

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

INSTITUTO DE FÍSICA

GRADUAÇÃO EM FÍSICA MÉDICA

MARIA CLARA MENDES DOS SANTOS

**AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA DO USO DO DIU DE COBRE
NO TRATAMENTO RADIOTERÁPICO COM CO-60**

Uberlândia
2022

MARIA CLARA MENDES DOS SANTOS

**AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA DO USO DO DIU DE COBRE
NO TRATAMENTO RADIOTERÁPICO COM CO-60**

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

Área de concentração: Física Médica

Orientador: Prof. Dr. Lucio Pereira Neves

MARIA CLARA MENDES DOS SANTOS

**AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA DO USO DO DIU DE COBRE
NO TRATAMENTO RADIOTERÁPICO COM CO-60**

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

Uberlândia, 16 de dezembro de 2022.

Banca examinadora:

Dr. Lucio Pereira Neves (Orientador)

Me. Valter José Coutinho Júnior (Membro Titular)

Ma. Roseane Eloiza Máximo Silva (Membro Titular)

Agradecimentos

Gostaria de dedicar meu trabalho de conclusão de curso e agradecer a Deus, por estar sempre presente em minha vida e por todas as oportunidades que Ele me oferece todos os dias, aos meus amados pais Anderson e Monica, ao meu querido irmão Gabriel e aos meus maravilhosos familiares, meus avós, madrinhas e padrinho, tios e primos, só nós sabemos as ligações e mensagens que recebi tarde da noite para saber como eu estava e a preocupação e a atenção que vocês sempre tiveram comigo durante todo o caminho, é com lágrimas de orgulho e gratidão nos olhos que escrevo isso, o suporte que vocês me deram ultrapassa tudo que eu poderia receber um dia.

Agradeço também aos meus queridos amigos e irmãos de coração, companheiros de escola, de vida, de graduação, e outros laços que construí ao longo do tempo, que sempre estiveram dispostos a me apoiar e a me ouvir, vocês são luz em minha vida e, com certeza, deixaram tudo mais leve.

Além disso, quero agradecer a todos os profissionais da educação que já passaram pela minha história, desde o primário, espero que vocês saibam o quanto foram fundamentais para essa jornada.

Um agradecimento especial aos meus queridos orientadores Lucio e Ana Paula, vocês me mostraram uma capacidade que existia dentro de mim que eu mesma desconhecia.

Agradeço, por fim, aos meus colegas de pesquisa, pela parceria que construímos durante esse estudo, por todo o apoio e por todas as ideias compartilhadas, e à Física Médica Cintia Ribeiro pela idealização de um projeto tão importante para a qualidade de vida das mulheres em tratamento radioterápico para o câncer de colo uterino.

Este trabalho foi realizado com o apoio das agências de fomento Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) por meio das bolsas de Produtividade em Pesquisa 312124/2021-0 (Ana Paula Perini) e 314520/2020-1 (Lucio Pereira Neves), pelo Programa MAI DAI 403556/2020-1, pelo Projeto UNIVERSAL 407493/2021-2 e Projeto INCT 406303/2022-3; e FAPEMIG, por meio dos projetos APQ-02934-15, APQ-03049-15 e APQ-04215-22.

"Olha à tua volta. Olha para aquilo que alcançaste até hoje. É tão bonito o teu caminho. Não há outro igual. Ninguém ultrapassou por ti as dificuldades que a vida deixou cair no teu percurso, ninguém venceu por ti os teus medos, ninguém olhou para as estrelas como tu, ninguém te mostrou a saída do labirinto nas noites escuras. Foste tu. O caminho que vês é o caminho que te mostra. É o caminho que construístes que te revela e que te leva ao teu encontro. Foste tu a conseguir chegar até aqui. Andaste à chuva por dentro de ti e debaixo da tempestade, quando o coração não sabia por onde seguir. Andaste em círculos e conseguiste avançar, andaste perdido e conseguiste não te perder, não sabias para onde ir e nunca deixaste de seguir. É tão bonito o teu caminho. Transformaste as mágoas em amor e todas as tristezas deram flor. Aprendeste a crescer quando a vida te pôs à prova e fizeste da dor sabedoria e luz. Olha à tua volta. Olha para as tuas mãos. Não têm nada, dizes tu. Digo-te eu que mãos assim nunca estarão vazias. Mãos de dar a mão à vida."

(Elisabete Bárbara)

Resumo

O câncer de colo uterino (CCU) é uma neoplasia que apresenta como uma de suas formas de tratamento a radioterapia utilizando uma fonte de Co-60, disposta a uma distância de 60 a 100 cm do paciente, para controlar as células tumorais presentes no volume irradiado. Há casos em que, mulheres que já utilizavam como método contraceptivo Dispositivos Intrauterinos (DIU) antes de desenvolverem o CCU, são submetidas a essa terapia e, devido ao crescimento do colo do útero, não podem remover tal artefato. O objetivo deste trabalho é avaliar os reflexos gerados pelo uso do DIU de cobre em mulheres que estejam em tratamento radioterápico com Co-60. Por meio da técnica de simulação de Monte Carlo, utilizando o software MCNP 6.2, foram avaliados cenários com e sem o uso do DIU de cobre. Ao comparar os resultados obtidos percebeu-se que a deposição de energia para o útero sem o DIU foi 0,007% maior para o útero e 0,005% maior para o phantom Linda 1.0, que as duas situações com a presença do DIU, com incertezas de até 0,01%. Por meio deste estudo, pôde-se concluir que a presença do DIU não alterou significativamente a energia depositada no útero durante a terapia com Co-60, porém, percebeu-se certa diminuição no valor incertezas de acordo com o aumento do número de partículas consideradas nos cenários, conferindo, portanto, maior precisão nos resultados.

Palavras-chave: dispositivos intrauterinos (DIU), MCNP, câncer cervical, Co-60.

Abstract

Uterine cervix cancer (CCU) is a neoplasm that presents as one of its forms of treatment radiotherapy using a Co-60 source, placed at 60 to 100 cm from the patient, to control the tumor cells present in the irradiated volume. There are cases in which women who already used Intrauterine Devices (IUD) as a contraceptive method before developing CCU, are submitted to this therapy and, due to the growth of the cervix, cannot remove such artifact. The objective of this study is to evaluate the consequences of using copper IUD in women who are undergoing radiotherapy treatment with Cobalt 60. Through the Monte Carlo simulation technique, using the MCNP 6.2 software, scenarios were evaluated with and without the use of copper IUD. Comparing the results obtained it was noticed that the energy deposition for the uterus without the IUD was 0.007% higher for the uterus and 0.005% higher for the phantom Linda 1.0, than the two situations with the presence of the IUD, with uncertainties up to 0.01%. Through this study, it could be concluded that the presence of the IUD did not significantly alter the energy deposited in the uterus during therapy with Co-60, but a certain decrease in the uncertainty value was noticed according to the increase in the number of particles considered in the scenarios, therefore conferring greater precision in the results.

Keywords: intrauterine devices (IUD), MCNP, cervical cancer, Co-60.

Lista de Tabelas

Tabela 1: Informações sobre o isótopo de Co-60.	17
Tabela 2: Comparação entre máquinas de Co-60 e os LINAC de energia única quanto de múltiplas energias.	20
Tabela 3: Custos para máquinas de Co-60 e LINAC, de energia única e de múltiplas energias, em Euros.	21
Tabela 4: Parâmetros utilizados no código.	32
Tabela 5: Interpretação do erro relativo	33
Tabela 6: Energia depositada no útero para $1E5$ partículas.	33
Tabela 7: Energia depositada no útero para $1E9$ partículas.	33
Tabela 8: Energia depositada no humanóide para $1E5$ partículas.	34
Tabela 9: Energia depositada no humanóide para $1E9$ partículas.	34

Lista de Figuras

Figura 1: Estágios do câncer de colo uterino. Fonte: LIGA CONTRA O CÂNCER, 2021.....	14
Figura 2: Gráfico da atividade em Ci, correspondente a 1g, do Co-60 e do Sr-90, conforme a passagem dos anos. Fonte: UNITED STATES ENVIRONMENTAL PROTECTION AGENCY, 2022.	17
Figura 3: Esquema de decaimento do Co-60. Fonte: CONNOR, 2020.....	18
Figura 4: Espectros de NaI (Tl) e HPGe para o Co-60. Fonte: CONNOR, 2020.....	18
Figura 5: DIU Mirena. Fonte: UNMEDICARE, 2022.....	22
Figura 6: DIU de cobre TCu 380. Fonte: MEDICAL EXPO VIRTUAL EXPO GROUP, 2022.	23
Figura 7: Probabilidade de ocorrência dos processos de interação de fótons com a matéria para a variação do número atômico Z e da energia dos fótons (em MeV). Fonte: SÁ <i>et al.</i> , 2017.....	26
Figura 8: Esboço de um DIU de cobre 380 e 375, cujas dimensões são, respectivamente, $(36 \times 32)\text{mm}^2$ e $(34 \times 36,2)\text{mm}^2$. Fonte: A autora.....	29
Figura 9: Esboço do DIU Mirena e Kyleena, cujas dimensões são, respectivamente, $(32 \times 32)\text{mm}^2$ e $(30 \times 28)\text{mm}^2$. Fonte: A autora.....	30
Figura 10: Esboço do útero, visão frontal e lateral, com dimensões de 86,6 mm de altura e 42,6 mm de largura. Fonte: A autora	30

Lista de abreviaturas e/ou siglas

HPV – Papilomavírus humano

CCU – Câncer de colo uterino

LInDa – Laboratório de Instrumentação e Dosimetria da Universidade Federal de Uberlândia.

DIU – Dispositivos Intrauterinos

MCNP – *Monte Carlo N-Particle*

DNA - Ácido Desoxirribonucleico

HDR – alta taxa de dose

LDR – baixa taxa de dose

ICRU – *International Commission on Radiation Units and Measurements*

MLC - colimador multifolhas

RVS - sistema de registro e verificação

EPID - dispositivo eletrônico de imagem de portal

FWHM – Largura à meia altura (*full width at half maximum*)

LINAC – *Linear particle accelerator* (acelerador linear)

ICRP – *International Commission on Radiological Protection*

LARCs – Contraceptivos reversíveis de longa duração (*Long-Acting Reversible Contraception*)

Z – Número atômico

LET – Transferência Linear de Energia

B-rep / BREP - *Boundary Representation*

NURBS - *Non-Uniform Rational B-Splines*

PM - *Polygonal Mesh*

TM - *Tetrahedral Mesh*

NPS - Número de histórias (*Number of particles*)

Sumário

1. Introdução	Erro! Indicador não definido.
1.1. Objetivos	Erro! Indicador não definido.
2. Revisão da literatura.....	Erro! Indicador não definido.
2.1. Câncer de colo uterino.....	Erro! Indicador não definido.
2.2. Tratamento radioterápico para o câncer de colo uterino	Erro! Indicador não definido.
2.2.1. Braquiterapia	Erro! Indicador não definido.
2.2.2. Teleterapia	Erro! Indicador não definido.
2.3. Cobalto 60	Erro! Indicador não definido.
2.4. Terapia com Co-60.....	Erro! Indicador não definido.
2.5. Dispositivos intrauterinos.....	Erro! Indicador não definido.
2.5.1. Dispositivo intrauterino hormonal	Erro! Indicador não definido.
2.5.2. Dispositivo intrauterino não hormonal	Erro! Indicador não definido.
2.6. Interação da radiação com a matéria	Erro! Indicador não definido.
2.6.1. Interação da radiação eletromagnética com a matéria	Erro! Indicador não definido.
2.6.2. Interação de partículas carregadas com a matéria.....	Erro! Indicador não definido.
2.7. O método de Monte Carlo na análise dos dados	Erro! Indicador não definido.
2.8. Lei dos Grandes Números	Erro! Indicador não definido.
3. Materiais e métodos	Erro! Indicador não definido.
3.1. DIU.....	Erro! Indicador não definido.
3.2. O código MCNP 6.2.....	Erro! Indicador não definido.
3.3. Simuladores antropomórficos	Erro! Indicador não definido.
3.4. Fonte radioativa.....	Erro! Indicador não definido.
5. Resultados e discussões.....	Erro! Indicador não definido.
6. Conclusão.....	Erro! Indicador não definido.
Referências bibliográficas	Erro! Indicador não definido.

