20 mSv ^(a)	1 mSv
Dose equivalente	Cristalino	20 mSv ^(a)	15 mSv
	Pele	500 mSv	50 mSv
	Mãos e pés	500 mSv	---

(a) Média aritmética em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano

4.3 Grandezas Dosimétricas

4.3.1 Dose absorvida (D)

A dose absorvida é uma medição da quantidade média de energia depositada por qualquer radiação em um volume elementar de matéria. A unidade de dose absorvida no sistema internacional (SI) é o Joule por quilograma (J/kg), denominada Gray (Gy), onde 1Gy= 1J/kg (ANVISA, 1998; SOARES, 2008).

4.3.2 Dose equivalente (H_i)

A dose equivalente é uma grandeza equivalente à dose absorvida no corpo humano que quantifica a energia depositada em um órgão ou tecido (T) e traz informações a respeito do dano biológico causado por cada tipo de radiação.

A dose equivalente é obtida multiplicando-se a dose absorvida num ponto de interesse do tecido ou órgão humano por um fator de qualidade da radiação. Este fator leva em consideração os efeitos biológicos para as diferentes radiações incidentes nos tecidos. A unidade de dose equivalente, no SI, também é J/kg, sendo denominada Sievert (Sv), indicando que o fator de correção da radiação foi aplicado (ANVISA 1998; SOARES, 2008).

4.3.3 Dose efetiva (E)

A dose efetiva (E) leva em consideração o tipo de radiação absorvida pelo corpo humano e o fator de ponderação de cada tecido irradiado no dano total esperado à saúde em uma irradiação de corpo inteiro. Cada tecido ou órgão humano irradiado apresenta uma sensibilidade diferente à mesma radiação (ANVISA 1998; SOARES, 2008).

A grandeza E é calculada pela soma das doses absorvidas por diferentes órgãos decorrentes de diferentes tipos de radiação multiplicadas por fatores de ponderação para os órgãos e fatores de ponderação referentes aos tipos de radiação (COSTA et al., 2016). Existem várias metodologias para calculá-la e geralmente com boa concordância entre elas (MORIN et al., 2003; HUDA et al., 2008; COSTA et al., 2016). Pode ser calculada multiplicando-se o produto dose extensão (DLP) por um fator de correção em função da região anatômica estudada e da idade, sendo expressa em mSv ou mGy. Como exemplo, pode-se citar o fator de correção do abdome que varia de 0,015 a 0,018 no adulto e de 0,044 em recém-nascidos a 0,020 para crianças de 5 anos (SHRIMPTON et al., 2005; CHRISTNER et al., 2010; RODRIGUES et al., 2012; ROMANO et al., 2015).

O valor obtido da E é um valor aproximado da dose, pois existe uma grande dificuldade de se medir a dose exata decorrente da ampla quantidade de variáveis envolvidas no cálculo inerentes ao paciente (índice de massa corporal, circunferência

abdominal, órgão irradiado, gênero, idade) e aos fatores técnicos utilizados (tensão, produto corrente tempo e *pitch*¹) (ROMANO et al., 2015; KIKUTI et al., 2013; COSTA et al., 2016). Apesar das limitações, Costa et al. afirmam que a grandeza E pode ser utilizada para efeito de comparação de detrimientos relativos entre procedimentos radiológicos diferentes, calculada para populações de pacientes com idade e gênero compatíveis (COSTA et al., 2016). Martin (2007) apresenta uma reflexão sobre as incertezas no cálculo e na utilização da grandeza E como referência em procedimentos médicos para associação aos riscos da radiação sem os devidos cuidados na verificação da justificativa para essas associações. Neste trabalho, o autor realiza estimativas que levam a valores de incertezas da ordem de 40% para o cálculo de E para um indivíduo padrão (MARTIN, 2007). Cabe ressaltar que a grandeza E foi originalmente introduzida para avaliar populações de trabalhadores e público em geral e não como grandeza representativa da dose de pacientes submetidos a exames radiológicos, portanto, o seu emprego como estimador de risco individual destes pacientes não é recomendado (COSTA et al., 2016). A dose efetiva significa uma estimativa do risco biológico relativo à exposição à radiação ionizante e não um parâmetro físico que possa ser medido (MORIN et al., 2003; CHRISTNER et al., 2010).

Huda et al. já destacavam a importância de se ter um fator de conversão para estimar o valor de E, lembrando que a energia transmitida para crianças em exames de TC é menor que a dos adultos. No entanto, elas são muito mais sensíveis aos riscos da radiação ionizante, gerando uma E correspondente muito maior em exames similares (Huda et al., 1997).

4.3.4 Índice de dose de TC (CTDI)

A geometria de irradiação com raios X de uma TC é bem diferente de um aparelho convencional, onde o tubo, permanecendo estático, irradia apenas uma seção da anatomia. Na TC a irradiação acontece enquanto o tubo de raios X faz uma rotação completa ao redor do paciente e várias rotações ao longo do seu comprimento. O método índice de dose de TC (CTDI) cria um “índice” para refletir a

¹ *Pitch* é definido como a distância do avanço da mesa do paciente na direção Z (mm) por uma rotação do *Gantry* dividido pela espessura nominal total de corte (MORIN et al., 2003).

dose média na região central de um simulador cilíndrico em apenas um corte tomográfico de uma série de rotações. A palavra “índice” foi incluída especificamente no nome do CTDI para distinguir da quantidade da dose absorvida por um paciente.

O CTDI é uma medida padronizada da dose emitida por um tomógrafo que permite comparar a dose emitida de diferentes tomógrafos. Ela indica a quantidade de radiação emitida pelo tomógrafo, no entanto, não consegue quantificar a dose que o paciente recebe (O’NEILL et al., 2018).

Para TC helicoidais em uso atual, o parâmetro $CTDI_{vol}$ é o índice mais comumente usado e sua unidade é o Gy.

O $CTDI_{vol}$ tem a grande vantagem de ser reproduzido geometricamente, de ser de fácil execução com câmaras de ionização e objetos simuladores, e quantifica a intensidade relativa da radiação incidente no paciente em um corte tomográfico (SHRIMPTON et al., 2005; HUDA et al., 2008; McCOLLOUGH et al., 2011; RADIOPAEDIA, 2019).

4.3.5 Produto dose-comprimento (DLP)

O produto dose-comprimento (DLP) representa a quantidade de radiação emitida para o paciente em um exame de TC, e é calculado multiplicando-se a dose de um corte ($CTDI_{vol}$) pelo comprimento do campo de radiação em estudo, sendo apresentado em mGy.cm, ou seja, o DLP pode ser usado para determinar a quantidade total de radiação recebida pelos pacientes durante uma ou várias varreduras. O DLP está diretamente relacionado ao risco do paciente e pode ser usado para definir valores de referência para um determinado tipo de exame de tomografia computadorizada (HUDA et al., 2008; RADIOPAEDIA, 2019).

4.3.6 Estimativa de dose específica de tamanho (SSDE)

A estimativa de dose específica de tamanho (SSDE) é um método utilizado para estimar a dose na TC que leva em consideração uma correção baseada no tamanho do paciente, utilizando dimensões lineares medidas nas imagens axiais dos pacientes (AAPM, 2014).

O SSDE é o resultado do produto do $CTDI_{vol}$ por um fator de conversão baseado no tamanho do paciente (diâmetro ântero-posterior ou lateral, soma das duas dimensões ou diâmetro efetivo):

$$SSDE = f^{16 \text{ ou } 32} \times CTDI^{16 \text{ ou } 32}$$

onde (16 ou 32) indica o diâmetro, em centímetros, do objeto simulador de acrílico de referência para o fator de conversão

Tabela 2 - Fatores de conversão baseados em um simulador de 32 cm (AAPM, 2014)

Diâmetro Lat + AP (cm)	Diâmetro Eficaz (cm)	Fator de Conversão
16	7,7	2,79
18	8,7	2,69
20	9,7	2,59
22	10,7	2,50
24	11,7	2,41
26	12,7	2,32
28	13,7	2,24
30	14,7	2,16
32	15,7	2,08
34	16,7	2,01
36	17,6	1,94
38	18,6	1,87
40	19,6	1,80
42	20,6	1,74
44	21,6	1,67
46	22,6	1,62
48	23,6	1,56
50	24,6	1,50
52	25,6	1,45
54	26,6	1,40
56	27,6	1,35
58	28,6	1,30
60	29,6	1,25
62	30,5	1,21
64	31,5	1,16
66	32,5	1,12
68	33,5	1,08
70	34,5	1,04
72	35,5	1,01
74	36,5	0,97
76	37,5	0,94
78	38,5	0,90
80	39,5	0,87
82	40,5	0,84
84	41,5	0,81
86	42,4	0,78
88	43,4	0,75
90	44,4	0,72

Diâmetro Lat (cm)	Diâmetro Eficaz (cm)	Fator de Conversão
8	9,2	2,65
9	9,7	2,60
10	10,2	2,55
11	10,7	2,50
12	11,3	2,45
13	11,8	2,40
14	12,4	2,35
15	13,1	2,29
16	13,7	2,24
17	14,3	2,19
18	15,0	2,13
19	15,7	2,08
20	16,4	2,03
21	17,2	1,97
22	17,9	1,92
23	18,7	1,86
24	19,5	1,81
25	20,3	1,76
26	21,1	1,70
27	22,0	1,65
28	22,9	1,60
29	23,8	1,55
30	24,7	1,50
31	25,6	1,45
32	26,6	1,40
33	27,6	1,35
34	28,6	1,30
35	29,6	1,25
36	30,6	1,20
37	31,7	1,16
38	32,7	1,11
39	33,8	1,07
40	34,9	1,03
41	36,1	0,98
42	37,2	0,94
43	38,4	0,90
44	39,6	0,87
45	40,8	0,83

Diâmetro AP (cm)	Diâmetro Eficaz (cm)	Fator de Conversão
8	8,8	2,68
9	10,2	2,55
10	11,6	2,42
11	13,0	2,30
12	14,4	2,18
13	15,7	2,08
14	17,0	1,98
15	18,3	1,89
16	19,6	1,81
17	20,8	1,73
18	22,0	1,65
19	23,2	1,58
20	24,3	1,52
21	25,5	1,45
22	26,6	1,40
23	27,6	1,34
24	28,7	1,29
25	29,7	1,25
26	30,7	1,20
27	31,6	1,16
28	32,6	1,12
29	33,5	1,08
30	34,4	1,05
31	35,2	1,02
32	36,0	0,99
33	36,8	0,96
34	37,6	0,93
35	38,4	0,91
36	39,1	0,88
37	39,8	0,86
38	40,4	0,84
39	41,1	0,82
40	41,7	0,80
41	42,3	0,78
42	42,8	0,77
43	43,4	0,75
44	43,9	0,74
45	44,4	0,73

4.4 Fundamentos de Tomografia Computadorizada

4.4.1 Histórico

O primeiro tomógrafo, conhecido como de primeira geração, foi desenvolvido pelo sul-africano Allan Cormack e pelo britânico Godfrey Newbold Hounsfield em 1972 e rendeu-lhes um prêmio Nobel de Medicina. Os tomógrafos tinham apenas um detector, feixe de raios X semelhante a um lápis, um tubo que girava com movimentos de translação e rotação e demorava cerca de 30 min para a realização de um exame. Este tomógrafo só conseguia realizar exames de cabeça (RADIOPAEDIA, 2019).

Na segunda geração, os tomógrafos também apresentavam o movimento de translação e rotação, só que tinham um feixe de raios X em forma de leque, além de múltiplos detectores (5-30 detectores). Um exame demorava cerca de 90 s (RADIOPAEDIA, 2019).

