

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

INSTITUTO DE FÍSICA

GRADUAÇÃO EM FÍSICA MÉDICA

VICTOR LUIZ OSSICK EVANGELISTA

**ANÁLISE DA DOSE DE RADIAÇÃO EM UM PROCEDIMENTO DE
CISTOURETROGRAFIA MICCIONAL POR SIMULAÇÃO DE MONTE
CARLO**

UBERLÂNDIA

2025

VICTOR LUIZ OSSICK EVANGELISTA

**ANÁLISE DA DOSE DE RADIAÇÃO EM UM PROCEDIMENTO DE
CISTOURETROGRAFIA MICCIONAL POR SIMULAÇÃO DE MONTE
CARLO**

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação em
Física Médica do Instituto de Física da Universidade
Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a
obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Prof. Dr. João Carlos de Oliveira Guerra

Coorientador: Prof. Dr. Lucio Pereira Neves

UBERLÂNDIA

2025

VICTOR LUIZ OSSICK EVANGELISTA

**ANÁLISE DA DOSE DE RADIAÇÃO EM UM PROCEDIMENTO DE
CISTOURETROGRAFIA MICCIONAL POR SIMULAÇÃO DE MONTE
CARLO**

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação em
Física Médica do Instituto de Física da Universidade
Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a
obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. João Carlos de Oliveira Guerra – UFU
Orientador

Me. Samara Pavan Souza – UFU
Membro

Prof. Dr. William de Souza Santos – UFS
Membro

UBERLÂNDIA

2025

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por todo o suporte e conforto durante todos os momentos complicados.

Aos meus familiares, em especial meus pais Pedro Luiz Evangelista e Ana Rita Ossick Evangelista, por todo o apoio e conselhos durante essa etapa, minha avó Clementina, minha tia Maria José e meu irmão Luiz Felipe, por sempre acreditarem em mim.

Um agradecimento especial a minha namorada e companheira de graduação Fernanda Quadros Fuzato, por sempre estar comigo, me incentivando nos momentos difíceis, por nunca deixar de acreditar em mim e por todos os momentos de alegrias que compartilhamos juntos. Com certeza você tornou essa caminhada mais fácil.

Aos meus amigos e colegas de graduação, em especial Thamye, Douglas, Felipe e Alessa, pelos momentos de descontração no meio do caos e todo o conhecimento compartilhado. Também quero agradecer aos meus amigos Bruno, Julia, Henrique e Jessica, por desde sempre estarem comigo, me apoiando e me aconselhando.

À minha primeira orientadora Profa. Dra. Ana Paula Perini e ao meu coorientador Prof. Dr. Lucio Pereira Neves pelos ensinamentos, conversas, risadas e, principalmente, por me aconselharem durante minha graduação. Além disso, agradeço por terem me introduzido ao Laboratório de Instrumentação e Dosimetria (LInDa), onde realizei minhas pesquisas e comecei minha trajetória no meio científico. Fico muito feliz de ter conhecido vocês.

Por fim, ao meu orientador, Prof. Dr. João Carlos de Oliveira Guerra, muito obrigado por ter aceitado me orientar nesta reta final, em um momento crucial e pelo suporte e apoio de forma geral.

A todos que fizeram parte dessa jornada, meu muito obrigado. Cada um de vocês contribuiu de um jeito único para que eu chegasse até aqui.

RESUMO

A cistouretrografia miccional (CUM) é um exame radiológico utilizado para avaliar o sistema urinário inferior, especialmente em pacientes pediátricos, por meio da técnica de fluoroscopia com auxílio de contraste iodado. Além disso, por se tratar de um exame invasivo, faz-se necessária a presença de um acompanhante na sala do exame, a fim de mobilizar o paciente. Dessa forma, além da preocupação por parte do uso contínuo de fluoroscopia, ainda existe a preocupação relacionada com a exposição destes acompanhantes. Assim, este trabalho analisou, por meio de simulação Monte Carlo, as doses de radiação recebidas pelos pacientes e o acompanhante do mesmo, considerando cenários com e sem o uso de equipamentos de proteção individual (EPIs) e variando os objetos antropomórficos virtuais feminino e masculino. Os parâmetros utilizados nas simulações foram baseados em dados da literatura. Os resultados indicaram que as maiores doses foram registradas na bexiga do paciente, como era esperado, uma vez que é a região atingida diretamente pelo feixe primário. O uso de EPIs reduziu significativamente as doses efetivas recebidas pelos acompanhantes, alcançando reduções de até 92,85% para o masculino e 90,45% para o feminino. Estes resultados reforçam a importância de protocolos otimizados e do uso adequado de EPIs, alinhados ao princípio ALARA (*“As Low As Reasonably Achievable”*), para garantir a segurança radiológica sem comprometer a qualidade diagnóstica.

Palavras-chaves: cistouretrografia miccional; simulação Monte Carlo; radiodiagnóstico; dosimetria.

ABSTRACT

Voiding cystourethrography (VCUG) is a radiological examination used to evaluate the lower urinary system, especially in pediatric patients, through fluoroscopy techniques with the aid of iodinated contrast. Additionally, as it is an invasive procedure, the presence of a companion in the examination room is necessary to assist in positioning the patient. Consequently, concerns arise not only from the continuous use of fluoroscopy but also from the exposure of these companions to radiation. Thus, this study analyzed, using Monte Carlo simulations, the radiation doses received by patients and their companions, considering scenarios with and without the use of personal protective equipment (PPE) and varying virtual anthropomorphic objects of both female and male models. The parameters used in the simulations were based on data from the literature. The results indicated that the highest doses were recorded in the patient's bladder, as expected, since it is the region directly targeted by the primary beam. The use of PPE significantly reduced the effective doses received by companions, achieving reductions of up to 92.85% for males and 90.45% for females. These findings reinforce the importance of optimized protocols and the proper use of PPE, aligned with the ALARA ("As Low As Reasonably Achievable") principle, to ensure radiological safety without compromising diagnostic quality.

