

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
INSTITUTO DE FÍSICA  
GRADUAÇÃO EM FÍSICA MÉDICA

ENZO DELLA LÍBERA VIEIRA

**Análise de posicionamento de um profissional de braquiterapia de alta taxa de  
dose comparado a um acidente**

UBERLÂNDIA  
2025  
ENZO DELLA LÍBERA VIEIRA

**ANÁLISE DE POSICIONAMENTO DE UM PROFISSIONAL DE  
BRAQUITERAPIA DE ALTA TAXA DE DOSE COMPARADO A UM  
ACIDENTE**

**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. Lucio Pereira Neves**

**UBERLÂNDIA**

**2025**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA**

Instituto de Física

Av. João Naves de Ávila, 2121 - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG, CEP 38400-902  
Telefone: (34) 3239 4181 -**ATA DE DEFESA - GRADUAÇÃO**

|                                                        |                                                                                                                    |                          |                |                       |                |
|--------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------|----------------|-----------------------|----------------|
| Curso de Graduação em:                                 | <b>Física Médica</b>                                                                                               |                          |                |                       |                |
| Defesa de:                                             | <b>Trabalho de Conclusão de Curso - INFIS39029</b>                                                                 |                          |                |                       |                |
| Data:                                                  | <b>18/06/2025</b>                                                                                                  | Hora de início:          | <b>17:00 h</b> | Hora de encerramento: | <b>17:40 h</b> |
| Matrícula do Discente:                                 | <b>12011FMD010</b>                                                                                                 |                          |                |                       |                |
| Nome do Discente:                                      | <b>Enzo Della Libera Vieira</b>                                                                                    |                          |                |                       |                |
| Título do Trabalho:                                    | <b>Análise de posicionamento de um profissional de braquiterapia de alta taxa de dose comparado a um acidente.</b> |                          |                |                       |                |
| A carga horária curricular foi cumprida integralmente? |                                                                                                                    | ( <b>X</b> ) Sim ( ) Não |                |                       |                |

Reuniu-se no Anfiteatro do Bloco 1X, no Campus Santa Mônica, da Universidade Federal de Uberlândia, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Curso de Graduação em Física Médica, assim composta: Dr. Lucio Pereira Neves - INFIS/UFU - orientador do candidato; Mestre Antônio Ariza Gonçalves Júnior e o Sr. Arthur de Souza Borges Zuchetti Alves - INCA/RJ.

Iniciando os trabalhos, o presidente da mesa, Dr. Lucio Pereira Neves, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato, agradeceu a presença do público, e concedeu ao discente a palavra, para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do curso.

A seguir o(a) senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

Aprovado Nota: 100

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Lucio Pereira Neves, Professor(a) do Magistério Superior**, em 18/06/2025, às 19:35, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Arthur de Souza Borges Zuchetti Alves, Usuário Externo**, em 18/06/2025, às 19:46, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Antonio Ariza Gonçalves Junior, Professor(a) do Magistério Superior**, em 19/06/2025, às 13:34, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site [https://www.sei.ufu.br/sei/controlador\\_externo.php?acao=documento\\_conferir&id\\_orgao\\_acesso\\_externo=0](https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0), informando o código verificador **6440852** e o código CRC **64DB5269**.

**Referência:** Processo nº 23117.038681/2025-33

SEI nº 6440852

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente aos meus familiares, Maria Raquel Prado Della Líbera Vieira, Cleanto Santos Vieira e Flávia Della Líbera Vieira, pelo apoio ao longo de todo o curso e vida.

Agradeço os meus amigos da graduação, Alessa Maschio, Kalinda Moura, Arthur Zuchetti e em especial Felipe Beraldo, que esteve comigo em diversos momentos felizes e tristes ao longo de toda a graduação, e sempre me ajudando da forma que podia, incluindo no projeto deste trabalho. Sou eternamente grato pela ajuda.

Agradeço também aos meus colegas de equipe, Murilo Lellis, Vinícius Henrique e Lucas Perão, pelos momentos de descontração e de apoio fora da UFU. Sou muito grato por cada riso ao lado de vocês.

Agradeço aos meus treinadores Hugo Leonardo e Leonardo Levy, que graças a vocês consegui compreender muito o peso e a responsabilidade de gerir um time e a saber me comunicar melhor. Sou grato pelas oportunidades.

Agradeço ao grupo e Laboratório de Instrumentação e Dosimetria (LInDa), que sempre com os seus recursos proporcionou uma graduação completa a mim e aos meus colegas.

Agradeço à FAPEMIG, pela bolsa em Iniciação Científica e ao apoio que isso gerou à minha graduação.

Por fim agradeço ao meu orientador de toda a graduação Prof. Dr. Lucio Pereira Neves, que desde o primeiro dia de aula, me acolheu juntamente com a Profa. Dr. Ana Paula Perini, ao grupo do LInDa, que graças a isso foi possível que muitas oportunidades chegassem a mim durante a graduação. Serei eternamente grato por este acolhimento dentro da instituição.

À Universidade Federal de Uberlândia e ao CNPq, pelo apoio financeiro para realização deste trabalho de pesquisa. À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais,

e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, pelos projetos que contribuíram para o desenvolvimento do trabalho: FAPEMIG - APQ-02934-15, FAPEMIG - APQ03049-15, CNPq-421603/2016-0, CNPq-420699/2016-3, CNPq-14520/2020-1, CNPq-312160/2023-2 e CNPq-312124/2021-0. Este trabalho faz parte do Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia –Instrumentação Nuclear e Aplicações na Indústria e Saúde (INCT.INAIS), projeto CNPq 406303/2022-3.

*“Fazer-se invencível significa conhecer a si mesmo”*

Sun tzu (A Arte da Guerra)

## RESUMO

A braquiterapia de alta taxa de dose (HDR) é um procedimento onde a fonte radioativa fica posicionada próxima à superfície tumoral ou então dentro do paciente durante o tratamento realizado. Para esses tratamentos a fonte mais utilizada é a de Ir-192. Durante esse tipo de técnica, é possível que ocorra algum problema durante o seguimento dele, e assim acarrete algum acidente, como foi o caso que ocorreu no Japão em 2014. Este acidente ocorreu durante o tratamento de colo de útero, em que não foi possível recolher a fonte de forma correta. O profissional do local entrou na sala para fazer o recolhimento manual da fonte, ficando exposto a radiação emitida pela fonte. Este trabalho utilizou o método de Monte Carlo para realizar simulações com objetos antropomórficos do tipo malha e uma construção da sala do tratamento feita no software Blender, para obter valores sobre a quantidade de dose depositada sobre o profissional e comparar os resultados com o artigo do acidente analisado. No artigo foi dito que após as medições obtidas pelo hospital a dose do profissional ficou em torno de 0,1 mSv, enquanto a obtida neste trabalho foi de 4,33 mSv. Na simulação não foi considerado que a fonte estava dentro do paciente, apenas exposta na área, o que acarretou nas diferenças de valores. Além disso, os resultados foram comparados com a diretriz da CNEN 3.01, para identificar os limites de dose do profissional.

**Palavras-chave:** braquiterapia; acidente radiológico; Ir-192; Monte Carlo; objeto antropomórfico do tipo malha; CNEN 3.01.

## **ABSTRACT**

High dose rate (HDR) brachytherapy is a procedure where the radioactive source is positioned close to the tumor surface or inside the patient during the treatment. The most used source for these treatments is Ir-192. During this type of technique, it is possible for a problem to occur during follow-up, and thus lead to an accident, as was the case in Japan in 2014. This accident occurred during cervical cancer treatment, when it was not possible to collect the source correctly. The on-site professional entered the room to collect the source manually and was exposed to the radiation emitted by the source. This work used the Monte Carlo method to carry out simulations with anthropomorphic mesh objects and a construction of the treatment room made in Blender software, to obtain values for dose deposited on the professional and compare the results with the accident article analyzed. The article stated that after the measurements taken by the hospital, the professional's dose was around 0.1 mSv, while the dose obtained in this study was 4.33 mSv. The simulation did not consider the fact that the source was inside the patient, only exposed in the area, which led to the differences in values. In addition, the results were compared with CNEN guideline 3.01 in order to identify the professional's dose limits.

