



INSTITUTO FEDERAL DE SANTA CATARINA
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE SAÚDE E SERVIÇOS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS RADIOLÓGICAS
MESTRADO PROFISSIONAL EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

APOLINARIO DE OLIVEIRA BOTELHO

**AVALIAÇÃO DAS EXPOSIÇÕES MÉDICAS EM ANGIOTOMOGRAFIA
CORONARIANA UTILIZANDO A ESTIMATIVA DE DOSE ESPECÍFICA POR
TAMANHO DO PACIENTE (SSDE) EM UM CENTRO DE DIAGNOSTICO POR
IMAGEM**

FLORIANÓPOLIS, 2026

**INSTITUTO FEDERAL DE SANTA CATARINA
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE SAÚDE E SERVIÇOS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS RADIOLÓGICAS
MESTRADO PROFISSIONAL EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA**

APOLINARIO DE OLIVEIRA BOTELHO

**AVALIAÇÃO DAS EXPOSIÇÕES MÉDICAS EM ANGIOTOMOGRAFIA
CORONARIANA UTILIZANDO A ESTIMATIVA DE DOSE ESPECÍFICA POR
TAMANHO DO PACIENTE (SSDE) EM UM CENTRO DE DIAGNOSTICO POR
IMAGEM**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação (Mestrado Profissional em Proteção Radiológica) do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina, Campus Florianópolis, como requisito final para obtenção do título de Mestre em Proteção Radiológica.

Orientador: Dr. Alexandre D'Agostini Zottis
Co-orientadora: Dra. Daiane Cristini Barbosa de Souza

FLORIANÓPOLIS, 2026

Ficha de Identificação da obra elaborada pelo autor, através do cadastro de ficha de identificação disponível no portal discente do Sistema Integrado de Gestão Acadêmica - SIGAA, do IFSC.

Botelho, Apolinario de Oliveira

AVALIAÇÃO DAS EXPOSIÇÕES MÉDICAS EM ANGIOTOMOGRAFIA CORONARIANA UTILIZANDO a ESTIMATIVA DE DOSE ESPECÍFICA POR TAMANHO DO PACIENTE (SSDE) EM UM CENTRO DE DIAGNOSTICO POR IMAGEM / Apolinário de Oliveira Botelho ; orientador(a): Alexandre D'agostini Zottis. -- Florianópolis : 2026. 84 p.

Dissertação (Mestrado) - Instituto Federal de Santa Catarina, Campus Florianópolis. Curso de Mestrado Profissional em Proteção Radiológica, Florianópolis, 2026.

Inclui referências.

1. Angiotomografia coronariana; Tomografia computadorizada; Exposição à radiação; Dose específica por tamanho (SSDE); CTDIvol. I. Zottis, Alexandre D'agostini. II. Instituto Federal de Santa Catarina, Curso de Mestrado Profissional em Proteção Radiológica. III. Título.

**AVALIAÇÃO DAS EXPOSIÇÕES MÉDICAS EM ANGIOTOMOGRAFIA
CORONARIANA UTILIZANDO A ESTIMATIVA DE DOSE ESPECÍFICA POR
TAMANHO DO PACIENTE (SSDE) EM UM CENTRO DE DIAGNOSTICO POR
IMAGEM**

APOLINÁRIO DE OLIVEIRA BOTELHO

Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de Mestre em Proteção Radiológica e aprovada na sua forma final pela banca examinadora do Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu – Mestrado Profissional em Proteção Radiológica, do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina.

Florianópolis, 19 de Junho de 2026.

Banca examinadora:



Documento assinado digitalmente
ALEXANDRE D AGOSTINI ZOTTIS
Data: 15/09/2026 12:31:31-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Alexandre D'Agostini Zottis, Dr



Documento assinado digitalmente
DAIANE CRISTINI BARBOSA DE SOUZA
Data: 15/09/2026 11:32:19-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Daiane Cristini Barbosa de Souza, Dra



Documento assinado digitalmente
EDILAINE HONORIO DA SILVA
Data: 15/09/2026 09:29:17-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Edilaine Henörie da Silva , Dra



Documento assinado digitalmente
CARLA DARUICH DE SOUZA
Data: 15/09/2026 09:11:19-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

.Carla Daruich de Seuza, Dra



Documento assinado digitalmente
MARCOS ARAQUEM SCOPEL
Data: 15/09/2026 14:15:40-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Marcos Araquem Scopol , Dr.

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, a Deus e a espiritualidade, pela força, sabedoria e perseverança concedidas ao longo desta jornada acadêmica, permitindo-me superar os desafios e concluir este trabalho.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Alexandre D'Agostini Zottis, agradeço pela orientação, disponibilidade e pelos ensinamentos compartilhados ao longo desta trajetória. Suas contribuições foram importantes para o direcionamento e desenvolvimento desta pesquisa, bem como para minha formação acadêmica.

À minha co-orientadora, Dra. Daiane Cristini Barbosa de Souza, expresso minha especial gratidão pelo apoio e incentivo ao longo desta trajetória. Agradeço, especialmente, por ter me incentivado a ingressar no programa de mestrado e a buscar a bolsa de pesquisa, contribuindo para a continuidade da minha formação acadêmica. Agradeço também pela disponibilidade, pelos ensinamentos e pelas contribuições ao desenvolvimento desta pesquisa. Seu apoio foi fundamental para a realização e conclusão deste trabalho.

Ao serviço participante da pesquisa, agradeço pela abertura, acolhimento e colaboração, que possibilitaram a realização deste estudo e o acesso aos dados necessários para o desenvolvimento da pesquisa.

Ao Instituto Federal de Santa Catarina (IFSC) – Campus Florianópolis, agradeço pela oportunidade de realizar o mestrado e pelo suporte oferecido durante toda a trajetória acadêmica.

À Fundação de Amparo à Pesquisa e Inovação do Estado de Santa Catarina (FAPESC), agradeço pelo incentivo proporcionado por meio da bolsa de pesquisa concedida pelo Edital de Chamada Pública FAPESC nº 18/2024 – Programa de Fomento à Pós-Graduação. Esse apoio foi importante para a realização e continuidade deste estudo.

Por fim, agradeço a todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho. Cada palavra de incentivo, gesto de apoio e momento de aprendizado compartilhado fizeram parte desta trajetória e contribuíram para a concretização desta conquista.

*"Vou aprender a ler
Pra ensinar meus camaradas!"
(Roberto Mendes e José Carlos Capinam,
na voz de Maria Bethânia)*

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
1.1 Justificativa	4
1.2 Pergunta de Pesquisa	5
1.3 Objetivo Geral	5
1.4 Objetivos Específicos	5
2. REVISÃO DE LITERATURA	6
2.1 Tomografia Computadorizada	6
2.1.1 Componentes tomográficos	7
2.2 Angiotomografia Computadorizada Coronária	8
2.3 Dosimetria	9
2.3.1 Kerma	10
2.3.2 Dose Absorvida (D)	10
2.3.3 Dose Equivalente (HT)	10
2.3.4 Dose Efetiva (E)	11
2.3.5 Estimativa de Dose Específica para Tamanho (SSDE)	13
2.4 Proteção radiológica em TC	13
2.4.1 Parâmetros de aquisição de imagem (kV, mAs, pitch)	14
2.4.2 Parâmetros de dose (CTDI _w , CTDI _{vol} , DLP, SSDE)	15
2.4.3 Legislação e recomendações em PR em TC (AAPM, ICRP)	17
2.4.4 Estimativa de dose em TC	17
3. METODOLOGIA	19
3.1 Delineamento da pesquisa	19
3.2 População e Local de Estudo	19
3.3 Amostragem	20
3.4 Critérios de Inclusão e Exclusão	22
3.5 Coleta de dados	22
3.6 Análise de Dados	26
3.7 Aspectos Éticos	27
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO	28
4.1 Análise estatística	28
4.2 Categorização dos dados	32
4.3 Comparação entre estudos recentes	34
4.4 Análise por gênero	37
4.4.1 Feminino	38
4.4.2 Masculino	39
4.5 Comparação dos Resultados de Dose com Níveis de Referência Diagnósticos	41
4.6 Limitações do estudo	42
5. CONCLUSÕES	44
REFERÊNCIAS	46
APÊNDICE A - ARTIGO	57

APÊNDICE B - INSTRUMENTO DE COLETA DE DADOS	29
ANEXO A - PARECER DO CEP	30

1. INTRODUÇÃO

O debate sobre o aumento do uso das exposições à radiação ionizante (RI) nas práticas médicas têm se concentrado, principalmente, nos riscos associados às exposições médicas, incluindo os possíveis efeitos biológicos estocásticos e na forma de reação tecidual (anteriormente chamados efeitos determinísticos), bem como na necessidade de justificar e otimizar os exames radiológicos (ICRP, 2007; WHO, 2016).

Nesse contexto, surge uma preocupação em relação à certificação do uso adequado dessas tecnologias que envolvem equipamentos emissores de RI para diagnóstico por imagem, visando à redução dos efeitos adversos e garantindo a administração da menor dose possível necessária para cada finalidade diagnóstica. Dessa forma, é notável a necessidade da qualificação da equipe multiprofissional atuante nos serviços de diagnóstico por imagem, uma vez que essa equipe é comumente composta por médicos, profissionais das técnicas radiológicas e profissionais da área de enfermagem atuando diretamente nas exposições médicas ocorridas (Souza *et al.*, 2022a).

A necessidade de uma equipe qualificada justifica-se pela diversidade de equipamentos emissores de RI e pelas diferentes aplicações na medicina diagnóstica. Um exemplo de modalidade diagnóstica é a Tomografia Computadorizada (TC), que é utilizada para obter imagens radiológicas axiais tridimensionais ou estudos dos vasos, como a angiotomografia coronariana (CCTA - *Coronary Computed Tomography Angiography*). A TC representa até 60% da dose total de radiação médica recebida pelos pacientes. Para minimizar a exposição, é crucial seguir o princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) (Xu *et al.*, 2020).

A CCTA é um dos procedimentos não invasivos, de resultado significativo para o diagnóstico de doença arterial coronariana (DAC). Como as estruturas a serem investigadas são de pequena escala, é exigido um tempo maior de aquisição, consequentemente aumentando a dose recebida na região torácica do paciente (POPPI, 2022).

No entanto, medidas amplamente utilizadas para a estimativa da dose em TC, como o Índice de Dose em Tomografia Computadorizada (CTDI, em inglês: *Computed Tomography Dose Index*) e o Produto Dose Comprimento (DLP, do inglês:

Dose Length Product), apresentam limitações na estimativa da dose absorvida para pacientes individuais, uma vez que não consideram as variações antropométricas entre os indivíduos (Xu *et al.*, 2020).

Ainda segundo Xu *et al.*, (2020), com o objetivo de aprimorar a estimativa da dose absorvida pelo paciente (mGy), a Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM) desenvolveu o conceito de Estimativa de Dose Específica para Tamanho - *Size-Specific Dose Estimate* (SSDE). Esse parâmetro ajusta o $CTDI_{vol}$ de acordo com as características corporais do paciente, proporcionando uma estimativa mais representativa da dose absorvida pelo indivíduo. Dessa forma, o SSDE complementa os índices de dose convencionais, como o $CTDI_{vol}$ e o DLP, que são baseados em medições realizadas em *phantoms* padronizados e, portanto, não consideram diretamente o tamanho corporal do paciente.

No presente estudo, o SSDE não foi calculado automaticamente pelo equipamento de tomografia. Os relatórios de dose disponibilizados pelos equipamentos apresentaram o valor de $CTDI_{vol}$, utilizado posteriormente para o cálculo manual do SSDE. Para essa estimativa, aplicou-se ao $CTDI_{vol}$ um fator de correção dependente do tamanho do paciente (f), determinado a partir do diâmetro efetivo (D_{eff}). Expresso em centímetros, o D_{eff} foi obtido a partir das dimensões ântero-posterior (AP) e lateral (LAT) medidas nas imagens tomográficas, representando uma medida geométrica do tamanho corporal do paciente (AAPM, 2014).

Apesar do diâmetro equivalente à água (D_w) estar associado ao D_{eff} , ele constitui uma abordagem mais abrangente, pois incorpora não apenas as dimensões corporais, mas também as propriedades de atenuação dos tecidos, refletindo de forma mais fiel a interação da radiação com o organismo. Dessa forma, o uso do D_w permite maior exatidão na estimativa da dose absorvida, especialmente em regiões anatômicas com diferentes densidades teciduais (AAPM, 2014).

Hu *et al.*, (2021) reforça que o SSDE considera fatores como os parâmetros de varredura, o tamanho do paciente e a atenuação dos raios X, proporcionando uma estimativa mais fiel da dose absorvida em exames de TC. Diferentemente do $CTDI_{vol}$, que se baseia em *phantoms* padronizados (geralmente de 16 cm ou 32 cm de diâmetro) e não reflete as variações anatômicas individuais, o SSDE permite o ajuste da dose conforme as características reais do paciente, reduzindo a subestimação, especialmente em indivíduos de menor porte.

Nesse contexto, os Níveis de Referência Diagnósticos (*Diagnostic Reference Levels – DRLs*) são tradicionalmente expressos a partir de grandezas como o $CTDI_{vol}$ e o DLP, que são obtidas com base em condições padronizadas de medição em *phantoms*. Embora essas grandezas sejam amplamente utilizadas para o estabelecimento e a comparação de níveis de dose em exames de TC, elas não consideram diretamente o tamanho corporal do paciente. Dessa forma, a utilização do SSDE como complemento aos DRLs pode ser vantajosa, uma vez que incorpora as características antropométricas do paciente ao valor de $CTDI_{vol}$, proporcionando uma estimativa de dose mais representativa para diferentes tamanhos corporais (AAPM, 2011; Boone *et al.*, 2011).

Considerando que os DRLs têm como finalidade estabelecer níveis de dose considerados razoáveis para determinados procedimentos, e não estimar ou limitar a dose individual dos pacientes, sua utilização permite identificar situações em que os valores de dose de um serviço se encontram excessivamente elevados. Entretanto, na ausência de DRLs específicos para os serviços avaliados, torna-se relevante a utilização de parâmetros que considerem as características individuais dos pacientes, como o SSDE, possibilitando uma avaliação mais representativa das doses associadas aos diferentes tamanhos corporais (McCollough *et al.*, 2011; Christner *et al.*, 2012).

Segundo El Mansouri (2022), o SSDE é uma ferramenta importante para aumentar a conscientização dos profissionais de TC sobre a otimização da dose de radiação em TC, oferecendo uma alternativa ao uso do $CTDI_{vol}$, especialmente na definição de DRLs, justificando a importância dos DRLs.

Existe, portanto, a preocupação em relação à dose de radiação entregue considerando que o público acometido por doenças coronarianas vem aumentando a cada ano. Observa-se não apenas uma população progressivamente mais envelhecida, mas também o surgimento precoce de fatores de risco em indivíduos jovens, ampliando o grupo de pacientes potencialmente expostos a exames de TC (OPAS, 2020).

Nesse contexto, e tendo em vista os dados apresentados na literatura acerca do SSDE, o presente trabalho teve como objetivo analisar os valores de SSDE em pacientes coronarianos submetidos a exposições radiológicas em TC, contribuindo para a avaliação e otimização da dose nesses indivíduos.

1.1 Justificativa

As doenças cardiovasculares estão entre as principais causas de mortalidade no mundo, com destaque para a doença isquêmica do coração (Secretaria de Vigilância em Saúde, 2020; OPAS, 2020). A obesidade também está associada ao aumento do risco de doenças cardiovasculares, incluindo a DAC (Laddu *et al.*, 2024; ABESO, 2019). Nesse contexto, métodos de diagnóstico por imagem são utilizados para a avaliação das artérias coronárias e para a investigação de alterações relacionadas à doença cardíaca.

Entre esses métodos, destaca-se a CCTA, utilizada para a avaliação não invasiva das artérias coronárias. A realização desse exame apresenta características específicas, como a sincronização com o eletrocardiograma e a administração de meio de contraste iodado, que diferenciam sua aquisição de outros exames de TC. Por esse motivo, a avaliação da exposição à radiação em CCTA deve considerar as características próprias desse exame.

A definição de DRLs é utilizada para avaliar e otimizar a exposição dos pacientes em exames de TC. A *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) recomenda que os DRLs sejam definidos considerando a indicação clínica. Entretanto, os valores de referência também podem ser agrupados apenas pela região anatômica examinada. Essa abordagem pode reunir exames com diferentes características de aquisição. Nesse sentido, a avaliação de uma aquisição específica, como a CCTA, permite analisar os valores de dose associados a esse exame de forma mais específica.

As principais grandezas utilizadas para a avaliação da dose em TC são o $CTDI_{vol}$ e o DLP. O $CTDI_{vol}$, entretanto, é baseado em um fantoma padronizado e não considera diretamente o tamanho corporal de cada paciente. O SSDE foi desenvolvido para incorporar essa característica na estimativa da dose. Dessa forma, a análise do SSDE em exames de CCTA permite avaliar a dose considerando também as dimensões corporais dos pacientes.

Diante disso, este estudo foi realizado para avaliar os valores de $CTDI_{vol}$, DLP e SSDE em exames de CCTA. A análise dessas grandezas permite verificar os valores de dose associados a essa aquisição específica e comparar o comportamento do SSDE com as grandezas tradicionalmente utilizadas na avaliação da dose em TC.

1.2 Pergunta de Pesquisa

Quais são os valores de dose estimadas por SSDE e $CTDI_{vol}$ no protocolo de aquisição retrospectiva sincronizada ao ECG de Angio TC Coronariana em uma clínica de diagnóstico por imagem?

1.3 Objetivo Geral

Estimar as doses oriundas de exposições médicas em CCTA realizadas em uma clínica de grande porte num hospital de Florianópolis, levando em conta SSDE .

1.4 Objetivos Específicos

Com a finalidade de atender o objetivo geral, foram determinados os seguintes objetivos específicos:

- a) Coletar e examinar dados de $CTDI_{vol}$ e DLP da população estudada.
- b) Mensurar os diâmetros AP, LAT e D_{eff} dos exames coletados.
- c) Calcular os valores de SSDE categorizando-o por faixa etária e gênero.
- d) Analisar os valores de $CTDI_{vol}$ e SSDE nos grupos categorizados, determinando a diferença no uso desses dois parâmetros

2. REVISÃO DE LITERATURA

A revisão de literatura a seguir aborda três aspectos na área de estimativa de dose em TC: própria técnica de TC, a dosimetria e a proteção radiológica. Inicialmente, aborda-se os princípios da TC, destacando suas aplicações clínicas e avanços tecnológicos. Em seguida, a dosimetria, que envolve a medição e avaliação das doses de radiação recebidas pelos pacientes, é um crucial para garantir a segurança e eficácia dos exames. Finalmente, analisamos a proteção radiológica em TC, com foco nas estratégias e práticas destinadas a minimizar a exposição à radiação e proteger tanto os pacientes quanto os profissionais de saúde. Essa abordagem abrangente visa proporcionar uma compreensão detalhada dos desafios e soluções relacionados à segurança e eficiência na sua utilização.

2.1 Tomografia Computadorizada

O TC está relacionado à descoberta dos raios X por Wilhelm Conrad Röntgen, em 1895. A utilização dos raios X possibilitou a obtenção de imagens do interior do corpo humano sem a necessidade de procedimentos cirúrgicos. Ao longo do século XX, os equipamentos de radiografia passaram por avanços relacionados à produção e à detecção dos raios X. A incorporação de recursos computacionais ao processamento dos dados obtidos pela interação dos raios X com os tecidos possibilitou o desenvolvimento de métodos de reconstrução de imagens (Carvalho, 2007).

Em 1972, Godfrey Hounsfield, engenheiro da EMI, e Allan Cormack, físico e matemático, contribuíram para o desenvolvimento da TC, inicialmente aplicada à avaliação do encéfalo. Diferentemente da radiografia convencional, que produz uma imagem a partir de uma projeção, a TC realiza a aquisição de múltiplas projeções de raios X em diferentes ângulos ao redor do paciente. Os dados obtidos são posteriormente processados por métodos de reconstrução matemática e computacional, possibilitando a formação de imagens seccionais nas quais os valores de atenuação dos tecidos são representados em diferentes níveis de cinza (Carvalho, 2007; Bushong, 2010).

Hounsfield acreditava que os raios X continham mais informações do que era vislumbrado inicialmente, vislumbrando o potencial de utilização de computadores para explorar essa riqueza de dados. No início do século XX, o matemático austríaco Johann Radon desenvolveu a transformada de Radon, uma equação matemática que viria a ser a base da TC (Carvalho, 2007).

O desenvolvimento da TC médica teve seus primeiros passos nos anos 60, com avanços graduais. A primeira demonstração prática foi realizada por William Oldendorf em 1961, construindo manualmente um sistema de reconstrução de seção transversal de um objeto. Nesse mesmo período, Hounsfield desenvolveu o primeiro computador totalmente transistorizado da Inglaterra, criando um protótipo que, apesar de sua simplicidade inicial, representou um marco na história da medicina. Após uma série de experimentos e refinamentos, incluindo a realização da primeira imagem diagnóstica em uma paciente com suspeita de tumor cerebral, a TC emergiu como uma ferramenta indispensável na prática médica (Carvalho, 2007; Bushong, 2010).

2.1.1 Componentes tomográficos

O aparelho de tomografia inclui diferentes elementos como o gantry, os detectores, os filtros, os colimadores e o computador (Bushong, 2010). Para uma compreensão mais clara, cada um desses componentes será discutido a seguir:

- Gantry: Dentro dele, há um tubo de raios X de alta potência, juntamente com filtros, colimadores e um sistema de detectores. Na parte externa, são encontrados lasers de posicionamento, um display digital e botões de controle. (Seeram, 2016).
- Detectores: são responsáveis por captar os fótons de raios X após sua passagem pelo paciente e convertê-los em sinais utilizados na formação da imagem. Atualmente, os equipamentos de TC utilizam predominantemente detectores de estado sólido, geralmente constituídos por materiais cintiladores associados a fotodiodos (Bushberg *et al.*, 2021).
- Filtros (*bowtie*): Além da filtração inerente ao próprio tomógrafo, há filtros adicionais, como os planos. Os filtros planos aumentam a média de energia dos fótons de raios X, enquanto os bowtie reduzem a radiação direcionada às extremidades do corpo do paciente (Bushberg *et al.*, 2021).