Keywords: voiding cystourethrography; Monte Carlo simulation; radiodiagnosis; dosimetry.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Ilustração do efeito fotoelétrico. Fonte: Adaptada de KHAN (2010).	13
Figura 2. Ilustração do espalhamento Compton. Fonte: Adaptada de KHAN (2010)..	14
Figura 3. Objetos antropomórficos virtuais. Fonte: ICRP 145 (2020) e KIM et al. (2024).	19
Figura 4. Modelagem 3D de um aparelho de raio X baseado no modelo Multix B da Siemens. Fonte: Autoria própria.	20
Figura 5. Cenários de um procedimento de cistouretrografia miccional. Fonte: Software ParaView 5.13.1 [KULESZA <i>et al.</i> (2021)].	20

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Características dos objetos simuladores utilizados neste trabalho.....	19
Tabela 2. Parâmetros utilizados na simulação.	21
Tabela 3. Características do espectro de raios X utilizados neste trabalho.....	22
Tabela 4. Valores de doses equivalente e efetiva para os objetos simuladores antropomórficos virtuais masculino e feminino. Os erros percentuais associados a cada medida estão entre parênteses.....	23
Tabela 5. Valores de doses equivalente e efetiva para o objeto antropomórfico virtual pediátrico. Os erros percentuais associados a cada medida estão entre parênteses.....	25

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	10
2. OBJETIVOS	12
2.1. Objetivo geral	12
2.2. Objetivos específicos	12
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	12
3.1. Radiação	12
3.2. Interação da radiação com a matéria	13
3.2.1. Espalhamento coerente	13
3.2.2. Efeito fotoelétrico	13
3.2.3. Efeito Compton	14
3.2.4. Produção de pares	15
3.3. Raios X convencional	15
3.3.1. Radiação característica	15
3.3.2. Radiação de freamento (<i>Bremsstrahlung</i>)	16
3.3.3. Choque nuclear	16
3.3.4. Radiação primária e secundária	16
3.4. Método Monte Carlo e MCNP	17
3.5. Grandezas dosimétricas	17
3.5.1. Dose absorvida	17
3.5.2. Dose equivalente	17
3.5.3. Dose efetiva	17
3.5.4. Kerma	18
3.5.5. Produto Kerma-Área	18
4. MATERIAIS E MÉTODOS	18
4.1. Software de modelagem tridimensional Blender	18
4.2. Objetos simuladores antropomórficos virtuais do tipo malha	18
4.3. Criação do cenário de exposição	19
4.4. Conversão do cenário para linguagem do MCNP	21
4.5. Definição da fonte e espectro de raios X	21
4.6. Simulação e análise dos resultados obtidos	22
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO	23
6. CONCLUSÃO	26
REFERÊNCIAS	27

1. INTRODUÇÃO

A descoberta dos raios X pelo físico alemão Wilhelm Conrad Röntgen em 1895 transformou a prática médica ao permitir a visualização das estruturas internas do corpo sem intervenção cirúrgica [ARRUDA, 1996]. Desde então, a tecnologia envolvendo raios X percorreu um longo caminho, tornando-se um recurso essencial para o diagnóstico de diversas condições clínicas, especialmente aquelas que exigem rapidez e precisão [BUSHBERG *et al.*, 2012]. O funcionamento de um equipamento de raios X ocorre através da emissão de radiação ionizante, que é gerada através da aceleração dos elétrons que se chocam com o anodo e, então, geram fótons que possuem energia na casa dos quiloelétron-volt (keV) [MCNITT-GRAY, 2002]. Estes fótons atravessam o corpo do paciente e formam uma imagem captada por um detector digital ou filme radiográfico [MCNITT-GRAY, 2002].

A diferença de contraste na imagem é produzida por diferenças na absorção da radiação, permitindo, dessa forma, que a mesma seja formada. Isso ocorre por causa do efeito fotoelétrico que, durante o processo de emissão, é responsável pela absorção dos fótons pelos materiais ou estruturas presentes e pela consequente emissão de um elétron. Esse fenômeno está sujeito a ocorrer para estruturas mais densas, como os ossos que, devido ao seu maior número atômico, aparecem mais brilhantes, enquanto os tecidos moles e de menor densidade, permitem a passagem de maior parte da radiação e aparecem mais escuros [HENDEE; RITENOUR, 2002].

No entanto, por envolver radiação ionizante, deve-se ter um cuidado para que um indivíduo não receba uma dose desnecessária. Este fato não seria diferente para pacientes pediátricos, uma vez que o uso de raios X requer atenção especial devido à maior radiosensibilidade que eles possuem. Além disso, a maior expectativa de vida, combinada com a alta taxa de reprodução das células, aumenta a probabilidade de desenvolvimento de câncer [PEARCE *et al.*, 2012]. Por estes motivos e a fim de minimizar os riscos envolvidos, os exames radiológicos pediátricos seguem protocolos específicos que aplicam o princípio ALARA (“*As Low As Reasonably Achievable*”), ou seja, manter a exposição à radiação o mais baixa possível sem comprometer a qualidade da imagem, sendo isso válido para qualquer exame que venha ser realizado [STRAUSS; KASTE, 2006].

Um dos exames radiológicos que crianças realizam é a cistouretrografia miccional (CUM). Considerado padrão ouro, seu objetivo é avaliar o trato urinário inferior, incluindo bexiga e uretra. O teste é útil para diagnosticar condições anatômicas e funcionais, como o refluxo vesicoureteral (RVU), uma condição na qual a urina retorna da bexiga de volta aos rins em vez de seguir o fluxo normal [YU SEUN KIM *et al.*, 2020]. Para a realização do exame, um contraste iodado é introduzido diretamente na bexiga da criança através de um cateter urinário. Este contraste é solúvel em água e tem baixa pressão osmótica, o que reduz o risco de reações adversas. Assim, com a utilização de uma técnica conhecida como fluoroscopia, é possível a visualização em tempo real do funcionamento do sistema urinário, com imagens dinâmicas que mostram o comportamento do mesmo [YU SEUN KIM *et al.*, 2020]. Para isso, é utilizado uma sequência de raios-X, capturando várias imagens por segundo, projetadas em um monitor que permite a visualização instantânea do procedimento [BUSHBERG *et al.*, 2012].

Contudo, o uso contínuo de fluoroscopia, aumenta a exposição à radiação ionizante [YU SEUN KIM *et al.*, 2020]. Além disso, a CUM é um exame invasivo e requer a inserção de um cateter na uretra, causando desconforto e incômodo, especialmente considerando o fato de que, na grande maioria das vezes, as crianças não entendem o que está acontecendo. Esse desconforto pode gerar ansiedade e resistência, dificultando a realização do mesmo com segurança e precisão. Para reduzir estes riscos, recomenda-se a presença de um acompanhante, podendo ser um dos pais ou um enfermeiro [JOHNIN *et al.*, 2018]. Os acompanhantes fornecem apoio emocional, confortam a criança e ajudam o paciente a permanecer calmo e imóvel durante o exame, reduzindo assim o risco de movimentos bruscos que podem afetar a qualidade da imagem e prolongar a exposição à radiação [JOHNIN *et al.*, 2018]. Porém, com a presença deste acompanhante surge outra preocupação a qual é a exposição do mesmo durante o procedimento. Assim, equipamentos de proteção individual (EPI) como aventais de chumbo e protetores de tireoide, são utilizados para proteger a equipe e o acompanhante durante os exames, garantindo a segurança de todos os participantes [ROSE; RAE, 2018].

