

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
INSTITUTO DE FÍSICA
GRADUAÇÃO EM FÍSICA MÉDICA**

PAULA DE CÁSSIA JUSTINO

**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**

**UBERLÂNDIA
DEZEMBRO DE 2019**

PAULA DE CÁSSIA JUSTINO

**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
apresentado ao Instituto de Física da
Universidade Federal de Uberlândia como
requisito para obtenção do título de
Bacharel em Física Médica.

Orientadora: Profa. Dra. Ana Paula Perini

**UBERLÂNDIA
DEZEMBRO DE 2019**

PAULA DE CÁSSIA JUSTINO

**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
apresentado ao Instituto de Física da
Universidade Federal de Uberlândia como
requisito para obtenção do título de
Bacharel em Física Médica.

Banca de Avaliação:

Profa. Dra. Ana Paula Perini – UFU
Orientadora

Prof. Me. Antônio Ariza Gonçalves Júnior
Membro

Prof. Dr. Lucio Pereira Neves
Membro

Uberlândia (MG), 19 de Dezembro de 2019.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus e Nossa Senhora da Aparecida, por me dar forças para nunca desistir e enfrentar todos os desafios.

À minha família, aos meus pais, Paulo e Rita, sem eles essa graduação não seria possível. Em especial à minha mãe, que todo tempo me apoiou, acreditou em mim e me deu todo tipo de suporte necessário.

À família que escolhemos, os amigos, que cruzam nosso caminho e despertam nosso melhor lado: Luiza, Giovanni, Luis, Márcio e Marcos, sobreviventes da 5ª turma de Física Médica, por terem me aguentado durante esses 5 anos de graduação.

À Sofia, minha “*roommate*”, por toda amizade e trocas de experiências nesses últimos dois anos.

Aos amigos de estudos e discussões, Éder e Igor por sempre me animarem e me ensinarem algo diferente.

Ao Felipe, por todo o companheirismo, ensinamentos de vida e pelo presente mais fofo, Clara, minha melhor amiga e a minha paz diária.

Toda minha gratidão a todos os professores que me acompanharam durante a graduação, em especial à minha orientadora Profa. Dra. Ana Paula Perini e ao Prof. Dr. Lucio Pereira Neves, por todo entendimento, preocupação, amizade, incentivo e auxílio durante todos os trabalhos.

Ao professor Dr. William Souza Santos, por todo auxílio durante os trabalhos apresentados nesses últimos dois anos.

Ao professor Me. Antônio Ariza Gonçalves Júnior por ter aceitado o convite para participar da banca e por todos os ensinamentos em Radioterapia, área que sou apaixonada.

Ao Dr. Richard Kramer por fornecer os objetos simuladores.

RESUMO

O câncer de próstata é o segundo tipo de câncer mais comum entre os homens no mundo e o mais incidente entre eles no Brasil. Para o seu tratamento, uma técnica de terapia muito utilizada é a braquiterapia com sementes radioativas de ^{125}I . Devido a crescente inovação em produtos para esta terapia, a versatilidade do Método de Monte Carlo e o aumento do número de pessoas que estão sendo diagnosticadas com câncer de próstata, neste trabalho de conclusão de curso, foi avaliado computacionalmente, as doses de radiação emitidas pelas sementes de ^{125}I , desenvolvidas no IPEN/CNEN-SP, em um tratamento de braquiterapia de câncer de próstata. Para este propósito, foi utilizado um simulador antropomórfico virtual masculino, onde se pode determinar doses absorvidas em certos órgãos e tecidos e sua dose efetiva. Foram feitos três estudos para comprovar o desempenho da semente de ^{125}I nacional: fluência energética, anisotropia e determinação das doses de radiação em diversos órgãos e tecidos, comparando seus resultados com os da semente de ^{125}I comercial *Amersham 6711-Oncoseed*[®], conhecida e empregada na rotina de braquiterapia de próstata. Na primeira caracterização, os dados obtidos mostraram que as sementes emitem alta fluência energética ao longo de seu eixo longitudinal e menor em suas extremidades. No segundo estudo, os dois modelos de sementes de ^{125}I apresentaram uma emissão de doses semelhantes entre os ângulos de 20° a 170°, sendo o fator que influencia a função da anisotropia apenas os ângulos polares inferiores a 20° e superiores a 170°, fato justificável pelas diferenças nas blindagens e nas geometrias das extremidades dos dois modelos de semente de ^{125}I estudadas neste trabalho. As diferenças percentuais entre as duas geometrias foram superiores a 2%. Na determinação de doses através de objeto simulador virtual, as duas sementes apresentaram a mesma dose efetiva durante o procedimento de braquiterapia de câncer de próstata, do mesmo modo que as doses absorvidas em alguns órgãos e tecidos foram os mesmos para os dois modelos. A próstata foi o órgão que recebeu a maior dose, já que era o órgão alvo de tratamento, seguido pela bexiga, cólon e gônadas, se comparado com os outros órgãos avaliados, por estarem próximos ao local de inserção das sementes radioativas. Os estudos comparando as sementes de ^{125}I do IPEN e a comercial (*Amersham 6711- Oncoseed*[®]) comprovaram o excelente desempenho da semente nacional, obtendo resultados semelhantes no tratamento de câncer de próstata.

Palavras-chaves: Braquiterapia; Simulação de Monte Carlo; Objeto Antropomórfico Virtual; Sementes de ^{125}I .

ABSTRACT

Prostate cancer is the second most common cancer among men in the world and the most common among them in Brazil. For its treatment, a widely used therapy technique is ^{125}I radioactive seed brachytherapy. Due to the growing innovation in products for this therapy, the versatility of the Monte Carlo Method and the increasing number of people being diagnosed with prostate cancer, in this conclusion work, the radiation doses of ^{125}I seeds developed at IPEN/CNEN-SP in a prostate cancer brachytherapy treatment were computationally evaluated. For this purpose, a virtual male anthropomorphic phantom was used, where it is possible to determine absorbed doses in certain organs and tissues and their effective dose. Three studies were conducted to evaluate the performance of the national ^{125}I seed: energy fluency, anisotropy and determination of radiation doses in various organs and tissues, comparing their results with those of the commercial ^{125}I seed *Amersham 6711-Oncoseed*[®], employed in routine prostate brachytherapy. In the first characterization, the obtained data showed that the seeds emit high energy fluency along their longitudinal axis and smaller in their extremities. In the second study, the two ^{125}I seed models presented a similar dose emission between the angles of 20° to 170° , and the factor that influences the anisotropy function is only the polar angles below 20° and above 170° , a justifiable fact by the differences shields and end geometries of the two ^{125}I seed models. The percentage differences between the two geometries were higher than 2%. In the determination of doses through a virtual phantom, the two seeds presented the same effective dose during the prostate cancer brachytherapy procedure, just as the absorbed doses in some organs and tissues were the same for both models. The prostate was the organ that received the highest dose, as it was the target organ of treatment, followed by the bladder, colon and gonads, compared to the other organs evaluated, because they are near the place of insertion of the radioactive seeds. Studies comparing IPEN ^{125}I and commercial seeds (*Amersham 6711-Oncoseed*[®]) have showed the excellent performance of the national seed, obtaining similar results in the treatment of prostate cancer.