1. Introdução

O carcinoma de colo uterino, em conjunto com o câncer de mama e o câncer de cólon, é a forma mais comum de tumor maligno encontrado em mulheres, com uma estimativa de 16.710 novos casos em 2020 no Brasil, e se encontra entre as principais causas de morte em países em desenvolvimento (INCA, 2021). É uma doença de evolução lenta, que apresenta como principal condição de risco para o avanço de suas lesões precursoras (cerca de 90% dos casos) a infecção persistente pelo HPV, juntamente com fatores como tabagismo, imunossupressão, quantidade de parceiros sexuais, dentre outros (INCA, 2021; PADILHA et al, 2017).

Desde o final do século 19, diferentes formas de tratamento contra o câncer foram desenvolvidas, sempre na busca por melhores resultados (MORELLE, 2017). Inicialmente a cirurgia para a retirada de tumores foi o tratamento a ser considerado, porém, com a descoberta da radiação, novas formas de terapia foram elaboradas e resultados melhores foram alcançados. Atualmente, a escolha da melhor forma de tratamento para o também chamado câncer cervical, depende de vários fatores, sendo um deles o estágio da doença. Em estágios iniciais, pode ser realizada a retirada total ou parcial do órgão afetado e, em estágios mais avançados, em que a cirurgia já não é a mais ideal forma de tratamento, é feita a radioterapia isolada ou em conjunto com a quimioterapia (PIMENTEL et al, 2020). Em geral, o tratamento radioterápico para o CCU envolve, inicialmente, o emprego da teleterapia, por meio de unidades de telecobalto (presente em apenas alguns países) ou LINAC, e em seguida a braquiterapia intracavitária (1º SEMINÁRIO EM RADIOTERAPIA, 2001).

Em alguns casos, mulheres que fazem o uso de dispositivos intrauterinos como método contraceptivo, desenvolvem, durante esse período, o câncer de colo uterino e se veem na necessidade de realizar um tratamento composto por radioterapia, que usa da radiação ionizante para destruir as células tumorais (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE INSTITUIÇÕES FILANTRÓPICAS DE COMBATE AO CÂNCER, 2016). Porém como tal neoplasia advém de lesões não tratadas que resultaram na infecção do colo do útero, um certo inchaço é gerado nessa região, impedindo as mulheres de removerem esse artefato para a realização da terapia. A presença do DIU no interior do útero da paciente pode levar a mudanças na distribuição de dose, não previstas pelos softwares de planejamento.

Por isso, neste trabalho, foi realizado um estudo sobre a influência do dispositivo intrauterino na deposição de energia nos tecidos do útero durante a radioterapia com Co-60.

Foram realizadas simulações de Monte Carlo, com o software MCNP 6.2 (WERNER, 2017, 2018), em que foi considerada apenas a técnica de teleterapia utilizando uma fonte de Co-60, a qual, apesar dos avanços tecnológicos atuais, possui simplicidade e baixo custo, sendo ainda empregada em países em desenvolvimento (HEALY et al., 2017). O dispositivo intrauterino analisado foi o DIU de cobre, TCU 380A, que, segundo avaliações realizadas, seria o que apresenta maior probabilidade de interferir de alguma forma no tratamento.

1.1. **Objetivos**

O objetivo deste trabalho é observar, por meio da técnica de simulação de Monte Carlo, a influência, de forma numérica, do DIU no tratamento radioterápico com Co-60, para o câncer cervical, e a interferência gerada pelo número de histórias definido no código na obtenção dos resultados. Para essa análise foi utilizado um código, já desenvolvido previamente pelo aluno de doutorado Valter Coutinho utilizando o software MCNP 6.2, em que foram simuladas situações com e sem a presença do DIU de cobre, ambas para 1E5 e 1E9 histórias.

2. **Revisão da literatura**

2.1. **Câncer de colo uterino**

O câncer de colo de útero é a terceira neoplasia do aparelho genital feminino mais comum e uma das principais causas de morte em países emergentes (GOULART et al., 2016). O também chamado câncer cervical é uma doença de evolução lenta, cujo principal fator de risco para o desenvolvimento de suas lesões precursoras é a infecção, de forma persistente, pelo Papilomavírus Humano (HPV), bem como fatores como tabagismo e imunossupressão (INCA, 2021; PADILHA et al, 2017).

O Papilomavírus Humano (HPV) é dividido nas classes oncogênica, ou de alto risco, e não oncogênica. A infecção pelo HPV da classe oncogênica, é um fator importante, porém não suficiente, para o desenvolvimento de neoplasias do colo uterino, logo, apenas uma pequena quantidade de mulheres infectadas com essa classe de HPV desenvolverão anormalidades

significativas e o câncer. A maioria das infecções por HPV é transitória (CENTRO DE COMUNICAÇÃO SOCIAL UFMG, 2014), porém, a pequena fração dessas infecções que for persistente, se possuir duração maior que 1 ano, pode indicar fortemente o risco de uma neoplasia cervical ou câncer (DA ROSA et al, 2009).

Para o câncer de colo de útero, existem diferentes formas de tratamento, que podem ser conciliadas de forma a gerar um prognóstico mais favorável para a paciente. Esses diferentes planejamentos variam de acordo com uma série de fatores, principalmente com o estadiamento da neoplasia (Figura 1), a qual pode estar apenas limitada ao colo (I), invadindo a vagina e os paramétrios (II e III) ou infiltrada em estruturas extrauterinas (IV) (DA ROSA et al., 2021). Pode ser realizada, por exemplo, a retirada total ou parcial do órgão afetado por meio de cirurgia, sendo o mais indicado para os estágios iniciais da doença, além de ser possível também o uso da radioterapia isolada, ou em conjunto com a quimioterapia em casos mais avançados, nos quais a cirurgia já não é mais viável, devido ao comprometimento de estruturas essenciais aderidas ao tumor (PIMENTEL et al., 2020).

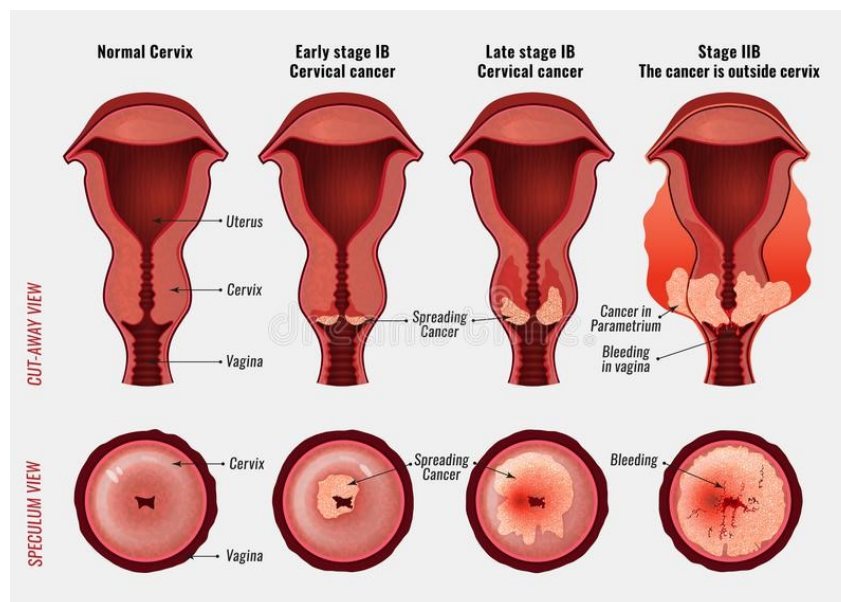


Figura 1: Estágios do câncer de colo uterino. Fonte: LIGA CONTRA O CÂNCER, 2021.

2.2. Tratamento radioterápico para o câncer de colo uterino

A radioterapia é um procedimento em que predominam feixes de fótons de megavoltagem empregados para que as células tumorais deixem de se reproduzir ou para que haja morte celular, por meio de uma dose de radiação pré-calculada para o volume de tecido

que envolve o tumor. Seu objetivo é fornecer a dose necessária para o controle tumoral gerando o mínimo de prejuízo às células saudáveis circundantes, cujo papel na regeneração do local irradiado é vital (PADILHA et al., 2017).

Como a radiação ionizante corresponde a ondas eletromagnéticas com energia necessária para desprender os elétrons dos átomos (OKUNO, 2010), ao interagir com os tecidos, elétrons rápidos são produzidos e o meio é ionizado, gerando, por exemplo, a hidrólise da água e a quebra de fitas de DNA, os quais possibilitam a morte celular (PRO-ONCO, 1993). A resposta a essa interação dependerá de fatores como a sensibilidade do tumor ao feixe, sua localização e oxigenação, assim como a quantidade e a qualidade da radiação e o tempo total da aplicação (PADILHA et al., 2017; PRO-ONCO, 1993).

O tratamento mais utilizado para o câncer de colo uterino, quando a doença não pode ser contida em seu estágio inicial, envolve duas modalidades, o emprego da radioterapia por feixe externo na pelve da mulher, a chamada teleterapia, juntamente com a quimioterapia e, em sequência, a braquiterapia intracavitária, realizada com a inserção de uma fonte radioativa dentro ou próxima ao tumor. Esta corresponde a radioterapia intrauterina adaptativa e guiada por imagem (DA ROSA et al, 2021). As fontes mais utilizadas na teleterapia e na braquiterapia intracavitária são Co-60, Cs-137, Au-198, Ir-192, I-125, Pd-103 e Sr-90, as quais podem ser fabricadas em forma de tubos, agulhas, fios ou sementes (DA SILVA, 2010).