2. OBJETIVOS

2.1. Objetivo geral

O objetivo desse trabalho é analisar as doses recebidas pelo paciente e pelo acompanhante – com e sem a utilização dos EPIs - durante um exame de CUM a partir de simulação de Monte Carlo.

2.2. Objetivos específicos

- Buscar na literatura artigos que contenham informações de parâmetros utilizados no exame de CUM, como tamanho de campo, tensão no tubo utilizada e filtração;
- Gerar o espectro por meio do *software SpekCalc*;
- Compreender o código MCNP[®], Monte Carlo N-Particle[®] (MCNP 6.3) [KULESZA *et al.*, 2022];
- Construir o cenário onde será realizada a simulação por meio do *software Blender*;
- Modelar o avental de chumbo e protetor de tireoide usando o *software Blender*;
- Testar a fonte virtual que será utilizada na simulação final, a fim de evitar quaisquer erros ou desvios;
- Comparar os valores obtidos com os que são conhecidos na literatura.

3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1. Radiação

A radiação é um tipo de energia que pode ser emitida por fontes naturais ou artificiais e que se propaga em forma de partículas ou ondas eletromagnéticas [OKUNO; YOSHIMURA, 2016].

Pode ser classificada como ionizante ou não ionizante conforme sua capacidade de ionizar átomos e moléculas. A radiação ionizante possui energia suficiente para arrancar elétrons, criando íons e modificando a estrutura química dos materiais e tecidos biológicos, enquanto a não ionizante não tem essa capacidade [ATTIX, 2008]. A primeira ainda pode ser dividida entre radiação diretamente (elétrons, pósitrons, prótons e partículas α) e indiretamente (nêutrons e raios X e γ) ionizante. A diferença entre estas duas reside no fato de que a radiação diretamente ionizante consegue ionizar o meio sem

precisar transferir energia para um elétron do meio e então gerar novas ionizações [PODGORŠAK *et al.*, 2006].

3.2. Interação da radiação com a matéria

Os principais modos de interação da radiação com a matéria são: espalhamento coerente, efeito fotoelétrico, efeito Compton, produção de pares.

3.2.1. Espalhamento coerente

O espalhamento coerente, também conhecido como espalhamento *Rayleigh*, ocorre quando um fóton interage com o elétron do átomo, sendo desviado sem perder energia. Durante essa interação, o átomo é temporariamente excitado e, quando retorna ao seu estado original, emite um fóton em uma direção diferente do elétron. Esse fenômeno é mais frequente em materiais de baixo número atômico e com fótons de baixa energia [KHAN, 2010].

3.2.2. Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico, mostrado na Figura 1, ocorre quando a energia de um fóton de radiação X ou gama é totalmente transferida para um único elétron orbital, resultando na ejeção desse elétron com uma energia cinética [E_c]. Com a saída do elétron, cria-se uma vacância, deixando o átomo em estado excitado. Esse vazio pode ser preenchido por um elétron de uma camada mais externa, liberando a diferença de energia na forma de raios X característicos ou elétrons Auger [KHAN, 2010].

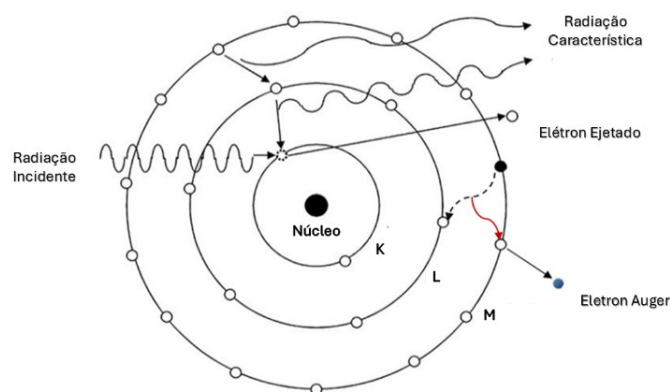


Figura 1: Ilustração do efeito fotoelétrico. **Fonte:** Adaptada de KHAN (2010).

A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico é proporcional ao valor do número atômico (Z) e diminui rapidamente com o aumento da energia (E) do fóton ($P \propto \frac{Z^4}{E^3}$). Essa interação acontece preferencialmente com elétrons das camadas K, L e M, e para aumentar sua probabilidade de ocorrência, a energia do fóton deve ser ligeiramente superior à energia de ligação desses elétrons [KHAN, 2010].

3.2.3. Efeito Compton

O espalhamento Compton, mostrado na Figura 2, ocorre quando um fóton incidente colide com um elétron que está, essencialmente, em repouso no material. Esse elétron, considerado "livre", é fracamente ligado ao átomo, com uma energia de ligação muito inferior à energia do fóton incidente. Nessa interação, parte da energia do fóton é transferida para o elétron, que é ejetado, enquanto o restante permanece com o fóton, agora espalhado, mas com comprimento de onda alterado [OKUNO; YOSHIMURA, 2010].

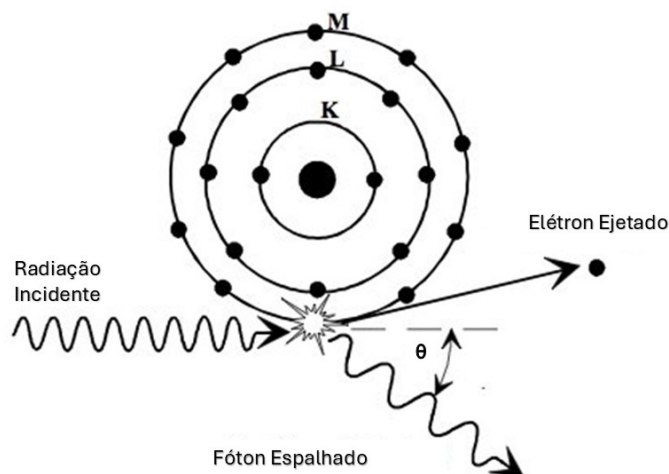


Figura 2. Ilustração do espalhamento Compton. **Fonte:** Adaptada de KHAN (2010).

Assim, como a quantidade de energia transferida ao elétron depende da direção aleatória de sua emissão, um fóton com energia inicial fixa pode gerar elétrons com uma ampla faixa de energias, desde zero até um valor máximo [KHAN, 2010]. Por isso, a energia do elétron ejetado não é útil para medir a energia do fóton incidente, já que sua distribuição no espectro é aleatória e apresenta uma forma aproximadamente retangular. A energia do fóton espalhado (E') depende da energia do fóton incidente (E) e do ângulo

de espalhamento em relação à direção original do fóton [KHAN, 2010], de acordo com a equação 1:

$$E' = \frac{E}{1 + \frac{E}{m_e c^2} (1 - \cos \theta)} \quad (1)$$

Tal que: o termo m_e corresponde à massa do elétron em repouso, c é a velocidade da luz no vácuo e θ é o ângulo de espalhamento, definido como o ângulo entre a direção original do fóton e a direção do fóton espalhado.