**Keywords:** brachytherapy; radiological accident; Ir-192; Monte Carlo; mesh-type anthropomorphic phantom; CNEN 3.01.

## SUMÁRIO

|                                                       |    |
|-------------------------------------------------------|----|
| <b>1-Introdução:</b> .....                            | 11 |
| <b>2- Objetivos</b> .....                             | 12 |
| 2.1-Objetivo Geral .....                              | 12 |
| 2.2-Objetivos Específicos .....                       | 12 |
| <b>3- Fundamentação Teórica</b> .....                 | 13 |
| 3.1-Radioterapia .....                                | 13 |
| 3.2- Irídio 192 .....                                 | 13 |
| 3.2.1-Modelo de fonte. ....                           | 14 |
| 3.3-Interação da radiação com a matéria: .....        | 15 |
| 3.3.1-Radiação .....                                  | 15 |
| 3.4-Grandezas Dosimétricas .....                      | 16 |
| 3.4.1Dose Absorvida .....                             | 16 |
| 3.4.2-Dose Equivalente.....                           | 16 |
| 3.4.3-Dose Efetiva .....                              | 17 |
| 3.5-Acidentes Radiológicos.....                       | 18 |
| 3.6-O acidente.....                                   | 18 |
| <b>4-Materiais e Métodos</b> .....                    | 22 |
| 4.1-Objetos simuladores antropomórficos virtuais..... | 22 |
| 4.2-Utilização do software Blender .....              | 24 |
| 4.3-Código MCNP6.....                                 | 25 |
| 4.4-POLY2TET .....                                    | 26 |
| <b>5-Resultados e Discussões</b> .....                | 27 |
| <b>6-Conclusões</b> .....                             | 31 |

## LISTA DE TABELAS

|                                                                                |    |
|--------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabela 1: Irídio-192 .....                                                     | 13 |
| Tabela 2: Energia depositada nos tecidos do corpo pelo tally +F6 .....         | 27 |
| Tabela 3 Taxa de Dose absorvida/equivalente para cada órgão (Gy/s e Sv/s)..... | 28 |
| Tabela 4: Taxa de Dose Efetiva (mSv/s).....                                    | 29 |

## LISTA DE FIGURAS

|                                                                                                                                                                                                            |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 1: Decaimento de emissão gama do Ir-192 .....                                                                                                                                                       | 14 |
| Figura 2: Dimensões da fonte de Irídio-192 Fonte: Thanh et al. (2014) .....                                                                                                                                | 15 |
| Figura 3: Fator de ponderação para cada tipo de energia (CNEN NN 3.01, 2024; ICRP, 2007) .....                                                                                                             | 17 |
| Figura 4: Fatores de ponderação para cada tecido do corpo (CNEN NN 3.01, 2024; ICRP, 2007) .....                                                                                                           | 17 |
| Figura 5: Sistema de recolhimento da fonte, mostrando as engrenagens e o parafuso solto (Kumagai et al, 2020) .....                                                                                        | 19 |
| Figura 6: Em A é a imagem da engrenagem de recolhimento da fonte, mostrando o abrasamento que o parafuso afrouxado fez no sistema. Em B, é possível observar melhor o trajeto (Kumagai et al., 2020) ..... | 20 |
| Figura 7: Mapeamento da sala, com a distribuição de taxa de dose da fonte de Ir-192 na sala do tratamento, em diferentes pontos de vista, no código PENELOPE 2006 (Kumagai et al., 2020) .....             | 21 |
| Figura 8: Objeto simulador antropomórfico de referência do tipo malha masculino (ICRP 145, 2020) .....                                                                                                     | 23 |
| Figura 9: Objeto simulador antropomórfico de referência do tipo malha masculino inserido no cenário de exposição criados no Blender (O Autor, 2025) .....                                                  | 24 |
| Figura 10: Modelo da fonte criado no Blender (O autor, 2025) .....                                                                                                                                         | 25 |
| Figura 11: Visão lateral da deposição de energia tally+F6 (O autor, 2025) .....                                                                                                                            | 29 |
| Figura 12: Visão superior da deposição de energia tally+F6 (O autor, 2025) .....                                                                                                                           | 30 |

## 1-Introdução:

No âmbito da radioterapia, existem diversas técnicas para o tratamento e controle de tumores ou outros tipos de células cancerígenas. Um exemplo é a braquiterapia, método onde a fonte radioativa é colocada dentro ou próxima ao paciente, na sua área tumoral, emitindo taxas de dose de 0,4 a 2,0 Gy/h até acima de 12 Gy/h para o paciente, sendo a segunda em alta taxa dose (HDR) e a primeira baixa taxa dose (LDR) (Podgorsak, 2006; Khan, 2010). O método mais utilizado no Brasil atualmente é o HDR, já que, como a tecnologia avançou, notou-se que, com uma quantidade maior de dose sendo emitida num curto intervalo de tempo, os resultados serão os mesmos, também os seus efeitos biológicos (Esteves et al., 2004).

No entanto, assim como em qualquer ambiente profissional ou hospitalar, a ocorrência de incidentes é uma possibilidade, gerando riscos tanto para a instituição (como hospitais), quanto para o paciente afetado ou para o profissional encarregado de lidar com a situação. No âmbito da radioterapia, os acidentes mais comuns são devido à erros de cálculos de dose, tempo de exposição, erro de delimitação do tumor na região a ser tratada, erro na identificação do paciente, entre outros (Fagundes et al., 2018).

Kumagai et al. (2020) relatou um acidente ocorrido no Japão em 25 de Abril de 2014, envolvendo o funcionamento do robô (microSelectron HDR v2) em um tratamento rotineiro de braquiterapia, após o seguimento normal de tratamentos e os controles de qualidade diários do equipamento sendo devidamente realizados, a fonte de Ir-192 ficou presa no canal de inserção no meio do tratamento, devido a um parafuso frouxo que desgastou a engrenagem de recolhimento da fonte, travando-a. Com isso, o técnico em radioterapia presente no local precisou entrar e fazer o recolhimento manual da fonte, que fez com que ele recebesse uma dose abaixo de 0,1 mSv (Kumagai et al., 2020).

Para a compreensão desse acidente, o presente trabalho realizou simulações computacionais com a utilização do código MCNP 6.3 (Kulesza et al., 2022), para compreender tridimensionalmente e quantitativamente tanto a dose na sala quanto a dose absorvida pelo Indivíduo Ocupacionalmente Exposto (IOE) no caso do acidente, simulando um cenário semelhante como o descrito por Kumagai et al. (2020).

## 2- Objetivos

### 2.1-Objetivo Geral

O presente trabalho, tem por objetivo geral analisar as doses recebidas pelo profissional da área no caso do acidente de 2014 no Japão, a partir de simulações com o método de Monte Carlo.

### 2.2-Objetivos Específicos

- Pesquisar e compreender a literatura sobre o caso do acidente no Japão em 2014;
- Modelar computacionalmente o cenário de exposição, juntamente com a fonte radioativa;
- Importar o objeto simulador antropomórfico de referência do tipo malha masculino da ICRP 145 (Kim et al., 2020), a partir do software Blender;
- Transformar as malhas poligonais do software em malhas tetraédricas, por meio do código POLY2TET (Han et al., 2020);
- Realizar as simulações no código do MCNP6.3 (Kulesza et al., 2022);
- Avaliar os resultados obtidos por meio do *tally +F6*;
- Discutir os resultados da exposição ocupacional do profissional no ambiente de recolhimento da fonte radioativa.

### 3- Fundamentação Teórica

#### 3.1-Radioterapia

A radioterapia é um método clínico utilizado para tratar tumores e cânceres, por meio do uso de radiações ionizantes (Podgoršak, 2006). Este tipo de tratamento pode ser classificado entre braquiterapia e teleterapia. Para a primeira, o tratamento utiliza de uma fonte radioativa selada, e que posteriormente é inserida no paciente (Khan, 2010), para que durante o período completo, todo o corpo tumoral seja irradiado (Sonke, Aznar e Rasch, 2019).

Além disso, para a braquiterapia, com o avanço dos tipos de tratamento, o uso da HDR (*High Dose Rate-brachytherapy*), se torna cada dia mais comum, já que, os efeitos biológicos são os mesmos ou superiores que em uma de baixa taxa de dose, com um tempo de reparo do tecido de resposta tardia em torno de 1,5h, enquanto a baixa taxa seria de 2,5h (Esteves et al., 2004; Orton, 2001). A fonte mais utilizada nesses tipos de tratamento é a Ir-192 (ICRU, 2013; Khan e Gibbons, 2014), e para estes tipos de tratamento o paciente é irradiado com doses acima 12 Gy/h, ao longo do procedimento ele deve receber entre 20 Gy a 50 Gy, dependendo do tipo de caso analisado (ICRU, 2013).

#### 3.2- Irídio 192

Como dito anteriormente, o Ir-192 é o isótopo mais utilizado para os tratamentos de braquiterapia HDR (ICRU, 2013; Khan e Gibbons, 2014). Na natureza o isótopo mais encontrado do Irídio é o  $^{193}_{77}\text{Ir}$ , sendo um total de 62,7%, e o restante, é o  $^{191}_{77}\text{Ir}$ . Então, para que o Ir-192 seja feito, o Ir-191 é utilizado como material fonte para a produção do primeiro em reatores nucleares (Podgoršak, 2006; Hoppe; Phillips; Roach, 2010).

