

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
INSTITUTO DE FÍSICA
GRADUAÇÃO EM FÍSICA MÉDICA

ALESSA MASCHIO

**AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DO DISPOSITIVO INTRAUTERINO EM
TRATAMENTO RADIOTERÁPICO**

Uberlândia

2023

ALESSA MASCHIO

**AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DO DISPOSITIVO INTRAUTERINO EM
TRATAMENTO RADIOTERÁPICO**

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

Orientadora: Profa. Dra. Ana Paula Perini

Coorientador: Me. Valter José Coutinho Júnior

Uberlândia

2023

ALESSA MASCHIO

**AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DO DISPOSITIVO INTRAUTERINO EM
TRATAMENTO RADIOTERÁPICO**

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

Banca Examinadora:

Profª. Dra. Ana Paula Perini – UFU
Orientadora

Prof. Me. Antônio Ariza Gonçalves Júnior – UFU
Membro

Prof. Me. Lucas Wilian Gonçalves de Souza – UFU
Membro

Uberlândia

2023

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por me trazer conforto nos momentos mais difíceis.

Aos meus pais, Roseli Teresinha Cardoso Maschio e Alessandro Valdecir Maschio, por me motivarem todos os dias e fazerem de tudo para que eu conseguisse estudar com tranquilidade. Vocês são o maior presente que tenho na minha vida, faltaria linhas para descrever meu amor e gratidão. Pra sempre nós três.

À minha orientadora, Profa. Dra. Ana Paula Perini, por toda atenção, confiança, conselhos e apoio nesses anos de graduação. Agradeço também ao Prof. Dr. Lucio Pereira Neves, por sempre acreditar em mim. Que sorte eu tive em conhecer vocês.

Ao meu coorientador, Me. Válter José Coutinho Júnior, por toda a paciência em me ensinar o processo utilizado para realizar este trabalho e sempre estar disposto a ajudar. Te desejo todo o sucesso do mundo.

Às minhas amigas, Ingrid Cristina dos Santos Silva e Giovana Aparecida de Camargo, por todas as risadas, conversas, apoio e companheirismo. Ao meu amigo Felipe Beraldo da Cruz, parceiro de estágio e de toda a caminhada acadêmica. Foi um privilégio compartilhar estes anos com vocês.

Aos meus colegas do Laboratório de Instrumentação e Dosimetria, por me receberem tão bem desde o primeiro dia e sempre estarem dispostos a ajudar no que fosse necessário.

A todos que colaboraram direta ou indiretamente para minha formação.

Agradeço ao CNPq pela bolsa de Iniciação Tecnológica da EBSEH 105259/2023-3. Este trabalho foi realizado com o apoio financeiro da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), e pelas agências de fomento Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) por meio das bolsas de Produtividade em Pesquisa 312124/2021-0 (A.P.P.) e 314520/2020-1 (L.P.N.), pelo Programa MAI DAI 403556/2020-1, juntamente à M.R.A. - Indústria de Equipamentos Eletrônicos LTDA, pelo Projeto UNIVERSAL 407493/2021-2. Este trabalho faz parte do Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia para Instrumentação Nuclear e Aplicações na Indústria e Saúde (INCT/INAIS), projeto CNPq 406303/2022-3. Agradeço, também, à FAPEMIG, por meio dos projetos APQ-02934-15, APQ-03049-15 e APQ-04215-22.

“Se de noite chorares pelo Sol, não verás as estrelas.”

Rabindranath Tagore

RESUMO

O câncer de colo uterino (CCU) representa um grave problema de saúde pública, tendo como uma das formas de tratamento a braquiterapia com o irídio-192. Devido à inflamação da região proveniente do desenvolvimento da doença, pode ocorrer a impossibilidade de remoção de um dispositivo intrauterino (DIU), tendo que submeter a paciente ao tratamento de braquiterapia com a presença do artefato. Uma vez que os *softwares* de planejamento não preveem o DIU nos cálculos de dose, é de suma importância estudar a influência dele na deposição de energia no útero. Este estudo utilizou do método Monte Carlo para realizar simulações com objetos simuladores computacionais de referência do tipo malha da ICRP 145 para compreender a influência do DIU no tratamento com uma fonte de irídio-192. Os resultados obtidos mostraram que a presença do DIU não alterou de forma significativa a energia depositada nos órgãos de interesse numericamente, mas alterou a maneira com que a energia é depositada no útero, o que pode ser explicado pela interação da radiação com os componentes de cobre do dispositivo.

Palavras-chave: câncer de colo uterino; dispositivo intrauterino (DIU); braquiterapia; Ir-192; Monte Carlo; objeto simulador computacional; ICRP 145.

ABSTRACT

Cervical cancer (CC) represents a serious public health problem, with brachytherapy with iridium-192 as one of the forms of treatment. Due to inflammation in the region resulting from the development of the disease, it may be impossible to remove an intrauterine device (IUD), having to subject the patient to brachytherapy treatment with the presence of the device. Since planning software does not foresee the IUD in dose calculations, it is extremely important to study its influence on energy deposition in the uterus. This study used the Monte Carlo method to perform simulations with reference computational phantoms, mesh type, provided by ICRP 145 to understand the influence of the IUD on treatment with an iridium-192 source. The results obtained showed that the presence of the IUD does not significantly alter the energy deposited in the organs of interest numerically, but it alters the way in which energy is deposited in the uterus, which would be explained by the interaction of radiation with the copper components of the device.

Keywords: cervical cancer; intrauterine device (IUD); brachytherapy; Ir-192; Monte Carlo; computational phantom; ICRP 145.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Evolução do câncer de colo uterino. Fonte: INCA (2021), p. 43.....	14
Figura 2: Esquema de decaimento do Ir-192. Fonte: ICRP (1983) apud Rolindo (2020), p. 21.....	17
Figura 3: Espectro dos fótons do Ir-192. Fonte: Figura adaptada de Borg e Rogers (1999), p. 5.....	18
Figura 4: Fonte de Ir-192 <i>microSelectron v2 HDR</i> . Fonte: Martins <i>et al.</i> (2011), p. 4.....	19
Figura 5: (A) Fonte produzida pela <i>Best Industries, Inc.</i> , e (B) Fonte produzida pela <i>Alpha-Omega Services, Inc.</i> Fonte: Figura adaptada de Borg e Rogers (1999), p. 9.....	19
Figura 6: DIU liberador de levonorgestrel. Fonte: Finotti (2015), p. 184.....	21
Figura 7: DIU de cobre modelo TCu 380A. Fonte: Ministério da Saúde (2018), p. 32.....	22
Figura 8: Predominância dos processos de interação da radiação eletromagnética com a matéria em função da energia e do número atômico do meio. Fonte: Tauhata <i>et al.</i> (2013), p. 85.....	25
Figura 9: Objeto simulador computacional feminino MRCP utilizado no trabalho, contendo útero, ovários e uma camada de pele. Fonte: A autora (2023), utilizando o <i>software Blender</i>	30
Figura 10: Representação do DIU de cobre. Fonte: A autora (2023), utilizando o <i>software Blender</i>	31
Figura 11: Representação da fonte radioativa, contendo o núcleo de Ir-192, encapsulamento de aço inoxidável e cabo de aço. Fonte: A autora (2023), utilizando o <i>software Blender</i>	32
Figura 12: Posicionamento do objeto simulador computacional na sala construída neste trabalho. Fonte: A autora (2023), utilizando o <i>software Blender</i>	33
Figura 13: Posicionamento da fonte radioativa, sendo: (A) visão ampliada do objeto simulador e (B) visão reduzida do objeto simulador. Fonte: A autora (2023), utilizando o <i>software Blender</i>	34
Figura 14: Distribuição da energia depositada no útero, dos casos sem e com DIU, no modo <i>wireframe</i> . As marcações amarelas envolvem os locais nos quais foram notadas diferenças na escala de cores entre as imagens, sendo: (A) sem o DIU e (B) com o DIU. Fonte: A autora (2023), utilizando o <i>software ParaView</i>	38
Figura 15: Distribuição da energia depositada no útero, dos casos sem e com DIU, no modo <i>volume</i> . As marcações amarelas envolvem os locais nos quais foram notadas diferenças na escala de cores entre as imagens, sendo: (A) sem o DIU e (B) com o DIU. Fonte: A autora (2023), utilizando o <i>software ParaView</i>	39

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Informações sobre o isótopo Ir-192. Fonte: A autora (2023), com os dados retirados de Rostelato <i>et al.</i> (2008) e da ICRU (2013).....	17
Tabela 2: Energia depositada no útero, ovários e superfície da pele com e sem o DIU. Fonte: A autora (2023).....	37

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- BT – Braquiterapia
- CCU – Câncer de colo uterino
- DIU – Dispositivo intrauterino
- DNA – Ácido desoxirribonucleico (*Deoxyribonucleic acid*)
- HDR – Alta taxa de dose (*High-dose rate*)
- HPV – Papilomavírus Humano (*Human Papilloma Virus*)
- IBGE – Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
- ICRP – Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection*)
- ICRU – Comissão Internacional sobre Unidades e Medidas de Radiação (*International Commission on Radiation Units and Measurements*)
- INCA – Instituto Nacional de Câncer
- LARCs – Métodos reversíveis de longa duração (*Long-acting reversible contraceptives*)
- LDR – Baixa taxa de dose (*Low-dose rate*)
- LET – Transferência linear de energia (*Linear energy transfer*)
- MCNP – *Monte Carlo N-Particle*
- MRCP – objetos simuladores computacionais de referência do tipo malha (*Mesh-type reference computational phantoms*)
- NPS – Número de histórias (*Number of particles*)
- NURBS – *Non-Uniform Rational B-Splines*
- PM – Malhas poligonais (*Polygonal mesh*)
- RT – Radioterapia
- SUS – Sistema Único de Saúde
- TM – Malhas tetraédricas (*Tetrahedral mesh*)
- VRCP – objetos simuladores computacionais de referência do tipo voxel (*Voxel-type reference computational phantoms*)

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	12
2. OBJETIVOS.....	13
2.1. Objetivo geral	13
2.2. Objetivos específicos.....	13
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	13
3.1. Câncer de colo uterino.....	13
3.2. Tratamento do câncer de colo uterino	15
3.2.1. Radioterapia de feixe externo	15
3.2.2. Braquiterapia.....	16
3.3. Irídio 192	16
3.4. Terapia com Ir-192	18
3.4.1. Etapas do tratamento por braquiterapia intracavitária com Ir-192	20
3.5. Dispositivo intrauterino	20
3.5.1. Dispositivo intrauterino hormonal.....	20
3.5.2. Dispositivo intrauterino não hormonal	21
3.6. Modos de decaimento radioativo.....	22
3.6.1. Decaimento alfa	22
3.6.2. Decaimento beta	22
3.6.3. Decaimento por captura de elétron	23
3.6.4. Decaimento gama	23
3.7. Interação da radiação com a matéria	23
3.7.1. Interação da radiação eletromagnética com a matéria.....	24
3.7.2. Interação de partículas carregadas com a matéria	26
3.8. Grandezas dosimétricas	26
3.8.1. Atividade.....	26
3.8.2. Dose absorvida.....	27
3.8.3. Dose equivalente.....	27
3.8.4. Dose efetiva	28
3.9. Método de Monte Carlo.....	28
4. MATERIAIS E MÉTODOS	29
4.1. Objetos simuladores computacionais de referência do tipo malha.....	29
4.2. DIU	30

4.3. Fonte radioativa	31
4.4. Sala de braquiterapia	32
4.5. Conversão das malhas poligonais para tetraédricas	33
4.6. Cartão SDEF	34
4.7. Código MCNP 6.2	35
4.8. Visualização dos resultados.....	36
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO	36
6. CONCLUSÃO.....	41
REFERÊNCIAS	42
APÊNDICE A – Valores da energia depositada em todas as estruturas simuladas.....	48

1. INTRODUÇÃO

No Brasil, estimativas do Instituto Nacional do Câncer apontam que para cada ano do triênio de 2023 a 2025 haverá 17010 novos casos de câncer de colo uterino (CCU), ocupando a terceira posição dentre os dez tipos de câncer mais incidentes estimados para 2023 entre as mulheres (INCA, 2022a). Destarte, o CCU representa um grave problema de saúde pública, sendo responsável por altas taxas de mortalidade em países subdesenvolvidos ou em desenvolvimento (Parkin e Bray, 2006; Thuler, 2008; ICRU, 2013; INCA, 2022a). Isso deve-se ao fato de que o principal fator de risco deste câncer é a infecção pelo Papilomavírus Humano (HPV), responsável por modificar as células epiteliais do colo uterino, levando a lesões precursoras que, quando não tratadas, podem originar o câncer (Schiffman *et al.*, 2007; INCA, 2021; INCA, 2022b). A falta de programas de educação em saúde ou desconhecimento destes por parte da população, além de empecilhos no acesso ao diagnóstico precoce e tratamento, refletem o cenário preocupante do CCU nos países subdesenvolvidos ou em desenvolvimento (Schiffman *et al.*, 2007; INCA, 2021).

A maioria dos pacientes oncológicos passará por tratamentos radioterápicos (Chandra *et al.*, 2021; INCA, 2022c), que podem ser feitos por feixes externos, na teleterapia, ou com a inserção da fonte radioativa próxima à lesão, na braquiterapia. Essas modalidades podem ser combinadas de várias maneiras a depender da lesão (ICRU, 2013; INCA, 2022c), sendo a braquiterapia geralmente utilizada como um tratamento de reforço após a teleterapia, pois permite a aplicação de uma alta dose de forma focalizada no tumor. Atualmente, faz-se o uso da braquiterapia de alta taxa de dose, sendo a fonte mais utilizada o irídio-192 (Ir-192) (ICRU, 2013).