Keywords: *Brachytherapy; Monte Carlo Simulation; Virtual Anthropomorphic Phantom; ^{125}I Seeds.*

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Imagem coronal da próstata feita com Ressonância Magnética Nuclear (RMN) [Figura modificada de BHAVSAR e VERMA, 2014].	1
Figura 2: Distribuição proporcional dos dez tipos de câncer mais incidentes estimados para 2019 para homens, exceto pele não melanoma, no Brasil* [INCA, 2017].	2
Figura 3: Regiões de predominância relativa dos principais processos de interação de um fóton com um meio, dependente da energia do fóton e do número atômico do meio [TAUHATA et al., 2003].	5
Figura 4: Representação esquemática do espalhamento Rayleigh [Figura modificada de KHAN, 2010].	5
Figura 5: Representação esquemática do efeito Fotoelétrico [Figura modificada de KHAN, 2010].	6
Figura 6: Representação esquemática do efeito Compton [Figura modificada de KHAN, 2010].	7
Figura 7: Representação esquemática da produção de pares [Figura modificada de KHAN, 2010].	8
Figura 8: Esquema da aniquilação de um pósitron e um elétron [Figura modificada de KHAN, 2010].	8
Figura 9: Exemplo de uma história da partícula [FIPPEL, 2013].	12
Figura 10: Semente comercial de ^{125}I (<i>Amersham 6711- Oncoseed[®]</i>) [OLIVEIRA, 2016].	13
Figura 11: Semente de ^{125}I do IPEN [ROSTELATO, 2005].	14
Figura 12: Geometrias das sementes de ^{125}I utilizadas na simulação com o código MCNPX: a) Modelo (<i>Amersham 6711- Oncoseed[®]</i>); b) Modelo do IPEN. [Modificado de OLIVEIRA, 2016].	15
Figura 13: Objeto simulador antropomórfico virtual masculino (MASH3) [CASSOLA, 2010].	16
Figura 14: Esquema para a determinação da função de anisotropia 2D.	17
Figura 15: Fluência energética da semente de ^{125}I do IPEN e da semente de ^{125}I comercial (<i>Amersham 6711- Oncoseed[®]</i>).	18
Figura 16: Anisotropia da semente de ^{125}I do IPEN e da semente de ^{125}I comercial (<i>Amersham 6711- Oncoseed[®]</i>).	19

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Fatores de ponderação da radiação (W_R) [CNEN NN-3.01, 2011; ICRP-60, 1991]	10
Tabela 2. Fatores de ponderação dos tecidos ou órgãos (W_T) [CNEN NN-3.01, 2011; ICRP-60, 1991].....	11
Tabela 3. Dose absorvida nos órgãos e dose efetiva no MASH3 submetido à braquiterapia de próstata empregando as sementes de ^{125}I do IPEN.....	20
Tabela 4. Dose absorvida nos órgãos e dose efetiva no MASH3 submetido à braquiterapia de próstata empregando as sementes comerciais de ^{125}I (<i>Amersham 6711- Oncoseed</i> [®])	20

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	iv
RESUMO	v
ABSTRACT	vi
LISTA DE FIGURAS	vii
LISTA DE TABELAS	viii
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Objetivos	3
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	4
2.1. Interação da Radiação com a Matéria	4
2.1.1. Espalhamento Coerente ou Rayleigh	5
2.1.2. Efeito Fotoelétrico	6
2.1.3. Efeito Compton	6
2.1.4. Produção de Pares	7
2.2. Grandezas Dosimétricas	8
2.2.1. Dose Absorvida	9
2.2.2. Dose Equivalente	9
2.2.3. Dose Efetiva	10
2.3. Método Monte Carlo	11
3. MATERIAIS E MÉTODOS	13
3.1. Sementes de ¹²⁵I do IPEN e da Amersham 6711- Oncoseed®	13
3.2. Código de Monte Carlo MCNPX	14
3.3. Objeto Simulador antropomórfico virtual MASH3	15
3.4. Avaliação da fluência energética e anisotropia das sementes de ¹²⁵I	16
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO	17
4.1. Fluência Energética	17
4.2. Anisotropia	18
4.3. Determinação das doses absorvidas nos órgãos e dose efetiva do objeto simulador antropomórfico virtual masculino	19
5. CONCLUSÃO	22
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	23

1. INTRODUÇÃO

Próstata é uma glândula acessória, que compõe o sistema reprodutor masculino. Comumente descrita tendo “formato de uma noz”, Figura 1, a localização da próstata no homem é atrás da bexiga e à frente do reto, envolvendo a uretra proximal, após sair da bexiga. Sua função é produzir o fluido prostático, líquido no qual está presente em 20% do sêmen [MOORE *et al.*, 2010].

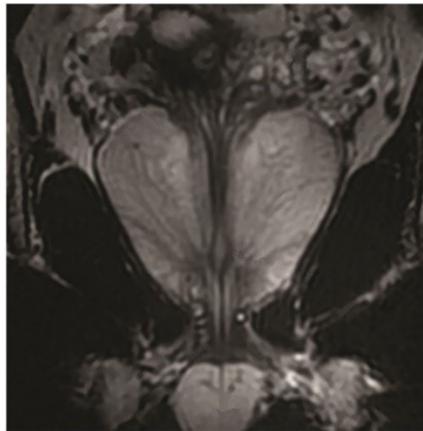


Figura 1: Imagem coronal da próstata feita com Ressonância Magnética Nuclear (RMN) [Figura modificada de BHAVSAR e VERMA, 2014].

O câncer de próstata é causado por mutações no DNA de uma célula normal da próstata em que ativam oncogenes. Essas mutações podem ser genéticas ou adquiridas durante a vida. Há fatores de risco para o desenvolvimento do câncer de próstata, entre eles destacam-se [AMERICAN CANCER SOCIETY, 2016; INCA, 2017]:

- **Idade:** O câncer de próstata tem maior probabilidade de ocorrer após os 50 anos de idade. No Brasil, 9 em cada 10 homens diagnosticados têm mais de 55 anos.
- **Raça/Etnia:** O câncer de próstata ocorre mais em homens ou descendentes de negros do que em homens de outras raças. Estes têm duas vezes mais risco de morrer com a doença em relação a homens brancos. Não são claras estas diferenças raciais e étnicas.
- **Geografia:** A doença é mais comum na América do Norte, Austrália e no noroeste da Europa. Aspectos sociais estão envolvidos, como a de que os países desenvolvidos tem programas de rastreamento para a detecção precoce do câncer de próstata, fazendo triagens mais intensivas e diagnosticando em maior número.
- **Histórico Familiar:** Homens com familiares diretos, pai ou irmão, que tiveram câncer de próstata antes dos 60 anos de idade, mais que dobra o risco desse homem desenvolver essa doença.
- **Dieta e Obesidade:** Homens que consomem muita carne vermelha ou produtos lácteos possuem uma chance maior de desenvolver câncer de próstata. Estudos revelam maior risco de desenvolvimento de câncer de próstata em homens com peso corporal elevado e que não praticam atividades físicas.

O câncer de próstata é o tipo de câncer mais incidente em homens no Brasil (exceto câncer de pele não melanoma) e o segundo tipo mais comum no mundo, atrás do câncer

de pulmão. Em 2015, foram contabilizados 14.484 óbitos, resultantes desta neoplasia no Brasil. Para o biênio 2018-2019, estimam-se 68.220 novos casos de câncer de próstata para cada ano, mostrado na Figura 2, correspondendo a 66,12 novos casos a cada 100 mil homens, tendo como destaque a região Sul onde o risco aumenta para 96,85 novos casos a cada 100 mil homens [STEWART e WILD, 2014; INCA, 2017].