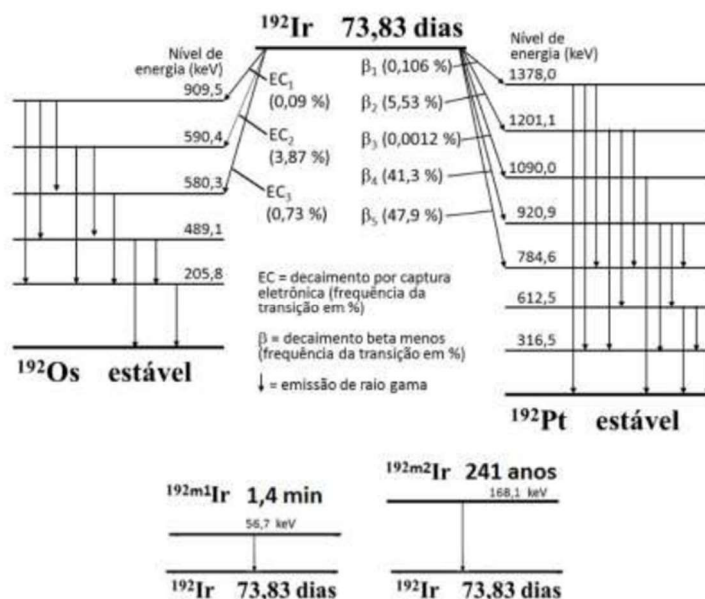
Assim como qualquer outro material radioativo, utilizado como fonte em tratamentos, o Ir-192, possui um espectro de emissão por decaimento, uma meia-vida, e um tipo de emissão de partículas a partir do seu decaimento.

Tabela 1: Irídio-192

| Fonte  | Meia-vida | Atividade inicial da fonte | Partícula emitida no decaimento | Energia média dos raios gama |
|--------|-----------|----------------------------|---------------------------------|------------------------------|
| Ir-192 | 74 dias   | 370 GBq (aprox. 10 Ci)     | $\beta^-$ , e raios gama        | 370 keV                      |

Fonte: O autor (2025), com dados retirados de Rostelato et al. (2008), Thanh et al. (2015) e ICRP (1983)

Figura 1: Decaimento de emissão gama do Ir-192



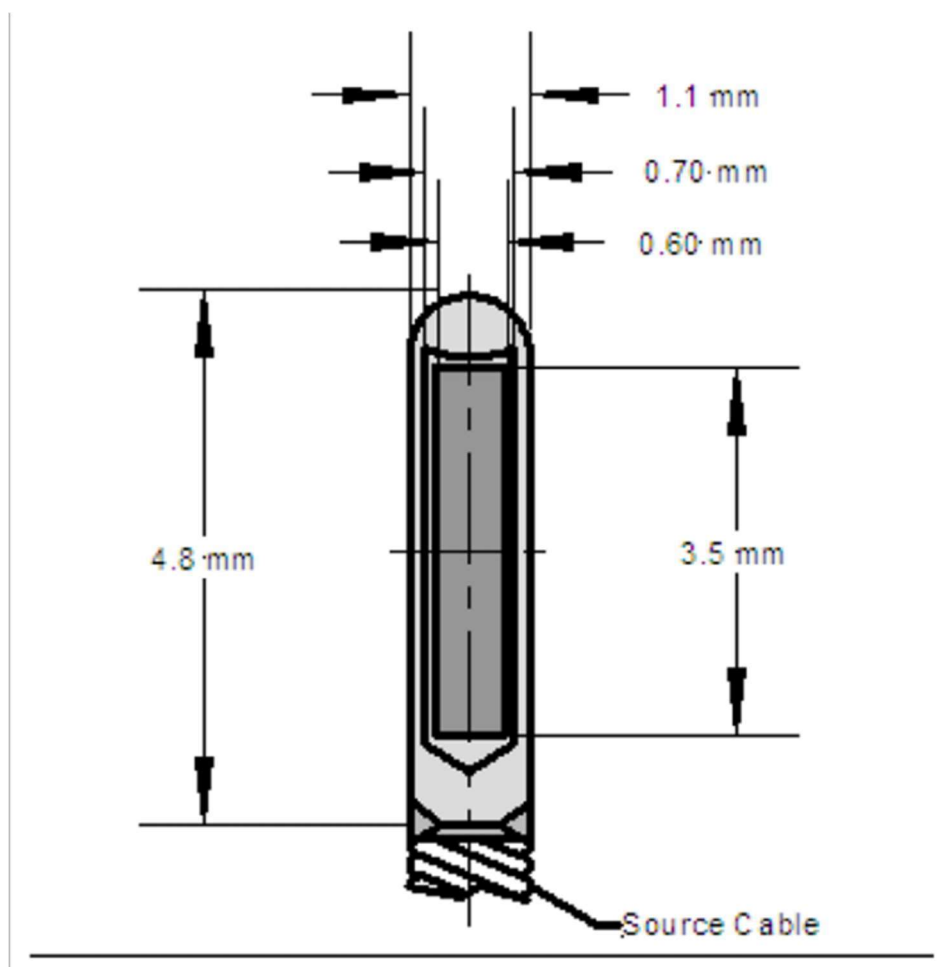
Fonte: ICRP (1983) e Rolindo (2020).

### 3.2.1-Modelo de fonte.

A fonte de Iridio (Ir-192) é a mais comumente utilizada nos tratamentos de braquiterapia de alta taxa de dose (HDR). A aplicabilidade da fonte provém de muitos fatores, entre eles: o seu tempo de meia-vida de 74 dias (ICRP, 1983), o que garante um equilíbrio entre durabilidade e necessidade de reposição, garantindo seu uso nos procedimentos de HDR, onde altas doses devem ser administradas em um curto período. Além disso, outro fator importante é o seu espectro de emissão, onde suas propriedades permitem um melhor planejamento das curvas de isodose, analisadas no tratamento, permitindo um melhor foco nas células tumorais do que nos tecidos vitais.

Outro ponto a ser analisado para a fonte são as suas dimensões, representadas na Figura 2.

Figura 2: Dimensões da fonte de Iridio-192 Fonte: Thanh et al. (2014)



### 3.3-Interação da radiação com a matéria:

#### 3.3.1-Radiação

De acordo com Okuno e Yoshimura (2016), a radiação é um tipo de energia que pode ser emitida por fontes artificiais ou naturais, se propagando em formas de partículas ou em ondas eletromagnéticas.

Além disso, esse tipo de energia é caracterizado em duas formas: ionizante ou não ionizante. Esse tipo de diferença se deve ao fato que, a primeira possui energia suficiente para arrancar elétrons do átomo, assim criando íons e modificando a estrutura atômica dos materiais e tecidos aos quais ela foi irradiada, enquanto a não ionizante não tem toda essa energia e por isso não tem essa capacidade (Attix, 2008). Outro ponto, é que a radiação ionizante pode ser classificada em diretamente e indiretamente ionizante, sendo que o primeiro tipo é composto por: elétrons, pósitrons, prótons e partículas  $\alpha$ ; e o

segundo: nêutrons e raios-X e  $\gamma$ . A diferença entre ambas é que, no caso da diretamente ionizante, ela consegue ionizar o meio sem transferir energia para um elétron, e assim gera novas ionizações. (Podgoršak et al., 2006)

### 3.4-Grandezas Dosimétricas

#### 3.4.1 Dose Absorvida

A dose absorvida corresponde à quantidade de energia transferida pela radiação ionizante a um meio material, como tecidos ou órgãos. Sua unidade de medida é comumente expressa em Gray (Gy), equivalente a 1 Joule por quilograma (J/kg), conforme estabelecido pelas referências (ICRP 103, 2007; Tauhata et al., 2013).

Essa grandeza é aplicável a todos os tipos de radiação ionizante (diretamente ou indiretamente ionizante), independentemente da distribuição espacial da radiação no meio, do tipo de material ou da configuração geométrica da exposição (Attix, 1986).