O CCU possui evolução lenta (INCA, 2021), e isso pode ser um problema para a radioterapia, uma vez que a paciente pode ter feito a inserção de um dispositivo intrauterino (DIU) antes de receber o diagnóstico da doença. Com isso, há a necessidade de realizar o tratamento radioterápico, com a presença do DIU, para impedir o crescimento ou eliminar as células tumorais (INCA, 2022c). Entretanto, devido à inflamação do colo uterino por causa da neoplasia, a retirada do dispositivo pode ser impossibilitada. Portanto, torna-se necessário investigar se a realização do tratamento com o DIU pode levar a uma mudança na distribuição da dose na paciente, uma vez que o dispositivo não é levado em consideração nos *softwares* de planejamento radioterápico.

Desse modo, este trabalho busca entender a influência de um dispositivo intrauterino de cobre TCu 380A na distribuição de dose no útero em um tratamento de braquiterapia

intracavitária ginecológica com Ir-192. Para isso, foram realizadas simulações de Monte Carlo por meio do *software* MCNP 6.2 (Werner, 2017), de um caso com o uso do DIU e outro sem o artefato, a fim de realizar comparações dosimétricas.

2. OBJETIVOS

2.1. Objetivo geral

O objetivo geral deste trabalho é analisar, por meio de simulações de Monte Carlo, a influência do DIU em tratamentos braquiterápicos com Ir-192 para tratamento de CCU.

2.2. Objetivos específicos

Para tanto, são necessários objetivos específicos, como:

- Buscar na literatura sobre o método de tratamento do CCU empregado atualmente;
- Construir computacionalmente o DIU e a fonte radioativa;
- Simplificar o objeto simulador computacional de referência do tipo malha;
- Localizar os objetos construídos no objeto simulador computacional;
- Realizar as simulações utilizando o *Monte Carlo N-Particle* (MCNP), nos casos com DIU e sem DIU;
- Avaliar os resultados numéricos;
- Comparar visualmente os arquivos de saída que fornecem a deposição de energia no útero nos dois casos, de forma a concluir qual a influência do DIU no tratamento de CCU.

3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1. Câncer de colo uterino

Dados da literatura mostram que a quantidade de casos de CCU é alta em países em desenvolvimento ou subdesenvolvidos (Parkin e Bray, 2006; ICRU, 2013; INCA, 2022a), sendo um dos principais tipos de câncer que leva mulheres à óbito nestes países (Thuler, 2008). A infecção por subtipos oncogênicos do Papilomavírus Humano (HPV) é considerado um fator de alto risco para o surgimento do CCU (INCA, 2021; INCA, 2022b), sendo um vírus transmitido sexualmente, que pode ser classificado como não oncogênico/baixo risco ou oncogênico/alto risco (INCA, 2021). O subtipo não oncogênico pode levar ao aparecimento de

lesões benignas, enquanto o subtipo oncogênico pode levar ao aparecimento de diversos tipos de cânceres, sendo o mais comum o CCU. A variante oncogênica HPV16 é, dentre as demais variantes, a que mais contribui nos casos de CCU, responsável por cerca de 53% deles (INCA, 2021).

A prevenção primária para o CCU ocorre por meio de programas de educação em saúde (Schiffman *et al.*, 2007), o que pode ser um déficit em países em desenvolvimento/subdesenvolvidos. Além disso, é essencial que as mulheres realizem o exame de rastreamento Papanicolau. Entretanto, um estudo realizado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) mostrou que no Brasil, a cobertura desse exame está abaixo da cobertura mínima necessária, sendo um dos fatores responsáveis pelo fato da mortalidade por CCU no país permanecer alta (IBGE, 2003 apud Thuler, 2008). Assim, o rastreamento do câncer, que é a principal maneira de detecção precoce da doença (INCA, 2021), acaba sendo prejudicado e, dessa forma, muitas mulheres acabam descobrindo a doença em um estadiamento avançado (Thuler, 2008).

Quando o HPV altera as células do colo uterino, haverá a evolução delas desde lesões precursoras até o câncer de forma lenta, em um período estimado de 10 a 20 anos (Figura 1). Entretanto, há a possibilidade de regressão espontânea na maioria dos casos. Além da infecção pelo HPV, outros fatores de risco do CCU incluem a idade e o tabagismo (INCA, 2021).

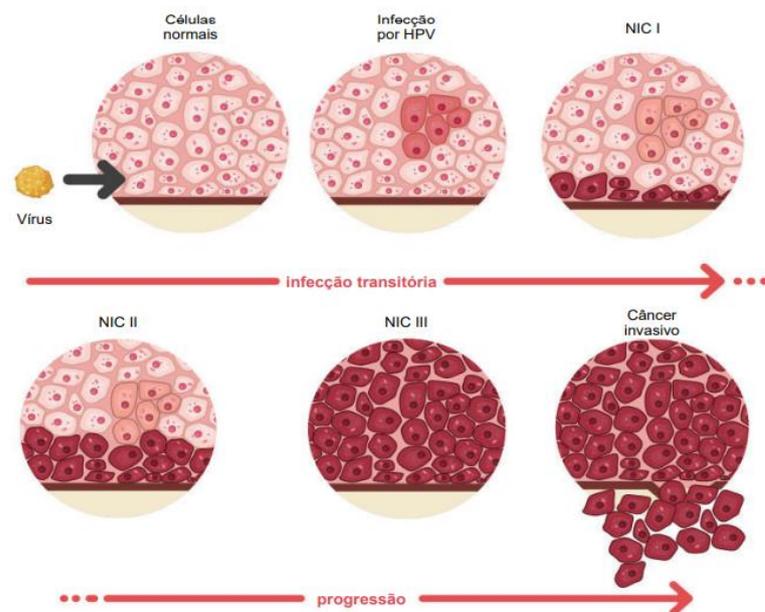


Figura 1: Evolução do câncer de colo uterino. **Fonte:** INCA (2021, p. 43).

Em face do exposto, a escolha do tratamento para o CCU depende sobretudo do tamanho do tumor e se o câncer está espalhado. Dentre os métodos, há retirada parcial ou total do órgão, a radioterapia e a quimioterapia (OPAS, 2016).

3.2. Tratamento do câncer de colo uterino

O tratamento a ser recomendado para o CCU depende principalmente do tamanho do tumor, do estágio em que ele está, se há envolvimento nodal, do espaço linfovascular e do seu subtipo oncológico (ICRU, 2013). Assim, pode haver diversas combinações entre a radioterapia de feixe externo, a quimioterapia e a braquiterapia (ICRU, 2013; INCA, 2022c).

Os tratamentos radioterapêuticos são procedimentos nos quais faz-se o uso de radiações ionizantes, sejam fótons ou partículas carregadas, buscando controlar ou eliminar células que apresentam crescimento desordenado, por meio de doses previamente calculadas (A. C. Camargo Cancer Center, 2022; INCA, 2022c). Dessa forma, a radioterapia (RT) pode ser neoadjuvante, quando busca diminuir o volume tumoral antes de uma cirurgia; adjuvante, quando é associada a outros tratamentos; curativa, quando é considerada o tratamento principal; ou paliativa, quando busca melhorar a qualidade de vida do paciente (A. C. Camargo Cancer Center, 2022).

As radiações ionizantes possuem a capacidade de ionizar o meio. Assim, em um tecido biológico a radiação pode atingir diretamente a molécula de DNA, quebrando-a, ou indiretamente, por meio da ação de radicais livres formados a partir do processo de radiólise da água. Dessa forma, quando há a utilização de um tratamento radioterápico em células tumorais haverá a modificação destas células, mas também das células sadias adjacentes à lesão (Padilha; Junior; Souza, 2017). Uma forma de reduzir o dano a estes tecidos adjacentes é por meio da utilização da braquiterapia (BT) (ICRU, 2013). Portanto, vê-se que a radioterapia divide-se em dois métodos: a radioterapia de feixe externo e a braquiterapia.

3.2.1. Radioterapia de feixe externo

A radioterapia de feixe externo faz o uso de um acelerador linear, um aparelho que utiliza microondas para acelerar elétrons na ordem de mega volts (MV) em um tubo a vácuo. Os elétrons acelerados irão colidir com um alvo especial (ânodo) sendo bruscamente freados, emitindo radiação de freamento – também conhecida como *Bremsstrahlung* (Ministério da Saúde e INCA, 2000a). São estes raios X que são utilizados para tratamentos com fótons. Removendo o ânodo também há a possibilidade de realizar o tratamento com os elétrons, sendo ideal para tratamentos mais superficiais, uma vez que eles perdem uma quantidade maior de

energia cinética por caminho percorrido, depositando sua dose até em torno de cinco centímetros abaixo da pele (Ministério da Saúde e INCA, 2000a). O aparelho fica a uma distância de 60 cm a 100 cm do paciente (Ministério da Saúde e INCA, 2000a).

Para o CCU, a RT é realizada voltada à pelve da paciente, que recebe de 1,8 Gy/dia a 2,0 Gy/dia, totalizando uma dose absorvida de 45 Gy a 50 Gy (ICRU, 2013).

3.2.2. Braquiterapia

A braquiterapia consiste na colocação de um material radioativo, temporário ou fixo, próximo ao tumor (A. C. Camargo Cancer Center, 2022). No tratamento de CCU a BT intracavitária é a mais utilizada, no qual a fonte radioativa é inserida temporariamente no útero por meio de aplicadores, permitindo a administração de uma dose alta de forma focalizada, fazendo com que ocorra uma alta absorção da radiação pelo tumor. Além disso, há uma rápida queda da dose a partir do ponto de aplicação, poupando os tecidos vizinhos (ICRU, 2013).

Antigamente, o tratamento braquiterápico era de baixa taxa de dose (LDR), no qual eram administradas doses que variavam de 0,4 Gy/h a 2,0 Gy/h por meio de fontes de Co-60 e Cs-137. A BT atual é de alta taxa de dose (HDR), que fornece doses acima de 12 Gy/h (ICRU, 2013), o que reduz o tempo do procedimento, além de facilitar o posicionamento da fonte no local correto durante todo o tratamento. A fonte mais utilizada atualmente na BT HDR é a de Ir-192 (ICRU, 2013; Khan e Gibbons, 2014), sendo que o tratamento braquiterápico não deve ultrapassar 55 dias, e as doses totais absorvidas estão no intervalo de 20 Gy a 50 Gy (ICRU, 2013).

3.3. Iridio 192

O irídio é um elemento químico metálico, sendo encontrado como um subproduto da mineração da platina e do paládio (BBC News Brasil, 2021). O isótopo $^{193}_{77}\text{Ir}$ é o mais abundante encontrado na natureza, representando uma total de 62,7%. Os 37,3% restantes são de $^{191}_{77}\text{Ir}$, que é utilizado para a produção do isótopo $^{192}_{77}\text{Ir}$, por meio da reação $^{191}_{77}\text{Ir} (n, \gamma) ^{192}_{77}\text{Ir}$ em reatores nucleares (Podgorsak, 2006; Hoppe; Phillips; Roach, 2010). As informações do Ir-192 são apresentadas na Tabela 1:

Tabela 1: Informações sobre o isótopo Ir-192

Isótopo	Meia-vida	Atividade inicial	Partículas emitidas no decaimento	Energia média dos raios gama
Ir-192	≈ 74 dias	370 GBq (≈ 10 Ci)	β^- Raios gama	370 (keV)

Fonte: A autora (2023), com os dados retirados de Rostelato *et al.* (2008) e da ICRU (2013).

O espectro do Ir-192 pode ser observado nas Figuras 2 e 3:

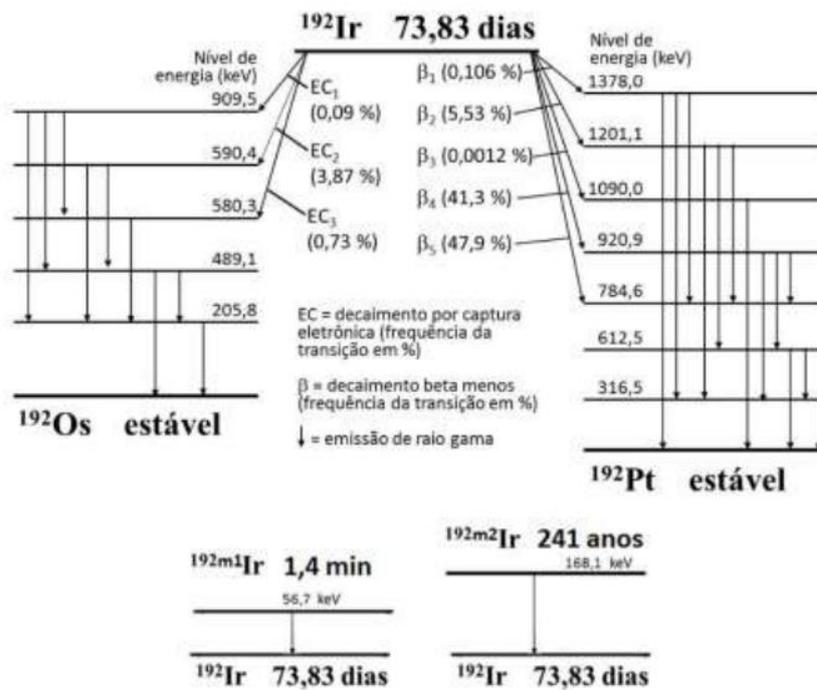


Figura 2: Esquema de decaimento do Ir-192. **Fonte:** ICRP (1983) apud Rolindo (2020, p. 21).

