

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

LEONARDO LEVY DOS SANTOS

**CARACTERIZAÇÃO E USO DE DIFERENTES FONTES DE
RADIAÇÃO: UMA ANÁLISE COMPUTACIONAL COMPARATIVA DA
DISTRIBUIÇÃO DE DOSE EM BRAQUITERAPIA DE PRÓSTATA**

Uberlândia, MG

2025

LEONARDO LEVY DOS SANTOS

**CARACTERIZAÇÃO E USO DE DIFERENTES FONTES DE RADIAÇÃO: UMA
ANÁLISE COMPUTACIONAL COMPARATIVA DA DISTRIBUIÇÃO DE DOSE EM
BRAQUITERAPIA DE PRÓSTATA**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial necessário para obtenção do Grau de Mestre em Ciências.

Orientadora: Profa. Dra. Ana Paula Perini

Uberlândia, MG

2025

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

S237 Santos, Leonardo Levy dos, 1995-
2025 Caracterização e uso de diferentes fontes de radiação:
Uma análise computacional comparativa da distribuição de
dose em braquiterapia de próstata [recurso eletrônico] /
Leonardo Levy dos Santos. - 2025.

Orientadora: Ana Paula Perini.
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de
Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Biomédica.
Modo de acesso: Internet.
Disponível em: <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2025.169>
Inclui bibliografia.
Inclui ilustrações.

1. Engenharia biomédica. I. Perini, Ana Paula,1981-
(Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-
graduação em Engenharia Biomédica. III. Título.

CDU: 62:61

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia

Biomédica

Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 3N, Sala 115 - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG,
CEP 38400-902

Telefone: (34) 3239-4761 - www.ppgeb.feelt.ufu.br - ppggb@feelt.ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Biomédica			
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 120, PPGEB			
Data:	sete de março de dois mil e vinte e cinco	Hora de início:	10:00	Hora de encerramento:
Matrícula do Discente:	12312EBI008			
Nome do Discente:	Leonardo Levy dos Santos			
Título do Trabalho:	Caracterização e uso de diferentes fontes de radiação: Uma análise computacional comparativa da distribuição de dose em braquiterapia de próstata			
Área de concentração:	Engenharia Biomédica			
Linha de pesquisa:	Tecnologias em Radiações, Imagens Médicas e Biológicas			
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Avaliação numérica das doses ocupacionais em radiodiagnóstico usando redes neurais convolucionais			

Reuniu-se via plataforma Google meet, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: Mauricio Foschini - INFIS/UFU; João Vinícius Batista Valença - UFCSPA; Ana Paula Perini - PPGEB/UFU orientadora do candidato.

Iniciando os trabalhos a presidente da mesa, Dra. Ana Paula Perini, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato, agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

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

Aprovado.

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

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



Documento assinado eletronicamente por **Ana Paula Perini, Professor(a) do Magistério Superior**, em 07/03/2025, às 12:38, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Mauricio Foschini, Professor(a) do Magistério Superior**, em 07/03/2025, às 13:46, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **João Vinícius Batista Valença, Usuário Externo**, em 07/03/2025, às 14:25, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site
https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **6152634** e o código CRC **EE348634**.

Referência: Processo nº 23117.013410/2025-75

SEI nº 6152634

AGRADECIMENTOS

Assim como no meu trabalho de conclusão de curso (TCC), gostaria de dedicar este trabalho a minha mãe, Leila Levy, ela foi a primeira pessoa a acreditar que eu teria a capacidade de concluir mais essa etapa, me incentivou e apoiou desde o primeiro dia, mesmo nos momentos em que eu achava que não teria capacidade de terminar esse processo.

Gostaria de agradecer a Deus por ter me dado sabedoria, condições e bem-estar físico e mental. Diferente da minha primeira defesa, essa etapa requisiitou esforços e dedicações diferentes das que eu esperava, então muito obrigado.

A minha orientadora Profa. Dra. Ana Paula Perini, que me acolheu e me orientou nesse processo, nem sempre fui o aluno mais presente e dei trabalho em diversas vezes, mas ela sempre com muita paciência me orientou não apenas de forma acadêmica, mas também com conselhos para a vida. Agradeço muito a ela por ter inclusive mudado a minha perspectiva em como vejo hoje um orientador, muitos dos ensinamentos que aprendi com ela tento repassar hoje para meus alunos, você foi e é uma inspiração.

Agradeço ao Prof. Dr. Lucio Pereira Neves, que possui a licença do software MCNP6.2 e que, como colaborador deste trabalho, foi o responsável pelas simulações computacionais. Também, agradeço pela obtenção dos espectros com o Software SpekCalc.

Novamente, deixo minha dedicação para agora meus cinco sobrinhos, Julia, Rafaela, Felipe, Isabela e Pedro Henrique. Espero que vocês alcancem todos os seus sonhos e seus objetivos, saibam que sempre vão poder contar com o Uncle Leo. E tenham em mente que vocês podem ser e fazerem o que quiserem e não deixem ninguém entrar no caminho de vocês.

Aos meus familiares que cada um a sua maneira me apoiaram nesse processo, cada um no seu jeito bem único contribuiu de alguma forma, mesmo que seja me tirando da zona de conforto ou fazendo um comentário que mexeu com meu ego e me fez evoluir ainda mais.

Aos meus irmãos, Ana Carolina, Thiago, Micheli e Junior, onde, cada um por mais aleatório que seja contribui comigo de alguma forma. Vocês com toda certeza do mundo tiram praticamente 100% da minha paciência, mas sem vocês com certeza o caminho não teria sido engracado.

E agora a pessoas especiais, aquelas que literalmente escolhemos para chamar de família.

A primeira pessoa, que está comigo desde antes de terminar a graduação, foi da minha banca de TCC e por pouco não pode ser da minha banca de mestrado, como eu costumo chamá-lo, Doutor Atair. Meu amigo esteve comigo desde o primeiro dia quando falei que iria prestar o mestrado e falou que qualquer coisa poderia chamá-lo que ele me ajudaria, até hoje quando acho que meus textos estão ruins e ele fala que eu estou cobrando demais e que as coisas estão boas.

Aos meus amigos, Ton, Eli e Neto (que agora está na China). Muito obrigado pela amizade todos esses anos, quando eu estava saturado do serviço ou da Bravo! Ou simplesmente me isolando, que não me deixaram me isolar mais do que o normal, que sempre entenderam mesmo com minhas manias. Não foram os 2 anos que tivemos mais juntos, mas amizades não são resumidas a tempos juntos e sim tempos de qualidade.

Aos meus baby's da Kingdom's, nesses dois anos de mestrado, assumi uma posição diferente no time do meu coração da que estava acostumado e fui técnico de uma nova geração de atletas, muito obrigado por isso. Isabella e Enzo, meus dois chefes e capitães do time no período que fui técnico obrigado por confiarem em mim como pessoa e como profissional e obrigado por evoluírem ao meu lado.

Um agradecimento geral aos meus amigos/colegas da Bravo! Cheerleading, quando passei no mestrado voltei ao time, e com toda certeza do mundo não poderia ter passado essas temporadas sem o suporte de algumas pessoas. Ana Flávia, Iury, Lucas Perão, Hugo, Lelis e Bruna. Os treinos com toda certeza do mundo seriam insuportáveis sem vocês, obrigado por aguentarem eu reclamando e olha que eu reclamo.

Aos meus novos amigos feitos na Wizard, meu atual lugar de serviço, foi incrível reencontrar professores, Heitor, Ítalo, Flaviana e Jana, como agora colegas de trabalho e obrigado pela companhia e por sempre continuar aprendendo com vocês.

E para finalizar um agradecimento especial aos meus alunos, ser professor me ensinou com certeza várias coisas, mas talvez o mais importante tenha sido como nós como pessoas (professores) podemos e vamos fazer a diferença na vida dos nossos alunos. Sempre acreditei que estar próximo a vocês e perguntar como vocês estão é o mínimo que posso fazer. Podem ter certeza de que de todos que passaram em minha sala de aula, um pouquinho eu aprendi com cada um e espero que um pouquinho todos tenham aprendido comigo.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001 (bolsa nº

88887.826506/2023-00). Agradeço ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo apoio financeiro através dos projetos de pesquisa 312124/2021-0 (A.P.P.) e 312160/2023-2 (L.P.N.). Também agradeço à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG) pelos projetos de pesquisa APQ-04215-22, APQ-01254-23 e APQ-04348-23. Este trabalho faz parte do Instituto Brasileiro de Ciência e Tecnologia para Instrumentação Nuclear e Aplicações para a Indústria e Saúde (INCT/INAIS), projeto CNPq 406303/2022-3.

Para finalizar gostaria de deixar uma mensagem a todos os citados nesse trabalho e para todos que um dia possam a vir ler.

“Vocês são como uma nota de 50 euros, por mais que te amassem, te dobrem, te pisem e assim por diante, vocês continuam valendo os mesmos 50 euros, jamais esqueçam seu valor.”

(Merlí Bergeron, Merlí, Héctor Lozano)

RESUMO

O câncer de próstata é um problema de saúde global que acomete homens em diferentes regiões do mundo. A braquiterapia é uma das formas mais aceitas e empregadas hoje para o tratamento deste tipo de câncer. A braquiterapia pode ser dividida em algumas sub-modalidades, como braquiterapia de alta taxa de dose, média taxa de dose e baixa taxa de dose. A braquiterapia de alta taxa de dose tem sido intensamente estudada e utilizada nos dias de hoje em decorrência de conseguir entregar uma alta taxa de dose em um curto período, o que controla a taxa de exposição à radiação do paciente. A necessidade de planejamentos de tratamentos precisos e individualizados para cada paciente faz com que o controle dosimétrico seja de grande importância. O Método Monte Carlo juntamente com o uso de objetos simuladores antropomórficos virtuais consegue fornecer uma medida da quantidade de radiação depositada nos tecidos e órgãos dos pacientes submetidos ao tratamento simulado. Neste estudo, utilizando o código de Monte Carlo MCNP 6.2 foram avaliados os coeficientes de conversão para dose equivalente ($CC[H_T]$) e para dose efetiva ($CC[E]$) para três objetos simuladores antropomórficos virtuais com índices de massa corporal diferentes em procedimentos de braquiterapia utilizando-se duas fontes de radiação: ^{60}Co e ^{192}Ir . Os resultados mostraram valores mais altos de $CC[H_T]$ para a fonte de ^{192}Ir em órgãos próximos à próstata, como a bexiga, o cólon e os testículos. Em contraste, o ^{60}Co apresentou valores mais altos de $CC[H_T]$ em órgãos mais distantes devido à maior penetração de seus raios gama, levando a uma maior deposição de dose em tecidos mais afastados do alvo. O estudo também produziu mapas de isodose para visualizar a distribuição da dose ao redor da próstata e dos órgãos vizinhos. Esses mapas mostraram que, para a fonte de ^{60}Co , órgãos mais distantes do órgão-alvo exibiram valores mais altos de $CC[H_T]$ em comparação com aqueles associados à fonte de ^{192}Ir .

Palavras-Chave: Braquiterapia, Câncer de Próstata, Cobalto-60, Irídio-192, Simulação Monte Carlo.

ABSTRACT

Prostate cancer is a global health issue that affects men in various regions of the world. Brachytherapy is one of the most widely accepted and employed treatments for this type of cancer today. It can be divided into several sub-modalities, such as high-dose-rate, medium-dose-rate, and low-dose-rate brachytherapy. High-dose-rate brachytherapy has been extensively studied and is widely used nowadays because it can deliver a high dose rate in a short period, limiting the patient's radiation exposure. However, this increases the need for precise and individualized treatment planning, making dosimetric control highly important. The Monte Carlo Method, combined with the use of virtual anthropomorphic phantoms, can provide an approximate measure of the amount of radiation deposited in the tissues and organs of patients undergoing simulated treatment. In this study, the Monte Carlo MCNP 6.2 code was used to evaluate the conversion coefficients for equivalent dose ($CC[H_T]$) and effective dose ($CC[E]$) for three virtual anthropomorphic phantoms with different body mass indexes in brachytherapy procedures using two radiation sources: ^{60}Co and ^{192}Ir . The results showed higher $CC[H_T]$ values for the ^{192}Ir source in organs close to the prostate, such as the bladder, colon, and testicles. In contrast, ^{60}Co exhibited higher $CC[H_T]$ values in more distant organs due to its more penetrating gamma rays, leading to higher dose deposition in tissues farther from the target. The study also produced isodose maps to visualize dose distribution around the prostate and neighboring organs. These maps showed that, for the ^{60}Co source, organs farther from the target organ exhibited higher $CC[H_T]$ values compared to those associated with the ^{192}Ir source.