A terceira geração de tomógrafos diminuiu mais ainda o tempo de varredura para cerca de 5 s. Passaram a executar somente movimento de rotação, sem translação, com múltiplas fileiras de detectores (288 a 700) dispostos em um arco, de forma que a distância fonte-detector sempre fosse constante, facilitando a reconstrução da imagem. O feixe continuava sendo em forma de leque, porém, era possível realizar uma colimação, diminuindo assim, a influência da radiação espalhada (RADIOPAEDIA, 2019).

A quarta geração aumentou ainda mais a quantidade de detectores para cerca de 2000, arranjados em um anel externo que é fixo. O tubo emite um feixe de raios X em forma de leque, com movimentos rotacionais em um mesmo ponto fixo. Esses tomógrafos são capazes de produzir imagens em uma fração de segundos (RADIOPAEDIA, 2019).

A primeira e a segunda gerações não são mais usadas comercialmente, mas os de terceira e quarta gerações ainda são utilizados nos hospitais.

4.4.2 Incorporações tecnológicas e número de exames realizados

A incorporação de novas tecnologias nos últimos anos, principalmente relacionadas ao aumento no número de detectores (*multislice*), fez com que os

exames fossem realizados em menor tempo, com melhor qualidade de imagem, permitindo reformatações multiplanares, além de gerar menos artefatos de movimentos, respiratórios ou peristálticos. Somado a estes ganhos, com o crescente número de indicações clínicas e a facilidade de acesso ao método de diagnóstico, observa-se um aumento expressivo no número de exames de TC realizados e, conseqüentemente, da exposição à radiação (SMITH-BINDMAN et al., 2009; RODRIGUES et al., 2012).

Os efeitos deletérios da radiação ionizante (como por exemplo a indução de câncer) são proporcionais à sua exposição, portanto, todo exame de TC deve respeitar as regras da radioproteção que são: risco/benefício aceitável, justificativa (uma boa indicação clínica e sem outro exame substituto equivalente) e dose de radiação tão reduzida quanto razoavelmente exequível (ALARA), sem comprometer a qualidade da imagem e do diagnóstico (RODRIGUES et al., 2012; COSTA et al., 2013).

É importante ressaltar que o conhecimento de médicos radiologistas e não radiologistas sobre exames de imagens e a radiação ionizante é bem heterogêneo. Madrigano et al. concluíram em seu trabalho que 45% dos médicos clínicos e cirurgiões acham que a ressonância magnética utiliza radiação ionizante e não seria, portanto, uma ótima alternativa para reduzir a exposição à radiação ionizante em certos casos (MADRIGANO et al., 2014). De acordo com Brenner e Hall, 75% de médicos radiologistas e médicos de salas de emergências subestimam a dose de um exame de TC e 53% dos radiologistas e 91% dos médicos de salas de emergências não acreditam em seus riscos de carcinogênese (BRENNER e HALL, 2007).

4.4.3 Dose em um exame de TC

A dose em um exame de TC é muito maior que a de uma radiografia convencional (cerca de 100 vezes maior) e representa cerca de 75% da dose proveniente dos exames da radiologia (BRENNER e HALL, 2007; HUDA et al., 2008; SMITH-BINDMAN et al., 2009; BRENNER, 2010; McCOLLOUGH et al., 2011; COSTA et al., 2013).

A dose recebida pelo paciente em um exame de TC pode variar entre 5 e 100 mGy em razão da região do corpo estudado, do número de fases realizadas, do tipo de equipamento utilizado e do biotipo do paciente.

O nível de referência diagnóstica recomendado para a população adulta pela *American College of Radiology* (ACR) nos estudos de TC de abdome e pelve é do CTDI_{vol} de 15 mGy a 16 mGy, SSDE de 18 mGy a 19 mGy e DLP de 705 mGy.cm a 781 mGy.cm, variando com o tamanho do paciente, enquanto que na população pediátrica os níveis recomendados são de um CTDI_{vol} de 5 mGy a 14 mGy, SSDE de 12 mGy a 19 mGy e DLP de 106 mGy.cm a 651 mGy.cm, também variando com o tamanho do paciente (ACR, 2018).

Existem evidências epidemiológicas de um pequeno aumento estatisticamente significativo no risco de desenvolvimento de câncer nos sobreviventes da bomba atômica de Hiroshima e Nagasaki que receberam doses de corpo inteiro equivalentes às recebidas em um exame de TC (BRENNER e HALL, 2007; BRENNER, 2010). Smith-Bindman et al. alertam para o uso indiscriminado da TC em pacientes com doenças leves e autolimitadas que se beneficiam muito pouco dos seus resultados, mas adquirem um pequeno, mas real, risco de carcinogênese secundária à exposição da radiação ionizante (BRENNER e HALL, 2007; SMITH-BINDMAN et al., 2009).

Diante deste panorama, é crescente a preocupação das entidades reguladoras e de médicos em elaborar estratégias para reduzir a exposição à radiação à qual os pacientes são expostos nos exames de TC (ROMANO et al., 2015).

4.4.4 Estratégias para redução de dose

Existem vários estudos sendo desenvolvidos com o objetivo de reduzir a dose em exames de TC, com as mais variadas estratégias como, por exemplo, modulação automática de dose (MAUÉS et al., 2018), redução da área escaneada (ZANKA et al., 2012), otimização do pico de tensão (DALMAZO et al., 2010; WASZCZUK et al., 2018), pós-processamento de imagem para aumentar a relação sinal/ruído (PARAKH et al., 2016), treinamento dos profissionais do setor (SCHINDERA et al., 2011; PAOLICCHI et al., 2013), adequação de protocolos de acordo com a indicação clínica, dentre outras. A retirada de alguma fase do estudo reduz expressivamente a dose de

radiação de forma prática e eficiente sem prejudicar a acurácia diagnóstica e a confiabilidade do método, dependendo da indicação clínica (BRENNER, 2010; COSTA et al., 2013; KIKUTI et al., 2013).

Salvadori et al. avaliaram a necessidade de se realizar a fase de equilíbrio nos exames de TC do abdome e concluíram que ela pode ser suprimida do protocolo em algumas indicações clínicas como: estadiamento tumoral, abdome agudo e pesquisa de coleção abdominal, sem prejuízo ao diagnóstico final e com redução da dose da ordem de 25% a 33% (SALVADORI et al., 2013).

Romano et al. readequaram os protocolos de exames de TC de abdome em um hospital universitário e concluíram que a utilização de protocolos específicos direcionados à pesquisa clínica era capaz de reduzir pela metade a dose (ROMANO et al., 2015).

4.4.5 Indicações clínicas

De acordo com a indicação clínica, um exame de tomografia computadorizada de abdome pode ter até quatro fases ou mais, sendo uma sem contraste e outras quatro após a injeção endovenosa do meio de contraste, que são denominadas de acordo com o tempo após o início da sua administração como: arterial (cerca de 15-30 s), portal (60-80 s), de equilíbrio (3 min) e tardia (7 a 10 min) (JOHNSON e FISHMAN, 2013; SALVADORI et al., 2013; ROMANO et al., 2015).

Segundo a ACR, as principais indicações clínicas nos exame de abdome podem ser divididas em: abdome agudo não localizado, pancreatite aguda, trauma abdominal, doença hepática crônica, *screening* de câncer colorretal, doença de Chron, disfagia, isquemia mesentérica, icterícia, dor na fossa ilíaca esquerda (diverticulite), nódulo hepático, sangramento gastrointestinal alto, massa abdominal palpável, estadiamento de câncer colorretal, dor na fossa ilíaca direita (apendicite), dor no hipocôndrio direito, suspeita de metástase hepática e suspeita de obstrução de intestino delgado (ACR, 2019). Infelizmente, a falta de consenso nos protocolos utilizados nos exames de TC de abdome (dependentes da indicação clínica), para a realização dos exames, faz com que exista uma grande variabilidade na dose recebida pelos pacientes.

5 ANÁLISE CRÍTICA E MINIMIZAÇÃO DOS RISCOS

Este estudo apresentou riscos mínimos para o participante, pois não houve contato direto com os pacientes. As informações foram coletadas a partir de consultas feitas ao banco de dados do RIS (*Radiology Information System*) e no PACS (*Picture Archiving and Communication System*) da Clínica São Judas Tadeu, Ipatinga, Minas Gerais.

A minimização dos riscos previstos teve como base o estabelecimento de uma boa relação com os trabalhadores presentes no setor, explicando o objeto do estudo, de forma a não atrapalhar o processo de trabalho deles. Além disso, foi observado o cumprimento do dever de sigilo total das informações, garantindo o anonimato dos dados coletados de forma que a identificação do solicitante e do paciente não foi evidenciada.

O nome do médico solicitante e o nome do paciente não foram anotados no formulário. A divulgação dos dados somente foi feita após análise cuidadosa das informações, garantindo que elas tenham valor científico.

Os riscos previstos, que incluíam a alteração da rotina dos trabalhadores do setor e o risco de exposição das informações presentes nos pedidos médicos e nos relatórios radiológicos durante a coleta de dados, não ocorreram.

Os dados permitiram analisar o número de fases realizadas e a dose estimada de radiação total e de cada fase de exames de TC de abdome e correlacioná-los com as indicações clínicas e os dados da literatura, e ainda identificar situações clínicas em que os pacientes estão recebendo doses acima do desejável.

Os resultados também permitiram desenvolver estratégias para melhorar as práticas clínicas e determinar as ações técnicas que visam diminuir a dose de radiação e consequentemente os riscos de carcinogênese ao realizar um exame de TC do abdome.

6 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo serão apresentados os equipamentos, os relatórios de dose com o número de fases realizadas e os dados dos pacientes com as indicações clínicas que permitiram o desenvolvimento deste trabalho

6.1 Tipo de pesquisa

O estudo foi documental e descritivo transversal, pois os dados foram analisados retrospectivamente de forma objetiva e direta.

6.2 População e amostra

A casuística foi composta por todos os pacientes que compareceram às duas unidades do Serviço de Radiologia da Clínica São Judas Tadeu (SJT), em Ipatinga, Minas Gerais, para realizar exames de TC de abdome de 1º de janeiro de 2018 a 31 de dezembro de 2018, composta por 1432 exames.

6.3 Indicações clínicas

Os exames realizados eram de abdome superior ou abdome total (abdome superior e pelve) de acordo com a solicitação médica. Nos exames de urotomografia são realizados exames do abdome superior e da pelve como no abdome total.

Neste estudo foram consideradas trinta indicações clínicas mais prevalentes para análise: dor abdominal aguda (não localizada), dor abdominal não especificada, litíase renal, pielonefrite, dor na fossa ilíaca direita (apendicite), dor na fossa ilíaca esquerda (diverticulite), dor no hipôndrio direito, dor em flanco direito ou esquerdo, pancreatite aguda, obstrução intestinal, doença de Crohn, isquemia mesentérica, trauma abdominal, disfagia, nódulo / cisto renal e /ou hematúria, icterícia, doença hepática crônica (cirrose), nódulo hepático, sangramento do trato gastrointestinal, massa abdominal palpável ou vista em ultrassom (US) prévio, estadiamento de câncer colorretal, estadiamento de câncer pancreático, estadiamento de outros cânceres, reestadiamento de câncer, suspeita de metástase hepática, suspeita de neoplasia abdominal, nódulo adrenal, patologias da aorta abdominal e ilíacas (angiotomografia) e patologias do sistema venoso (angiotomografia venosa).

As indicações clínicas foram agrupadas em 9 subgrupos para facilitar a análise estatística, com base na possibilidade de serem realizados com o mesmo protocolo, assim denominados:

- Protocolo sem contraste: dor na fossa ilíaca direita (apendicite), dor na fossa ilíaca esquerda (diverticulite), litíase renal.