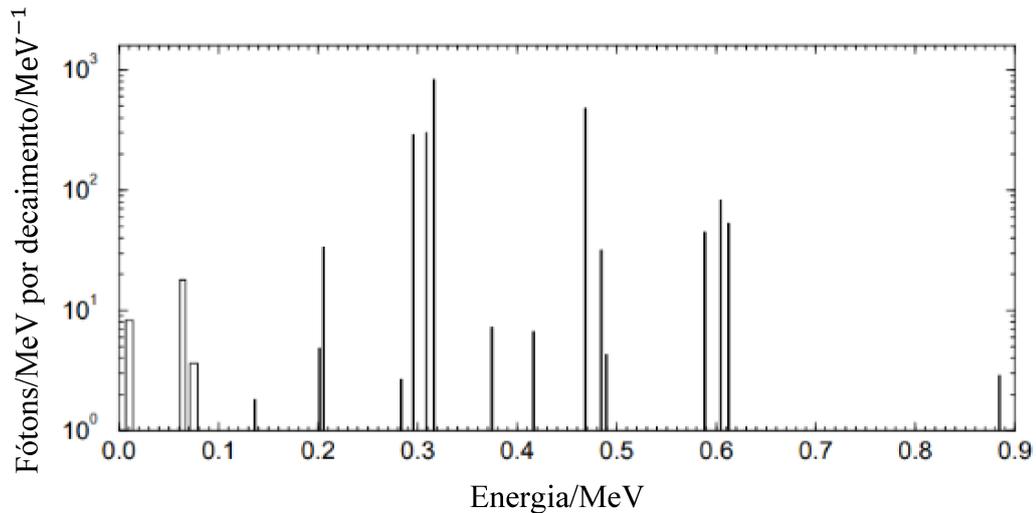


Figura 3: Espectro dos fótons do Ir-192. **Fonte:** Figura adaptada de Borg e Rogers (1999, p. 5).

3.4. Terapia com Ir-192

Quando fala-se de BT HDR, a dose empregada consegue ser superior a 12 Gy/h , permitindo que o procedimento dure poucos minutos. As fontes utilizadas nestes tratamentos são encapsuladas com titânio ou aço inoxidável, e ficam na extremidade de um cabo de aço (Hoppe; Phillips; Roach, 2010).

O irídio-192 é a fonte mais utilizada na BT HDR devido à sua alta atividade específica, que possibilita a redução do tamanho da fonte (Podgorsak, 2006; Hoppe; Phillips; Roach, 2010; ICRU, 2013; Khan e Gibbons, 2014). Na literatura é possível encontrar as dimensões que essas fontes devem possuir. Segundo Khan e Gibbons (2014), a fonte de Ir-192 possui dimensões que variam entre 0,3 e 0,6 mm de diâmetro e 3,5 e 10 mm de comprimento. Já Hoppe, Phillips e Roach (2010) dizem que o núcleo ativo da fonte possui entre 0,3 e 0,4 mm de diâmetro e de 3 a 4 mm de comprimento, sendo constituído por uma liga de Ir-Pt (10%-30% de Ir de 70%-90% de Pt).

Dentre os modelos de fontes de Ir-192 disponíveis no mercado, pode-se citar quatro principais: a fonte *microSelectron v2 HDR* – produzida pela *Nucletron International*, o modelo de fonte produzido pela *Best Industries, Inc.*, o modelo produzido pela *Alpha-Omega Services, Inc.* e a fonte *VariSource* – produzida pela *Varian Associates, Inc.* (Borg e Rogers, 1999).

A fonte de $^{192}_{77}\text{Ir}$ *microSelectron v2 HDR* possui atividade inicial de 370 GBq (Douysset *et al.*, 2008), e é constituída por um núcleo ativo de 3,6 mm de comprimento e 0,65 mm de diâmetro, coberto por uma cápsula de aço que possui 4,5 mm de comprimento e 0,9 mm de diâmetro, ligada a um cabo de aço de 2 mm de comprimento e 0,7 mm de diâmetro, conforme

pode-se ver na imagem da Figura 4 (Rodrigues *et al.*, 2007; Borg e Rogers, 1999 apud Naeem, 2016):

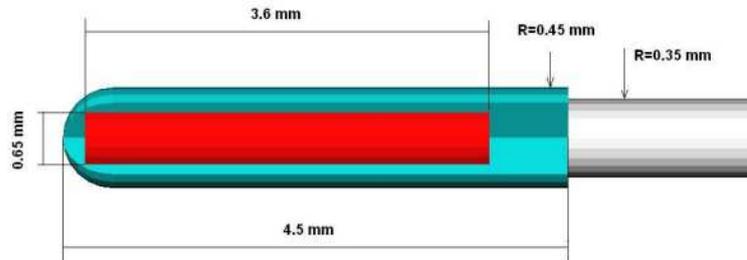


Figura 4: Fonte de Ir-192 *microSelectron v2 HDR*. **Fonte:** Martins *et al.* (2011, p. 4).

A fonte produzida pela *Best Industries, Inc.* possui um núcleo composto de 30% Ir e 70% Pt com dimensões de 3 mm de comprimento e 0,1 mm de diâmetro, coberto por uma cápsula de aço de 0,2 mm de espessura. Já a fonte produzida pela *Alpha-Omega Services, Inc.* possui um núcleo de dimensões 3 mm de comprimento e 0,30 mm de diâmetro, coberto por uma cápsula de aço feita de 99,9% Pt com 0,10 mm de espessura (Nath *et al.*, 1995 apud Borg e Rogers, 1999). Por fim, a fonte *VariSource* possui um núcleo de 10 mm de comprimento e 0,34 mm de diâmetro, revestido por uma cápsula de Nitinol de 0,6 mm de diâmetro (Borg e Rogers, 1999). É possível ver uma representação das fontes da *Best Industries, Inc.* e da *Alpha-Omega Services, Inc.* na Figura 5.

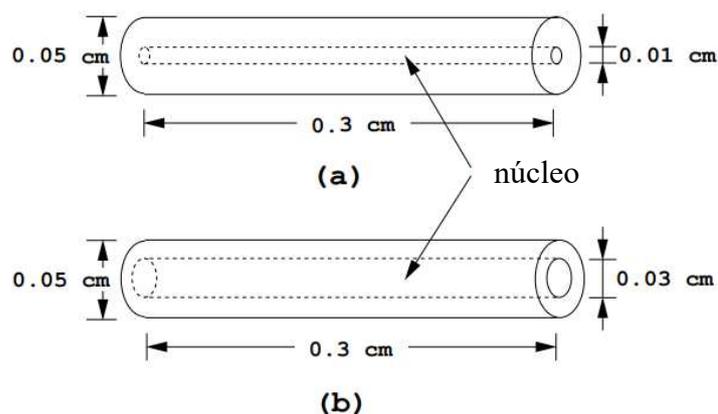


Figura 5: (A) Fonte produzida pela *Best Industries, Inc.*, e (B) Fonte produzida pela *Alpha-Omega Services, Inc.* **Fonte:** Figura adaptada de Borg e Rogers (1999, p. 9).

3.4.1. Etapas do tratamento por braquiterapia intracavitária com Ir-192

O tratamento braquiterápico é composto por três etapas principais: a inserção dos aplicadores, o planejamento do tratamento e a aplicação da dose prescrita. Os aplicadores são utilizados para posicionar a fonte durante o tratamento, possuindo a forma de catéteres e agulhas, por exemplo (INCA, 2008). Após sua inserção, são feitas duas imagens radiográficas, que serão utilizadas pelo físico médico para a realização do planejamento do tratamento, no qual a dose prescrita pelo médico será distribuída de forma otimizada, definindo, também, o número de sessões e a dose administrada em cada uma. Do mesmo modo, são definidas as posições de permanência da fonte, nas quais ela ficará por um tempo calculado (INCA, 2008; Krstic *et al.*, 2023). Desta forma, o tratamento pode ser iniciado, porém, antes é enviada uma fonte de teste, com as mesmas características geométricas da fonte radioativa, a fim de prevenir qualquer intercorrência em relação ao trajeto que ela percorrerá (Krstic *et al.*, 2023).

3.5. Dispositivo intrauterino

O DIU é um artefato de formato variável que é alocado no útero com a finalidade de evitar a gravidez (Finotti, 2015). Ele é um dos métodos contraceptivos de longa duração, denominados LARCs (*Long-Acting Reversible Contraception*) (Ministério da Saúde, 2018; Barreto, *et al.* 2021). O DIU é considerado um método contraceptivo eficaz, seguro e com poucos efeitos adversos, sendo amplamente utilizado (Beatty e Blumenthal, 2009; Ferreira *et al.* 2018; Barreto, *et al.* 2021), e, no Brasil, são ofertados pelo Sistema Único de Saúde (SUS) (Barreto, *et al.* 2021). Todavia, os dispositivos intrauterinos podem apresentar mecanismos de funcionamento diferentes. Desta forma, é possível classificá-los em dois grupos principais: o DIU hormonal e o DIU não hormonal.

3.5.1. Dispositivo intrauterino hormonal

O DIU hormonal atua na contracepção liberando uma determinada quantidade de levonorgestrel – um progestógeno – por dia (Beatty e Blumenthal, 2009). Conhecido pelo nome comercial Mirena, ele possui 32 mm de comprimento e um reservatório com 52 mg de levonorgestrel, e seu tempo de uso é de cinco anos (Beatty e Blumenthal, 2009; Finotti, 2015). Seu mecanismo de ação é baseado na supressão do endométrio por meio do aumento da apoptose das glândulas, o que gera um ambiente desfavorável para a sobrevivência do espermatozoide (Beatty e Blumenthal, 2009; Hsia e Creinin, 2016).



Figura 6: DIU liberador de levonorgestrel. **Fonte:** Finotti (2015, p. 184).

3.5.2. Dispositivo intrauterino não hormonal

O dispositivo intrauterino não hormonal é constituído de cobre, sendo indicado principalmente nos casos de pacientes que não podem receber administrações hormonais (Giordano; Giordano; Panisset, 2015). Uma de suas grandes vantagens é o longo tempo de uso, podendo ser utilizado por até 12 anos (Finotti, 2015; Giordano; Giordano; Panisset, 2015). O mecanismo de funcionamento do DIU de cobre consiste da presença de um corpo estranho na cavidade endometrial. Conforme os íons de cobre vão sendo liberados pelo artefato, ocorrerão mudanças bioquímicas e morfológicas no endométrio, que o tornará mais espesso. Dessa forma, os espermatozoides não conseguirão penetrar no muco cervical (Finotti, 2015; Giordano; Giordano; Panisset, 2015; Ministério da Saúde, 2018).

Dentre os modelos de dispositivos intrauterinos de cobre, o DIU TCU 380A apresenta eficácia superior a outros modelos, como o *Multiload 375* (MLCu375), *Multiload 250* (MLCu250), Cobre T220 (TCu220) e Cobre T200 (TCu200) (Finotti, 2015). Ainda, o DIU TCU 380A é altamente efetivo e possui o melhor custo-benefício (Ministério da Saúde, 2018). Ele é constituído de polietileno, revestido por dois anéis de cobre em sua haste horizontal e um filamento enrolado de cobre em sua haste vertical (Giordano; Giordano; Panisset, 2015; Ministério da Saúde, 2018). Os números presentes nos nomes dos dispositivos representam a área, em mm², da superfície de cobre que cada um possui (Finotti, 2015; Giordano; Giordano; Panisset, 2015).

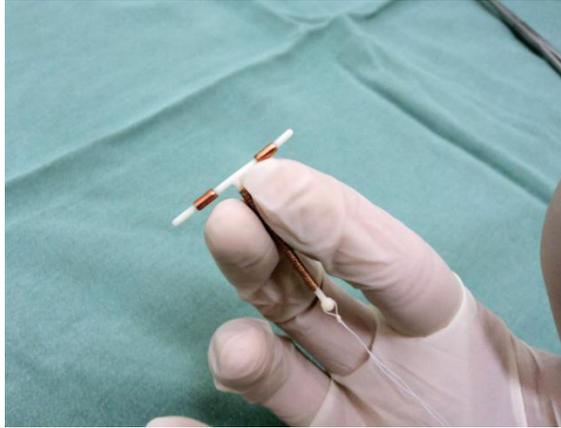


Figura 7: DIU de cobre modelo TCu 380A. **Fonte:** Ministério da Saúde (2018, p. 32).

3.6. Modos de decaimento radioativo

Quando um núcleo encontra-se instável, ele irá emitir partículas durante sua reestruturação até alcançar o equilíbrio (Tauhata *et al.*, 2013). Os principais modos de decaimento radioativo são o alfa, o beta, a captura de elétrons e o gama. Eles serão melhor explorados nos tópicos a seguir.

3.6.1. Decaimento alfa

O decaimento alfa tende a ocorrer quando o núcleo possui muitos núcleons, ou seja, é um núcleo “pesado”. Com espectro de energia discreto, a partícula alfa emitida é um núcleo de hélio, ${}^4_2\text{He}$, que possui dois prótons e dois nêutrons, conforme pode-se ver na equação 1 (Tauhata *et al.*, 2013):



3.6.2. Decaimento beta

O decaimento beta divide-se entre a emissão de elétrons (com carga negativa) e pósitrons (com carga positiva). Dessa forma, o decaimento β^- é a emissão de um elétron e de um antineutrino pelo núcleo, como representado na equação 2. Ele tende a ocorrer em núcleos com excesso de nêutrons em relação a prótons (Tauhata *et al.*, 2013).



Já o decaimento β^+ é a emissão de um pósitron e um neutrino pelo núcleo, como representado pela equação 3. Ele tende a ocorrer em núcleos com excesso de prótons em relação a nêutrons (Tauhata *et al.*, 2013; Okuno e Yoshimura, 2010).



A energia do decaimento beta é contínua (Okuno e Yoshimura, 2010), pois a energia liberada é dividida entre a partícula beta e o neutrino/antineutrino. Assim, a energia pode ser distribuída de maneira diferente em cada caso, podendo variar desde zero até o valor máximo de energia.