Keywords: Brachytherapy, Prostate Cancer, Cobalt-60, Iridium-192, Monte Carlo Simulation.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Imagem ilustrativa da disposição da próstata no corpo humano.	17
Figura 2: Esquema ilustrativo da quebra da fita de DNA de forma direta e indireta.	21
Figura 3: Simuladores antropomórficos virtuais masculinos para os percentis de massa e altura 10, 50 e 90.	29
Figura 4: Dimensões (cm) da geometria empregadas para a representação das fontes de Cobalto-60(A) e Iridio-192(B) utilizadas nesse trabalho.	30
Figura 5: Distribuição de dose em órgãos e tecidos dos objetos antropomórficos virtuais avaliados para uma fonte de ^{60}Co posicionada no centro da próstata.	42
Figura 6: Distribuição de dose em órgãos e tecidos dos objetos antropomórficos virtuais avaliados para uma fonte de ^{192}Ir posicionada no centro da próstata.	43

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Propriedades dos radionuclídeos utilizados em braquiterapia.....	24
Tabela 2: Principais características dos objetos simuladores antropomórficos virtuais que foram utilizados nesse trabalho.....	28
Tabela 3: Principais características das fontes de Cobalto-60 e Iridio-192 utilizadas nesse trabalho.....	30
Tabela 4: Valores de CC[H _T] (Sv/Gy) para o objeto antropomórfico virtual M10_H10, considerando as três posições da fonte para as fontes de ⁶⁰ Co e ¹⁹² Ir. Os erros relativos percentuais são apresentados entre parênteses.	34
Tabela 5: Valores de CC[H _T] (Sv/Gy) para o objeto antropomórfico virtual M50_H50, considerando as três posições da fonte para as fontes de ⁶⁰ Co e ¹⁹² Ir. Os erros relativos percentuais são apresentados entre parênteses.	35
Tabela 6: Valores de CC[H _T] (Sv/Gy) para o objeto antropomórfico virtual M90_H90, considerando as três posições da fonte para as fontes de ⁶⁰ Co e ¹⁹² Ir. Os erros relativos percentuais são apresentados entre parênteses.	36
Tabela 7: Diferença percentual entre os valores de CC[H _T] obtidos neste trabalho e os da literatura.....	38
Tabela 8: Diferença percentual entre os valores de CC[H _T] considerando as fontes de Cobalto-60 e Iridio-192 e os objetos simuladores antropomórficos virtuais utilizados nesse trabalho.	40
Tabela 9: Valores de CC[E] para os objetos simuladores antropomórficos virtuais avaliados neste trabalho, considerando as fontes de ⁶⁰ Co e ¹⁹² Ir. Os erros relativos percentuais estão mostrados entre parênteses.	41

LISTA DE SIGLAS E ABREVIAÇÕES

CC	Coeficiente de Conversão
^{60}Co	Cobalto-60
DNA	Ácido Desoxirribonucleico
HDR	Alta Taxa de Dose
H_T	Dose Equivalente
IMC	Índice de Massa Corporal
INCA	Instituto Nacional do Câncer
^{192}Ir	Irídio-192
LDR	Baixa Taxa de Dose
MCNP 6.2	<i>Monte Carlo N-Particle</i>
MMC	Método Monte Carlo
PSA	Antígeno Prostático Específico
Rem	Roentgen equivalente man
SI	Sistema Internacional
SUS	Sistema Único de Saúde

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	13
2. OBJETIVO GERAL	16
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	17
3.1. A Próstata	17
3.2. Efeitos Biológicos da Radiação	20
3.3. Mecanismos de ação das radiações	20
3.4. Classificação dos efeitos Biológicos	21
3.5. A Braquiterapia	22
3.6. Fontes de radiação para uso em braquiterapia	23
3.6.1. Fontes de Irídio	24
3.6.2. Fontes de Cobalto	24
3.6.3. Iridio-192 x Cobalto-60	25
3.7. Grandezas Dosimétricas.....	25
3.7.1. Dose equivalente	25
3.7.2. Dose Efetiva.....	26
3.8.O método Monte Carlo	26
4. MATERIAIS E MÉTODOS	27
4.1. Código de Monte Carlo MCNP 6.2	27
4.2. Objetos Simuladores Antropomórficos Virtuais.....	28
4.3. Construção do Cenário de Braquiterapia	29
4.4. Cálculo dos Coeficientes de Conversão	31
4.5. Avaliação da distribuição de dose absorvida.....	32
5. RESULTADOS E DISCUSSÕES	33
5.1. Coeficiente de conversão para dose equivalente.....	33
5.2. Coeficiente de Conversão de Dose Efetiva	41
5.3. Mapa de Isodose	41
6. CONCLUSÕES.....	44
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	45

1. INTRODUÇÃO

O câncer de próstata é uma das doenças malignas mais prevalentes entre os homens, representando um desafio significativo para a saúde pública global. Projeções sugerem que sua incidência continuará a crescer nas próximas décadas, acompanhando o aumento da expectativa de vida e a ampliação de programas de rastreamento em muitas regiões do mundo [HEATH, 2025]. Segundo o *Global Cancer Observatory* [FERLAY *et al.*, 2024], os maiores aumentos percentuais na incidência de novos casos de câncer de próstata entre 2020 e 2050 serão observados na África (173,7%) e na Ásia (125,4%). Em contraste, regiões como Europa (32,9%) e América do Norte (35,1%) devem apresentar um crescimento mais contido, refletindo em parte a estabilização no diagnóstico em populações envelhecidas e maior acesso a intervenções preventivas.

No Brasil, a situação também é preocupante. Para o período de 2023 a 2025, estima-se que o câncer de próstata seja responsável por cerca de 71.730 novos casos anuais, o que corresponde a uma taxa de 67,86 casos por 100.000 homens [INCA, 2022]. Esses números colocam a doença como a segunda neoplasia mais frequente no país entre homens, excetuando-se os cânceres de pele não melanoma. A prevalência elevada e o impacto na mortalidade masculina reforçam a necessidade de aprimorar as estratégias diagnósticas e terapêuticas.

O manejo do câncer de próstata conta com diversas opções de tratamento, que incluem cirurgia, radioterapia externa, braquiterapia e terapia de privação androgênica, além de combinações dessas modalidades, dependendo do estágio da doença e das condições do paciente [GRAY *et al.*, 2019; KATO *et al.*, 2023]. Entre essas abordagens, a braquiterapia destaca-se como uma técnica amplamente utilizada para o tratamento localizado, devido à sua eficácia e à capacidade de concentrar altas doses de radiação diretamente na glândula prostática, minimizando os danos aos tecidos circundantes [PODGORSAK, 2005].

Essa modalidade terapêutica é aplicada em duas principais formas: baixa taxa de dose (LDR) e alta taxa de dose (HDR). A braquiterapia LDR utiliza fontes de radiação de baixa energia implantadas permanentemente na próstata, enquanto a HDR emprega fontes de alta energia temporariamente inseridas, permitindo maior controle sobre a distribuição da dose [ICRU, 1985; FISCHER-VALUCK *et al.*, 2019]. Ambas as modalidades têm demonstrado excelentes resultados no controle do tumor e na preservação da qualidade de vida do paciente,

sendo amplamente recomendadas por sociedades como a *American Brachytherapy Society* [KATO *et al.*, 2023].

No entanto, a eficácia da braquiterapia depende de um planejamento preciso que considere fatores como a localização do tumor, a dose prescrita e a interação da radiação com os tecidos adjacentes.

A braquiterapia HDR é amplamente empregada no tratamento do câncer de próstata, devido à sua capacidade de administrar altas doses de radiação de maneira precisa e localizada. A braquiterapia de alta taxa de dose utiliza fontes capazes de liberar doses superiores a 12 Gy/h [ICRU, 1985; FISCHER-VALUCK *et al.*, 2019]. Embora eficaz, a HDR apresenta desafios relacionados à distribuição de dose, principalmente em órgãos e tecidos adjacentes ao volume-alvo. A complexidade desse processo demanda métodos avançados de avaliação para garantir a segurança e eficácia do tratamento.

Tradicionalmente, a mensuração das doses absorvidas em órgãos radiosensíveis enfrentava limitações experimentais, incluindo dificuldades na reprodução de condições clínicas e na obtenção de dados precisos. Nesse contexto, as simulações computacionais, particularmente aquelas baseadas no método Monte Carlo, têm se destacado como ferramentas fundamentais para o estudo dosimétrico [CANDELA-JUAN *et al.*, 2013]. Essa técnica permite simular interações da radiação com tecidos humanos de forma detalhada, possibilitando a avaliação precisa da dose absorvida em órgãos/tecidos próximos e distantes do alvo terapêutico.

Estudos recentes têm demonstrado a aplicabilidade do método Monte Carlo na análise dos efeitos da braquiterapia HDR em diferentes cenários. Por exemplo, Candela-Juan *et al.* (2013) investigaram as doses equivalentes recebidas por órgãos durante o uso de fontes de Cobalto-60 e Irídio-192, comparando os resultados com os obtidos em tratamentos de radioterapia externa. A análise revelou que o tipo de fonte e sua energia influenciam significativamente a distribuição de dose, com o Cobalto-60 mostrando maior penetração em órgãos distantes devido à sua energia média mais alta.

De forma complementar, Santos *et al.* (2023) utilizaram o código MCNPX e o objeto simulador antropomórfico virtual de referência da ICRP 110 para avaliar as doses em órgãos distantes durante a braquiterapia HDR com uma fonte de Irídio-192, comparando os resultados com radioterapia de feixe externo com a técnica 3D-CRT utilizando fôtons de 18 MV. A pesquisa demonstrou que o posicionamento da fonte e as características do feixe impactam diretamente os níveis de exposição em tecidos fora do campo de radiação.

Esses estudos destacam a importância de integrar simulações avançadas no planejamento da braquiterapia, permitindo otimizar a distribuição de dose e minimizar os riscos associados ao tratamento. Além disso, reforçam a necessidade de uma abordagem personalizada, considerando as características anatômicas do paciente, a posição da fonte e as propriedades físicas do material radioativo utilizado.

2. OBJETIVO GERAL

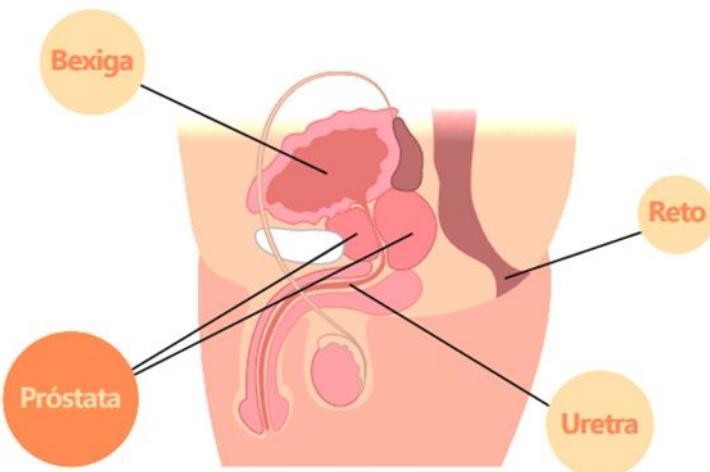
Este trabalho tem como objetivo avaliar computacionalmente os coeficientes de conversão para dose equivalente ($CC[H_T]$) e dose efetiva ($CC[E]$) durante braquiterapia HDR para câncer de próstata, utilizando fontes de Irídio-192 e Cobalto-60. Adicionalmente, buscou-se analisar como variações no índice de massa corporal (IMC) de objetos simuladores antropomórficos virtuais influenciam esses coeficientes, considerando diferentes posicionamentos das fontes dentro da próstata.

3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1. A Próstata

Com o formato de uma noz, dimensões pequenas e situada em torno do canal uretral, tem-se a próstata. Essa glândula apresenta um crescimento benigno após os 40 anos de idade e em 80% a 90% dos homens esse crescimento leva a estrangulação do canal uretral levando assim a dificuldades para urinar [ROSTELATO, 2005]. A *Figura 1* apresenta uma representação ilustrativa da disposição da próstata no corpo humano.

Figura 1: Imagem ilustrativa da disposição da próstata no corpo humano.