- Protocolo com contraste fase única: dor abdominal aguda (não localizada), dor abdominal não especificada, pielonefrite, dor no hipôndrio direito, dor em flanco direito ou esquerdo, pancreatite aguda, obstrução intestinal, doença de Crohn, disfagia, sangramento do trato gastrointestinal.

- Protocolo hipervascular: massa abdominal palpável ou vista em US prévio, trauma abdominal.

- Protocolo lesões hepáticas: doença hepática crônica (cirrose), icterícia/colestase, nódulo hepático.

- Protocolo urotomografia: nódulo / cisto renal e /ou hematúria.

- Protocolo angiotomografia: angioTC aorta abdominal e ilíacas, isquemia mesentérica e angioTC abdominal venosa.

- Protocolo câncer: estadiamento de câncer colorretal, estadiamento de câncer pancreático, estadiamento de outros cânceres, reestadiamento de câncer, suspeita de metástase hepática, suspeita de neoplasia abdominal.

- Protocolo adrenal: nódulo adrenal.

- Protocolo não especificado

6.4 Descrição dos procedimentos

6.4.1 Recrutamento

Após autorização do Serviço de Radiologia São Judas Tadeu e aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa – CEP/UNILESTE, CAAE: 88004618.5.0000.5095, as informações foram coletadas a partir de consultas feitas ao banco de dados do RIS

(*Radiology Information System*) e no PACS (*Picture Archiving and Communication System*) em uma sala com computador com acesso à rede do serviço. Não houve contato com os pacientes e nem com seus relatórios radiológicos.

6.4.2 Procedimentos detalhados

Todo paciente que comparece à Clínica São Judas Tadeu para realizar algum exame tem seu cadastro feito e armazenado no RIS com os seus respectivos dados pessoais (exemplo: nome completo, CPF, endereço, convênio, dentre outros) e o pedido médico escaneado e armazenado.

Todos os exames de TC realizados na Clínica São Judas Tadeu são armazenados no PACS, que permite acesso às imagens de várias modalidades médicas pelos médicos radiologistas que trabalham na clínica e vinculados ao seu cadastro no RIS. As informações foram coletadas a partir de consultas feitas ao banco de dados do RIS e PACS, aos quais os médicos radiologistas que trabalham no setor de tomografia têm acesso.

A Clínica de Radiologia São Judas Tadeu dispõe de dois tomógrafos Multislice para a realização dos exames de TC, com modulação de dose automática, sendo um da marca Siemens de 16 canais, que fica na unidade do bairro Novo Centro, e outro da marca Philips de 6 canais, que fica na unidade do Hospital Municipal de Ipatinga.

Foram avaliados os relatórios de dose de exames de TC de abdome emitidos automaticamente pelos próprios equipamentos após o término de cada exame e armazenados junto com as imagens adquiridas no PACS, no ano de 2018.

Nestes relatórios constam os valores de tensão (kV), produto corrente tempo (mAs), índice de dose na TC ($CTDI_{vol}$) e o produto dose-comprimento (DLP), de cada fase realizada, que foram estudados de forma retrospectiva. As Figuras 1 e 2 são os relatórios de doses emitidos automaticamente após o término de cada exame.

< 501 - 0 >

03-Dec-2018 13:38

Ward: NOVO CENTRO IPATINGA
Physician:
Operator:

Total mAs 26964 Total DLP 4356 mGy*cm

	Scan	kV	mAs / ref.	CTDIvol mGy	DLP mGy*cm	TI s	cSL mm
Patient Position H-SP							
Topograma	1	110		0.05(L)	3.98	8.6	0.6
S/C	2	130	200 / 110	20.54(L)	1384.36	0.6	1.2
Contrast							
PreMonitoring	3	130	20	1.88(L)	1.88	0.6	5.0
I.V. Bolus							
Monitoring	4	130	20	15.03(L)	15.03	0.6	5.0
Abd Art	12	130	196 / 110	20.04(L)	587.04	0.6	1.2
Portal	13	130	195 / 110	19.94(L)	1328.28	0.6	1.2
TARDIO	14	130	188 / 110	21.23(L)	1035.45	0.6	0.6

Phantom Type (L) 32cm (S) 16cm

Figura 1- Relatório de dose do equipamento de TC da Siemens

< 80140 - 1 >

Study ID: 24517
Time: Nov 29, 2018, 15:33:49
Acc.Number: 0230038593623001
Total DLP: 1444.6 mGy*cm
Est. Dose Savings: 31.92%

Dose				
#	Description	Mode	CTDI [mGy]	DLP [mGy*cm]
1		Surview	0.0	0.00
2	s/c	Helical	8.5	436.12
3	locator	Incr=0	2.4	2.16
4	tracker	Incr=0	4.8	4.32
5	ARTERIAL	Helical	7.8	256.22
6	PORTAL	Helical	7.7	361.48
8	TARDIA	Helical	7.8	384.26

Figura 2 - Relatório de dose do equipamento de TC da Philips

Foram realizadas medições lineares dos maiores diâmetros lateral e ântero-posterior do abdome dos pacientes, na maior parte das vezes na altura da extremidade superior do rim esquerdo de cada paciente.

Também foram coletados os dados que constam na ficha de cadastro do paciente como idade, gênero e os pedidos médicos dos exames com as indicações clínicas, registrados no sistema.

Não houve acesso ao laudo radiológico e à hipótese diagnóstica dos exames realizados emitidos pelo médico radiologista.

6.5 Critérios de inclusão e exclusão

Foram incluídos todos os exames de TC de abdome (abdome superior ou abdome total) realizados na Clínica São Judas Tadeu de 1º de janeiro de 2018 a 31 de dezembro de 2018.

Foram excluídos todos os exames de pacientes que realizaram exames de TC de outro segmento corporal no mesmo dia. Por exemplo, se um paciente realizou uma TC de tórax e abdome ou de crânio e abdome no mesmo dia, ele foi excluído do estudo. Também foram excluídos do estudo os exames que não tinham o relatório de dose armazenado no PACS ou que não tinham o pedido de exame com justificativa escaneado no RIS.

6.6 Infraestrutura e Protocolos

Os equipamentos de TC do Serviço de Radiologia:

1. Tomógrafo Unidade SJT Novo Centro (NC)

Fabricante: Siemens

Modelo: Emotion 16 canais

Tensão máxima: 140 kVp

Carga máxima: 300 mAs

Pode-se observar o equipamento na Figura 3.

A grande maioria dos exames foi feita com 130 kVp, 110 mAs, pitch de 1,0 e espessura de corte de 1,5 mm.

Em alguns exames que utilizaram o protocolo de urotomografia foram realizados com pitch de 1,2 e espessura de corte de 1,0 mm, com os demais parâmetros sem alterações.

Este equipamento de TC possui uma aplicação de controle automático de exposição, o CARE Dose 4D, que permite alterar a corrente do tubo (mAs) de acordo com as dimensões abdominais do paciente. Esta aplicação permite obter uma boa relação de sinal e ruído com equilíbrio entre a qualidade da imagem e baixos níveis de dose de radiação.

Figura 3 - Foto do equipamento de TC da Siemens

2. Tomógrafo Unidade Hospital Municipal

Fabricante: Philips

Modelo: Brilliance 6 canais

Tensão máxima: 140 kVp

Carga máxima: 280 mAs

O equipamento é apresentado na Figura 4.

A grande maioria dos exames foi feita com 120 kVp, 200 mAs, pitch de 1,2 e espessura de corte de 2,0 mm.

Em alguns exames realizados com contraste, a fase pré-contraste (fase 1) foi feita com espessura de corte de 4,0 mm, e os demais parâmetros sem alterações.

Este equipamento de TC também possui a tecnologia de modulação de dose automática disponibilizada pelo fabricante chamada de Z-DOM, o que permite a otimização e consequentemente a redução da dose de radiação.

Figura 4 - Foto do equipamento de TC da Philips

Os equipamentos possuem relatórios de levantamento radiométrico e de testes de constância de acordo com a Portaria 453/98 da ANVISA (ANVISA, 1998) nos quais foram utilizados os seguintes equipamentos para os testes:

- Eletrômetro Radcal, modelo 9015S – Número de Série 91-0502;
- Câmara de Ionização Radcal 10 x 5-3 CT – Número de Série 16323;
- Câmara de Ionização Radcal 10 x 5-180 – Número de Série 7694;
- Outros dispositivos de teste sem especificação (medidores de kV não invasivos).
- Objeto simulador de acrílico (fantoma)
- Os detectores foram calibrados pelo Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes da Universidade Federal de Pernambuco e os medidores de kV foram calibrados no Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade de São Paulo (IEE/USP).

6.7 Tratamento dos dados

6.7.1 *Caracterização da amostra*

Inicialmente foi feita uma análise descritiva de todas as variáveis investigadas por meio de tabelas de distribuição de frequências, medições de tendência central (média), variabilidade (desvio-padrão) e posição (mediana, percentil 25, percentil 75, mínimo e máximo).

6.7.2 *Análise de associações*

Os indicadores avaliados nos exames de TC foram comparados por unidade, gênero, tipo de exame (abdome superior ou total) por meio do teste de Mann-Whitney, apropriado para comparação de variáveis numéricas entre dois grupos independentes. Na comparação com a indicação clínica foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis apropriado para comparação de variáveis numéricas entre três ou mais grupos independentes. Também foi avaliada a correlação de cada indicador dos exames com a idade dos pacientes por meio do coeficiente de correlação de Spearman e respectivo valor-p. O coeficiente de correlação de Spearman é uma medida não paramétrica da correlação monotônica de postos entre duas variáveis contínuas ou ordinárias, mas não lineares (PAGANO e GAUVREAU, 2004).

O valor-p (também chamado de nível descritivo ou probabilidade de significância) é a probabilidade de se obter uma estatística de teste igual ou mais extrema que aquela observada em uma amostra, sob a hipótese nula. Tradicionalmente, o valor de corte para rejeitar a hipótese nula é de 0,05, o que significa que, quando não há nenhuma diferença, um valor tão extremo para a estatística de teste é esperado em menos de 5% das vezes (PAGANO e GAUVREAU, 2004).

Para avaliar a associação entre as medidas de distância (lateral+AP, lateral/AP) e os resultados de CTDI e SSDE, foi utilizado o coeficiente de correlação de Spearman e respectivo valor-p.

Optou-se por utilizar testes não-paramétricos, devido ao caráter assimétrico das variáveis analisadas, conforme teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov, que é um teste não paramétrico sobre igualdade de distribuições de probabilidade contínuas e unidirecionais.

Em todas as análises foi considerado um nível de significância de 5% e utilizado o software estatístico SPSS versão 21.0.

6.8 Medição da dose das TC

Foram utilizados um objeto simulador (fantoma) de acrílico de 32 cm de diâmetro e 15 cm de comprimento, com uma câmara de ionização do tipo lápis da marca Raysafe, com comprimento de 15,0 cm, modelo 8202041-D / 205028, e um eletrômetro da marca Raysafe, modelo 8201021-H / 167289 (calibrados no LabPROSAUD, incerteza 1,9%) para medição da dose nos equipamentos de TC.

7 ANÁLISE DOS RESULTADOS E DISCUSSÃO

7.1 Valores de dose dos equipamentos de TC

Os valores de dose de CTDI da radiação emitida pelos equipamentos de TC foram avaliados por medições da dose no objeto simulador (fantoma) de acrílico, com a câmara de ionização e o eletrômetro. Eles foram medidos com os parâmetros técnicos dos protocolos dos exames de abdome, utilizando um fantoma de 32 cm de diâmetro e 15 cm de comprimento.