3.6.3. Decaimento por captura de elétron

O decaimento por captura de elétron ocorre quando o núcleo captura um elétron orbital e emite um neutrino (equação 4), sem liberação de radiação nuclear – mas ocorre emissão de raios X característicos no processo de preenchimento da vacância criada pela captura (Tauhata *et al.*, 2013). Desta forma, esse processo tende a ocorrer junto com o decaimento β^+ , competindo com ele (Tauhata *et al.*, 2013):



A captura eletrônica tende a ocorrer em núcleos de número atômico elevado, principalmente quando há excesso de prótons em relação a nêutrons (Tauhata *et al.*, 2013).

3.6.4. Decaimento gama

O decaimento gama ocorre, por exemplo, após um decaimento alfa ou beta de um núcleo, que ainda está em um estado excitado. Então, são emitidos fótons de raios gama até que o núcleo retorne ao equilíbrio. O espectro de energia do decaimento gama é discretizado, pois depende dos níveis de energia em que os núcleons que irão se rearranjar no núcleo ocupam (Tauhata *et al.*, 2013).

3.7. Interação da radiação com a matéria

A interação da radiação com a matéria depende, essencialmente, da energia da radiação e das características do material que está sendo irradiado. Dessa forma, é possível destacar dois casos de interesse para este estudo: a excitação e a ionização. Na excitação, a radiação incidente

não possui energia suficiente para arrancar o elétron da camada, apenas para deslocá-lo para uma camada de energia maior. Assim, quando o elétron voltar para seu orbital de equilíbrio, a diferença de energia será emitida na forma de raios X característicos (Tauhata *et al.*, 2013). Por outro lado, quando a radiação possui energia superior à energia de ligação do elétron do meio na camada, esse elétron será removido, resultando em um elétron livre de alta energia, no processo denominado ionização (Tauhata *et al.*, 2013).

Destarte, é possível classificar a radiação em não-ionizante e ionizante. As radiações ionizantes podem ainda ser classificadas em indiretamente ou diretamente ionizantes:

- Radiações indiretamente ionizantes: constituída por fótons e nêutrons, que ao incidirem no meio, irão transferir sua energia às partículas carregadas dele. Por sua vez, essas partículas carregadas irão realizar colisões coulombianas com o meio (Attix, 2004; Okuno e Yoshimura, 2010).
- Radiações diretamente ionizantes: constituída por partículas carregadas, que interagem com o meio através de colisões coulombianas (Okuno e Yoshimura, 2010; Attix, 2004).

A fonte radioativa selecionada para este estudo de braquiterapia para tratamento de CCU apresenta decaimento por emissão de fótons gama e partículas beta. Portanto, faz-se necessário entender a interação da radiação eletromagnética e de partículas carregadas com a matéria – tópicos que serão abordados a seguir.

3.7.1. Interação da radiação eletromagnética com a matéria

Uma vez que a radiação eletromagnética é composta de partículas eletricamente neutras, haverá poucas ou até mesmo nenhuma interação com o meio durante sua passagem. Assim, os fótons de raios X ou gama conseguem percorrer uma grande distância até interagirem com um átomo. Os processos de interação mais importantes são o efeito fotoelétrico, o efeito Compton e a produção de pares. Esses processos são probabilísticos, havendo para cada um deles uma seção de choque, ou seja, uma probabilidade de ocorrência, que varia com a energia do fóton e o número atômico do material (Turner, 2007; Okuno e Yoshimura, 2010).

No efeito fotoelétrico, um fóton incidente será absorvido por um átomo, que emite um elétron com energia cinética bem definida. Com a ejeção do elétron, é criada uma vacância em uma camada mais interna do átomo, que será preenchida por um elétron de uma camada mais externa – criando uma “cascata” de desexcitação atômica (Bushberg *et al.*, 2012). Uma vez que a energia de uma camada mais interna é menor do que a de uma camada mais externa, durante a desexcitação há a emissão do excesso de energia na forma de raios X característicos ou elétrons Auger (Bushberg *et al.*, 2012). A seção de choque para o efeito fotoelétrico aumenta

com número atômico do elemento (Z^4) e decresce rapidamente com o aumento da energia ($1/h\nu^3$) (Tauhata *et al.*, 2013).

No efeito Compton, também chamado de espalhamento inelástico ou espalhamento incoerente, um fóton incidente é espalhado por um elétron em repouso (geralmente da camada de valência). Após a colisão, o fóton espalhado sofre uma redução na energia em relação ao fóton incidente, e o elétron é ejetado. Neste processo ocorre a ionização do átomo, e o elétron ejetado poderá excitar ou ionizar o meio circundante, e de maneira análoga o fóton pode realizar novas interações (Bushberg *et al.*, 2012). A seção de choque para o espalhamento Compton aumenta consideravelmente quando a energia do fóton incidente é muito maior do que a energia de ligação dos elétrons orbitais (Tauhata *et al.*, 2013).

A produção de pares ocorre frente a um limiar de energia de $1,022 \text{ MeV}$. Neste processo, um fóton é absorvido ao interagir com o campo elétrico do núcleo. A energia do fóton será transformada em energia de repouso e energia cinética de um par elétron-pósitron (Tauhata *et al.*, 2013). Quando o pósitron chegar ao repouso ele irá se combinar com um elétron do meio, resultando em dois fótons gama, cada um com energia de $0,511 \text{ MeV}$ (Bushberg *et al.*, 2012).

Conforme supracitado, a probabilidade de ocorrência desses efeitos depende, principalmente, da energia da radiação e do número atômico do material absorvedor (Tauhata *et al.*, 2013). Para baixas energias ($< 100 \text{ keV}$) e alto número atômico do material, há a predominância de ocorrência do efeito fotoelétrico. Conforme a energia da radiação incidente aumenta, há a predominância do efeito Compton. Já para energias acima de $1,022 \text{ MeV}$, há a predominância da produção de pares, conforme pode-se observar na Figura 8.

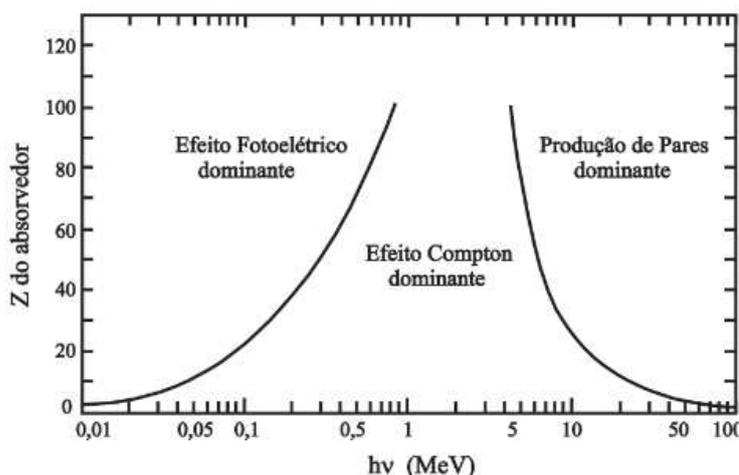


Figura 8: Predominância dos processos de interação da radiação eletromagnética com a matéria em função da energia e do número atômico do meio. **Fonte:** Tauhata *et al.* (2013, p. 85).

3.7.2. Interação de partículas carregadas com a matéria

As radiações diretamente ionizantes são formadas pelas partículas carregadas leves ou pesadas, que transferem energia para o meio pelos processos de excitação, ionização e freamento. Assim, é definido o poder de freamento (*stopping power*), que é a perda da energia cinética da partícula por caminho percorrido, que ocorre por colisões e freamento (Tauhata *et al.*, 2013). Todavia, esse valor não é constante, pois ele se altera ao longo do movimento – a perda de energia aumenta quando a velocidade diminui (Tauhata *et al.*, 2013).

A trajetória da partícula depende de sua massa (Tauhata *et al.*, 2013). Quando a massa de repouso é superior a do elétron, ela é considerada uma partícula carregada pesada, como os prótons e as partículas alfa. Assim, sua trajetória no meio é vista como retilínea, uma vez que sua massa é muito superior à dos elétrons do meio (Okuno e Yoshimura, 2010). Além disso, devido à existência de muitos elétrons na matéria e ao grande alcance da força coulombiana, ocorrem muitas colisões com o meio durante a passagem da partícula, diferentemente das radiações eletromagnéticas. Isso ocasiona um alcance limitado dessas partículas no meio (Okuno e Yoshimura, 2010).

Já elétrons e pósitrons são consideradas partículas carregadas leves. A massa de uma dessas partículas será igual à massa do elétron do meio, o que gera trajetórias tortuosas, porém o alcance delas será maior, uma vez que ao contrário das partículas carregadas pesadas, elas possuem uma densidade de ionização menor ao longo da trajetória (Okuno e Yoshimura, 2010). Além das colisões com os elétrons do meio, agora, também, haverá colisões com os núcleos dos átomos do meio, denominadas colisões radiativas, que podem resultar em emissão de raios X de freamento (*Bremsstrahlung*) (Okuno e Yoshimura, 2010).

Com o intuito de comparar as ações de diferentes radiações na matéria, pode-se usar o conceito de LET, uma sigla para *Linear Energy Transfer*. A LET para partículas carregadas corresponde à energia média depositada no meio por unidade de distância, ou seja, a densidade de ionizações no meio, sendo expressa em $keV \cdot \mu m^{-1}$ (Turner, 2007). Dentre as radiações de baixa LET pode-se citar os elétrons, pósitrons e fótons (a LET dos fótons corresponde aos elétrons liberados após a interação do fóton com a matéria). Já as radiações de alta LET incluem partículas carregadas pesadas e nêutrons (Turner, 2007).

3.8. Grandezas dosimétricas

3.8.1. Atividade

A atividade (A) é a grandeza que mede a taxa de decaimento dos radionuclídeos de uma determinada amostra. É descrita pela razão dN por dt , na qual dN é a variação do número de

nuclídeos radioativos contidos na amostra em um intervalo de tempo dt , conforme apresentado na equação 5 (Tauhata *et al.*, 2013).

$$A = \frac{dN}{dt} \quad (5)$$

Sua unidade no SI é o becquerel (Bq), que corresponde a um decaimento por segundo (Tauhata *et al.*, 2013):

$$1 \text{ Bq} = 1 \text{ s}^{-1} \quad (6)$$

Outrora, a atividade possuía como grandeza o curie (Ci), que representa a taxa de decaimento de 1 grama de $^{226}_{88}\text{Ra}$, sendo (Tauhata *et al.*, 2013):

$$1 \text{ Ci} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ Bq} \quad (7)$$

3.8.2. Dose absorvida

Quando a radiação transfere energia para um meio, nem sempre a quantidade total ficará depositada nele. Há processos de interação em que há perda de energia, como por exemplo a emissão de raios X de freamento (Tauhata *et al.*, 2013). Sendo assim, a dose absorvida ($D_{T,R}$) corresponde a quantidade de energia transferida da radiação que foi de fato depositada no material – que pode ser um órgão ou tecido T. É expressa pela razão entre $d\varepsilon$ e dm (equação 8) em que $d\varepsilon$ é a energia média depositada pela radiação ionizante em um volume de massa dm (Castro, 2005; Tauhata *et al.*, 2013):

$$D_{T,R} = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (8)$$

Sua unidade no SI é J/kg , ou então gray (Gy) (Castro, 2005; Tauhata *et al.*, 2013).

3.8.3. Dose equivalente

Os efeitos ocasionados por uma radiação podem ser diferentes para uma mesma quantidade de dose absorvida, dependendo da qualidade da radiação que está sendo utilizada (Castro, 2005). De maneira análoga, para a ocorrência de um mesmo efeito biológico, é possível

analisar as doses necessárias de diferentes radiações para ocasioná-lo (Tauhata *et al.*, 2013). Diante disso, para o cálculo da dose equivalente, o fator de qualidade da radiação é levado em consideração (Canevaro, 2009).

A dose equivalente é obtida multiplicando-se a dose absorvida num órgão ou tecido D_T pelo fator de peso da radiação w_R (equação 9), que encontra-se tabelado na ICRP-103 (2007) (Canevaro, 2009).

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (9)$$

Sua unidade no SI é J/kg , ou então Sievert (Sv) (Canevaro, 2009).

3.8.4. Dose efetiva

A dose efetiva (E) corresponde à soma ponderada das doses equivalentes nos órgãos ou tecidos multiplicada pelo respectivo fator de ponderação de órgão ou tecido w_T (equação 10), que são relacionados à radiosensibilidade de um dado órgão ou tecido (Canevaro, 2009; Okuno e Yoshimura, 2010):

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (10)$$

Sua unidade no SI é o Sievert (Sv) (Canevaro, 2009; Okuno e Yoshimura, 2010).

3.9. Método de Monte Carlo

O método de Monte Carlo foi elaborado durante o Projeto Manhattan na Segunda Guerra Mundial visando auxiliar a tomada de decisões, sendo atualmente uma ferramenta matemática amplamente utilizada em diversas áreas (IBM Cloud Education, 2020; Metropolis, 1987; Yoriyaz, 2009). Na física médica, desempenha um importante papel para cálculos de dose absorvida e outras grandezas, frente à dificuldade de realizar experimentos reais com radiações (IBM Cloud Education, 2020; Yoriyaz, 2009).

Em um estudo de transporte de radiação, as partículas que serão utilizadas no modelo são geradas por meio de números aleatórios. Essas partículas sofrerão diversas interações com o meio, que são determinadas por meio de amostragens aleatórias das funções densidade de probabilidade. Assim, a história de cada partícula ficará registrada, ou seja, todas as interações

realizadas desde a emissão da partícula pela fonte, até sua absorção ou sua saída do sistema. Quanto maior o número de histórias simuladas, menor será a incerteza estatística associada ao problema (Yoriyaz, 2009).