- Colimadores: Existem colimadores antes e depois do paciente, capazes de absorver fótons dispersos. Eles podem ser de corte único ou multicortes, com diferenças relacionadas à espessura e forma do corte durante o processo (Bushong, 2010).
- Computador: Responsável por selecionar e implementar os parâmetros de exposição, processar os sinais captados e transformá-los em imagens, além de realizar o pós-processamento das imagens e disponibilizá-las para avaliação (Bushong, 2010).

2.2 Angiotomografia Coronária

A CCTA é um exame de tomografia utilizado para avaliar as artérias coronárias. O exame permite identificar placas ateroscleróticas e alterações na luz dos vasos, além de estimar o grau de estenose. Por apresentar movimento contínuo durante o ciclo cardíaco, a aquisição das imagens precisa ser sincronizada ao eletrocardiograma (ECG) para reduzir os artefatos de movimento e obter imagens adequadas para avaliação das coronárias (Abbara *et al.*, 2016).

A CCTA é realizada com a administração intravenosa de meio de contraste iodado, que aumenta a atenuação do sangue e permite a visualização das artérias coronárias. O volume e a concentração do contraste, assim como o momento da aquisição, são definidos de acordo com o protocolo utilizado e as características do paciente. A utilização de menores valores de tensão do tubo pode reduzir a dose de radiação e aumentar a atenuação do contraste iodado, embora a escolha do parâmetro deva considerar o tamanho corporal e a qualidade da imagem (Abbara *et al.*, 2016; Mousavi-Gazafroudi *et al.*, 2019).

A sincronização com o ECG pode ser realizada por meio de aquisição prospectiva ou retrospectiva. Na aquisição prospectiva, a emissão de radiação ocorre em um intervalo definido do ciclo cardíaco. Na aquisição retrospectiva, os dados são adquiridos durante uma parte maior ou durante todo o ciclo cardíaco, permitindo reconstruções em diferentes fases. A aquisição prospectiva geralmente apresenta menor dose de radiação, enquanto a retrospectiva oferece maior flexibilidade para selecionar diferentes fases do ciclo cardíaco (Abbara *et al.*, 2016).

A frequência cardíaca e a regularidade do ritmo cardíaco também interferem na aquisição das imagens. Frequências cardíacas elevadas aumentam o

movimento das artérias coronárias e podem produzir artefatos. Por esse motivo, a seleção da fase de reconstrução e do protocolo de aquisição deve considerar a frequência cardíaca do paciente e as características do equipamento (Abbara *et al.*, 2016).

A dose de radiação na CCTA depende da técnica de aquisição e dos parâmetros utilizados, incluindo kVp, mAs, modulação automática da corrente, pitch e extensão do exame. A aquisição retrospectiva pode apresentar maior dose que a prospectiva devido ao maior período de emissão de radiação. Dessa forma, a escolha do protocolo deve considerar a qualidade necessária para a avaliação das coronárias e a exposição do paciente (Abbara *et al.*, 2016).

Nesse contexto, $CTDI_{vol}$ e DLP são utilizados para descrever a dose associada aos exames de CCTA. Entretanto, esses indicadores são baseados em condições de referência e não incorporam diretamente o tamanho corporal de cada paciente. O SSDE pode ser utilizado como complemento ao $CTDI_{vol}$ por considerar as dimensões do paciente no cálculo da estimativa de dose. Essa característica é relevante para a avaliação de exames de CCTA realizados em pacientes com diferentes dimensões corporais.

2.3 Dosimetria

Os seres humanos estão constantemente expostos à radiação de várias fontes. A aplicação das radiações ionizantes têm sido amplamente estudada, não apenas para fins diagnósticos, mas também em diversas outras áreas médicas. O desenvolvimento dessas tecnologias abrange diversas áreas, incluindo os efeitos biológicos da radiação, a mensuração da dose, o desenvolvimento de novas tecnologias e a proteção radiológica (CIRILO *et al.*, 2021).

As grandezas dosimétricas são utilizadas para caracterizar a exposição à radiação ionizante e avaliar a dose associada aos procedimentos de diagnóstico por imagem. Entre as principais grandezas estão o kerma, e dose absorvida, a dose equivalente e a dose efetiva, cada uma com diferentes definições e aplicações na proteção radiológica (ICRP, 2007). Em exames de diagnóstico por imagem, a dose recebida pelo paciente não é, em geral, medida diretamente. Na TC, o $CTDI_{vol}$ e o DLP são utilizados para caracterizar a exposição decorrente do exame, enquanto o

SSDE permite estimar a dose considerando o tamanho do paciente (AAPM, 2011; AAPM, 2014).

2.3.1 Kerma

Kerma é uma medida da energia cinética transferida da radiação para a matéria. O termo "Kerma" é um acrônimo para "*kinetic energy released per unit mass*." Representado pelo símbolo K , é medido na unidade do Sistema Internacional (SI), o gray (Gy). Expresso pela Equação (1):

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

Equação (1)

2.3.2 Dose Absorvida (D)

A grandeza física dose absorvida (D), usada para todos os tipos de radiação ionizante e qualquer geometria de irradiação é definida pelo quociente entre a energia média ($d\epsilon$) depositada pela radiação ionizante, por unidade de massa (dm). Esta grandeza é mensurável e sua unidade é o joule por quilograma ($J \cdot kg^{-1}$), também conhecida como Gray (Gy). Representado pela Equação (2):

$$K = \frac{d\epsilon}{dm}$$

Equação (2)

Logo, a dose absorvida não é suficiente para confrontar os demais tipos de radiação e seus efeitos biológicos; diante disso, utilizam-se a dose equivalente e a dose efetiva.

2.3.3 Dose Equivalente (H_T)

A dose equivalente em um órgão ou tecido H_T é obtida a partir da dose absorvida nesse órgão ou tecido, considerando o tipo e a energia da radiação incidente por meio do fator de ponderação da radiação W_R . Assim, H_T corresponde à soma das doses absorvidas no órgão ou tecido para cada tipo de radiação, multiplicadas pelos respectivos fatores de ponderação. Sua unidade é o joule por quilograma ($J \cdot kg^{-1}$), denominada sievert (Sv). A dose equivalente é expressa pela Equação (3) (ICRP, 2007).

Caracteriza a dose média absorvida num tecido ou órgão específico. Sendo que o ω é o fator de ponderação que varia consoante o tipo de radiação e a sua energia e D_T é a dose no tecido T devido à radiação R. Para várias formas de radiação incidentes no órgão, a dose equivalente em órgão ou tecido (H_T) é expressa em joules por quilograma ($J \cdot kg^{-1}$), também conhecida como Sievert (Sv). Expressa pela Equação (3) :

$$H_T = \sum W_R \cdot D_T$$

Equação (3)

2.3.4 Dose Efetiva (E)

A dose efetiva (E) é obtida pela soma das doses equivalentes nos diferentes órgãos e tecidos, ponderadas pelos respectivos fatores de ponderação tecidual (W_T), conforme a Equação (4). Esses fatores consideram a contribuição relativa de cada órgão ou tecido para o detrimento decorrente da exposição à radiação. A dose efetiva é expressa em joules por quilograma ($J \cdot kg^{-1}$), cuja unidade especial é o sievert (Sv) (ICRP, 2007).

$$E = \sum \omega_T \cdot H_T$$

Equação (4)

As principais grandezas utilizadas para caracterizar a exposição à radiação incluem o kerma, a dose absorvida, a dose equivalente e a dose efetiva (ICRP, 2007). A dose absorvida corresponde à energia média depositada pela radiação ionizante em uma determinada massa de tecido ou material, sendo expressa em joules por quilograma ($J \cdot kg^{-1}$), cuja unidade especial é o gray (Gy). A dose equivalente é obtida a partir da dose absorvida em um órgão ou tecido, considerando o fator de ponderação correspondente ao tipo de radiação (W_R), e é expressa em sievert (Sv) (ICRP, 2007).

Segundo a ICRP, em 1996, já havia sido introduzido o conceito de DRL, com sua definição formalizada em 2001. Essa ferramenta se tornou eficaz ao auxiliar na otimização da proteção durante a exposição médica de pacientes em

procedimentos diagnósticos e intervencionistas. Os DRLs são estabelecidos utilizando índices de dose gerados durante a aquisição dos exames de TC.

indicadores dosimétricos utilizados para caracterizar a exposição associada aos exames. Entre os principais estão o CTDI e o DLP (Souza *et al.*, 2022b).

O $CTDI_{vol}$ é o índice de dose apresentado pelo equipamento para o protocolo de aquisição. Seu valor é calculado a partir de medições realizadas em *phantoms* padronizados e representa a saída de dose associada à aquisição realizada. Entretanto, o $CTDI_{vol}$ não corresponde diretamente à dose absorvida pelo paciente, pois sua determinação utiliza *phantoms* com dimensões padronizadas, que não representam as diferentes dimensões e características anatômicas dos pacientes (Souza *et al.*, 2022b).

O DLP é obtido pela multiplicação do $CTDI_{vol}$ pelo comprimento escaneado durante a aquisição da imagem, sendo expresso em $mGy \cdot cm$. Dessa forma, o DLP considera tanto o índice de dose do protocolo quanto a extensão longitudinal da região examinada. Embora esteja relacionado à exposição do paciente durante o exame, o DLP não representa diretamente a dose absorvida individualmente pelo paciente, pois é baseado no $CTDI_{vol}$, determinado a partir de condições padronizadas de medição em *phantoms* (Souza *et al.*, 2022b).

A determinação e o acompanhamento dos indicadores de dose em TC também estão relacionados aos requisitos estabelecidos pela legislação brasileira. A Resolução da Diretoria Colegiada (RDC) nº 330, de 20 de dezembro de 2019, e a Instrução Normativa nº 93, de 27 de maio de 2021, estabelecem requisitos relacionados à avaliação dos equipamentos, incluindo procedimentos para a medição do $CTDI_{vol}$ e práticas a serem adotadas nos Programas de Garantia da Qualidade (PGQ).

Segundo a AAPM, na publicação do Report nº 204, de 2011, foi introduzido o conceito de SSDE. Em exames de TC corporal pediátrica e adulta, utiliza-se um fator de conversão para cada paciente, variando com o D_{eff} . Lembrando que, as doses mensuradas são levadas em consideração as dimensões de cada paciente.

No entanto, o SSDE estima a dose no centro de um corte específico do exame de TC, sem considerar as variações no comprimento de cada aquisição. A utilização adequada deste parâmetro depende do correto posicionamento do

paciente no *gantry* do tomógrafo, reduzindo possíveis distorções relacionadas à geometria da aquisição. Além disso, o SSDE não permite estimar diretamente a dose absorvida por órgãos específicos, sendo utilizado principalmente como uma estimativa mais individualizada da dose em relação ao $CTDI_{vol}$, por considerar o tamanho corporal do paciente (Sensakovic *et al.*, 2021).

2.3.5 Estimativa de Dose Específica para Tamanho (SSDE)

O SSDE é uma métrica que ajusta o $CTDI_{vol}$ de acordo com o tamanho do paciente. É uma tentativa de fornecer uma estimativa mais precisa da dose de radiação para pacientes de diferentes tamanhos e formas, comparado ao $CTDI_{vol}$ que é baseado em um modelo de paciente padrão. O SSDE é calculado usando um fator de correção baseado no tamanho do paciente e o $CTDI_{vol}$ (Guerra, 2020). Expresso pela Equação (5):

$$SSDE = CTDI_{vol} \times f_{SSDE} \quad \text{Equação (5)}$$

2.4 Proteção radiológica em TC

A proteção radiológica em TC está relacionada à exposição dos pacientes à radiação ionizante durante os exames, considerando as características dos protocolos de aquisição e as doses associadas a cada procedimento (Kędzierski *et al.*, 2023). A aplicação dos princípios de proteção radiológica:

- De acordo com a Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA, 2018), o princípio da justificação estabelece que qualquer procedimento envolvendo RI deve ser clinicamente necessário, ou seja, os benefícios esperados para o paciente devem superar os riscos potenciais, onde o exame de TC só deve ser solicitado quando não houver métodos alternativos que ofereçam informações diagnósticas suficientes com menor ou nenhuma exposição à radiação.
- O princípio da otimização, também conhecido como o conceito de ALARA, propõe que, uma vez justificada a exposição, ela deve ser reduzida ao mínimo necessário para alcançar os objetivos clínicos, envolvendo ajustes técnicos dos parâmetros de aquisição de imagens,

como o controle da dose de radiação, tempo de exposição e o uso de tecnologias como a modulação de corrente de tubo, que ajusta automaticamente a quantidade de radiação com base na densidade dos tecidos examinados (ICRP, 2007; Sordi *et al.*, 2015).

- Os limites de dose são estabelecidos para exposições ocupacionais e do público e não se aplicam aos pacientes submetidos a exposições médicas. Em exames diagnósticos, como a TC, a proteção radiológica baseia-se na justificação do exame e na otimização da exposição, considerando a dose e a qualidade da imagem. Nesse contexto, a ICRP recomenda o uso de DRLs para avaliar e otimizar as doses utilizadas nos procedimentos médicos, sem que esses valores sejam considerados limites de dose para os pacientes (ICRP, 2017)

Com o desenvolvimento da tecnologia de TC nas últimas décadas, houve avanços significativos na redução da dose de radiação sem comprometer a qualidade da imagem. Técnicas como a reconstrução iterativa, que melhora a qualidade da imagem e reduz o ruído, permitem a redução da dose de radiação administrada durante o exame (Dalmazo *et al.*, 2010). A proteção radiológica em TC é um equilíbrio entre a necessidade de fornecer imagens de alta qualidade para diagnóstico e a minimização da dose de radiação. O avanço das tecnologias e o aperfeiçoamento dos protocolos de otimização têm contribuído para a redução da exposição, tanto para os pacientes quanto para os profissionais, mantendo a eficácia diagnóstica. No entanto, é necessário o monitoramento contínuo e a educação dos profissionais para garantir a aplicação adequada dos princípios de proteção radiológica (Dalmazo *et al.*, 2010; Parente, 2013).

2.4.1 Parâmetros de aquisição de imagem (kV, mAs, pitch)

Os parâmetros de aquisição da imagem influenciam a qualidade das imagens obtidas nos exames de TC e a dose de radiação recebida pelo paciente. A otimização desses parâmetros busca estabelecer uma relação adequada entre a qualidade da imagem e a dose de radiação utilizada no exame.

A tensão do tubo é uma grandeza elétrica expressa em *quilovolts* (kV) e determina a energia dos *fótons* de raios X, influenciando sua capacidade de penetração e o contraste da imagem. Valores menores de tensão do tubo podem

reduzir a dose de radiação e aumentar a atenuação do meio de contraste iodado, embora possam aumentar o ruído da imagem. A escolha da tensão deve considerar as características do paciente e os demais parâmetros de aquisição (Dalmazo *et al.*, 2010).

O produto corrente-tempo é uma grandeza relacionada à quantidade de radiação produzida pelo tubo durante a aquisição e é expresso em miliampere-segundo (mAs). A redução desse parâmetro pode diminuir a dose de radiação, mas também pode aumentar o ruído da imagem. Portanto, a definição da tensão do tubo e do produto corrente-tempo deve considerar as características do paciente, o protocolo utilizado e a qualidade de imagem necessária para o exame (Dalmazo *et al.*, 2010).

A modulação automática da corrente do tubo (*Automatic Tube Current Modulation* – ATCM) é uma tecnologia utilizada para ajustar automaticamente a corrente do tubo de acordo com a atenuação dos tecidos durante a aquisição. Esse ajuste modifica o produto corrente-tempo (mAs) ao longo do exame, de acordo com as características anatômicas do paciente, contribuindo para a otimização da exposição à radiação (Souza *et al.*, 2016).

O Pitch refere-se à relação entre o deslocamento da mesa do paciente e a espessura do feixe de raios X por rotação do tubo. Um *pitch* maior implica uma cobertura mais rápida do corpo, resultando em menor dose de radiação, mas pode comprometer a qualidade da imagem se for excessivo. Um *pitch* menor, por outro lado, resulta em maior sobreposição de cortes e maior dose de radiação, mas com melhor qualidade de imagem (Gariani *et al.*, 2018).

Estudos indicam que ajustes no pitch podem ser utilizados estrategicamente para otimizar a dose de radiação, dependendo da necessidade diagnóstica. Em exames de TC de alta resolução, o *pitch* mais baixo pode ser necessário para garantir a detecção de detalhes finos, enquanto exames de rotina podem se beneficiar de um pitch mais alto para reduzir a dose (Assunção *et al.*, 2021).

2.4.2 Parâmetros de dose (CTDI_w, CTDI_{vol}, DLP, SSDE)

Os parâmetros dosimétricos utilizados em TC permitem avaliar a exposição à radiação nos exames. Entre eles estão o CTDI_w, o CTDI_{vol}, o DLP e o SSDE, que apresentam diferentes formas de estimar a dose em TC. O CTDI_{vol} e o DLP são

determinados a partir de condições padronizadas de medição e não representam diretamente a dose absorvida pelo paciente. O SSDE considera as dimensões do paciente no cálculo da dose estimada (Guerra, 2020).

O $CTDI_w$ (*Computed Tomography Dose Index Weighted*) é um parâmetro utilizado para representar a dose média de radiação em uma aquisição de TC, considerando medidas obtidas no centro e na periferia do *phantom*. É uma média ponderada das doses medidas em diferentes regiões do cilindro de teste padrão, sendo expresso em mGy. O $CTDI_w$ é utilizado para caracterizar a distribuição de dose no *phantom* de referência e serve como base para o cálculo do $CTDI_{vol}$ (Rodrigues *et al.*, 2012; Guerra, 2020).

O $CTDI_{vol}$ é a versão volumétrica do $CTDI_w$, ajustada para o tamanho do campo de visão (FOV) usado durante a varredura. É calculado dividindo o $CTDI_w$ pela espessura do corte e é uma medida útil para comparar a dose de diferentes protocolos de TC. Assim como o $CTDI_w$, o $CTDI_{vol}$ é expresso em mGy (Rodrigues *et al.*, 2012; Guerra, 2020).

O DLP representa o produto do $CTDI_{vol}$ pelo comprimento escaneado durante a aquisição da TC, sendo expresso em mGy·cm. Como o $CTDI_{vol}$ é determinado a partir de medições realizadas em um *phantom* de referência, o DLP também representa a exposição associada a esse *phantom* ao longo do comprimento escaneado. Esses valores não correspondem diretamente à dose recebida pelo paciente, mas podem ser utilizados para estimá-la e fornecer uma referência da exposição associada ao exame, considerando que o *phantom* utilizado seja representativo das características do paciente (Rodrigues *et al.*, 2012; Guerra, 2020).

O SSDE é uma estimativa de dose que ajusta o $CTDI_{vol}$ de acordo com o tamanho do paciente. Seu cálculo utiliza um fator de conversão relacionado às dimensões corporais, obtido a partir de medidas como o D_{eff} . Dessa forma, o SSDE permite estimar a dose considerando a diferença entre o tamanho do paciente e as dimensões do *phantom* utilizado na determinação do $CTDI_{vol}$ (Guerra, 2020).

Esses parâmetros podem ser utilizados para avaliar e otimizar a exposição à radiação nos exames de TC, considerando a relação entre a dose utilizada e a qualidade da imagem (Guerra, 2020).

2.4.3 Legislação e recomendações em PR em TC (AAPM, ICRP)

No Brasil, a Resolução da Diretoria Colegiada (RDC) nº 611, de 9 de março de 2022, estabelece requisitos para o funcionamento dos serviços de radiologia e para a proteção radiológica. A Instrução Normativa (IN) nº 93, de 27 de maio de 2021, estabelece requisitos para o controle de qualidade dos equipamentos de TC. Entre esses requisitos estão procedimentos relacionados à avaliação do desempenho dos equipamentos e à medição de parâmetros dosimétricos.

A ICRP Publication 103 apresenta os princípios de justificação e otimização das exposições médicas. A ICRP Publication 102 trata especificamente da tomografia computadorizada multidetectores (MDCT), abordando os parâmetros de aquisição, a dose e a proteção radiológica em TC (ICRP, 2007).

A AAPM também publicou recomendações para a dosimetria em TC. O AAPM Report 204 apresenta o método para estimar o SSDE a partir do $CTDI_{vol}$ e de fatores de conversão determinados de acordo com o tamanho do paciente. O método considera que o $CTDI_{vol}$ é obtido utilizando *phantoms* de dimensões padronizadas e, portanto, não representa diretamente a dose de pacientes com diferentes tamanhos corporais (AAPM, 2011).

2.4.4 Estimativa de dose em TC

O posicionamento correto do paciente durante os exames garante a segurança e a eficácia dos procedimentos em relação a medidas de dose isométricas. A altura do posicionamento da mesa de exames, pode impactar diretamente a dose de radiação que o paciente recebe. Ajustes inadequados na altura podem levar a uma exposição desnecessária ou excessiva à radiação, comprometendo a qualidade do exame e a proteção do paciente. Portanto, o posicionamento adequado do paciente na mesa é um dos pontos para a otimização da dose de radiação e para a obtenção de imagens com qualidade adequada para a avaliação diagnóstica. O correto alinhamento da mesa contribui significativamente para a minimização dos riscos associados à exposição à radiação (Souza *et al.*, 2016).

Segundo Zhang (2024), em estudos tomográficos da cabeça, tórax e abdomino-pélvico em crianças, o SSDE proporciona uma estimativa mais precisa da dose efetiva de radiação recebida e que se comparado ao $CTDI_{vol}$, o SSDE apresenta menor variabilidade, diminuindo assim o risco de discrepâncias e torna o SSDE uma alternativa mais confiável para ajustar e otimizar a dose de radiação.

A realização de novos estudos com SSDE na análise de doses em TC é crucial para aprimorar a segurança e a eficácia dos exames. O SSDE oferece uma estimativa mais precisa da dose de radiação absorvida pelo paciente, levando em consideração o tamanho e a idade, o que é especialmente importante para populações pediátricas e adultos com diferentes constituições corporais. Assim, esses estudos são essenciais não apenas para aprimorar a avaliação da dose de radiação, mas também para promover a segurança dos pacientes e otimizar os procedimentos de TC.

3. METODOLOGIA

A metodologia empregada neste estudo foi definida de acordo com o objetivo de avaliar as exposições decorrentes de exames de angiotomografia computadorizada das artérias coronárias, considerando os parâmetros dosimétricos e as características anatômicas dos pacientes. Para isso, foram estabelecidos o delineamento da pesquisa, os critérios de seleção dos exames, os procedimentos de coleta e análise dos dados, o cálculo do SSDE e os métodos estatísticos utilizados. Esses procedimentos são apresentados nas subseções a seguir.