#### 3.4.2 Dose Equivalente

A dose equivalente ( $H_T$ ) avalia a exposição à radiação em tecidos e órgãos, considerando o tipo de radiação e seus distintos efeitos biológicos (ICRP 103, 2007; Tauhata et al., 2013). Seu cálculo é realizado multiplicando a dose absorvida ( $D$ ) pelo fator de ponderação da radiação ( $w_R$ ), cujo valor varia conforme a natureza da radiação (ex.: partículas alfa, raios gama). A unidade utilizada é o Sievert (Sv), que integra tanto a energia depositada quanto o potencial de dano biológico (ICRP 103, 2007; Tauhata et al., 2013). A  $H_T$  é representada pela equação (1) que a determina, e os fatores de ponderação para cada tipo de energia são mostrados na figura (8).

$$H_T = D_{T,R} w_R \quad (1)$$

| <b>Tipo e faixa de energia*</b>                     | <b>Fator de peso da radiação, <math>w_R</math></b> |
|-----------------------------------------------------|----------------------------------------------------|
| Fótons, todas as energias                           | 1                                                  |
| Elétrons e muons, todas as energias <sup>c</sup>    | 1                                                  |
| Prótons e Pions carregados                          | 2                                                  |
| Partículas alfa, fragmentos de fissão, íons pesados | 20                                                 |
| Neutrons : $E_n < 1 \text{ MeV}$                    | $2,5 + 18,2 \times e^{-[\ln(E_n)]^2/6}$            |
| $1 \text{ MeV} \leq E_n \leq 50 \text{ MeV}$        | $5,0 + 17,0 \times e^{-[\ln(2E_n)]^2/6}$           |
| $E_n > 50 \text{ MeV}$                              | $2,5 + 3,25 \times e^{-[\ln(0,04E_n)]^2/6}$        |

Figura 3: Fator de ponderação para cada tipo de energia (CNEN NN 3.01, 2024; ICRP, 2007)

### 3.4.3-Dose Efetiva

A dose efetiva ( $E$ ) corresponde à soma ponderada das doses equivalentes ( $H_T$ ) em todos os tecidos ou órgãos, multiplicando cada dose pelo fator de ponderação tecidual ( $w_T$ ) associado (ICRP 103, 2007; Tauhata et al., 2013). Essa grandeza é utilizada para definir limites seguros de exposição à radiação em todo o corpo, considerando riscos estocásticos e efeitos hereditários, mesmo em casos de irradiação não uniforme. Isso ocorre porque diferentes tecidos/órgãos possuem sensibilidades distintas à radiação e, portanto, riscos variáveis de desenvolver complicações, permitindo assim a avaliação integrada dos efeitos da radiação em todo o organismo (CNEN NN-3.01, 2024). A  $E$  é representada pela equação (2), e os fatores de ponderação para os tecidos do corpo são representados na figura (9).

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (2)$$

| <b>Tecido ou Órgão</b>                                                                  | <b>Número de tecidos</b> | <b><math>w_T</math><br/>(Valor para cada órgão)</b> | <b>Contribuição Total</b> |
|-----------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------|-----------------------------------------------------|---------------------------|
| Gonadas <sup>1</sup>                                                                    | 1                        | 0,08                                                | 0,08                      |
| Pulmão, Estômago Colon <sup>2</sup> ,<br>Medula Óssea e Mama,<br>Restantes <sup>3</sup> | 6                        | 0,12                                                | 0,72                      |
| Tireoide, Esôfago, Bexiga e Fígado                                                      | 4                        | 0,04                                                | 0,16                      |
| Superfície óssea, pele, cérebro,<br>glândulas salivares                                 | 4                        | 0,01                                                | 0,04                      |

Fonte: ICRP, Publicação nº103 (2007)

1. O  $w_T$  para gônadas é aplicado à média das doses nos testículos e ovários.
2. A dose para o cólon é considerada a média ponderada da massa de doses ULI e LLI, como na formulação da Publicação 60.
3. Os tecidos restantes são: supra-renais, tecido extratorácico (ET), vesícula biliar, coração, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, próstata (p/homens), intestino delgado, baço, timo, útero / colo do útero (p/mulheres).

Figura 4: Fatores de ponderação para cada tecido do corpo (CNEN NN 3.01, 2024; ICRP, 2007)

### 3.5-Acidentes Radiológicos

Novotny (1997) ressalta que os acidentes em braquiterapia estão frequentemente ligados a uma combinação de fatores técnicos, operacionais e humanos. Entre as principais causas estão o uso de fontes com atividade radioativa inadequada, procedimentos incorretos para fixação das fontes no aplicador e erros no cálculo das doses terapêuticas. Além disso, falhas na inserção de dados nos sistemas de planejamento, a falta de treinamento adequado da equipe e a definição imprecisa da área a ser tratada contribuem para riscos significativos. O autor também menciona incidentes como a perda acidental de fontes durante o procedimento, mau funcionamento de equipamentos, remoção involuntária das fontes pelo paciente e a ruptura do cabo do aplicador, que pode deixar a fonte retida no organismo. Outro fator crítico é a utilização de um número incorreto de fontes radioativas, o que desequilibra todo o protocolo de tratamento. Somado a isso, a ausência de protocolos de verificação robustos amplifica a probabilidade de erros. Além disso conclui que a maioria desses eventos resulta da interação entre falhas técnicas, deficiências na formação profissional e lacunas nos processos de segurança, reforçando a necessidade de sistemas de controle mais rigorosos nessa área da medicina radioterápica (Novotny, 1997).

### 3.6-O acidente

No Japão no dia 25 de Abril de 2014, no Hospital Universitário de Teikyo, ocorreu um evento onde uma fonte radioativa de Ir-192 ficou presa e não foi recolhida durante o tratamento de braquiterapia para colo de útero.

Na manhã do dia do acidente o técnico em radioterapia do hospital, fez os testes de controle de qualidade, e assim como os outros dias, todos estavam corretos para o seguimento dos tratamentos.

Apenas na tarde quando, mais especificamente às 15:12:07, foi iniciado o tratamento da paciente, onde a inserção e retirada da fonte no primeiro no canal de ovóide foi feita com êxito. Entretanto, às 15:16:13 o acidente aconteceu, durante o recolhimento da fonte após o segundo canal, ela ficou presa e não foi recolhida. Então às 15:16:33 o técnico entrou na sala para recolhê-la manualmente, e às 15:16:49, a fonte foi recolhida por completo e o tratamento foi descontinuado, para que não ocorresse mais problemas.

O tempo de exposição que o paciente e o profissional tiveram, foi estimado em 36 e 16 segundos respectivamente, baseado nas verificações feitas pelo controle do tratamento. Após o acidente, todos os tratamentos de HDR foram descontinuados até que a causa do acidente fosse resolvida e esclarecida.

Para a análise do problema, foram feitos 4 tipos de verificações para saber o que pode ter sido o fator que desencadeou a fonte presa:

1. Foi observada a condição do cabo da fonte, nele tinha-se uma dobra em um ângulo de  $26^\circ$  a 140 mm desde a ponta do cabo.
2. A fonte apresentava uma leve fricção com o tubo de transferência do aparato, entre 1400 e 1800 mm do ponto inicial de transporte.
3. O desempenho do circuito de emergência do dispositivo foi avaliado, e como ele foi utilizado para o recolhimento da fonte.
4. Após desmontar por completo o aparelho, verificou-se que, existia um parafuso solto no tambor do cabo, e que esse parafuso arranhou a engrenagem do tambor.

As verificações 1, 2, e 3 não apresentaram problemas. Consequentemente, verificou-se que a causa do evento foi o abrasamento da engrenagem pelo parafuso solto, que levou ao travamento do recolhimento da fonte. Verificou-se também que o parafuso estava solto há cerca de 3 meses antes da ocorrência.

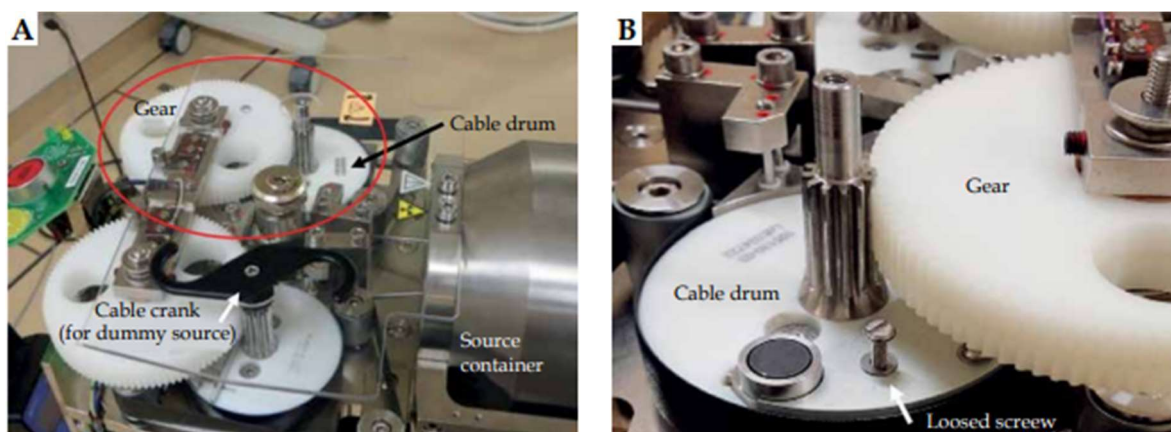


Figura 5: Sistema de recolhimento da fonte, mostrando as engrenagens e o parafuso solto (Kumagai et al, 2020)