2.2.1. Braquiterapia

A braquiterapia é uma forma de tratamento em que as fontes radioativas são empregadas por meio de instrumentos específicos, próximo ou dentro da lesão tumoral

(ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE INSTITUIÇÕES FILANTRÓPICAS DE COMBATE AO

CÂNCER, 2016). Pode ser classificada quanto a taxa de dose emitida pela fonte, sendo mais comum a baixa taxa de dose (LDR) e a alta taxa de dose (HDR) (ONCOVIDA, s.d.), e quanto a localização do tumor, podendo ser intracavitária (inserida em cavidades próximas ao tumor), intraluminal, intersticial, superficial, intraoperatoria ou intravascular, dentre outras formas (DA SILVA, 2010). A vantagem desse tipo de tratamento é o rápido declínio da dose com o aumento da distância da fonte em questão, o que prioriza a região a ser tratada e preserva os tecidos normais adjacentes, por exemplo, uma fonte de Ir-192, diminui 5,5% por milímetro

nas distâncias para a fonte entre 1 e 2 cm e 4% por milímetro para distâncias entre 2 e 3 cm (PEREIRA et al., 2001).

A braquiterapia de HDR tem sido a mais empregada em razão de suas vantagens na forma de administração da radiação, no número de aplicações por um período, além de serem gerados menores efeitos colaterais (DA ROSA et al., 2021). Atualmente, na maioria das unidades de HDR, é utilizada uma fonte cilíndrica de Ir-192, cuja atividade inicial é de aproximadamente 10 Ci e meia vida de 74 dias. A energia dos fótons emitidos estão entre 0,136 MeV e 1,06 MeV com energia média de 0,38 MeV (DA SILVA, 2010).

2.2.2. Teleterapia

A teleterapia é uma modalidade em que a radiação ionizante, geralmente raios X ou raios gama, é produzida em uma fonte, proveniente de LINAC ou unidades de Co-60, disposta a uma certa distância do alvo, que gera um feixe de fótons com energia média de 1,25 MeV (DA SILVA, 2010). No caso do câncer de colo uterino, a fonte, localizada a uma distância de 60 a 100 cm da paciente, libera radiação ao redor da bacia de forma que o colo do útero e os tecidos circundantes sejam atingidos (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2000).

O tipo de radiação a ser utilizada na radioterapia é determinado considerando a localização do alvo do tratamento. O feixe de elétrons, por exemplo, é utilizado em casos em que o tumor é mais superficial, devido a sua baixa penetrabilidade. Já os feixes de fótons podem ser utilizados em qualquer profundidade, por apresentarem maior penetrabilidade, sendo geralmente empregados quando o alvo de tratamento é mais profundo. Quanto maior a energia dos fótons, menor é a dose de entrada, diferentemente dos elétrons que, quanto maior sua energia for, maior será a dose de entrada. De acordo com a ICRU 38 (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, 2022), a escolha da fonte utilizada depende também de propriedades como a energia dos fótons, sua meia vida, dimensões e atividade, bem como do tipo de tratamento escolhido (DA SILVA, 2014).

A duração total de um tratamento para o CCU envolvendo a radioterapia externa e a braquiterapia, não deve ultrapassar 8 semanas, para que a terapia não seja prejudicada com a repopulação de células neoplásicas. A dose utilizada na radioterapia externa pélvica varia de acordo com o critério adotado pela instituição, mas em geral é de 45 a 50 Gy com fração diária de 1,8 a 2 Gy. Já o recomendado para a braquiterapia HDR, que é preferencialmente iniciada

na segunda semana desde o início do tratamento, é de três a seis frações, com doses de 6 a 8 Gy por fração. Em alguns serviços, uma dose complementar de 10 a 20 Gy, é administrada à região lateral do útero por meio da teleterapia pélvica, já que essa região praticamente não recebe dose durante a braquiterapia devido à grande distância entre a fonte radioativa, os aplicadores, e o tecido em questão (DA SILVA, 2010).

2.3. Cobalto 60

O cobalto é um metal sólido em condições normais, que apresenta propriedades semelhantes às do ferro e do níquel. Seu isótopo mais comum é o Co-60, cujas informações estão presentes na Tabela 1, que é um subproduto das reações ocorridas em um reator nuclear, em que hastes metálicas são expostas a radiação de nêutrons (UNITED STATES ENVIRONMENTAL PROTECTION AGENCY, 2022).

Tabela 1: Informações sobre o isótopo de Co-60.

Isótopo	Meia vida	Massa de 1 Ci (37 GBq)	Tipo de partículas emitidas no decaimento	Energia dos raios gama
Co-60	1925 dias =	883 μ g	Partículas β^-	1,173MeV (100%)
	5,27 anos		Raios gama	1,332MeV (100%)

Fonte: a autora.

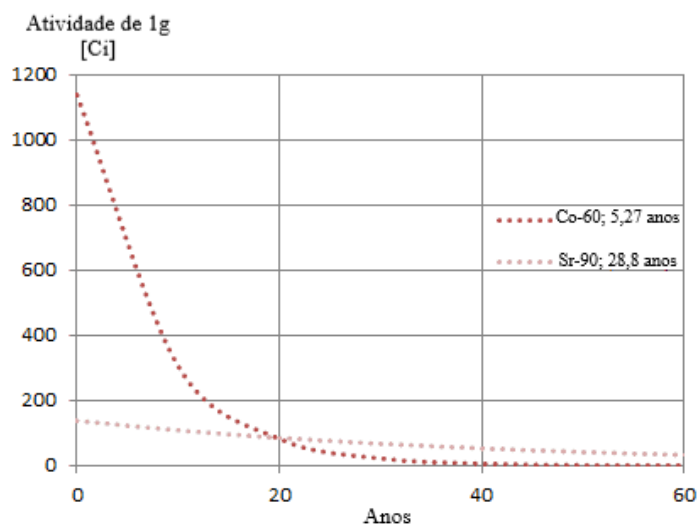


Figura 2: Gráfico da atividade em Ci, correspondente a 1g, do Co-60 e do Sr-90, conforme a passagem dos anos. Fonte: UNITED STATES ENVIRONMENTAL PROTECTION AGENCY, 2022.

Tal isótopo é um elemento radioativo que possui uma meia vida de 5,2747 anos, como mostrado na Figura 2, e que decai emitindo principalmente radiação gama, cujo espectro, pode ser observado na imagem abaixo (Figura 3).

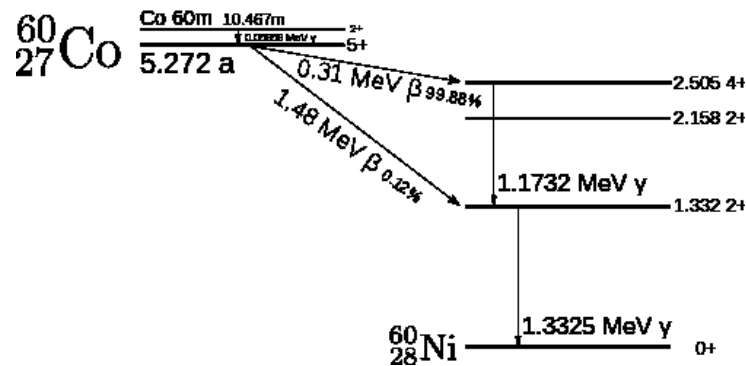


Figura 3: Esquema de decaimento do Co-60. Fonte: CONNOR, 2020.

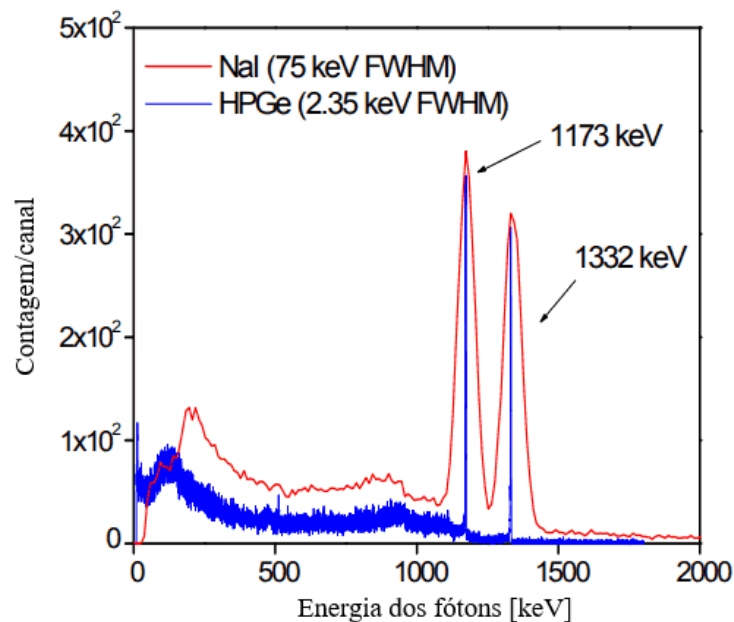


Figura 4: Espectros de NaI (TI) e HPGe para o Co-60. Fonte: CONNOR, 2020.

Como pode-se observar na Figura 4, o espectro apresenta dois picos significativos, os chamados fotopicos de raios gama, localizados em 1173,2 keV e 1332,5 keV e respostas para energias mais baixas, que indicam efeito Compton, um pico de retroespalhamento e dois picos menores correspondentes a formação de pares elétron pósitron quando os fótons de aniquilação escapam (CONNOR, 2020).

É importante lembrar que os fotopicos são gerados quando o raio gama transfere toda a sua energia para o material sensível do detector e, por isso, correspondem a picos de energia total (CONNOR, 2020). Já os picos de retroespalhamento ocorrem quando raios gama, com energia máxima de 200 keV, interagem por efeito Compton no material circundante ao detector e retornam para o volume sensível. Os picos de aniquilação se resultam de raios gama, com energia superior a 1,02 MeV, que possibilitam a produção de pares elétron-pósitron ou então a aniquilação de um pósitron no detector (CONNOR, 2020).

O Co-60 é encontrado no ambiente devido ao seu descarte, em pequenas quantidades, proveniente de instalações nucleares. Ele é utilizado como fonte radioativa em várias aplicações industriais, como em dispositivos de nivelamento e medidores de espessura, e em hospitais, na radioterapia, em que a exposição a esse isótopo ocorre de forma intencional e é devidamente controlada de forma a maximizar os benefícios do tratamento (UNITED STATES ENVIRONMENTAL PROTECTION AGENCY, 2022).

2.4. Terapia com Co-60

Unidades de Co-60, juntamente com os LINAC, são as máquinas mais utilizadas na radioterapia de feixe externo, a chamada teleterapia, na qual feixes de alta energia são empregados com o objetivo de controlar as células tumorais (LI, 2016). Instauradas na década de 50, as máquinas de Co-60 foram dominantes na radioterapia até os anos de 1970, com o advento de novas tecnologias e a introdução dos LINAC. Porém, mesmo com a ascensão dos LINAC, as máquinas de Co-60 ainda são muito utilizadas em países em desenvolvimento, como o Brasil, onde existem atualmente 2048 equipamentos deste tipo, segundo o banco de dados DIRAC (HEALY et al, 2016).