3.1 Delineamento da pesquisa

O presente estudo adotou abordagem quantitativa, de caráter documental e retrospectivo, baseado na análise de exames previamente realizados. Foram selecionados exames de angiotomografia disponíveis no sistema PACS de um centro de diagnóstico por imagem.

A partir destes exames, foram coletadas informações dos relatórios de dose e das imagens, incluindo parâmetros dosimétricos e medidas anatômicas dos pacientes. Os dados foram organizados conforme variáveis de interesse, como gênero, faixa etária e D_{eff} .

Com base nessas informações, foi realizado o cálculo do SSDE a partir dos valores de CTDI_{vol} , conforme descrito nos procedimentos metodológicos. Por fim, os dados foram analisados por meio de estatística descritiva, com o objetivo de caracterizar os valores de dose e avaliar a influência do tamanho do paciente nas estimativas obtidas.

3.2 População e Local de Estudo

A população do estudo foi composta por 415 pacientes com idade ≥ 18 anos, ambos os gêneros, com diversas indicações clínicas, tais como dor torácica estável com probabilidade baixa ou intermediária de doença coronariana, dor torácica atípica de causa indefinida, como por exemplo, investigação de coronária anômala, submetidos à CCTA, realizada em protocolo de aquisição retrospectiva

sincronizada ao ECG de aquisição em fase única, com utilização de modulação automática de corrente do tubo (*Smart mA*) ativada em todos os exames.

O estudo foi realizado em um centro de diagnóstico por imagem localizado no município de Florianópolis (SC), pertencente a um grupo empresarial da área da saúde. Fundado em 1994, o centro foi o primeiro serviço de diagnóstico por imagem completo instalado no estado de Santa Catarina. Atualmente, a instituição possui cinco tomógrafos computadorizados e quatro equipamentos de radiografia. O serviço participante apresenta elevada demanda assistencial, realizando cerca de 330 mil exames anuais em diagnóstico por imagem, conforme dados divulgados pela Abramed (Associação Brasileira de Medicina Diagnóstica, 2022).

3.3 Amostragem

A amostra foi composta por 415 exames de CCTA, selecionados a partir dos exames disponíveis no período de setembro de 2023 a setembro de 2024.

A seleção foi realizada considerando os exames que atenderam aos critérios de inclusão estabelecidos. Foram incluídos exames de pacientes adultos (idade ≥ 18 anos), de ambos os gêneros. Todos os exames incluídos foram realizados utilizando protocolo de aquisição retrospectiva sincronizada ao ECG.

Os exames foram provenientes de duas unidades pertencentes ao mesmo complexo de diagnóstico por imagem. Para fins de análise, os dados foram unificados, não sendo realizada a análise separada entre as unidades.

Cada exame foi considerado uma unidade independente de análise. O tamanho da amostra foi definido com base na disponibilidade de dados no período estudado, sendo considerado adequado para a realização das análises propostas.

Para determinar o tamanho da amostra, foi realizado um cálculo amostral considerando uma população finita conhecida (N), conforme a Equação 6 (Montgomery *et al.*, 2004). Para esse cálculo, foram adotados níveis de significância de 5% e intervalo de confiança de 95%, utilizados como parâmetros para definir o número de exames necessários para o estudo.

$$n = \frac{\left(\frac{z_{\alpha}}{2}\right)^2 * \sigma^2 * N}{[|\mu - \bar{x}|]^2 * (N - 1)] + \left(\frac{z_{\alpha}}{2}\right)^2 * \sigma^2}$$

(Equação 6)

Em que:

n: tamanho da amostra;

$Z_{\frac{\alpha}{2}} = 1,96$ representa o valor crítico da distribuição normal padronizada para o

intervalo de confiança de 95%;

σ = é o desvio padrão;

$|\mu - \bar{x}|$ = é o erro amostral aceito;

N = refere-se ao tamanho total da população conhecida.

Foram calculados dois tamanhos de amostra distintos, com base no total de exames realizados em cada unidade no período de setembro de 2023 a setembro de 2024. Para a Unidade A, foram considerados 761 exames, enquanto para a Unidade B foram considerados 1.985 exames.

Para o cálculo de tamanho de amostra para os exames da Unidade A foram considerados:

n: tamanho da amostra

$Z_{\frac{\alpha}{2}} = 1,96$ representa o valor crítico da distribuição normal padronizada para o

intervalo de confiança de 95%

$\sigma = 4,06$ é o desvio padrão (LANGE *et al.*, 2021)

$|\mu - \bar{x}| = 0,500$ erro amostral aceito

N = 761 refere-se ao tamanho total da população conhecida.

Substituindo os valores propostos na fórmula de cálculo de tamanho de amostra encontramos o seguinte resultado:

$$n = ((1,96)^2 * (4,06)^2 * 761) / (((0,500)^2 * (761-1)) + ((1,96)^2 * (4,06)^2))$$

$$n = (3,8416 * 16,4836 * 761) / ((0,25 * 760) + (3,8416 * 16,4836))$$

$$n = (48.189,1057) / (190 + 63,3234)$$

$n = (48.189,1057) / (253,3234) \Rightarrow n = 190,2276$, logo o tamanho da amostra será de 191 exames de pacientes da Unidade A.

Para o cálculo de tamanho de amostra para os exames na Unidade B foram considerados:

n: tamanho da amostra

$Z_{\frac{\alpha}{2}} = 1,96$ representa o valor crítico da distribuição normal padronizada para o

intervalo de confiança de 95%

$\sigma = 4,06$ é o desvio padrão (LANGE *et al.*, 2021)

$|\mu - \bar{x}| = 0,500$ erro amostral aceito

$N = 1.985$ refere-se ao tamanho total da população conhecida.

Substituindo os valores propostos na fórmula de cálculo de tamanho de amostra encontramos o seguinte resultado:

$$n = ((1,96)^2 * (4,06)^2 * 1.985) / (((0,500)^2 * (1.985-1)) + ((1,96)^2 * (4,06)^2))$$

$$n = (3,8416 * 16,4836 * 1.985) / ((0,25 * 1.984) + (3,8416 * 16,4836))$$

$$n = (125.696,9445) / (496 + 63,3234)$$

$n = (125.696,9445) / (559,3234) \Rightarrow n = 224,73$, logo o tamanho da amostra será de 225 exames de pacientes da Unidade B.

3.4 Critérios de Inclusão e Exclusão

Foram incluídos exames de CCTA realizados no período de setembro de 2023 a setembro de 2024, em pacientes com idade ≥ 18 anos, de ambos os gêneros.

Foram considerados apenas exames adquiridos em fase única, com modulação automática de corrente ativada, realizados na unidade Matriz do centro de diagnóstico, utilizando protocolos com tensão do tubo entre 120 e 135 kV.

Como critérios de exclusão, foram excluídos exames que não atenderam aos critérios de inclusão, bem como aqueles com aquisições repetidas, exames não finalizados devido à falta de colaboração do paciente (por exemplo, movimento ou falha na apneia) e casos com dados incompletos ou inconsistentes nos relatórios de dose ou imagens.

Foram excluídos exames de pacientes com histórico de cirurgia de revascularização do miocárdio, estudos que incluíssem avaliação de outras regiões anatômicas (aorta torácica ou abdominal) e casos em que o paciente não conseguiu elevar os membros superiores durante a aquisição, devido à possível interferência no funcionamento do Controle Automático de Exposição (CAE) e nos parâmetros de dose.

3.5 Coleta de dados

Após a anuência dos CEPShs (Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos) das instituições envolvidas foi feito contato com as equipes gestoras para agendamento de data e horário para início da coleta de dados.

A coleta foi realizada de forma retrospectiva a partir das imagens e relatórios de dose (RD) disponíveis no sistema PACS do serviço participante, referentes a exames adquiridos nos tomógrafos *Siemens Somatom Definition 128 e Aquilion One Prime 160*. Os dados coletados foram organizados pelos pesquisadores no instrumento de coleta de dados apresentado no "APÊNDICE B".

Todos os exames de CCTA incluídos no estudo foram realizados com sincronização retrospectiva pelo eletrocardiograma (ECG). Nesse protocolo, a aquisição dos dados ocorre durante o ciclo cardíaco, permitindo a reconstrução das imagens em diferentes fases do ciclo. A utilização desse protocolo foi considerada na interpretação das métricas de dose, uma vez que o modo de aquisição influencia os valores de $CTDI_{vol}$ e DLP.

Foram extraídos diretamente dos relatórios de dose os parâmetros dosimétricos e técnicos, incluindo índice de dose volumétrica ($CTDI_{vol}$, em mGy), DLP (em mGy·cm), tensão do tubo (kV), produto corrente-tempo (mAs) e pitch, conforme recomendações do AAPM Report 204 (2011) conforme apresentado na Figura 1.

Figura 1 - Exemplo de um Relatório de dose simples (RD)

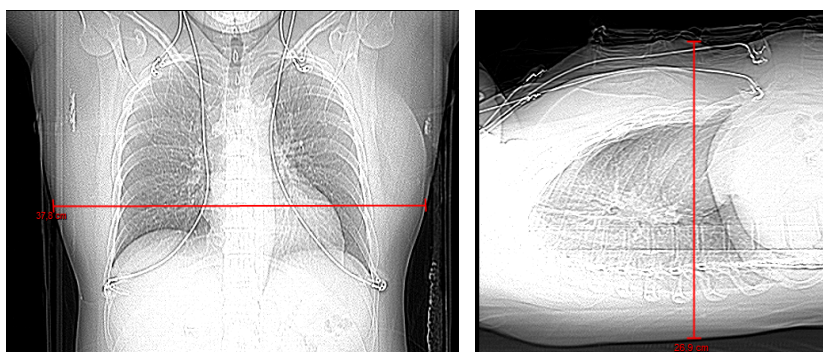
1. ESCORE CALCIO					
No.	Protocol	#of scan(s)	kVp	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)
1	DualScano	1	120		
2	DualScano	1	120		
3	S&S	12	120	7.75 (Body)	111.60 (Body)

2. CORONARIAS RETROSPECTIVO OBESO					
No.	Protocol	#of scan(s)	kVp	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)
1	S&V	1	120	4.70 (Body)	0.90 (Body)
2	SURE Start	1	135	45.90 (Body)	9.20 (Body)
3	Helical	1	135	23.20 (Body)	389.20 (Body)

SURE Exposure							
No.	Name	SD	SURE IQ	Image Thickness	Recon FC	Recon Process	XY
3	32.00	32.00	Cardiac:CTA S...	0.5	FC03	ADR3D eSlid	ECG

Fonte: Elaboração própria (2026).

Em seguida, procedeu-se à mensuração das dimensões anatômicas dos pacientes por meio do software de visualização *Carestream®*, a partir de imagens em cortes axiais da região cardíaca. Para padronizar o local de medição ao longo do eixo longitudinal (eixo Z), foi selecionada a fatia correspondente ao ponto médio do volume escaneado. Nessa imagem, foram mensurados os diâmetros ântero-posterior (AP) e lateral (LAT), utilizando a ferramenta de régua digital (paquímetro) disponível no software, conforme apresentado na Figura 2.

Figura 2 - Medidas das dimensões AP e Lateral Torácicas

Fonte: Elaboração própria (2026).

As medidas do diâmetro anteroposterior (AP) e lateral (LAT) do tórax foram realizadas por um único avaliador, uma única vez para cada exame. A partir

dessas medidas, foi calculado o D_{eff} , conforme a Equação (7). O D_{eff} foi utilizado para a determinação dos fatores de conversão aplicados no cálculo do SSDE.

O IMC foi utilizado como variável antropométrica para caracterização da amostra. Não foi utilizado para estimar as dimensões anatômicas ou calcular o D_{eff} .

Neste estudo, foi utilizado o D_{eff} devido à indisponibilidade de ferramenta específica para determinar o D_w nos sistemas disponíveis no serviço. O D_{eff} considera as dimensões físicas do paciente, mas não considera as diferenças de atenuação dos tecidos. Essa diferença é relevante nos exames do tórax devido à presença de ar nos pulmões.

$$D_{eff} = \sqrt{AP \times LAT} \quad \text{Equação (7)}$$

Os valores de D_{eff} foram utilizados para consulta às tabelas de conversão propostas pela AAPM. Os cálculos foram realizados nos exames que apresentavam as imagens necessárias para sua determinação. Contudo, nem todos os exames possuíam os scouts anteroposterior e lateral de forma padronizada. Nesses casos, quando disponível apenas uma medida individual, como o diâmetro anteroposterior (AP), utilizou-se a Tabela 1C da AAPM, correspondente à Figura 3, considerando o uso de um *phantom* torácico de 32 cm de diâmetro.

Figura 3 - Recorte da tabela de conversão do SSDE (traduzida)

Tabela 1. Esta tabela fornece fatores de conversão com base no uso do fantoma de PMMA de 32 cm de diâmetro para o $CTDI_{vol}$. A Tabela 1A apresenta o fator de conversão em função da soma das dimensões lateral e ântero-posterior (AP). A Tabela 1B apresenta fatores de conversão em função da dimensão lateral, enquanto a Tabela 1C corresponde à dimensão AP. A Tabela 1D fornece fatores de conversão em função do diâmetro efetivo. É essencial que esses dados sejam utilizados quando se souber que o $CTDI_{vol}$ reportado foi baseado no fantoma dosimétrico corporal de 32 cm de diâmetro.

Tabela 1A			Tabela 1B			Tabela 1C			Tabela 1D	
Lat+AP Dim (cm)	Diâmetro Efetivo (cm)	Fator de Conversão	Lateral Dim (cm)	Diâmetro Efetivo (cm)	Fator de Conversão	AP Dim (cm)	Diâmetro Efetivo (cm)	Fator de Conversão	Diâmetro Efetivo (cm)	Fator de Conversão
16	7.7	2.79	8	9.2	2.65	8	8.8	2.68	8	2.76
18	8.7	2.69	9	9.7	2.60	9	10.2	2.55	9	2.66
20	9.7	2.59	10	10.2	2.55	10	11.6	2.42	10	2.57
22	10.7	2.50	11	10.7	2.50	11	13.0	2.30	11	2.47
24	11.7	2.41	12	11.3	2.45	12	14.4	2.18	12	2.38
26	12.7	2.32	13	11.8	2.40	13	15.7	2.08	13	2.30
28	13.7	2.24	14	12.4	2.35	14	17.0	1.98	14	2.22
30	14.7	2.16	15	13.1	2.29	15	18.3	1.89	15	2.14
32	15.7	2.08	16	13.7	2.24	16	19.6	1.81	16	2.06
34	16.7	2.01	17	14.3	2.19	17	20.8	1.73	17	1.98
36	17.6	1.94	18	15.0	2.13	18	22.0	1.65	18	1.91
38	18.6	1.87	19	15.7	2.08	19	23.2	1.58	19	1.84
40	19.6	1.80	20	16.4	2.03	20	24.3	1.52	20	1.78
42	20.6	1.74	21	17.2	1.97	21	25.5	1.45	21	1.71
44	21.6	1.67	22	17.9	1.92	22	26.6	1.40	22	1.65
46	22.6	1.62	23	18.7	1.86	23	27.6	1.34	23	1.59
48	23.6	1.56	24	19.5	1.81	24	28.7	1.29	24	1.53
50	24.6	1.50	25	20.3	1.76	25	29.7	1.25	25	1.48
52	25.6	1.45	26	21.1	1.70	26	30.7	1.20	26	1.43
54	26.6	1.40	27	22.0	1.65	27	31.6	1.16	27	1.37

Fonte: AAPM Report 204, 2011.

Os valores de $CTDI_{vol}$ utilizados neste estudo foram obtidos diretamente dos relatórios de dose emitidos pelos tomógrafos. Em ambos os equipamentos avaliados, os protocolos de tórax para pacientes adultos são calibrados utilizando *phantom* corporal de PMMA com 32 cm de diâmetro, conforme especificação do fabricante e prática adotada pelo serviço. Dessa forma, os fatores de conversão empregados para o cálculo do SSDE foram aqueles recomendados pela AAPM para valores de $CTDI_{vol}$ referenciados em *phantom* de 32 cm.

Por fim, os fatores de conversão foram obtidos na tabela correspondente ao D_{eff} de cada paciente e aplicados aos valores de $CTDI_{vol}$ para estimar o SSDE. O cálculo considerou que os valores de $CTDI_{vol}$ fornecidos pelos equipamentos foram baseados no *phantom* de 32 cm.

Antes do início da coleta de dados, foi verificado que os equipamentos utilizados estavam com o Controle de Qualidade (CQ) atualizado, conforme protocolos do local de estudo.

3.6 Análise de Dados

O SSDE foi calculado pela multiplicação do $CTDI_{vol}$ pelo fator de conversão correspondente ao D_{eff} de cada paciente. Para essa estimativa, foram utilizados os fatores de conversão apresentados na Tabela 1C do AAPM Report 204, de acordo com o D_{eff} de cada paciente (AAPM, 2011). A dose efetiva não foi utilizada neste estudo, porém calculada para aqueles que foi possível, devido a ausência de outras medidas.

A análise estatística foi realizada utilizando os softwares Jamovi e Microsoft Excel. Inicialmente, foi avaliada a normalidade dos dados pelo teste de Shapiro-Wilk. Em seguida, foi realizada análise estatística descritiva, incluindo média, desvio-padrão, mediana, primeiro e terceiro quartis, intervalo interquartil e valores mínimo e máximo. Os dados foram estratificados segundo gênero, idade, IMC e D_{eff} , permitindo a caracterização das métricas dosimétricas, incluindo $CTDI_{vol}$, DLP e SSDE. (Figura 4).

Figura 4 - Jamovi - *software* de análises

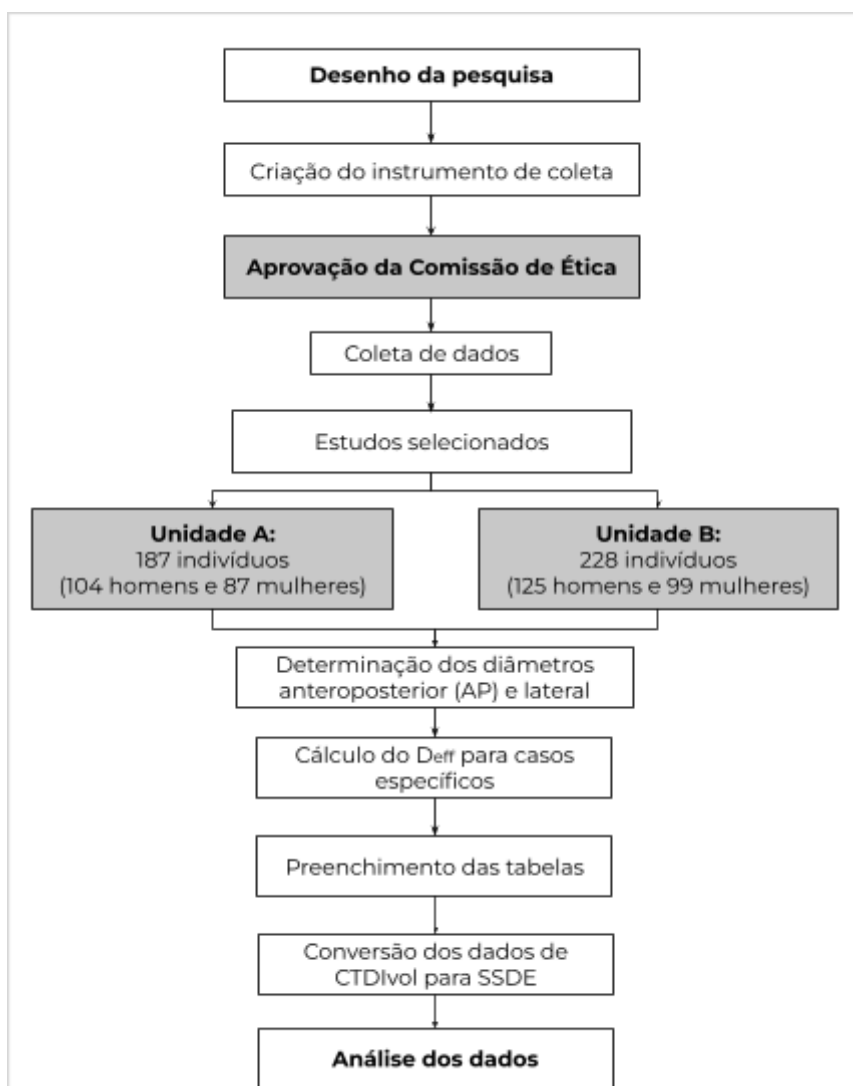
The screenshot displays the Jamovi software interface. The main window shows a data table with 28 rows and 20 columns. The columns are labeled: Pesos, Alturas, Idades, Gêneros, IMCs, Comorbidades, CTDIvol, CTDIw, DLP Angulo, DLP sc, DLP calculado, Kvp, mA, Diâmetro, Diâmetro, Diâmetro, f, and SSDE. The data is organized into a grid. On the right side, there is a sidebar with 'Resultados' and 'Referências' sections. The 'Referências' section lists two references: [1] The jamovi project (2025). jamovi. (Version 2.7) [Computer Software]. Retrieved from https://www.jamovi.org. and [2] R Core Team (2025). R: A Language and environment for statistical computing. (Version 4.5) [Computer software]. Retrieved from https://cran.r-project.org. (R packages retrieved from CRAN snapshot 2025-05-25).

Fonte: Jamovi (2026)

Os dados foram estratificados de acordo com variáveis de interesse, incluindo idade, gênero, IMC e parâmetros antropométricos (D_{eff}), permitindo a análise da relação entre essas variáveis e as métricas de dose, como o $CTDI_{vol}$, DLP e SSDE.

Foram analisados os valores de $CTDI_{vol}$ e SSDE (mGy), com o objetivo de caracterizar a variabilidade dos dados e identificar possíveis associações com as características dos pacientes.

Na Figura 5 é apresentado um fluxograma com as etapas realizadas neste estudo.

Figura 5 - Fluxograma de Etapas

Fonte: Elaboração própria (2026).