Localização Primária	Casos	%	
Próstata	68.220	31,7%	Homens 
Traqueia, Brônquio e Pulmão	18.740	8,7%	
Cólon e Reto	17.380	8,1%	
Estômago	13.540	6,3%	
Cavidade Oral	11.200	5,2%	
Esôfago	8.240	3,8%	
Bexiga	6.690	3,1%	
Laringe	6.390	3,0%	
Leucemias	5.940	2,8%	
Sistema Nervoso Central	5.810	2,7%	

*Números arredondados para múltiplos de 10.

Figura 2: Distribuição proporcional dos dez tipos de câncer mais incidentes estimados para 2019 para homens, exceto pele não melanoma, no Brasil* [INCA, 2017].

O câncer de próstata, em seu estágio inicial, costuma crescer lentamente e não apresenta sintomas, enquanto que em estágios avançados pode apresentar sintomas relacionados com o sistema urinário, como dificuldade de urinar, sangue presente na urina e micção frequente. O diagnóstico e o tratamento no estágio inicial do câncer de próstata permite aumentar a chance de sucesso no tratamento e, também, na sobrevivência do paciente [NATIONAL CANCER INSTITUTE, 2019; INCA, 2017].

Este câncer pode ser diagnosticado por meio de um exame laboratorial que mede a proteína produzida pela próstata - Antígeno Prostático Específico (PSA) e o exame físico (toque retal). Caso algum deles apresente alteração, uma biópsia é realizada, juntamente com ultrassom e exames de Ressonância Magnética Nuclear (RMN) [NATIONAL CANCER INSTITUTE, 2019].

Sabendo das especificações do tumor (tamanho, classificação, estadiamento) e as informações do paciente, o método de tratamento é escolhido. Os tratamentos empregados são: prostatectomia radical (remoção da próstata), radioterapia externa, uso de medicamentos e a braquiterapia [EUROPEAN ASSOCIATION OF UROLOGY, 2017].

Neste trabalho, avaliamos as fontes de ^{125}I empregadas em braquiterapia. A braquiterapia é uma modalidade de radioterapia, consistindo na inserção de fontes radioativas seladas diretamente nos tecidos tumorais, permitindo, assim, uma maior preservação dos tecidos adjacentes, visto que, a radiação afeta mais a região em que as fontes foram inseridas. A classificação da braquiterapia se dá pela região do tumor e a técnica em que as fontes são introduzidas no paciente, podendo utilizar fontes

radioativas de alta taxa de dose (HDR) em que altas doses atingem o tumor em um período curto de tempo, ou de baixa taxa de dose (LDR), como um implante permanente, nos casos de câncer de próstata [MONTEMAGGI *et al.*, 2016].

A braquiterapia de baixa taxa de dose (do inglês *LDR – Low Dose Rate*) é uma opção de tratamento que utiliza sementes radioativas permanentemente implantadas na próstata. Os isótopos mais utilizados são ^{125}I , ^{103}Pd e ^{131}Cs , cada um para uma indicação de tumor. Este tipo de procedimento requer candidatos selecionados, sendo mais adequado para pacientes de risco intermediário e baixos [EUROPEAN ASSOCIATION OF UROLOGY, 2017].

A ótima sobrevida livre da doença a longo prazo para pacientes submetidos a braquiterapia LDR é mencionada em muitas pesquisas em todo o mundo. Os resultados dos implantes das fontes requerem um longo acompanhamento, onde o sucesso da alta probabilidade de sobrevida, está na adequada seleção dos pacientes para o tratamento. É um tratamento seguro e eficaz para o câncer de próstata localizado, em estágios selecionados, permitindo aos pacientes bons níveis de condição física e mental após o implante, conseguindo níveis de PSA indetectáveis em 4-7 anos [PÉ-LEVE, 2018; SUÁREZ, 2018].

1.1. Objetivos

O objetivo geral deste projeto é compreender e aprender a utilizar o código Monte Carlo, aplicando-o em um tratamento de braquiterapia de câncer de próstata, utilizando sementes de ^{125}I e, com os resultados da simulação, verificar as doses em diversas partes do paciente.

Para alcançar este objetivo, os seguintes objetivos específicos deverão ser alcançados:

1. Revisão de literatura dos conceitos envolvidos no método de Monte Carlo e em dosimetria das radiações;
2. Aprendizado do código de Monte Carlo MCNP;
3. Esquematização da semente de ^{125}I no código MCNP;
4. Modelagem dos cenários computacionais de braquiterapia de próstata;
5. Incorporação do simulador antropomórfico masculino virtual MASH3 ao código MCNP;
6. Determinação das doses absorvidas nos órgãos/tecidos.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1. Interação da Radiação com a Matéria

O nome da área da Física em que se estuda a interação das radiações ionizantes com a matéria é chamada de Física das Radiações. Esta área, além de abranger os estudos nos efeitos e consequências dessas interações, está principalmente interessada no quanto de energia da radiação é transferida para o meio material [YOSHIMURA, 2009].

As interações entre a radiação e os materiais irá depender de suas características, tanto da radiação como massa e energia, quanto dos átomos do material irradiado. A radiação ionizante compreende qualquer radiação que tem capacidade de remover átomos e moléculas, ionizando o meio em que atravessam. Há duas classificações para essas radiações, a indiretamente ionizante e a diretamente ionizante. Interações com ação de forças coulombianas entre partículas carregadas como elétrons, pósitrons, prótons e partículas α , com as cargas do meio, constituem a chamada radiação diretamente ionizante. Já a radiação indiretamente ionizante é composta pelas radiações sem carga elétrica (nêutrons e fótons), que interagem através de campos eletromagnéticos com as partículas do meio [OKUNO e YOSHIMURA, 2010].

Como consequência da ausência de carga, massa de repouso e possuir caráter ondulatório, os fótons das radiações X e gama, podem penetrar em um material, percorrer uma grande distância antes de interagir ou até mesmo não interagir, não depositando assim nenhuma energia, podendo ter sua direção alterada ou não. Por ter um caráter aleatório, podemos tratar das interações como probabilidade de ocorrência ou seção de choque, quantizando a chance de uma radiação interagir com um certo material [TAUHATA *et al.*, 2003].

Ao incidir um fóton sobre um meio, a probabilidade de que ocorram efeitos dependem principalmente do valor de sua energia e também do número atômico do material absorvedor. Para energias baixas e alto número atômico do material, o efeito fotoelétrico tem maior probabilidade de ocorrência. Conforme a energia do fóton incidente aumenta, o efeito Compton se torna dominante e para energias altas, acima de 1,022 MeV, a produção de pares é predominante, conforme a Figura 3 [TAUHATA *et al.*, 2003]. Na seção seguinte, são detalhados os seguintes processos: espalhamento coerente, efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares.