O valor de $CTDI_{100}$ foi medido três vezes no centro e em quatro pontos na periferia do objeto simulador (fantoma), a partir dos quais se calculou a média ponderada, o $CTDI_w$, o $CTDI_{vol}$ e o DLP.

$CTDI_{100}$ (mGy) é uma medição linear da distribuição da dose em uma câmara de ionização tipo lápis de 100 mm de comprimento, que não leva em consideração a variação topográfica de um corpo humano.

$$CTDI_{100} = (leitura \times FC \times 100 \times \phi(T,P)) / \text{colimação}$$

onde FC se refere ao fator de calibração, ϕ ao fator de correção para as condições de referência de temperatura e pressão, T e P se referem à temperatura e à pressão ambientais no local da medição ($T = 20,3^\circ\text{C}$ $P = 101,3\text{kPa}$) e colimação ao tamanho do campo de incidência da radiação coincidente com o tamanho do detector.

$$CTDI_w = 1/3 \times CTDI_{100,c} + 2/3 CTDI_{100,p}$$

Onde c = centro e p = periferia

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / \text{pitch}$$

$$DLP = CTDI_{vol} \times \text{comprimento irradiado}$$

A Figura 5 mostra o arranjo experimental do equipamento de TC com o objeto simulador e a câmara de ionização para a verificação dos valores de dose do equipamento.

Figura 5 - Objeto simulador com a câmara de ionização na mesa do equipamento de TC para medição do $CTDI_{vol}$

Os resultados estão expressos nas Tabelas 3 e 4.

Tabela 3 - Relatório de medições de CTDI e DLP do equipamento Siemens, unidade SJT Novo Centro

Grandeza	Valor estimado pelo equipamento de TC	Valor medido pelo eletrômetro	Diferença (%)
$CTDI_{vol}$ (mGy)	10,41	10,20	2,02
DLP (mGy.cm)	20,00	19,59	2,05

Tabela 4 - Relatório de medições de CTDI e DLP do equipamento Philips, unidade Hospital Municipal

Grandeza	Valor estimado pelo equipamento de TC	Valor medido pelo eletrômetro	Diferença (%)
CTDI_{vol} (mGy)	22,4	24,2	-8,04
DLP (mGy.cm)	20,1	21,8	-8,46

As diferenças percentuais entre os valores de CTDI_{vol} e DLP medido pela câmara de ionização e eletrômetro e os mostrados nos equipamentos foram de 2,02% e 2,05%, respectivamente, no equipamento Siemens da unidade SJT Novo Centro, e de - 8,04% e - 8,46% no equipamento Philips da unidade Hospital Municipal. Os resultados obtidos indicam que os equipamentos se encontram calibrados relativamente às condições aplicadas. No entanto, a pequena diferença encontrada no equipamento da Philips indica que pode haver uma discrepância entre a dose produzida e a informada no comando do equipamento.

7.2 Caracterização da amostra

Foram analisados 1432 exames realizados entre os dias 01/01/2018 e 31/12/2018, sendo que 1211 atendiam aos critérios de inclusão. Dos 221 exames que não atendiam aos critérios e foram excluídos do estudo, 72 não tinham dados referentes à indicação clínica, sendo 13 da unidade SJT Novo Centro e 59 da unidade Hospital Municipal. Os demais exames excluídos, 149, não tinham o relatório de dose armazenado no PACS, sendo 148 do SJT Novo Centro e 1 do Hospital Municipal.

Foram avaliados 1211 pacientes, sendo 58,5% do sexo feminino. A idade média dos pacientes nos exames realizados foi de 49,4 anos, sendo realizados 33 exames em crianças de até 11 anos, 66 em adolescentes de 12 a 19 anos, 723 em adultos entre 20 e 59 anos e 389 em idosos acima de 60 anos, demonstrando que a população adulta (cerca de 92% dos exames) realiza muito mais exames de tomografia que a população pediátrica. Pouco mais da metade dos exames foi realizada no SJT Novo Centro (52,3%). A grande maioria dos exames (90,8%) era abdome total ou UroTC e 39,7% eram protocolo contraste com fase única. A Tabela 5 mostra esta caracterização da amostra.

Tabela 5 - Caracterização dos pacientes por gênero, idade, unidade de realização do exame, tipo de exame e indicação após agrupamento (n=1211)

	n	Percentual
Gênero		
Masculino	502	41,5
Feminino	709	58,5
Idade		
Média ± desvio-padrão	49,4 ± 20,3	
Mediana (Mínimo – Máximo)	49 (0 – 99)	
Unidade		
Hospital Municipal	578	47,7
SJT Novo Centro	633	52,3
Exame		
Abdome superior	112	9,2
Abdome total ou UroTC	1099	90,8
Indicação		
Protocolo sem contraste	422	34,8
Protocolo contraste – fase única	481	39,7
Protocolo hipervascular	54	4,5
Protocolo lesões hepáticas	97	8,0
Protocolo urotomografia	44	3,6
Protocolo angiotomografia	13	1,1
Protocolo câncer	63	5,2
Protocolo adrenal	5	0,4
Protocolo não especificado	32	2,6

Os resultados revelam que a maior parte dos exames realizados, cerca de 67%, tinham como indicação clínica alguma dor abdominal, sendo as mais frequentes litíase renal (20,6%) e dor abdominal não especificada (20,5%), mostrando um perfil mais emergencial nas duas unidades, como apresentados na Tabela 6.

Poucos exames realizados, cerca de 5,2%, tiveram como indicação clínica estadiamento ou reestadiamento de câncer, corroborando para o perfil mais emergencial dos serviços e menos oncológico (Tabela 6).

Tabela 6 - Caracterização dos exames realizados por indicação clínica (n=1211)

<i>Indicações Clínicas</i>	n	%
Litíase renal (cálculo renal/nefrolitíase)	249	20,6
Dor abdominal não especificada	248	20,5
Dor na fossa ilíaca direita - apendicite	66	5,5
Contraindicação ao contraste	58	4,8
Dor em flanco direito ou esquerdo	55	4,5
Obstrução intestinal	49	4,0
Dor na fossa ilíaca esquerda - diverticulite	49	4,0
Dor abdominal aguda (não localizada)	45	3,7
Urotomografia - nódulo / cisto / hematúria	44	3,6
Nódulo hepático	41	3,4
Pancreatite aguda	39	3,2
Icterícia/Colestase	35	2,9
Massa abdominal palpável ou vista em US prévio	34	2,8
Outros	32	2,6
Estadiamento de outros cânceres	26	2,1
Doença hepática crônica (cirrose)	21	1,7
Trauma abdominal	20	1,7
Suspeita de neoplasia abdominal	18	1,5
Pielonefrite (infecção do trato urinário)	17	1,4
Dor no hipocôndrio direito	15	1,2
Estadiamento de câncer colorretal	7	0,6
Sangramento do trato gastrointestinal	6	0,5
Estadiamento de câncer pancreático	6	0,5
Doença de Crohn	6	0,5
AngioTC aorta abdominal e ilíacas	5	0,4
Nódulo adrenal	5	0,4
Angio TC venosa abdome total	5	0,4
Reestadiamento de câncer	4	0,3
Isquemia mesentérica	3	0,2
Suspeita de metástase hepática	2	0,2
Disfagia	1	0,1
n (total)	1211	100

A Tabela 7 mostra os valores obtidos de CTDI, DLP Total, Distâncias lateral e ântero-posterior (AP), soma das distâncias lateral e AP, diâmetro eficaz, SSDE, dose efetiva e o número total de fases dos exames realizados.

Tabela 7 - Descrição dos indicadores resultantes dos exames realizados

	n	Média	Desvio-padrão	Mínimo	Máximo	Percentil 25	Mediana	Percentil 75
CTDI _{VOL} 1, mGy	1211	9,2	3,8	2,6	23,1	6,5	8,2	11,2
CTDI _{VOL} 2, mGy	748	8,5	3,6	2,8	23,4	6,1	7,7	10,1
CTDI _{VOL} 3, mGy	709	8,6	3,2	1,1	23,0	6,3	7,8	10,0
CTDI _{VOL} 4, mGy	443	8,2	2,8	2,9	23,4	6,1	7,6	9,7
CTDI _{VOL} 5, mGy	40	8,9	3,4	2,9	16,4	5,7	8,5	11,5
DLP1, mGy.cm	1211	411,3	200,0	24,6	1236,6	273,6	362,9	501,7
DLP Total, mGy.cm	1211	967,9	641,3	68,8	3737,7	423,0	860,4	1310,9
Distância lateral, cm	1211	31,2	4,6	8,9	45,5	28,2	31,2	34,1
Distância AP, cm	1211	23,4	4,6	10,5	45,0	20,1	23,4	26,5
Lat + AP, cm	1211	54,5	8,9	23,1	89,4	48,5	54,8	60,6
Diâmetro eficaz, cm	1211	26,3	4,5	0,0	43,4	23,6	26,6	29,6
SSDE, mGy	1211	12,6	4,3	0,0	40,0	9,4	11,5	15,0
Dose efetiva, mSv	1211	14,5	9,6	1,0	56,1	6,3	12,9	19,7
Total fases	1211	2,6	1,4	1,0	5,0	1,0	3,0	4,0

O CTDI_{VOL}1 médio foi de 9,2 mGy, variando de 2,6 mGy a 23,1 mGy. O DLP 1 médio foi de 411,3 mGy.cm, variando de 24,6 mGy.cm a 1236,6 mGy.cm. Já o DLP total teve média de 967,9 mGy.cm com mínimo de 68,8 mGy.cm e máximo de 3737,7 mGy.cm. O SSDE médio foi de 12,6 mGy, variando de 0,0 mGy a 40,0 mGy.

Verificou-se que os resultados de percentil 75 de CTDI_{vol}, SSDE e DLP dos exames realizados foram 11,2 mGy, 15,0 mGy e 501,7 mGy.cm, respectivamente, ficando dentro dos níveis de referência recomendados pela ACR que são de 15 mGy a 16 mGy, 18 mGy a 19 mGy e 705 mGy.cm a 781 mGy.cm respectivamente (ACR, 2018).

Foi observado que apenas 138 pacientes (11%) apresentaram doses acima das recomendadas, sendo que 120 tiveram níveis elevados de SSDE, 85 de CTDI e 77 de DLP. E destes pacientes, 53 apresentaram níveis elevados em somente um dos parâmetros, 26 de dois e 59 dos três. A média da soma dos diâmetros abdominais destes pacientes foi de 61,9 cm, enquanto que a média da amostra foi de 54,5 cm, demonstrando a relação direta da dose com os diâmetros abdominais.

Foram evidenciados em dois pacientes doses de SSDE muito altas, sendo 36,6 mGy e 40,0 mGy, comparativamente aos demais pacientes da amostra, onde o

percentil 75 foi de 15 mGy. Na verificação dos respectivos exames, observou-se que eram pacientes pediátricos, que realizaram exames no equipamento Philips, e o valor do produto corrente tempo permaneceu estável em 200 mAs durante toda a aquisição do exame, demonstrando que o modulador de dose automático não funcionou. O modulador de dose automático permite alterar a corrente do tubo de acordo com as dimensões dos pacientes ao longo da varredura, reduzindo a dose recebida por eles.

Estudos realizados por Tack et al. (2003) e Capaverde et al. (2014) demonstraram redução da dose em cerca de 20% nos exames que utilizaram a ferramenta de modulação de dose.

7.3 Análise de associações com os indicadores avaliados nos exames

Houve uma diferença significativa por unidade para os indicadores analisados CTDI, DLP Total, a soma das distâncias lateral e AP, SSDE, dose efetiva (valor- $p < 0,05$), exceto número de fases como apresentados na Tabela 8. Foram observadas maiores médias e medianas de CTDI, DLP total, SSDE e dose efetiva no Hospital Municipal se comparado ao SJT Novo Centro. Apesar do protocolo dos exames do equipamento da unidade Hospital Municipal apresentar menor tensão em relação ao da unidade Novo Centro (120 kVp versus 130 kVp), o produto corrente tempo é bem maior (200 mAs versus 110 mAs), o que poderia explicar estes maiores valores medidos.