As unidades de Co-60, além de serem extremamente confiáveis, apresentam uma simplicidade que reduz bastante os custos de operação e manutenção, os requisitos de blindagem, bem como o tempo de inatividade da máquina em comparação aos LINAC, que exigem maior infraestrutura e manutenção devido à complexidade de seus componentes, proteção para nêutrons e maior treinamento dos trabalhadores. Mesmo que a segurança seja mais complexa para as máquinas de Co-60, por se tratar de uma fonte radioativa de alta atividade, e que o decaimento dessa fonte possa afetar o rendimento dos pacientes tratados, ao se comparar com o tempo de manutenção exigido para eventualidades nos LINAC, percebe-se

que este também pode afetar gravemente o rendimento dos pacientes. O tempo de manutenção exigido é de cerca de 8 dias para um LINAC e de 3 dias para uma máquina de Co-60 (ADAMS; WARRINGTON, 2014).

Na tabela 02, estão dispostas as características mais relevantes das máquinas de Co-60 e dos LINAC tanto de energia única quanto de múltiplas energias (HEALY et al, 2016).

Tabela 2: Comparação entre máquinas de Co-60 e os LINAC de energia única quanto de múltiplas energias.

	Máquina de Co-60	LINAC energia única	LINAC múltiplas energias
Características físicas	Relativamente simples	Equipamentos elétricos complexos	Equipamentos elétricos complexos
Requisitos de blindagem	Depósito de concreto	Depósito de concreto com paredes grossas	Depósito de concreto com paredes mais grossas
Funcionários	Linha de base	Superior a linha de base. Necessário mais treinamento	Mais alto que o LINAC de energia única. Necessário mais treinamento
Custo	Linha de base	Ligeiramente superior a linha de base	Significativamente maior do que a linha de base
Segurança	Medidas necessárias para a fonte	Medidas fáceis de cumprir	Medidas fáceis de cumprir
Troca da fonte	A cada 5 anos	N/D	N/D
Uso clínico	Técnicas de tratamento mais simples	Técnicas de tratamento mais complexas	Técnicas de tratamento mais complexas e tratamentos superficiais com elétrons
Rendimento do paciente	Afetado pelo decaimento da fonte	Afetado pela escassez de manutenção	Afetado pela escassez de manutenção

Fonte: (HEALY et al, 2016)

Na tabela 03, estão dispostos os custos indicativos para máquinas de LINACS e de Co60, em Euros, considerando 15 anos como a vida máxima para ambas as técnicas, após 1 ano de garantia em que reparos e manutenção estão incluídos (HEALY et al, 2016).

Tabela 3: Custos para máquinas de Co-60 e LINAC, de energia única e de múltiplas energias, em Euros.

	Máquina de Co-60 excluindo MLC, EPID e RVS	LINAC de 6 MV com MLC, EPID e RVS	LINAC multi- energia (incluindo elétrons) com MLC, EPID e RVS.
Custo inicial com 1 ano de garantia	600000	900000	1500000
Contrato de serviço de 14 anos	500000	1260000	2100000
Trocas de fonte	280000	NA	NA
Custo total em 15 anos	1380000	2160000	3600000

MLC: colimador multifolhas; RVS: sistema de registro e verificação; EPID: dispositivo eletrônico de imagem de portal.

Fonte: (HEALY et al, 2016)

2.5. Dispositivos intrauterinos

O DIU, ou dispositivo intrauterino, é um dispositivo essencialmente feito de polietileno, de formato variável, que é inserido pelo colo do útero e alocado na cavidade uterina, com o objetivo de evitar a gravidez (FERREIRA et al, 2018). É, portanto, um mecanismo de contracepção do grupo dos LARC (Long-Acting Reversible Contraception), sigla em inglês para dispositivos contraceptivos reversíveis de longa duração (SLYWITCH et al,

2021). Atualmente há dois tipos de dispositivos intrauterinos, os quais se diferem pelos seus mecanismos de ação conforme sua composição, classificados em DIU hormonais (compostos de levonorgestrel) e não hormonais (compostos de cobre) (GIORDANO et al, 2015).

2.5.1. Dispositivo intrauterino hormonal

O dispositivo intrauterino hormonal, composto por levonorgestrel, apresenta seu mecanismo de ação baseado no efeito gerado na morfologia e na função endometrial, pela liberação contínua desse hormônio, que aumenta a apoptose das glândulas com diminuição da espessura endometrial e do tamanho das glândulas, dificultando a ascensão dos espermatozoides pela cavidade uterina e diminuindo a capacidade de implantação no útero (HSIA et al, 2016). Esse dispositivo apresenta uma estrutura de polietileno e uma membrana, que é uma mistura de polidimetilsiloxane e levonorgestrel, moldada em torno do braço vertical para liberar a medicação (ANDRADE et al, 1998).

O DIU Mirena, Figura 05, também chamado de SIU (sistema intrauterino) por conter o hormônio progesterona, é o mais comum entre os dispositivos hormonais e apresenta uma haste de polietileno, com um reservatório hormonal de 52 mg de levonorgestrel, medindo 32 mm de comprimento e largura. Há também o Kyleena, que apresenta o mesmo formato, porém menor que o Mirena, com dimensões de 30 mm de comprimento e 28 mm de largura, composto por levonorgestrel de 19,5 mg (HSIA et al, 2016).

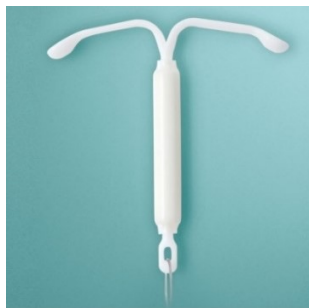


Figura 5: DIU Mirena. Fonte: UNMEDICARE, 2022.

2.5.2. Dispositivo intrauterino não hormonal

O dispositivo intrauterino não hormonal, composto por cobre, é um método de contracepção reversível, de alta eficiência, de longa duração e livre de hormônios. Seu mecanismo promove alterações bioquímicas e morfológicas no endométrio e muco cervical, baseando-se na resposta ao polietileno, ao cobre e aos sais de cobre no endométrio, que são interpretados pelo organismo como um corpo estranho (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2021). É produzida então uma reação inflamatória que provoca as mudanças no endométrio responsáveis por comprometer a motilidade e a qualidade dos espermatozoides ali presentes, o que indica

maior efeito espermicida no endométrio e reduz sua capacidade de penetração no muco cervical pela alteração gerada no muco cervical, que o torna mais espesso (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2018).

O DIU de cobre TCu 380, Figura 06, o mais comum entre os dispositivos não hormonais, é composto por um pequeno e flexível artefato de polietileno em forma de T, que apresenta um anel em cada braço da haste horizontal e um fio de cobre enrolado em sua haste vertical (DEPARTAMENTO DE AÇÕES PROGRAMÁTICAS ESTRATÉGICAS, 2018; SECRETARIA DE SAÚDE, 2019). Há também o DIU de cobre 375, semelhante ao DIU convencional, porém em forma de ferradura para se fixar melhor na cavidade uterina, e o DIU de cobre com prata 380, cuja prata tende a reduzir a oxidação do cobre (CASSIANO, 2021).



Figura 6: DIU de cobre TCu 380. Fonte: MEDICAL EXPO VIRTUAL EXPO GROUP, 2022.

Os materiais mais comuns que compõem os dispositivos intrauterinos e que se comportam como o meio material que sofre interação com a radiação são: polietileno de menor e de maior densidade (resultantes da polimerização do etileno), cobre ($Z = 29$), copolímero de etileno e acetato de vinila (polímero de lenta decomposição derivado do petróleo), sulfato de bário ($Z = 56$), usado como contraste radiológico pelo aumento do efeito fotoelétrico, fio de náilon, presente no conjunto das poliamidas (polímeros termoplásticos formados por moléculas de amida unidas por ligações peptídicas (GEDEL PLÁSTICOS, s.d.), cobre e prata ($Z = 47$), fios com óxido de ferro (já que a irradiação por raios-X e gama, com as energias e doses utilizadas clinicamente, não alteraram suas propriedades físico-químicas), polipropileno (polímero termoplástico derivado do propileno ou propeno, subproduto da refinação do petróleo), aço inoxidável, silicone, que é um polímero misto de material orgânico e inorgânico, membrana de silicone composta por polidimetilsiloxano e sílica coloidal (dióxido de silício coloidal), fio de polipropileno e nitinol, que é uma liga metálica de níquel ($Z = 28$) e titânio ($Z = 22$).

2.6. Interação da radiação com a matéria

Durante a interação com um material, como os dispositivos intrauterinos, a radiação pode gerar nele três tipos de interação, a excitação atômica ou molecular, a ionização e a ativação do núcleo. Na excitação atômica ou molecular, os elétrons se deslocam para níveis mais altos de energia e, ao retornarem a seu estado inicial, emitem energia, na forma de raios X característicos. Já na ionização, a molécula recebe uma maior energia que remove os elétrons de seus orbitais, o que pode originar íons positivos, elétrons livres de alta energia, ou radicais livres (se há quebra de ligações químicas). Finalmente, a ativação do núcleo, que ocorre para energias superiores a energia de ligação dos nucleons, pode gerar reações nucleares, resultando em um núcleo restante, na emissão de radiação e na absorção de nêutrons térmicos, a depender da natureza do material irradiado e da possibilidade de o nêutron ser capturado pelo núcleo (IAEA, s.d.).

A radiação pode ser considerada ionizante ou não, de acordo com a energia do feixe, ou seja, energias iguais ou superiores à energia de ligação entre as partículas do átomo são consideradas ionizantes. A radiação ionizante pode ser classificada em diretamente ionizante, composta por partículas com carga elétrica (elétrons), e indiretamente ionizante, as partículas sem carga elétrica (fótons). O processo que ocorre com a radiação diretamente ionizante é direto, logo, as partículas carregadas interagem por força elétrica com os orbitais provocando assim ionizações. Já as partículas indiretamente ionizantes, por não possuírem carga elétrica, transmitem sua energia para partículas com carga e essas partículas carregadas interagem com o meio provocando a maioria de suas interações por interação coulombiana (IAEA, s.d.).

Portanto, a interação da radiação com a matéria se divide em dois grupos: a interação das partículas carregadas com a matéria e a interação da radiação eletromagnética com a matéria. Como os tipos de radiação usados na radioterapia para o câncer de colo uterino são principalmente fótons e elétrons, serão abordados a seguir esses dois grupos.

2.6.1 Interação da radiação eletromagnética com a matéria (radiação X e gama)

A radiação eletromagnética apresenta um caráter ondulatório, além de não possuir carga e massa, e por isso, ao adentrar em um material, pode percorrer um grande caminho antes de realizar a primeira interação, conforme a seção de choque, ou seja, a probabilidade

de ocorrência dessa interação para cada especificidade de evento (DE SÁ et al., 2017). Os principais tipos de interação para esse tipo de radiação são o efeito fotoelétrico, o efeito Compton e a produção de pares (IAEA, s.d.).

No efeito fotoelétrico a energia da radiação eletromagnética é transferida totalmente a um elétron orbital, o qual é emitido com uma energia cinética definida como a energia do fóton incidente subtraída da energia que liga o elétron ao átomo do material (GOMES, 2014). Sua predominância ocorre para baixas energias, porém maiores que a energia que liga o elétron ao átomo, e para elementos químicos com um elevado número atômico. Sua probabilidade de ocorrência aumenta com Z^4 e decresce rapidamente com o aumento da energia, sendo a maior possível quando a energia do fóton incidente for igual a menor energia necessária para que o efeito ocorra, ou seja, igual a energia de ligação (IAEA, s.d.; DE SÁ et al., 2017).