Fonte: [INCA, 2019]

Além de levar a dificuldade em urinar devido ao crescimento da próstata, outra enfermidade que pode ser causada em decorrência disso é o câncer de próstata, esse além de ser uma doença que hoje pode ser considerada um problema de saúde global, também afeta diretamente a autoestima dos homens. Além disso, os tratamentos relacionados a essa enfermidade não são baratos e os efeitos socioeconômicos que esses geram não são desprezíveis, por exemplo, nos Estados Unidos, em 2010, foram gastos cerca de US\$ 6 bilhões com tratamentos [ROSTELATO, 2005].

Segundo o Instituto Nacional do Câncer (INCA), entre a população masculina do Brasil o câncer de próstata é o segundo tipo de câncer que mais acomete os homens. O diagnóstico tardio muitas vezes é um importante fator na taxa de mortalidade relacionada ao câncer de próstata [BRAVO *et al.*, 2022].

Em termos mundiais, o câncer de próstata também é o segundo tumor sólido mais comum entre os homens e a quinta causa de mortalidade por câncer [GANDAGLIA *et al.*, 2021].

Taxa de mortalidade e desenvolvimento do câncer divergem de forma ampla ao redor do mundo. Isso porque fatores genéticos como raça/etnia, histórico familiar, variedade no ambiente pessoal e riscos ocupacionais são fatores que são e precisão ser levados em conta sobre o desenvolvimento da doença [ROSTELATO, 2005].

Em 2020 no geral, o câncer de próstata foi a quinta causa de morte por câncer em todo o mundo, com um número estimado de 375.304 mortes no ano. E foi a primeira causa de morte por câncer em 48/185 (26%) dos países [GANDAGLIA *et al.*, 2021]. As taxas de mortalidade mais altas foram observadas em países da África Subsaariana e Caribe, o que também está correlacionado com possíveis fatores genéticos. Enquanto países como Japão (possível inclusão no fator genético) e EUA tiveram uma taxa de mortalidade menor devido ao melhor acesso ao tratamento [GANDAGLIA *et al.*, 2021]. Correlacionado a fatores regionais e genéticos, o câncer de próstata é o mais diagnosticado em homens em 120 de 185 países.

Segundo a *Ben's Natural Health* [HEALTH, 2024], a taxa de incidência de câncer de próstata ao redor do mundo foi de 1,467,854 em 2022. O Brasil aparece em 4º lugar com um número de 102,519. Vale destacar que o trabalho de triagem também ajuda a aumentar a diferença no número de diagnósticos. Na Europa e América do Norte onde a triagem é maior, o diagnóstico do câncer de próstata é mais comum quando comparado com países em desenvolvimento, onde a falta de acesso a cuidados básicos pode levar a uma não notificação de novos casos.

No Brasil em 2024 o câncer de próstata continuou sendo uma das principais preocupações quanto a saúde pública no país. Sobre alguns dados importantes sobre ele pode-se listar:

- **Incidência:** Estudos estimam que o Brasil terá 71,730 novos casos de câncer de próstata anualmente entre 2023 e 2025, continuando a ser o tipo de câncer mais comum entre os homens, com exceção do câncer de pele [SANTOS FILHO *et al.*, 2024].

- **Mortalidade:** Os dados mais recentes mostram que dos 27% de novos casos atendidos pelo SUS já se encontram em estágio metastático no momento do diagnóstico. Além disso o câncer de próstata foi o responsável por 15.841 óbitos no Brasil [ONCOGUIA, 2024].
- **Fatores de Risco:** No Brasil, os principais fatores são a idade avançada, geralmente o câncer de próstata ocorre após os 50 anos de idade; histórico familiar, geralmente derivado de pais ou irmãos que possam ter sido diagnosticados antes dos 60 anos; obesidade e exposição a agentes químicos.
- **Tratamento:** Um fator importante a ser considerado é que 53% dos casos diagnosticados nos últimos 3 anos estão em estágio avançado (3 ou 4), o que leva a uma menor chance de sobrevivência ou cura do paciente, enquanto pacientes diagnosticados nos estágios iniciais apresentam uma chance de sobrevivência e cura de 90% [ONCOGUIA, 2024].
- **Diagnósticos:** Talvez hoje no Brasil um dos maiores complicadores para o diagnóstico precoce do câncer de próstata seja o preconceito com o exame inicial. Muitos homens ainda consideram tabu a realização do exame de toque retal, exame considerado fundamental, básico e de baixo custo para identificação de um possível câncer de próstata. Em 2024 mais de 404 mil exames de Antígeno Prostático Específico (PSA) foram realizados no Brasil [ONCOGUIA, 2024].

Dito isso, a causa do câncer de próstata ainda não é conhecida, ela pode sim estar relacionada com dois fatores primordiais: raça e histórico familiar. O câncer de próstata é 50% mais frequente em negros do que em brancos, afetam de forma mais agressiva também os negros, cuja chance de morte é o dobro do que em brancos [ROSTELATO, 2005]. A relação do câncer de próstata relacionado ao histórico familiar também tende a dobrar quando homens que tem parentes de primeiro grau são atingidos pela doença e é 5 vezes maior quando pai e irmão são também atingidos pelo tumor [ROSTELATO, 2005].

Uma forma de diagnóstico alternativa ao toque retal, tabu para homens mais velhos, é o exame de PSA. A próstata excreta uma substância que pode ser dosada na circulação e que não é produzida em nenhum outro órgão do corpo, no caso o PSA. O valor do PSA é correlacionado com a quantidade de tecido prostático, logo, quanto maior a próstata, maior o PSA. Da mesma forma, uma célula cancerosa produz mais PSA que uma célula normal [ROSTELATO, 2005].

3.2. Efeitos Biológicos da Radiação

Em 1896, observou-se que a exposição ou contato por determinado tempo com a radiação poderia causar pele avermelhada, perda de pelos e queimaduras na pele. Além disso, médicos que trabalhavam e estudavam a radiação, e que haviam radiografado seus próprios crânios como parte de experimentos, começaram a notar uma queda acentuada de cabelo [MARTINS, 1997].

Em 1911 então, os efeitos cancerígenos da radiação começaram a ser observados e estudados. Cerca de 100 radiologistas até 1922 tiveram suas mortes atreladas ao câncer radioinduzido e a incidência de leucemia era maior nesta especialidade médica do que em outras áreas [TERINI *et al.*, 2023]. Outros estudos relacionavam também a utilização da radiação com a redução do tempo de vida dos radiologistas [OKUNO, 2011].

Com o estabelecimento da relação entre dano biológico e exposição à radiação, Herman J. Muller em 1927, demonstrou que raios-X podem causar mutações genéticas, rendendo ao mesmo o Prêmio Nobel de Medicina em 1946 [TERINI *et al.*, 2023].

Dessa forma, ficou evidente que a exposição à radiação poderia apresentar efeitos colaterais, e, aos poucos a relação entre efeitos imediatos e efeitos tardios foi ficando claro [OKUNO, 2011].

3.3. Mecanismos de ação das radiações

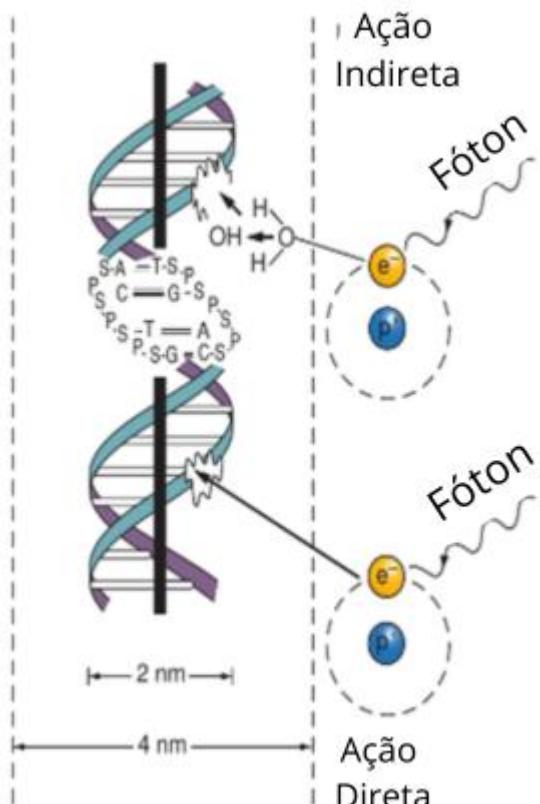
Os mecanismos de ação das radiações podem ser divididos em dois tipos:

I. **Mecanismo direto:** Neste caso a radiação entra diretamente em contato com as moléculas importantes, como ácidos desoxirribonucleicos (DNA), sendo esse o principal constituinte dos cromossomos nos núcleos da célula [TERINI *et al.*, 2023].

II. **Mecanismo indireto:** Nesse mecanismo o que acontece é a interação da radiação com molécula de água, ocorrendo a quebra da molécula de água, esse processo é chamado de radioiólise, originando os radicais livres, que interagem com moléculas importantes, como o DNA [TERINI *et al.*, 2023].

A **Figura** é uma representação esquemática do sistema de quebra de fitas do DNA através das formas diretas e indiretas.

Figura 2: Esquema ilustrativo da quebra da fita de DNA de forma direta e indireta.



Fonte: Figura modificada de [HALL *et al.*, 2011]

3.4. Classificação dos efeitos Biológicos

Os efeitos biológicos podem ser classificados como [TERINI *et al.*, 2023]:

- I. Em função do nível de dano, podem ocorrer efeitos somáticos (que afetam diretamente a pessoa irradiada) ou efeitos hereditários (que são acumulativos e podem afetar os descendentes das pessoas irradiadas);
- II. Em função do tempo de manifestação dos danos, os efeitos podem ser classificados como efeitos imediatos/agudos (esses feitos acontecem em questão de horas, dias ou algumas semanas após a exposição, como por exemplo: vômitos e avermelhamento da pele) ou tardios (esses efeitos vão se manifestar anos após o período de exposição em pessoas que recebem doses baixas frequentemente, por exemplo: câncer e lesões);

III. Em função das doses recebidas e das formas de respostas, nesse caso os efeitos são classificados como efeitos estocásticos (aqui, qualquer dose (baixa ou alta) que possa produzir algum dano genético importante, por exemplo: câncer e efeitos hereditários) ou reações teciduais (doses elevadas, acima de um limiar que resultam em morte celular em grande número, por exemplo: eritema (imediato); catarata (tardio).

3.5. A Braquiterapia

A braquiterapia é uma das vertentes da radioterapia, modalidade que faz uso de radiações ionizantes para tratamentos. Ela consiste em se usar fontes encapsuladas de radiação que são posicionadas no local alvo de tratamento ou próximo ao local alvo. A dose na braquiterapia pode ser administrada de algumas formas: implantes temporários que vão entregar a dose de forma contínua ou por um curto período ou implantes permanentes, estes que vão ficar implantados nos pacientes até um completo decaimento da fonte [PODGORSAK, 2005].

O primeiro caso de sucesso do uso da braquiterapia foi anunciado em St. Petersburgo com o tratamento de dois pacientes com lesões na região do rosto. Em 1914 então, o gás radônio passou a ser utilizado em finos tubos de vidro e desenvolveram-se as primeiras agulhas de rádio, que possuíam em sua constituição sulfato de rádio puro encapsulado em aço ou platina [FERNANDES, 2000].

Novas aplicações e formas de tratamento têm influenciado na demanda de novas fontes de radiação para essa aplicação clínica no tratamento de câncer, todavia, existe uma necessidade de se analisar características dosimétricas das possíveis novas fontes.

Durante a segunda guerra mundial, com o desenvolvimento de reatores nucleares passou a se tornar possível produzir em escala industrial novas fontes radioativas artificiais, como por exemplo: cobalto-60, tântalo-182, ouro-198, entre outros [KASE *et al.*, 1990].

Além disso a braquiterapia pode seguir com diversas classificações como: atividade da fonte, localização da fonte, forma de carregamento da fonte, tipo de radiação e tipo de fonte [PODGORSAK, 2005].

3.6. Fontes de radiação para uso em braquiterapia

Apesar de novos tipos de fontes artificiais estarem sendo desenvolvidos hoje em dia, alguns requisitos são necessários para que as fontes possam ser utilizadas em braquiterapia. Algumas propriedades que as fontes devem possuir [ROSTELATO, 2005]:

- Energia: Dever ser adequada ao tratamento para minimizar o efeito fotoelétrico no osso e diminuir o espalhamento. Isso resulta na utilização de energias suficientemente altas, porém, a energia deve ser apropriada a fim de se equilibrar para que as necessidades de proteção radiológicas sejam minimizadas;
- Meia-vida: Deve ser tal que a correção por decaimento seja mínima durante o tratamento;
- A partir de sua desintegração não deve gerar elementos gasosos;
- Emissão de partículas carregadas deve ser ausente ou efetivamente blindada;
- Ter alta atividade específica;
- Deve estar disponível em forma insolúvel e não tóxica;
- O material não deve ser feito na forma de pó;
- O material deve ser facilmente moldável, desejando-se que ele assuma várias formas e tamanhos, como tubos rígidos, agulhas, esferas, sementes e fios flexíveis;
- Não sofrer danos durante sua esterilização.