Tabela 8 - Descrição dos indicadores resultantes dos exames realizados por unidade

Unidade	CTDI mGy	DLP Total mGy.cm	Distância Lateral + AP cm	SSDE mGy	Dose efetiva mSv	Total fases realizadas
Hospital Municipal						
Média	11,1	1173,1	53,3	15,4	17,6	2,7
Desvio-padrão	4,1	717,2	9,3	4,1	10,8	1,3
Mínimo	2,9	68,8	26,6	0,0	1,0	1,0
Máximo	23,1	3737,7	79,3	37,1	56,1	5,0
Percentil 25	8,0	553,0	46,6	12,7	8,3	1,0
Mediana	10,3	1088,4	53,2	14,8	16,3	3,0
Percentil 75	13,6	1634,5	59,4	18,0	24,5	4,0
SJT Novo Centro						
Média	7,5	780,5	55,7	10,1	11,7	2,5
Desvio-padrão	2,6	494,1	8,4	2,5	7,4	1,4
Mínimo	2,6	92,0	23,1	5,3	1,4	1,0
Máximo	19,8	2866,6	89,3	40,0	43,0	5,0
Percentil 25	5,9	352,5	50,5	8,7	5,3	1,0
Mediana	7,0	731,0	55,7	9,7	11,0	3,0
Percentil 75	8,5	1070,0	61,4	10,9	16,1	4,0
Valor-p*	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,140

*Teste Mann-Whitney

A análise dos resultados dos valores obtidos de CTDI, DLP Total, a soma das distâncias lateral e AP, SSDE, dose efetiva e o número total de fases dos exames realizados por gênero não demonstrou nenhuma diferença significativa como mostra a Tabela 9.

Tabela 9 - Descrição dos indicadores resultantes dos exames realizados por gênero

Gênero	CTDI mGy	DLP Total mGy.cm	Distância Lateral + AP cm	SSDE mGy	Dose efetiva mSv	Total fases realizadas
Masculino						
Média	9,4	1005,8	54,8	12,7	15,1	2,6
Desvio-padrão	4,0	659,5	9,2	4,6	9,9	1,4
Mínimo	2,7	92,0	23,1	5,5	1,4	1,0
Máximo	23,1	3457,0	81,9	40,0	51,9	5,0
Percentil 25	6,5	434,0	49,2	9,2	6,5	1,0
Mediana	8,5	893,0	55,3	11,6	13,4	3,0
Percentil 75	11,1	1396,2	61,3	15,2	20,9	4,0
Feminino						
Média	9,1	941,0	54,4	12,5	14,1	2,6
Desvio-padrão	3,7	627,2	8,7	4,0	9,4	1,4
Mínimo	2,6	68,8	31,9	0,0	1,0	1,0
Máximo	21,7	3737,7	89,4	26,3	56,1	5,0
Percentil 25	6,5	418,0	48,1	9,5	6,3	1,0
Mediana	8,1	849,0	54,4	11,5	12,7	3,0
Percentil 75	11,2	1234,5	60,0	14,7	18,5	4,0
Valor-p*	0,494	0,101	0,140	0,934	0,101	0,668

*Teste Mann-Whitney

Houve uma correlação significativa e direta entre idade e CTDI, DLP total, distância, dose efetiva e total de fases por meio do coeficiente de correlação de Spearman (Tabela 10). Isso indica que quanto maior a idade, maiores foram os valores de CTDI, DLP, distância, dose efetiva e maior o número de fases do exame. O SSDE, que utiliza um fator de correção baseado nos diâmetros abdominais (quanto maior o diâmetro abdominal menor é o fator de correção), foi o único parâmetro que apresentou uma relação inversa, ou seja, quanto maior a idade, menor o SSDE; no entanto, essa relação não pode ser considerada por não ter sido significativa como mostram os dados da Tabela 10 (p maior que 0,05).

Tabela 10 - Correlação entre os indicadores resultantes dos exames realizados e a idade dos pacientes

	Idade	
	Coeficiente*	Valor-p
CTDI, mGy	0,097	0,001
DLP Total, mGy.cm	0,082	0,004
Distância lateral + AP, cm	0,278	<0,001
SSDE, mGy	-0,022	0,434
Dose efetiva, mSv	0,082	0,004
Total fases	0,065	0,023

*Correlação de Spearman

Houve uma diferença significativa por indicações clínicas considerando os agrupamentos realizados para todos os indicadores analisados (valores-p<0,05), exceto distância lateral + AP (valor-p=0,160) segundo os dados apresentados na Tabela 11. Observou-se maior mediana de CTDI e SSDE para o protocolo contraste fase única, maior mediana de DLP total e dose efetiva para o protocolo hipervascular.

Tabela 11- Descrição dos indicadores resultantes dos exames realizados por indicação considerando os agrupamentos realizados

Indicação	CTDI mGy	DLP 1 mGy.cm	DLP Total mGy.cm	Distância Lateral + AP cm	SSDE mGy	Dose efetiva mSv	Total fases realizadas
Protocolo sem contraste							
Percentil 25	6,6	282,4	315,0	48,6	9,5	4,7	1,0
Mediana	8,1	361,7	458,5	55,3	10,9	6,9	1,0
Percentil 75	10,3	471,8	919,4	61,5	13,7	13,8	3,0
Protocolo com contraste fase única							
Percentil 25	6,8	278,5	559,1	48,2	9,8	8,4	1,0
Mediana	8,9	387,5	1003,7	54,4	12,9	15,1	3,0
Percentil 75	12,2	555,2	1485,9	59,6	16,3	22,3	4,0
Protocolo hipervascular							
Percentil 25	6,5	285,8	713,0	45,3	9,4	10,7	3,0
Mediana	8,3	377,8	1177,5	53,6	12,3	17,7	4,0
Percentil 75	10,4	496,3	1551,7	61,2	14,8	23,3	4,0
Protocolo lesões hepáticas							
Percentil 25	6,2	250,9	891,0	49,7	8,8	13,4	4,0
Mediana	7,8	304,3	1131,0	54,6	10,5	17,0	4,0
Percentil 75	10,3	504,5	1644,7	59,3	14,4	24,7	4,0
Protocolo urotomografia							
Percentil 25	6,3	274,9	386,0	50,8	9,5	5,8	1,0
Mediana	7,8	344,3	919,5	57,8	10,2	13,8	3,5
Percentil 75	10,2	454,8	1337,3	63,4	12,3	20,1	4,0
Protocolo angiotomografia							
Percentil 25	6,2	294,3	677,5	47,3	8,5	10,2	2,0
Mediana	7,6	373,4	981,1	61,6	9,5	14,7	3,0
Percentil 75	9,3	432,9	1349,0	64,0	12,7	20,2	3,5
Protocolo câncer							
Percentil 25	5,9	234,7	864,0	48,8	8,7	13,0	3,0
Mediana	7,9	317,2	1111,0	55,0	10,9	16,7	4,0
Percentil 75	11,7	481,2	1394,5	59,5	15,5	20,9	4,0
Protocolo adrenal							
Percentil 25	5,3	223,7	269,0	45,6	8,4	4,0	1,0
Mediana	6,6	267,0	447,0	51,9	9,8	6,7	3,0
Percentil 75	7,9	344,2	1091,5	59,6	10,9	16,4	4,5

Continua

Continuação da Tabela 11

Indicação	CTDI mGy	DLP 1 mGy.cm	DLP Total mGy.cm	Distância Lateral + AP cm	SSDE mGy	Dose efetiva mSv	Total fases realizadas
Protocolo não especificado							
Percentil 25	5,4	228,0	442,4	45,7	8,9	6,6	1,0
Mediana	7,2	292,0	861,0	51,6	10,0	12,9	3,0
Percentil 75	9,9	459,9	1179,6	57,0	14,2	17,7	4,0
Valor-p*	0,006	0,010	<0,001	0,160	<0,001	<0,001	<0,001

*Teste Kruskal-Wallis

As Figuras 6 a 11 ilustram os resultados apresentados na Tabela 11.

Figura 6 - Box-plot dos valores de CTDI por indicações agrupadas

Figura 9 - Box-plot dos valores de SSDE por indicações agrupadas

Figura 10 - Box-plot dos valores de dose efetiva por indicações agrupadas

Figura 11 - Box-plot dos valores de distância lateral + AP por indicações agrupadas

Os resultados apresentados na Tabela 12 mostram a correlação dos indicadores avaliados dos exames segundo as indicações clínicas mais prevalentes. Indicam maiores valores medianos de CTDI e SSDE para os exames realizados nos casos de obstrução intestinal, de DLP para icterícia/colestase e de distância lateral + AP para massa abdominal palpável ou vista em ultrassonografia abdominal prévia.

Tabela 12 - Descrição dos indicadores resultantes dos exames realizados segundo indicações mais frequentes

Indicação	Estatística	CTDI mGy	DLP1 mGy.cm	DLPTotal mGy.cm	Distância Lateral + AP cm	SSDE mGy	Dose efetiva mSv	Total fases realizadas
contraindicação ao contraste	n	58	57	58	58	58	58	58
	Percentil 25	6,9	261,7	263,9	49,2	9,7	4,0	1,0
	Mediana	8,9	369,7	387,5	55,2	12,1	5,8	1,0
	Percentil 75	12,5	556,7	563,5	62,8	15,0	8,5	1,0
doença hepática crônica (cirrose)	n	21	21	21	21	21	21	21
	Percentil 25	6,1	261,2	972,5	53,7	8,8	14,6	4,0
	Mediana	8,0	320,8	1166,6	55,8	12,3	17,5	4,0
	Percentil 75	12,1	542,8	1880,9	59,5	14,2	28,2	4,0
dor abdominal aguda (não localizada)	n	45	45	45	45	45	45	45
	Percentil 25	6,4	279,9	441,8	41,9	10,9	6,6	1,0
	Mediana	8,8	411,2	944,0	48,6	13,4	14,2	3,0
	Percentil 75	12,1	567,8	1493,3	57,1	16,5	22,4	4,0
dor abdominal não especificada	n	248	248	248	248	248	248	248
	Percentil 25	6,7	272,9	558,1	46,9	9,4	8,4	1,0
	Mediana	8,4	370,9	968,4	54,4	12,4	14,5	3,0
	Percentil 75	11,8	537,4	1401,8	59,3	16,2	21,0	4,0
dor em flanco direito ou esquerdo	n	55	55	55	55	55	55	55
	Percentil 25	6,1	276,3	343,0	48,4	9,6	5,1	1,0
	Mediana	7,6	351,8	809,0	55,0	10,6	12,1	3,0
	Percentil 75	10,8	473,6	1292,0	59,3	13,8	19,4	4,0
dor na fossa ilíaca direita - apendicite	n	66	66	66	66	66	66	66
	Percentil 25	6,8	289,7	318,4	42,7	10,9	4,8	1,0
	Mediana	8,4	394,9	656,7	47,8	13,7	9,8	1,0
	Percentil 75	12,5	580,7	1209,0	54,6	18,5	18,1	3,0
dor na fossa ilíaca esquerda - diverticulite	n	49	49	49	49	49	49	49
	Percentil 25	6,8	289,2	352,0	53,3	9,3	5,3	1,0
	Mediana	8,6	407,0	477,3	57,3	11,2	7,2	1,0
	Percentil 75	11,1	516,9	1024,7	62,6	13,4	15,4	3,0
estadiamento de outros cânceres	n	26	26	26	26	26	26	26
	Percentil 25	5,3	203,0	809,5	47,0	8,2	12,1	3,0
	Mediana	7,7	316,3	1079,7	54,5	10,6	16,2	4,0
	Percentil 75	12,3	460,9	1469,6	60,8	15,0	22,0	4,0
icterícia/colestase	n	35	36	35	35	35	35	35
	Percentil 25	7,4	283,6	888,0	49,8	11,2	13,3	3,0
	Mediana	9,9	461,9	1407,4	53,4	14,4	21,1	4,0
	Percentil 75	13,0	624,7	2044,8	59,7	17,4	30,7	4,0