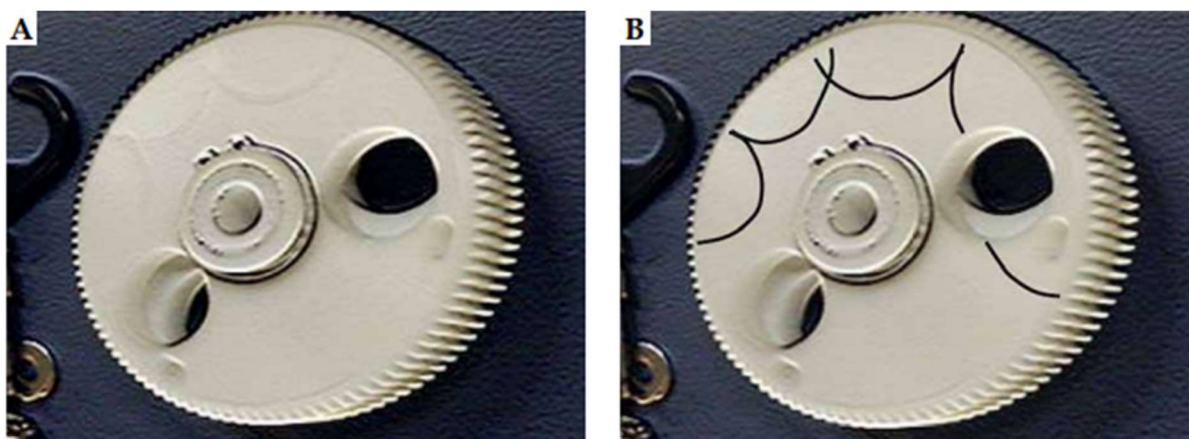


Figura 6: Em A é a imagem da engrenagem de recolhimento da fonte, mostrando o abrasamento que o parafuso afrouxado fez no sistema. Em B, é possível observar melhor o trajeto (Kumagai et al., 2020)

Após a verificação do incidente, com o objetivo de estimar e calcular a dose que o paciente e o profissional foram expostos, foi feita uma simulação utilizando do sistema de estimativa de dose no ar (*Fast Dose Estimation system for Interventional Radiology*) ou FDEIR, desenvolvido por Takata et al. 2018. Este sistema, compreende o uso do método de Monte Carlo, processando as informações em uma unidade de processamento gráfico reduzindo assim o seu tempo de computação, e o uso do pacote PENELOPE 2006.

A geometria computacional do sistema, foi construída utilizando 1.852.000 voxels (1 voxel por  $4 \text{ cm}^3$ ), que representa um valor na grade tridimensional da simulação (um pixel tridimensional / um volume). O concreto da sala e ar foram designados como materiais no desenvolvimento da simulação, com densidades físicas de 2,3 e  $1,2 \times 10^{-3} \text{ g/cm}^3$ , respectivamente. Para o posicionamento da fonte, simularam sua posição hipotética à 1 m de altura do chão da parte central da sala de tratamento, já em questão da paciente, mesa e o equipamento de braquiterapia, foram omitidos dos cálculos. A energia incidente no sistema foi de 350 keV, uma energia média e conhecida para a fonte Ir-192. A energia de corte para os fótons foi definida em 5 keV, e o número de partículas foram definidos em  $1 \times 10^{11}$ , para diminuir as incertezas estatísticas.

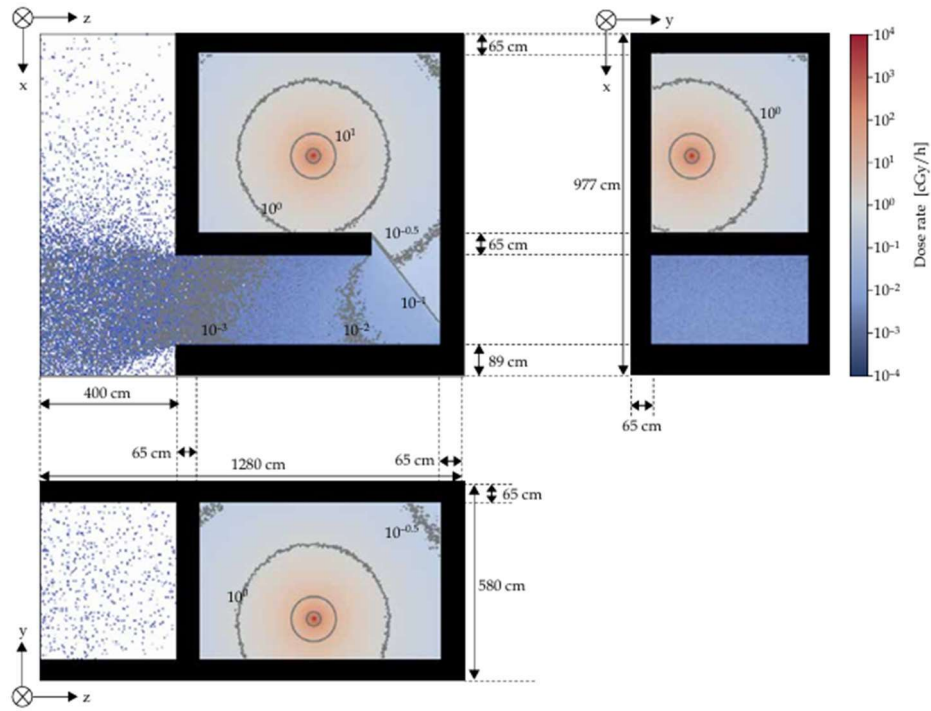


Figura 7: Mapeamento da sala, com a distribuição de taxa de dose da fonte de Ir-192 na sala do tratamento, em diferentes pontos de vista, no código PENELOPE 2006 (Kumagai et al., 2020)

## 4-Materiais e Métodos

### 4.1-Objetos simuladores antropomórficos virtuais

Os objetos simuladores antropomórficos de referência do tipo malha (MRCPs - *Mesh-type Reference Computational Phantoms*) foram introduzidos pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) na Publicação 145 (ICRP 145, 2020). Esses modelos foram elaborados a partir dos *phantoms* do tipo voxel (VRCPs, *Voxel-type Reference Computational Phantoms*), descritos anteriormente na Publicação 110 (ICRP 110, 2009). Os MRCPs representam a evolução mais recente de modelos virtuais antropomórficos, oferecendo representações anatômicas significativamente mais precisas em comparação aos sistemas anteriores. Por exemplo, permitem a simulação de estruturas com espessuras microscópicas, como as camadas da bexiga urinária, em escalas de micrômetros.

Outra vantagem destacada é que, após conversões adequadas (como as abordadas neste estudo), os MRCPs podem ser diretamente aplicados em simulações de Monte Carlo sem a etapa intermediária de voxelização. Esse processo, comum em modelos voxel, impõe restrições relacionadas à resolução espacial, como a dificuldade de representar camadas extremamente finas ou detalhes complexos (Han *et al.*, 2020; ICRP 145, 2020). Assim, os MRCPs não apenas ampliam a precisão anatômica, mas também otimizam a eficiência computacional em estudos de dosimetria e proteção radiológica.

Para o presente trabalho, o objeto simulador antropomórfico de referência do tipo malha masculino foi utilizado para a construção do cenário proposto, sendo esse utilizado para simular computacionalmente o profissional que entrou na sala para realizar o recolhimento da fonte do aparelho de braquiterapia do acidente.



Figura 8: Objeto simulador antropomórfico de referência do tipo malha masculino (ICRP 145, 2020)

#### 4.2-Utilização do software Blender

O Blender Foundation (Blender, 2022) é um software de código aberto e gratuito voltado para modelagem tridimensional, animação, renderização e produção de efeitos visuais. Surgiu inicialmente a partir do estúdio de animação NeoGeo e, no contexto do MCNP (*Monte Carlo N-Particle*) (Kulesza *et al.*, 2022), é empregado na construção de modelos 3D altamente detalhados, essenciais para simulações de transporte de partículas. Sua capacidade de gerar geometrias complexas contribui para a representação fidedigna de ambientes e materiais, possibilitando a realização de simulações mais precisas e eficientes. Essa versatilidade o torna uma ferramenta valiosa em estudos científicos e projetos de engenharia que demandam análises detalhadas (Blender, 2022).

Com isso, foi montada a sala e o dimensionamento da fonte para o cálculo da simulação no aplicativo. O cenário criado consistia no objeto simulador antropomórfico de referência do tipo malha masculino, dimensionado a uma distância de 2 m da origem/fonte; a fonte utilizada nos procedimentos de braquiterapia, montada e dimensionada a partir do artigo de Thanh *et al.* (2015), e uma mesa hipotética utilizada nos tratamentos.