3.7 Aspectos Éticos

O projeto de pesquisa foi aprovado pelo CEP SH via Plataforma Brasil, (número do parecer de aprovação 7.147.876 - ANEXO A). Em relação aos aspectos éticos, esta pesquisa teve como base a Resolução do Conselho Nacional de Saúde (CNS) nº 466, 2012, que diz respeito aos direitos humanos e ética na pesquisa com seres humanos e também se respaldou na Lei Geral de Proteção de Dados (LGPD) nº13.709 de 2018, respeitando e anonimizando os dados primários de exames e pacientes. O estudo só foi iniciado após aprovação no CEP SH.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

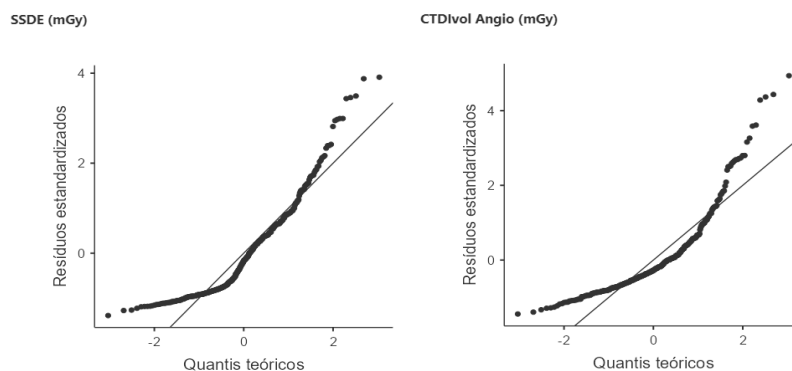
O propósito desta pesquisa foi avaliar as doses de radiação recebidas por pacientes submetidos a exames CCTA em termos de SSDE, de forma a, considerar a variação do tamanho corporal dos pacientes expostos, a partir da medida da circunferência torácica de cada indivíduo.

Tipicamente as estimativas de dose são baseadas, inicialmente, nos valores de $CTDI_{vol}$, que baseiam-se em *phantoms* padronizados de, geralmente, 16 cm ou 32 cm de diâmetro, mas que não refletem as variações anatômicas individuais. O uso do parâmetro de dose SSDE ao invés do $CTDI_{vol}$ visou obter dados de estimativa de dose mais realistas com a anatomia dos pacientes expostos e mostrar se haveria de fato diferença significativa entre esses parâmetros (AAPM, 2011).

4.1 Análise estatística

Esse estudo consistiu na análise de dados de exames de 415 pacientes, realizados em duas unidades do serviço participante, obtidos por meio dos relatórios de dose. A análise estatística deste estudo iniciou-se com a análise de normalidade de dados, a fim de verificar se as variáveis investigadas apresentavam comportamento compatível com uma distribuição normal. Para essa avaliação, foi aplicado o teste-t de Shapiro-Wilk às variáveis $CTDI_{vol}$ e SSDE. Os resultados indicaram que ambas não seguiram distribuição normal, uma vez que foi observado valor de p inferior a 0,05 (Figura 6).

Figura 6 - Gráficos Q-Q plots mostrando a não-normalidade dos dados dos resíduos estandardizados e os quantis teóricos para os valores em A) $CTDI_{vol}$ e em B) SSDE



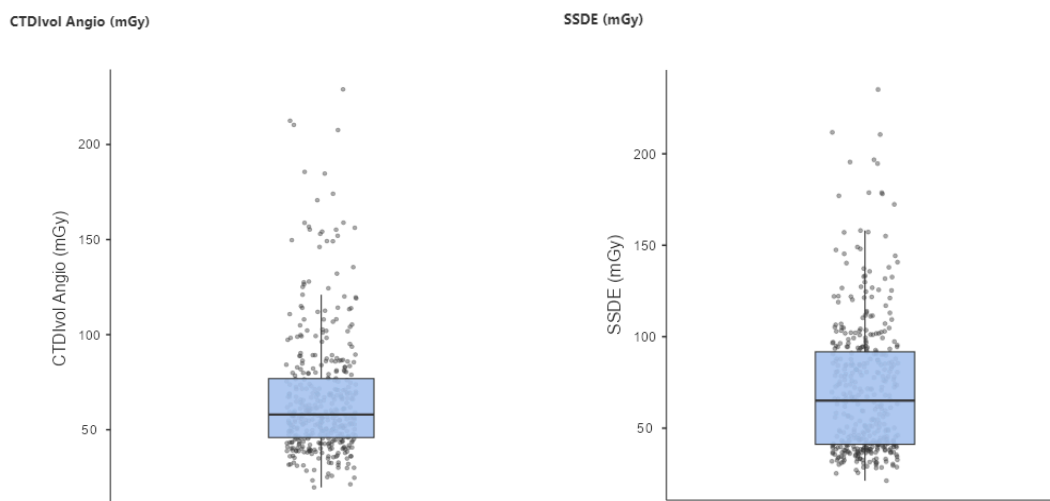
Fonte: Elaboração própria (2026).

A análise gráfica por meio de Q-Q plots (Quantil-Quantil) (Figura 6) nos permitiu avaliar pela configuração de “caudas pesadas em S” apontando uma assimetria em ambas distribuições de dados para os parâmetros $CTDI_{vol}$ (Fig. 6-A) e SSDE (Fig. 6-B). Uma vez que observou-se que seus pontos (Figura 6) se curvaram ou apresentaram afastamento em relação às linhas de 45 graus apresentados pelos seus valores teóricos previstos, conclui-se que tanto as variáveis $CTDI_{vol}$ e SSDE não obedecem a uma distribuição normal. Pois, seus dados possuem valores extremos ou *outliers* muito maiores ou menores do que seria esperado na curva normal teórica. Assim, para as variáveis com distribuição não normal, os resultados foram expressos como mediana e intervalo interquartil (Q1–Q3).

Na Figura 7 é ilustrada a distribuição dos valores dos dados de dose dos 415 relatórios/pacientes por meio de gráficos do tipo *box plot* (box plots) para $CTDI_{vol}$ (Fig.7-A) e SSDE (Fig. 7-B), a fim de permitir a análise comparativa entre os dados.

Os valores encontrados para SSDE foram: primeiro quartil 41,1, segundo quartil (mediana) 65,1 e 91,8 para o terceiro quartil. Observou-se, em ambos os parâmetros, uma distribuição assimétrica com presença significativa de valores discrepantes (*outliers*), com maior dispersão dos dados para o $CTDI_{vol}$ e menor variabilidade para o SSDE, indicando heterogeneidade entre os exames analisados, o que corroborou anteriormente ao comportamento da assimetria das distribuições não normais apontadas na Figura 6, nos gráficos Q-Q plot.

Figura 7 - Gráficos de dispersão dos dados da dose para os *outliers* referentes ao A) CTDI_{vol} e B) SSDE.



Fonte: Elaboração própria (2026)

Com relação ao CTDI_{vol}, verificou-se que a mediana se concentra em uma faixa intermediária, com a maior parte dos valores distribuídos aproximadamente entre 40 e 80 mGy. Entretanto, a presença de diversos *outliers* acima de 150 mGy (sendo a mediana 58 mGy) sugere a ocorrência de exames realizados com doses mais elevadas, associadas a variações nos protocolos de aquisição, diferenças entre equipamentos ou características específicas dos pacientes.

Resultados semelhantes foram observados no estudo de Robatjazi et al. (2025), que apresentou valores de CTDI_{vol} entre 50,74 e 180,31 mGy, com mediana de 76,30 mGy e primeiro e terceiro quartis de 58,56 e 89,36 mGy, respectivamente. Embora os autores não tenham apresentado os valores discrepantes de forma individual, sua presença pode ser observada na distribuição apresentada graficamente. No presente estudo, o CTDI_{vol} apresentou valores entre 19,68 e 229,00 mGy, com mediana de 58,00 mGy e primeiro e terceiro quartis de 45,90 e 76,90 mGy, respectivamente. A presença de valores acima do intervalo interquartil em ambos os estudos pode estar relacionada às diferenças nas características anatômicas dos pacientes e à modulação automática da dose, que pode ajustar os parâmetros de aquisição de acordo com as características de cada exame.

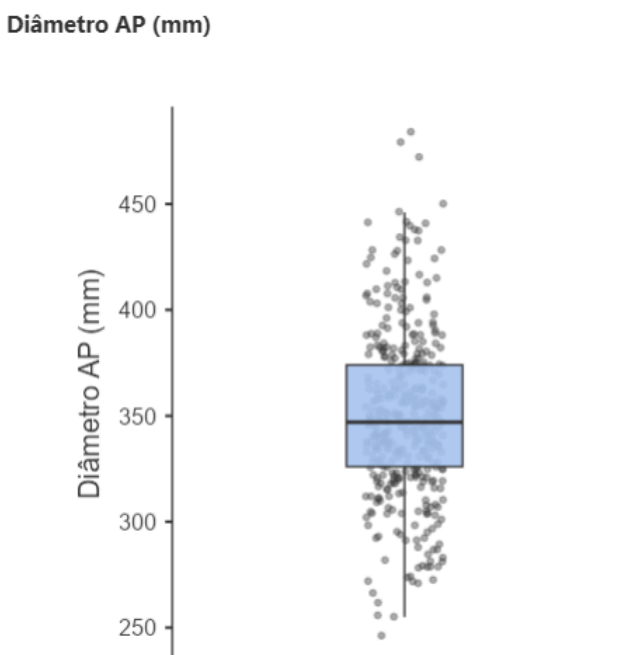
Em relação ao SSDE, observou-se uma dispersão mais acentuada dos dados quando comparado ao CTDI_{vol}, com maior amplitude entre os valores mínimos e máximos e presença de outliers ainda mais elevados. A mediana mantém-se em

faixa semelhante, 65,1 mGy (SSDE) e 58 mGy ($CTDI_{vol}$), porém, a variabilidade ampliada reflete a influência direta das dimensões corporais dos pacientes no cálculo desse parâmetro como esperado.

Em relação ao diâmetro AP, observou-se mediana de 347 mm, com primeiro quartil de 326 mm e terceiro quartil de 374 mm. Os valores variaram entre 246 mm e 484 mm, mostrando diferenças no tamanho corporal dos pacientes avaliados. Essa variação ajuda a explicar as diferenças encontradas entre os valores de SSDE e $CTDI_{vol}$, já que o cálculo do SSDE considera as dimensões do paciente, enquanto o $CTDI_{vol}$ representa apenas a dose emitida pelo equipamento.

O D_{eff} foi incluído na análise por sua relação direta com o cálculo do SSDE, permitindo compreender a variação observada em relação ao $CTDI_{vol}$. Conforme as recomendações da AAPM, existem fatores de conversão específicos para medidas obtidas a partir das dimensões AP + lateral, AP isolado, lateral isolado e D_{eff} , conforme foi apresentado na Figura 2. Entretanto, nem todos os exames apresentavam imagens laterais disponíveis para mensuração. Dessa forma, para padronização da análise e uniformidade dos dados, foram utilizados os fatores de conversão baseados nas medidas em AP (figura 8).

Figura 8 - Diâmetro AP dos indivíduos



Fonte: Elaboração própria (2026)

Indicando que o SSDE se mostra mais sensível às diferenças antropométricas, como o D_{eff} dos pacientes, proporcionando uma estimativa mais individualizada da dose absorvida.

As demais análises estatísticas são apresentadas dentro dos subtópicos a seguir.

4.2 Categorização dos dados

No presente estudo, foram utilizados dois tomógrafos pertencentes a diferentes unidades de diagnóstico por imagem. Na Unidade A, foi utilizado o tomógrafo *Siemens Somatom Definition*, enquanto na Unidade B foi utilizado o *Aquilion One Prime*.

O período de coleta de dados ocorreu entre setembro de 2023 e setembro de 2024, totalizando 415 exames/relatórios analisados. Desses, 191 exames (46,0%) foram realizados na Unidade A e 224 exames (54,0%) na Unidade B, sendo eles, 229 pacientes do gênero masculino (55,2%) e 186 do gênero feminino (44,8%) (tabela 1).

Tabela 1 - Frequência (N) e percentual (%) de indivíduos cujos dados foram utilizados neste estudo (IMC e Faixa Etária)

	N (%)
Unidade A	191 (46%)
Unidade B	224 (54%)
Masculino	229 (55,2%)
Feminino	186(44,8%)

Fonte: Elaboração própria (2026)

A classificação de IMC demonstrou maior frequência de pacientes com sobrepeso (IMC entre 25,0 e 29,9), totalizando 188 indivíduos (45,3%), apresentados na Tabela 2. Em seguida, observou-se peso normal (IMC entre 18,5 e

24,9) com 125 indivíduos (30,12%). As demais classificações foram: obesidade grau I (30,0–34,9) com 67 pacientes (16,14%), obesidade grau II (35,0–39,9) com 22 pacientes (5,30%), obesidade grau III ($\geq 40,0$) com 8 pacientes (1,93%) e baixo peso (IMC $< 18,5$) com 5 pacientes (1,20%).

Quanto à faixa etária, os pacientes apresentavam idades entre 24 e 94 anos. A maior concentração ocorreu entre 60 e 69 anos, com 127 indivíduos (30,60%), seguida da faixa 50 a 59 anos, com 100 indivíduos (24,10%), e 70 a 79 anos, com 77 indivíduos (18,55%). As demais distribuições foram: 40–49 anos (70 pacientes; 16,9%), 80–89 anos (20 pacientes; 4,8%), 30–39 anos (17 pacientes; 4,1%), 20–29 anos (2 pacientes; 0,5%) e 90–99 anos (2 pacientes; 0,5%).

Tabela 2 - Frequência (N) e percentual (%) de indivíduos cujos dados foram utilizados neste estudo (IMC e Faixa Etária)

Variável	Categoria	N (%)	Masculino	Feminino
			(M)	(F)
IMC	< 18,5	5 (1,2%)	2	3
	18,5 – 24,9	125 (30,1%)	49	76
	25,0 – 29,9	188 (45,3%)	124	64
	30,0 – 34,9	67 (16,1%)	38	29
	35,0 – 39,9	22 (5,3%)	12	10
	$\geq 40,0$	8 (1,9%)	4	4
Faixa etária	20 – 29	2 (0,5%)	2	0
	30 – 39	17 (4,1%)	13	4
	40 – 49	70 (16,9%)	44	26
	50 – 59	100 (24,10%)	59	41
	60 – 69	127 (30,60%)	63	64
	70 – 79	77 (18,55%)	40	37
	80 – 89	20 (4,82%)	7	13
	90 – 99	2 (0,48%)	1	1

Fonte: Elaboração própria (2026)

De acordo com o teste de normalidade de Teste de *Shapiro-Wilk*, aplicado às variáveis idade e IMC, verificou-se que ambas apresentaram distribuição normal. Dessa forma, foram calculadas e apresentadas a média, o desvio padrão e a variância. Considerando essa normalidade, foi aplicado o teste t de *Student*, o qual indicou valor de p inferior a 0,002, demonstrando diferença estatisticamente significativa entre os dados apresentados na Tabela 3.

Tabela 3 - Estatística descritiva das variáveis Idade e IMC

	Idade (anos)	IBM (IMC)
Média	60,2	27,4
Desvio padrão	12,3	4,0
Mínima	24	17
Máxima	94	44,8

Fonte: Elaboração própria (2026)

A amostra do presente estudo apresentou média de idade de $60,2 \pm 12,3$ anos, além de IMC médio de $27,4 \pm 4,7$ kg/m², variando de 17 a 44,8 kg/m². Os estudos de Cuellar-Calabria *et al.*, (2024) e Robatjazi *et al.*, (2025) foram utilizados para comparação por avaliarem exames de CCTA em estudos retrospectivos e apresentarem dados de IMC. Esses foram os únicos estudos identificados na revisão realizada, dentro do período de busca, que apresentaram essa variável. Cuellar-Calabria *et al.*, (2024) encontraram média de idade de 58 ± 16 anos e IMC médio de $27,6 \pm 3,44$ kg/m², valores próximos aos encontrados nesta pesquisa. Robatjazi *et al.*, (2025) avaliaram pacientes com média de idade de aproximadamente 54 anos, inferior à observada neste estudo. Os valores de IMC encontrados nos dois estudos também foram próximos aos desta pesquisa.

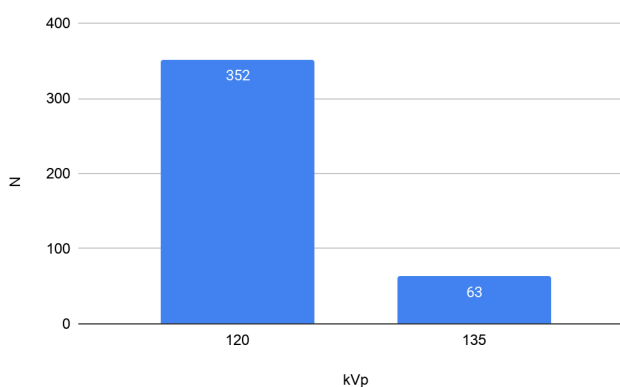
4.3 Comparação entre estudos recentes

A análise dos 415 exames/relatórios na presente pesquisa, demonstrou valores medianos de SSDE de 65,1 mGy, com intervalo interquartil entre 41,1 mGy e 91,8 mGy, evidenciando ampla variabilidade na exposição à radiação

entre os pacientes. Conforme já descrito, os exames foram realizados em dois equipamentos diferentes, mas , ambos reconhecidos pelo elevado desempenho em estudos cardíacos.

Os parâmetros técnicos utilizados incluíram tensão do tubo (kVp) mediana de 120, com valores de 120 a 135 kVp, sendo que 352 exames (84,8%) foram realizados com 120 kVp e 63 (15,2%) com 135 kVp (figura 9). A corrente do tubo apresentou mediana de 78 mAs, variando de 15 a 225 mAs, enquanto o pitch apresentou mediana de 0,813, com valores entre 0,2 e 0,813.

Figura 9 - Comparação entre os grupos



Fonte: Elaboração própria (2026)

O IMC médio dos pacientes foi de $27,4 \pm 4,7$ kg/m². A ausência de utilização de tensões inferiores a 120 kVp pode representar uma oportunidade de avaliação e possível otimização dos protocolos, especialmente para pacientes de menor porte corporal, considerando que a redução do kVp pode contribuir para a redução da dose em CCTA quando tecnicamente apropriada. Entretanto, essa estratégia deve ser individualizada, considerando o tamanho corporal, a atenuação anatômica, o uso de meio de contraste e a manutenção da qualidade diagnóstica. Os valores de SSDE observados indicam níveis de dose relativamente elevados, compatíveis com o perfil esperado para protocolos com aquisição retrospectiva, os quais tendem a resultar em maiores exposições quando comparados às técnicas prospectivas.

Em comparação, o estudo de Robatjazi *et al.*, (2025), conduzido em tomógrafo Siemens de 384 canais, reportou valores medianos de gSSDE e wSSDE de 18,26 mGy e 20,56 mGy, respectivamente, significativamente inferiores aos encontrados no presente estudo. Nesse estudo, foram utilizados parâmetros

técnicos distintos, com tensão de tubo (kVp) de 90 (90–110), corrente do tubo de aproximadamente 435 mAs e pitch de 0,22, evidenciando que, mesmo com a utilização da mesma técnica de aquisição retrospectiva, existem variações substanciais nos níveis de dose.

Essas diferenças podem estar relacionadas à maior capacidade de otimização dos protocolos em equipamentos mais avançados, bem como ao uso de estratégias mais eficientes de modulação de dose e ajustes automatizados de parâmetros. A análise estatística apresentada pelos autores demonstrou ausência de diferença significativa entre gSSDE e wSSDE em cada técnica, confirmando a confiabilidade do SSDE como medida de dose. Assim, foi considerado que a escolha entre essas variações não impactou de forma relevante as estimativas em CCTA, embora a diretriz AAPM TG-220 recomende o uso do wSSDE por considerar de forma mais acurada as características dos materiais atenuadores (Robatjazi *et al.*, 2025).

De forma semelhante, Cuellar-Calabria *et al.*, (2024), utilizando tomógrafo de 256 canais, observaram valores medianos de SSDE de 26,5 mGy (21,3–36,3), também inferiores aos deste estudo. Nesse contexto, os autores reportaram IMC médio de $26,9 \pm 4,7$ kg/m², corrente do tubo de 358 mAs (296–358) e tensão de tubo de 120 kVp (80–120), evidenciando parâmetros técnicos distintos, porém ainda compatíveis com protocolos clínicos otimizados. Esses achados reforçam que, em diferentes centros e com equipamentos de maior número de detectores, é possível alcançar níveis de dose significativamente mais baixos, mesmo em aquisições retrospectivas, possivelmente devido à aplicação de protocolos mais otimizados e ao uso de tecnologias mais recentes.

Adicionalmente, um estudo de grande escala com 35.375 exames, de 33.317 pacientes (idade mediana de 58 [50 - 66] anos; 58,7% do gênero masculino) reportou valores medianos de SSDE de 66,9 mGy (38,5 -97,3 mGy), sendo que, especificamente no protocolo retrospectivo, os valores atingiram 88,9 mGy (68,3 -113,9), superiores aos observados no presente estudo. Os parâmetros técnicos incluíram tensão de tubo variando entre 70 -140 kVp e corrente de 358 mAs (296 - 358). Os autores também demonstraram reduções significativas ao longo do tempo nas métricas de dose, com diminuição de 9,0% no CTDI_{vol}, 30,8% no DLP e 40,1% no SSDE ($p < 0,05$), evidenciando avanços na otimização dos protocolos. Observou-se ainda que a dose de radiação aumenta com o tamanho do paciente,

especialmente para diâmetros equivalentes em água superiores a 19 cm, tanto em pacientes normorrítmicos quanto arrítmicos. Esses achados reforçam a influência de fatores relacionados ao paciente e ao protocolo na variabilidade da dose, além de destacar a importância de estratégias contínuas de otimização (Lin *et al.*, 2019).

Dessa forma, ao confrontar os resultados (Quadro 1), observa-se que o presente estudo apresenta valores de SSDE substancialmente superiores aos relatados na literatura. Essa diferença pode ser atribuída a fatores como limitações tecnológicas relativas entre os equipamentos, diferenças nos parâmetros de aquisição (kVp, mAs, pitch e modulação ECG), bem como às características da população avaliada, incluindo variações no IMC e no D_{eff} dos pacientes. Esses achados destacam a necessidade de revisão e otimização contínua dos protocolos utilizados, mesmo em equipamentos de alta performance, a fim de reduzir a exposição à radiação sem comprometer a qualidade diagnóstica.

Quadro 1 - Comparativo com literaturas atuais

Autor	Tomógrafo (canais)	Nº de Exames/Relatórios	kVp (kV)	Corrente (mAs)	Pitch	IMC (kg/m ²)	SSDE (mGy)
Pesquisa atual	Siemens Somatom Definition (128) / Aquilion One Prime (160)	415	120 (120-135)	78 (15-225)	0,813 (0,2-0,813)	27,4 ± 4,7	65,1 (IQR 41,1–91,8)
Robotjazi et al., 2025	Siemens 384	93	90 (90 - 110)	435	0,22	Não informado	gSSDE 18,26 / wSSDE 20,56
Cuellar-Calabria et al., 2024	Brilliance iCT (256)	64	120 (80 - 120)	358 (296 - 358)	Não informado	26,9 ± 4,7	26,5 (21,3 -36,3)
Lin et al., 2019	Múltiplos equipamentos	35.375 exames (33.317 pacientes)	70 - 140	358 (296 - 358)	Não informado	Não informado	66,9 (38,5 -97,3) geral / 88,9 (68,3-113,9) retrospectivo

Fonte: Elaboração própria (2026)

IQR= Intervalo Interquartil; gSSDE= global Size-Specific Dose Estimate; wSSDE= water-equivalent Size-Specific Dose Estimate.