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Objetos simuladores computacionais de referência do tipo malha

Os objetos simuladores computacionais MRCPs (*Mesh-type reference computational phantoms*), do tipo malha (*mesh*), foram apresentados na Publicação 145 da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP 145, 2020). Eles foram desenvolvidos a partir dos objetos simuladores do tipo *voxel*, os *Voxel-type reference computational phantoms* (VRCPs), apresentados na Publicação 110 (ICRP 110, 2009). Dessa forma, os objetos simuladores *mesh* são considerados o tipo mais avançado de objetos antropomórficos virtuais, fornecendo dados anatômicos mais realistas, quando comparados aos modelos anteriormente desenvolvidos, incluindo espessuras na escala de micrômetros em órgãos como a bexiga urinária, por exemplo. Além disto, após os processos de conversão adequados que serão apresentados neste trabalho, os MRCPs podem ser utilizados nas simulações de Monte Carlo sem a necessidade do processo de voxelização, visto que o processo de voxelização traz limitações relacionadas à resolução do *voxel* (ICRP 145, 2020), como a incapacidade de definir camadas finas (Han *et al.*, 2020).

Para poder visualizar o objeto simulador computacional, foi utilizado o software *Blender* (Blender Foundation, 2022). Ao acessar o menu geral, na opção arquivos é possível importar um arquivo *.obj*, no caso, o arquivo do objeto simulador MRCP feminino. Este objeto simulador possui 163 cm de altura e 60 kg de massa corporal, com mais de 170 estruturas que podem ser vistas separadamente no *Blender*. Entretanto, simular o objeto simulador inteiro exigiria um grande esforço computacional. Dessa forma, foi feita uma simplificação do objeto simulador computacional, copiando e colando para uma nova aba do *Blender* somente as estruturas: útero, ovários e uma camada de pele. Para visualizá-lo, foram utilizadas os modos “sólidos” (Figura 9 (A)) e “aramado” (Figuras 9 (B) e (C)) disponíveis no menu do *software*.

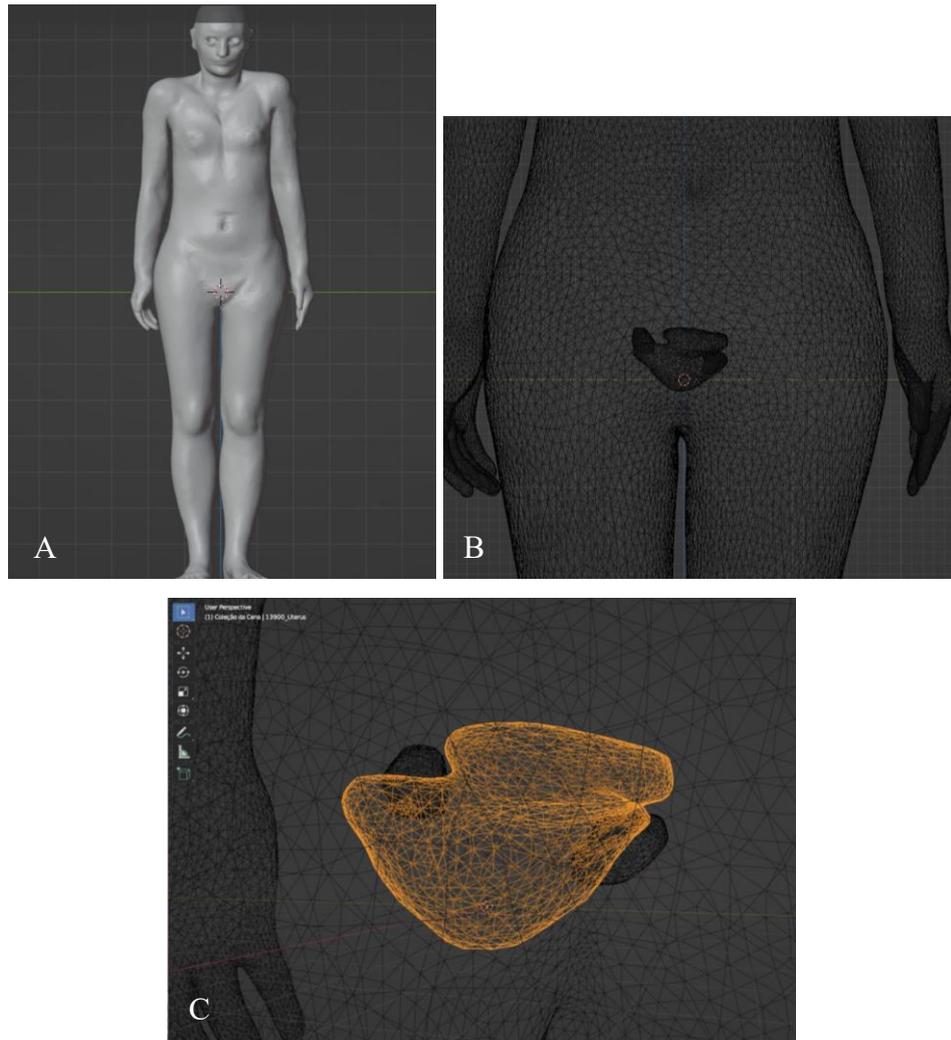


Figura 9: Objeto simulador computacional feminino MRCP utilizado no trabalho, contendo útero, ovários e uma camada de pele, sendo: (A) modo “sólido”, e (B) e (C) modo “aramado”. **Fonte:** A autora (2023), utilizando o *software Blender*.

4.2. DIU

O DIU de cobre foi escolhido para avaliação neste trabalho, sendo este modelado no *Blender*, por meio da adição de malhas fornecidas pelo próprio *software*, como cilindros e esferas. O objeto foi feito tomando como base o exposto no documento de especificações técnicas acerca do DIU TCu 380A, da Organização Mundial da Saúde (World Health Organization, 2021), contendo três aros de cobre e um corpo de polietileno (composto por 4% H, 62% C e 33% O), de densidades $8,96 \text{ g/cm}^3$ e $1,38 \text{ g/cm}^3$, respectivamente (McConn *et al.*, 2011). É possível observar o DIU construído neste trabalho na Figura 10.



Figura 10: Representação do DIU de cobre. **Fonte:** A autora (2023), utilizando o *software Blender*.

4.3. Fonte radioativa

A fonte radioativa selecionada para este estudo foi a *microSelectron v2 HDR*. As informações acerca da geometria e materiais foram extraídas do estudo de Santos *et al.* (2023). A fonte apresenta um núcleo composto de irídio-192 puro de densidade $22,42 \text{ g/cm}^3$, revestida por um encapsulamento de aço inoxidável 316L (composto por 0,03% C, 1% Si, 0,04% P, 0,03% S, 17% Cr, 2% Mn, 65% Fe 12% Ni e 2% Mo). Além disso, possui um cabo feito de aço para a aplicação (composto por 0,05% C e 99,5% Fe) (McConn *et al.*, 2011; Santos *et al.*, 2023). Sua construção foi feita no *software Blender* e pode ser vista na Figura 11.

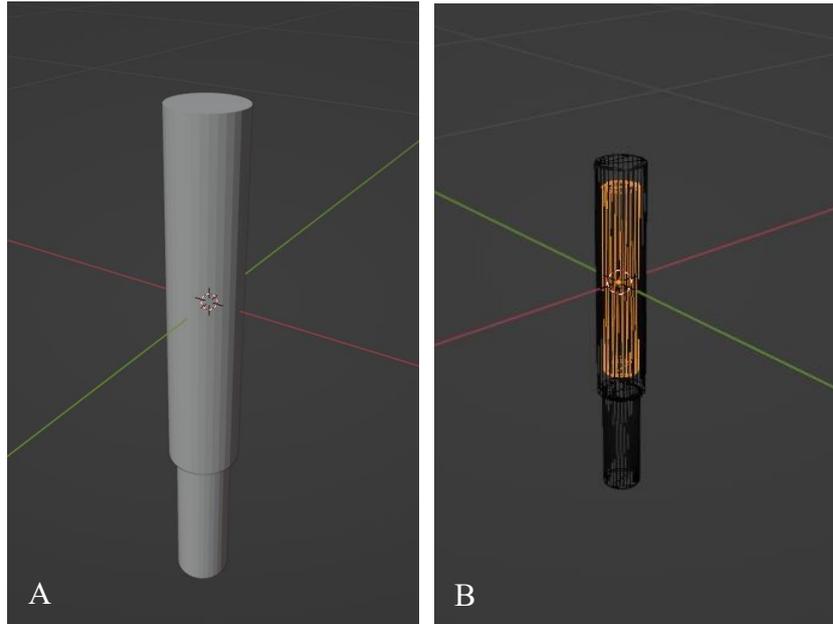


Figura 11: Representação da fonte radioativa, contendo o núcleo de Ir-192, encapsulamento de aço inoxidável e cabo de aço. **Fonte:** A autora (2023), utilizando o *software Blender*.

4.4. Sala de braquiterapia

A fim de facilitar o entendimento sobre o posicionamento do objeto simulador no eixo cartesiano, foi elaborada uma sala com o uso do *software Blender*, baseada no documento “Blindagem em radioterapia: técnicas e normas” (Ministério da Saúde e INCA, 2000b). Para uma sala de braquiterapia de alta taxa de dose, é disposto que a área é, geralmente, de $4 \times 5 \text{ m}^2$, e as paredes devem possuir espessura entre 40 e 60 cm (Ministério da Saúde e INCA, 2000b), sendo neste trabalho considerado 40 cm. O material utilizado para a simulação do chão e das paredes foi o concreto baritado (composto de 0,03% H, 31,1% O, 0,01% Mg, 0,04% Al, 0,01% Si, 10,8% S, 5% Ca, 4,75% Fe e 46,35% Ba) (McConn *et al.*, 2011). Além disto, foi construída uma mesa de aço inoxidável 316L. É possível visualizar o posicionamento do objeto simulador na sala na Figura 12.

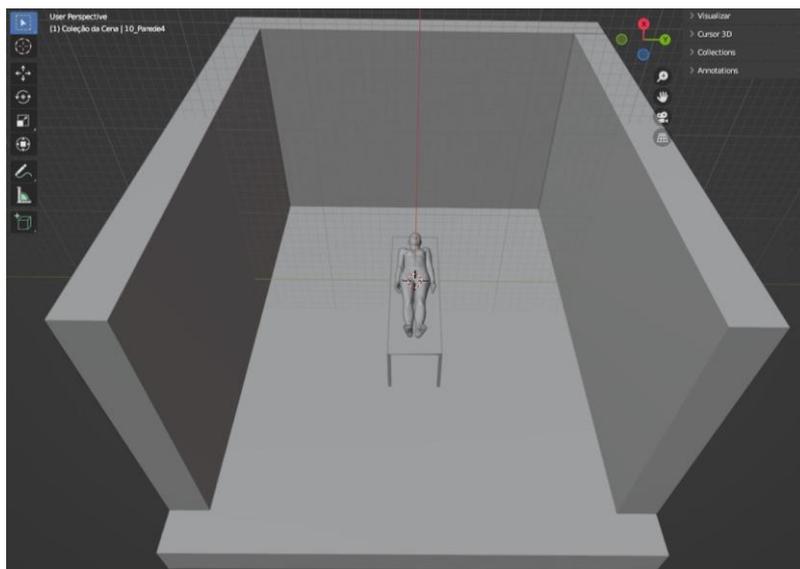


Figura 12: Posicionamento do objeto simulador computacional na sala construída neste trabalho. **Fonte:** A autora (2023), utilizando o *software Blender*.

4.5. Conversão das malhas poligonais para tetraédricas

Após finalizar as modificações no objeto simulador, o DIU e a fonte radioativa foram inseridas na cavidade uterina, sendo então o objeto simulador adicionado à sala de braquiterapia construída. A fonte foi colocada em somente um local do útero, a fim de simplificar a simulação, além de reduzir o tempo computacional. A geometria completa (objeto simulador, fonte e DIU) foi localizada no *Blender* de forma que a fonte radioativa permanecesse na origem do sistema cartesiano, o que facilitou a especificação da fonte no cartão SDEF (Figura 13). Esta geometria pode então ser exportada como arquivo *.obj*, sendo todas as estruturas compostas por malhas poligonais (PM). Contudo, estruturas do tipo PM não podem ser diretamente implementadas no MCNP 6.2, assim, seria necessário realizar o procedimento de voxelização, ou então utilizar um objeto simulador composto por malhas tetraédricas (TM), que podem ser diretamente implementados no código MCNP 6.2 (Han *et al.*, 2020). Portanto, por meio do *software* POLY2TET, elaborado por Han *et al.* (2020), do Departamento de Engenharia Nuclear da Universidade Hanyang, foi feita a conversão do arquivo *.obj* (PM) em *.ele* e *.node* (TM).

Para fazer essa conversão, foi necessário definir a lista dos materiais presentes na simulação em um arquivo do tipo *.material*. Nele, consta o número da célula correspondente no *Blender*, que deve ser um número inteiro, a densidade do material e frações de peso para fótons, obtidos a partir do documento elaborado por McConn *et al.* (2011). Os valores para os órgãos e tecidos foram obtidos da ICRP 145 (2020).