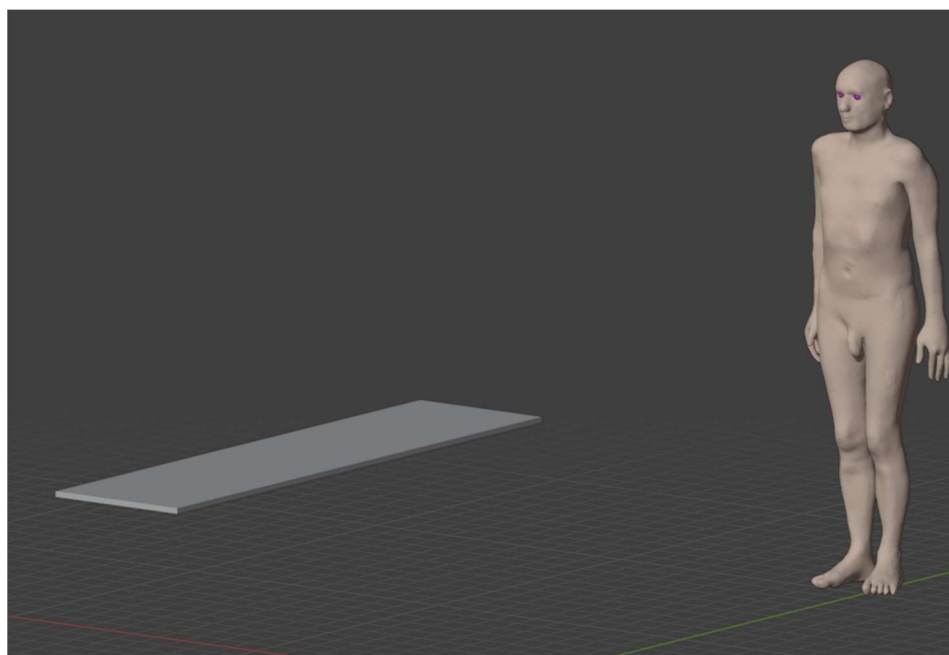


Figura 9: Objeto simulador antropomórfico de referência do tipo malha masculino inserido no cenário de exposição criados no Blender (O Autor, 2025)

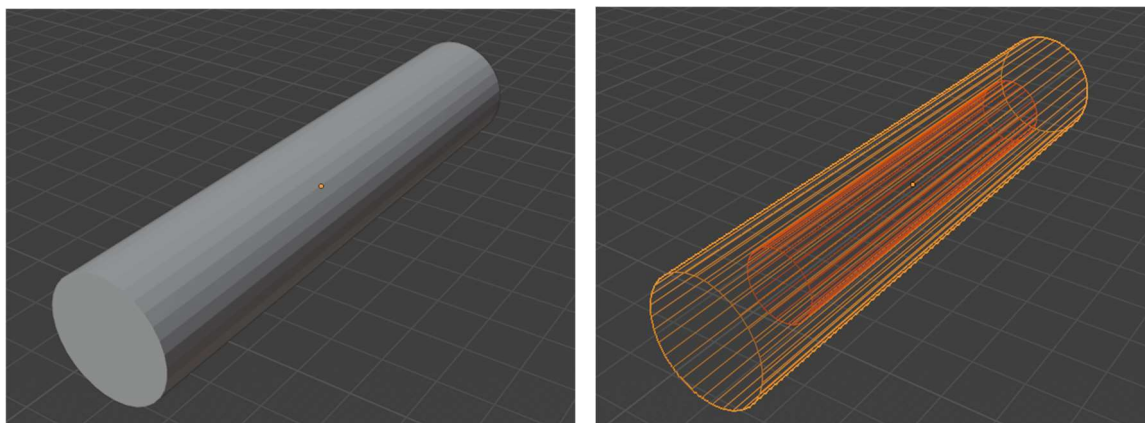


Figura 10: Modelo da fonte criado no Blender (O autor, 2025)

#### 4.3-Código MCNP6

Com o avanço dos tratamentos de radioterapia, e os modelos de códigos utilizados para a simulação de estudos sobre tipos e métodos de tratamentos, foram desenvolvidas várias técnicas e equipamentos para facilitar tais processos (Ahmad *et al.*, 2012). Um exemplo são os códigos que ao longo do tempo ficaram cada vez mais complexos, e que conseguem mostrar e estimar com certa precisão as doses as quais os profissionais ou então pacientes em determinados tipos de tratamentos recebem. Estes códigos, podem calcular diversos modos de feixe de partículas, como por exemplo, elétrons, fótons ou partículas  $\beta$  (Kulesza et al, 2022). O código MCNP (Monte Carlo N-Particle Transport Code), desenvolvido pelo *Los Alamos National Laboratory (LANL)*, utiliza de métodos probabilísticos para realizar o transporte da radiação na matéria (Shultis e Faw, 2011; Kulesz, 2022).

Para o presente trabalho, foi utilizada a versão MCNP 6.3 (Kulesza et al., 2022), que contempla a utilização e implementação de estruturas do tipo *mesh*. Para realizar uma simulação computacional no MCNP, é necessário elaborar um arquivo de entrada em formato texto (*input file*), contendo especificações detalhadas da geometria do sistema, propriedades dos materiais, localização e características da fonte de radiação, parâmetros a serem monitorados (*tally*) e o número de partículas simuladas (NPS). Esse arquivo é interpretado pelo software MCNP, que executa os cálculos e retorna os resultados definidos pelo usuário no código (Shultis e Faw, 2011; Kulesza et al., 2022). Neste estudo, foi adotado o *tally +F6*, responsável por calcular a energia depositada por todas as

partículas em um tecido ou órgão específico, expressando os resultados em MeV/g/partícula-fonte (Kulesza et al., 2022).

A partir dos valores obtidos no *tally* +F6, pode-se obter os valores de taxa dose absorvidas pela equação (3), analisada pelo manual do usuário do código do MCNP:

$$D \left( \frac{Gy}{s} \right) = 1,602 \times 10^{-10} \cdot N \cdot A \cdot K \cdot F6 \quad (3)$$

A fórmula pode ser reconstruída a partir dos seguintes elementos:

- $1,602 \times 10^{-10}$ : Fator para converter **MeV/g** para **Gy**;
- **N**: Número de fontes utilizadas na simulação computacional;
- **A**: Atividade da fonte (desintegrações por segundo);
- **K**: Fótons por desintegração emitidos da fonte (Ir-192 = 2,301);
- **F6**: Resultado do *tally* de energia depositada (MeV/g/partícula-fonte).

#### 4.4-POLY2TET

Como o código do MCNP 6.3 (Kulesza et al., 2022) não pode interpretar diretamente o cenário criado no software do Blender, pois os arquivos *.obj* gerados, devem ser convertidos em *.ele* e *.node*. O software em questão é o POLY2TET (traduzindo seria, poligonais para tetraédricas), criado por Han et al (2020), do Departamento de Engenharia Nuclear da Universidade Hanyang.

## 5-Resultados e Discussões

Após a realização das simulações computacionais, foi possível calcular e estimar a energia depositada nas estruturas do MCRP obtidas pelo do *tally +F6*:

| Órgão                | <i>tally+F6</i><br>(Mev/g/partícula-<br>fonte) | Erro relativo<br>(%) |
|----------------------|------------------------------------------------|----------------------|
| Adrenais             | 6,64E-9                                        | 3,34                 |
| Região extratorácica | 1,46E-8                                        | 1,58                 |
| Mucosa oral          | 1,72E-8                                        | 11,16                |
| Pulmões              | 1,20E-8                                        | 0,34                 |
| Cérebro              | 9,26E-9                                        | 0,39                 |
| Mama esquerda        | 1,71E-8                                        | 2,72                 |
| Mama direita         | 1,70E-8                                        | 2,73                 |
| Vesícula biliar      | 1,13E-8                                        | 3,21                 |
| Estômago             | 1,26E-8                                        | 0,77                 |
| Intestino delgado    | 1,21E-8                                        | 0,39                 |
| Cólon                | 1,24E-8                                        | 0,52                 |
| Coração              | 1,26E-8                                        | 0,57                 |
| Rim esquerdo         | 7,16E-9                                        | 0,98                 |
| Rim direito          | 7,25E-9                                        | 0,97                 |
| Fígado               | 1,14E-8                                        | 0,28                 |
| Nódulos linfáticos   | 1,21E-8                                        | 0,80                 |
| Músculo              | 1,09E-8                                        | 0,08                 |
| Esôfago              | 1,17E-8                                        | 1,52                 |
| Pâncreas             | 1,10E-8                                        | 0,90                 |
| Próstata             | 1,07E-8                                        | 2,80                 |
| Glândulas salivarias | 1,43E-8                                        | 1,15                 |
| Pele                 | 1,23E-8                                        | 0,71                 |
| Baço                 | 7,46E-9                                        | 0,96                 |
| Testículos           | 1,41E-8                                        | 1,77                 |
| Timo                 | 1,60E-8                                        | 1,93                 |
| Tireóide             | 1,68E-8                                        | 2,00                 |
| Bexiga urinária      | 1,33E-8                                        | 6,36                 |
| Superfície óssea     | 1,11E-8                                        | 0,18                 |
| Olho esquerdo        | 1,87E-8                                        | 3,34                 |
| Olho direito         | 1,90E-8                                        | 3,37                 |
| Dentes               | 1,56E-8                                        | 1,46                 |
| Língua               | 1,40E-8                                        | 1,24                 |
| Ureter               | 1,02E-8                                        | 2,79                 |
| Reto                 | 7,79E-9                                        | 2,15                 |
| RBM                  | 5,80E-8                                        | 1,49                 |