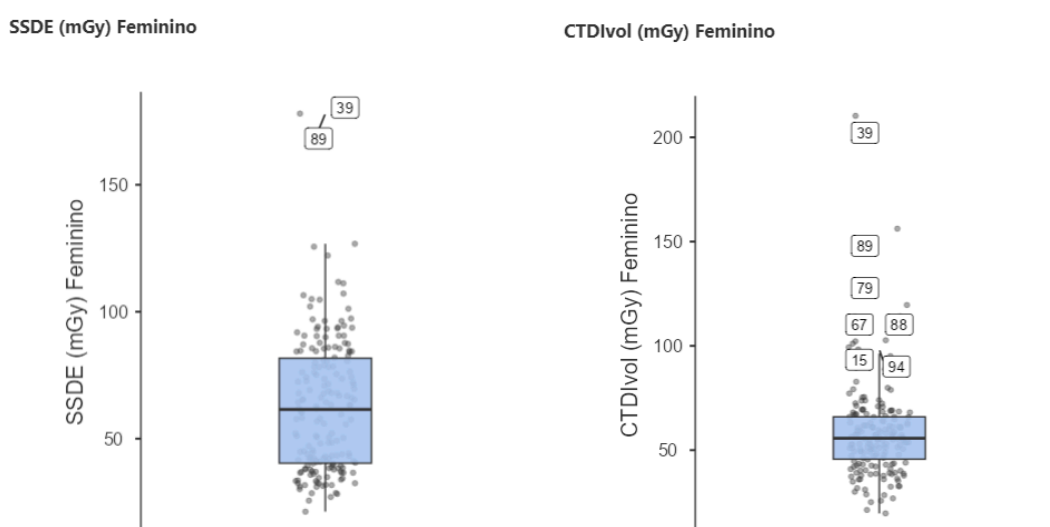
4.4 Análise por gênero

Com o objetivo de aprofundar a compreensão sobre a variabilidade dos parâmetros dosimétricos, foi realizada uma análise comparativa entre o $CTDI_{vol}$ e o SSDE, considerando a estratificação por gênero. Essa abordagem permitiu avaliar não apenas as diferenças entre os indicadores de dose, mas também a influência das características antropométricas dos pacientes na estimativa da exposição à radiação, fornecendo subsídios para uma interpretação mais completa.

4.4.1 Feminino

No grupo feminino (Figura 10), observa-se que os valores de SSDE apresentaram maior dispersão em comparação ao $CTDI_{vol}$, conforme evidenciado no gráfico *boxplot*. A mediana do SSDE (61,5 mGy) foi superior à do $CTDI_{vol}$ (55,7 mGy), indicando que, após o ajuste pelo tamanho do paciente, a estimativa de dose tende a ser mais elevada. Além disso, o intervalo interquartil do SSDE (40,3-81,7 mGy) foi mais amplo do que o do $CTDI_{vol}$ (45,7-66,0 mGy), refletindo maior variabilidade dos dados.

Figura 10 - SSDE e $CTDI_{vol}$ Feminino



Fonte: Elaboração própria (2026)

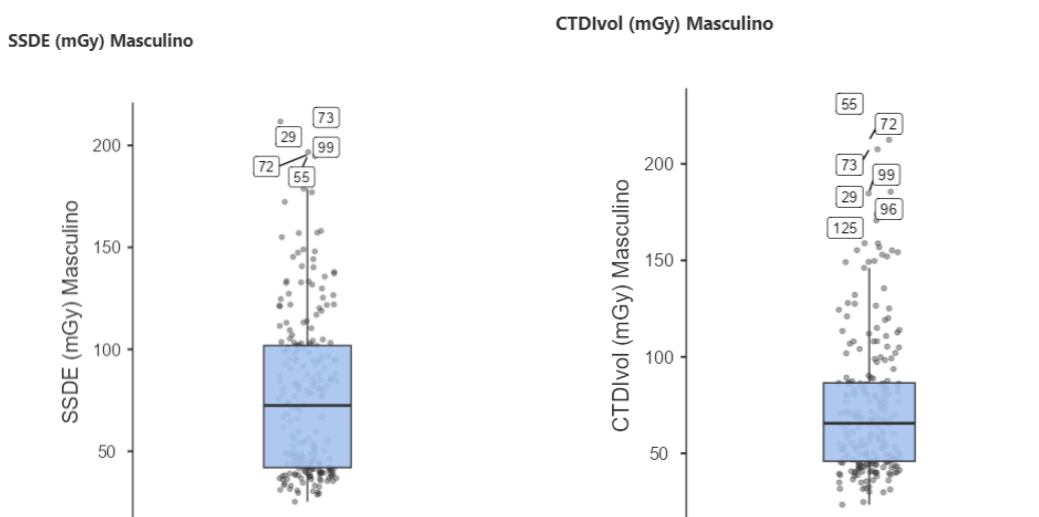
A presença de *outliers* também foi maior no SSDE, com valores que ultrapassam significativamente o limite superior do terceiro quartil de 81,7 mGy sugerindo maior sensibilidade desse parâmetro às variações antropométricas das

pacientes. Já o $CTDI_{vol}$ apresenta distribuição mais concentrada, com menor amplitude e menor influência de valores extremos, o que reforça seu caráter mais padronizado e menos individualizado.

4.4.2 Masculino

Neste grupo (Figura 11), o mesmo padrão foi observado, porém, de forma mais acentuada. O SSDE apresentou mediana de 72,5 mGy, superior à do $CTDI_{vol}$ (65,6 mGy), além de um intervalo interquartil mais amplo (42,0 -102 mGy vs 45,9-86,5 mGy). Isso demonstra maior variabilidade nos valores de SSDE, refletindo a influência das dimensões corporais dos pacientes, evidenciando que o tamanho do paciente está diretamente correlacionado com a dose recebida.

Figura 11 - SSDE e $CTDI_{vol}$ Masculino



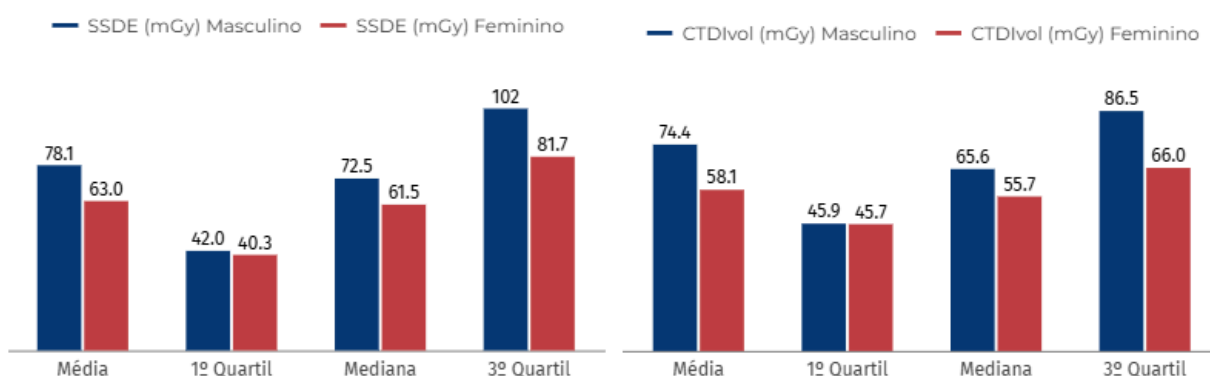
Fonte: Elaboração própria (2026)

Observou-se uma quantidade significativa de *outliers*, especialmente no SSDE, com valores bastante elevados, ultrapassando 150 mGy. Essa dispersão ocorre devido ao biotipo dos indivíduos, pois levando em consideração as suas dimensões, e não um *phantom* 32cm, que se tem como padrão norte americano, evidencia melhor a realidade do público brasileiro em relação a dose recebida, como por exemplo o *outlier* superior, que teve o seu SSDE de 255,35 mGy, com uma diâmetro AP de 357mm, com o $CTDI_{vol}$ de 207,60 mGy, com tamanho de scan 11,3 cm e IMC 35,27 e o *outlier* inferior SSDE de 21,25 mGy, com uma diâmetro AP de 292mm, com o $CTDI_{vol}$ de 19,68 mGy, com tamanho de scan 13,8 cm e IMC 18,67, e

reforça que o SSDE capta variações individuais mais acentuadas, enquanto o $CTDI_{vol}$ permanece mais concentrado, mesmo diante de pacientes com diferentes características físicas.

Ao comparar os dois grupos (Figura 12), observa-se que os pacientes do gênero masculino apresentam valores mais elevados tanto para SSDE quanto para $CTDI_{vol}$, com destaque para o SSDE, cuja mediana (72,5 mGy) é consideravelmente superior à observada no gênero feminino (61,5 mGy). Essa diferença pode estar associada, principalmente, a maiores dimensões corporais médias no grupo masculino, influenciando diretamente o cálculo do SSDE.

Figura 12 - Comparação entre os grupos



Fonte: Elaboração própria (2026)

No estudo de Robatjazi *et al.*, também foram observados valores de dose mais altos nos homens, porém sem diferença estatisticamente significativa entre os gêneros. Os autores encontraram medianas de gSSDE (global Size-Specific Dose Estimate), que representa a estimativa global da dose ajustada ao tamanho do paciente, de 17,78 mGy nos homens e 15,68 mGy nas mulheres ($p = 0,39$). Para o wSSDE (water-equivalent Size-Specific Dose Estimate), parâmetro calculado a partir do D_w em água e que considera as características de atenuação dos tecidos corporais, os valores foram de 18,44 mGy e 15,79 mGy, respectivamente ($p = 0,47$). A dose efetiva também não apresentou diferença significativa entre os grupos masculinos e femininos ($p = 0,25$).

Os autores atribuíram essa semelhança à ampla variação dos valores dentro de cada grupo. No presente estudo, a diferença observada entre homens e mulheres

também pode estar relacionada às características antropométricas dos pacientes, especialmente ao maior tamanho corporal no grupo masculino.

Além disso, a dispersão dos dados é mais acentuada no grupo masculino, evidenciada por intervalos interquartis mais amplos e maior quantidade de *outliers*. Isso sugere maior heterogeneidade nesse grupo, possivelmente relacionada a maior variação no IMC e no D_{eff} .

De forma geral, em ambos os gêneros, o SSDE apresenta valores superiores e maior variabilidade quando comparado ao CTDI_{vol} , reforçando sua maior sensibilidade às características individuais dos pacientes. Essa diferença evidencia a limitação do CTDI_{vol} como indicador isolado de dose e destaca a importância do uso do SSDE para uma avaliação mais precisa da exposição à radiação em TC.

Assim, a análise conjunta dos boxplots evidencia que, embora o CTDI_{vol} seja amplamente utilizado como indicador padrão de dose, o SSDE apresenta maior capacidade de representar a dose real ao paciente, ao incorporar variáveis relacionadas ao tamanho corporal. Essa característica justifica a maior dispersão observada e reforça a relevância do SSDE em estudos dosimétricos voltados à avaliação mais precisa da exposição em TC. A comparação entre as medianas mostrou que o SSDE apresentou valores superiores ao CTDI_{vol} no presente estudo. Considerando os valores observados, a mediana do SSDE foi de 65,1 mGy, enquanto a do CTDI_{vol} foi de 58,0 mGy. Portanto, o SSDE foi cerca de 12,2% superior ao CTDI_{vol} após a correção pelo tamanho corporal dos pacientes.

4.5 Comparação dos Resultados de Dose com Níveis de Referência Diagnósticos

Em relação aos DRLs, a regulamentação brasileira estabelece valores representativos de dose para alguns exames de TC, mas não apresenta valores específicos para CCTA. Por esse motivo, os resultados deste estudo não podem ser comparados diretamente com um DRL nacional específico para esse exame. A CCTA apresenta características próprias, como a sincronização eletrocardiográfica e diferentes protocolos de aquisição, que influenciam os valores de dose.

Na ausência de um DRL nacional específico, foram utilizadas referências internacionais para CCTA. O *American College of Radiology* (ACR) apresenta valores de referência para CCTA em adultos de acordo com a técnica de aquisição,

incluindo exames realizados com sincronização eletrocardiográfica retrospectiva. Os valores de $CTDI_{vol}$ e DLP encontrados neste estudo foram comparados com essas referências, considerando que todos os exames analisados foram realizados com aquisição retrospectiva.

O $CTDI_{vol}$ mediano observado neste estudo foi de 58,0 mGy, enquanto o DLP mediano foi de 511 mGy·cm. Para CCTA retrospectiva, o ACR estabelece como parâmetros de referência $CTDI_{vol} \leq 150$ mGy e $DLP < 1.400$ mGy·cm. Assim, os valores observados no presente estudo encontram-se abaixo desses parâmetros de referência, tanto para o $CTDI_{vol}$ quanto para o DLP, indicando que os índices de dose registrados para os exames avaliados permaneceram dentro dos valores de referência estabelecidos para esse tipo de aquisição.

Em relação ao SSDE, o valor mediano observado foi de 65,1 mGy. Embora o SSDE não seja tradicionalmente utilizado como DRL da mesma forma que $CTDI_{vol}$ e DLP, sua inclusão permite considerar a variação do tamanho corporal dos pacientes e fornece uma estimativa mais individualizada da dose.

A técnica retrospectiva pode resultar em doses maiores que a aquisição prospectiva, pois permite a obtenção de dados durante uma parcela mais extensa do ciclo cardíaco. Portanto, a comparação dos valores de dose deve considerar a técnica de aquisição utilizada e as características dos pacientes, além dos valores de referência adotados.

4.6 Limitações do estudo

Embora o presente estudo tenha permitido avaliar a relação entre $CTDI_{vol}$ e SSDE, algumas limitações devem ser consideradas na interpretação dos resultados.

A primeira limitação foi o tamanho da amostra. Apesar de suficiente para as análises realizadas, um número maior de exames poderia reduzir a variabilidade dos dados e permitir resultados mais consistentes, bem como a terceira unidade, poderia ter sido avaliada também, mas não tinha dados completos, com um número relevante para análise amostral.

A ausência de padronização dos scouts em todos os exames constituiu uma limitação metodológica, pois pode ter influenciado a precisão das medidas corporais utilizadas para o cálculo do SSDE.

Também houve variação nos parâmetros técnicos dos exames, principalmente no kVp utilizado nas aquisições. A ausência de padronização desse parâmetro pode ter contribuído para diferenças entre os valores de $CTDI_{vol}$ e SSDE e para maior dispersão dos dados.

Além disso, ajustes automáticos realizados pelo equipamento, como modulação de corrente e variação da extensão da varredura, podem ter influenciado os valores de dose entre os exames.

Por fim, por se tratar de um estudo retrospectivo com dados obtidos a partir do sistema PACS, não foi possível controlar todas as variáveis relacionadas à aquisição dos exames.

5. CONCLUSÕES

O presente estudo teve como objetivo estimar as doses de radiação em exames de CCTA por meio do SSDE e comparar esse indicador com o $CTDI_{vol}$. Os objetivos propostos foram alcançados por meio da análise dos dados dosimétricos e das medidas corporais dos pacientes.

Foram coletados e analisados os valores de $CTDI_{vol}$ e DLP dos exames avaliados. O $CTDI_{vol}$ apresentou mediana de 58,0 mGy. Esses dados permitiram descrever as doses dos exames realizados no serviço e compará-las com valores encontrados em outros estudos.

Foram mensurados os diâmetros ântero-posterior (AP) e lateral (LAT), utilizados para o cálculo do D_{eff} . As medidas apresentaram diferenças entre os pacientes, permitindo considerar o tamanho corporal no cálculo do SSDE.

Os valores de SSDE foram calculados e analisados de acordo com as faixas etárias e o gênero. O SSDE apresentou mediana de 65,1 mGy, com intervalo interquartil de 41,1–91,8 mGy. Os valores variaram entre os grupos analisados, acompanhando as diferenças observadas nas dimensões corporais dos pacientes.

A comparação entre $CTDI_{vol}$ e SSDE mostrou mediana de 58,0 mGy para o $CTDI_{vol}$ e de 65,1 mGy para o SSDE, sendo o SSDE 12,2% maior. O SSDE também apresentou maior dispersão dos dados e maior presença de valores discrepantes. Essa diferença está relacionada à inclusão das dimensões corporais dos pacientes no cálculo do SSDE, enquanto o $CTDI_{vol}$ é apresentado com base em um fantoma de referência.

Na comparação com estudos anteriores, os valores encontrados neste estudo foram superiores aos relatados em parte da literatura. Essa diferença pode estar relacionada aos equipamentos utilizados, aos parâmetros técnicos, aos protocolos de aquisição e às características dos pacientes. Deve-se considerar ainda que todos os exames avaliados foram realizados com sincronização eletrocardiográfica retrospectiva.

Entre as limitações do estudo estão a ausência de padronização dos scouts utilizados para as medidas corporais e a variação de parâmetros técnicos, como o kVp. Como os dados foram obtidos retrospectivamente, não foi possível controlar essas variáveis durante a realização dos exames. Estudos futuros podem utilizar protocolos padronizados, analisar os diferentes protocolos de CCTA separadamente

e avaliar a relação entre SSDE, qualidade da imagem e características corporais dos pacientes.

Como perspectivas para trabalhos futuros, recomenda-se a realização de estudos com amostras maiores e a análise dos resultados por instituição, permitindo avaliar de forma mais específica as diferenças relacionadas aos equipamentos e aos protocolos empregados. Também se sugere a padronização dos protocolos de aquisição de CCTA, considerando as diferentes técnicas de sincronização eletrocardiográfica, bem como a avaliação individual dos diferentes protocolos utilizados. Além disso, estudos futuros podem investigar a relação entre SSDE, qualidade da imagem e características antropométricas dos pacientes, buscando verificar se a redução da dose pode ser realizada sem comprometer a qualidade diagnóstica dos exames.

REFERÊNCIAS

ABBARA, Suhny *et al.* SCCT guidelines for the performance and acquisition of coronary computed tomographic angiography: a report of the Society of Cardiovascular Computed Tomography Guidelines Committee: endorsed by the North American Society for Cardiovascular Imaging (NASCI). *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*, v. 10, n. 6, p. 435-449, 2016. DOI: 10.1016/j.jcct.2016.10.002.

AGÊNCIA INTERNACIONAL DE ENERGIA ATÔMICA (AIEA). Radiation protection in medical exposure. Vienna, 2018.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM). Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations. Report n. 204, 2011.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE (AAPM). The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT. Report n. 96, 2008.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE (AAPM). The estimating patient organ dose with CT. Report n. 246, 2019.

ASSUNÇÃO, M. *et al.* Estratégias de otimização da dose de radiação em angiotomografia abdominal. *Revista Brasileira de Física Médica*, [S. l.], v. 15, p. 631, 2021. DOI: <https://doi.org/10.29384/rbfm.2021.v15.1984900163>

BOONE, J. M. *et al.* Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations. *Medical Physics*, v. 38, n. 1, p. 435–445, 2011. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.3525191>

BRASIL. Ministério da Saúde; Agência Nacional de Vigilância Sanitária; Diretoria Colegiada. Resolução RDC n. 440, de 18 de novembro de 2020. Diário Oficial da União: Brasília, DF, 2020.

BRASIL. Tribunal de Contas da União. Instrução normativa TCU n. 93, de 17 de janeiro de 2024. Disponível em: <https://www.gov.br/transferegov/pt-br/legislacao/instrucoes-normativas/instrucao-normativa-tcu-no-93-de-17-de-janeiro-de-2024>. Acesso em: 8 set. 2024.

BUSHBERG, J. T.; BOONE, J. M. The Essential Physics of Medical Imaging. 4. ed. Philadelphia: Wolters Kluwer, 2021.

BUSHONG, S. C. Ciência radiológica para tecnólogos: física, biologia e proteção. 1. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.

CARVALHO, A. C. P. História da tomografia computadorizada. Revista Imagem, v. 29, n. 2, p. 61–66, 2007.

CHRISTNER, J. A. *et al.* Size-specific dose estimates for adult patients at CT of the torso. Radiology, v. 265, n. 3, p. 841–847, 2012. DOI: <https://doi.org/10.1148/radiol.12112307>

CIRILO, A. N. *et al.* Radiação ionizante: uma revisão de literatura. Revista Acadêmica Novo Milênio, v. 3, n. 4, p. 1–7, 2021.

DALMAZO, J. *et al.* Otimização da dose em exames de rotina em tomografia computadorizada. Radiologia Brasileira, v. 43, n. 4, p. 241–248, 2010. DOI: <https://doi.org/10.1590/S0100-39842010000400008>

GARIANI, J. *et al.* Evaluating the effect of increased pitch, iterative reconstruction and dual-source CT on dose reduction and image quality. The British Journal of Radiology, v. 91, 2018. DOI: <https://doi.org/10.1259/bjr.20170443>

GUERRA, V. H. Otimização de doses em procedimentos de tomografia computadorizada pediátrica. 2020. Dissertação (Mestrado em Física Médica) – Universidade de São Paulo, São Paulo, 2020.

HU, X. et al. Size-specific dose estimates of adult chest computed tomography examinations: comparison of Chinese and updated 2017 American College of Radiology diagnostic reference levels. *PLoS One*, v. 16, n. 9, e0257294, 2021. DOI: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0257294>

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP). Managing patient dose in multi-detector computed tomography (MDCT). Publication 102, 2007.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP). The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication 103, 2007.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP). Diagnostic reference levels in medical imaging. Publication 135, 2017.

KĘDZIERSKI, B. et al. Radiation doses in cardiovascular computed tomography. *Life*, v. 13, n. 4, p. 990, 2023. DOI: <https://doi.org/10.3390/life13040990>

LADDU, D. et al. Implementation of Obesity Science Into Clinical Practice: A Scientific Statement From the American Heart Association. *Circulation*, v. 150, p. e7-e19, 2024. DOI: 10.1161/CIR.0000000000001221.