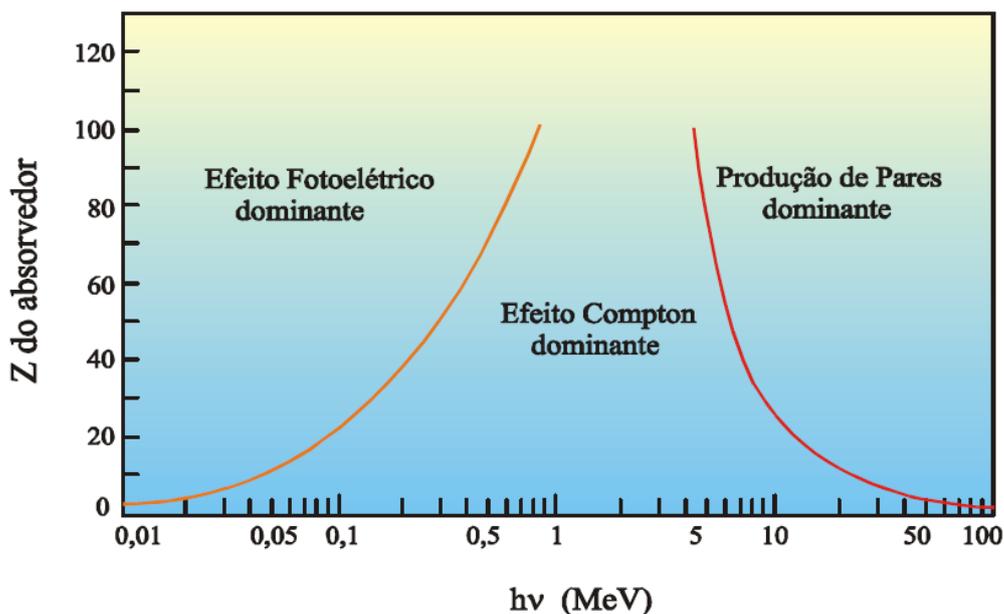


Figura 3: Regiões de predominância relativa dos principais processos de interação de um fóton com um meio, dependente da energia do fóton e do número atômico do meio [TAUHATA et al., 2003].

2.1.1. Espalhamento Coerente ou Rayleigh

O espalhamento Rayleigh, representado na Figura 4, é caracterizado pela interação do fóton com o átomo como um todo, em que não ocorre transferência de energia para este átomo, fazendo com que haja conservação de momento no processo. Nesse efeito, há apenas o gasto de uma pequena parcela de energia necessária para o recuo do átomo, onde o fóton espalhado é disperso em um pequeno ângulo de sua incidência. Observa-se que o espalhamento coerente tem uma probabilidade maior de ocorrer em materiais de alto número atômico e para baixas energias do fóton incidente [OKUNO e YOSHIMURA, 2010; KHAN, 2010].

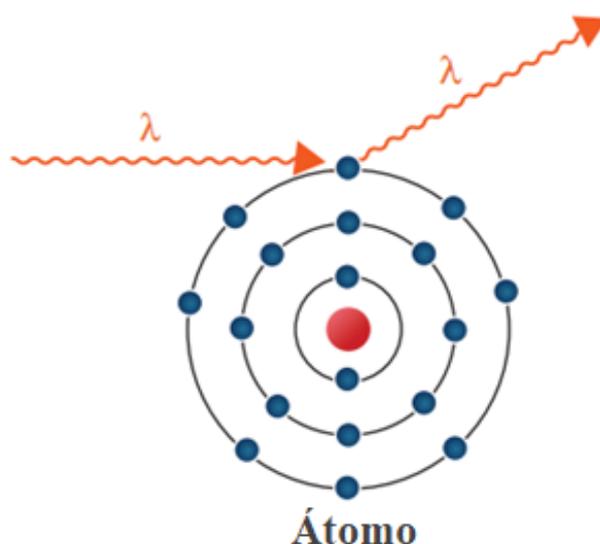


Figura 4: Representação esquemática do espalhamento Rayleigh [Figura modificada de KHAN, 2010].

2.1.2. Efeito Fotoelétrico

No efeito fotoelétrico ocorre absorção do fóton por um átomo, resultando na ejeção de um de seus elétrons orbitais, tornando o átomo excitado. A desexcitação desse átomo pode acontecer por emissão de raios X característicos ou de elétrons Auger, como mostra a Figura 5 [KHAN, 2010].

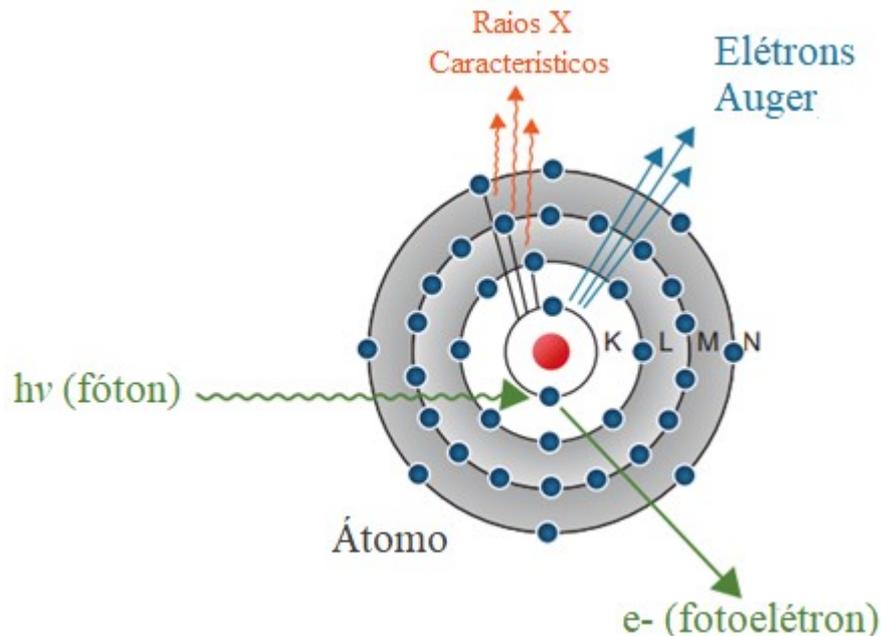


Figura 5: Representação esquemática do efeito Fotoelétrico [Figura modificada de KHAN, 2010].

No processo de absorção do fóton, toda sua energia é transferida para o átomo, sendo utilizada para arrancar um elétron orbital, que é ejetado. A energia cinética do elétron ejetado, chamado de fotoelétron, é bem definida, sendo esta igual à energia do fóton incidente $E = h\nu$ (h é a constante de Planck e ν é a frequência do fóton) menos a energia de ligação do elétron orbital B_e .

$$E_c = h\nu - B_e \quad (2.1)$$

A absorção fotoelétrica tem dependência com a energia do fóton e ao número atômico do material absorvente (Z^4/E^3), onde Z é o número atômico do meio e E é a energia do fóton incidente, tendo maior probabilidade de ocorrência para materiais de alto número atômico e energias baixas (energia do fóton incidente deve ser maior ou igual à energia de ligação do elétron no átomo) [OKUNO e YOSHIMURA, 2010].

2.1.3. Efeito Compton

O espalhamento Compton é definido por uma interação de um fóton com um elétron orbital em repouso, também chamado de elétron de recuo. Há transferência de parte da energia do fóton incidente ao elétron, que é ejetado em um ângulo θ do átomo, e, então, este fóton é espalhado em um ângulo ϕ em relação à sua direção inicial, como apresentado na Figura 6. A energia cinética T do elétron após a colisão com o fóton é apresentada na Equação (2.2) [KHAN, 2010].

$$T = hv - hv' \quad (2.2)$$

onde hv é a energia do fóton incidente e hv' é a energia do fóton espalhado.