Tabela 2: Energia depositada nos tecidos do corpo pelo *tally +F6*

Estes resultados, mostram como a energia foi depositada em cada tecido do MCRP, e a incerteza na medida, mostrando que, o erro em cada tecido separadamente, e

como cita o manual de usuários do MCNP 6.3, para a confiabilidade dos dados da simulação, os erros devem estar abaixo de 5% (Kulesza et al., 2022), estando apenas a mucosa oral e a bexiga urinária fora desta faixa. Com esses valores, pode-se obter a dose absorvida em cada órgão e tecido (Equação 3). Na Tabela 3 são apresentados os valores de taxa de dose absorvida (ICRP 103, 2007; CNEN NN 3.01, 2024).

| Órgão                | Taxa de Dose Absorvida (Gy/s) | Erro relativo(%) |
|----------------------|-------------------------------|------------------|
| Adrenais             | 9,05E-6                       | 3,34             |
| Região extratorácica | 1,99E-5                       | 1,58             |
| Mucosa oral          | 2,35E-5                       | 11,16            |
| Pulmões              | 1,64E-5                       | 0,34             |
| Cérebro              | 1,26E-5                       | 0,39             |
| Mama esquerda        | 2,34E-5                       | 2,72             |
| Mama direita         | 2,32E-5                       | 2,73             |
| Vesícula biliar      | 1,54E-5                       | 3,21             |
| Estômago             | 1,72E-5                       | 0,77             |
| Intestino delgado    | 1,65E-5                       | 0,39             |
| Cólon                | 1,70E-5                       | 0,52             |
| Coração              | 1,72E-5                       | 0,57             |
| Rim esquerdo         | 9,76E-6                       | 0,98             |
| Rim direito          | 9,89E-6                       | 0,97             |
| Fígado               | 1,56E-5                       | 0,28             |
| Nódulos linfáticos   | 1,64E-5                       | 0,8              |
| Músculo              | 1,49E-5                       | 0,08             |
| Esôfago              | 1,60E-5                       | 1,52             |
| Pâncreas             | 1,50E-5                       | 0,9              |
| Próstata             | 1,46E-5                       | 2,8              |
| Glândulas salivarias | 1,95E-5                       | 1,15             |
| Pele                 | 1,68E-5                       | 0,71             |
| Baço                 | 1,02E-5                       | 0,96             |
| Testículos           | 1,93E-5                       | 1,77             |
| Timo                 | 2,18E-5                       | 1,93             |
| Tireóide             | 2,29E-5                       | 2                |
| Bexiga urinária      | 1,81E-5                       | 6,36             |
| Superfície óssea     | 1,52E-5                       | 0,18             |
| Olho esquerdo        | 2,55E-5                       | 3,34             |
| Olho direito         | 2,60E-5                       | 3,37             |
| Dentes               | 2,13E-5                       | 1,46             |
| Língua               | 1,91E-5                       | 1,24             |
| Ureter               | 1,39E-5                       | 2,79             |
| Reto                 | 1,06E-5                       | 2,15             |
| RBM                  | 7,91E-5                       | 1,49             |

Tabela 3 Taxa de Dose absorvida para cada órgão (Gy/s)

Após isso, os valores da taxa de dose efetiva para os grupos de órgãos foram calculados de acordo com a ICRP 103 e CNEN NN 3.01 (Tabela 4)

| Grupo de órgãos | Fator de ponderação (wT) | Taxa de Dose Efetiva(mSv/s) |
|-----------------|--------------------------|-----------------------------|
| 1               | 0,12                     | 2,41E-1                     |
| 2               | 0,08                     | 1,54E-2                     |
| 3               | 0,04                     | 1,16E-2                     |
| 4               | 0,01                     | 2,56E-3                     |
| Corpo inteiro   |                          | 2,70E-1                     |

Tabela 4: Taxa de Dose Efetiva (mSv/s)

Posteriormente, com o intuito de observar e determinar se a dose recebida pelo profissional está dentro dos limites estabelecidos para IOEs pela CNEN NN 3.01 (CNEN, 2024), estimou-se a dose recebida no momento que este entrou na sala para fazer a retirada da fonte, até ela ser completamente recolhida. Para o tempo de exposição obtido, que foi de 16 segundos de acordo com Kumagai et al. (2020) obteve-se um valor de aproximadamente 4,33 mSv, que representa 21,6% da dose anual a qual um IOE pode receber segundo as diretrizes da CNEN NN 3.01. Este valor está diferente do obtido por Kumagai et al. (2020). Esta diferença é devido a diferenças no cenário, e também devido ao fato de que não foram simulados o dispositivo e o paciente.

Por meio do software *Paraview* foi possível observar nas figuras 11 e 12, a deposição de dose no cenário de exposição simulado no trabalho simulado.

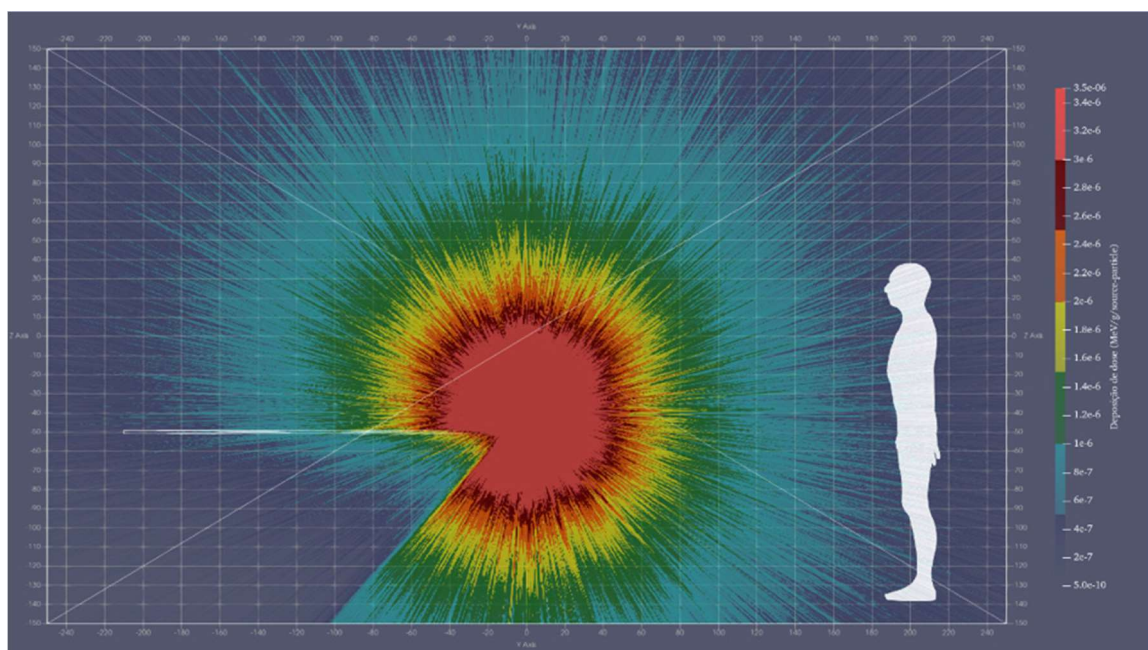


Figura 11: Visão lateral da deposição de energia *tallyF4* (O autor, 2025)