LANGE, I.; ALIKHANI, B.; WACKER, F.; RAATSCHEN, H. J. Intraindividual variation of dose parameters in oncologic CT imaging. *PLoS One*, v. 16, n. 4, e0250490, 2021. DOI: 10.1371/journal.pone.0250490.

LIN, Z. X. et al. Coronary CT angiography radiation dose trends: a 10-year analysis to develop institutional diagnostic reference levels. *European Journal of Radiology*, v. 113, p. 140–147, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2019.02.012>

MANSOURI, M. et al. Size-specific dose estimates for thoracic and abdominal computed tomography examinations at two Moroccan hospitals. *Journal of Digital*

Imaging, v. 35, n. 6, p. 1648–1653, 2022. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10278-022-00657-0>

MCCOLLOUGH, C. H. et al. Achieving routine submillisievert CT scanning: report from the summit on management of radiation dose in CT. *Radiology*, v. 264, n. 2, p. 567–580, 2011. DOI: <https://doi.org/10.1148/radiol.11101828>

MONTGOMERY, D. C.; RUNGER, G. C.; HUBELE, N. F. *Estatística Aplicada à Engenharia*. 2. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2004.

MOUSAVI-GAZAFROUDI, Seyede Shokoofeh et al. Coronary CT angiography by modifying tube voltage and contrast medium concentration: evaluation of image quality and radiation dose. *Echocardiography*, v. 36, n. 7, p. 1391–1396, 2019. DOI: [10.1111/echo.14410](https://doi.org/10.1111/echo.14410).

ORGANIZAÇÃO PAN-AMERICANA DA SAÚDE (OPAS). *Doenças cardiovasculares*. Brasília, DF, 2020.

PARENTE, D. B. O risco da radiação no uso indiscriminado da tomografia computadorizada. *Radiologia Brasileira*, v. 46, n. 2, p. 2013. DOI: <https://doi.org/10.1590/S0100-39842013000200001>

POPPI, N. T. Está na hora da angiotomografia de coronárias ser incorporada ao SUS. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, v. 118, n. 3, p. 586–587, 2022. DOI: <https://doi.org/10.36660/abc.20220033>

ROBATJAZI, M. et al. Dosimetric comparison of three different cardiac CT angiography techniques in a dual-source scanner using size-specific dose estimation (SSDE). *Radiation Physics and Chemistry*, v. 232, p. 112678, 2025. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2025.112678>

RODRIGUES et al. 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.

SECRETARIA DE VIGILÂNCIA EM SAÚDE. Guia de vigilância epidemiológica. Brasília: Ministério da Saúde, 2006.

SEERAM, E. Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control. 4. ed. St. Louis: Elsevier, 2016.

SENSAKOVIC, W. F.; WARDEN, D. R. What is the CT dose report sheet and why is it useful? American Journal of Roentgenology, v. 207, p. 929–930, 2016. DOI: <https://doi.org/10.2214/AJR.16.16686>

SORDI, G. M. A. A. Evolução dos paradigmas de proteção radiológica. Revista Brasileira de Física Médica, v. 3, n. 1, p. 35–41, 2015.

SOUZA, D. C. B. et al. Radiological protection in medical exposures: legal and historical aspects. Research, Society and Development, v. 11, n. 3, 2022a. DOI: <https://doi.org/10.33448/rsd-v11i3.26736>

SOUZA, D. C. B. et al. Use of the radiation dose structured report (RDSR) in dose estimation in computed tomography. Research, Society and Development, v. 11, n. 8, 2022b. DOI: <https://doi.org/10.33448/rsd-v11i8.30822>

SOUZA, G. S. et al. Avaliação de imagens de tomografia computadorizada com o uso do modulador automático de corrente. Revista Brasileira de Física Médica, v. 9, n. 2, p. 18–22, 2016. DOI: <https://doi.org/10.29384/rbfm.2015.v9.n2.p18-22>

WORLD HEALTH ORGANIZATION (WHO). Communicating radiation risks in paediatric imaging. Geneva, 2016.

XU, J. et al. Size-specific dose estimates of radiation based on body weight and body mass index for chest and abdomen-pelvic CTs. BioMed Research International, 2020. DOI: <https://doi.org/10.1155/2020/6046501>

ZHANG, Jian; ZHANG, Xiaojun. Size specific dose estimation in pediatric CT: preliminary study and conversion factors. *Radiation Protection Dosimetry*, [S. l.], v. 200, n. 7, p. 677–686, 27 abr. 2024. Oxford University Press (OUP). DOI: <http://dx.doi.org/10.1093/rpd/ncae104>.

APÊNDICE A - ARTIGO

O USO DO SSDE NA AVALIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO À RADIAÇÃO EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA: UMA REVISÃO INTEGRATIVA

THE USE OF SSDE IN ASSESSING RADIATION EXPOSURE IN COMPUTED TOMOGRAPHY: AN INTEGRATIVE REVIEW

Apolinario de Oliveira Botelho¹

ORCID: <https://orcid.org/0009-0008-5988-3852>

Federal Institute of Education, Science and Technology of Santa Catarina, Brazil

E-mail: apobotelho@hotmail.com

Alexandre DAgostini Zottis²

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-4743-0564>

Federal Institute of Education, Science and Technology of Santa Catarina, Brazil

E-mail: adz@ifsc.edu.br

Florencia Agustina Perez Gutierrez³

ORCID: <https://orcid.org/0009-0000-3706-1147>

Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina, Brasil

E-mail: florencia.g2001@aluno.ifsc.edu.br

Daiane Cristini Barbosa de Souza⁴

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-6511-8024>

Federal Institute of Education, Science and Technology of Santa Catarina, Brazil

E-mail: daiane.cristini@ifsc.edu.br

Edilaine Honorio da Silva⁵

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-2501-579X>

University of São Paulo, Brazil

E-mail: ehdsilva@usp.br

Resumo

A tomografia computadorizada (TC) é uma modalidade amplamente utilizada na rotina clínica no mundo inteiro. O presente estudo desenvolveu uma revisão integrativa fundamentada nas seis etapas propostas por Souza et al. (2010), com o objetivo de identificar e comparar as variações nas estimativas de dose em TC utilizando o método Size-Specific Dose Estimate (SSDE). A busca foi realizada nas bases de dados BVS, PubMed, EMBASE e Scopus, resultando em um total de 674 artigos encontrados. Após aplicação dos critérios de inclusão e exclusão, 44 estudos foram selecionados para análise detalhada. Esses trabalhos foram organizados em três categorias principais: TC torácica, tóraco abdominal e coronariana. Os resultados demonstraram que o uso do SSDE possibilita uma estimativa mais precisa e

individualizada da dose absorvida pelos pacientes, considerando suas características anatômicas. Conclui-se que a aplicação do SSDE contribui significativamente para a otimização dos protocolos de TC e para o aprimoramento da segurança radiológica em diferentes contextos clínicos.

Palavras-Chave: Size-Specific Dose Estimate (SSDE); Tomografia Computadorizada; Estimativa de Dose; Proteção Radiológica

Abstract

The study conducted an integrative review based on the six stages proposed by Souza et al. (2010), aiming to identify and compare variations in dose estimates in computed tomography (CT) using the Size-Specific Dose Estimate (SSDE) method. The search was carried out in the BVS, PubMed, EMBASE, and Scopus databases, resulting in a total of 674 articles. After applying inclusion and exclusion criteria, 44 studies were selected for detailed analysis. These studies were organized into three main categories: thoracic CT, thoracoabdominal CT, and coronary CT. The results demonstrated that the use of SSDE enables a more accurate and individualized estimation of the absorbed dose, considering patients' anatomical characteristics. It is concluded that the application of SSDE significantly contributes to the optimization of CT protocols and to the improvement of radiological safety in different clinical contexts.

Keywords: Size-Specific Dose Estimate (SSDE); Computed Tomography; Dose Estimation; Radiological Protection

Resumen

El estudio desarrolló una revisión integrativa basada en las seis etapas propuestas por Souza et al. (2010), con el objetivo de identificar y comparar las variaciones en las estimaciones de dosis en tomografía computarizada (TC) utilizando el método Size-Specific Dose Estimate (SSDE). La búsqueda se realizó en las bases de datos BVS, PubMed, EMBASE y Scopus, obteniéndose un total de 674 artículos. Tras aplicar los criterios de inclusión y exclusión, se seleccionaron 44 estudios para un análisis detallado. Estos trabajos se organizaron en tres categorías principales: TC torácica, toracoabdominal y coronaria. Los resultados demostraron que el uso del SSDE permite una estimación más precisa e individualizada de la dosis absorbida por los pacientes, considerando sus características anatómicas. Se concluye que la aplicación del SSDE contribuye significativamente a la optimización de los protocolos de TC y al fortalecimiento de la seguridad radiológica en diferentes contextos clínicos.

Palabras clave: Size-Specific Dose Estimate (SSDE); Tomografía Computarizada; Estimación de Dosis; Protección Radiológica.

1 INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada (TC) é uma das principais modalidades de diagnóstico por imagem devido à sua alta resolução e capacidade de fornecer informações anatômicas detalhadas. Contudo, o aumento de sua utilização intensificou as preocupações com a exposição à radiação ionizante e seus possíveis efeitos biológicos, reforçando a importância da justificativa clínica e da otimização dos protocolos conforme o princípio ALARA ¹⁻².

Tradicionalmente, a estimativa de dose em TC utiliza métricas como CTDI_{vol} e DLP, porém essas medidas apresentam limitações por serem baseadas em fantomas padronizados e não considerarem as variações antropométricas dos pacientes ³⁻⁴. Para superar essas limitações, foi desenvolvido o SSDE, que incorpora parâmetros relacionados ao tamanho corporal, como o diâmetro efetivo (D_{eff}) ou o diâmetro equivalente em água (D_w), permitindo estimativas mais realistas da dose absorvida e contribuindo para a definição de níveis de referência diagnósticos (DRLs) ⁵⁻⁶⁻⁷.

Estudos indicam que o CTDI_{vol} pode subestimar a dose real, enquanto o SSDE apresenta maior sensibilidade às características corporais, além de demonstrar correlação com parâmetros como IMC ⁸⁻⁹. Avanços tecnológicos, como a modulação automática da corrente do tubo (ATCM) e algoritmos iterativos de reconstrução, também auxiliam na redução da dose sem comprometer a qualidade diagnóstica ¹¹.

Além da avaliação dosimétrica, o SSDE contribui para estudos de risco radiológico baseados em modelos epidemiológicos, como o BEIR VII, que utilizam estimativas de dose para calcular indicadores como risco relativo excessivo (ERR) e risco atribuível ao longo da vida (LAR) ¹³⁻¹⁴. Na prática clínica, sua aplicação em exames como TC torácica e abdominal permite maior personalização dos protocolos e melhor equilíbrio entre qualidade diagnóstica e segurança radiológica ¹⁵⁻¹⁶⁻¹⁷.

Assim, o SSDE representa um avanço na dosimetria em TC ao integrar fatores antropométricos e técnicos para estimativas mais precisas da dose. Diante disso, este artigo tem como objetivo analisar o uso do SSDE em estudos de estimativa de dose em TC, destacando suas contribuições, limitações e implicações para a otimização dos protocolos e o aprimoramento da proteção radiológica do paciente.

2 METODOS

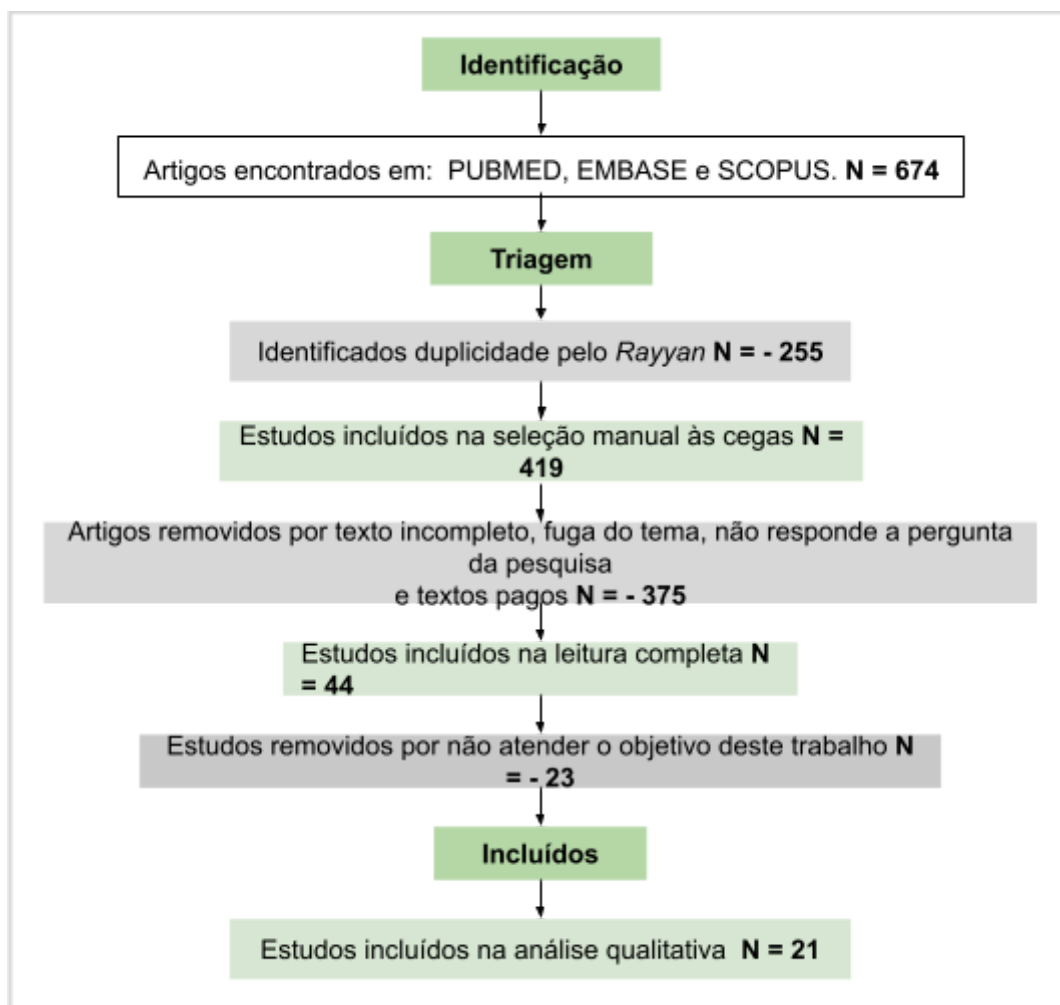
Seguindo as seis etapas de construção propostas por Souza ¹⁸, optou-se pela realização de uma revisão integrativa, garantindo qualidade e abrangência metodológica. A primeira etapa consistiu na definição da pergunta norteadora: "Como a Estimativa de Dose Específica para Tamanho (SSDE) tem sido aplicada em estudos de estimativa de dose em TC, e quais são os seus impactos na precisão da avaliação da dose ao paciente?", estabelecendo o escopo da revisão. Em seguida, foi realizada a busca na literatura nas bases de dados “BVS”, “PubMed”, “EMBASE” e “Scopus”, utilizando combinações de termos associadas a operadores booleanos na estratégia de busca.

((“Estimativa de dose específica para tamanho” OR “SSDE” OR “Size specific dose estimate” OR “Estimación de dosis por tamaño específico”) AND (“Tomografia computadorizada” OR “Computed tomography” OR “Tomografía computarizada”))

Após a identificação dos estudos, realizou-se a coleta de dados, com extração de informações sobre características gerais, metodologia e principais resultados, seguida de análise crítica quanto à qualidade metodológica e relevância para a pergunta de pesquisa. Foram incluídos estudos em inglês, português ou espanhol, publicados entre 2014 e abril de 2025, com texto completo gratuito. Foram excluídos trabalhos com animais, cadáveres, métodos de imagem diferentes da TC, acesso restrito ou pago, além de duplicados ou sem descrição adequada.

Inicialmente, foram identificados 674 artigos (376 na EMBASE, 170 na Scopus e 128 na PubMed). Os resultados foram exportados em formato .RIS e analisados no software Rayyan, que permitiu triagem colaborativa e cega, classificando os estudos como “included”, “excluded” ou “maybe”. O sistema identificou duplicatas, e após verificação manual foram removidos 255 registros, restando 419 artigos. A triagem por título e abstract resultou em 44 artigos selecionados para análise, sendo 15 da Scopus, seis da EMBASE e um da PubMed, conforme apresentado na Figura 1.

Figura 1 – Etapas da revisão integrativa da literatura (fluxograma)



A etapa seguinte consistiu na categorização dos artigos selecionados para possibilitar a discussão entre os autores conforme o tipo de avaliação realizada em TC. Sendo elas: avaliações torácicas, avaliações toracoabdominais e avaliações coronarianas. Na classificação final, foram incluídos 7 artigos na categoria de avaliações torácicas, 11 artigos na categoria de avaliações toracoabdominais e 3 artigos na categoria de avaliações coronarianas.

Posteriormente, realizou-se a etapa de discussão dos resultados, na qual os achados foram sintetizados, analisados e comparados entre si, com o objetivo de identificar padrões, divergências e lacunas no conhecimento disponível. Por fim, a revisão integrativa foi organizada e apresentada de forma clara e objetiva, reunindo as principais conclusões e implicações dos estudos analisados.

3 RESULTADOS

A presente seção apresenta a síntese dos estudos incluídos na revisão, classificados conforme a região anatômica avaliada: sete artigos abordaram exames torácicos, onze trataram de avaliações toracoabdominais e três focaram em exames coronarianos. Na sequência, os resultados foram analisados e comparados de forma crítica, buscando identificar padrões, divergências e lacunas no conhecimento científico atual. Essa etapa permitiu construir uma visão integrada e objetiva sobre o tema, destacando as principais conclusões e implicações dos estudos revisados.

3.1 Thoracic assessments

Em um estudo que estimou as doses pulmonares e mamárias em pacientes submetidos à TC de tórax durante a pandemia de COVID-19, utilizou-se o método SSDE para calcular também a dose efetiva e os riscos de câncer com base nos modelos de risco relativo excessivo (ERR), risco absoluto excessivo (EAR) e risco atribuível ao longo da vida (LAR) ¹³. A análise foi realizada a partir do cabeçalho das imagens, por meio de um script em Python, envolvendo 570 pacientes triados para TC por suspeita de COVID-19. As doses foram estimadas pelo SSDE baseado no D_{eff} equivalente de água (wSSDE). Os resultados mostraram valor médio de wSSDE ligeiramente maior em mulheres (13,3 mGy) do que em homens (13,1 mGy), sem diferenças significativas entre os gêneros. Observou-se ainda redução dos valores de LAR com o aumento da idade na exposição. Os achados reforçam a importância do princípio ALARA (tão baixo quanto razoavelmente possível) e da otimização dos protocolos de imagem para equilibrar qualidade diagnóstica e segurança radiológica ¹⁹.

Segundo o estudo de Kim ²⁰, que avaliou o SSDE em exames de tomografia computadorizada de baixa dose (LDCT) no projeto de triagem de câncer de pulmão da Coreia (K-LUCAS), foram comparados protocolos ocidentais aplicados à população coreana. A amostra incluiu 256 participantes de quatro instituições, comparando o CTDIvol com o SSDE por meio do fator de conversão dependente do tamanho corporal (f-size), conforme o Relatório 204 da AAPM. Os resultados mostraram que o SSDE foi significativamente maior que o CTDIvol ($2,22 \pm 0,75$ mGy vs. $1,67 \pm 0,60$ mGy), indicando subestimação da dose quando se utiliza apenas o CTDIvol. A razão entre SSDE e CTDIvol apresentou relação inversa com o índice de massa corporal (IMC), sendo maior em indivíduos com menor IMC. Mesmo com o uso do controle automático de exposição (AEC), essa razão permaneceu mais

elevada em participantes de porte físico padrão em comparação aos de maior tamanho, indicando que o CTDIvol baseado em fantasmas de 32 cm subestimou a dose real nessa população, reforçando a necessidade de revisão dos limites ideais de dose ²⁰.

Em outro estudo, analisou-se a relação entre peso corporal e estimativa de dose em TC de tórax com contraste, avaliada pelo SSDE, CTDIvol e Dw. A amostra foi composta por 100 pacientes (50 homens e 50 mulheres), com análise realizada pelo software IndoseCT. Observou-se correlação linear moderada entre peso corporal e Dw, ligeiramente maior em homens, possivelmente devido à influência anatômica das mamas nas mulheres. Já as correlações entre peso corporal e CTDIvol e entre peso corporal e SSDE foram fracas, indicando que a modulação da corrente do tubo (TCM) resultou em doses relativamente constantes independentemente do tamanho do paciente. Não foram identificadas diferenças estatisticamente significativas entre os gêneros quanto às doses médias, reforçando a eficácia da TCM na padronização da exposição. Contudo, apesar da relação entre peso corporal e Dw, o peso não se mostrou um preditor confiável para SSDE, evidenciando a eficácia da TCM em manter doses uniformes entre diferentes tamanhos corporais ²¹.

No estudo de Sabiniewicz-Ziajka ²², foram analisados 134 pacientes submetidos à TC de tórax, avaliando a relação entre o CTDIvol e parâmetros antropométricos. A partir do D_{eff} , foi calculado o SSDE. Os autores também introduziram o parâmetro DLPss, que incorpora o comprimento do exame e as dimensões transversais do paciente para estimar de forma mais precisa a dose total de radiação. Os resultados mostraram variações significativas entre os gêneros nos valores de comprimento do exame, ED e CTDIvol. O CTDIvol médio foi de $7,83 \pm 2,92$ mGy, maior em homens ($8,30 \pm 2,49$ mGy) do que em mulheres ($7,38 \pm 3,23$ mGy). O SSDE também foi significativamente maior em homens ($9,6 \pm 2,09$ mGy) em comparação às mulheres ($9,15 \pm 2,5$ mGy; $p = 0,03$). O DLPss médio foi de $343,90 \pm 81,66$ mGy·cm, apresentando diferenças estatísticas entre os gêneros. Esses achados indicam que o DLPss pode aprimorar a avaliação da exposição à radiação em TC, reforçando a importância da flexibilização e personalização dos protocolos de aquisição ²¹.