3.2.4. Produção de pares

Esse fenômeno ocorre quando um fóton de alta energia interage com o núcleo de um átomo, resultando na criação de um par elétron-pósitron. Para que essa interação aconteça, o fóton deve ter uma energia mínima de 1,022 MeV, não ocorrendo em diagnósticos por imagens comuns [KHAN, 2010].

3.3. Raios X convencional

Os raios X são produzidos em um tubo a vácuo equipado com dois eletrodos de tungstênio: o cátodo (polo negativo) e o ânodo (polo positivo). Este processo envolve a liberação de elétrons em alta velocidade em direção ao ânodo, onde a colisão gera raios X. No entanto, 99% da energia é perdida em forma de calor. O processo pode ser dividido em três fenômenos principais: a radiação característica, a desaceleração (*Bremsstrahlung*) e o choque nuclear [CURRY *et al.*, 1990].

3.3.1. Radiação característica

Na radiação característica, o elétron acelerado do cátodo colide com um elétron da camada interna do átomo de tungstênio no ânodo. Se a energia do elétron incidente for maior que a energia de ligação do elétron da camada interna, ela desloca o elétron, deixando uma “lacuna” na camada interna. Para estabilizar o átomo, um elétron de uma camada externa ocupa essa lacuna e, ao fazê-lo, emite energia na forma de fótons de raios X. A energia desse fóton é específica porque corresponde à diferença entre as energias de ligação das duas camadas envolvidas do átomo [CURRY *et al.*, 1990]. Este tipo de radiação é chamado de “característica” porque a energia dos fótons é única para cada elemento e permite identificar o material alvo (neste caso, o tungstênio). Apesar da geração de raios X com energia definida, a probabilidade de ocorrência da radiação característica é relativamente baixa se comparada a outros fenômenos [HENDEE; RITENOUR, 2002].

3.3.2. Radiação de freamento (*Bremsstrahlung*)

O fenômeno de desaceleração, também conhecido como *Bremsstrahlung*, ocorre quando o elétron se aproxima do núcleo do átomo de tungstênio. Devido à carga positiva do núcleo, a trajetória do elétron é desviada, resultando na desaceleração e na emissão de um fóton de raios X. A energia dos raios X emitidos depende do ângulo de deflexão e da proximidade do elétron ao núcleo: quanto maior a deflexão e quanto mais próximo o elétron estiver do núcleo, mais energética será a radiação. No entanto, colisões diretas com o núcleo são raras porque os átomos têm um grande espaço vazio entre o núcleo e a camada eletrônica [HENDEE; RITENOUR, 2002]. A maioria dos elétrons acaba interagindo com o campo elétrico mais distante do núcleo, criando fótons de baixa energia em uma banda contínua. Este processo é, na prática, a principal fonte de raios X em tubos de raios X médicos, porque ocorre com mais frequência do que a radiação característica [CURRY *et al.*, 1990].

3.3.3. Choque nuclear

O choque nuclear ocorre quando um elétron altamente energético, na faixa de energia de MeV, colide diretamente com o núcleo de um átomo, geralmente de metais pesados como o tungstênio. Essa interação é rara, devido ao tamanho do núcleo em relação ao átomo. Ela resulta na liberação em uma grande quantidade de energia, podendo emitir raios gama [HENDEE; RITENOUR, 2002].

3.3.4. Radiação primária e secundária

A radiação primária consiste nos raios-X emitidos diretamente do tubo em direção ao corpo do paciente. Esse feixe de radiação é o primeiro a atingir o paciente, sem ter sofrido nenhuma interação ou alteração ao longo do caminho. A radiação primária é caracterizada por possuir alta intensidade e uma energia bem definida, sendo fundamental para a formação da imagem radiográfica e influenciando diretamente no contraste e na nitidez da imagem final [HENDEE; RITENOUR, 2002].

Já a radiação secundária, surge após a interação da radiação primária com os tecidos do paciente ou com outros materiais no ambiente. Ao atravessar o corpo, o feixe primário pode sofrer processos de espalhamento ou absorção, o que altera sua trajetória original. Esse tipo de radiação tem menor energia e se propaga de maneira aleatória, espalhando-se em várias direções. Essa dispersão compromete a qualidade da imagem e

é a responsável por depositar dose em quem estiver presente na sala durante o procedimento [HENDEE; RITENOUR, 2002].

3.4. Método Monte Carlo e MCNP

O método de Monte Carlo foi desenvolvido durante a Segunda Guerra Mundial para ajudar com na tomada de decisões. O método faz uso de funções de distribuição de probabilidades para conduzir uma simulação e é amplamente utilizado em diferentes áreas [IBM Cloud Education, 2020; YORIYAZ, 2009]. Uma de suas aplicações ocorre na física médica. Neste caso, são executadas simulações de partículas de radiação interagindo com a matéria. Nessas simulações, considera-se desde a emissão pela fonte, as interações da radiação com a matéria e o “fim” desta partícula, sendo este processo conhecido como “história” e ficando registrado até o fim da simulação e consequente retorno do resultado pedido [YORIYAZ, 2009].

O Monte Carlo N-Particle[®] (MCNP) é um código que foi desenvolvido pelo *Los Alamos National Laboratory (LANL)*, que utiliza o método Monte Carlo para simular as trajetórias de partículas e suas interações com a matéria. Neste código, é possível realizar diferentes cenários com diferentes tipos de partículas, como elétrons, fótons, nêutrons, prótons entre outras [KULESZA *et al.*, 2022].

3.5. Grandezas dosimétricas

3.5.1. Dose absorvida

É a quantidade de energia depositada pela radiação ionizante em um meio, podendo ser órgão ou tecido. A sua unidade de medida pode ser expressa em *Joules* por quilogramas (J/Kg) ou *Gray* (Gy) [ICRP 103, 2007; TAUHATA *et al.*, 2013].

3.5.2. Dose equivalente

A dose equivalente (H_T) mede a radiação em tecidos e órgãos, levando em conta o tipo de radiação e os diferentes efeitos biológicos acarretados por ela. É calculada multiplicando a dose absorvida (D) pelo fator de ponderação da radiação (w_R), que muda dependendo do tipo de radiação. A unidade de medida é o Sievert (Sv) [ICRP 103, 2007; TAUHATA *et al.*, 2013].