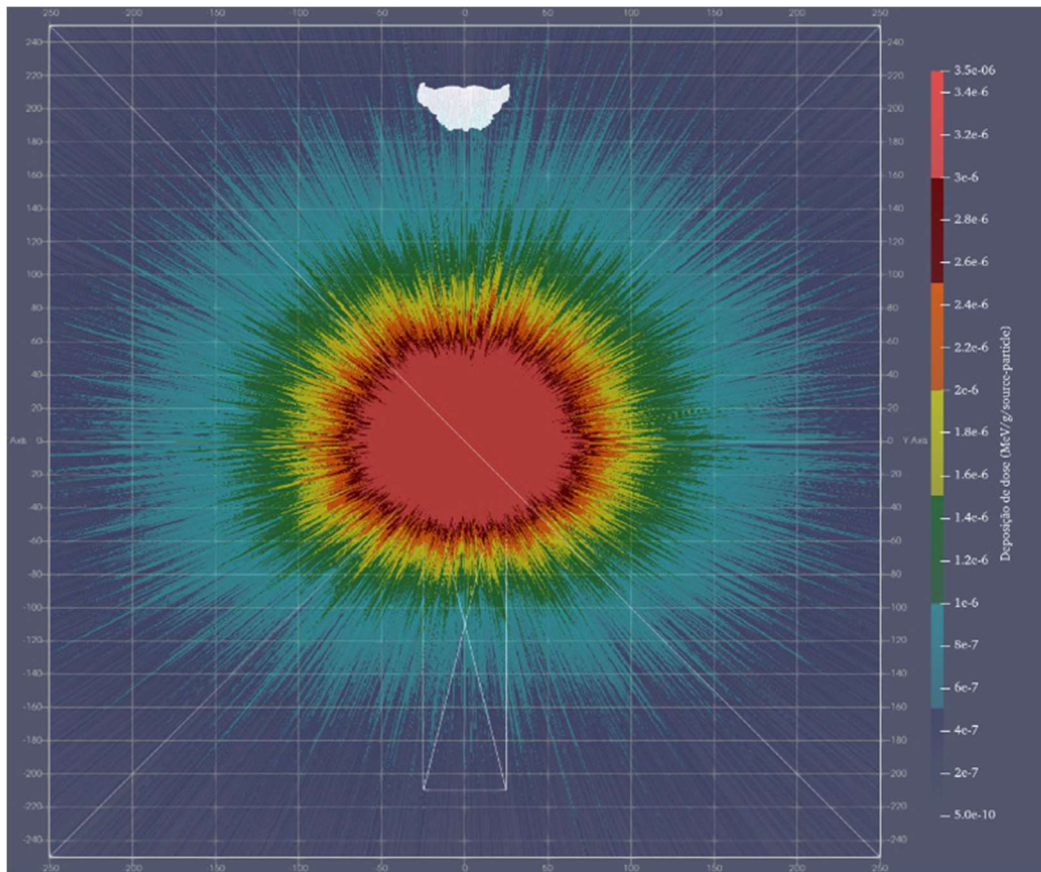


Figura 12: Visão superior da deposição de energia *tallyF4* (O autor, 2025)

## 6-Conclusões

Neste trabalho foi avaliado a exposição de um profissional durante um acidente de braquiterapia. Foi avaliado o valor de dose obtido em diversos órgãos, por meio do uso de um objeto simulador antropomórfico do tipo malha, e assim com os valores obtidos, eles foram comparados ao artigo do acidente e posteriormente à CNEN NN 3.01.

Verificou-se que o técnico em radioterapia seria exposto a uma dose de radiação equivalente a 21,6% do limite anual permitido para IOE, conforme estabelecido pela norma CNEN NN 3.01. Embora esse valor esteja dentro dos limites legais, a exposição ocorreu devido a uma falha no equipamento responsável pelo recolhimento da fonte radioativa, destacando um risco operacional mesmo em sistemas aparentemente funcionais.

A análise das Figuras 11 e 12 permitem visualizar a distribuição tridimensional da energia depositada pela fonte de Ir-192. As regiões mais próximas à fonte apresentaram as maiores concentrações de energia, alinhando-se ao comportamento teórico esperado.

A ação rápida do profissional, que limitou o tempo de permanência na sala, foi crucial para minimizar a dose recebida. No entanto, o incidente revelou a necessidade de manutenções preventivas semestrais ou anuais nos equipamentos, complementando os testes diários de controle de qualidade. Essas inspeções periódicas poderiam identificar falhas internas não detectáveis em verificações rotineiras, evitando exposições desnecessárias.

Por fim, o estudo alcançou seus objetivos ao detalhar as causas do acidente, quantificar os riscos e propor medidas para prevenir situações similares, reforçando a importância de protocolos robustos de segurança e monitoramento contínuo em ambientes com fontes radioativas.

## REFERÊNCIAS

1. **AHMAD, S. S.** et al. Advances in radiotherapy. *BMJ*, v. 345, p. e7765–e7765, 2012.
2. **ATTIX, F.H.** *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. New York: John Wiley & Sons, 1986.
3. **ATTIX, F.H.** *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2008.
4. **BLENDER FOUNDATION.** *Blender*. Uptodown, 2022.
5. **COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR.** *Norma CNEN NN 3.01*. Resolução CNEN 323/24, 2024.
6. **ESTEVES, S.C.B.** et al. Braquiterapia de alta taxa de dose no Brasil. *Radiol Bras*, v. 37, n. 5, p. 337–341, 2004.
7. **FAGUNDES, J.S.** et al. Lições aprendidas com acidentes radiológicos nas exposições médicas em radioterapia. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, v. 6, n. 2A, p. 1–17, 2018.
8. **HAN 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, 2020.
9. **HOPPE, R.T.; PHILLIPS, T. L.; ROACH, M.** *Leibel and Phillips Textbook of Radiation Oncology*. 3. ed. Philadelphia: Elsevier Saunders, 2010.
10. **ICRP.** *Radionuclide Transformations - Energy and Intensity of Emissions*. Publication 38. *Annals of the ICRP*, v. 11–13, 1983.
11. **ICRP.** *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Publication 103. *Annals of the ICRP*, v. 37, n. 2–4, 2007.
12. **ICRP.** *Adult Reference Computational Phantoms*. Publication 110. *Annals of the ICRP*, v. 39, n. 2, 2009.
13. **ICRP.** *Adult mesh-type reference computational phantoms*. Publication 145. *Annals of the ICRP*, v. 49, n. 3, 2020.
14. **ICRU.** *International Commission on Radiation Units and Measurements. Journal of the ICRU*, v. 13, n. 1–2, 2013.
15. **KHAN, F.M.** *The physics of radiation therapy*. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2010.
16. **KHAN, F.M.; GIBBONS, J. P.** *The Physics of Radiation Therapy*. 5. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2014.

17. **KULESZA, J. A.** et al. *MCNP® Code Version 6.3.0 Theory & User Manual*. Los Alamos National Laboratory, LA-UR-22-30006, Rev. 1, 2022.
18. **KUMAGAI et al.** First experience of <sup>192</sup>Ir source stuck event during high-dose-rate brachytherapy in Japan. *Journal of Contemporary Brachytherapy*, v. 12, n. 1, p. 53–60, 2020.
19. **LEITE, E.R.; OLIVEIRA, R.L.; VICENTE, R.** *Use of reports on accidents with sealed sources to conceive scenarios of human intrusion into waste repositories*. Belo Horizonte: 2011.
20. **NOVOTNY, J.** Accidents in radiotherapy: Lack of quality assurance? p. 19–34, 1997.
21. **OKUNO, E.** *Radiacao: efeitos, riscos e beneficios*. São Paulo: Harbra, 1988.
22. **OKUNO, E.; YOSHIMURA, E.M.** *Física das radiações*. [S.l.]: Oficina de Textos, 2016.
23. **ORTON, C.G.** High-dose-rate brachytherapy may be radiobiologically superior to low-dose rate due to slow repair of late-responding normal tissue cells. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, v. 49, p. 183–189, 2001.
24. **PODGORŠAK, E.B.** et al. *Radiation physics for medical physicists*. [S.l.]: Springer, 2006.
25. **ROLINDO, N. C.** \*Determinação da atividade de fontes radioativas seladas de irídio-192 em desuso\*. 2020. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2020.
26. **ROSTELATO, M.E.** et al. Development and production of radioactive sources used for cancer treatment in Brazil. *Nukleonika*, v. 53, suppl. 2, p. 99–103, 2008.
27. **SHULTIS, J.K.; FAW, R.E.** *An MCNP Primer*. Manhattan: Kansas State University, 2011.
28. **SONKE et al.** Adaptive radiotherapy for anatomical changes. *Seminars in Radiation Oncology*, v. 29, n. 3, p. 245–257, 2019.
29. **TAKATA et al.** Fast skin dose estimation system for interventional radiology. *Journal of Radiation Research*, v. 59, n. 2, p. 233–239, 2018.
30. **TAUHATA et al.** *Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos*. Rio de Janeiro: Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2003.

31. **TAUHATA, L.** et al. *Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos*. 9. rev. Rio de Janeiro: Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2013.
32. **THAN et al.** Dosimetric characterization of the M-15 high-dose-rate Iridium-192 brachytherapy source using the AAPM and ESTRO formalism. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, v. 16, n. 3, p. 5270, 2015.