No estudo de Shurche ²³, que avaliou pacientes com COVID-19 submetidos à TC de tórax, foram analisados 8.290 pacientes, dos quais 4.070 realizaram TC pulmonar. Em 3.512 casos o exame foi solicitado para investigação de COVID-19 e em 558 para outras patologias. Foram utilizados dois protocolos: baixa dose (120 kVp, 80 mAs) para triagem de COVID-19 e Smart (120 kVp, mAs automatizado) para outras doenças. As imagens foram avaliadas quanto a sinais como opacidades em vidro fosco e consolidações. A dose efetiva no protocolo de baixa dose variou entre 1,98 e $2,66 \pm 0,1$ mSv, enquanto no protocolo Smart variou entre

2,7 e 8,44 mSv, com valores de SSDE de $11,97 \pm 0,2$ mGy e $21,58 \pm 0,9$ mGy, respectivamente. As estimativas de risco carcinogênico foram menores no protocolo de baixa dose, que, apesar de leve redução na qualidade da imagem, apresentou alta aceitação diagnóstica pelos radiologistas, demonstrando que a redução de mAs pode diminuir a exposição à radiação sem comprometer a utilidade clínica das imagens ²³.

Em um estudo com 1.970 exames de pacientes adultos, com dados extraídos do software DoseWatch™, avaliou-se a dose de radiação em TC de tórax de alta resolução (TCAR) com foco no SSDE. Foram analisados parâmetros como CTDIvol, DLP, SSDE e dose efetiva (E), correlacionados a características individuais como gênero, IMC e extensão anatômica da varredura. Observou-se correlação positiva significativa entre IMC e os parâmetros de dose, com valores de SSDE variando entre 2,7 e 12,4 mGy. Pacientes do gênero masculino apresentaram doses mais elevadas, e o comprimento da varredura influenciou negativamente os valores de CTDIvol e SSDE, evidenciando o impacto das variações anatômicas. O SSDE demonstrou maior precisão que as métricas tradicionais, sendo indicado para avaliação individualizada da dose, com recomendação de sua integração na prática clínica por meio de protocolos personalizados, monitoramento automatizado e definição de níveis de referência específicos para maior segurança e qualidade diagnóstica em TCAR ²⁴.

O estudo de Khallouqi ²⁵ avaliou a exposição à radiação em exames de TC de tórax realizados em pacientes adultos com COVID-19 em dois hospitais universitários do Marrocos, com foco no SSDE e no risco atribuível ao longo da vida (LAR) de câncer induzido por radiação. Foram analisados 500 exames de TC de tórax, correlacionando o SSDE com o tamanho do paciente e comparando os resultados entre tomógrafos Siemens Somaton Emotion 16 e GE Optima CT520. As estimativas de risco foram calculadas pelo modelo BEIR VII. Os resultados mostraram valores de SSDE entre 10,11 e 17,87 mGy (média de 12,81 mGy), aproximadamente o dobro do CTDIvol médio (6,7 mGy), com razão SSDE/CTDIvol de cerca de 1,91. A exposição foi maior em pacientes obesos e variou conforme o equipamento, sendo mais elevada no tomógrafo Siemens. Apesar do aumento de exames durante a pandemia, os valores de CTDIvol e DLP permaneceram dentro ou abaixo das faixas internacionais e dos níveis de referência diagnóstica (DRLs), indicando baixo risco estimado e reforçando a importância do uso do SSDE e da consideração do tipo de equipamento na otimização dos protocolos ²⁵.

3.2 Thoracoabdominal assessments

Segundo Shah ²⁶, em estudo que teve como objetivo calcular a dose efetiva (E) e o SSDE em pacientes adultos submetidos à TC de tórax e abdômen, foram analisados prospectivamente 135 exames (61 abdominais e 74 torácicos) entre março e junho de 2022. Os valores médios de dose efetiva foram de $7,17 \pm 3,94$ mSv para abdômen e $4,89 \pm 2,16$ mSv para tórax, enquanto o SSDE médio foi de $13,04 \pm 2,54$ mGy (abdômen) e $13,24 \pm 3,61$ mGy (tórax). A análise mostrou correlação significativa do SSDE com CTDIvol, D_w e fator de conversão de tamanho (f). A dose efetiva (E) apresentou forte dependência do DLP, área da ROI, D_w e f. Em exames torácicos, o SSDE também se correlacionou com IMC, média de unidades Hounsfield (HU) e CTDIvol. Observou-se ainda forte relação entre IMC e D_w no abdômen, evidenciando a influência da gordura visceral na atenuação dos raios X. Os resultados reforçam a robustez do SSDE baseado no relatório AAPM TG-220 como estimativa mais precisa da dose ao paciente que o CTDIvol, indicando o IMC como possível substituto do D_w na avaliação do tamanho do paciente em exames de TC de rotina ²⁶.

Um estudo buscou aprimorar a precisão do SSDE por meio de um método de correção de ampliação “baseado em modelo”, aplicado a substitutos do tamanho do paciente extraídos de localizadores de TC. Conforme o Relatório 204 da AAPM, o SSDE é calculado pela multiplicação do CTDIvol por um coeficiente de dose normalizado (NDC), dependente dos diâmetros ântero-posterior (AP) e laterolateral (LAT). Já o Relatório 220 da AAPM destaca a necessidade de corrigir a ampliação dessas medidas nos localizadores. A amostra incluiu 573 exames clínicos de TC de tórax e abdome em adultos e crianças, com dimensões AP e LAT extraídas por método automatizado (ACR DIR) e corrigidas pelo novo modelo. Os resultados foram comparados às imagens axiais padrão-ouro. A abordagem baseada em modelo apresentou excelente correlação e maior precisão, com ED apenas 1,0% superior ao padrão-ouro, enquanto o ACR DIR superestimou em 8,0%. Os principais erros estiveram relacionados a truncamentos anatômicos, presença de dispositivos, braços abaixados e limitações em pacientes bariátricos ou muito pequenos. Conclui-se que o método proposto melhora a estimativa do tamanho do paciente a partir dos localizadores, contribuindo para um cálculo mais confiável do SSDE na prática clínica ²⁷.

O SSDE vem se consolidando como ferramenta importante na avaliação da dose de radiação em pacientes submetidos à TC. Em um estudo com 75 pacientes (45 exames de tórax e 30 de abdômen) realizado em hospitais marroquinos, o SSDE foi calculado a partir do D_{eff} em imagens transversais, convertendo os valores de CTDIvol conforme o Relatório 204 da AAPM. As médias de SSDE foram de 12,13 mGy para tórax e 11,31 mGy para abdômen,

superiores às médias de CTDIvol (8,08 mGy e 7,95 mGy). Observou-se aumento proporcional do SSDE com o tamanho do paciente, associado à modulação automática da corrente do tubo (ATCM). Os resultados indicam que o SSDE é uma métrica mais sensível e personalizada que o CTDIvol, podendo auxiliar na otimização da dose e na definição de níveis de referência diagnósticos (NRD). Recomenda-se sua futura adoção pela Agência Marroquina para Segurança Nuclear e Radiológica (AMSSNuR) na formulação de DRLs nacionais ²⁸.

O SSDE tem se mostrado mais preciso que o CTDIvol na estimativa da dose de radiação em exames de TC. Um estudo avaliou a viabilidade de estimar o SSDE a partir do IMC do paciente quando o valor não é fornecido automaticamente pelo equipamento. Foram analisados exames de TC de tórax, abdômen e crânio em 300 pacientes (150 homens e 150 mulheres), comparando o SSDE fornecido pelo scanner com o estimado pelo IMC. Observou-se boa concordância entre os valores real e estimado nas regiões torácica e abdominal, enquanto nos exames de crânio a correlação foi baixa devido à pequena variação do D_{eff} da cabeça em adultos. Conclui-se que o IMC pode ser uma alternativa prática para estimar o SSDE em TC de tórax e abdômen quando não há disponibilidade de dados completos ou software específico, porém não é recomendado para exames cranianos ²⁹.

Conforme o estudo de Deevband ³⁰, foi analisada a relação entre o IMC e a dose de radiação em pacientes submetidos à TC. A pesquisa incluiu 550 pacientes adultos, com dados de altura e peso utilizados para cálculo do IMC. As informações dosimétricas foram extraídas de relatórios DICOM e analisadas no software ImPACT Dose para determinar o SSDE, além das doses orgânicas e efetivas. Os participantes foram classificados em cinco categorias de IMC, sendo observada correlação positiva entre IMC e os parâmetros de dose. Os resultados mostraram que valores mais elevados de IMC estão associados a maiores doses absorvidas e SSDE em exames de TC de tórax e abdome-pélvico. Também se verificou que órgãos próximos à região de varredura recebem doses mais altas que estruturas mais distantes, indicando que a dose de radiação tende a aumentar proporcionalmente ao IMC do paciente ³⁰.

Foram analisadas as correlações entre parâmetros associados aos DRLs — incluindo CTDIvol, DLP e SSDE — e as doses absorvidas por órgãos em pacientes adultos submetidos à TC de tórax e abdome-pelve sem contraste. Os dados dosimétricos, demográficos e técnicos foram avaliados considerando o porte físico dos pacientes, com os órgãos classificados em quatro grupos: internos, periféricos, distribuídos e externos. Os maiores valores de dose ocorreram em órgãos localizados dentro da região examinada, embora no tórax tenham sido observadas exceções em órgãos periféricos, evidenciando a

importância do ajuste do comprimento da varredura. O SSDE apresentou correlação estatisticamente significativa com as doses absorvidas por órgãos internos e distribuídos em ambos os territórios anatômicos, além de associações com órgãos periféricos e externos, reforçando seu papel como ferramenta eficaz para otimização individualizada de protocolos de TC e avaliação mais realista da relação dose-risco ³¹.

Hernández Dávila ³² destacam que técnicas tradicionais de dosimetria em TC podem superestimar a dose absorvida, reduzindo a precisão na avaliação de risco. O estudo teve como objetivo desenvolver e validar uma metodologia automatizada para calcular o SSDE com maior acurácia, utilizando o D_w estimado por redes neurais convolucionais (CNN) em imagens de TC de tórax e abdômen. Foram analisados 200 exames retrospectivos, comparando um algoritmo baseado no Relatório AAPM 204 com uma CNN conforme o Relatório AAPM 220. Os resultados mostraram que o D_w estimado pela CNN foi menor que o gerado pelo software interno, indicando maior sensibilidade do método automatizado. Consequentemente, os valores de SSDE calculados segundo o Relatório 220 foram superiores aos do Relatório 204, evidenciando a influência do método de mensuração na estimativa da dose. O estudo indica que o uso de CNN é uma estratégia eficiente para determinar o SSDE, contribuindo para estimativas mais precisas e para a personalização da proteção radiológica em exames de TC ³².

O estudo de Xu ³³ investigou a relação entre peso corporal, IMC e D_w , propondo o uso dessas variáveis como substitutas para estimar o SSDE em exames de TC de tórax e abdome-pelve. Foram analisados 1.178 pacientes, sendo metade utilizada para gerar equações de regressão e a outra metade para validação. Os resultados demonstraram forte correlação entre peso, IMC e D_w , permitindo estimar o SSDE com precisão semelhante à obtida a partir das imagens axiais, indicando que essas variáveis podem ser utilizadas como alternativas viáveis em contextos clínicos sem softwares automatizados para cálculo da dose .

No estudo de Villarreal-Uzcátegui ³⁴, foram comparados a dose efetiva e o SSDE em exames de TC de tórax e abdômen em duas instituições da região oeste da Venezuela, em uma pesquisa prospectiva com 234 pacientes adultos. Foram coletados parâmetros técnicos, dados de dose (CTDIvol e DLP) e dimensões corporais para cálculo do SSDE. As medianas de CTDIvol, DLP e E ficaram, em geral, dentro dos valores de referência internacionais, com D_{eff} entre 18 e 35 cm. A instituição IUT1 apresentou valores compatíveis com os níveis de referência diagnósticos para exames abdominais, enquanto a IUT2 os excedeu; nos exames torácicos, ambas ultrapassaram os limites recomendados. As diferenças foram atribuídas à variação nos protocolos de aquisição, evidenciando a importância da padronização e do uso

do SSDE para otimização da dose e maior segurança radiológica ³⁴.

O estudo de Boos ³⁵ avaliou a precisão da estimativa do SSDE em exames de TC, comparando métodos baseados no D_w e no D_{eff} . Foram analisados 1.812 exames (1.583 adultos e 229 pediátricos), com cálculo do SSDE a partir do corte central e de todos os cortes do volume. As diferenças variaram entre 2% e 5%, sendo menores em exames pediátricos. O método do corte central apresentou correlação com peso e IMC, superestimando a dose em pacientes menores e subestimando em maiores, indicando que, apesar da pequena margem de erro, deve ser utilizado com cautela quando se exige maior precisão dosimétrica ³⁵.

Já o estudo de Valeri ¹⁶ comparou CTDIvol e SSDE em 300 exames de TC (150 de tórax e 150 de abdome) em pacientes adultos e pediátricos. As diferenças entre SSDE e CTDIvol foram de 26,3% (tórax) e 27,3% (abdome) em adultos, e de 46,9% (tórax) e 48,5% (abdome) em crianças, evidenciando maior discrepância na população pediátrica. Os resultados indicam que o SSDE é um indicador mais preciso da dose média absorvida, pois considera o tamanho e as características do paciente, favorecendo a otimização dos protocolos e maior segurança radiológica, especialmente em exames pediátricos ¹⁶.

3.3 Coronary assessments

Segundo Cuellar-Calabri ³⁶, foi avaliada a relação entre o escore de cálcio coronariano e a escolha da quilovoltagem em tomografias de coronárias (CCTA), além da redução da dose de radiação ao vincular a quilovoltagem ao IMC em um protocolo de baixa dose com reconstrução iterativa. Foram comparados 100 pacientes, sendo 50 submetidos ao protocolo de baixa dose e 50 ao protocolo padrão, analisando características antropométricas, escore de cálcio, SSDE, DLP e qualidade da imagem. No protocolo padrão, a presença de cálcio coronariano influenciou a escolha de maior quilovoltagem, o que não ocorreu no protocolo de baixa dose. Este apresentou redução significativa da dose, com mediana de SSDE de 9,22 mGy versus 26,5 mGy e DLP de 97 mGy·cm versus 253 mGy·cm. A qualidade das imagens foi considerada boa ou excelente em 96% dos casos, sendo influenciada principalmente pela frequência cardíaca e pelo SSDE. Conclui-se que a associação da quilovoltagem ao IMC pode reduzir em até 65% a exposição à radiação sem comprometer a qualidade da imagem ou o desempenho diagnóstico em CCTA ³⁶.

Um estudo analisou três técnicas de aquisição em tomógrafo de fonte dupla em exames de CCTA, comparando SSDE, DLP, CTDIvol e dose efetiva. Foram avaliados 93 pacientes distribuídos entre as técnicas FLASH, disparo ECG retrospectivo e disparo ECG

prospectivo. Os resultados mostraram diferenças significativas nos valores de CTDIvol e DLP entre as técnicas, com maiores doses na técnica retrospectiva. O SSDE também foi mais elevado nesse método, enquanto a técnica FLASH apresentou os menores valores de dose. Não houve diferença significativa na dose efetiva entre as técnicas FLASH e prospectiva, mas ambas foram inferiores à retrospectiva. O gênero não influenciou os valores de dose e as correlações entre SSDE, diâmetros efetivos e variáveis como idade, kV e mAs foram fracas. Conclui-se que a técnica FLASH proporciona menores doses em CCTA, e que o uso do SSDE permite uma avaliação mais precisa e personalizada da exposição à radiação, reforçando a importância da escolha adequada da técnica e da aplicação rotineira dessa métrica para otimização da segurança em exames cardiovasculares por TC ³⁷.

Kidoh ³⁸ avaliou a precisão do SSDE na estimativa da dose de radiação em pacientes adultos submetidos à CCTA, comparando-o ao CTDIvol. A amostra incluiu 37 adultos examinados em um tomógrafo de 320 detectores, com dosímetros semicondutores posicionados no tórax para medir diretamente a dose na pele. O SSDE foi calculado a partir do CTDIvol ajustado ao diâmetro torácico individual. Os resultados mostraram forte correlação linear entre SSDE e dose média na pele, indicando alta acurácia na estimativa da exposição individual. A relação dose na pele/CTDIvol apresentou correlação negativa moderada com o IMC, enquanto a razão dose na pele/SSDE não mostrou correlação significativa com o IMC, evidenciando que o SSDE é menos influenciado por variações antropométricas. Assim, o SSDE demonstrou ser uma estimativa mais precisa da dose em CCTA e uma métrica confiável para protocolos personalizados de segurança radiológica ³⁸.

3.4 Análise Comparativa

Os quadros a seguir apresentam uma síntese comparativa dos artigos selecionados, organizados conforme o segmento corporal avaliado — tórax, tórax-abdome e coronárias — destacando metodologias, parâmetros dosimétricos e principais resultados. Essa organização permite identificar tendências de pesquisa, diferenças metodológicas e a relevância do SSDE na melhoria da estimativa de dose e na otimização dos protocolos de aquisição em TC.

O Quadro 1 reúne os estudos relacionados à região torácica, evidenciando as principais correlações entre SSDE, parâmetros técnicos de exposição e variáveis antropométricas dos pacientes.

Quadro 1 – Thoracic Assessments

Autor/ Ano	Objetivo	Amostra / Método	Parâmetro s Avaliados	Principais Resultados	Conclusão / Relevância
Robatja zi et al., 2024	Estimar doses pulmonares e mamárias e riscos de câncer em pacientes com COVID-19	570 pacientes; extração via Python script	SSDE, wSSDE, LAR, ERR, EAR	wSSDE médio: 13,3 mGy (M) / 13,1 mGy (H); LAR diminui com a idade	Reforça o uso do SSDE e do princípio ALARA para otimização da dose
Kim et al., 2018	Comparar CTDIvol e SSDE em LDCT de rastreamento pulmonar	256 pacientes (4 instituições)	CTDIvol, SSDE, f-size (AAPM 204)	SSDE > CTDIvol (2,22 vs. 1,67 mGy); relação inversa SSDE/IMC	CTDIvol subestima a dose real; recomenda revisão de limites
Wati et al., 2022	Avaliar relação entre peso corporal e SSDE	100 pacientes com contraste	SSDE, CTDIvol, Dw	Correlação moderada entre peso e Dw; fraca entre peso e SSDE	TCM garante doses constantes; peso não é bom preditor de SSDE
Sabinie wicz-Zi ajka et al., 2024	Introduzir parâmetro DLPss para estimar dose total	134 pacientes	CTDIvol, SSDE, ED, DLPss	SSDE e CTDIvol maiores em homens; DLPss médio 343,9 mGy·cm	DLPss melhora a precisão e permite personalização dos protocolos
Shurch e et al., 2025	Avaliar protocolos de baixa dose e Smart em COVID-19	3.512 pacientes	CTDIvol, SSDE, dose efetiva	SSDE: 11,97 mGy (baixa dose) vs 21,58 mGy (Smart)	Baixa dose reduz exposição mantendo qualidade diagnóstica
Abuzai d, 2025	Correlacionar SSDE com IMC e extensão da varredura em TCAR	1.970 exames (DoseWatch ™)	SSDE, CTDIvol, DLP, IMC	SSDE 2,7–12,4 mGy; correlação positiva com IMC	SSDE mais preciso; recomenda uso clínico individualizado
Khallou qi et al., 2024	Avaliar SSDE e risco de câncer em pacientes COVID-19	500 exames (2 hospitais)	CTDIvol, SSDE, LAR	SSDE médio 12,81 mGy (≈2x CTDIvol)	Protocolos mantêm dose < DRL; SSDE essencial na otimização

Fonte: Os autores, 2025.

O Quadro 2 reúne estudos que aplicam o SSDE em exames de TC de tórax e abdome, destacando sua superioridade em relação ao CTDIvol por considerar o tamanho e as características individuais dos pacientes. Os trabalhos também evidenciam a influência do IMC e do D_w na dose absorvida, além do uso de métodos automatizados que aumentam a precisão dos cálculos e favorecem protocolos mais seguros e personalizados.

Quadro 2 – Thoracoabdominal Assessments

Autor/Ano	Objetivo	Amostra / Método	Parâmetros Avaliados	Principais Resultados	Conclusão / Relevância
Shah et al., 2023	Calcular SSDE e E em TC de tórax e abdome	135 exames (prospectivo)	CTDIvol, DLP, Dw, IMC	SSDE ~13 mGy; forte correlação com CTDIvol e Dw	IMC pode substituir Dw; SSDE é estimativa mais precisa
Burton, 2020	Melhorar precisão do SSDE por correção de ampliação	573 exames clínicos	AP, LAT, Dw	Erro de 1% (modelo) vs 8% (ACR DIR)	Modelo melhora precisão e confiabilidade do SSDE
Mansouri et al., 2022	Avaliar SSDE em TC de tórax e abdome	75 pacientes	CTDIvol, SSDE	SSDE: 12,13 (tórax), 11,31 (abdome); > CTDIvol	SSDE mais sensível; deve orientar DRLs nacionais
Steiniger et al., 2022	Estimar SSDE via IMC	300 pacientes	SSDE real vs estimado	Boa concordância para tórax e abdome	IMC é substituto viável para SSDE
Deevband et al., 2022	Correlacionar IMC e dose absorvida	550 pacientes	SSDE, dose orgânica	IMC ↑ → SSDE ↑	IMC influencia dose; importante na otimização
Costa et al., 2023	Correlacionar DRLs com doses orgânicas	Adultos (tórax/abdome-pelve)	SSDE, CTDIvol, DLP	SSDE correlaciona-se com doses internas	SSDE útil para ajuste individual de protocolos
Hernández-Dávila et al., 2024	Calcular SSDE com redes neurais (CNN)	200 exames	Dw (CNN vs AAPM 204/220)	CNN fornece SSDE mais sensível	CNN aumenta precisão e personaliza proteção
Xu et al., 2020	Estimar SSDE via peso e IMC	1.178 pacientes	Dw, IMC, peso	Alta correlação Dw-IMC/peso	Método prático sem software automatizado
Villarreal-Uzcátegui & La Corte-Donato, 2024	Comparar SSDE entre duas instituições	234 pacientes	CTDIvol, DLP, SSDE	Excesso em alguns protocolos	SSDE auxilia na padronização e segurança
Boos et al., 2017	Avaliar precisão do SSDE por corte central	1.812 exames	D_w , D_{eff}	Diferença 2–5%	Método rápido, mas menos preciso em extremos
Valeri et al., 2014	Comparar CTDIvol e SSDE	300 exames (adultos e pediátricos)	CTDIvol, SSDE	Diferenças até 48% (pediátricos)	SSDE é índice mais confiável de dose real

Fonte: Os autores, 2025.

O Quadro 3 reúne estudos sobre a aplicação do SSDE em angiotomografias

coronarianas, comparando técnicas de aquisição e estratégias de redução de dose. Os resultados indicam que o SSDE proporciona estimativas mais precisas da exposição à radiação, ajustadas ao IMC e aos parâmetros técnicos, reforçando sua relevância na otimização dos protocolos e na segurança radiológica dos pacientes.