No efeito Compton, prevaemente para energias intermediárias, ocorre o espalhamento do fóton incidente por um elétron circundante, de menor energia de ligação, apenas parte de sua energia é então transferida e o restante é emitido na forma de outro fóton com uma energia mais baixa e direção diferente. A energia do fóton espalhado depende de fatores como a energia do fóton incidente e o ângulo de espalhamento, sendo ela mínima para ângulos igual a 180° e máxima para 0° .

A produção de pares é a forma predominante de interação para altas energias, ocorrendo apenas para fótons com energia acima de 1,022 MeV (GOMES, 2014). Eles, portanto, interagem com o forte campo elétrico de um núcleo com número atômico elevado e a radiação é dissipada, resultando assim em um par elétron pósitron (MENEZES, 2008). A energia cinética dessas duas partículas é transferida para o material e o pósitron volta a se unir a um elétron desse meio, resultando portando em dois fótons, com energia de 511 keV cada (GOMES, 2014; IAEA, s.d.).

Resumindo, o efeito fotoelétrico é o de maior ocorrência para energias de fótons suficientemente baixas e, conforme a energia aumenta, essas interações fotoelétricas diminuem e o efeito Compton passa a ser a interação dominante (IAEA, s.d.). Já para fótons com energias mais altas, acima de alguns MeV, a produção de pares passa a ser o principal tipo de interação de fótons (IAEA, s.d.) como mostra a Figura 7.

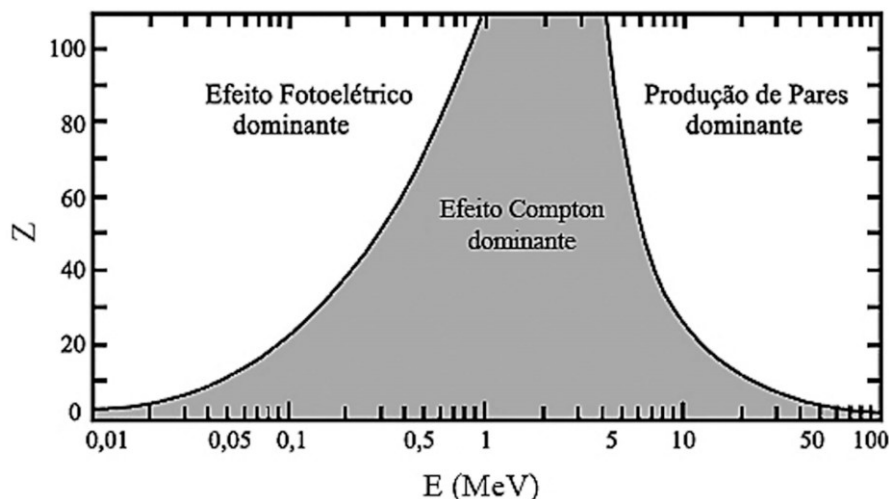


Figura 7: Probabilidade de ocorrência dos processos de interação de fótons com a matéria para a variação do número atômico Z e da energia dos fótons (em MeV). Fonte: SÁ *et al.*, 2017.

2.6.2 Interação de partículas carregadas com a matéria

A interação para partículas diretamente ionizantes, abrange todas as partículas carregadas que foram emitidas durante transformações nucleares, sejam elas leves ou pesadas, e que transferem energia por meio dos processos de excitação, ionização e freamento, a partir da interação com elétrons orbitais ou com os núcleos atômicos do material (MENEZES, 2008).

Em meio as diversas formas de interação das partículas carregadas com a matéria, estão as colisões inelásticas, na qual a energia do sistema diminui, e as colisões elásticas, em que a energia do sistema permanece constante. As colisões inelásticas podem ocorrer com o átomo, em que há pouca perda de energia e momento e a excitação dos elétrons é mais provável, com um elétron fortemente ligado, na qual há grande perda de energia e a ionização do átomo é mais provável, e com o núcleo, em que ocorre uma perda significativa de energia na forma de raios X de bremsstrahlung. Já as colisões elásticas podem ocorrer com o núcleo, na qual a partícula que dele se aproxima sofre um grande desvio em sua trajetória. Há também a aniquilação de pósitrons, que ocorre a partir do choque de pósitrons, de velocidade muito baixa, com um elétron, o par, portanto, desaparece e dois fótons são emitidos com energia de 0,511 MeV cada (MENEZES, 2008).

Quando uma partícula carregada transita no meio, sua trajetória é desviada pela interação com o campo elétrico do átomo, processo conhecido como Espalhamento de

Rutherford. Normalmente esses desvios são ínfimos, porém, devido à elevada frequência das colisões, o sentido de deslocamento da partícula altera significativamente. Ela então perde energia, conforme ioniza e excita os átomos do meio, por Bremsstrahlung e por produção de pares elétron-pósitron (MENEZES, 2008).

O poder de freamento dessas partículas indica a perda de energia por unidade de caminho, que depende do quadrado da carga da partícula e aumenta com a diminuição de sua velocidade. É importante lembrar que a energia envolvida no processo de colisão é absorvida próxima à trajetória e a energia dissipada pela radiação é utilizada para criar fótons que podem interagir a grandes distâncias em relação ao seu ponto inicial (MENEZES, 2008; TAUHATA et al., 2003).

Considera-se que toda a energia perdida por essas partículas é absorvida pelo meio, por isso, define-se a transferência linear de energia, que mede a quantidade média de energia pelo meio por unidade de percurso realizado pela partícula (densidade de ionizações do meio). Para fótons, a LET refere-se aos elétrons liberados nos processos de interação (MENEZES, 2008).

2.7. O método de Monte Carlo na análise dos dados

As simulações de Monte Carlo são um método matemático baseado em tentativa e erro, com um gerador de números aleatórios aceitos ou não a depender da área de interesse, utilizado para indicar prováveis resultados de um evento marcado por incertezas. Batizado em homenagem a cidade dos jogos de azar, é uma técnica criada por John von Neumann e Stanislaw Ulam, durante um trabalho realizado na Segunda Guerra Mundial para o programa de bombas atômicas liderado pelos Estados Unidos, o Projeto Manhattan (TEODORO, 2020). Neste projeto, eles estudavam sobre a difusão dos nêutrons das bombas em diferentes materiais fissionados, o que deu origem ao uso da técnica de Monte Carlo como ferramenta de pesquisa de transporte de radiação (IBM CLOUD EDUCATION, 2020).

O Método de Monte Carlo é, portanto, uma ferramenta matemática utilizada em diversos ramos da ciência com o objetivo de simular questões que podem ser representadas por uma sequência de variáveis aleatórias indexadas. Devido a sua importante utilidade, essa técnica tem se tornado atualmente uma ferramenta padrão para vários ramos nas áreas

terapêutica e de diagnóstico da Física Médica, como as simulações de transporte de radiação, os cálculos de dose absorvida, dentre outras grandezas. Conforme apresentado por Yoriyaz, 2009:

O Método de Monte Carlo (MMC) é um método que pode ser descrito como um método estatístico, no qual se utiliza uma sequência de números aleatórios para a realização de uma simulação. A essência do MMC, aplicado a transporte de radiação, consiste em estimar determinadas quantidades, observando-se o comportamento de um número grande de eventos individuais. Assim, qualquer cálculo de Monte Carlo é iniciado com a criação de um modelo que representa o sistema real de interesse (por exemplo, detector, corpo humano, etc.). A partir de então, simulam-se as interações da radiação com este modelo por meio de amostragens aleatórias das PDF (funções densidade de probabilidade) que caracterizam esse processo físico. À medida que o número de histórias das partículas (conjunto de eventos que ocorrem com a partícula) simuladas aumenta, melhora-se a qualidade do comportamento médio do sistema, caracterizado pela diminuição das incertezas estatísticas das grandezas de interesse (Yoriyaz, 2009).

2.8. Lei dos Grandes Números

É uma das principais leis da teoria da probabilidade que aponta que, à medida que o número de amostras aumenta, tendendo ao infinito, mais o valor médio estimado se aproxima do valor esperado, ou seja, considerando uma variável aleatória y , que representa o valor numérico de um experimento aleatório, e y_1, y_2, \dots, y_n , amostras de y , a média amostral disposta na Eq. 1 (NETO; DA SILVA, 2019):

$$\bar{y}_n(n) = \frac{1}{n}(y_1 + \dots + y_n) \quad (\text{Eq. 1})$$

Converge para o valor esperado (μ), segundo a Eq. 2:

$$\bar{y}_n(n) \rightarrow \mu \quad (\text{Eq. 2})$$

Conforme o número de histórias tende ao infinito, como mostrado na Eq. 3 (NETO; DA SILVA, 2019):

$$n \rightarrow \infty \quad (\text{Eq. 3})$$

Tal lei foi enunciada primeiramente pelo matemático Gerolamo Cardano que afirmou que a precisão tende a aumentar com o número de tentativas, posteriormente, demonstrada por

Jacob Bernoulli em sua obra “*Ars Conjectandi*” em 1713, e descrita de forma detalhada, em 1830 pelo matemático Siméon Denis Poisson (WIKIPEDIA, 2022).

3. Materiais e métodos

3.1. DIU

Para a realização deste trabalho, inicialmente, mesmo com a escassez de material sobre esse assunto na literatura, foram realizadas pesquisas em bibliotecas online a fim de buscar artigos e trabalhos científicos relacionados ao tema. Em seguida, foram estudados, de forma detalhada, os tipos de dispositivos intrauterinos, bem como características, como suas dimensões e sua composição, para a realização de esboços, como mostrado nas Figuras 8 e 9, que foram essenciais para a definição dos parâmetros utilizados na montagem do código para as Simulações de Monte Carlo.