continua

Continuação da Tabela 12

Indicação	Estatística	CTDI mGy	DLP1 mGy.cm	DLPTotal mGy.cm	Distância Lateral + AP cm	SSDE mGy	Dose efetiva mSv	Total fases realizadas
litíase renal (cálculo renal/nefrolitíase)	n	249	249	249	249	249	249	249
	Percentil 25	6,3	280,8	321,5	50,0	9,3	4,8	1,0
	Mediana	7,8	345,1	458,0	56,7	10,5	6,9	1,0
	Percentil 75	9,6	427,4	905,0	61,9	12,3	13,6	3,0
massa abdominal palpável ou vista em US prévio	n	34	34	34	34	34	34	34
	Percentil 25	6,5	285,8	713,0	50,4	8,8	10,7	3,0
	Mediana	7,8	356,5	1138,5	58,5	10,7	17,1	4,0
	Percentil 75	11,0	527,3	1551,7	63,2	14,9	23,3	4,0
nódulo hepático	n	41	41	41	41	41	41	41
	Percentil 25	5,8	213,7	855,8	48,8	8,1	12,8	4,0
	Mediana	6,8	282,9	1051,0	54,6	9,3	15,8	4,0
	Percentil 75	8,5	330,7	1215,0	59,7	10,3	18,2	4,0
obstrução intestinal	n	49	49	49	49	49	49	49
	Percentil 25	8,5	377,1	503,2	50,6	12,9	7,5	1,0
	Mediana	11,3	503,4	1046,3	56,2	15,3	15,7	3,0
	Percentil 75	14,1	644,8	1647,1	62,3	18,6	24,7	4,0
pancreatite aguda	n	39	39	39	39	39	39	39
	Percentil 25	7,3	286,3	1010,0	50,9	10,3	15,2	4,0
	Mediana	9,9	347,9	1240,3	56,5	14,1	18,6	4,0
	Percentil 75	14,0	516,1	1804,3	61,7	18,0	27,1	4,0
trauma abdominal	n	20	20	20	20	20	20	20
	Percentil 25	6,6	290,6	648,0	40,5	11,2	9,7	3,0
	Mediana	8,4	432,5	1271,0	49,1	13,9	19,1	3,0
	Percentil 75	10,4	494,7	1575,2	53,2	15,0	23,6	4,0
urotomografia - nódulo/cisto/hematúria	n	44	44	44	44	44	44	44
	Percentil 25	6,3	274,9	386,0	50,8	9,5	5,8	1,0
	Mediana	7,8	344,3	919,5	57,8	10,2	13,8	3,5
	Percentil 75	10,2	454,8	1337,3	63,4	12,3	20,1	4,0
Valor-p*		<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001

*Teste Kruskal-Wallis

As Figuras 12 a 16 ilustram os resultados apresentados na Tabela 12.

Figura 12 - Box-plot dos valores de CTDI segundo principais indicações

Figura 13 - Box-plot dos valores de DLP segundo principais indicações

Figura 14 - Box-plot dos valores de DLP total segundo principais indicações

Figura 15 - Box-plot dos valores de distância lateral + AP segundo principais indicações

Figura 16 - Box-plot dos valores de SSDE segundo principais indicações

As Figuras 17 a 19 apresentam os gráficos de dispersão entre as medições de CTDI e distâncias lateral + AP, CTDI e SSDE e distâncias lateral + AP e SSDE. Em todas as comparações as correlações podem ser consideradas significativas (valor- $p < 0,05$).

Figura 17 - Dispersão dos valores de CTDI e distância lateral+AP

Figura 18 - Dispersão dos valores de CTDI_{vol} e SSDE

Figura 19 - Dispersão dos valores de distância lateral+AP e SSDE

No estudo da relação entre o $CTDI_{vol}$ e a distância lateral + AP observa-se uma correlação direta e forte ($r = 0,62$). Esta correlação direta e forte também foi demonstrada nas relações entre o SSDE e o $CTDI_{vol}$. ($r = 0,92$), ou seja, quanto maiores os diâmetros abdominais, maiores são as doses nos exames realizados.

Também foi evidenciada uma relação direta entre a distância lateral + AP e SSDE; no entanto, esta foi moderada ($r = 0,30$), demonstrando o efeito do fator de correção aplicado ao cálculo da dose desta grandeza.

As Figuras 20 e 21 apresentam os gráficos de dispersão entre valores da razão das medições dos diâmetros lateral e AP e os valores de $CTDI$ e SSDE. As correlações apresentaram valores de $p < 0,05$, portanto, podem ser consideradas significativas.

Figura 20 - Dispersão dos valores da razão entre as distâncias lateral e AP e o $CTDI_{vol}$

Figura 21 - Dispersão dos valores da razão entre as distâncias lateral e AP e o SSDE

Na comparação entre a razão das distâncias lateral e AP com $CTDI_{vol}$ ou com SSDE, a correlação foi inversa e classificada como fraca (coeficiente negativo e inferior a 0,30). Entende-se que quanto mais próximo de 1 for a razão entre as distâncias, maior é o diâmetro AP abdominal, indicando a possibilidade de obesidade. Quanto maior a razão entre as distâncias, mais magro é o paciente. Os resultados permitem concluir que pacientes obesos recebem doses maiores que pacientes magros, corroborando com os dados da literatura que atestam doses maiores em pacientes com maior índice de massa corporal - IMC (RODRIGUES et al., 2012; CAPAVERDE et al., 2014).

O número de fases realizadas é um indicador que apresenta relação linear com a dose que os pacientes recebem durante os exames realizados. Os resultados revelaram uma relação direta e significativa entre DLP total e o número de fases, isto é, há um aumento nos valores de DLP total à medida que aumenta o número de fases, com coeficiente de correlação igual 0,75 ($p < 0,01$). A Figura 22 apresenta estes dados.

Figura 22 - Box-plot dos valores de DLP total por número de fases realizadas

As Figuras 23 e 24 são Box-plot que ilustram a relação do número de fases realizadas nos exames segundo as indicações clínicas agrupadas e as principais indicações clínicas.

Figura 23 - Box-plot do número total de fases por indicações agrupadas

Figura 24 - Box-plot do número total de fases segundo principais indicações

Houve uma média de 3 fases por exame, sem diferença estatisticamente significativa entre as unidades ou por gênero.

O mesmo número de pacientes, 404 (33,3 %), realizou o exame com uma fase ou com quatro fases. Apenas 3,4% dos pacientes fizeram o exame com duas fases e 21,8% o fizeram com 3 fases.

Menos de 5 % dos pacientes fizeram apenas uma fase por apresentarem contraindicação ao uso do contraste, o que impedia a realização de mais de uma fase.

Na grande maioria dos exames de tomografia computadorizada de abdome e pelve, a realização de apenas uma fase é o suficiente para se chegar ao diagnóstico nosológico. Estudos com múltiplas fases devem ser reservados para alguns casos com indicações específicas que otimizam a detecção e caracterização de lesões (JOHNSON e FISHMAN, 2013; COSTA et al., 2013; SALVADORI et al., 2013; ROMANO et al., 2015).

Em algumas indicações clínicas como dor na fossa ilíaca direita (apendicite aguda), dor na fossa ilíaca esquerda (diverticulite) e litíase renal, geralmente uma fase sem contraste é o suficiente para se concluir o exame e chegar a um diagnóstico final. No entanto, o que se pode observar foi que apenas 50% dos pacientes com estas indicações clínicas realizaram uma fase, 25% de duas a três fases e 25% mais de três fases.

Foi observado que em todas as indicações clínicas houve pacientes que realizaram cinco fases, exceto no protocolo de angiotomografia, demonstrando um excesso de fases realizadas.

Um grande número de pacientes, cerca de 50%, realizou três ou mais fases, indicando a execução da fase de equilíbrio. Já existem dados suficientes na literatura de que esta fase pode ser suprimida do protocolo sem prejuízo na capacidade diagnóstica do método, principalmente nas indicações oncológicas, abdome agudo e traumas abdominais quando não há suspeita de lesão renal (JOHNSON e FISHMAN, 2013; SALVADORI et al., 2013).

Em todas as indicações clínicas foram realizadas fases sem contraste seguidas de fases contrastadas. Dados na literatura sugerem que, em algumas indicações clínicas específicas, a fase sem contraste pode ser suprimida do protocolo e as fases pós-contraste podem ser realizadas como as primeiras fases, sem detrimento do diagnóstico, como nos casos de nódulos hepáticos (hipo ou hipervasculares), estadiamento tumoral, carcinoma pancreático, pancreatite aguda, pielonefrite, apendicite, diverticulite, linfoma e pesquisa de coleções intracavitárias (JOHNSON e FISHMAN, 2013; COSTA et al., 2013; ROMANO et al., 2015).

Em todas as indicações clínicas foi possível observar uma variabilidade muito grande no número de fases executadas, demonstrando a falta de critério e consenso nos protocolos executados pela equipe de técnicos orientada pelos radiologistas. Todas as indicações tiveram exames com quatro fases executadas e em apenas duas indicações clínicas das mais prevalentes (trauma abdominal e dor nos flancos), não tiveram exames com cinco fases, revelando uma situação contrária ao que a literatura mais recente preconiza, ou seja, reduzir o número de fases e consequentemente reduzir a dose dos pacientes (JOHNSON e FISHMAN, 2013; COSTA et al., 2013; SALVADORI et al., 2013; ROMANO et al., 2015).

Vários outros trabalhos da literatura vêm concluindo que a supressão de uma ou mais fases dos exames de abdome não trazem prejuízo à acurácia do diagnóstico. Iannaccone et al. concluíram que a fase sem contraste não dificultava a identificação de hepatocarcinomas em pacientes com cirrose hepática, podendo ser suprimida do protocolo (IANNACCONE et al., 2005). Imbriaco et al. analisaram exames com suspeita de câncer de pâncreas e demonstraram que a realização de apenas uma fase pós-contraste era o suficiente para um diagnóstico e estadiamento desta neoplasia (IMBRIACO et al., 2005). Leite et al. concluíram que a fase sem contraste não era fundamental para o diagnóstico em várias indicações clínicas (LEITE et al., 2008). Metser et al. comprovaram que para detecção de tumores do trato urinário alto e baixo, a fase portal é mais eficiente que a fase de equilíbrio, sendo esta última desnecessária para o seu diagnóstico (METSER et al., 2012).

7.4 Teste de normalidade

Nenhum dos indicadores analisados apresentou distribuição normal, segundo resultados do Teste de Kolmogorov-Smirnov (valores- $p < 0,05$), demonstrados na Tabela 13.

Tabela 13 - Teste de Kolmogorov-Smirnov dos indicadores analisados

	Kolmogorov-Smirnov ^a		
	Estatística	Graus de liberdade	Valor-p
CTDI _{vol} (mGy)	0,112	1210	0,000
DLPTotal (mGy.cm)	0,090	1210	0,000
SSDE (mGy)	0,113	1210	0,000
Dose efetiva (mSv)	0,090	1210	0,000
Total fases	0,261	1210	0,000

8 CONCLUSÕES

Apesar de uma pequena diferença nas medições de dose encontradas nos testes clínicos quando comparadas às informadas pelo equipamento, a grande maioria dos exames não ultrapassou os níveis de referência de diagnóstico recomendados pela ACR (2018).