Algumas propriedades físicas dos radionuclídeos aplicáveis em braquiterapia estão descritas na **Tabela 1**.

Tabela 1: Propriedades dos radionuclídeos utilizados em braquiterapia.

Nuclídeo	Meia-vida	Energia máxima da radiação β (MeV)	Energia média da radiação γ e x (MeV)	Energia máxima da radiação γ e x (MeV)	Forma da fonte
^{226}Ra	1600 anos	3,27	0,78	2,45	Tubos e Agulhas
^{60}Co	5,2 anos	1,49	1,25	1,33	Placas
^{137}Cs	30 anos	1,17	0,66	0,66	Tubos e Agulhas
^{198}Au	2,7 anos	0,96	0,42	0,68	Sementes
^{182}Ta	115 dias	0,59	0,70	1,29	Fios
^{192}Ir	74,2 dias	0,67	0,37	1,06	Fios e Sementes
^{103}Pd	16,96 dias	-	0,020	0,023	Sementes
^{125}I	60,1 dias	-	0,028	0,035	Sementes

Fonte: Modificada de [ROSTELATO, 2005].

3.6.1. Fontes de Irídio

Nos tratamentos que fazem uso do método de HDR *afterloading* o Irídio-192 é hoje o mais comum de ser utilizado. Sua meia-vida consiste em aproximadamente 74 dias, o que faz com que isso possa se tornar uma desvantagem em algumas situações, devido a necessidade de substituição da fonte frequentemente. Porém, a alta atividade específica do irídio faz com que as empresas possam usar pequenas fontes para HDR em aplicações intracavitárias e aplicações intersticiais [MALEKIE *et al.*, 2024].

A energia média dos fótons emitidos pelo Iridio-192 é de aproximadamente 0,38 MeV, o que resulta em um menor poder de penetração. Consequentemente, a necessidade e o tipo de blindagem podem ser menos rigorosos em comparação com fontes de maior energia [MALEKIE *et al.*, 2024].

3.6.2. Fontes de Cobalto

Nos dias de hoje o cobalto-60 tem sido uma nova alternativa para tratamento de HDR *afterloading*, visto que a confecção de pequenas fontes tem permitido toda uma nova gama de estudos e aplicações dessa fonte [MALEKIE *et al.*, 2024]. O Co-60 possui uma meia-vida de

5,27 anos, o que se torna uma vantagem em algumas situações visto que não se torna necessária a substituição frequente das fontes.

Os fótons possuem uma energia média de 1,25 MeV, o que exige uma blindagem mais rigorosa para seu uso em tratamentos de alta precisão. Dessa forma, a distribuição da dose deve ser cuidadosamente ajustada no planejamento terapêutico para assegurar que a radiação atinja a região-alvo de maneira eficaz, minimizando a exposição dos órgãos adjacentes [MALEKIE *et al.*, 2024].

3.6.3. Iridio-192 x Cobalto-60

Apesar de existirem pontos notáveis de diferenças entre as fontes de Co-60 e Ir-192, estudos mostram que o desempenho dosimétrico das duas fontes é praticamente o mesmo [TAMIHARDJA *et al.*, 2022]. A utilização do Co-60 torna-se mais interessante quando existe a necessidade de uma maior penetração dos fótons nos tecidos e quando a substituição das fontes se torna mais difícil. Por outro lado, o uso do Ir-192 é mais recomendado para tratamentos que necessitem de uma precisão maior e que não afetem os órgãos próximos.

Nas questões de logística, o Co-60 leva uma vantagem em decorrência do seu tempo de meia vida maior, além disso, hospitais com menor aporte financeiro vão precisar gastar menos com a substituição das fontes frequentemente.

3.7. Grandezas Dosimétricas

3.7.1. Dose equivalente

A definição dessa grandeza é o produto da dose absorvida média no órgão ou tecido que foi exposto a radiação do tipo R ($D_{T,R}$) pelo fator de ponderação da radiação w_R [PODGORSAK, 2005], fornecidos pela ICRP 103 [ICRP, 2007], como exemplificado na Equação 1. Sua unidade é o sievert (Sv)

$$H_T = D_{T,R} w_R \quad \text{Equação 1}$$

3.7.2. Dose Efetiva

A dose efetiva (E) é dada pela soma das doses equivalentes (H_T) de todos os órgãos ou tecidos multiplicados por um fator de ponderação desses tecidos ou órgãos, dado por w_T fornecidos pela ICRP 103 (ICRP, 2007), conforme Equação 2 [PODGORSAK, 2005].

$$E = \sum_T w_T H_T \quad \text{Equação 2}$$

3.9 O método Monte Carlo

O método Monte Carlo (MMC) é descrito como um sistema estatístico, no qual faz uso de uma sequência de números aleatório para a realização de uma simulação. Utilizado em diversos seguimentos, essa ferramenta matemática é usualmente utilizada em áreas como ciência e engenharia para simular problemas que podem ser representados como processos estocásticos [YORIYAZ, 2009].

Na física médica em particular, simulações de transporte de radiação estão ficando cada vez mais usuais devido ao avanço tecnológico relacionado ao melhor desenvolvimento de computadores com alta qualidade de processamento, com benefícios como velocidade e capacidade de armazenamento de informações [YORIYAZ, 2009].

O método em si não é novo, já sendo conhecido por muito tempo, mas tendo sua efetividade alcançadas após os eventos da segunda guerra mundial. Em termos do transporte de radiação, o processo estocástico pode ser visto com um aglomerado de partículas, em que, as localizações de cada uma se alteram de forma aleatória em cada colisão, sendo essas partículas descritas a partir de suas grandezas macroscópicas, como fluxo ou densidade de partículas [YORIYAZ, 2009]. Assim, o valor esperado para essas grandezas corresponde à solução determinística da equação de Boltzman, equação que rege o transporte de radiação [YORIYAZ, 2009].

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Para a determinação dos valores de $CC[H_T]$ e $CC[E]$, utilizou-se o código de simulação Monte Carlo MCNP6.2 (*Monte Carlo N-Particle Transport Code*, versão 6.2) desenvolvido por Werner *et al.* (2017). Esse código permite a modelagem do transporte de partículas e a simulação das interações da radiação com a matéria em uma ampla faixa de energias, sendo amplamente empregado em estudos de física médica, proteção radiológica e dosimetria.

Neste trabalho, adotou-se o *tally* F6 (energia depositada por unidade de massa, expressa em MeV/g/source-particle) para a estimativa das energias depositadas nos diferentes órgãos e tecidos do corpo humano. As seções de choque utilizadas nas simulações foram extraídas das bibliotecas de dados ENDF/B-VI que fornecem parâmetros físicos essenciais para cálculos precisos da interação da radiação com a matéria.

A fim de garantir incertezas estatísticas reduzidas, foi realizada a simulação de $1E9$ histórias de partículas. Esse número elevado de histórias permite minimizar flutuações estatísticas nos resultados, garantindo uma melhor precisão (5% de erro relativo) nas estimativas de dose absorvida.

4.1. Código de Monte Carlo MCNP 6.2

O código de Monte Carlo empregado neste trabalho foi o MCNP6.2 (*Monte Carlo N-Particle*). A utilização deste código para o transporte de fótons teve seu início em 1973 e de elétrons em sua versão 4 em 1990. Nos dias de hoje suas aplicações se estendem ao uso de variados tipos de partículas como: elétrons, fótons, nêutrons, prótons, íons leves e pesados [BIELAJEW, 2013].

O código MCNP com desenvolvimento em Los Alamos (LANL), possui utilização em diversas áreas, desde projeção de reatores nucleares à avaliação de blindagens em física médica. Ele abrange então o transporte de radiação para intervalos grandes de energia, como fótons de energia disponível desde 1 keV a 100 GeV [WERNER *et al.*, 2018].

A aplicação do código MCNP6.2 ocorreu da seguinte maneira. Primeiro criou-se um arquivo de entrada (*input*). Este arquivo contém as seguintes informações: cenário de simulação contendo a geometria detalhada e tamanho real com as características dos materiais que fazem parte da simulação, a localização e as especificações radioativas, informações de número de

história de partícula (nps), ferramentas utilizadas para o aprimoramento da eficiência de resposta e o tipo de registro (*tally*) que o código irá contabilizar [WERNER *et al.*, 2017].

Finalizando o processo, o software irá gerar um arquivo de saída, chamado *output*, onde estarão armazenadas as respostas para as questões desejadas e, assim, obtém-se os resultados dos cálculos que serão analisados pelo usuário.

4.2. Objetos Simuladores Antropomórficos Virtuais

Neste estudo, foram utilizados três objetos simuladores antropomórficos virtuais com diferentes Índices de Massa Corporal (IMC). Esses modelos foram desenvolvidos no Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) por Cassola *et al.* (2011) e são amplamente empregados em pesquisas de dosimetria computacional.

As principais características antropométricas desses objetos simuladores estão apresentadas na **Tabela 2**. Todos os objetos antropomórficos virtuais usados neste estudo têm comprimentos de aresta de *voxel* de 0,24 cm. As variações dos objetos simuladores antropomórficos escolhidas para esse trabalho foram: M10_H10, M50_H50 e M90_H90.

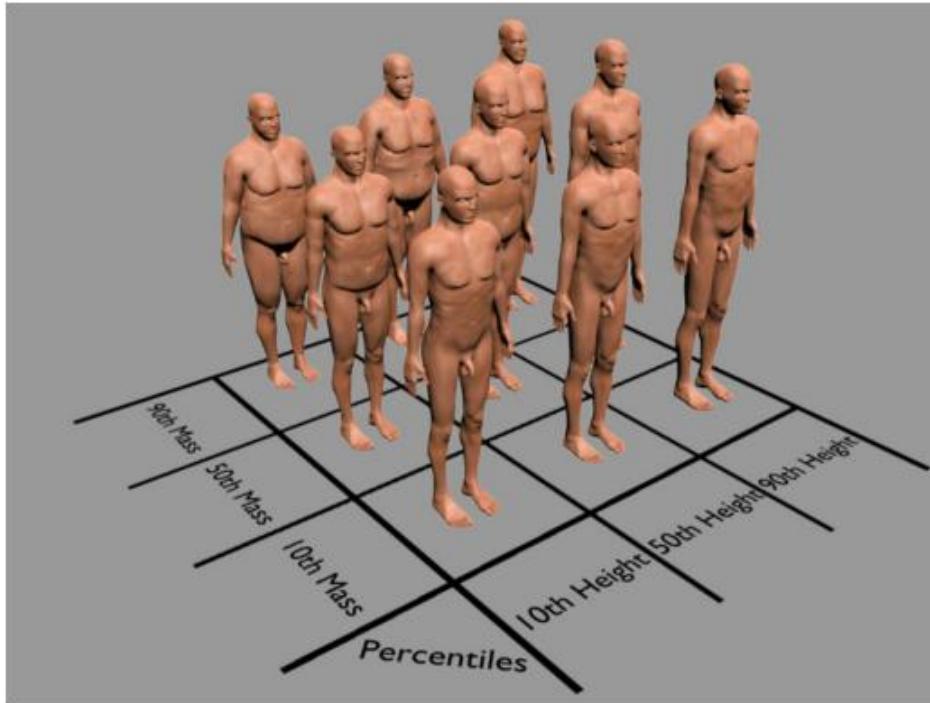
Tabela 2: Principais características dos objetos simuladores antropomórficos virtuais que foram utilizados nesse trabalho.

Objeto Simulador	Massa (kg)	Altura (cm)	IMC (kg/m ²)	Volume da Próstata (cm ³)
M10_H10	59,3	167,3	21,2	15,5
M50_H50	79	176,4	25,4	16,5
M90_H90	108,5	185,6	31,5	18,2

Fonte: [CASSOLA *et al.*, 2011]

Os objetos simuladores virtuais foram integrados ao código de transporte de radiação MCNP6.2, possibilitando a simulação das interações da radiação com os tecidos biológicos e a estimativa das grandezas dosimétricas de interesse. A **Figura** é uma representação esquemática dos modelos de objetos simuladores desenvolvidos por Cassola *et al.* (2011), além disso, nela pode-se ver os três objetos simuladores escolhidos para o estudo.