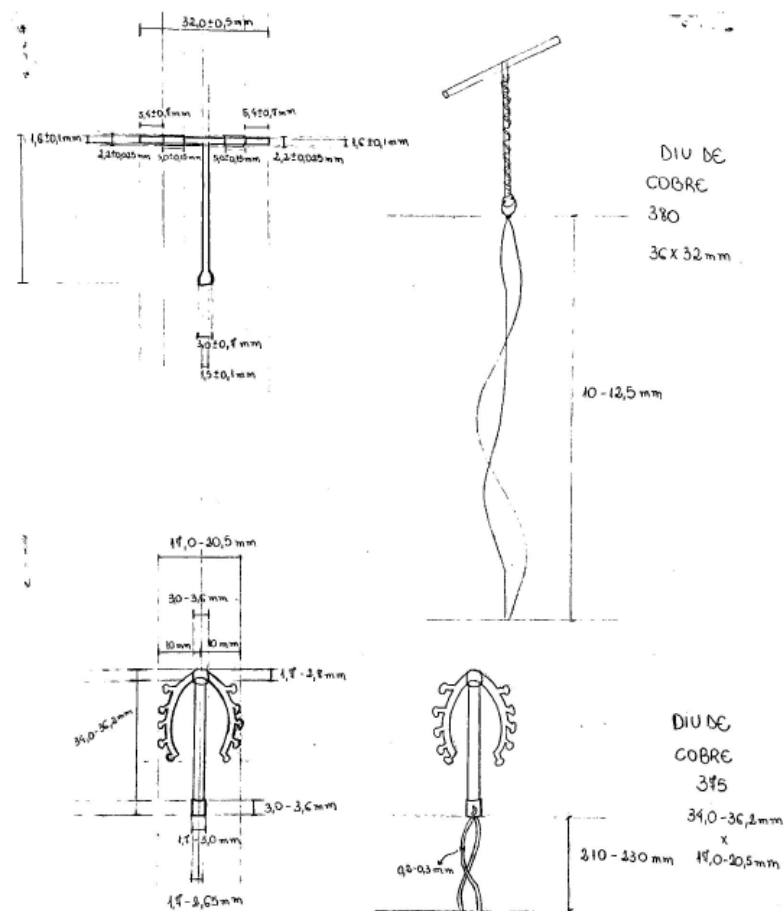


Figura 8: Esboço de um DIU de cobre 380 e 375, cujas dimensões são, respectivamente, $(36 \times 32) \text{ mm}^2$ e $(34 \times 36,2) \text{ mm}^2$. Fonte: A autora

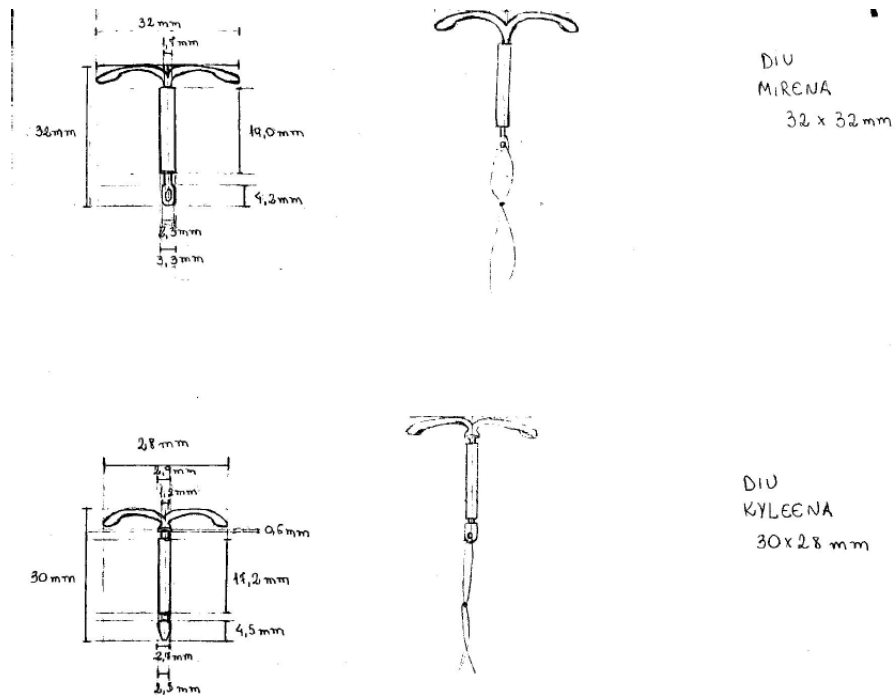


Figura 9: Esboço do DIU Mirena e Kyleena, cujas dimensões são, respectivamente, $(32 \times 32)\text{mm}^2$ e $(30 \times 28)\text{mm}^2$. Fonte: A autora

Isso foi feito também para o útero, sendo estudadas sua composição e suas dimensões, considerando uma mulher nulípara em idade reprodutiva, como mostrado na Figura 10.

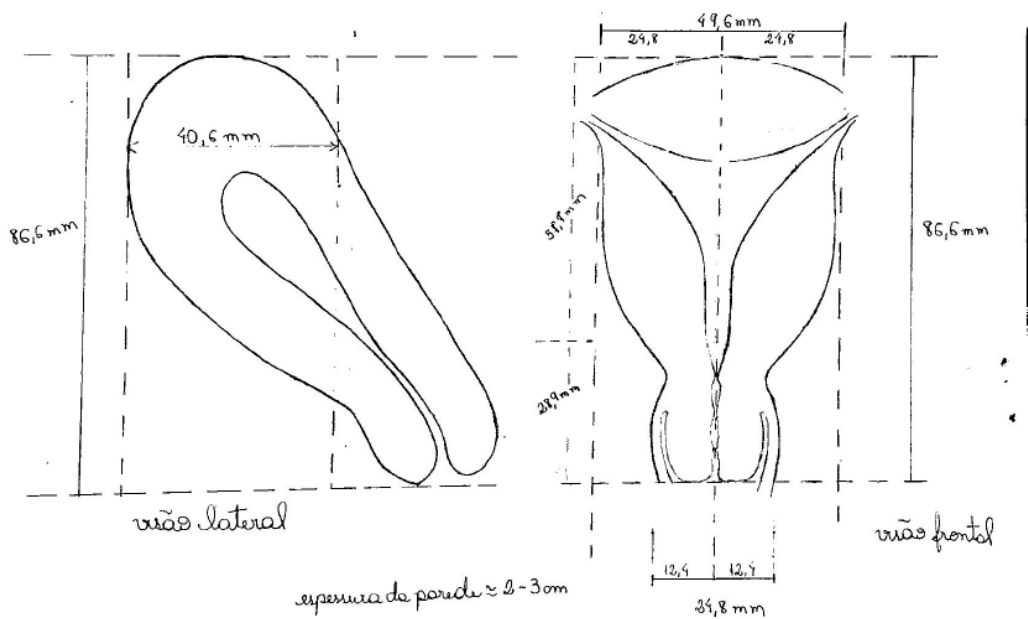


Figura 10: Esboço do útero, visão frontal e lateral, com dimensões de 86,6 mm de altura e 42,6 mm de largura. Fonte: A autora

3.2. O código MCNP 6.2

Desde a década de 1970, muitos códigos de simulação de Monte Carlo para o transporte de radiação têm sido desenvolvidos para sua aplicação em várias áreas da Física Médica. O código MCNP é um software amplamente utilizado na análise do transporte de radiação envolvendo nêutrons, fótons e/ou elétrons (WERNER, 2017). Para o desenvolvimento deste trabalho foi utilizada a versão 6.2 do código, o MCNP 6.2 (WERNER, 2018), o qual o grupo de pesquisa apresenta licença para uso.

O MCNP 6.2 é um software de transporte de radiação que foi elaborado pelo Los Alamos National Laboratory (LANL) para rastrear vários tipos de partícula em diferentes faixas de energia, agora também em estruturas do tipo mesh. O código é feito a partir de um arquivo de texto (input), que contém informações relevantes sobre o problema, como a especificação de forma detalhada da geometria e dos materiais, os tipos de partícula considerados, a posição e as características da fonte de radiação, bem como o número de histórias, o chamado NPS (number of particles), dentre outras (del Nero, 2019).

3.3. Simuladores antropomórficos

Os simuladores antropomórficos utilizados nessa simulação apresentam forma tridimensional e, por isso, se aproximam mais da realidade. Ao serem estudados os diferentes tipos de DIU, hormonal e não hormonal, percebeu-se que os materiais que fazem parte de sua composição não variam tanto de um modelo para outro, portanto, para um trabalho inicial como esse, definiu-se o DIU de cobre TCu380A como modelo padrão para as simulações. Para representá-lo, uma estrutura contendo duas hastes de polietileno, uma vertical e uma horizontal, na qual estão dois colares de cobre de 35 mm², foi elaborada. Já para a representação do útero, utilizou-se um objeto simulador desenvolvido e distribuído pela National Taiwan University, e as características consideradas foram padrão, conforme o ICRP 110 (ICRP, 2009), com um volume de 77,7 cm³ e massa de 80 gramas. Por fim, para a representação da paciente, um objeto simulador, já desenvolvido pelo Laboratório de Instrumentação e Dosimetria da Universidade Federal de Uberlândia, e denominado LInDa 1.0, foi empregado, considerando a geometria de uma mulher jovem, em idade reprodutiva, também com características universais, com 163 cm de altura. Os parâmetros que foram necessários para a simulação estão presentes na Tabela 4 a seguir.

Tabela 4: Parâmetros utilizados no código.

Parâmetros	Valores
Dimensões do útero	$4,96 \times 8,66 \text{ cm}^2$
Características do útero, ICRP 110 (ICRP, 2009)	Volume: $77,7 \text{ cm}^3$ e massa: 80 g
Dimensões do DIU	$3,6 \times 3,2 \text{ cm}^2$
Dimensões da fonte	Fonte cilíndrica, raio 2,5 cm
Espectro de energia da fonte de Co-60	1,1732 MeV e 1,3325 MeV
Distância da fonte	100 cm do útero, na direção -X
Dimensões da paciente	163 cm de altura

Fonte: a autora.

3.4. Fonte radioativa

A fonte de Co-60 utilizada na simulação foi caracterizada como uma fonte cilíndrica, com raio de 2,5 cm, colocada a 100 cm do útero. As informações necessárias, como as probabilidades de decaimento e a energia do Co-60, foram utilizadas com base no artigo da Dra. Åsa Carlsson Tedgren (TEDGREN et al., 2010). Neste artigo, a radiação espalhada, e principalmente, alterações no espectro devido à interação com a blindagem da fonte foram cuidadosamente consideradas, o que levou a um espectro muito próximo ao de um equipamento de teleterapia.

As partículas geradas na simulação foram definidas como fótons e as rastreadas foram definidas como fótons e elétrons. Foram avaliados os cenários com e sem a presença do DIU de cobre, ambos considerando $1E5$ e $1E9$ histórias de partículas a serem transportadas (NPS).

4. Resultados e discussões

Os resultados foram obtidos considerando $1E5$ e $1E9$ histórias, de forma a serem avaliados para assim verificar sua precisão e confiabilidade. Percebeu-se que para todos os quatro cenários, independentemente da precisão, os valores de incerteza foram baixos e a qualidade da modelagem dos cenários analisados e os processos envolvidos foram validados, já que, conforme a Tabela 5, dispostos no manual do MCNP 6.2 (WERNER, 2017, p. 35), incertezas menores que 5% indicam resultados confiáveis para todos os tipos de simulação.

Tabela 5: Interpretação do erro relativo

Intervalo da incerteza	Classificação da grandeza
> 0,5	descartável
0,2 a 0,5	Pouco confiável
< 0,1	Confiável (exceto para detectores pontuais)
< 0,05	Confiável

Fonte: WERNER, 2017, p. 35.

Nas Tabelas 6, 7, 8 e 9 estão dispostos os valores para a energia depositada e seus respectivos erros, obtidos para o útero e para o objeto simulador da paciente, ambos com e sem a presença do DIU.

Analisando inicialmente o útero, estão dispostos abaixo os resultados obtidos da energia depositada e do erro relativo para as situações com e sem o DIU, considerando um número de histórias que ocorrerão ao longo da simulação (NPS) de 1E5 (Tabela 6) e 1E9 (Tabela 7).