Os resultados permitem concluir que a dose de radiação recebida pelos pacientes nos exames realizados está diretamente relacionada com algumas características inerentes ao paciente, o que não pode ser mudado, e ao número de fases realizadas, que é dependente dos protocolos estabelecidos pela equipe médica.

Os protocolos pré-estabelecidos em exames de TC de abdome de acordo com a indicação clínica permitem pouca variação no número de fases realizadas em um serviço. Para isso é necessário um consenso entre os médicos radiologistas, que fazem os relatórios, e um treinamento da equipe de técnicos de radiologia, para que não realizem fases demasiadas nem deixem de realizar fases imprescindíveis, para o diagnóstico de patologias importantes. A grande variabilidade no número de fases e em excesso, que pode ser observado em todas as indicações clínicas neste trabalho, demonstra a falta de protocolo nos exames dos serviços. Isso implica diretamente em uma maior dose dos pacientes.

Foi possível observar a urgente necessidade de se readequar e padronizar os protocolos de exames dirigidos para a suspeita clínica, permitindo o uso racional com imediata redução no número de fases realizadas e consequentemente minimizar a dose que os pacientes recebem na realização destes exames.

9 RECOMENDAÇÕES PARA REDUÇÃO DA DOSE

A seguir é apresentada uma série de recomendações com o objetivo único de reduzir a dose dos pacientes que realizam exames de tomografia computadorizada de abdome e pelve.

- 1- Manter os equipamentos com manutenção em dia, calibrados e com controle de qualidade, evitando o aumento de dose por avaria.
- 2- Estabelecer protocolos de exames dirigidos pela indicação clínica limitando o número de fases realizadas.
- 3- Ajustar os parâmetros de aquisição e o número de fases em exames de “follow up” de uma lesão conhecida.
- 4- Diminuir ao máximo possível (para não aumentar muito o ruído) os parâmetros de exposição, adequando a tensão aplicada e o produto corrente tempo ao biotipo do paciente.
- 5- Limitar a área de aquisição à região de interesse.
- 6- Dar treinamento e conscientizar a equipe de técnicos de radiologia sobre a importância de seguir os protocolos e evitar a execução de fases desnecessárias.

10 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AAPM, AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, **Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT**. The report of AAPM task group n. 220, 2014.

ACR, AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, SOCIETY FOR PEDIATRIC RADIOLOGY, **Practice Parameter for Diagnostic Reference Levels and Achievable Doses in Medical x-Ray Imaging**. Practice Guideline, 2018.

Disponível em: < <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/Diag-Ref-Levels.pdf>>. Acesso em: 30/04/2019.

ACR, AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, **Appropriateness Criteria List**. Disponível em: < <https://acsearch.acr.org/list> >. Acesso em: 06/04/2019.

ANS, AGÊNCIA NACIONAL DE SAÚDE SUPLEMENTAR, Mapa Assistencial da Saúde Suplementar 2018. Disponível em: <http://www.ans.gov.br/images/stories/noticias/pdf/Mapa_Assistencial_2018.pdf>. Acesso em: 25/11/2019.

ANVISA, AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. **Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico**. Ministério da Saúde. Brasília, (Portaria 453), 1998.

BRENNER, D. J.; HALL, E. J. H. Computed Tomography - An increasing source of radiation exposure. *The New England Journal of Medicine*, v. 357, n. 22, p. 2277-2284, 2007.

BRENNER, D. J. Slowing the increase in the population dose resulting from CT scans. *Radiation Research Society*, v. 174, p. 809-815, 2010.

BUSHONG, S. C. **Ciência Radiológica para Tecnólogos**. 9a. Ed. São Paulo: Elsevier, 2010.

CAPAVERDE, A.S.; PIMENTEL, J.; FRONER, A.P.P.; SILVA, A.M.M. Relação entre a estimativa de dose de radiação em pacientes submetidos a exames de tomografia computadorizada do abdômen e o índice de massa corporal. **International Joint Conference RADIO 2014**, Gramado, RS, Brazil, Agosto, 26-29, 2014.

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, n. 4, p. 881-889, 2010.

CNEN, COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR, **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**, NN-3.01, Resolução 164/14, Rio de Janeiro (2014).

COSTA, D. M. C.; SALVADORI, P. S. S.; MONJARDIM, R. F.; BRETAS, E. A. S.; TORRES, L. R.; CALDANA, R. P.; SHIGUEOKA, D. C.; MEDEIROS, R. B.; D'IPPOLITO, G. Quando a fase sem contraste intravenoso é desnecessária nos exames de tomografia computadorizada do abdome? Análise retrospectiva de 244 casos. **Radiologia Brasileira**, v. 46, n. 4, p.197-202, 2013.

COSTA, P. R.; YOSHIMURA, E. M.; NERISSIAN, D. Y.; MELO, C. S. Correlação entre dose efetiva e riscos radiológicos: conceitos gerais. **Radiologia Brasileira**, v. 49, n. 3, p.176-181, 2016.

DALMAZO, J., ELIAS, JÚNIOR J., BROCCCHI, M. A. C., COSTA, P. R., MARQUES, P. M. A. Otimização da dose em exames de rotina em tomografia computadorizada: estudo de viabilidade em um hospital universitário. **Radiologia Brasileira**, v. 43, n. 4, p.241-248, 2010.

DOVALES, A.C.M.; ROSA, L.A.R.; KESMINIENE, A.; PEARCE, M.S.; VIEGA L.H. Patterns and trends of computed tomography usage in outpatients of the Brazilian public healthcare system, 2001-2011. ***Journal of Radiological Protection***, v. 36, n. 3, p. 547-560, 2016.

HUDA, W.; ATHERTON, J. V.; WARE, D. E.; CUMMING, W. A. An approach for the estimation of effective radiation dose at CT in pediatric patients. ***Radiology***, v. 203, n. 2, p. 417-422, 1997.

HUDA, W.; OGDEN, K. M.; KHORASANI, M. R. Converting dose-length product to effective dose at CT. ***Radiology***, v. 248, n. 3, p. 995-1003, 2008.

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Dosimetry in Diagnostic Radiology: an International Code of Practice**. Relatório Técnico IAEA TRS 457, IAEA, Vienna, 2007.

IANNACCONE, R.; LAGHI, A.; CATALANO, C.; ROSSI, P.; MANGIAPANE, F.; MURAKAMI, T.; HORI, M.; PIACENTINI, F.; NOFRONI, I.; PASSARIELLO, R. Hepatocellular carcinoma: role of unenhanced and delayed phase multi-detector row helical CT in patients with cirrhosis. ***Radiology***, v. 234, n. 2, p. 460-467, 2005.

IMBRIACO, M.; MEGIBOW, O.J.; RAGOZZINO, A.; LIUZZI, R.; MAINENTI, P.; BORTONE, S.; CAMERA, L.; SALVATORE, M. Value of the single-phase technique in MDCT assessment of pancreatic tumors. ***American Journal of Radiology***, v. 184, p. 1111-1117, 2005.

JOHNSON, P.; FISHMAN, E.K.; Routine use of precontrast and delayed acquisitions in abdominal CT: time for change. ***Abdominal Imaging***, v. 38, p. 215-223, 2013.

KIKUTI, C.F.; SALVADORI, P. S.; COSTA, D.M.C.; D'IPPOLITO, G.; MEDEIROS, R.B. Estimativa da dose em exames de tomografia de abdome com base nos valores de DLP. ***IX Latin American IRPA Regional Congress on Radiation Protection and Safety – IRPA 2013***, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 15-19 de abril, 2013.

LEITE, A.P.K.; MATTOS, L.A.; PINTO, G.A.D.H.; SCACIOTA, A.P.; FRANCO, R.M.A.M.M.; ANDREONI, C.; LEDERMAN, H.M.; D'IPPOLITO, G. O valor da fase sem contraste na tomografia computadorizada do abdome. **Radiologia Brasileira**, v. 41, n. 5, p. 289–296, 2008.

MADRIGANO, R. R.; ABRÃO, K. C. A.; PUCHNICK A.; REGACINI, R. Avaliação do conhecimento de médicos não radiologistas sobre aspectos relacionados à radiação ionizante em exames de imagem. **Radiologia Brasileira**, v. 47, n. 4, p. 210-216, 2014.

MARTIN, C. J. Effective dose: how should it be applied to medical exposures? **The British Journal of Radiology**, v. 80, n. 956, p. 639-647, 2007.

MAUÉS, N. H. P. B. ; ALVES, A. F. F.; PAVAN, A. L. M.; RIBEIRO, S. M.; YAMASHITA, S.; TRINDADE A. P.; MASCARENHAS, Y. M.; NICOLUCCI, P.; PINA, D. R.; Abdomen–pelvis computed tomography protocol optimization: an image quality and dose assessment. **Radiation Protection Dosimetry**, p. 1–7, 2018.

McCOLLOUGH, C. H; LENG, S.; YU, L.; CODY, D. D.; BOONE, J. M.; McNITT-GRAY, M. F. CT dose index and patient dose: they are not the same thing. **Radiology**, v. 259, n. 2, p. 311-316, 2011.

McCOLLOUGH, C.; BRANHAM, T.; HERLIHY, V.; BHARGAVAN, M.; ROBBINS, L.; BUSH, K.; McNITT-GRAY, M.; PAYNE, T.; RUCKDESCHER, T.; PFEIFFER, D.; CODY, D.; ZEMAN, R. Diagnostic reference levels from the ACR CT Accreditation Program. **Journal of the American College of Radiology**, v. 8, n. 11, p. 795–803, 2011.

METSER, U.; GOLDSTEIN, M.A.; CHAWLA, T.P.; FLESHNER, N.E.; JACKS, L.M.; O'MALLEY, M. E. Detection of urothelial tumors: comparison of urothelial phase with excretory phase CT urography – a prospective study. **Radiology**, v. 264, n. 1, p.110–118, 2012.

MORIN, R. L.; GERBER, T. C.; McCOLLOUGH, C. H. Radiation dose in computed tomography of the heart. **Circulation**, v. 107, n. 6, p. 917-922, 2003.

O'NEILL, S.; KAVANAG, R.G.; CAREY, B.W.; MOORE, M.; MAHER, M.; O'CONNOR, O. J.; Using body mass index to estimate individualised patient radiation dose in abdominal computed tomography. **European Radiology Experimental**, v. 38, n. 2, p. 1-8 , 2018.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. **Física das Radiações**. São Paulo: Oficina de Textos; 2010.

PAGANO, M.; GAUVREAU, K. **Princípios de bioestatística**. 1ª Ed. São Paulo: Thomson, 2004.

PARAKH, A.; KORTESNIEMI, M.; SCHINDERA, S. T. CT radiation dose management: a comprehensive optimization process for improving patient safety. **Radiology**, v. 280, n. 3, p. 663-673, 2016.

PAOLICCHI, F.; FAGGIONI, L.; BASTIANI, L.; MOLINARO, S; CARAMELLA, D.; BARTOLOZZI, C. Real practice radiation dose and dosimetric impact of radiological staff training in body CT examinations. **Insights Imaging**, v.4, p. 239-244, 2013.

RADIOPAEDIA. **Dose length product**. Disponível em: <https://radiopaedia.org/articles/dose-length-product>. Acesso em 20/12/2019.

RODRIGUES, S. I.; ABRANTES, A. F.; RIBEIRO, L. P.; ALMEIDA R. P. P. Estudo da dose nos exames de tomografia computadorizada abdominal em um equipamento de 6 cortes. **Radiologia Brasileira**, v. 45, n. 6, p. 326-333, 2012.