Figura 3: Simuladores antropomórficos virtuais masculinos para os percentis de massa e altura 10, 50 e 90.



Fonte: [CASSOLA *et al.*, 2011]

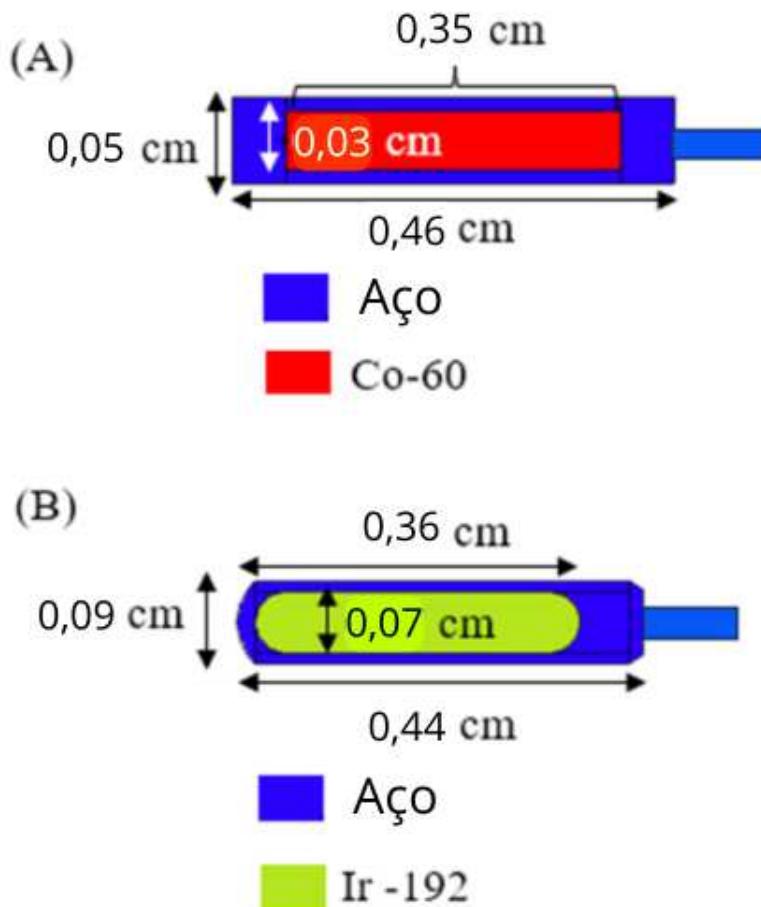
4.3. Construção do Cenário de Braquiterapia

Para a modelagem do cenário de braquiterapia, foram simuladas duas fontes radioativas: Irídio-192, representada pelo modelo *Nucletron MicroSelectron V2* (Daskalov *et al.*, 1998), e Cobalto-60, correspondente ao modelo BEBIG Co0.A86 (Guerrero *et al.*, 2014).

As geometrias dessas fontes, incluindo suas dimensões específicas, estão apresentadas na **Figura 4**, sendo a fonte de Cobalto-60 ilustrada em (A) e a de Irídio-192 em (B).

Após a modelagem geométrica e física das fontes, estas foram inseridas na próstata dos objetos simuladores antropomórficos virtuais, permitindo a simulação do transporte da radiação no tecido biológico. As principais características das fontes utilizadas neste estudo estão detalhadas na **Tabela**.

Figura 4: Dimensões (cm) da geometria empregadas para a representação das fontes de Cobalto-60(A) e Iridio-192(B) utilizadas nesse trabalho.



Fonte: [GUERRERO *et al.*, 2014; DASKALOV *et al.*, 1998; SAINT-HUBERT *et al.*, 2023].

Tabela 3: Principais características das fontes de Cobalto-60 e Iridio-192 utilizadas nesse trabalho.

Fonte	Densidade (g/cm ³)	Material de encapsulamento	Material do cabo
Co-60	8,9	Aço	Aço inoxidável
Ir-192	22,42	Aço	Aço

Fonte: [GUERRERO *et al.*, 2014]

Os espectros do Cobalto-60 e Irídio-192 foram obtidos a partir do *National Nuclear Data Center, Brookhaven National Laboratory* [National Nuclear Data Center, 2024].

Posteriormente a isso, as sementes foram dispostas em 3 posições dentro do volume prostático, pontos esses que representam os pontos de parada das fontes. Elas foram posicionadas na parte superior da próstata, parte inferior e no centro, todas as posições são em referência ao centro da próstata. As fontes foram posicionadas dentro da próstata de cada objeto simulador nas seguintes coordenadas (x, y, z): parte inferior em 28,5; 18,5; 85,5; centro em 28,5; 18,5; 84,5; e parte superior em 28,5; 18,5; 83,5. Além disso, as fontes nas posições inferior e superior estão localizadas aproximadamente a 0,3 cm das bordas inferior e superior da próstata.

4.4. Cálculo dos Coeficientes de Conversão

Os valores de $CC[H_T]$ foram calculados utilizando a Equação 3.

$$CC[H_T] = \frac{D_{T,R} \cdot w_R}{D_{\text{próstata}}} \quad \text{Equação 3}$$

em que:

$D_{T,R}$: Dose absorvida estimada em cada órgão e/ou tecido, obtida a partir do *tally* F6 (MeV/g/*source-particle*) no código MCNP para os órgãos e tecidos de interesse.

w_R : Fator de ponderação da radiação, igual a 1 para fótons e elétrons.

$D_{\text{próstata}}$: Dose absorvida estimada para a próstata, obtida a partir do *tally* F6 (MeV/g/*source-particle*) no código MCNP.

Já para os valores de $CC[E]$ foram obtidos utilizando a Equação 4.

$$CC[E] = \sum_T w_T \cdot CC[H_T] \quad \text{Equação 4}$$

em que:

w_T é o fator de ponderação do tecido obtido a partir de [ICRP, 2007].

4.5. Avaliação da distribuição de dose absorvida

Também foram obtidos os mapas de isodose considerando as duas fontes estudadas neste trabalho. A distribuição da dose total absorvida no corpo de cada objeto antropomórfico virtual foi obtida utilizando o *tally* F6 (MeV/g/source-particle) em toda a matriz de *voxels* dos objetos simuladores. Posteriormente, os dados foram convertidos para o formato do Visualization Toolkit (VTK) [SCHROEDER *et al.*, 2006] e visualizados no software ParaView [PARAVIEW, 2024], permitindo uma análise detalhada da dose em diferentes regiões anatômicas.

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

5.1. Coeficiente de conversão para dose equivalente

Os valores de CC[H_T] obtidos para os três objetos antropomórficos virtuais (M10_H10, M50_H50 e M90_H90) com as fontes de ⁶⁰Co e ¹⁹²Ir são apresentados nas Tabelas 4, 5 e 6, respectivamente. As fontes foram posicionadas na próstata, resultando em valores mais elevados de CC[H_T] nos órgãos adjacentes devido à proximidade da fonte e à menor atenuação.

Tabela 4: Valores de CC[H_T] (Sv/Gy) para o objeto antropomórfico virtual M10_H10, considerando as três posições da fonte para as fontes de ⁶⁰Co e ¹⁹²Ir. Os erros relativos percentuais são apresentados entre parênteses.

Órgão /Tecido	Cobalto-60			Irídio-192		
	Centro	Parte Inferior	Parte Superior	Centro	Parte Inferior	Parte Superior
		CC[H _T] (Sv/Gy)			CC[H _T] (Sv/Gy)	
Medula Óssea	1,30E-03 (0,05)	1,94E-03 (0,08)	2,93E-03 (0,05)	1,48E-03 (0,05)	1,72E-03 (0,05)	4,01E-03 (0,06)
Côlon	5,05E-03 (0,09)	6,77E-03 (0,14)	1,27E-02 (0,08)	5,38E-03 (0,09)	5,59E-03 (0,09)	1,63E-02 (0,09)
Pulmão	1,11E-04 (0,42)	1,60E-04 (0,56)	2,65E-04 (0,36)	5,25E-05 (0,63)	5,69E-05 (0,59)	1,56E-04 (0,54)
Estomago	4,76E-04 (0,47)	6,78E-04 (0,64)	1,16E-03 (0,40)	3,54E-04 (0,57)	3,78E-04 (0,54)	1,07E-03 (0,49)
Mama	9,17E-05 (2,49)	1,41E-04 (3,26)	2,20E-04 (2,16)	3,85E-05 (4,04)	4,03E-05 (3,77)	1,12E-04 (3,51)
Tecidos Remanescentes	2,69E-04 (0,02)	4,30E-04 (0,04)	4,93E-04 (0,04)	2,72E-04 (0,03)	3,47E-04 (0,03)	5,86E-04 (0,05)
Gônadas	7,39E-03 (0,28)	1,37E-02 (0,33)	1,37E-02 (0,28)	7,55E-03 (0,29)	1,13E-02 (0,23)	1,65E-02 (0,30)
Bexiga	7,86E-02 (0,05)	7,07E-02 (0,11)	4,03E-01 (0,04)	9,25E-02 (0,06)	6,22E-02 (0,07)	4,66E-01 (0,04)
Esôfago	8,69E-05 (2,82)	1,27E-04 (3,90)	2,14E-04 (2,48)	3,99E-05 (3,27)	4,65E-05 (3,15)	1,26E-04 (2,76)
Fígado	3,79E-04 (0,33)	5,37E-04 (0,44)	9,16E-04 (0,28)	2,64E-04 (0,41)	2,83E-04 (0,39)	7,89E-04 (0,35)
Tireoide	3,14E-05 (5,32)	4,76E-05 (7,01)	7,17E-05 (4,70)	1,05E-05 (7,98)	1,27E-05 (7,51)	3,48E-05 (6,65)
Cérebro	7,04E-06 (2,52)	1,04E-05 (3,36)	1,66E-05 (2,17)	1,62E-06 (5,56)	1,80E-06 (5,13)	4,81E-06 (4,74)
Gandulas Salivares	6,69E-06 (3,28)	9,80E-06 (4,40)	1,56E-05 (2,85)	1,98E-06 (6,37)	1,97E-06 (5,84)	5,44E-06 (5,68)
Pele	1,03E-03 (005)	1,84E-03 (0,07)	2,05E-03 (0,06)	9,20E-04 (0,05)	1,30E-03 (0,05)	2,19E-03 (0,06)

Fonte: Elaborado pelo próprio autor.

..... – Valores destacados são referentes aos maiores valores encontrados.

.... – Valores destacados são referentes aos menores valores encontrados.

Tabela 5: Valores de CC[H_T] (Sv/Gy) para o objeto antropomórfico virtual M50_H50, considerando as três posições da fonte para as fontes de ⁶⁰Co e ¹⁹²Ir. Os erros relativos percentuais são apresentados entre parênteses.

Órgão / Tecido	Cobalto-60			Irídio-192		
	Centro	Parte Inferior	Parte Superior	Centro	Parte Inferior	Parte Superior
	CC[H _T] (Sv/Gy)			CC[H _T] (Sv/Gy)		
Medula Óssea	1,17E-03 (0,06)	1,76E-03 (0,06)	2,17E-03 (0,05)	1,34E-03 (0,09)	1,59E-03 (0,06)	3,15E-03 (0,07)
Colon	5,58E-03 (0,10)	7,51E-03 (0,09)	1,14E-02 (0,08)	5,96E-03 (0,13)	6,34E-03 (0,10)	1,54E-02 (0,10)
Pulmão	1,05E-04 (0,49)	1,54E-04 (0,39)	2,03E-04 (0,37)	5,01E-05 (0,95)	5,65E-05 (0,71)	1,27E-04 (0,67)
Estomago	4,39E-04 (0,54)	6,29E-04 (0,44)	8,59E-04 (0,41)	3,29E-04 (0,84)	3,69E-04 (0,62)	8,58E-04 (0,59)
Mama	7,54E-05 (2,99)	1,12E-04 (2,40)	1,48E-04 (2,24)	2,70E-05 (6,39)	3,66E-05 (4,66)	7,40E-05 (4,62)
Tecidos Remanescentes	2,13E-04 (0,02)	3,40E-04 (0,04)	3,32E-04 (0,04)	2,14E-04 (0,05)	2,76E-04 (0,04)	4,13E-04 (0,06)
Gônadas	6,95E-03 (0,32)	1,31E-02 (0,22)	1,05E-02 (0,28)	7,14E-03 (0,43)	1,09E-02 (0,27)	1,35E-02 (0,36)
Bexiga	7,22E-02 (0,06)	6,76E-02 (0,08)	3,22E-01 (0,04)	8,33E-02 (0,09)	5,98E-02 (0,08)	4,38E-01 (0,06)
Esôfago	8,43E-05 (2,81)	1,26E-04 (2,26)	1,66E-04 (2,14)	4,54E-05 (4,70)	4,77E-05 (3,30)	1,11E-04 (3,20)
Fígado	3,51E-04 (0,37)	5,06E-04 (0,30)	6,88E-04 (0,28)	2,50E-04 (0,59)	2,80E-04 (0,43)	6,44E-04 (0,41)
Tireoide	2,91E-05 (6,15)	4,16E-05 (4,99)	5,79E-05 (4,57)	9,73E-06 (12,1)	1,08E-05 (9,26)	2,38E-05 (8,95)
Cérebro	5,52E-06 (3,21)	8,34E-06 (2,52)	1,06E-05 (2,44)	1,12E-06 (9,62)	1,31E-06 (6,91)	2,89E-06 (7,09)
Gandulas Salivares	5,69E-06 (4,08)	8,40E-06 (3,25)	1,04E-05 (3,07)	1,56E-06 (11,3)	1,79E-06 (7,99)	3,80E-06 (7,21)
Pele	8,85E-04 (0,06)	1,62E-03 (0,05)	1,42E-03 (0,06)	7,84E-04 (0,09)	1,16E-03 (0,06)	1,58E-03 (0,09)

Fonte: Elaborado pelo próprio autor.