3.5.3. Dose efetiva

A dose efetiva (E) avalia o risco estocástico da exposição à radiação de maneira não uniforme, já que cada tecido/órgão tem uma radiosensibilidade diferente e, consequentemente, os riscos de desenvolver câncer também mudam. Ela é calculada

multiplicando a dose equivalente (H_T) pelo fator de ponderação do tecido (w_T). A unidade de medida é Sievert (Sv) [ICRP 103, 2007; TAUHATA *et al.*, 2013].

3.5.4. Kerma

Kerma (*Kinetic Energy Released to Matter*) é uma medida da energia transferida da radiação para a matéria. Ela mede a energia cinética liberada por partículas carregadas em uma determinada massa. Sua unidade é Gray (Gy) [ICRP 103, 2007; TAUHATA *et al.*, 2013].

3.5.5. Produto Kerma-Área

Produto Kerma-Área ou PKA é uma forma de monitorar a dose de radiação em estudos radiográficos e fluoroscópicos. Ele funciona como um parâmetro de quanta radiação foi recebida durante um exame. O PKA é medido por uma câmara de ionização posicionada na saída do feixe de raios X. A unidade de medida é dada por $Gy \times cm^2$ [ICRP 103, 2007; TAUHATA *et al.*, 2013].

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Software de modelagem tridimensional *Blender*

O Blender é um software gratuito utilizado para modelagem 3D, animação, renderização e efeitos visuais. Foi desenvolvido pelo estúdio de animação *NeoGeo* e, para o MCNP, o software é utilizado para a criação de modelos tridimensionais detalhados que podem ser utilizados em simulações de transporte de partículas. A capacidade do *Blender* de gerar geometrias complexas facilita a representação detalhada de ambientes e materiais, permitindo simulações mais realistas e eficazes [BLENDER, 2022].

4.2. Objetos simuladores antropomórficos virtuais do tipo malha

Os simuladores antropomórficos são estruturas virtuais que simulam o corpo humano de forma anatômica. Para esse trabalho, foram utilizados objetos simuladores do tipo malha pediátricos e adultos provenientes da Comissão Internacional de Proteção Radiológica, mostrados na Figura 3 [ICRP 145, 2020; KIM *et al.*, 2024]. Atualmente, eles são os melhores para simulação no MCNP, pois possuem maior resolução e detalhes, sendo notável principalmente em estruturas menores, como o cristalino dos olhos e no acabamento das demais estruturas [ICRP 145, 2020; HETRICK *et al.* 2023].

A Tabela 1 contém as informações dos objetos simuladores antropomórficos virtuais utilizados neste trabalho.

Tabela 1. Características dos objetos simuladores utilizados neste trabalho.

Objeto simulador antropomórfico virtual	Altura em pé(cm)		Massa corporal(kg)	
	Masculino	Feminino	Masculino	Feminino
Adulto	176,00	163,00	73,00	60,00
Pediátrico (5 anos)	---	109,00	---	19,00

Fonte: Autoria própria (2025).

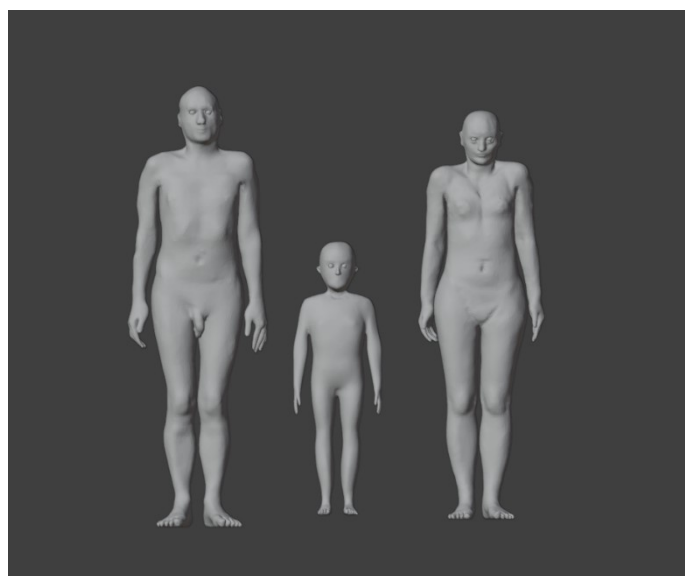


Figura 3. Objetos antropomórficos virtuais. Fonte: ICRP 145 (2020) e KIM *et al.* (2024).

4.3. Criação do cenário de exposição

O cenário de exposição consistia em um aparelho de raio X baseado no modelo Multix B da Siemens e contendo o equipamento em si juntamente com a mesa radiográfica [SIEMENS, 2024]. O equipamento modelado pode ser visualizado na Figura 4. Além disso, foi posicionado um objeto simulador pediátrico feminino de 5 anos deitado na mesa e um objeto simulador adulto ao lado da mesa, em uma distância de 40 cm do tórax do paciente, representando uma situação real onde o paciente precisa ser segurado pelo acompanhante.

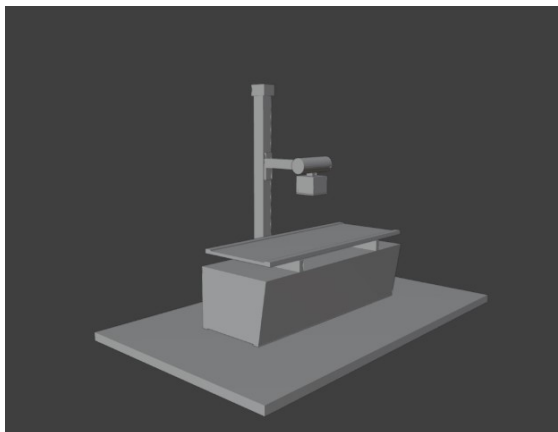


Figura 4. Modelagem 3D de um aparelho de raio X baseado no modelo Multix B da Siemens. **Fonte:** Autoria própria.

Com essa configuração, foram criados quatro cenários: manteve-se a criança na mesma posição, mudou-se o gênero do adulto e foram acrescentados os EPIs. Assim, no cenário 1, foi colocado o objeto simulador antropomórfico virtual masculino não utilizando os EPIs, enquanto no cenário 2, acrescenta-se os mesmos. Isso é repetido para os cenários 3 e 4, mas agora com o objeto simulador antropomórfico virtual feminino. Todos os cenários simulados estão representados na Figura 5. Os EPIs foram modelados com uma espessura padrão de 0,5 mm de chumbo [LAKHWANI *et al.*, 2019].