Quadro 3 – Coronary Assessments

Autor/Ano	Objetivo	Amostra / Método	Parâmetros Avaliados	Principais Resultados	Conclusão / Relevância
Cuellar-Calabria et al., 2024	Avaliar redução de dose com protocolo de baixa dose vinculado ao IMC	100 pacientes	SSDE, DLP, kV, IMC	SSDE 9,22 vs 26,5 mGy; redução 65%	Baixa dose mantém qualidade e reduz exposição
Robatjazi et al., 2025	Comparar técnicas FLASH, retrospectiva e prospectiva	93 pacientes	SSDE, DLP, CTDIvol	Menor dose com técnica FLASH	SSDE reforça personalização e segurança
Kidoh et al., 2015	Validar SSDE frente à dose real medida	37 pacientes	SSDE, CTDIvol, dose na pele	Alta correlação SSDE vs dose real	SSDE é métrica precisa e independente do IMC

Fonte: Os autores, 2025.

4 DISCUSSION

A análise comparativa dos estudos evidencia a crescente utilização do SSDE como métrica essencial para avaliação individualizada da dose em TC. Embora o CTDIvol ainda seja amplamente utilizado, diversos autores apontam que ele tende a subestimar a dose real absorvida, sobretudo em pacientes com diferentes biotipos corporais ¹⁵⁻²⁰⁻³⁰.

O estudo de Kim ²⁰ demonstrou que o SSDE pode apresentar valores cerca de 33% maiores que o CTDIvol em exames de baixa dose, reforçando a necessidade de correções baseadas nas dimensões corporais ⁴. De forma semelhante, Valeri ¹⁶ observaram discrepâncias ainda maiores em pacientes pediátricos, com diferenças superiores a 45%, destacando a importância da individualização da dose.

Pesquisas como as de Xu ³³ e Wati ²¹ propuseram o uso de parâmetros antropométricos, como peso corporal e IMC, como estimadores do SSDE em contextos sem softwares específicos. Entretanto, apesar da correlação moderada com o D_w , essas variáveis apresentam menor precisão que medições diretas.

Outros estudos, como os de Sabiniewicz-Ziajka ²² e Shah ²⁶, sugerem abordagens mais

robustas para personalização da dose, incluindo o uso do DLPss, que integra comprimento do exame e dimensões do paciente. Resultados semelhantes foram observados por Abuzaid ²⁴, que identificou correlação positiva entre IMC e dose absorvida, reforçando o SSDE como indicador mais sensível que métricas tradicionais.

Durante a pandemia de COVID-19, pesquisas de Robatjazi ¹⁹ e Khallouqi ²⁵ destacaram a utilidade do SSDE na avaliação de risco radiológico, mostrando que protocolos de baixa dose (LDCT) podem reduzir a exposição sem comprometer a qualidade diagnóstica, em consonância com o princípio ALARA.

Na avaliação coronariana, estudos de Kidoh ³⁸ e Cuellar-Calabria ³⁶ confirmaram que o SSDE é um marcador confiável da exposição real, permitindo ajustes de quilovoltagem baseados no IMC e reduções de dose de até 65% sem prejuízo da qualidade da imagem.

5 CONCLUSIONS

A presente revisão integrativa demonstrou que o SSDE se consolida como método mais preciso e individualizado para estimar a dose de radiação em exames de TC, superando limitações de índices tradicionais como CTDIvol e DLP. Em diferentes contextos clínicos — torácico, toracoabdominal e coronariano —, o SSDE mostrou maior sensibilidade às variações antropométricas, possibilitando ajustes mais adequados nos protocolos e contribuindo para a aplicação do princípio ALARA.

Os estudos evidenciam que parâmetros como IMC, D_{eff} e D_w , influenciam diretamente a dose absorvida, destacando a importância da incorporação de características individuais na avaliação dosimétrica. Além disso, o uso de tecnologias automatizadas — como AEC, reconstrução iterativa e métodos baseados em inteligência artificial, como redes neurais convolucionais (CNN) — aumenta a precisão do SSDE e otimiza a estimativa de dose, favorecendo práticas clínicas mais seguras, especialmente em cenários de alta demanda, como durante a pandemia de COVID-19.

Conclui-se que a adoção sistemática do SSDE deve integrar programas de controle de qualidade e otimização de dose em radiologia diagnóstica, auxiliando na padronização de protocolos e no estabelecimento de NRDs adaptados às características populacionais e aos equipamentos disponíveis. Seu uso, aliado ao monitoramento automatizado dos parâmetros técnicos, contribui para maior segurança radiológica e eficácia diagnóstica em exames de TC, promovendo uma abordagem mais precisa e centrada no paciente.

REFERENCES

- 1 Brenner, D. J.; Hall, E. J. Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure. *The New England Journal of Medicine*, v. 357, p. 2277–2284, 2007. DOI: 10.1056/NEJMra072149
- 2 International Atomic Energy Agency (IAEA). Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards. General Safety Requirements, Part 3, Vienna, 2014. DOI: 10.18356/3e9f1d9a-ena
- 3 Boone, J. M. et al. Performance assessment of CT dosimetry metrics: CTDI and SSDE. *Medical Physics*, v. 38, n. 8, p. 4545–4555, 2011. DOI: 10.1118/1.3596049
- 4 American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. AAPM Report No. 204, 2011.
- 5 American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT. AAPM Report No. 220, 2014.
- 6 McNitt-Gray, M. F. et al. Patient dose in computed tomography: How to measure and how to reduce. *Radiographics*, v. 34, p. 1227–1242, 2014. DOI: 10.1148/rg.346140094
- 7 Ding, A.; McCollough, C. Optimizing radiation dose in CT: advances and challenges. *Radiographics*, v. 39, p. 1384–1401, 2019. DOI: 10.1148/rg.2019180133
- 8 Kim, Y. et al. Assessment of SSDE in Low-Dose Chest CT for Lung Cancer Screening. *Korean Journal of Radiology*, v. 19, p. 1065–1074, 2018. DOI: 10.3348/kjr.2018.0053
- 9 Xu, X. et al. Correlation of Body Size Parameters with SSDE in CT Examinations. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, v. 20, p. 233–241, 2019. DOI: 10.1002/acm2.12639
- 10 Silva, A. C. et al. Individualized CT protocols and patient dose management. *Insights into Imaging*, v. 8, p. 393–406, 2017. DOI: 10.1007/s13244-017-0563-0
- 11 McCollough, C. H. et al. Strategies for Reducing Radiation Dose in CT. *Radiology*, v. 280, p. 660–673, 2016. DOI: 10.1148/radiol.2016150874
- 12 International Commission on Radiological Protection (ICRP). Radiological Protection in Medicine. Publication 135. *Annals of the ICRP*, v. 46, n. 3, 2017. DOI: 10.1177/ANIB_46_3
- 13 National Research Council. Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII Phase 2. Washington, DC: The National Academies Press; 2006. 424 p. doi: 10.17226/11340
- 14 Boone, J. M.; Kalender, W. A. Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. Medical Physics Publishing, 2018.
- 15 Ding, A. et al. Accuracy of patient dose estimation in CT: comparison between CTDIvol

and SSDE. *Medical Physics*, v. 39, p. 5666–5672, 2012. DOI: 10.1118/1.4750474

16 Valeri, G. et al. Comparison of SSDE and CTDIvol in adult and pediatric CT examinations. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 162, n. 4, p. 482–490, 2014. DOI: 10.1093/rpd/ncu243

17 Deak, P. D.; Wagner, M. Patient-specific dose metrics in CT: the role of SSDE. *European Journal of Radiology*, v. 84, p. 167–172, 2015. DOI: 10.1016/j.ejrad.2015.05.022

18 Souza MT, Silva MD, Carvalho R. Revisão integrativa: o que é e como fazer. *Einstein (São Paulo)*. 2010;8(1):102-6. doi: 10.1590/S1679-45082010RW1134.

19 Robatjazi, M. et al. Evaluation of organ dose using size-specific dose estimation (SSDE) and related cancer risk due to chest CT scan during the COVID-19 pandemic. *Radiation and Environmental Biophysics*, v. 63, n. 1, p. 27–37, 2024. DOI: 10.1007/s00411-023-01056-x

20 Kim, Y. et al. Size-Specific Dose Estimation in the Korean Lung Cancer Screening Project: does a 32-cm diameter phantom represent a standard-sized patient in Korean population? *Korean Journal of Radiology*, v. 19, n. 6, p. 1179, 2018. DOI: 10.3348/kjr.2018.19.6.1179

21 Wati, D. et al. Correlations Between Body Weight and Size-Specific Dose Estimate on Thoracic Computed Tomography Examination. *Atom Indonesia*, v. 48, n. 1, p. 61, 2022. DOI: 10.17146/aij.2022.1114

22 Sabiniewicz-Ziajka, A. et al. Redefining Radiation Metrics: evaluating actual doses in computed tomography scans. *Biomedicines*, v. 12, n. 3, p. 600, 2024. DOI: 10.3390/biomedicines12030600

23 Shurche, A. et al. Evaluation of Patients' Received Doses in Chest CT Scan Protocols: a retrospective study. *Frontiers in Biomedical Technologies*, p. 23–30, 2025. DOI: 10.18502/fbt.v12i1.17730

24 Abuzaid, M. Optimizing Radiation Dose in High-Resolution Chest CT: the impact of patient-specific factors and size-specific dose estimates. *Diagnostics*, [S.L.], v. 15, n. 6, p. 740, 16 mar. 2025. MDPI AG. DOI: 10.3390/diagnostics15060740

25 Khallouqi A, Sekkat H, Elmouden O, Bannan A, El rhazouani O. Optimizing Cancer Treatment: Exploring the Role of AI in Radioimmunotherapy. *Diagnostics*. 2025;15(3):397. doi: 10.3390/diagnostics15030397.

26 Shah, R. et al. Multivariate Analysis of Effective Dose and Size-Specific Dose Estimates for Thorax and Abdominal Computed Tomography. *Journal of Medical Physics*, v. 48, n. 2, p. 210–218, 2023. DOI: 10.4103/jmp.jmp_102_22

27 Burton, C. S. Method of determining geometric patient size surrogates using localizer images in CT. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, v. 21, n. 3, p. 178–183, 2020. DOI: 10.1002/acm2.12814

28 Mansouri, A. et al. Size-Specific Dose Estimates for Thoracic and Abdominal Computed Tomography Examinations at Two Moroccan Hospitals. *Journal of Digital Imaging*, v. 35, n.

6, p. 1648–1653, 2022. DOI: 10.1007/s10278-022-00657-0

29 Steiniger B, Fritz P, Walcher N, Bakai A, Fritz V, Zwickel J, et al. Can the size-specific dose estimate be derived from the body mass index? A feasibility study. *Radiat Prot Dosimetry*. 2022 Apr 15;198(6):325–33. doi: 10.1093/rpd/ncac038.

30 Deevband, M. et al. Body-Mass Index-Based Effective Dose Determination in Commonly Performed Computed Tomography Examinations in Adults. *Frontiers in Biomedical Technologies*, p. 316–322, 2022. DOI: 10.18502/fbt.v9i4.10425

31 Costa, P. R. et al. Diagnostic reference level quantities for adult chest and abdomen-pelvis CT examinations: correlation with organ doses. *Insights into Imaging*, v. 14, n. 1, p. 1–13, 2023. DOI: 10.1186/s13244-023-01403-y

32 Hernández-Dávila, A. et al. CNN application for automated determination of the patient's size to obtain the size-specific dose estimated in CT. *Biomedical Physics & Engineering Express*, v. 10, n. 3, p. 035035, 2024. DOI: 10.1088/2057-1976/ad3fbe

33 Xu, X. et al. Size-Specific Dose Estimates of Radiation Based on Body Weight and Body Mass Index for Chest and Abdomen-Pelvic CTs. *Biomed Research International*, v. 2020, p. 1–8, 2020. DOI: 10.1155/2020/6046501

34 Villarreal-Uzcátegui, C.; La Corte-Donato, M. Typical computed tomography values in two institutions in Western Venezuela. *Revista Chilena de Radiología*, v. 30, n. 1, p. 2–8, 2024. DOI: 10.24875/rchrad.23000031

35 Boos J, Kröpil P, Bethge OT, Aissa J, Schleich C, Sawicki LM, et al. Accuracy of size-specific dose estimate calculation from center slice in computed tomography. *Radiat Prot Dosimetry*. 2017;178(1):8-19. doi: 10.1093/rpd/ncx069

36 Cuellar-Calabria, H. et al. Implementing a coronary CT angiography protocol based on the body mass index: radiation dose reduction, image quality, and diagnostic performance. *Radiología (English Edition)*, v. 66, n. 1, p. 2–12, 2024. DOI: 10.1016/j.rxeng.2022.01.004

37 Robatjazi, M. et al. Dosimetric comparison of three different cardiac CT angiography techniques in a dual-source scanner using size-specific dose estimation (SSDE). *Radiation Physics and Chemistry*, v. 232, p. 112678, 2025. DOI: 10.1016/j.radphyschem.2025.112678

38 Kidoh, M. et al. Validity of the size-specific dose estimate in adults undergoing coronary CT angiography: comparison with the volume CT dose index. *The International Journal of Cardiovascular Imaging*, v. 31, n. 2, p. 205–211, 2015. DOI: 10.1007/s10554-015-0782-z

APÊNDICE B - INSTRUMENTO DE COLETA DE DADOS

Tabela dos dados coletados referente aos relatórios de dose

	Dados gerais										Parâmetros para Estimativa de Dose														
	Amostra /ID	Data do exame (dd/mm/aaaa)	Peso (kg)	Altura (m)	IBM (IMC)	Idade	Sexo	Localização Mesa S/I		Comprimento Scan (cm)	CTDIvol I Angio (mGy)	CTDIvol I score (mGy)	CT DIw	DL P Angio	DL P score	DL P calculado	k V p	m A	Tempo de rotação (s)	pitch	Diâmetro AP (mm)	Diâmetro ro LAT (mm)	Diâmetro ro Efetivo (cm)	f	SSDE (mGy)
1		01/09/2023	82	1,73	27,40	42	F	125,000	264,750	14,0	73,80	7,75	90,77	399,30	111,60	1031,36	135	33	0,35	0,813	374,00	265,00	31,48	1,14	84,13
2		04/09/2013	83	1,75	27,10	29	M	134,000	279,000	14,5	58,90	7,75	72,45	391,30	111,60	854,05	120	44	0,35	0,813	359,00	276,00	31,48	1,14	67,15
3		05/09/2023	84	1,74	27,74	68	M	141,500	279,000	13,8	88,80	7,75	109,23	474,70	111,60	1221,00	135	46	0,35	0,813	358,00	290,00	32,22	1,1	97,68
4		05/09/2023	66	1,53	28,19	75	M	134,000	266,500	13,3	99,20	8,75	122,02	490,20	105,00	1314,40	120	44	0,35	0,813	323,00	262,00	29,09	1,23	122,02
5		05/09/2023	56	1,58	22,43	56	F	126,000	237,000	11,1	56,20	7,75	69,13	216,20	93,00	623,82	120	26	0,35	0,813	329,00	229,00	27,45	1,32	74,18
6		06/09/2023	93	1,78	29,35	46	M	139,000	269,000	13,0	76,10	7,75	93,60	527,60	102,30	989,30	120	69	0,35	0,813	378,00	307,00	34,07	1,02	77,62
7		06/09/2023	84	1,75	27,43	51	M	150,000	283,750	13,4	108,10	7,75	132,96	456,40	93,00	1445,84	135	42	0,35	0,813	361,00	290,00	32,36	1,1	118,91
8		08/09/2023	78	1,6	30,47	66	M	127,000	254,000	12,7	85,90	8,75	105,66	575,00	115,50	1090,93	120	71	0,35	0,813	354,00	298,00	32,48	1,1	94,49
9		11/09/2023	73	1,62	27,82	60	M	144,000	280,750	13,7	121,00	7,75	148,83	284,60	111,60	1654,68	120	25	0,35	0,813	342,00	283,00	31,11	1,14	137,94
10		13/09/2023	66	1,7	22,84	55	F	93,000	242,500	15,0	64,80	7,75	79,70	299,70	120,90	968,76	120	28	0,35	0,813	308,00	239,00	27,13	1,32	85,54
11		13/09/2023	62	1,6	24,22	50	F	122,000	266,500	14,5	52,30	7,75	64,33	255,70	111,60	755,74	120	24	0,35	0,813	318,00	267,00	29,14	1,23	64,33
12		14/09/2023	73	1,58	29,24	48	F	0,000	132,500	13,3	69,50	7,75	85,49	354,30	102,30	920,88	120	44	0,35	0,813	358,00	308,00	33,21	1,06	73,67
13		14/09/2023	68	1,65	24,98	57	F	131,500	279,000	14,8	53,20	7,75	65,44	316,90	102,30	784,70	120	33	0,35	0,813	388,00	264,00	32,00	1,14	60,65
14		25/09/2023	62	1,68	21,97	55	F	153,000	297,500	14,5	71,30	7,75	87,70	259,50	111,60	1030,29	120	24	0,35	0,813	298,00	258,00	27,73	1,32	94,12
15		25/09/2023	70	1,6	27,34	50	F	99,000	232,250	13,3	56,30	7,75	69,25	303,40	102,30	750,20	120	35	0,35	0,813	380,00	276,00	32,39	1,1	61,93
16		26/09/2023	108	1,73	36,09	59	M	160,000	300,500	14,1	149,20	7,75	183,52	845,00	102,30	2096,26	120	111	0,35	0,813	418,00	342,00	37,81	0,92	137,26
17		26/09/2023	73	1,57	29,62	66	F	118,500	254,500	13,6	53,60	7,75	65,93	347,70	93,00	728,96	120	46	0,35	0,813	370,00	299,00	33,26	1,06	56,82
18		27/09/2023	95	1,6	37,11	72	M	138,500	240,750	10,2	146,10	8,75	179,70	917,20	84,00	1493,87	135	71	0,35	0,813	382,00	314,00	34,63	1,02	149,02
19		30/09/2023	67	1,65	24,61	46	F	100,000	269,250	16,9	44,00	7,75	54,12	289,50	130,20	744,70	120	24	0,35	0,813	334,00	208,00	26,36	1,37	60,28
20		01/10/2023	92	1,71	31,46	58	M	135,000	264,000	12,9	81,30	7,75	100,00	484,50	102,30	1048,77	120	69	0,35	0,813	331,00	303,00	31,67	1,14	92,68
21		02/10/2023	65	1,54	27,41	46	F	130,000	257,000	12,7	56,40	7,75	69,37	266,80	93,00	716,28	120	31	0,35	0,813	365,00	278,00	31,85	1,14	64,30
22		04/10/2023	70	2	23,94	64	F	145,000	285,000	14,0	68,50	7,75	84,26	295,30	111,60	959,00	120	29	0,35	0,813	312,00	251,00	27,98	1,32	90,42
23		04/10/2023	106	1,92	28,75	70	M	157,000	318,750	16,2	83,00	7,75	102,09	649,30	120,90	1342,53	120	75	0,35	0,813	351,00	314,00	33,20	1,06	87,98
24		05/10/2023	83	1,83	24,78	48	M	126,000	275,250	14,9	98,30	7,75	120,91	426,40	111,60	1467,13	135	33	0,35	0,813	338,00	269,00	30,15	1,19	116,98
25		09/10/2023	63	1,64	23,42	69	F	128,500	253,500	12,5	79,20	7,75	97,42	334,30	102,30	990,00	120	35	0,35	0,813	348,00	301,00	32,36	1,1	87,12
26		09/10/2023	60	1,58	24,03	66	F	104,000	266,500	16,3	53,80	7,75	66,17	246,60	93,00	874,25	120	29	0,35	0,813	315,00	285,00	29,96	1,23	66,17
27		11/10/2023	70	1,67	25,10	61	F	136,000	273,750	13,8	99,30	7,75	122,14	285,10	102,30	1367,86	120	31	0,35	0,813	360,00	240,00	29,39	1,23	122,14
28		15/10/2023	100	1,56	41,09	73	F	40,000	166,000	12,6	95,10	7,75	116,97	574,80	93,00	1198,26	135	60	0,35	0,813	382,00	316,00	34,74	1,02	97,00

Fonte: Autoria própria.

ANEXO A - PARECER DO CEP

INSTITUTO FEDERAL DE
SANTA CATARINA IFSC



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Avaliação das exposições médicas e análise de risco em radiodiagnóstico

Pesquisador: DAIANE CRISTINI BARBOSA DE SOUZA

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 82482924.7.1001.0185

Instituição Proponente: Instituto Federal de Educação Ciência e Tecnologia de Santa Catarina

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 7.147.876

Apresentação do Projeto:

Esta pesquisa tem por objetivo avaliar as doses de radiação, bem como o risco de incidência de potenciais efeitos biológicos associado às exposições médicas em procedimentos de radiodiagnóstico na Grande Florianópolis. Para isso, serão coletados dados secundários de exames radiológicos mais frequentes a partir do Relatório Estruturado de Dose (RDSR) dos serviços participantes. Espera-se extrair dados de aproximadamente 3.000 RDSR disponíveis em sistemas PACS, abrangendo exames de pacientes adultos e pediátricos. As informações coletadas incluirão características do paciente (idade, gênero, peso, altura, diâmetros AP e LAT) e parâmetros técnicos dos exames (CTDIvol, DLP, DAP, DGM, comprimento de varredura, kV, mAs, pitch, colimação, tempo de rotação do tubo, algoritmo de reconstrução, e nome do protocolo). O tamanho exato da amostra será determinado por cálculos amostrais específicos para cada serviço participante. Os parâmetros coletados serão inseridos nos softwares PCXMC®, CT-Expo® e NCICT® para estimar a dose em órgãos (mGy), a dose efetiva (mSv) e a dose ajustada ao tamanho do paciente (SSDE), utilizando regulamentações internacionais e nacionais. Posteriormente os dados coletados serão analisados estatisticamente para identificar órgãos mais radiosensíveis e apresentar dados descritivos, como valores máximos, mínimos, médios, erro percentual, desvio padrão, medianas e quartis, utilizando os softwares Statistica 14.0 e DataTab. Após essa etapa, serão estabelecidos e comparados os DRLs,

Endereço: Rua 14 de julho nº150

Bairro: Florianópolis

CEP: 88.075-010

UF: SC

Município: FLORIANOPOLIS

Telefone: (48)3877-9078

E-mail: cepsh@ifsc.edu.br