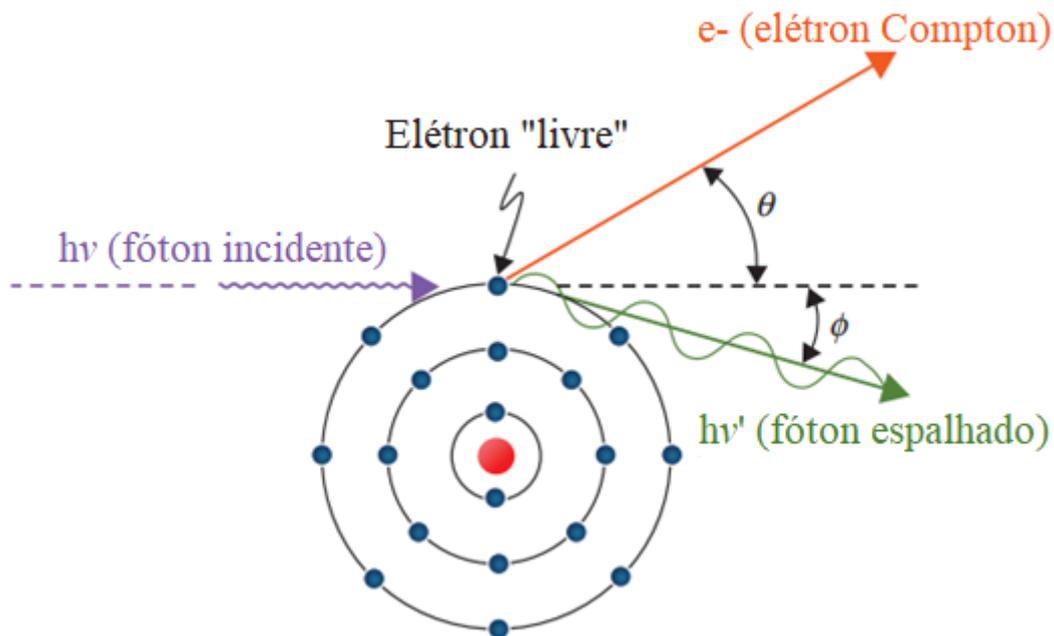


Figura 6: Representação esquemática do efeito Compton [Figura modificada de KHAN, 2010].

O efeito Compton é mais provável de ocorrer quando a energia do fóton incidente é muito maior em comparação com a energia de ligação do elétron (elétron que pode ser considerado livre se $hv \gg B_e$, pois está na última camada eletrônica e é fracamente ligado) que está em repouso no material absorvedor [OKUNO e YOSHIMURA, 2010].

Por ser particularmente uma interação de um fóton com um elétron "livre" em repouso, o efeito Compton pode ser analisado utilizando a cinemática de uma colisão de duas partículas. A relação da energia do fóton espalhado hv' depende da energia do fóton incidente hv e do seu ângulo ϕ de espalhamento. Com as leis de conservação de energia e momento, obtemos [KHAN, 2010]:

$$hv' = \frac{hv}{1 + \frac{hv}{m_0c^2}(1 - \cos \phi)} \quad (2.3)$$

onde m_0c^2 é a energia de repouso do elétron (0,511 MeV). Observa-se que a energia do fóton espalhado é máxima para $\phi = 0^\circ$ e mínima para $\phi = 180^\circ$.

2.1.4. Produção de Pares

Acima de 1,022 MeV de energia para os fótons, o principal fenômeno que contribui para as interações de fótons com a matéria é a produção de pares, vista na Figura 7. A produção de pares é especificada pela interação do fóton incidente com o campo eletromagnético do átomo, onde o fóton é absorvido e toda sua energia é convertida na criação de um par elétron-pósitron. Assim, a energia mínima para que a

produção de pares ocorre é 1,022 MeV já que a energia de cada partícula em repouso é 0,511 MeV. A energia em excesso do fóton incidente é compartilhada entre o par partícula e antipartícula, como representada a Equação (2.4) [KHAN, 2010; TAUHATA *et al.*, 2003]

$$E_+ + E_- = h\nu - 1,022 \quad (2.4)$$

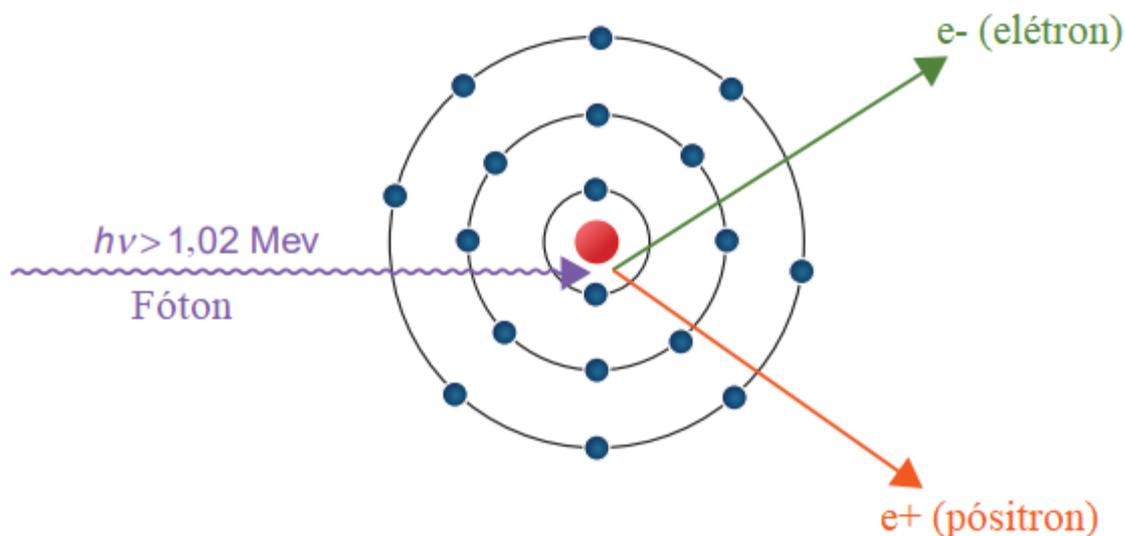


Figura 7: Representação esquemática da produção de pares [Figura modificada de KHAN, 2010].

Depois de formado o par, o elétron e o pósitron continuam interagindo no átomo, transferindo energia para o meio material por meio de excitações e ionizações. Quando o pósitron combina com um elétron nesse trajeto no meio, dá origem a 2 fótons, com 0,511 MeV de energia cada um e em sentidos opostos. Esse processo inverso da produção de pares, em que há conversão de massa em energia, é chamado de aniquilação de pares, esquematizado na Figura 8 [KHAN, 2010].

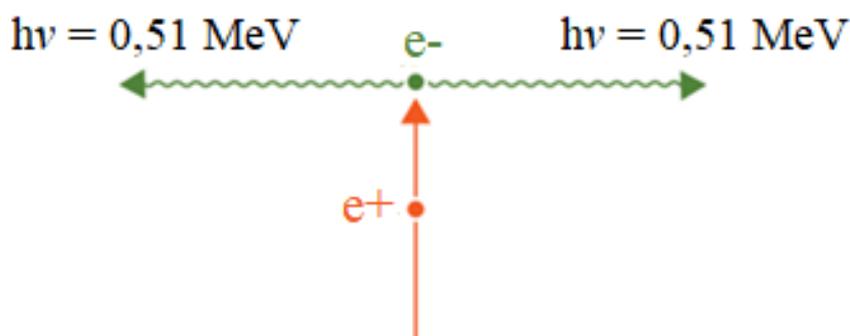


Figura 8: Esquema da aniquilação de um pósitron e um elétron [Figura modificada de KHAN, 2010].

2.2. Grandezas Dosimétricas

Desde que os raios X e a radioatividade foram descobertos (1895 e 1896, respectivamente), houve um uso descontrolado de radiações ionizantes, que causaram efeitos danosos à saúde. Trinta anos depois, em 1925, criou-se a ICRU (*International*

Commission on Radiation Units and Measurements), que tinha como objetivo estabelecer grandezas e unidades de Física das Radiações. Em 1928, a ICRP (*International Commission on Radiological Protection*) foi criada para estabelecer limites de exposição à radiação ionizante e medidas de proteção radiológica. As grandezas dosimétricas ajudam a estabelecer os princípios de proteção radiológica, avaliando assim os efeitos da radiação ionizante em um material, tecido ou órgão humano. São exemplos de grandezas dosimétricas, a dose absorvida, a dose equivalente e a dose efetiva [OKUNO e YOSHIMURA, 2010]. A seguir, serão definidas algumas grandezas dosimétricas que foram importantes para o desenvolvimento deste trabalho.