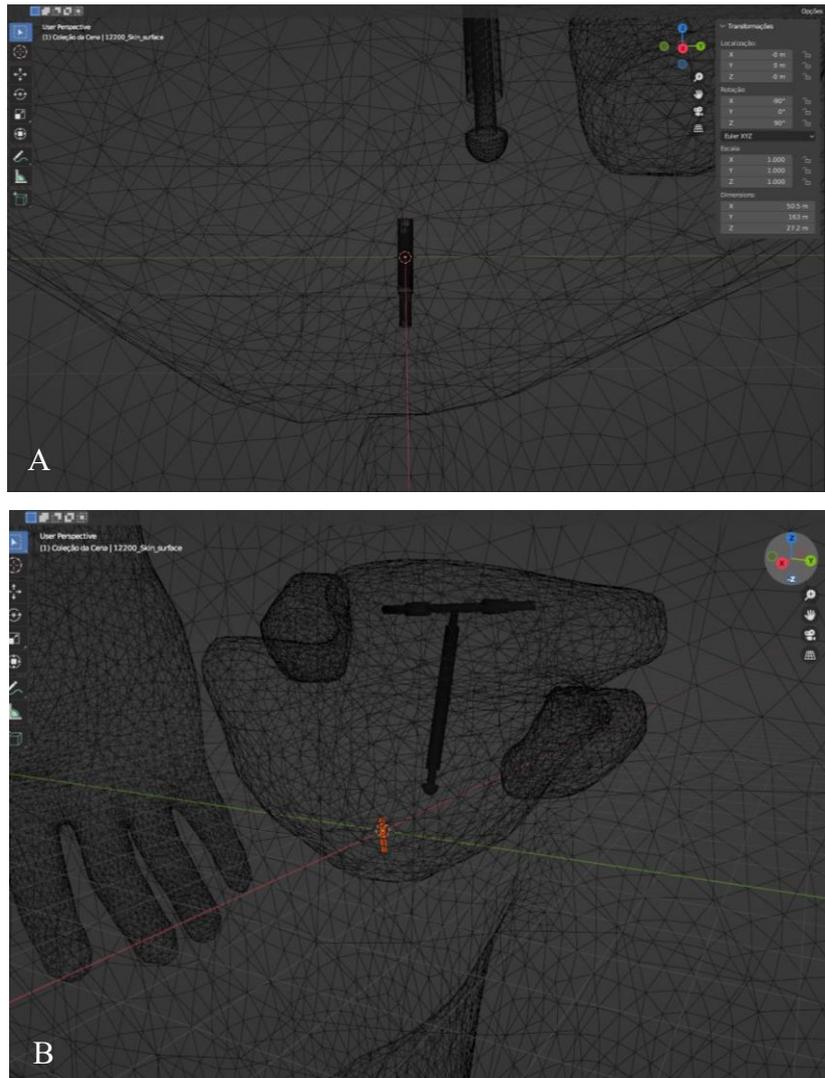


Figura 13: Posicionamento da fonte radioativa, sendo: (A) visão ampliada do objeto simulador e (B) visão reduzida do objeto simulador. **Fonte:** A autora (2023), utilizando o *software Blender*.

4.6. Cartão SDEF

O arquivo *.i* obtido por meio da conversão das malhas PM em TM é o arquivo mestre da simulação. Nele, foi necessário alterar o cartão de definição da fonte, denominado SDEF, que contém todas as informações da fonte e do tipo de partículas do problema (Shultis e Faw, 2011). Neste trabalho, para uma fonte cilíndrica, foram determinados:

- **POS:** indica o posicionamento da fonte no plano cartesiano (Shultis e Faw, 2011). Como supracitado, a fonte foi mantida na origem do sistema de coordenadas, o que corresponde ao vetor $(0,0,0)$;
- **AXS:** indica a direção do feixe, sendo um vetor de referência para EXT e RAD (Shultis e Faw, 2011). Uma vez que a fonte é cilíndrica, para que ela irradiasse toda a lateral do

cilindro, a direção do feixe de acordo com o sistema de coordenadas adotado foi em y , ou seja, $(0,1,0)$;

- **RAD:** corresponde à distância radial entre POS e AXS (Shultis e Faw, 2011), ou seja, o raio da fonte radioativa, neste caso, de $0,3 \text{ mm}$;
- **EXT:** é a distância POS ao longo do AXS (Shultis e Faw, 2011). Assim, a fonte foi definida com o comprimento de $3,6 \text{ mm}$. Portanto, uma vez que a fonte está com o centro na origem do sistema, os limites são definidos em suas extremidades superior e inferior;
- **ERG:** expressa o espectro da fonte radioativa do problema (Shultis e Faw, 2011). Para este estudo, o espectro de decaimento dos fótons gama do Ir-192 foi cedido por Santos *et al.* (2023). Nele, estão associadas as energias de cada fóton e sua probabilidade de decaimento;
- **PAR:** indica o tipo de partículas emitidas pela fonte (Shultis e Faw, 2011). O Ir-192 decai por emissão de elétrons e raios gama (Rostelato *et al.*, 2008; ICRU, 2013), mas para o tratamento braquiterápico apenas os raios gama são utilizados. Assim, a fonte é encapsulada por uma camada de aço inoxidável, que filtrará os elétrons emitidos. Portanto, o único tipo de partículas emitidas pela fonte que devem ser consideradas são os fótons.

4.7. Código MCNP 6.2

Desenvolvido pelo Los Alamos National Laboratory (LANL), o MCNP (*Monte Carlo N-Particle*) é um *software* que utiliza o método de Monte Carlo para rastrear diversos tipos de partículas – como nêutrons, fótons e elétrons, em amplas faixas de energia (Shultis e Faw, 2011; Werner, 2017). As simulações deste trabalho foram feitas com a versão MCNP 6.2, que permite a implementação de estruturas do tipo malha (*mesh*) (Werner, 2017).

Para executar uma simulação, o usuário deve montar um arquivo de texto (*input file*) com especificações da geometria do problema, descrição dos materiais presentes, localização e características da fonte de radiação utilizada, indicação dos resultados que devem ser computados (*tally*) e o número de partículas a serem utilizadas (NPS). Este arquivo será lido pelo MCNP, que fornecerá os *tallys* especificados pelo usuário no código (Shultis e Faw, 2011; Werner, 2017). Neste trabalho, foi utilizado o *tally +F6*, que estima a deposição de energia de todas as partículas envolvidas em um órgão ou tecido pré-determinado, fornecendo os resultados em $\text{MeV/g/source-particle}$ (Werner, 2017). O número de histórias simuladas foi de

1E9, e foram realizadas duas simulações: uma com o DIU e outra sem, a fim de comparar a influência do dispositivo durante tratamentos braquiterápicos para o tratamento de CCU.

4.8. Visualização dos resultados

Outro ponto importante da simulação é o cartão EMBED, sendo necessário adicioná-lo ao arquivo *.i* quando se deseja incorporar uma geometria de malha no input do MCNP6 (Werner, 2017). Nele, o formato do arquivo de entrada da malha incorporada será indicado por meio do *meshgeo*, neste caso, *abaqus*. O nome do arquivo de entrada que contém a descrição de malha está no *mgeoin*, enquanto o comando *meeout* é adicionado para que seja possível obter o arquivo de saída *.eeout*, utilizado para visualizar os resultados da simulação. Além disso, este cartão contém os comandos *background* e *matcell*, que é o número das pseudocélulas de fundo e quais são as células que formam a geometria, respectivamente (Werner, 2017).

Para ser possível visualizar o modo como a energia foi depositada sobre a estrutura, foi utilizado o *software ParaView 5.10.1*. Para isso, foi necessário realizar a conversão do arquivo de saída *.eeout* em um arquivo *.vtu* (VTK), por meio do script em python “*python3 Convert_MCNP_eeout_to_VTK.py test.eeout*”, elaborado por Joel A. Kulesza e Tucker C. McClanahan, do Los Alamos National Laboratory (Kulesza e McClanahan, 2019). Esta conversão, executada no terminal do Linux, gerou um arquivo do tipo “*test.eeout.vtu*”, que pode ser aberto no *ParaView* (Kulesza e McClanahan, 2019).

No *ParaView*, deve-se abrir o arquivo *.vtu* gerado anteriormente e, logo após, selecionar o máximo de energia no menu superior – neste caso, o de 1.000E+02. Em uma outra opção, também é possível selecionar a melhor escala para a visualização do gradiente de cores. Utilizando os modos de visualização *wireframe* e *volume*, pode-se ver o contorno das estruturas e dados volumétricos, respectivamente. Por fim, foi necessário selecionar a opção *Camera Parallel Projection* no menu *Properties*, para que na renderização dos dados a visão da câmera mantivesse as linhas de visão paralelas, mantendo corretas as proporções das estruturas.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Por meio das simulações computacionais realizadas com método Monte Carlo, foi possível estimar a energia depositada nas estruturas do objeto simulador e a incerteza percentual associada. Os valores obtidos encontram-se na Tabela 2.

Tabela 2: Energia depositada no útero, ovários e superfície da pele com e sem o DIU

Configuração	Energia depositada (MeV/g/source-particle)	Incerteza (%)
Útero*	4,97E-05	0,02
Útero	4,99E-05	0,02
Ovário esquerdo*	2,64E-05	0,09
Ovário esquerdo	2,64E-05	0,09
Ovário direito*	1,47E-05	0,12
Ovário direito	1,47E-05	0,12
Superfície da pele*	2,34E-06	0,00
Superfície da pele	2,34E-06	0,00

*Com DIU.

Fonte: A autora (2023).

Segundo o manual do MCNP 6.2, para uma incerteza ser considerada confiável, seu valor deve ser abaixo de 5% (Werner, 2017). Assim, os valores obtidos nas simulações, apresentados na Tabela 2 e no apêndice A, podem ser considerados confiáveis. Analisando os resultados, percebe-se que a energia depositada sobre o útero, óvários e superfície da pele foi numericamente igual para os casos com e sem o DIU. Uma possível explicação para este fato é a alta penetrabilidade da radiação gama, que pode atravessar a estrutura relativamente fina do DIU sem provocar grandes interações.

Mesmo que a presença da estrutura metálica durante o tratamento de braquiterapia não cause significativas mudanças nos valores de energia depositada sobre os órgãos, pode afetar a forma com que essa energia é depositada no útero. Na Figura 14 é possível visualizar o útero lateralmente no modo *wireframe* do *ParaView*, sendo que a escala de cores varia de 0,0E+00 (azul) até 1,0E-05 (vermelho). Na Figura 15 é possível observar o útero por meio do modo de visualização *volume* do *Paraview*.

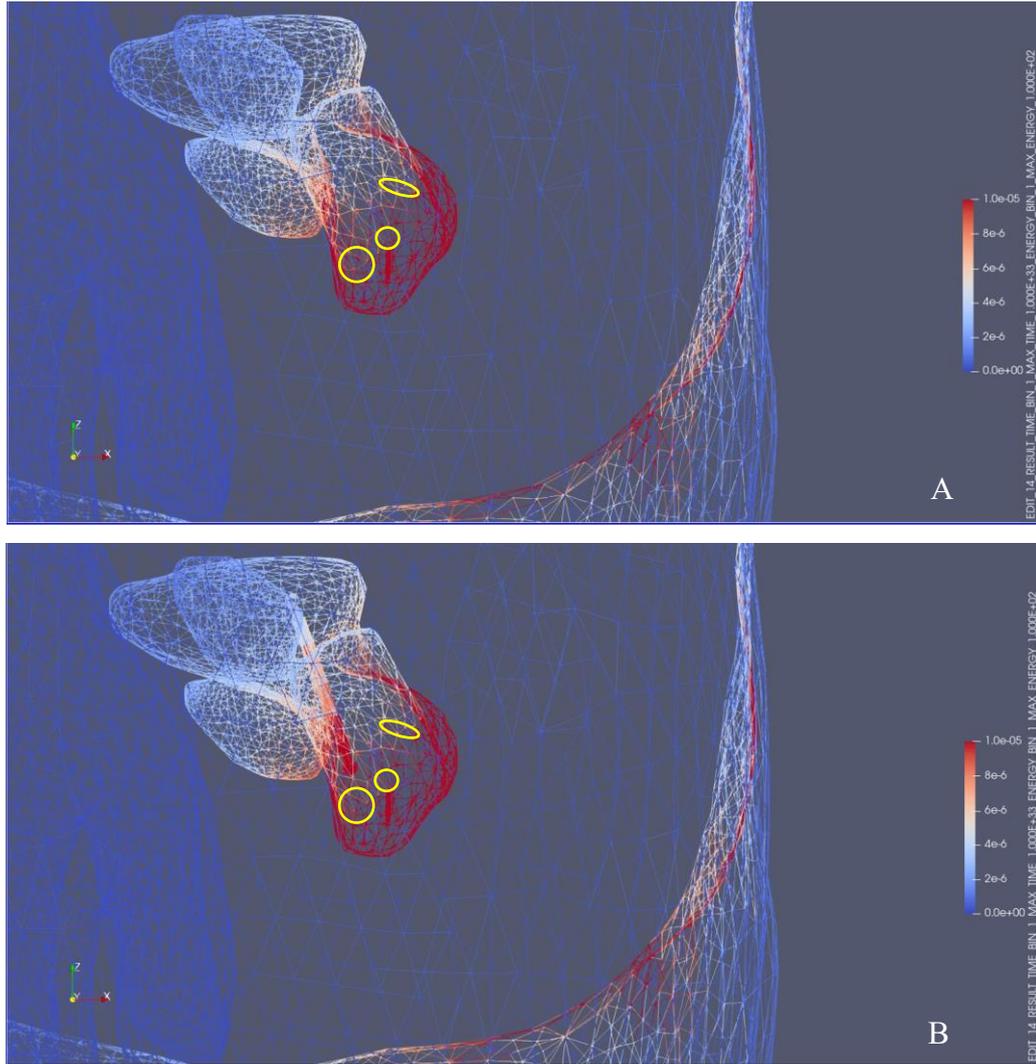


Figura 14: Distribuição da energia depositada no útero, nos casos sem e com DIU, no modo *wireframe*. As marcações amarelas envolvem os locais nos quais foram notadas diferenças na escala de cores entre as imagens, sendo: (A) sem o DIU e (B) com o DIU. **Fonte:** A autora (2023), utilizando o *software ParaView*.