..... – Valores destacados são referentes aos maiores valores encontrados.

.... – Valores destacados são referentes aos menores valores encontrados.

Tabela 6: Valores de CC[H_T] (Sv/Gy) para o objeto antropomórfico virtual M90_H90, considerando as três posições da fonte para as fontes de ⁶⁰Co e ¹⁹²Ir. Os erros relativos percentuais são apresentados entre parênteses.

Órgão / Tecido	Cobalto-60			Irídio-192		
	Centro	Parte Inferior	Parte Superior	Centro	Parte Inferior	Parte Superior
		CC[H _T] (Sv/Gy)			CC[H _T] (Sv/Gy)	
Medula Óssea	1,21E-03 (0,05)	1,53E-03 (0,07)	2,23E-03 (0,07)	1,42E-03 (0,06)	1,56E-03 (0,04)	3,28E-03 (0,07)
Côlon	5,02E-03 (0,09)	5,70E-03 (0,12)	1,03E-02 (0,11)	5,42E-03 (0,11)	5,31E-03 (0,09)	1,39E-02 (0,10)
Pulmão	9,35E-05 (0,42)	1,15E-04 (0,54)	1,80E-04 (0,52)	4,48E-05 (0,76)	4,61E-05 (0,60)	1,13E-04 (0,67)
Estomago	4,12E-04 (0,47)	5,03E-04 (0,60)	8,03E-04 (0,58)	3,16E-04 (0,67)	3,29E-04 (0,53)	8,04E-04 (0,59)
Mama	1,01E-04 (1,95)	1,21E-04 (2,55)	1,79E-04 (2,52)	4,23E-05 (3,82)	4,40E-05 (2,99)	1,01E-04 (3,44)
Tecidos Remanescentes	2,11E-04 (0,02)	2,69E-04 (0,04)	3,45E-04 (0,05)	2,17E-04 (0,04)	2,45E-04 (0,03)	4,31E-04 (0,06)
Gônadas	6,92E-03 (0,29)	1,09E-02 (0,32)	1,06E-02 (0,40)	7,45E-03 (0,35)	1,03E-02 (0,24)	1,39E-02 (0,36)
Bexiga	6,95E-02 (0,06)	5,61E-02 (0,10)	2,94E-01 (0,06)	8,01E-02 (0,07)	5,43E-02 (0,07)	4,37E-01 (0,06)
Esôfago	7,60E-05 (2,44)	9,62E-05 (3,03)	1,48E-04 (3,08)	3,76E-05 (3,63)	3,86E-05 (2,89)	9,38E-05 (3,25)
Fígado	3,24E-04 (0,32)	3,96E-04 (0,41)	6,34E-04 (0,39)	2,37E-04 (0,47)	2,43E-04 (0,37)	5,97E-04 (0,41)
Tireoide	2,69E-05 (5,35)	3,50E-05 (6,90)	4,87E-05 (6,72)	1,23E-05 (9,45)	1,08E-05 (7,94)	2,77E-05 (8,68)
Cérebro	4,36E-06 (3,05)	5,07E-06 (4,05)	7,93E-06 (3,97)	7,60E-07 (9,61)	8,42E-07 (7,32)	2,02E-06 (8,03)
Gandulas Salivares	3,78E-06 (3,92)	4,66E-06 (5,13)	6,99E-06 (4,99)	1,06E-06 (9,57)	9,83E-07 (7,78)	2,16E-06 (8,79)
Pele	7,81E-04 (0,06)	1,18E-03 (0,08)	1,26E-03 (0,09)	7,02E-04 (0,08)	9,30E-04 (0,06)	1,40E-03 (0,09)

Fonte: Elaborado pelo próprio autor.

— Valores destacados são referentes aos maiores valores encontrados.

— Valores destacados são referentes aos menores valores encontrados.

De acordo com a **Tabela**, para o objeto simulador antropomórfico M10_H10, os valores mais altos de CC[H_T] foram observados na bexiga, especialmente para a fonte de ¹⁹²Ir na posição superior, atingindo 4,66E-1 Sv/Gy, enquanto os menores valores foram registrados no cérebro, com 1,80E-6 Sv/Gy para a mesma fonte na posição central. De modo geral, a fonte de ¹⁹²Ir produziu valores de CC[H_T] mais elevados em comparação com o ⁶⁰Co, especialmente em órgãos localizados próximos à fonte.

Os resultados da **Tabela 5** para o objeto simulador antropomórfico virtual M50_H50 mostram que os valores mais altos de CC[H_T] foram novamente observados na bexiga, atingindo 4,38E-1 Sv/Gy com a fonte de ¹⁹²Ir na posição superior da próstata, enquanto os menores valores foram registrados no cérebro, com 1,12E-6 Sv/Gy para a fonte de ¹⁹²Ir na posição central.

Os resultados para o objeto simulador antropomórfico virtual M90_H90 (**Tabela**) mostram que a bexiga permaneceu como o órgão com os maiores valores de CC[H_T], atingindo 4,37E-1 Sv/Gy com a fonte de ¹⁹²Ir na posição superior. O menor valor foi novamente observado no cérebro, com 7,60E-7 Sv/Gy para a fonte de ¹⁹²Ir na posição central. Esses valores confirmam que essa fonte gera os maiores valores de CC[H_T], particularmente em regiões próximas à próstata.

Esses resultados destacam o impacto significativo do posicionamento da fonte nos valores de CC[H_T], com os maiores valores observados nos órgãos próximos à próstata devido ao aumento da exposição direta à radiação. Além disso, entre as fontes analisadas, o ¹⁹²Ir geralmente produz valores de CC[H_T] mais altos do que o ⁶⁰Co. Essa diferença é atribuída principalmente às variações na energia dos fôtons e na distribuição espectral. O ¹⁹²Ir emite fôtons com energias médias mais baixas em comparação com o ⁶⁰Co, aumentando a probabilidade de interações fotoelétricas e espalhamento Compton nos tecidos humanos, especialmente em órgãos próximos à fonte. Essas interações intensificam a deposição local de energia, resultando em valores elevados de CC[H_T].

Na literatura, existem alguns estudos, como o desenvolvido por Candela-Juan *et al.* (2013), que apresentaram uma comparação entre duas fontes ⁶⁰Co e ¹⁹²Ir para o tratamento do câncer de próstata. Neste estudo, simulações foram realizadas utilizando o código Geant4, e também foi empregado um objeto simulador do tipo *voxel* nas simulações. As fontes foram posicionadas no centro da próstata. De maneira similar ao presente estudo, os resultados para órgãos próximos à próstata, como a bexiga, o cólon e os testículos, mostraram valores mais

elevados de CC[H_T] para a fonte de ¹⁹²Ir. Para órgãos mais distantes, os valores de CC[H_T] foram mais altos ao usar a fonte de ⁶⁰Co, uma vez que seus raios gama são mais penetrantes, alcançando valores de dose mais elevados em órgãos mais distantes do alvo (Candela-Juan *et al.*, 2013).

Para comparar os resultados do presente trabalho com a literatura, foi utilizado o trabalho de Candela-Juan *et al.* (2013), que fornece valores de dose equivalente de órgão por dose terapêutica absorvida pela próstata (H_T/D_P). A **Tabela 7** mostra as diferenças percentuais para órgãos selecionados entre os resultados do presente trabalho e os reportados por Candela-Juan *et al.* (2013). As comparações foram realizadas utilizando o objeto antropomórfico virtual M50_H50, escolhido porque suas características antropométricas (altura de 176 cm e massa de 73 kg) coincidem de forma próxima com as usadas no estudo de Candela-Juan *et al.* (2013).

Tabela 7: Diferença percentual entre os valores de CC[H_T] obtidos neste trabalho e os da literatura.

Órgão	Tipo de Fonte	Diferença percentual (%)* em relação ao trabalho de Candela-Juan <i>et al.</i> (2013)	Diferença percentual (%)* em relação ao trabalho de Santos <i>et al.</i> (2023)
Côlon	Co-60	10	-
	Ir-192	12	28
Estomago	Co-60	54	-
	Ir-192	49	49
Esôfago	Co-60	72	-
	Ir-192	71	72
Fígado	Co-60	60	-
	Ir-192	58	57
Tireoide	Co-60	72	-
	Ir-192	72	74
Cérebro	Co-60	73	-
	Ir-192	73	73
Pele	Co-60	72	-
	Ir-192	76	12
Bexiga	Co-60	44	-
	Ir-192	48	40

*(valor determinado pela literatura - valor determinado no presente trabalho) / valor determinado pela literatura

Fonte: Elaborado pelo próprio autor.

No trabalho de Santos *et al.* (2023), foi simulada o tratamento de câncer de próstata com braquiterapia utilizando uma fonte de ^{192}Ir , empregando o código MCNPX, versão 2.7.0, e um objeto antropomórfico virtual. As diferenças percentuais entre os valores de CC[H_T] são apresentadas na **Tabela 7**. As variações entre os resultados do presente estudo e os de Santos *et al.* (2023) podem ser atribuídas às diferenças no tipo de objeto simulador antropomórfico virtual empregado, na geometria da fonte simulada e nas características da própria fonte.

As diferenças percentuais nos valores de CC[H_T] considerando as duas fontes localizadas no centro da próstata para os três objetos simuladores antropomórficos virtuais são apresentadas na **Tabela 7**. Ao comparar os valores de CC[H_T] em relação ao tipo de fonte, observa-se que as diferenças foram maiores para órgãos distantes do alvo, como o cérebro, que apresentou uma diferença de 77% para o objeto simulador antropomórfico virtual M10_H10, 80% para o objeto simulador antropomórfico virtual M50_H50 e 83% para o objeto simulador antropomórfico virtual M90_H90, quando a fonte foi localizada no centro da próstata.

Para os órgãos próximos ao alvo, as diferenças entre os valores de CC[H_T] considerando as duas fontes foram menores. Por exemplo, para as gônadas, as diferenças foram: 2% (M10_H10), 3% (M50_H50) e 8% (M90_H90). Para o cólon, as diferenças foram de 7% para todos os objetos simuladores antropomórficos virtuais.

Esses valores são consistentes com a literatura. No trabalho de Candelas-Juan *et al.* (2013), as diferenças nos valores de CC[H_T] comparando as fontes de ^{60}Co e ^{192}Ir foram: -23% para a bexiga, -9% para o cólon, 80% para o cérebro, 49% para o esôfago, 34% para o fígado, 33% para o estômago e 67% para a tireoide.

Ao comparar os pontos de parada das fontes, ou seja, os valores de CC[H_T] em três posições diferentes, observou-se uma maior diferença para as gônadas quando as fontes estavam na parte inferior da próstata, e para a bexiga quando as fontes estavam na parte superior, em relação à posição no centro da próstata, para todos os objetos simuladores antropomórficos virtuais. Portanto, os órgãos mais próximos ao alvo do tratamento podem apresentar as maiores diferenças nos valores de CC[H_T] com base na posição da fonte dentro da próstata.