2.2.1. Dose Absorvida

A dose absorvida (D) é a grandeza dosimétrica fundamental e mais importante na radiobiologia, radiologia e proteção radiológica, por ser relacionada com a radiação absorvida na matéria, causadora de efeitos biológicos. Sendo D definida como:

$$D = \frac{dE_{abs}}{dm}, \quad (2.5)$$

onde dE_{abs} por dm , é a energia média transferida pela radiação em uma massa do volume de material atingido [OKUNO e YOSHIMURA, 2010].

A dose absorvida originalmente era medida em rad (*radiation absorbed dose*), sendo substituída pela unidade $J.Kg^{-1}$, equivalente ao Gray (Gy), onde $100 \text{ rad} = 1 \text{ Gy}$.

Essa grandeza é utilizada para todos os tipos de radiação ionizante, diretamente ou indiretamente ionizante, seja qualquer tipo de radiação distribuída dentro do meio absorvente, para qualquer meio e para qualquer geometria de irradiação [ATTIX, 1986].

2.2.2. Dose Equivalente

Utilizada também para qualquer tipo de radiação, a dose equivalente é uma grandeza de proteção importante para traçar limiares de dose no meio [OKUNO e YOSHIMURA, 2010].

A dose equivalente, H_T , é definida como sendo o produto da dose absorvida média no tecido ou órgão exposto à radiação do tipo R ($D_{T,R}$), pelo fator de peso da radiação W_R , apresentados na Tabela 1.

$$H_T = D_{T,R}W_R \quad (2.6)$$

A sua unidade original era o rem (*röntgen equivalente man*), substituída posteriormente por $J.Kg^{-1}$, equivalente a unidade sievert (Sv), de modo que $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J.Kg}^{-1} = 100 \text{ rem}$.

Tabela 1. Fatores de ponderação da radiação (W_R) [CNEN NN-3.01, 2011; ICRP-60, 1991].

Tipo e faixa de energia	Fator de peso da radiação W_R^[a]
Fótons, todas as energias.	1
Elétrons e múons, todas as energias ^[b] .	1
Nêutrons ^[c] , energia: < 10 KeV	5
10 KeV a 100 KeV	10
> 100 KeV a 2 MeV	20
> 2 MeV a 20 MeV	10
> 20 MeV	5
Fótons, exceto os de recuo, energia > 2 MeV	5
Partículas alfa, fragmentos de fissão e núcleos pesados	20

[a]: Todos os valores se relacionam à radiação incidente no corpo ou, para fontes internas, emitida pela fonte.

[b]: Excluindo elétrons Auger emitidos por radionuclídeos ligados ao DNA, para os quais se aplicam considerações especiais de microdosimetria.

[c]: Para consistência nos cálculos, pode-se usar a seguinte expressão para a estimativa de W_R para nêutrons, em função da energia: $w_R = 5 + 17 \exp[-(\ln 2 \varepsilon) / 6]$, onde ε é a energia em MeV.

2.2.3. Dose Efetiva

A dose efetiva, E , é a soma das doses equivalentes em todos os tecidos ou órgãos H_T , multiplicada pelo fator de ponderação do respectivo tecido ou órgão W_T .

$$E = \sum_T W_T H_T \quad (2.7)$$

Essa grandeza serve para estabelecer limiares de exposição de todo o corpo à radiação, limitando assim os efeitos cancerígenos e hereditários, causados pelas doses equivalentes em todos os tecidos e órgãos do corpo [CNEN NN-3.01, 2011].

Os fatores de peso dos tecidos ou órgãos, W_T , estão relacionados com a radiosensibilidade do dado tecido ou órgão, em sua capacidade de desenvolver câncer e efeitos hereditários. Os valores de W_R estão apresentados na Tabela 2.

Tabela 2. Fatores de ponderação dos tecidos ou órgãos (W_T) [CNEN NN-3.01, 2011; ICRP-60, 1991].

Tecido ou Órgão	$W_T^{[a]}$
Gônadas	0,20
Medula óssea (vermelha)	0,12
Cólon ^[b]	0,12
Pulmão ^[c]	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,05
Mama	0,05
Fígado	0,05
Esôfago	0,05
Tireoide	0,05
Pele	0,01
Superfície óssea	0,01
Restante ^[d]	0,05

[a]: Esses valores foram desenvolvidos para uma população de referência composta por número igual de indivíduos de ambos os sexos e abrange uma ampla faixa etária. Na definição de dose efetiva, esses fatores se aplicam a IOE e a indivíduos do público de qualquer sexo ou idade.

[b]: Dose calculada como média ponderada por massa, para intestino grosso superior e inferior: $H_{C\acute{o}lon} = 0,57 H_{IGS} + 0,43 H_{IGI}$.

[c] Região torácica da área respiratória.

[d] Para fins de cálculo, o grupo de tecidos restantes é composto das glândulas supra-renais, cérebro, região extratorácica da área respiratória, intestino delgado, rim, músculo, pâncreas, baço, timo e útero. Nos casos em que um dos tecidos remanescentes mais expostos receba uma dose equivalente mais alta dentre todos os órgãos, deve-se aplicar um fator de peso de 0,025 a esse tecido ou órgão e um fator de 0,025 ponderado por massa aos demais restantes.

A sua unidade original era o rem (*röntgen equivalente man*), substituída por $J. Kg^{-1}$ posteriormente, equivalente ao sievert (Sv), de modo que $1 Sv = 1 J. Kg^{-1} = 100rem$.

2.3. Método Monte Carlo

O primeiro artigo sobre o Método Monte Carlo foi publicado em 1949 por Metropolis e Ulam, criadores desse método matemático estatístico, baseados em eventos que ocorrem aleatoriamente e são probabilísticos, como o jogo de cartas “paciência” (do inglês *solitaire*). Em 2019, já são cerca de 53.500 publicações na plataforma PubMed (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>) utilizando este método em diversas áreas científicas, mostrando o seu rápido crescimento devido principalmente ao avanço tecnológico dos computadores, facilitando no processamento e armazenamento de informações [YORIYAZ, 2009].

O método Monte Carlo utiliza uma abordagem estatística em que é necessário que se produza um grande conjunto de números aleatórios, garantindo maiores probabilidades de estimar o valor verdadeiro do parâmetro de interesse após um intervalo de tempo. A probabilidade do erro depende do número da amostra de

números, quanto maior a amostra, menor é o erro, podendo assim adequar o tamanho da amostra à precisão do resultado desejado [METROPOLIS e ULAM, 1949].

A aplicação do método Monte Carlo em Física Médica está relacionada ao transporte de radiação (fótons, elétrons, pósitrons, nêutrons, prótons ou íons pesados) em um material, tornando uma importante ferramenta para se obter dados de dose absorvida, energia depositada e outras grandezas. Sua utilização se iniciou em 1950, com Khan, em um trabalho sobre transporte de nêutrons e desde então, são empregadas para simular problemas representados por processos estocásticos, principalmente envolvendo elétrons e fótons [YORIYAZ, 2009; ROGERS, 2006].