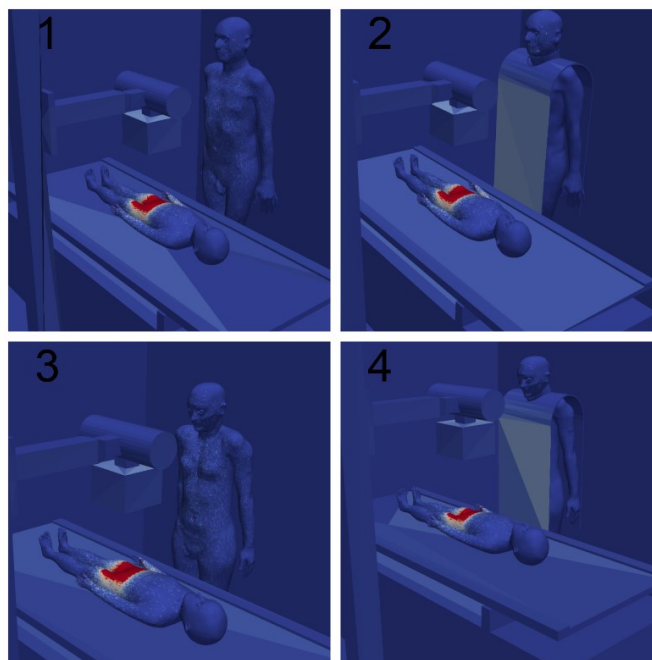


Figura 5. Cenários de um procedimento de cistourografia miccional. **Fonte:** Software ParaView 5.13.1 [KULESZA *et al.*, (2021)].

4.4. Conversão do cenário para linguagem do MCNP

Com o cenário montado e cada estrutura devidamente nomeada e salvos em *.obj*, foi necessária a criação de uma lista de materiais em formato *.txt* para cada cenário. Cada lista continha a densidade do material e sua respectiva composição química. Uma parte dessa lista foi criada com a ajuda do *Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling*. Já a outra parte, referente aos objetos simuladores, foi feita com dados disponibilizados pela própria ICRP 145 [ICRP 145, 2020; MCCONN *et al.*, 2011].

Com estas informações, foi necessário traduzir esses dados para a linguagem do MCNP6.3 e, para isso, foi utilizado um código chamado POLY2TET. Este código une o arquivo *.obj* com o *.txt*, produzindo um arquivo com as informações da simulação [HAN *et al.* 2020].

4.5. Definição da fonte e espectro de raios X

Para o posicionamento da fonte e a definição do seu tamanho, algumas informações são imprescindíveis, como tipo de energia, tamanho do campo, distância foco-pele, projeção do exame e a energia utilizada durante o exame, que seria o espectro de raios X. Para o presente trabalho, as informações necessárias foram retiradas do artigo publicado por Ward *et al.* [WARD *et al.*, 2008] como mostrado da Tabela 2 a seguir.

Tabela 2. Parâmetros utilizados na simulação.

Parâmetros	Valores
Tamanho de campo	14 cm x 14 cm
Distância foco-pele	51 cm
Tensão do tubo	70 kV
Projeção	Ântero-posterior (AP)

Fonte: Autoria própria (2025).

A criação do espectro foi realizada a partir do software *SpekCalc* [POLUDNIEWSKI, 2009]. Algumas informações como material do anodo, angulação e filtração foram retiradas do manual do usuário Multix B da Siemens como mostrado na Tabela 3 [SIEMENS, 2019].

Tabela 3. Características do espectro de raios X utilizados neste trabalho.

Parâmetros	Referência
Material do anodo	Tungstênio
Angulação	12°
Filtração	1,5 mmAl

Fonte: Autoria própria (2025).

Os dados prontos foram então devidamente passados ao cartão SDEF, local onde se define a fonte e suas propriedades. O MCNP tem um modelo específico para se colocar as informações [KULESZA *et al.*, 2022], o qual, para o presente trabalho ficou da seguinte maneira:

PAR: é o tipo de partícula utilizada. No trabalho aqui proposto são fótons.

ERG: é a energia do sistema. No presente caso, temos um espectro de raios X de energia 70 kV, obtido por meio do *SpekCalc*.

XYZ: é o tamanho e posicionamento da fonte referentes as coordenadas x , y e z respectivamente, que foram definidos pelo tamanho do campo e a distância foco-pele mencionados anteriormente.

VEC: define qual a direção das partículas. Por padrão, o MCNP gera partículas para todas as direções, mas como o interesse para esse trabalho é a radiação que chega no paciente e depois é espalhada para o acompanhante, foi definido que as partículas vão da direção do equipamento para a pelve do objeto simulador antropomórfico virtual infantil.

4.6. Simulação e análise dos resultados obtidos

Além das informações anteriores, foi necessário para rodar a simulação, informar a quantidade de partículas a serem geradas pela fonte. Logo, para esse trabalho, foram escolhidas $1E9$ partículas. De fato, uma tal escolha permite reduzir o erro estatístico [KULESZA *et al.*, 2022]. Ademais, é preciso escolher o tipo de informação que o sistema vai registrar e devolver ao final da simulação, conhecido como *tally*. Neste caso, foi utilizado o *tally +F6*, que retorna a energia depositada por todas as partículas em uma massa, sendo a unidade MeV/g/*souce-particle*.

Após o término da simulação, foi calculada a dose equivalente por meio da equação 2.

$$H_T = \sum_R \frac{D_{T,R} \cdot w_R}{PKA_{sim}} \times PKA_{exp} \quad (2)$$

O PKA experimental (PKA_{exp}) é uma forma de trazer para o mundo real a simulação. O valor de $2,92E3 \text{ mGy} \cdot \text{cm}^2$ foi obtido a partir do estudo publicado por *Siriwiladluk et al* [SIRIWILADLUK *et al.*, 2015]. O PKA simulado (PKA_{sim}) foi calculado da seguinte forma: um paralelepípedo foi posicionado na saída de um tubo com raio X, onde a área do paralelepípedo era de 400 cm^2 . A energia recebida por esse paralelepípedo, obtida através do *tally* +F6, foi de $1,18E-5 \text{ MeV/g/source} - \text{particle}$. Multiplicando esses valores de área e energia obtemos $4,72E-3 \text{ MeV} \cdot \text{cm}^2/\text{g/source} - \text{particle}$.

O $D_{T,R}$ é referente a dose que cada estrutura recebeu e é dada pelo *tally* +F6. O w_R é o fator de ponderação da radiação, que para fótons é 1 como mostra a ICRP 103 [ICRP 103, 2007].

Com a dose equivalente de cada órgão foi calculada a dose efetiva, por meio da equação 3.

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (3)$$

em que w_T é o fator de ponderação tecidual obtido na ICRP 103 [ICRP 103, 2007].

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Após calcular as doses equivalentes e efetivas, montou-se a Tabela 4, referente ao objeto simulador adulto representando o acompanhante.

Tabela 4. Valores de doses equivalente e efetiva para os objetos simuladores antropomórficos virtuais masculino e feminino. Os erros percentuais associados a cada medida estão entre parênteses.