Tabela 6: Energia depositada no útero com 1E5 histórias

	Energia depositada MeV/g/source-particle	Incerteza (%)
Útero com o DIU	3,70950E-04	0,57
Útero sem o DIU	3,70536E-04	0,57

Fonte: A autora

Percebe-se pelos dados dispostos na Tabela 6, que a energia depositada foi, para o útero com o DIU, 0,112% maior, com um erro relativo de 0,57%.

Tabela 7: Energia depositada no útero para 1E9 histórias

	Energia depositada MeV/g/source-particle	Incerteza (%)
Útero com o DIU	3,73254E-04	0,01
Útero sem o DIU	3,73279E-04	0,01

Fonte: A autora

Já na Tabela 7, percebe-se além de certa queda no erro relativo para 0,01%, que o útero sem o DIU apresenta uma energia depositada 0,007% maior que para o útero com o DIU.

Avaliando agora a paciente, representada pelo humanoide Linda 1.0, estão dispostos abaixo os valores obtidos da energia depositada e do erro relativo para as situações com e sem o DIU, sendo na Tabela 8, considerando um número de histórias de 1E5, e na Tabela 9, 1E9.

Tabela 8: Energia depositada no humanoide para 1E5 histórias

	Energia depositada MeV/g/source-particle	Incerteza (%)
Linda 1.0 com o DIU	8,80513E-06	0,35
Linda 1.0 sem o DIU	8,81340E-06	0,35

Fonte: A autora

Pelos dados dispostos na tabela 8, pode se observar que a energia depositada foi, para o Linda 1.0 com o DIU, 0,093% maior que para o útero sem o DIU, com um erro relativo de 0,35%.

Tabela 9: Energia depositada no humanoide para 1E9 histórias

	Energia depositada MeV/g/source-particle	Incerteza (%)
Linda 1.0 com o DIU	8,76898E-06	<0,01
Linda 1.0 sem o DIU	8,77378E-06	<0,01

Fonte: A autora

Já na Tabela 9 percebe-se um erro relativo mínimo, menor que 0,01% e uma energia depositada, para o Linda 1.0 com o DIU, 0,005% maior que para o Linda 1.0 sem o DIU.

Ao analisar os dados obtidos para os ambientes com 1E5 e 1E9 histórias, é possível afirmar que a diferença numérica entre os valores da energia depositada no útero e na paciente, para situações com e sem a presença do DIU não é tão significativa e pode até ser desprezível, porém, é possível que esse dispositivo gere certa interferência na maneira como essa energia se deposita nos tecidos uterinos, como será analisado em estudos posteriores.

Apesar de essa diferença numérica não ser tão significativa, ao observar os dados obtidos, pode-se concluir que as situações com 1E9 histórias simuladas apresentam menor valor de incerteza ao serem comparadas com as situações com 1E5 histórias, o que confere a elas maior precisão. À medida que as histórias são seguidas, as distribuições de energia se tornam mais conhecidas e, quanto mais histórias, maior é o número de partículas analisadas e maior é a precisão dos resultados. Isso pode ser justificado pela chamada Lei dos Grandes Números, a qual indica que, considerando que o Método de Monte Carlo seja baseado em tentativa e erro,

conforme o número de tentativas aumenta ($N \rightarrow \infty$), o valor obtido se aproxima da estimativa do valor médio esperado.

5. Conclusão

Por meio do presente trabalho pôde-se concluir que, numericamente, a presença DIU na cavidade uterina gera uma deposição de energia cerca de 0,112% maior, para 1E5 histórias, e 0,007% menor, para 1E9 histórias, que para as situações com a ausência desse artefato. Já para a paciente, a presença do DIU gerou deposições de energia 0,093% (1E5) e 0,005% (1E9) menores, em relação as situações sem a presença do DIU. Tais valores comparativos sugerem que a presença do DIU não altera significativamente a energia depositada no útero durante o tratamento radioterápico com Co-60, porém permitem analisar a influência que o número de partículas geradas na simulação apresenta na precisão dos resultados. Observou-se que a incerteza diminuiu de 0,57% para 0,01% para o útero, e de 0,35% para <0,01%, para o Linda 1.0, ao aumentar o número de histórias de 1E5 para 1E9. Portanto, para um número de histórias maior, a incerteza obtida foi menor e os resultados alcançados podem ser considerados mais próximos da realidade.

Como descrito anteriormente, sabe-se que o câncer de colo uterino ainda apresenta grande incidência no Brasil, devido a políticas de prevenção dentre outros fatores, e que os equipamentos de teleterapia que empregam de Co-60 ainda são bastante empregadas em países em desenvolvimento, por causa de sua simplicidade e baixo custo. Portanto, este é um estudo que apresenta grande utilidade na área radioterápica por contribuir de alguma forma para a amenização dos efeitos colaterais do tratamento e por melhorar sua qualidade, além de um dos poucos trabalhos específicos sobre esse tema na literatura. Como continuidade desta pesquisa, sugere-se que sejam realizados estudos com LINAC, máquinas mais comuns atualmente, além de investigações mais detalhadas sobre o assunto a fim de verificar a forma com que a energia é depositada no tumor a ser tratado, a quantidade de energia espalhada pelo material do DIU e qual o impacto gerado pela presença desse artefato no útero durante o tratamento radioterápico.

Referências bibliográficas

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA. Diretrizes brasileiras para o rastreamento do câncer do colo do útero: Atualização 2021. Rio de Janeiro: INCA; 2021. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/tipos-de-cancer/cancer-do-colo-do-utero>

PADILHA, Cátia; JUNIOR, Mário; DE SOUZA, Sergio. Cytopathologic evaluation of patients submitted to radiotherapy for uterine cervix cancer. *Revista da Associação Médica Brasileira*, 2017.

MORELLE, Alessandra. Como surgiu a quimioterapia para tratamento do câncer? Alessandramorelle, 2017. Disponível em: <https://alessandramorelle.com.br/como-surgiu-aquimioterapia/>

DA ROSA, Maria Inês; MEDEIROS, Lídia Rosi; ROSA, Daniela Dornelles; BOZZETI, Mary Clarisse; SILVA, Fábio Rosa; SILVA, Bruno Rosa. Papilomavírus humano e neoplasia cervical. *Cadernos de Saúde Pública*, 2009. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/csp/a/XVHZYXNwmNPtY9CVhPrqvXn/?lang=pt>.

PIMENTEL, Natalia; MODESTO, Felipe; LIMA, Vivian; ANDRADE, Karla; DE OLIVEIRA, Adriana; FULY, Patrícia; DOS SANTOS, Mauro. Cervical cancer and the psychosocial impact of pelvic radiotherapy: an integrative review. *Research, Society and Development*, 2020.

DA ROSA, Luciana; HAMES, Maria Eduarda; DIAS, Mirella; MIRANDA, Gisele; BAGIO, Camila; DOS SANTOS, Maristela; KALINKE, Luciana. Epidemiological profile of women with gynecological cancer in brachytherapy: a cross-sectional study. *Revista Brasileira de Enfermagem*, 2021.

1º SEMINÁRIO EM RADIOTERAPIA, 2001, Angra dos Reis - RJ. Programa de qualidade em Radioterapia. Capítulo 1 - Câncer de colo uterino - parte 2 [...], 2001. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files//media/document//seminarioradioterapia-capitulo-um-cancer-de-colo-uterino-parte-2.pdf>.

TRATAMENTO Radioterápico do Câncer de Colo do Útero. Associação Brasileira de Instituições Filantrópicas de Combate ao Câncer, 10 out. 2016. Disponível em: <https://abificc.org.br/noticia/tratamento-radioterapico-do-cancer-de-colo-do-utero/>.

CJ WERNER, *et al.*, "MCNP6.2 Release Notes", Los Alamos National Laboratory, relatório LA-UR-18-20808 (2018).

CJ WERNER (editor), "MCNP Users Manual - Code Version 6.2", Los Alamos National Laboratory, relatório LA-UR-17-29981 (2017)

LIGA CONTRA O CÂNCER. Prevenção do câncer sob um olhar multidisciplinar. Revista Oncoprisma, 2021. Disponível em: <https://instituto.ligacontraocancer.com.br/wpcontent/uploads/2021/12/Revista-Oncoprisma-Edicao-2.pdf>.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E.M. Física das radiações. S.Paulo: Oficina de Textos, 2010.

DA SILVA, Aneli Oliveira. Comparação da Dose Absorvida no Tratamento Do Câncer Ginecológico por Braquiterapia de Alta Taxa de Dose utilizando o Planejamento Convencional do Tratamento e Simulação Por Monte Carlo. Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro, 2010. Disponível em: http://moodle.ird.gov.br/ensino/images/DissertacoesMestrado/Dissert.Mestrado2010/dissertao_aneli%20oliveira%20da%20silva.pdf.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Manual para técnicos em radioterapia. Programa de qualidade em radioterapia, Instituto Nacional do Câncer, 2000. Disponível em: https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files//media/document//pqrt_man_tec_rdtrp.pdf

A BALANCED Approach to Radiotherapy: Integrating Cobalt-60 Machines and Linear Accelerators Treatment. International Atomic Energy Agency, 28 set. 2016. Disponível em: <https://www.iaea.org/newscenter/news/a-balanced-approach-to-radiotherapyintegratingcobalt-60-machines-and-linear-accelerators-treatment>.

ICRU Report 38, Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology. International Commission on Radiation Units & Measurements, Inc., mar. 1985. Disponível em: <https://www.icru.org/report/dose-and-volume-specification-for-reportingintracavitary-therapy-in-gynecology-report-38/>.

ADAMS, E. J.; WARRINGTON, A. P. A comparison between cobalt and linear acceleratorbased treatment plans for conformal and intensity-modulated radiotherapy. The British Journal of Radiology, 28 jan. 2014. Disponível em: https://www.birpublications.org/doi/abs/10.1259/bjr/77023750?casa_token=PEzY8f7vPdsAAA%3ApB0LTm9uTU7ygZrQrrjv7Qt5VplfIR1YuXzcjREWlcOMPZocPaUXJ7hzlDJlj2MDlb42LJ0kngicxw&journalCode=bjr.

MINISTÉRIO DA SAÚDE *et al.* Atualização para técnicos em Radioterapia. Instituto Nacional de Câncer (INCA), [S. 1.], 14 dez. 2010. Disponível em: https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files/media/document/atualizacao_para_tecnicos_em_radioterapia.pdf

Carl-Erik JOHANSON, Gustaf OSTLING & R. V. GÅSSTROM (1951) Treatment of Uterine Cancer with Radioactive Cobalt (Co60), *Acta Radiologica*, 36:4, 324-328, DOI: 10.3109/00016925109133718

RAMANATHAN, V. The current role of cobalt-60 teletherapy in cancer care. *KJMS, KDU Journal of Multidisciplinary Studies (KJMS)*, v. 3, p. 80-88, 2 nov. 2021.