O processo estocástico aplicado no transporte de radiação, é observado como um conjunto de partículas em que suas coordenadas mudam aleatoriamente em cada colisão ou interação com o material da geometria de interesse, isto é, através do comportamento de um número grande de eventos individuais, é possível estimar certas quantidades e grandezas dosimétricas [YORIYAZ, 2009].

O comportamento e as interações de cada uma das partículas, é chamado de história da partícula, que são os eventos de uma partícula primária desde que entra na geometria e gera novas partículas secundárias, até sua “morte”. Um exemplo está ilustrado na Figura 9, onde um fóton (p) primário incidente interage com a matéria através do efeito Compton, resultando em um fóton secundário que interage novamente por espalhamento Compton e, por fim, a produção de pares, emitindo um elétron e um pósitron. A história da partícula só termina quando ela é absorvida ou escapa da geometria. O número total de histórias determina a precisão estatística [FIPPEL, 2013].

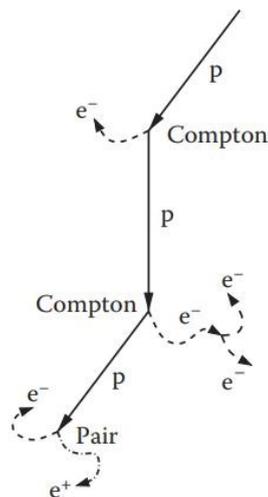


Figura 9: Exemplo de uma história da partícula [FIPPEL, 2013].

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Para o desenvolvimento deste trabalho foram utilizados os seguintes materiais: informações sobre as sementes radioativas de ^{125}I do IPEN e da *Amersham 6711-Oncoseed*[®], o código de Monte Carlo MCNPX e um objeto simulador antropomórfico virtual masculino (MASH3).

3.1. Sementes de ^{125}I do IPEN e da *Amersham 6711-Oncoseed*[®]

As sementes de ^{125}I são classificadas como fontes seladas, que começaram a ser estudadas e utilizadas em implantes nas décadas de 60 e 70 para tratamentos de carcinomas pulmonares, linfadenectomia pélvica e câncer de próstata. O isótopo ^{125}I é produzido em reator nuclear a partir do gás Xenônio-124, posteriormente decaindo por captura eletrônica para Telúrio-125, estável [OLIVEIRA, 2016].

No decaimento, o ^{125}I emite fótons de 27 keV, 31 keV e 35 keV (média de 29 keV). Por ser de baixa energia média de emissão, seus fótons têm pouco poder de penetração. Sua meia-vida é de 59,43 dias. A constituição interna da semente é muito importante para o planejamento dosimétrico, pois o material que adsorve o ^{125}I e o material que o encapsula pode absorver e interagir com os elétrons e fótons de raios X que são emitidos pelo isótopo, causando assim alterações das emissões energéticas e diferenças na distribuição de dose [ROSTELATO, 2005].

As sementes de ^{125}I utilizadas neste trabalho são produzidas nas mesmas dimensões, 0,8 mm de diâmetro externo, 0,05 mm de espessura de parede e 4,5 mm de comprimento, sendo apresentada na Figura 10. Estima-se no Brasil que a demanda das sementes é de 8.000 unidades por mês [OLIVEIRA, 2016].

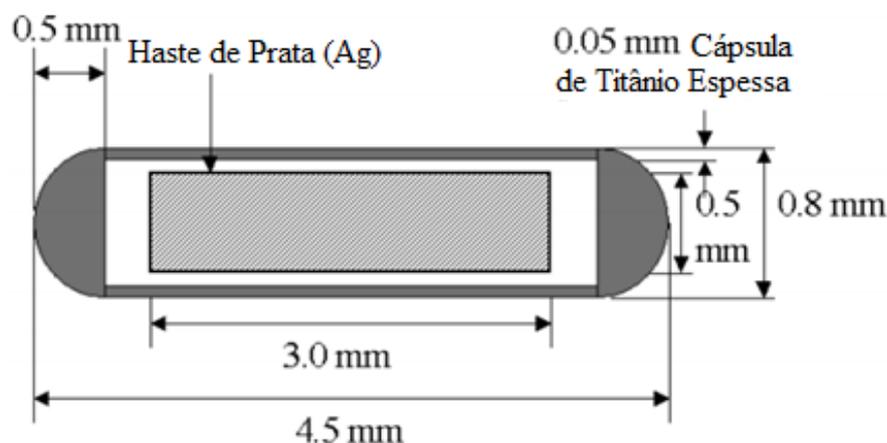


Figura 10: Semente comercial de ^{125}I *Amersham 6711-Oncoseed*[®] [OLIVEIRA, 2016].

A semente de ^{125}I comercial, *Amersham 6711-Oncosed*[®], utilizada para tratamentos de câncer de próstata, começou a ser comercializada em 1983 e ainda é utilizada nos dias atuais, sendo a mais vendida do mundo. É feita por meio da absorção do isótopo em uma haste de prata, encapsulada em titânio e selada a laser. Esta semente tem comprimento de 4,5 mm e diâmetro de 0,8 mm [DOLAN, 2006].

As sementes de ^{125}I nacionais, são produzidas no IPEN/CNEN-SP e possuem o modelo parecido ao da semente 6711 importada, apresentando diferenças principalmente na tecnologia de produção da semente. É formada de uma cápsula de titânio selada com 0,8 mm de diâmetro externo e 4,5 mm de comprimento, contendo o ^{125}I adsorvido em um fio de prata. Ao contrário do modelo padrão da semente 6711, a solda da semente do IPEN é feita com plasma e resulta em extremidades mais arredondadas, tanto externamente quanto internamente, como mostra a Figura 11 [ROSTELATO, 2005].

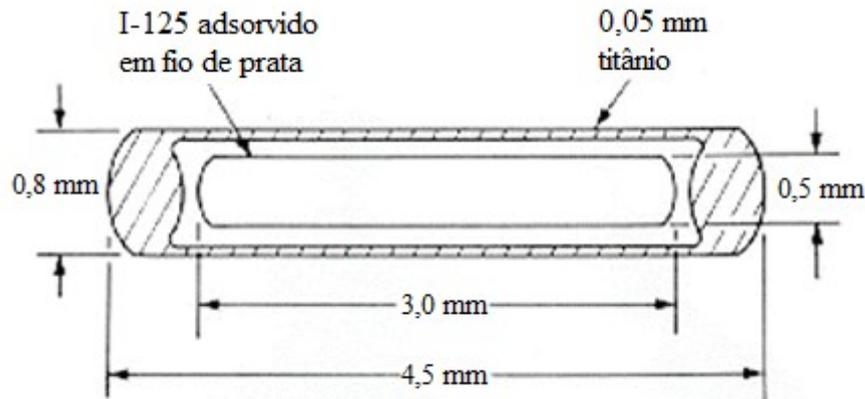


Figura 11: Semente de ^{125}I do IPEN [ROSTELATO, 2005].

3.2. Código de Monte Carlo MCNPX

O código de Monte Carlo MCNPX foi desenvolvido pelo laboratório de Los Alamos [PELOWITZ, 2011], e é reconhecido na aplicação no transporte de radiação, seja de nêutrons, elétrons ou fótons. Para a execução correta as simulações desejadas devem relacionar no código MCNPX, as geometrias, os materiais que compõem as geometrias, espectros e grandezas dosimétricas de interesse. Espera-se como solução do problema simulado com o código MCNP, uma boa aproximação do valor exato, com mínimo de incertezas [OLIVEIRA, 2016; YORIYAZ, 2009].