Órgãos	H_T (mSv) - Masculino		H_T (mSv) - Feminino	
	Sem EPI	Com EPI	Sem EPI	Com EPI
Medula óssea vermelha	2,11E-2 (1,25)	2,71E-3 (9,94)	3,56E-2 (0,99)	4,63E-3 (8,65)
Cólon	9,60E-3 (0,23)	1,25E-4 (2,22)	1,52E-2 (0,19)	8,16E-5 (2,50)
Pulmões	2,21E-3 (0,28)	2,16E-5 (2,76)	4,35E-3 (0,23)	3,04E-5 (2,65)
Estômago	6,14E-3 (0,40)	9,99E-5 (3,14)	1,07E-2 (0,32)	3,10E-5 (5,85)

Mamas	1,61E-2 (0,65)	5,95E-5 (10,89)	1,66E-2 (0,14)	3,29E-5 (3,33)
Tecidos restantes*	5,37E-3 (0,12)	2,10E-4 (0,91)	6,62E-3 (0,11)	2,02E-4 (1,24)
Gônadas	3,34E-3 (1,84)	1,60E-5 (27,59)	3,69E-3 (2,05)	3,50E-5 (22,48)
Bexiga urinária	4,41E-3 (2,03)	2,72E-5 (25,24)	6,42E-3 (1,88)	2,91E-5 (26,53)
Esôfago	1,99E-3 (1,35)	2,81E-5 (11,02)	3,10E-3 (1,19)	5,33E-5 (9,23)
Fígado	4,66E-3 (0,14)	4,65E-5 (1,37)	8,64E-3 (0,12)	3,68E-5 (1,73)
Tireoide	5,59E-3 (1,20)	5,41E-5 (12,17)	1,21E-2 (0,89)	1,56E-4 (7,75)
Superfície óssea	3,41E-3 (0,19)	5,26E-4 (1,00)	4,54E-3 (0,20)	9,95E-4 (0,99)
Cérebro	3,93E-4 (0,62)	3,15E-4 (0,69)	1,14E-3 (0,38)	1,06E-3 (0,39)
Glândulas salivares	6,96E-3 (0,55)	2,17E-3 (1,01)	8,00E-3 (0,57)	3,56E-3 (0,87)
Pele	8,68E-3 (0,43)	1,13E-3 (1,17)	9,53E-3 (0,44)	1,59E-3 (1,07)
E(mSv)	8,39E-3 (0,26)	4,36E-4 (3,13)	1,24E-2 (0,23)	6,86E-4 (2,56)

Fonte: Autoria própria (2025).

*Tecidos restantes estão listados na ICRP 103, são eles: Adrenais, região extratorácica (ET), vesícula biliar, coração, rins, linfonodos, músculo, mucosa oral, pâncreas, próstata, intestino delgado, baço, timo, útero/cérvix.

Um ponto a ser destacado observando-se a Tabela 4 é que a dose recebida pelo acompanhante nesse exame é baixa independente do uso de EPI. No entanto, analisando a tabela, é possível perceber que estruturas que estão atrás desta proteção, como pulmão, mamas, gônadas, fígado, tireoide, por exemplo, tiveram uma diminuição nos valores de doses considerável, de até 100 vezes. Já estruturas como cérebro e glândulas salivares, que estão fora dessa proteção, tiveram uma pequena redução nos valores de doses. Além disso, comparando os valores de doses efetivas para o homem e para a mulher, percebe-se uma queda de 94,80% e 94,47% respectivamente, quando os EPIs foram utilizados. Este resultado era esperado, como mostra o estudo de Cheon *et al.* [CHEON, 2018], que conclui que os EPI são essenciais para a proteção radiológica, reduzindo 90% da dose de radiação durante procedimentos clínicos, especialmente em procedimentos de diagnóstico por imagem de baixa energia. Deste modo, comprova-se a eficácia dos EPIs e a importância da sua utilização durante a realização do exame.

Outro ponto que se pode notar se refere ao fato de que os valores de doses foram maiores para o objeto simulador feminino. Isso pode ser justificado pela anatomia

estrutural do objeto simulador, uma vez que a menor estatura do objeto simulador feminino tem como consequência a menor quantidade de massa onde a radiação possa ser distribuída.

Além disso, foi montada a Tabela 5 com a dose equivalente e efetiva para a criança submetida ao procedimento.

Tabela 5. Valores de doses equivalente e efetiva para o objeto antropomórfico virtual pediátrico. Os erros percentuais associados a cada medida estão entre parênteses.

Órgão	H_T (mSv)
Medula óssea vermelha	4,69 (1,50)
Cólon	1,96 (0,04)
Pulmões	1,04E-2 (0,25)
Estômago	7,16E-2 (0,21)
Mamas	7,73E-3 (2,44)
Tecidos restantes*	1,69 (0,07)
Gônadas	4,42 (0,14)
Bexiga urinária	1,39E-1 (0,71)
Esôfago	1,02E-2 (1,25)
Fígado	5,76E-2 (0,07)
Tireoide	3,01E-3 (4,06)
Superfície óssea	9,40E-1 (0,17)
Cérebro	9,44E-4 (0,43)
Glândulas salivares	2,25E-3 (1,52)
Pele	7,06E-1 (0,07)
E(mSv)	1,39 (0,39)

Fonte: Autoria própria (2025).

*Tecidos restantes estão listados na ICRP 103, são eles: Adrenais, região extratorácica (ET), vesícula biliar, coração, rins, linfonodos, músculo, mucosa oral, pâncreas, próstata, intestino delgado, baço, timo, útero/cérvix

É possível perceber que os valores de doses mais altos foram para a bexiga urinária, gônadas e colón. Este resultado já era esperado, já que estas estruturas se encontram na região do exame, dentro do feixe primário. O valor de dose efetiva de 1,39 mSv, quando comparado com o estudo de Siriwiladluk *et al.* [SIRIWILADLUK, 2015] – que apresentou um valor de 0,61 mSv – nota-se uma diferença percentual de 56,12%. Contudo, a comparação com outros estudos é complexa, pois não existe um protocolo padronizado para a realização deste exame [FRIMBERGER, 2016]. Outro ponto importante, tratando-se de pacientes pediátricos, é a necessidade de adotar o princípio ALARA de forma a otimizar os parâmetros, buscando sempre minimizar a exposição à radiação sem comprometer a qualidade diagnóstica [FRIMBERGER, 2016].