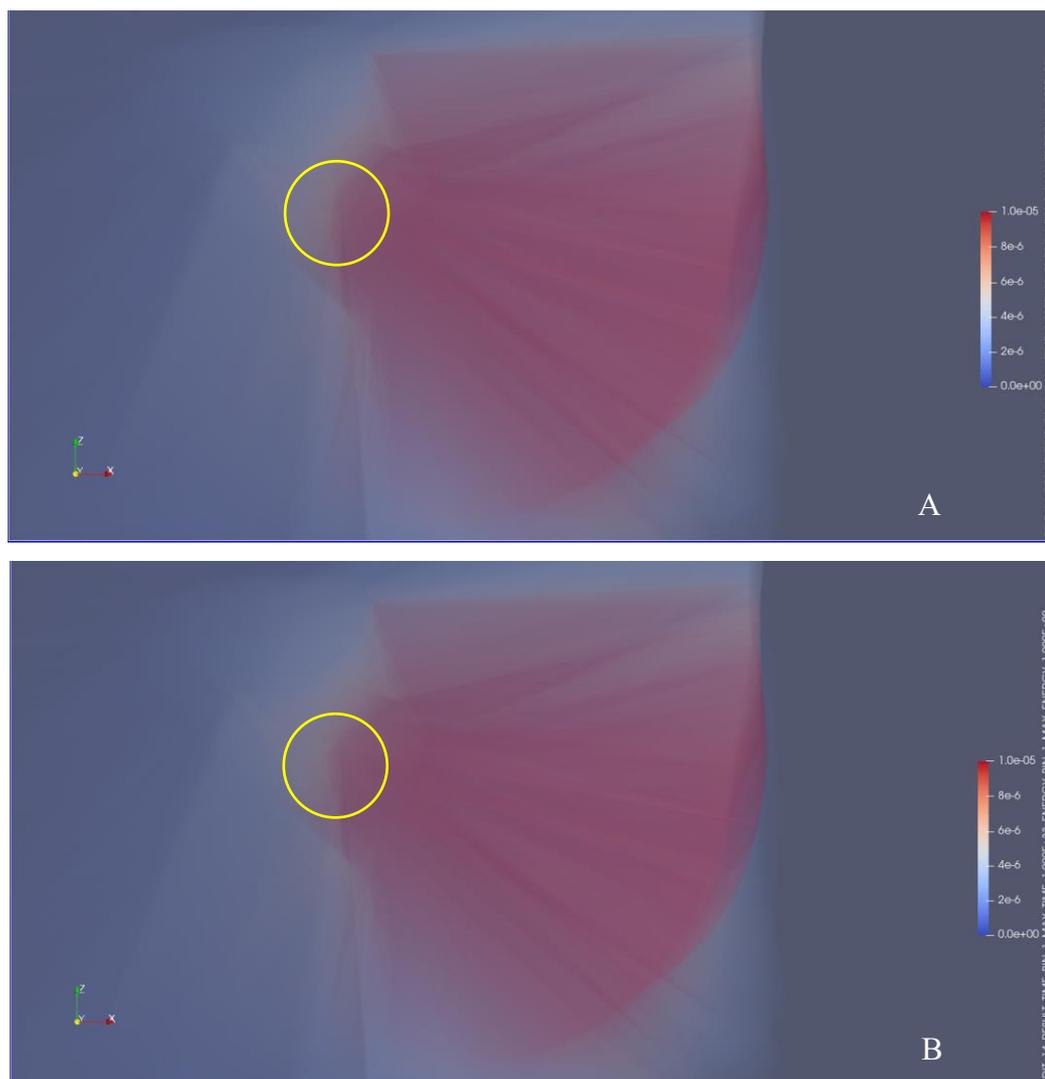


Figura 15: Distribuição da energia depositada no útero, nos casos sem e com DIU, no modo *volume*. As marcações amarelas envolvem os locais nos quais foram notadas diferenças na escala de cores entre as imagens, sendo: (A) sem o DIU e (B) com o DIU. **Fonte:** A autora (2023), utilizando o *software ParaView*.

É possível notar diferenças, mesmo que pequenas, na forma com que a energia é depositada no útero. Isto deve-se a interações da radiação com os componentes metálicos do dispositivo, que apresentam um número atômico maior do que o tecido uterino, influenciando nos efeitos fotoelétrico e Compton (Júnior *et al.*, 2023). Portanto, sugere-se a realização de novos estudos para verificar se estas diferenças podem impactar o tratamento braquiterápico, uma vez que existe uma discrepância entre o que foi planejado e o que foi entregue ao paciente.

Júnior *et al.* (2023) também realizaram simulações com o código MCNP 6.2, a fim de verificar a influência do DIU em um tratamento de radioterapia, mas, neste caso, sendo o tratamento realizado com uma fonte de cobalto (Co-60). Para representar a paciente, os autores

construíram um *phantom* BREP, que é composto por *Non-Uniform Rational B-Splines* (NURBS) e *polygonal mesh*. Ao comparar os resultados das simulações com e sem o DIU, foi verificado que quando o dispositivo está presente, a energia depositada é 0,007% maior do que quando o mesmo estava ausente. Além disso, as diferenças encontradas ao comparar as imagens dos dois casos no *ParaView* foram mais explícitas do que as encontradas no presente estudo. Isto é, de certa forma, esperado, pois a energia dos raios gama do Co-60 é maior do que a do Ir-192, sendo a fonte de cobalto utilizada para tratamentos de teleterapia, que abrangem uma região maior do corpo da paciente, quando comparada à braquiterapia com o Ir-192, que visa entregar a dose de forma focalizada no útero.

Ainda, Júnior *et al.* (2023) levantaram a questão de uma mudança na qualidade da imagem tomográfica realizada pré-tratamento, para o planejamento, quando tem-se a presença de um implante metálico. Essa mudança poderia trazer modificações no delineamento dos órgãos e demais estruturas, além de afetar a dosimetria. Quando pensa-se em um tratamento de braquiterapia ginecológica intracavitária, não é realizada uma tomografia computadorizada a partir da qual será realizado o planejamento, mas são feitas duas imagens radiográficas a partir das quais ocorrerá o planejamento pelo físico médico, sendo indispensáveis nos cálculos computadorizados que ocorrerão (INCA, 2008). Assim, uma vez que não consta outro estudo sobre a influência do DIU em um tratamento de braquiterapia para CCU na literatura, não é possível discorrer sobre qual impacto que o artefato gerado pelo DIU na imagem, pode acarretar no cálculo das doses realizado pelo *software* de planejamento.

6. CONCLUSÃO

Neste trabalho foi avaliada a influência de um dispositivo intrauterino de cobre TCU 380A na distribuição de dose no útero em um tratamento de braquiterapia. Foram avaliados os valores de energia depositada no útero, ovários e superfície da pele de um objeto antropomórfico virtual de superfície de malha, durante um tratamento de braquiterapia intracavitária ginecológica com Ir-192.

Para isso, foram realizadas simulações de Monte Carlo de uma geometria com a presença do DIU e outra sem, a fim de comparar os valores de energia depositada nos órgãos de interesse. Os valores obtidos para os dois casos foram numericamente semelhantes, sendo de $4,97E-05$ (*MeV/g/source-particle*) para o útero com o DIU e $4,99E-05$ (*MeV/g/source-particle*) para o útero sem o DIU. Aqui, vê-se que ocorreu um pequeno aumento de 0,40% na energia depositada no órgão, quando o dispositivo não estava presente, o que pode ser explicado pelo fato do material metálico absorver uma pequena parcela da radiação incidente. Para os demais órgãos, os valores foram idênticos nos dois cenários, sendo de $2,64E-05$ (*MeV/g/source-particle*) para o ovário esquerdo, $1,47E-05$ (*MeV/g/source-particle*) para o ovário direito e $2,34E-06$ (*MeV/g/source-particle*) para a superfície da pele. Mesmo que a presença do DIU não altere numericamente a energia depositada nos órgãos de interesse, constatou-se uma alteração na forma com que ela é depositada no útero.

Como perspectiva futura, pretende-se realizar simulações que reproduzam um planejamento de braquiterapia real, realizando as paradas da fonte radioativa ao longo do aplicador, a fim de verificar se os resultados obtidos concordarão com o exposto no presente trabalho. Além disto, sugere-se estudos com aceleradores lineares, para que seja possível obter conhecimento da influência do DIU em diversas formas de tratamento radioterápico.

REFERÊNCIAS

- ATTIX, F. H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. Weinheim: Wiley-VCH, 2004.
- BARRETO, D. S.; MAIA, D. S.; GONÇALVES, R. D.; SOARES, R. S. Dispositivo Intrauterino na Atenção Primária a Saúde: uma revisão integrativa. **Revista Brasileira de Medicina de Família e Comunidade**, v. 16, n. 43, p.2821, jan-dez 2021. Disponível em: <https://rbmfc.org.br/rbmfc/article/view/2821/1612>. Acesso em: 17 jun. de 2023.
- BEATTY, M. N.; BLUMENTHAL, P. D. The levonorgestrel-releasing intrauterine system: Safety, efficacy, and patient acceptability. **Therapeutics and Clinical Risk Management**, v. 5, n. 3, p. 561-574, jun. 2009. DOI: 0.2147/tcrm.s5624. Disponível em: <https://www.dovepress.com/the-levonorgestrel-releasing-intrauterine-system-safety-efficacy-and-p-peer-reviewed-fulltext-article-TCRM>. Acesso em: 17 jun. de 2023.
- BLENDER FOUNDATION. **Blender**. Uptodown, 2022. Disponível em: <https://www.blender.org/download/>. Acesso em: 01 set. de 2023.
- BORG, J.; ROGERS, D. W. O. **Monte Carlo Calculations of Photon Spectra in Air from Ir-192 Sources**. Mar. 1999. Disponível em: <https://people.physics.carleton.ca/~drogers/pubs/papers/pirs629r.pdf>. Acesso em 17 jun. 2023.
- BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHOLDT, E. M.; BOONE, J. M. **The Essential Physics of Medical Imaging**. 3 ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer, 2012.
- BUSSOLOTI, R. M. Tudo sobre radioterapia. **A. C. Camargo Cancer Center**, 2022. Disponível em: <https://accamargo.org.br/sobre-o-cancer/tratamento-oncologico/tudo-sobre-radioterapia>. Acesso em: 22 jun. de 2023.
- CANEVARO, L. Aspectos físicos e técnicos da Radiologia Intervencionista. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 101-115. DOI: 10.29384/rbfm.2009.v3.n1.p101-115. Disponível em: <https://www.rbfm.org.br/rbfm/article/view/50>. Acesso em: 18 abr. de 2023.
- CASTRO, R. C. **Cálculo de dose equivalente em órgãos de pacientes devido a fotonêutrons gerados em aceleradores lineares clínicos**. Dissertação (Mestrado em Ciências em Engenharia Nuclear), Universidade Federal do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro, p. 85, 2005. Disponível em: https://www.nuclear.ufrj.br/images/documentos/Dissertacao/2005/Tese_robson.pdf. Acesso em: 17 jun. de 2023.

CHANDRA, R. A.; KEANE, F. K.; VONCKEN, F. E. M.; THOMAS JR, C. R. Contemporary radiotherapy: present and future. **The lancet**, v. 398, n. 10295, p. 171-184, jul. 2021. DOI: 10.1016/S0140-6736(21)00233-6. Disponível em: [https://www.thelancet.com/journals/lancet/article/PIIS0140-6736\(21\)00233-6/fulltext](https://www.thelancet.com/journals/lancet/article/PIIS0140-6736(21)00233-6/fulltext). Acesso em: 24 jun. de 2023.

DOUYSSSET, G.; SANDER, T.; GOURIOU, J.; NUTBROWN, R. Comparison of air kerma standards of LNE-LNHB and NPL for Ir-192 HDR brachytherapy sources: EUROMET project no 814. **Physics in Medicine and Biology**, v. 53, n. 6, p. 85-97, mar. 2008. DOI: 10.1088/0031-9155/53/6/N02. Disponível em: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/53/6/N02>. Acesso em: 15 jun. de 2023.

FERREIRA, A. A.; ROZA, A. S.; NEVES, I. H.; ARGENTINA, C. I. M. Rejeição ao uso do dispositivo intra-uterino (DIU) como método contraceptivo em mulheres em idade reprodutiva. In: **9º Fórum Científico da FUNEC: Educação, Ciência e Tecnologia, 2018**. (Anais). Santa Fé do Sul. Resumo. v. 9, n. 9. Disponível em: <https://seer.unifunec.edu.br/index.php/forum/article/view/3864/3218>. Acesso em: 11 jun. de 2023.

FINOTTI, M. **Manual de anticoncepção**. São Paulo: Federação Brasileira das Associações de Ginecologia e Obstetrícia (FEBRASGO), 2015. Disponível em: <https://portaldeboaspraticas.iff.fiocruz.br/biblioteca/manual-de-anticoncepcao/>. Acesso em: 17 jun. de 2023.

GIORDANO, M. V.; GIORDANO, L. A.; PANISSET, K. S. Dispositivo intrauterino de cobre. **Femina**, v. 43, suplemento n. 1, p. 15-20, 2015. Disponível em: <https://pesquisa.bvsalud.org/portal/resource/pt/lil-754429>. Acesso em: 9 jun. de 2023.

HAN, H.; YEOM, Y. S.; CHOI, C.; MOON, S.; SHIN, B.; HA, S.; KIM, C. H. POLY2TET: a computer program for conversion of computational human phantoms from polygonal mesh to tetrahedral mesh. **Journal of Radiological Protection**, v. 40, n. 4, pp. 962-979, set. 2020. DOI: 10.1088/1361-6498/abb360. Acesso em: 01 set. 2023.

HOPPE, R. T.; PHILLIPS, T. L.; ROACH, M. **Leibel and Phillips Textbook of Radiation Oncology**. 3 ed. Philadelphia: Elsevier Saunders, 9 set. de 2010.