FERREIRA, Aline Aparecida; ROZA, Alzira Da Silva; NEVES, Ingrid Hellen Quioato; ARGENTINA, Claudia Isabel Marques. Rejeição ao uso do dispositivo intra-uterino (DIU) como método contraceptivo em mulheres em idade reprodutiva. 2018. Disponível em: <https://seer.unifunec.edu.br/index.php/forum/article/view/3864/3218>.

SLYWITCH, Nathalia; ALVES, Bruna; MARTINS, Evelli; ROMÃO, Júlia; SILVEIRA, Marina; VILELA, Mariana; BORGES, Morgana; BORGES, Nathália; NETO, Valério; NOVAIS, Danielle. Comparação entre os dispositivos intrauterinos de cobre e hormonal: uma revisão narrativa. *Revista Eletrônica Acervo Saúde*, 2021. Disponível em: <https://acervomais.com.br/index.php/saude/article/view/7345>

HSIA, Jennifer K; CREININ, Mitchell D. Intrauterine Contraception. *Seminars in reproductive medicine*, 2016. Disponível em: <https://escholarship.org/uc/item/9w32p2s>

GIORDANO, Mario Vicente; GIORDANO, Luiz Augusto; PANISSET, Karen Soto. Dispositivo intrauterino de cobre. Universidade Federal do Estado do Rio de Janeiro, 2015. Disponível em: <https://www.lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/11500/000616118.pdf;sequence=1#:~:text=Comparando%20o%20DIU%20com%20levonorgestrel,grupo%20do%20DIU%20com%20levonorgestrel19>.

ANDRADE, Amaury Teixeira Leite. EXPERIÊNCIA COM O DISPOSITIVO INTRAUTERINO DE LEVONORGESTREL. *Boletim do Centro de Biologia da Reprodução*, 20 mar. 2010. Disponível em: <https://periodicos.ufjf.br/index.php/boletimcbr/article/view/17009>

- 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. 2018. Disponível em: https://portaldeboaspraticas.iff.fiocruz.br/wp-content/uploads/2018/12/manual_diu_08_2018.pdf. HAN, H. *et al.* POLY2TET: A Program to Convert Polygonal Surface Mesh Phantom into Tetrahedral Volumetric Mesh Phantom. [S. l.], 2019.
- WERNER, C. J. MCNP user's manual. Code version 6.2. Manual rev. 0. Los Alamos Nat. Lab., Los Alamos, NM, USA, Tech. Rep. LA-UR-17-29981, [S. l.], 2017.
- HAN, H. *et al.* POLY2TET: a computer program for conversion of computational human phantoms from polygonal mesh to tetrahedral mesh. *Journal of Radiological Protection*, [S. l.], v. 40, n. 4, p. 962, 2020.
- CASSOLA, V. F. *et al.* Fash and mash: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: i. development of the anatomy. *Physics in Medicine and Biology*, [S. l.], v. 55, n. 1, p. 133–162, 2009.
- GAMMA GROUP. Y6003_ovaries From 3D Meshes Research Database. 9 fev. 2008. Disponível em: http://web.archive.org/web/20080209021414/http://wwwc.inria.fr/gamma/download/affichage.php?dir=ANATOMY&name=Y6003_ovaries&last_page=14.
- ESMAELZADEH, S.; REZAEI, N.; HAJIAHMADI, M. Normal uterine size in women of reproductive age in northern Islamic Republic of Iran. *EMHJ-Eastern Mediterranean Health Journal*, 10 (3), 437-441, 2004, [S. l.], 2004.
- GROSSWENDT, B. ICRP publication 110. [S. l.]: Oxford University Press, 2012.
- WHO. WHO/UNFPA TCU380A intrauterine device technical specification. [S. l.]: World Health Organization, jun. 2021.
- NEVES, L. P. *et al.* Application of a Pencil Ionization Chamber (0.34 cm³ Volume) for ⁶⁰Co Beams: Experimental and Monte Carlo Results. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, [S. l.], v. 60, n. 2, p. 746–750, 2013.
- KULESZA, J. A.; MCCLANAHAN, T. C. A Python Script to Convert MCNP Unstructured Mesh Elemental Edit Output Files to XML-Based VTK Files. [S. l.]: Los Alamos National Lab.(LANL), Los Alamos, NM (United States), 2019.

INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA. Capítulo 3. International Atomic Energy Agency: [s. n.], [s.d.]. Disponível em: https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/45/073/45073468.pdf.

HEALY, B. J. *et al.* Cobalt-60 Machines and Medical Linear Accelerators: Competing Technologies for External Beam Radiotherapy. Elsevier, Clinical Oncology, 2017. DOI <https://doi.org/10.1016/j.clon.2016.11.002>. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0936655516303995>

RADIONUCLIDE BASICS: COBALT-60. United States Environmental Protection Agency, 05 de jul. 2022. Disponível em: <https://www.epa.gov/radiation/radionuclide-basics-cobalt-60>

SÁ, José Roberto *et al.* Interação da Física das Radiações com o Cotidiano: uma prática multidisciplinar para o Ensino de Física. Revista Brasileira de Ensino de Física, Scielo, 2017. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/rbef/a/rVxDWWj3pbSGzf5SMGpppDK/?lang=pt#>.

SIMULAÇÃO DE MONTE CARLO. IBM Cloud Education, 2020. Disponível em: <https://www.ibm.com/br-pt/cloud/learn/monte-carlo-simulation>.

DEL NERO, Renata Aline. Estudos dosimétricos pelo método de Monte Carlo para irradiação de corpo total. IPEN, S. Paulo, 2019. Disponível em: <https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/85/85133/tde-07032019113146/publico/2019DelNeroEstudos.pdf>.

MENEZES, K.K. Interação da radiação com a matéria. UFRGS, 2008. Disponível em: <https://lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/139411/000719712.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

SCHNEIDER, Philip J. NURB Curves: A Guide for the Uninitiated, MACTECH, 2014. Disponível em: http://preserve.mactech.com/articles/develop/issue_25/schneider.html.

CONNOR, Nick. O que é o espectro de cobalto-60 – definição. Radiation dosimetry, 2020. Disponível em: <https://www.radiation-dosimetry.org/pt-br/o-que-e-o-espectro-de-cobalto-60definicao/>.

TEDGREN, Åsa Carlsson *et al.* Characterization of a ^{60}Co unit at a secondary standard dosimetry laboratory: Monte Carlo simulations compared to measurements and results from the literature. Med. Phys., maio 2010. Disponível em: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1118/1.3392198>

MEDICAL EXPO VIRTUAL EXPO GROUP. Dispositivo intrauterino de cobre em T TCu 380A. [S. 1.], 2022. Disponível em: <https://www.medicaexpo.com/pt/prod/smb-corporationof-india/product-90749-589853.html>.

UNMEDICARE LIVE LIFE WELL. Insertion of Mirena device. [S. 1.], 2022. Disponível em: <https://unmedicare.com/unmedicare-1tm/en/categories/3108-6112-insercion-de-dispositivomirena.html>.

PARAVIEW DOCUMENTATION. Paraview Reference Manual. [S. 1.], 2020. Disponível em: <https://docs.paraview.org/en/v5.10.1/ReferenceManual/index.html#paraviewreferencemanual>.

BLENDER FOUNDATION. Blender. Uptodown, 2022. Disponível em: <https://blender.br.uptodown.com/windows/download/4621556>.

FREECAD. FreeCad. [S. 1.], 2022. Disponível em: https://www.freecadweb.org/downloads.php?lang=pt_BR.

INTERNATIONAL COMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. ICRU Report 38, Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology. [S. 1.], 2022. Disponível em: <https://www.icru.org/report/dose-and-volumespecification-for-reporting-intracavitary-therapy-in-gynecology-report-38/>.

WIKIPEDIA. Law of large numbers. [S. 1.], 2022. Disponível em: https://en.wikipedia.org/wiki/Law_of_large_numbers.

NETO, Pedro de Brito; DA SILVA, Thiago Carneiro. Lei dos Grandes Números. [S. 1.], 2019. Disponível em: <https://www.rpubs.com/pedrin1/533227>.

GOULART, Ana Paula Szezepaniak et al. Avaliação da expressão de Telomerase (hTert), Ki67 e p16 ink4a em lesões intraepiteliais cervicais de baixo e alto graus. Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgiões, [S. 1.], p. 1-4, 11 ago. 2016. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/rcbc/a/sCZRL3cdh3xD7XrjXnqnZPH/?lang=pt>.

CENTRO DE COMUNICAÇÃO SOCIAL UFMG. Vírus do papiloma humano (HPV). In: Qualidade de vida e diagnóstico precoce do câncer na infância e na adolescência. [S. 1.], 26 jun. 2014. Disponível em: <https://www.medicina.ufmg.br/observaped/virus-do-papiloma-humano-hpv/>.

PRO-ONCO. Radioterapia. 2 ed. rev. atual. ed. Rio de Janeiro, 22 jun. 1993. Disponível em: <https://www.tecnologiaradiologica.com/radioterapia1.htm>

ONCOVIDA ESPECIALIDADES. Como é utilizada a Radioterapia em Cânceres Ginecológicos?. [S. d.]. Disponível em: <http://www.oncovidaespecialidades.com.br/exibir.php?id=317>.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Ministério da Saúde recomenda que inserção do DIU no SUS seja realizada por médicos. [S. 1.], 29 out. 2021. Disponível em: <https://aps.saude.gov.br/noticia/14439>.

ESCOLA EDUCAÇÃO. Projeto Manhattan. [S. 1.], 2 dez. 2020. Disponível em: <https://escolaeducacao.com.br/projeto-manhattan/>.

VIVA BEM UOL. Entenda os tipos de DIU disponíveis, como funcionam e quanto tempo duram. [S. 1.], 27 abr. 2021. Disponível em: <https://www.uol.com.br/vivabem/colunas/larissa-cassiano/2021/04/27/tipos-de-diu.htm>.

POLIAMIDA com fibra (PA 6). [S. 1.], [S. d.]. Disponível em: <https://gedelplasticos.com.br/artigos/poliamida-com-fibra-pa-6/>.

TAUHATA, Luiz et al. Radioproteção e dosimetria: Fundamentos. Comissão Nacional de Energia Nuclear, [S. 1.], p. 1-4, 22 ago. 2003. Disponível em: https://www.ufrgs.br/fismed/pps_pdf/Radioprotecao_Dosimetria.pdf.

GOMES, Beneth. Interação da Radiação com a Matéria. Interação da Radiação com a Matéria, [S. 1.], 2014. Disponível em: <https://slideplayer.com.br/slide/354680>.

MENEZES, Kamila Kojoroschi de. Interação da Radiação com a Matéria - Aceleradores e Proteção Radiológica. UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL – INSTITUTO DE FÍSICA – UFRGS, 2008. Disponível em: <https://lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/139411/000719712.pdf?sequence=1&%3bisAllowed=y>

SECRETARIA DE SAÚDE. Linha de Cuidado Saúde da Mulher Planejamento Familiar: Protocolo para a Inserção do Dispositivo Intrauterino (DIU). Prefeitura de Joinville, 2019. Disponível em: <https://www.joinville.sc.gov.br/public/portalam/pdf/jornal/1676574b38271b889bb3e3c3b20145f0.pdf>.