Tabela 8: Diferença percentual entre os valores de CC[H_T] considerando as fontes de Cobalto-60 e Iridio-192 e os objetos simuladores antropomórficos virtuais utilizados nesse trabalho.

Órgão / Tecido	Diferença Percentual* (%) nos valores de CC[H_T] entre as fontes de cobalto-60 e irídio-192		
	M10_H10	M50_H50	M90_H90
Medula Óssea	-14	-14	-17
Côlon	-7	-7	-8
Pulmão	53	52	52
Estômago	26	25	23
Mama	58	64	58
Tecidos Remanescentes	-1	-1	-3
Gônadas	-2	-3	-8
Bexiga	-18	-15	-15
Esôfago	54	46	51
Fígado	30	29	27
Tireoide	67	67	54
Cérebro	77	80	83
Glândulas Salivares	70	72	72
Pele	10	11	10

*Diferença Percentual = $(CC[H_T] \text{ cobalto-60} - CC[H_T] \text{ Irídio-192}) / CC[H_T] \text{cobalto-60}$.

Fonte: Elaborado pelo próprio autor.

5.2. Coeficiente de Conversão de Dose Efetiva

Os valores de CC[E] para os objetos simuladores antropomórficos virtuais utilizados neste trabalho são apresentados na *Tabela*.

Tabela 9: Valores de CC[E] para os objetos simuladores antropomórficos virtuais avaliados neste trabalho, considerando as fontes de ^{60}Co e ^{192}Ir . Os erros relativos percentuais estão mostrados entre parênteses.

Objeto	CC[E] (Sv/Gy)	
	Simulador	Cobalto-60
M10_H10	4,64E-3 (0,4)	5,24E-3 (0,6)
M50_H50	4,38E-3 (0,5)	4,88E-3 (1,0)
M90_H90	4,21E-3 (0,3)	4,72E-3 (0,6)

Fonte: Elaborado pelo próprio autor.

É possível observar que os valores de CC[E] diminuíram com o aumento do IMC. Isso pode ser explicado pelo fato de que, no objeto antropomórfico virtual com menor IMC, os órgãos estão mais próximos do órgão alvo em comparação com o objeto antropomórfico virtual de maior IMC, e valores de dose mais elevados são esperados para objetos antropomórficos virtuais menores. Um comportamento semelhante foi observado na literatura no trabalho de [DE SAINT-HUBERT *et al.*, 2018], que avaliou doses para objetos antropomórficos virtuais pediátricos, comparando valores de dose para órgãos fora do campo em pacientes pediátricos tratados com gama knife.

5.3. Mapa de Isodose

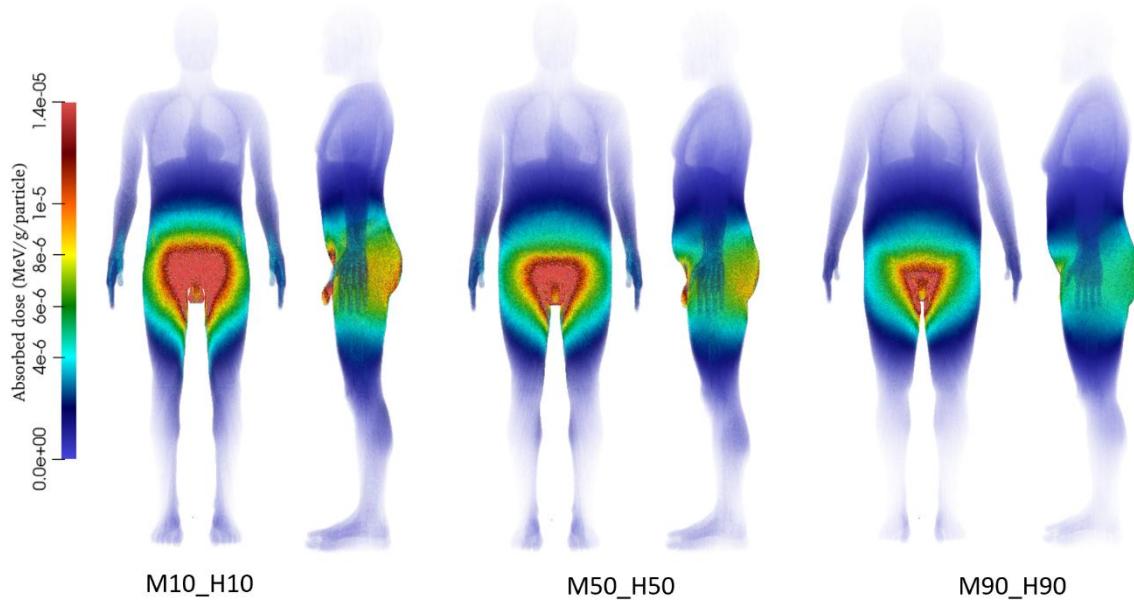
As Figuras 5 e 6 mostram os mapas de isodose, exibindo a distribuição de dose para órgãos próximos ao órgão alvo. É possível observar que, para a fonte de ^{60}Co , os órgãos mais distantes do órgão alvo receberam valores de CC[H_T] mais elevados em comparação com a fonte de ^{192}Ir . Isso pode ser explicado pelo fato de que o ^{192}Ir possui uma energia média de

fótons de 0,355 MeV, enquanto o ^{60}Co tem 1,253 MeV, sendo mais penetrante, o que resulta em valores de dose mais altos para órgãos distantes do alvo.

Esses resultados reforçam a importância de escolher adequadamente a fonte de radiação de acordo com os objetivos clínicos do tratamento. O ^{192}Ir é mais indicado para situações em que se busca uma alta concentração de dose no alvo, com redução do impacto em tecidos mais distantes. Por outro lado, o ^{60}Co é vantajoso em contextos que demandam maior penetração e alcance da radiação.

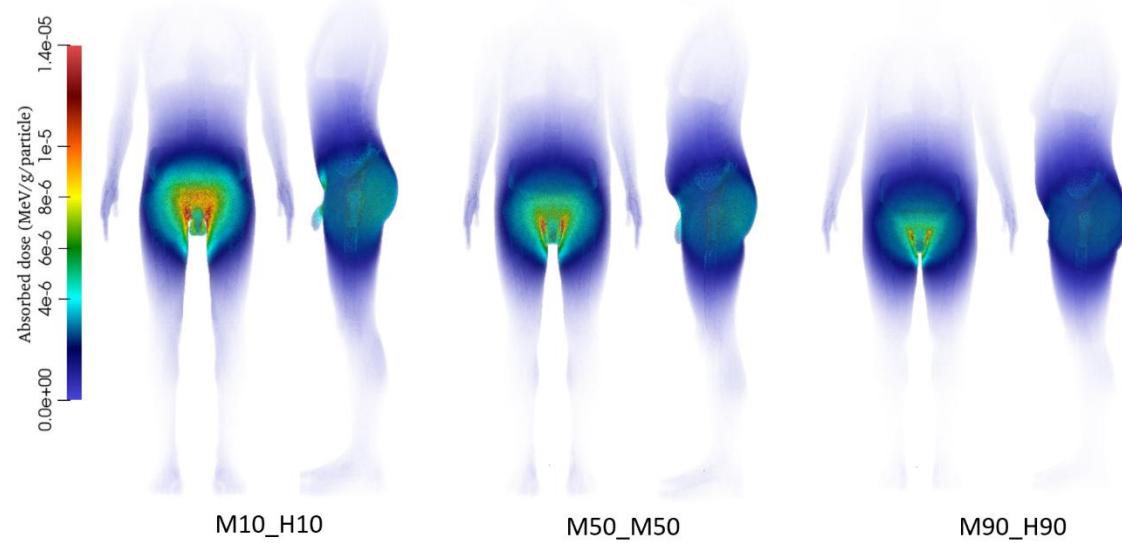
Essa análise destaca a necessidade de um planejamento terapêutico personalizado, levando em conta as características específicas de cada fonte e a proximidade dos órgãos em relação ao volume-alvo, garantindo maior segurança e eficácia no tratamento.

Figura 5: Distribuição de dose em órgãos e tecidos dos objetos antropomórficos virtuais avaliados para uma fonte de ^{60}Co posicionada no centro da próstata.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor.

Figura 6: Distribuição de dose em órgãos e tecidos dos objetos antropomórficos virtuais avaliados para uma fonte de ^{192}Ir posicionada no centro da próstata.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor.

6. CONCLUSÕES

Neste estudo foram determinados os valores de CC[H_T] e CC[E] para três objetos simuladores antropomórficos virtuais representando variações no IMC, para o tratamento de câncer de próstata com braquiterapia. A análise foi realizada considerando as fontes radioativas de ⁶⁰Co e ¹⁹²Ir, amplamente utilizadas em braquiterapia para o tratamento do câncer de próstata. Os resultados revelaram diferenças importantes nos padrões de distribuição de dose, relacionadas tanto às características físicas das fontes quanto às particularidades anatômicas dos objetos simuladores antropomórficos virtuais.

Os valores de CC[H_T] demonstraram que a fonte de ⁶⁰Co proporcionou doses mais elevadas em órgãos localizados a maiores distâncias do alvo terapêutico, em comparação ao ¹⁹²Ir. Esse comportamento pode ser atribuído à maior energia média dos fôtons emitidos pelo ⁶⁰Co (1,253 MeV) em relação ao ¹⁹²Ir (0,355 MeV). Como resultado, os raios gama mais penetrantes do ⁶⁰Co são capazes de atravessar tecidos mais densos e alcançar órgãos distantes, resultando em doses mais significativas nesses locais.

A análise dos valores de CC[E] evidenciou que os objetos simuladores antropomórficos virtuais de menor IMC apresentaram os maiores valores de CC[E]. Essa tendência ocorre porque, em indivíduos com menor volume corporal, os órgãos estão mais próximos da fonte de radiação, resultando em menor atenuação dos fôtons. Por outro lado, nos objetos simuladores antropomórficos virtuais de maior IMC, a espessura adicional de tecido entre o alvo terapêutico e os órgãos distantes reduz a dose absorvida por esses tecidos.

Ao comparar os pontos de parada das fontes, isto é, os valores de CC[H_T] em três posições diferentes, observou-se uma maior diferença para as gônadas quando as fontes estavam posicionadas na parte inferior da próstata, e para a bexiga quando as fontes estavam na parte superior, em relação à posição central da próstata, para todos os objetos antropomórficos virtuais simulados. Portanto, os órgãos mais próximos ao alvo do tratamento podem apresentar as maiores variações nos valores de CC[H_T], dependendo da posição da fonte dentro da próstata.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[BIELAJEW, 2013]

BIELAJEW, A. F. “**History of Monte Carlo.**” Em **Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy**, por William R. Hendee, 3-16. CRC Press - Taylor & Francis Group, 2013.

[BRAVO, *et al.*, 2022]

BRAVO, B. S.; CAIADO, J. da S.; MEIER, R. H. P.; MACENTE, E. M.; NUNES, P. L. P.; SILVA, A. K. V. N.; DE CARVALHO, F. B. Câncer de Próstata: Revisão de Literatura / Prostate Cancer: Literature Review. **Brazilian Journal of Health Review**, [S. l.], v. 5, n. 1, p. 567–577, 2022. DOI: 10.34119/bjhrv5n1-047. Disponível em: <https://ojs.brazilianjournals.com.br/ojs/index.php/BJHR/article/view/42555>. Acesso em: 23 apr. 2025.

[CANDELA-JUAN, *et al.*, 2013]

Candela-Juan C, Perez-Calatayud J, Ballester F, Rivard MJ. Calculated organ doses using Monte Carlo simulations in a reference male phantom undergoing HDR brachytherapy applied to localized prostate carcinoma. **Med Phys**. 2013 Mar;40(3):033901. doi: 10.1118/1.4791647. PMID: 23464344.

[CASSOLA, *et al.*, 2011]

Cassola VF, Milian FM, Kramer R, de Oliveira Lira CA, Khoury HJ. Standing adult human phantoms based on 10th, 50th and 90th mass and height percentiles of male and female Caucasian populations. **Phys Med Biol**. 2011 Jul 7;56(13):3749-72. doi: 10.1088/0031-9155/56/13/002. Epub 2011 May 31. PMID: 21628776.

[CNEN, 2024]

CNEN, NN 3.01. “**Requisitos básicos de radioproteção e segurança radiológica de fontes de radiação.**” Resolução CNEN 323/24, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovações, 2024.

[DASKALOV, *et al.*, 1998]

Daskalov GM, Löffler E, Williamson JF. Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source. **Med Phys.** 1998 Nov;25(11):2200-8. doi: 10.1118/1.598418. Erratum in: Med Phys 2000 Aug;27(8):1999. PMID: 9829246.