HSIA, J. K.; CREININ, M. D. Intrauterine Contraception. **Seminars in reproductive medicine**, v. 34, n. 3, p. 175-182, mai. 2016. DOI: 10.1055/s-0036-1571438. Disponível em: <https://www.thieme-connect.com/products/ejournals/abstract/10.1055/s-0036-1571438>. Acesso em: 11 jun. de 2023.

ICRU Report 89. **Prescribing, Recording, and Reporting Brachytherapy for Cancer of The Cervix**. Journal of the ICRU, v. 13, n. 1-2, abr. 2013.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Braquiterapia de alta taxa de dose para físicos: fundamentos, calibração e controle de qualidade – curso a distância.** [Rio de Janeiro: INCA, 2008]. Disponível em: https://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/braquiterapia_alta_taxa_dose_fisicos_fundamentos_calibracao_controle_qualidade.pdf. Acesso em: 23 set. de 2023.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA. **Deteção precoce do câncer.** [Rio de Janeiro: INCA, 2021]. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files/media/document/deteccao-precoce-do-cancer.pdf>. Acesso em: 19 jun. de 2023.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA. **Estimativa 2023: incidência de câncer no Brasil.** [Rio de Janeiro: INCA, 2022a]. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files/media/document/estimativa-2023.pdf>. Acesso em: 19 jun. de 2023.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA. **Informações sobre os fatores de risco para Câncer do Colo do Útero.** [Rio de Janeiro: INCA, 2022b]. Disponível em: <https://www.gov.br/inca/pt-br/assuntos/gestor-e-profissional-de-saude/controlado-cancer-do-colo-do-utero/fatores-de-risco>. Acesso em: 19 jun. de 2023.

International Commission on Radiation Protection. **Adult Reference Computational Phantoms.** Publication 110, Annals of the ICRP, v. 39, n. 2, 2009.

International Commission on Radiation Protection. **Adult Mesh-type Reference Computational Phantoms.** Publication 145, Annals of the ICRP, v. 49, n. 3, 2020.

Íridio: o metal abundante em meteoritos que se valorizou mais que o bitcoin. **BBC News Brasil**, 5 abr. de 2021. Disponível em: <https://www.bbc.com/portuguese/geral-56565198>. Acesso em: 17 mai. de 2023.

JÚNIOR, V. J. C.; SANTOS, M. C. M.; SOUZA, L. W. G.; PERINI, A. P.; RIBEIRO, C. A.; NEVES, L. P. Numerical dosimetry of a uterus with Copper IUD undergoing Co-60 radiotherapy treatment. **Revista Brasileira de Física Médica**, 17:704, ago. 2023. DOI: 10.29384/rbfm.2023.v17.19849001704. Disponível em: <https://rbfm.org.br/rbfm/article/view/704>. Acesso em: 31 out. de 2023.

KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P. **The Physics of Radiation Therapy.** 5 ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer, 2014.

KITWARE INC. **ParaView.** Fitware, Inc., 2023. Disponível em: <https://www.paraview.org/>. Acesso em: 04 set. 2023.

KRSTIC, D.; NIKEZIC, D.; JEREMIC, M. Z.; DOLICANIN, E.; MILADINOVIC, T. B.; ZIVKOVIC, M. Comparison between MCNP and planning system in brachytherapy of cervical cancer. **Applied Radiatin and Isotopes**, fev. 2023. DOI: 10.1016/j.apradiso.2022.110614. Acesso em: 23 set. de 2023.

KULESZA, J. A.; MCCLANAHAN, T. C. **A Python Script to Convert MCNP Unstructured Mesh Elemental Edit Output Files to XML-based VTK files**. Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, NM, USA, Tech. Rep. LA-UR-19-20291, [S. I.]: 13 set. de 2019, 39 p. DOI: 10.2172/1574726. Acesso em: 04 set. 2023.

MARTINS, M. C.; MENEZES, A. F.; SILVA, A. X.; SANTOS, D. S.; FILHO, P. P. Q.; SALMON, H.; PAVAN, G. A comparison between GEANT4 and MCNPX on the dosimetry of the Ir-192 MicroSelectron V2 HDR brachytherapy. *In: International Atlantic Conference 2011*. Belo Horizonte. Disponível em: https://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig_q=RN:43046462. Acesso em 17 jun. de 2023.

MCCONN JR, R. J.; GESH, C. J.; PAGH, R. T.; RUCKER, R. A.; WILLIAMS III, R. G. **Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling** (No. PNNL-15870 Rev. 1). Pacific Northwest National Laboratory (PNNL), Mar. 2011. Acesso em: 01 set. 2023.

METROPOLIS, N. The Beginning of the Monte Carlo Method. **Los Alamos Science Special Issue**, 1987. Disponível em: : <https://library.lanl.gov/cgi-bin/getfile?00326866.pdf>. Acesso em: 05 dez. 2023.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Manual Técnico Para Profissionais De Saúde – Diu Com Cobre T Cu 380 A**. Departamento de Ações Progmáticas Estratégicas, Brasília - DF, 6 jun. de 2018. Disponível em: https://portaldeboaspraticas.iff.fiocruz.br/wpcontent/uploads/2018/12/manual_diu_08_2018.pdf. Acesso em: 11 jun. de 2023.

MINISTÉRIO DA SAÚDE; INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Manual para Técnicos em Radioterapia**. [Rio de Janeiro: INCA, 2000a]. Disponível em: https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files//media/document//pqrt_man_tec_rdtrp.pdf. Acesso em: 22 jun. de 2023.

MINISTÉRIO DA SAÚDE; INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Blindagem em Radioterapia: Técnicas e Normas**. [Rio de Janeiro: INCA, 2000b]. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/publicacoes/livros/blindagem-em-radioterapia-tecnica-e-normas>. Acesso em: 01 set. de 2023.

NAEEM, H.; CHEN, C.; ZHENG, H.; CAO, R.; PEI, X.; HU, L.; WU, Y. Investigation of Dosimetric Parameters of Ir-192 MicroSelectron v2 HDR Brachytherapy Source Using EGSnrc Monte Carlo Code. **arXiv:1601.03177**, jan. 2016. Disponível em:

<https://arxiv.org/abs/1601.03177v1>. Acesso em: 12 jun. 2023.

O que é Simulação de Monte Carlo? **IBM Cloud Education**, 2020. Disponível em: <https://www.ibm.com/br-pt/topics/monte-carlo-simulation>. Acesso em: 22 jun. de 2023.

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

ORGANIZAÇÃO PAN-AMERICANA DA SAÚDE - OPAS. **Tratamento do câncer do colo do útero**. Set 2016. Disponível em: <https://www.paho.org/pt/documentos/folheto-informativo-tratamento-do-cancer-do-colo-do-utero>. Acesso em: 19 jun. de 2023.

PADILHA, C. M. L.; JUNIOR, M. L. C. A.; SOUZA, S. A. L. Cytopathologic evaluation of patients submitted to radiotherapy for uterine cervix cancer. **Revista da Associação Médica Brasileira**, v. 63, n. 4, abr. 2017. DOI: 10.1590/1806-9282.63.04.379. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/ramb/a/xxjwrVVwbQ9CFxbPVpfLk4r/abstract/?lang=en>. Acesso em: 22 jun. de 2023.

PARKIN, D. M.; BRAY, F. Chapter 2: The burden of HPV-related cancers. **Vaccine**, 24 Suppl 3:S3, p. 11-25, ago. 2006. DOI: 10.1016/j.vaccine.2006.05.111. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0264410X06006840?via%3Dihub>. Acesso em: 19 jun. de 2023.

PODGORSK, E. B. **Radiation Physics for Medical Physicists**. Germany: Springer, 2006.

Radioterapia. **Instituto Nacional de Câncer**, 20 jun. de 2022. Disponível em: <https://www.gov.br/inca/pt-br/aceso-a-informacao/perguntas-frequentes/radioterapia#:~:text=O%20que%20%C3%A9%20radioterapia%3F,o%20paciente%20n%C3%A3o%20sente%20nada>. Acesso em: 22 jun. de 2023.

ROLINDO, N. C. **Determinação da atividade de fontes radioativas seladas de irídio-192 em desuso**. 2020. Dissertação (Mestrado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo. São Paulo, p. 97, 2020. Disponível em: <https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/85/85131/tde-18092020-162836/pt-br.php>. Acesso em: 17 jun. de 2023.

ROSTELATO, M. E.; RELA, P. R.; ZEITUNI, C. A.; FEHER, A.; MANZOLI, S. E.; MOURA, J. A.; MOURA, E. S.; SILVA, C. P. G. Development and production of radioactive sources used for cancer treatment in Brazil. **Nukleonika**, v. 53, suppl. 2, p. 99-103, 2008. Disponível em: <http://repositorio.ipen.br/handle/123456789/4934>. Acesso em: 22 jun. de 2023.

SANTOS, W. S.; XAVIER, D. A. A.; SANTOS, C. J.; NEVES, L. P.; BELINATO, W.; VALENÇA, J. V. B.; PERINI, A. P. Dosimetric evaluation in brachytherapy and teletherapy for prostate cancer using Monte Carlo simulation and anatomically realistic virtual

anthropomorphic phantom. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 209, ago. 2023. DOI: 10.1016/j.radphyschem.2023.11100. Acesso em: 01 set. 2023.

SCHIFFMAN, M.; CASTLE, P. E.; JERONIMO, J.; RODRIGUEZ, A. C.; WACHOLDER, S. Human papillomavirus and cervical cancer. **Lancet**, v. 370, n. 9590, p. 890-907, set. 2007. DOI: 10.1016/S0140-6736(07)61416-0. Disponível em: [https://www.thelancet.com/journals/lancet/article/PIIS0140-6736\(07\)61416-0/fulltext](https://www.thelancet.com/journals/lancet/article/PIIS0140-6736(07)61416-0/fulltext). Acesso em: 19 jun. de 2023.

SHULTIS, J. K.; FAW, R. E. **An MCNP Primer**. Dept. os Mechanical and Nuclear Engineering Kansas State University, Manhattan, NY, USA: rev. 12 dez de 2011, 45 p.

TAUHATA, L.; SALATI, I.; DI PRINZIO, R.; DI PRINZIO, A. R. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. 9ª revisão. Rio de Janeiro: Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2013.

THULER, L. C. S. Mortalidade por câncer do colo do útero no Brasil. **Revista Brasileira de Ginecologia e Obstetrícia**, v. 30, n. 5, p. 216-218, mai. 2008. DOI: 10.1590/S0100-72032008000500002. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/rbgo/a/CgsfzsvTWYZXtjWxMJcz5YQ/>. Acesso em: 19 jun. de 2023.

TURNER, J. E. **Atoms, Radiation, and Radiation Protection**. 3 ed. Weinheim: Wiley-VCH, 2007.

WERNER, C. J. **MCNP User's Manual**. Code Version 6.2. Manual Rev. 0. Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, NM, USA, Tech. Rep. LA-UR-1729981, [S. I.]: 27 out. de 2017, 746 p.

World Health Organization. **WHO/UNFPA Tcu380A intrauterine device technical specification**. Working document QAS/21.886/Rev1, Jul. 2021. Acesso em: 30 ago. 2023.

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. DOI: 10.29384/rbfm.2009.v3.n1.p141-149. Disponível em: <https://www.rbfm.org.br/rbfm/article/view/52/v3n1p141>. Acesso em: 22 jun. de 2023.

APÊNDICE A – Valores da energia depositada em todas as estruturas simuladas.

Tabela A.1: Energia depositada na geometria [MeV/g/source-particle] e incerteza percentual associada – simulação com DIU

Configuração	Energia depositada (MeV/g/source-particle)	Incerteza (%)
Útero	4,97E-05	0,02
Ovário esquerdo	2,64E-05	0,09
Ovário direito	1,47E-05	0,12
Superfície da pele	2,34E-06	0,00
Anel de cobre horizontal 1 do DIU	8,78E-05	0,97
Anel de cobre horizontal 2 do DIU	8,96E-05	0,96
Anel de cobre vertical do DIU	1,28E-04	0,35
Haste horizontal de PET do DIU	2,29E-05	2,15
Haste vertical de PET do DIU	6,22E-05	1,43
Esfera de PET do DIU	6,94E-05	1,20
Núcleo da fonte de Ir-192	9,19E-04	0,31
Encapsulamento da fonte de Ir-192	2,46E-04	0,64
Cabo da fonte de Ir-192	2,26E-04	0,99
Mesa	1,72E-07	0,01
Chão	2,46E-10	0,02
Parede 1	1,17E-09	0,01
Parede 2	1,14E-09	0,01
Parede 3	3,98E-10	0,02
Parede 4	8,88E-10	0,01
Pé da mesa 1	1,84E-09	0,44
Pé da mesa 2	2,28E-09	0,40
Pé da mesa 3	2,20E-09	0,40
Pé da mesa 4	1,84E-09	0,44

Fonte: A autora (2023).

Tabela A.2: Energia depositada na geometria [MeV/g/source-particle] e incerteza percentual associada – simulação sem DIU

Configuração	Energia depositada (MeV/g/source-particle)	Incerteza (%)
Útero	4,99E-05	0,02
Ovário esquerdo	2,64E-05	0,01
Ovário direito	1,47E-05	0,02
Superfície da pele	2,34E-06	0,01
Núcleo da fonte de Ir-192	9,20E-04	0,02
Encapsulamento da fonte de Ir-192	2,47E-04	0,01
Cabo da fonte de Ir-192	2,26E-04	0,02
Mesa	1,72E-07	0,02
Chão	2,46E-10	0,02
Parede 1	1,17E-09	0,01
Parede 2	1,14E-09	0,02
Parede 3	3,98E-10	0,01
Parede 4	8,88E-10	0,01
Pé da mesa 1	1,84E-09	0,44
Pé da mesa 2	2,28E-09	0,40
Pé da mesa 3	2,20E-09	0,40
Pé da mesa 4	1,84E-09	0,44

Fonte: A autora (2023).