ROMANO, R. F. T.; SALVADORI, P. S.; TORRES L. R.; BRETAS, E. A. S.; BEKHOR, D.; CALDANA, R. P.; MEDEIROS, R. B.; D'IPPOLITO G. Readequação de protocolos de exames de tomografia computadorizada de abdome em um hospital universitário: impacto na dose de radiação. **Radiologia Brasileira**, v. 48, n. 5, p. 292-297, 2015.

SALVADORI, P. S.; COSTA, D. M. C.; ROMANO, R. F. T.; GALVÃO, B. V. T.; MONJARDIM, R. F.; BRETAS, E. A. S.; RIOS, L. T.; SHIGUEOKA, D. C.; CALDANA, R. P.; D'IPPOLITO, G. Quando a fase de equilíbrio pode ser suprimida nos exames

de tomografia computadorizada de abdome? **Radiologia Brasileira**, v. 46, n. 2, p. 65-70, 2013.

SCHINDER, S. T.; TREIER, R.; VON ALLMEN, G. ; NAUER, C.; TRUEB P. R.; VOCK, P.; SZUCS-FARKAS, S. An education and training programme for radiological institutes: impact on the reduction of the CT radiation dose. **European Radiology**, v. 21, p. 2039-2045, 2011.

SHRIMPTON, P.C.; HILLIER, M.C.; LEWIS, M.A.; DUNN, M. Doses from computed tomography (CT) examinations in the UK: 2003 review. Chilton, UK: National Radiological Protection Board, **Report** NRPB-W67, 2005.

SMITH-BINDMAN, R.; LIPSON, J.; MARCUS, R.; KIM, K. P.; MAHESH, M.; GOULD, R.; BERRINGTON DE GONZÁLEZ, A.; MIGLIORETTI, D. L. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. **Archives of Internal Medicine**, v. 169, n. 22, p. 2078-2086, 2009.

SOARES, J. C. A. C. R. **Princípios de Física em Radiodiagnóstico**. 2a. Ed. São Paulo: Colégio Brasileiro de Radiologia, 2008.

TACK, D.; MAERTELAE, V.; GEVENOIS, P. A.; Dose reduction in multidetector CT using attenuation-based onlinetube current modulation. **American Journal of Radiology**, v. 181, p. 331-334, 2003.

ZANCA, F.; DEMETER, M.; OYEN, R.; BOSMANS, H. Excess radiation and organ dose in chest and abdominal CT due to CT acquisition beyond expected anatomical boundaries. **European Radiology**, v. 22, p.779-788, 2012.

WASZCZUK, T.; GUZIŃSKI, M.; GARCAREK, J.; SAŚIADEK, M. Triple-phase abdomen and pelvis computed tomography: standard unenhanced phase can be replaced with reduced-dose scan. **Polish Journal of Radiology**, v. 83, p.166-170, 2018.

ANEXO 1 – Cópia do Parecer consubstanciado do comitê de ética

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: DETERMINAÇÃO DA DOSE DE RADIAÇÃO EM PACIENTES SUBMETIDOS A EXAMES DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE ABDOME EM UM SERVIÇO DE RADIOLOGIA E DIAGNÓSTICO POR IMAGEM

Pesquisador: FABRICIO MAIA TORRES ALVES

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 88004618.5.0000.5095

Instituição Proponente: União Educacional do Vale do Aço Ltda

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.818.225

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um estudo transversal, descritivo, com o objetivo de verificar a dose de radiação dos exames de tomografia computadorizada do abdome realizados em um serviço de radiologia e diagnóstico por imagem. As doses estimadas dos exames serão correlacionadas com a indicação clínica, de acordo com o pedido médico, anexado ao cadastro do paciente.

Serão analisados todos os registros dos pacientes que compareceram ao referido serviço e realizaram o exame de TC de abdome, com recorte temporal de 1º de Janeiro de 2017 a 31 de dezembro de 2017, composta por cerca de 1.200 exames.

Ressalta-se que os pesquisadores não terão contato com os pacientes e nem com os resultados dos exames analisados, apenas com o relatório contendo as variáveis tensão (kV), produto corrente tempo (mAs), índice de dose na TC (CTDIvol) e do produto dose-extensão (DLP), de cada fase realizada (que podem ser até cinco) os quais serão estudados de forma retrospectiva.

Além disso, serão coletados dados pessoais dos pacientes que constam na ficha de cadastro do paciente como idade, gênero e os pedidos médicos dos exames com as indicações clínicas, registrados no sistema. A hipótese apresentada busca avaliar se existe uma variabilidade grande da dose estimada de radiação em exames de tomografia computadorizada de abdome (TC) com indicações clínicas diferentes e também nos exames realizados com a mesma indicação clínica.

Endereço: Av. Presidente Tancredo Neves nº 3500, Bloco U, sala 107.

Bairro: Bairro Universitário **CEP:** 35.170-056

UF: MG **Município:** CORONEL FABRICIANO

Telefone: (31)3846-5687

Fax: (31)3846-5687

E-mail: etica@unilestemg.br

Continuação do Parecer: 2.818.225

Objetivo da Pesquisa:

GERAL

Analisar a dose de radiação estimada em pacientes que realizaram tomografia computadorizada (TC) de abdome em um serviço de radiologia e diagnóstico por imagem, estudando os relatórios de dose emitidos automaticamente pelo aparelho após cada exame.

ESPECÍFICOS

- Comparar a dose estimada em exames de TC de abdome com a indicação clínica e os dados da literatura.
- Apresentar um conjunto de recomendações que permitam subsidiar propostas de redução de dose nos exames a serem realizados.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos

Os pesquisadores avaliam o estudo com riscos mínimos, pois o mesmo não prevê contato direto com os pacientes, as variáveis serão coletadas pelo banco de dados do RIS e PACS da Clínica São Judas Tadeu. Os riscos previstos incluem alteração da rotina dos trabalhadores do setor, além do risco de exposição das informações presentes nos pedidos médicos durante a coleta de dados. A minimização de riscos previstos terá como base o estabelecimento de uma boa relação com os trabalhadores presentes no setor, explicando o objetivo do estudo, de forma a não atrapalhar o processo de trabalho dos mesmos. Além disso, informam que manterão o sigilo total das informações, garantindo o anonimato dos dados coletados de forma que a identificação do solicitante e do paciente não seja evidenciada.

Benefícios

Os dados permitirão analisar o número de fases realizadas e a dose estimada de radiação total e de cada fase de exames de tomografia computadorizada (TC) de abdome e correlacioná-los com as indicações clínicas e os dados da literatura. Identificar situações clínicas que os pacientes estão recebendo doses acima ou abaixo do esperado. Dessa forma, acreditam que irão dispor de dados para o desenvolvimento de estratégias para melhorar as práticas clínicas através de ações técnicas que visem a diminuir a dose de radiação e consequentemente os riscos de carcinogênese ao realizar um exame de TC do abdome.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Sem comentários e considerações.

Endereço: Av. Presidente Tancredo Neves nº 3500, Bloco U, sala 107.
Bairro: Bairro Universitário **CEP:** 35.170-056
UF: MG **Município:** CORONEL FABRICIANO
Telefone: (31)3846-5687 **Fax:** (31)3846-5687 **E-mail:** etica@unilestemg.br

Continuação do Parecer: 2.818.225

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Termos apresentados de forma correta. Os pesquisadores solicitaram a dispensa do TCLE, o que foi aceito pelo colegiado devido à natureza dos dados.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Projeto aprovado.

Considerações Finais a critério do CEP:

Conforme a Resolução 466/12, do Conselho Nacional de Saúde, os CEP's são responsáveis pela avaliação e acompanhamento dos aspectos éticos de todas as pesquisas envolvendo seres humanos. Portanto, é atribuição do CEP "acompanhar o desenvolvimento dos projetos, por meio de relatórios semestrais dos pesquisadores e de outras estratégias de monitoramento, de acordo com o risco inerente à pesquisa" (X.1 3 b).

O pesquisador deverá então encaminhar ao CEP/Unileste, através da plataforma Brasil, o formulário de acompanhamento (que pode ser acessado pelo link <http://www.unilestemg.br/comite-de-etica>) preenchido, a cada seis meses para que o CEP possa acompanhar o desenvolvimento do mesmo.

De acordo com o regimento deste CEP, ficará vetado à apreciação de novo protocolo de pesquisa ao CEP/Unileste, caso o relatório final não seja apresentado. Tão logo o pesquisador regularize a sua situação junto ao Comitê este estará apto a submissão de novas propostas.

Ao término da pesquisa, o responsável deverá enviar o protocolo, o mais rápido possível, dentro dos prazos informados acima, bem como anexar junto o relatório e/ou artigo referente ao projeto, na plataforma Brasil.

Todas as publicações também deverão ser informadas, mesmo após o envio do relatório final.

Agradecemos a atenção e colocamo-nos a inteira disposição para quaisquer esclarecimentos.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1112388.pdf	24/06/2018 21:00:03		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETODETALHADOFINAL.docx	24/06/2018 20:55:36	FABRICIO MAIA TORRES ALVES	Aceito
Outros	Cartaaparecer.docx	24/06/2018 20:53:33	FABRICIO MAIA TORRES ALVES	Aceito
Outros	TCLE_Fabricio.doc	19/04/2018	Sâmela de Barros	Aceito

Endereço: Av. Presidente Tancredo Neves nº 3500, Bloco U, sala 107.

Bairro: Bairro Universitário

CEP: 35.170-056

UF: MG

Município: CORONEL FABRICIANO

Telefone: (31)3846-5687

Fax: (31)3846-5687

E-mail: etica@unilestemg.br

Continuação do Parecer: 2.818.225

Outros	TCLE_Fabricio.doc	14:19:52	Castro Félix	Aceito
Outros	apendice.docx	15/04/2018 22:06:33	FABRICIO MAIA TORRES ALVES	Aceito
Outros	cartadeapresentacao.jpeg	15/04/2018 22:05:55	FABRICIO MAIA TORRES ALVES	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	cartaencaminhamentogalinari.pdf	15/04/2018 22:05:09	FABRICIO MAIA TORRES ALVES	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	cartaencaminhamentofillipesandra.pdf	15/04/2018 22:04:40	FABRICIO MAIA TORRES ALVES	Aceito
Declaração de Pesquisadores	termoderesponsabilidade.jpeg	15/04/2018 22:03:58	FABRICIO MAIA TORRES ALVES	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	tcledispensa.docx	15/04/2018 22:01:36	FABRICIO MAIA TORRES ALVES	Aceito
Folha de Rosto	folhaderosto.pdf	15/04/2018 21:58:38	FABRICIO MAIA TORRES ALVES	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

CORONEL FABRICIANO, 13 de Agosto de 2018

Assinado por:
Tania Gonçalves dos Santos
(Coordenador)

Endereço: Av. Presidente Tancredo Neves nº 3500, Bloco U, sala 107.
Bairro: Bairro Universitário **CEP:** 35.170-056
UF: MG **Município:** CORONEL FABRICIANO
Telefone: (31)3846-5687 **Fax:** (31)3846-5687 **E-mail:** etica@unilestemg.br

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Diretoria de Pesquisa, Desenvolvimento e Ensino
Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 – Cidade Universitária CEP: 05508-000
Fone/Fax(0XX11) 3133-8908
SÃO PAULO – São Paulo – Brasil
<http://www.ipen.br>

O IPEN é uma Autarquia vinculada à Secretaria de Desenvolvimento,
associada
à Universidade de São Paulo e gerida técnica e administrativamente pela
Comissão Nacional de Energia Nuclear, órgão do
Ministério da Ciência, Tecnologia, Inovações e Comunicações.