[DE SAINT-HUBERT *et al.*, 2018]

De Saint-Hubert M, Majer M, Hršak H, Heinrich Z, Kneževic Ž, Miljanic S, Porwol P, Stolarszyk L, Vanhavere F, Harrison RM. OUT-OF-FIELD DOSES IN CHILDREN TREATED FOR LARGE ARTERIOVENOUS MALFORMATIONS USING HYPOFRACTIONATED GAMMA KNIFE RADIOSURGERY AND INTENSITY-MODULATED RADIATION THERAPY. Radiat Prot Dosimetry. 2018 Oct 1;181(2):100-110. doi: 10.1093/rpd/ncx301. PMID: 29351691.

[FERLAY, *et al.*, 2024]

FERLAY, J., *et al.* “**Global Cancer Observatory.**” Cancer Today. International Agency for Research on Cancer. 2024. <https://gco.iarc.who.int/today>, (acesso em 24 de October de 2024).

[FERNANDES, 2000]

FERNANDES, M. A. R. “**Utilização de moldes radioativos especiais de folhas de ouro 198 para braquiterapia em tumores de pele. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN/CNEN-SP.**” Tese de Doutorado, Autarquia Associada à Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.

[FIPPEL, 2013]

FIPPEL, M. **Basics of Monte Carlo Simulations - Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy.** Taylor & Francis Group, LLC, 2013.

[FISCHER-VALUCK, *et al.*, 2019]

Fischer-Valuck BW, Gay HA, Patel S, Baumann BC, Michalski JM. A Brief Review of Low-Dose Rate (LDR) and High-Dose Rate (HDR) Brachytherapy Boost for High-Risk Prostate. **Front Oncol.** 2019 Dec 10;9:1378. doi: 10.3389/fonc.2019.01378. PMID: 31921640; PMCID: PMC6914687.

[GANDAGLIA, *et al.*, 2021]

Gandaglia G, Leni R, Bray F, Fleshner N, Freedland SJ, Kibel A, Stattin P, Van Poppel H, La Vecchia C. Epidemiology and Prevention of Prostate Cancer. **Eur Urol Oncol**. 2021 Dec;4(6):877-892. doi: 10.1016/j.euo.2021.09.006. Epub 2021 Oct 26. PMID: 34716119.

[GRAY, *et al.*, 2019]

Gray C, Campbell K. High Dose Rate Brachytherapy versus Low Dose Rate Brachytherapy for the Treatment of Prostate Cancer: A Review of Clinical Effectiveness and Cost-Effectiveness [Internet]. Ottawa (ON): Canadian Agency for Drugs and Technologies in Health; 2019 Feb 14. PMID: 31381284.

[GUERRERO, *et al.*, 2014]

Guerrero R, Almansa JF, Torres J, Lallena AM. Dosimetric characterization of the (60)Co BEBIG Co0.A86 high dose rate brachytherapy source using PENELOPE. **Phys Med**. 2014 Dec;30(8):960-7. doi: 10.1016/j.ejmp.2014.06.039. Epub 2014 Jul 19. PMID: 25047841.

[HALL, *et al.*, 2011]

HALL, E. J., e A. J. GIACCIA. **Radiobiology for the Radiologist**. 8^a. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.

[HEATH, 2025]

Ben's Natural Health Prostate Cancer Statistics and Facts: 2025 Insights January 29, 2025
<https://www.bensnaturalhealth.com/blog/prostate-cancer-statistics/>

[HIFU, 2024]

HIFU, PROSTATE. “**Diagnóstico e classificação: Detecção de Câncer de Próstata.**” 2024.
<https://www.hifu-prostata.com.br/cancer-de-próstata/diagnóstico-e-classificação/> (acesso em 10 de Janeiro de 2025).

[ICRP, 2007]

ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4).

[ICRU, 1985]

ICRU, INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology.** Vol. 38. Bethesda: ICRU Report, 1985.

[INCA, 2019]

INCA. **Câncer de próstata: Vamos falar sobre isso?** Serviço de Educação e Informação Técnico-Científica, Ministério da Saúde, Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva, Rio de Janeiro: INCA, 2019. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/publicacoes/cartilhas/cancer-de-prostata-vamos-falar-sobre-isso> Acesso em: 25 jan. 2025.

[INCA, 2022]

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA. **Estimativa 2023:** incidência do Câncer no Brasil. Rio de Janeiro: INCA, 2022. Disponível em: <https://www.gov.br/inca/pt-br/assuntos/cancer/numeros/estimativa> Acesso em: 25 jan. 2025.

[JUSTINO, 2019]

JUSTINO, P. C. “**Uso do Método de Monte Carlo para determinação das doses de radiação em braquiterapia com sementes de ^{125}I para o tratamento de câncer de próstata.**” Trabalho de Conclusão de Curso, Instituto de Física, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia-MG, 2019.

[JUSTINO, 2022]

JUSTINO, P. C. “**Avaliação do efeito de próteses de silicone em um tratamento de radioterapia de mama utilizando simulação Monte Carlo.**” Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica), Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia-MG, 2022.

[KASE, *et al.*, 1990]

KASE, K. R., B. E. BJARNGARD, e F. H. ATTIX. **The dosimetry of ionizing radiation.** Vol. III. San Diego, California: Academic Press, Inc., 1990.

[KATO, *et al.*, 2023]

Kato M, Higashi S, Sugino Y, Kajiwara S, Tanaka S, Kitano G, Yamashita Y, Ogura Y, Tachibana H, Kojima T, Inoue T. Clinical Efficacy and Openness to New Challenges of Low Dose Rate Brachytherapy for Prostate Cancer. **Curr Oncol.** 2023 Nov 8;30(11):9824-9835. doi: 10.3390/curroncol30110713. PMID: 37999133; PMCID: PMC10670683.

[KNOLL, 2010]

KNOLL, G. F. **Radiation Detection and Measurement.** 4º. John Wiley & Sons, Inc., 2010.

[MALEKIE, *et al.*, 2024]

Malekie S, Rajabi A, Rezaeain P, Mohammadi SM, Tajudin SM. Design and manufacturing of a phantom for quality control of high dose rate Cobalt-60 source used in gynecologic brachytherapy. **Radiat Phys Chem.** 2024;224:112006. doi:10.1016/j.radphyschem.2024.112006

[MARTINS, 1997]

Martins, R. de A. (1997). Investigando o invisível: as pesquisas sobre raios x logo após a sua descoberta por Rotgen. *Revista Da Sociedade Brasileira De História Da Ciência*, (17), 81–102. Recuperado de <https://rbhciencia.emnuvens.com.br/rsbhc/article/view/517>

[NATIONAL NUCLEAR DATA CENTER, 2024].

NATIONAL NUCLEAR DATA CENTER. *NNDC*. Brookhaven National Laboratory, [n.d.]. Disponível em: <https://www.nndc.bnl.gov/>. Acesso: 26 jan. 2025.

[OKUNO, 2011]

OKUNO, E. “**Radiação. Efeitos, Riscos e Benefícios**”. 2ª edição. Harbra, 2011.

[ONCOGUIA, 2024]

INSTITUTO ONCOGUIA. *Radar do câncer: próstata.* 2024. Disponível em: <https://www.radardocancer.org.br/cancer-prostata>. Acesso em: 10 jan. 2025.

[PARAVIEW, 2024]

ParaView. Kitware, Inc., 2024. Disponível em: <https://www.paraview.org/>. Acesso: 20 jan. 2025.

[PODGORSAK, 2005]

PODGORSAK, E. B. *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students.* Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005.

[ROGERS, 2006]

Rogers DW. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. **Phys Med Biol.** 2006 Jul 7;51(13):R287-301. doi: 10.1088/0031-9155/51/13/R17. Epub 2006 Jun 20. PMID: 16790908.

[ROSTELATO, 2005]

ROSTELATO, M. E. C. M. “**Estudo e Desenvolvimento de uma nova Metodologia para Confecção de Sementes de Iodo-125 para Aplicação em Braquiterapia.**” Tese de Doutorado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Autarquia associada à Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

[SAINT-HUBERT, *et al.*, 2023]

De Saint-Hubert M, Boissonnat G, Schneider U, Bäumer C, Verbeek N, Esser J, Wulff J, Stuckmann F, Suesselbeck F, Nabha R, Dabin J, Vasi F, Radonic S, Rodriguez M, Simon AC, Journy N, Timmermann B, Thierry-Chef I, Brualla L. Complete patient exposure during paediatric brain cancer treatment for photon and proton therapy techniques including imaging procedures. **Front Oncol.** 2023 Sep 19;13:1222800. doi: 10.3389/fonc.2023.1222800. PMID: 37795436; PMCID: PMC10546320.

[SANTOS FILHO, *et al.*, 2024]

Santos FilhoM. A. A., SabY., BarrosJ. M. T., & PortoL. A. (2024). Tendências na mortalidade por câncer de próstata no Brasil ao longo de duas décadas 2000-2020. *Revista Eletrônica Acervo Saúde*, 24(8), e16020. <https://doi.org/10.25248/reas.e16020.2024>

[SANTOS, *et al.*, 2023]

Santos WS, Xavier DAA, Santos CJ, Neves LP, Belinato W, Valença JVB, Perini AP. Dosimetric evaluation in brachytherapy and teletherapy for prostate cancer using Monte Carlo simulation and anatomically realistic virtual anthropomorphic phantom. **Radiat Phys Chem.** 2023; 209:111000. doi:10.1016/j.radphyschem.2023.111000

[SCHROEDER *et al.*, 2006]

Schroeder, W., Martin, K., Lorensen, B., 2006. **The Visualization Toolkit** (4th ed.).

[TAPLIN, *et al.*, 2024]

TAPLIN, M-E, e J. A. SMITH. “**Initial staging and evaluation of males with newly diagnosed prostate cancer.**” UpToDate, 2024.

[TAMIHARDJA, J. *et al.*, 2022]

TAMIHARDJA, J. *et al.* Comparing Iridium-192 with Cobalt-60 sources in high-dose-rate brachytherapy boost for localized prostate cancer. *Acta Oncologica*, v. 61, n. 6, p. 714–719, 2022. DOI: [10.1080/0284186X.2022.2068968](https://doi.org/10.1080/0284186X.2022.2068968).

[TAUHATA, *et al.*, 2013]

TAUHATA, L., I. SALATI, R. DI PRINZIO, e A. R. DI PRINZIO. “**Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos.**” COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR, INSTITUTO DE RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA, Rio de Janeiro: IRD/CNEN, 2013.

[TERINI, *et al.*, 2023]

TERINI, R. A., e A. C. B. MACHADO. “**Uma introdução à Física Médica, das antiguidades aos tempos.**” 1^a edição. LF Editorial, 2023.

[WERNER, *et al.*, 2017]

C. J. Werner, J. C. Armstrong, F. B. Brown, J. S. Bull, L. Casswell, L. J. Cox, D. A. Dixon, R. A. Forster III, J. T. Goorley, H. G. Hughes III, J. A. Favorite, R. L. Martz, S. G. Mashnik, M. E. Rising, C. J. Solomon Jr., A. Sood, J. E. Sweezy, A. J. Zukaitis, C. A. Anderson, J. S. Elson, J. W. Durkee Jr., R. C. Johns, G. W. McKinney, G. E. McMath, J. S. Hendricks, D. B. Pelowitz, R. E. Prael, T. E. Booth, M. R. James, M. L. Fensin, T. A. Wilcox, B. C. Kiedrowski. **MCNP User's Manual Code Version 6.2**. Los Alamos National Laboratory Tech. Rep. LA-UR-17-29981. Los Alamos, NM, USA. October 2017.

[WERNER, *et al.*, 2018]

Werner, Christopher John, Bull, Jeffrey S., Solomon, C. J., Brown, Forrest B., McKinney, Gregg Walter, Rising, Michael Evan, Dixon, David A., Martz, Roger Lee, Hughes, Henry G., Cox, Lawrence James, Zukaitis, Anthony J., Armstrong, J. C., Forster, Robert Arthur, & Casswell, Laura (2018). **MCNP Version 6.2 Release Notes**. <https://doi.org/10.2172/1419730>

[YORIYAZ, 2009]

YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. **Revista Brasileira de Física Médica**, [S. l.], v. 3, n. 1, p. 141–149, 2015. DOI: 10.29384/rbfm.2009.v3.n1.p141-149. Disponível em: <https://www.rbfm.org.br/rbfm/article/view/52>. Acesso em: 10 fev. 2025.