Além disso, o exame é reconhecidamente invasivo, especialmente para pacientes pediátricos, o que pode causar um desconforto significativo. Uma abordagem para minimizar esse desconforto e reduzir a exposição à radiação espalhada para o acompanhante, seria a sedação da criança durante o procedimento como comentado no estudo de Johnin *et al.* [JOHNIN, 2018]. A sedação não apenas tornaria o exame menos traumático para o paciente, mas também poderia ajudar a evitar movimentos involuntários, reduzindo a necessidade de repetição do exame e, consequentemente, diminuindo a dose total de radiação recebida.

6. CONCLUSÃO

Este trabalho analisou as doses de radiação recebidas por pacientes pediátricos e seus acompanhantes durante exames de cistourografia miccional, utilizando simulação de Monte Carlo. Os resultados indicaram que o uso de EPIs pelo acompanhante, são essenciais para diminuir as doses de radiação recebidas, com uma diminuição significativa nas doses efetivas de 94,80% para o objeto simulador antropomórfico virtual masculino e 94,47% para o objeto simulador antropomórfico virtual feminino.

Além disso, a análise das doses recebidas pelos pacientes reforça a importância de seguir o princípio ALARA, buscando sempre minimizar a exposição à radiação sem comprometer a qualidade diagnóstica. O trabalho também propõe anestesiá-lo o paciente pediátrico, a fim de reduzir o desconforto e minimizar movimentos durante o exame, dispensando o acompanhante para conter a criança e diminuir a chance de refazer o exame.

REFERÊNCIAS

- ARRUDA, W. O. Wilhelm Conrad Röntgen: 100 years of X-rays discovery. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*, v. 54, n. 3, p. 525–531, set. 1996.
- ATTIX, F. H. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2008.
- BLENDER FOUNDATION. Blender. *Uptodown*, 2022.
- BUSHBERG, J. T. *et al.* *The essential physics of medical imaging*. 3. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- CHEON, B. K. *et al.* Radiation safety: a focus on lead aprons and thyroid shields in interventional pain management. *The Korean Journal of Pain*, v. 31, n. 4, p. 244, 2018.
- CURRY, T. S. *et al.* *Christensen's physics of diagnostic radiology*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1990.
- FRIMBERGER, D. *et al.* Establishing a standard protocol for the voiding cystourethrography. *Pediatrics*, v. 138, n. 5, e20162590, 2016.
- HAN, H. *et al.* POLY2TET: a computer program for conversion of computational human phantoms from polygonal mesh to tetrahedral mesh. *Journal of Radiological Protection*, v. 40, n. 4, p. 962-979, set. 2020. DOI: 10.1088/1361-6498/abb360.
- HENDEE, W. R.; RITENOUR, E. R. *Medical imaging physics*. New York: Wiley-Liss, 2002.
- HETRICK, L. *et al.* Practical overview of the ICRP Publication 145 phantoms for use with MCNP. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 199, n. 19, p. 2328–2337, 25 ago. 2023.
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION. The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *ICRP Publication 103*. Ann. ICRP 37 (2-4), 2007.
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION. Adult Mesh-type Reference Computational Phantoms. *ICRP Publication 145. Annals of the ICRP*, v. 49, n. 3, 2020.

JOHNIN, K. *et al.* Pediatric voiding cystourethrography: An essential examination for urologists but a terrible experience for children. *International Journal of Urology*, v. 26, n. 2, p. 160–171, 19 dez. 2018.

KHAN, F. M. *The physics of radiation therapy*. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2010.

KIM, S. *et al.* Pediatric phantom library constructed from ICRP mesh-type reference computational phantoms (MRCPs). *Nuclear Engineering and Technology*, v. 56, n. 8, p. 3210–3223, ago. 2024.

KULESZA, J. A. *et al.* MCNP® Code Version 6.3.0 Theory & User Manual. *Los Alamos National Laboratory Tech. Rep. LA-UR-22-30006, Rev. 1*. Los Alamos, NM, USA, set. 2022.

KULESZA, J. A. *et al.* MCNP Unstructured Mesh Visualization & Post-processing Techniques. *OSTI OAI (U.S. Department of Energy Office of Scientific Information)*, 2021.

LAKHWANI, O. P. *et al.* Radiation protection and standardization. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, v. 10, n. 4, p. 738–743, jul. 2019.

MCCONN JR, R. J. *et al.* Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling. *Pacific Northwest National Laboratory (PNNL)*, No. PNNL-15870 Rev. 1, mar. 2011.

MCNITT-GRAY, M. F. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. *RadioGraphics*, v. 22, n. 6, p. 1541–1553, nov. 2002.

IBM CLOUD EDUCATION. O que é Simulação de Monte Carlo? *IBM Cloud Education*, 2020. Disponível em: <https://www.ibm.com/br-pt/topics/monte-carlo-simulation>.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. *Física das radiações*. [S.l.]: Oficina de Textos, 2016.

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

PODGORŠAK, E. B. *et al.* *Radiation physics for medical physicists*. [S.l.]: Springer, 2006.

POLUDNIOWSKI, G. SpekCalc: A Program to Calculate Photon Spectra from Tungsten Anode X-Ray Tubes. *Physics in Medicine & Biology*, v. 54, p. 433–438, 2009. DOI: 10.1088/0031-9155/54/19/N01.

ROSE, A.; RAE, W. I. D. Personal Protective Equipment Availability and Utilization Among Interventionalists. *Safety and Health at Work*, out. 2018.

SIEMENS HEALTHCARE DIAGNÓSTICOS LTDA. Aparelho Fixo de Raios-X: Conjunto Radiológico Multix B – Manual do Usuário. São Paulo: Siemens, 2019. Disponível em: https://api.techealth.com.br/doc/produto/430_6036779a100e5.PDF.

SIEMENS HEALTHCARE DIAGNÓSTICOS LTDA. Manual do Usuário. São Paulo: Siemens Healthcare Diagnósticos Ltda., 2024.

SIRIWILADLUK, T.; KRISANACHINDA, A. Radiation dose from voiding cystourethrography (VCUG) examination in children. Disponível em: https://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig_q=RN:45081019.

STRAUSS, K. J. *et al.* The ALARA (as low as reasonably achievable) concept in pediatric interventional and fluoroscopic imaging: striving to keep radiation doses as low as possible during fluoroscopy of pediatric patients—a white paper executive summary. *Pediatric Radiology*, v. 36, n. S2, p. 110–112, 22 jul. 2006.

TAUHATA, L. *et al.* *Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos*. 9. rev. Rio de Janeiro: Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2013.

WARD, V. L. *et al.* Pediatric radiation exposure and effective dose reduction during voiding cystourethrography. *Radiology*, 2008. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18941159/>.

YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em física médica. *Revista Brasileira de Física Médica*, v. 3, n. 1, p. 141–149, 2009.

YU SEUN KIM *et al.* The ABCs of Voiding Cystourethrography. 1 jan. 2020. DOI: 10.3348/jksr.2020.81.1.101.