O código MCNPX foi aplicado neste trabalho para determinar as doses depositadas em vários órgãos e tecidos a partir de fontes radioativas de ^{125}I inseridas na próstata de um simulador virtual antropomórfico masculino, submetido a um procedimento de braquiterapia de próstata. Neste cenário, a geometria de simulação foi composta da sala, as sementes de ^{125}I e o objeto simulador antropomórfico virtual masculino.

As geometrias das fontes de ^{125}I empregadas no código MCNPX, são modeladas tridimensionalmente de acordo com as dimensões reais das fontes, definindo o material de interesse em cada região desejada, mostradas na Figura 12 [OLIVEIRA, 2016]. Para a simulação feita neste trabalho foram utilizadas 75 sementes de ^{125}I inseridas no simulador virtual masculino, de cada modelo de semente apresentado.

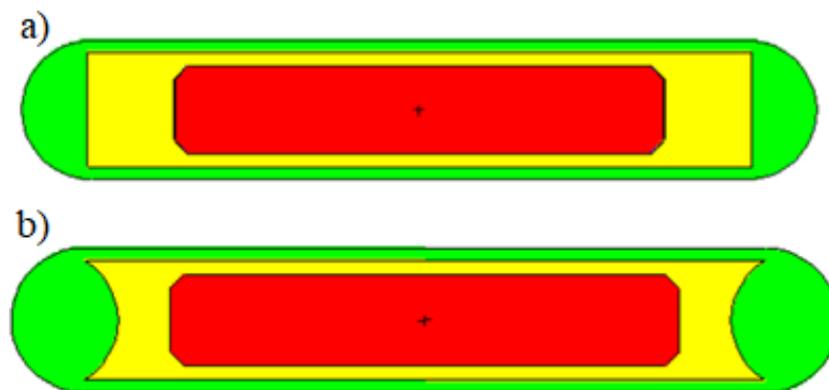


Figura 12: Geometrias das sementes de ^{125}I utilizadas na simulação com o código MCNPX: a) Modelo *Amersham 6711- Oncoseed*[®]; b) Modelo do IPEN. [Modificado de OLIVEIRA, 2016].

Para o cenário de simulação criado neste trabalho, foram usadas as sementes de ^{125}I juntamente com o objeto simulador virtual MASH3 no código MCNPX. Foram empregadas um total de $1\text{E}08$ histórias de partículas, para garantir incertezas estatísticas inferiores a 2%.

3.3. Objeto Simulador antropomórfico virtual MASH3

O desenvolvimento de objetos simuladores aplicados a dosimetria se estendeu por um longo caminho, iniciando seu uso na radiologia, medicina nuclear e radioterapia quase 60 anos atrás com objetos simuladores de água simples, chegando na atualidade com representações antropomórficas virtuais sofisticadas do corpo humano, a fim de solucionar o problema fundamental da proteção radiológica: a dificuldade de obter as doses absorvidas e equivalentes em órgãos e tecidos humanos [CASSOLA, 2010].

Os objetos simuladores adultos FASH e MASH são simuladores virtuais humanos feminino e masculino, respectivamente, modelados pelo Grupo de Dosimetria Computacional do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco, baseados na ICRP 89 [ICRP-89, 2002]. Foram projetados usando superfícies de malha poligonais, baseados em diferentes superfícies anatômicas 3D e desenvolvidos com diferentes softwares de modelagem 3D e voxelização. Estes objetos simuladores são formados por 113 estruturas, dentre elas, órgãos, ossos e tecidos, em posição de pé [CASSOLA, 2010].

As principais características do objeto simulador MASH (Male Adult meSH), utilizado neste estudo, são massa de 72,701 kg e 1,75 m de altura, modelado em conformidade com a ICRP 89, para um homem adulto de referência, exibido na Figura 13 [CASSOLA, 2010].

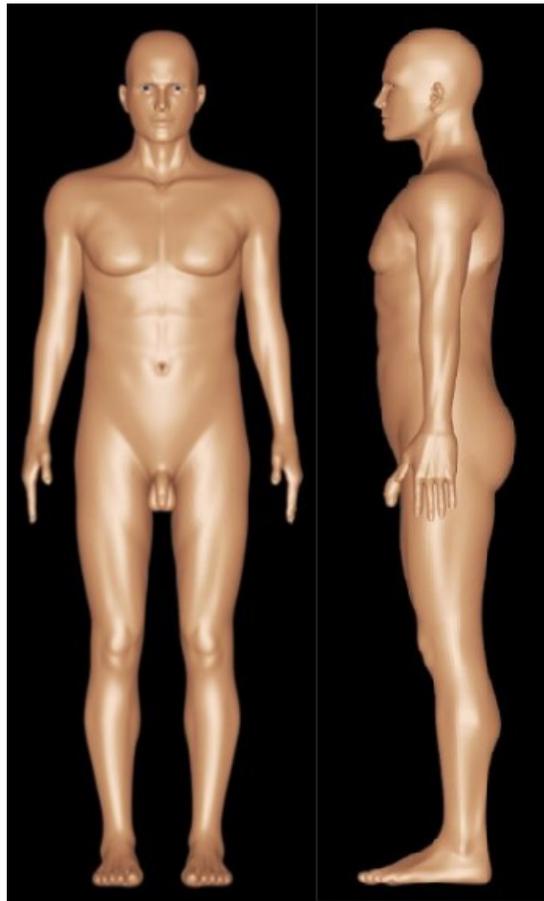


Figura 13: Objeto simulador antropomórfico virtual masculino (MASH3) [CASSOLA, 2010].

3.4. Avaliação da fluência energética e anisotropia das sementes de ^{125}I

Neste estudo, a fim de determinar e avaliar as funções de fluência energética e a anisotropia de cada uma das sementes de ^{125}I , ou seja, seu mapa de emissão de energia e a dependência da dose à medida que o ângulo polar dos modelos de fontes se altera, respectivamente, foi modelado um conjunto de detectores esféricos distribuídos radialmente ($r = 1 \text{ cm}$), distanciados de 5° . A Figura 14 mostra o esquema montado, mostrando a distribuição das esferas sobre a semente, que está localizada ao longo do eixo longitudinal do esquema.

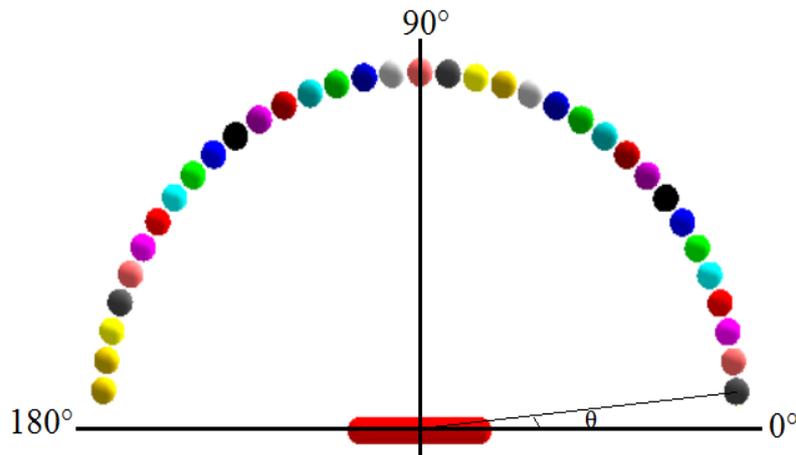


Figura 14: Esquema para a determinação da função de anisotropia 2D.

Neste projeto foi utilizado a Equação (2.8) para calcular as doses absorvidas nos detectores esféricos e nos órgãos do simulador antropomórfico virtual MASH3.

$$D(\text{Gy}) = 1,602 \times 10^{-10} \times N \times A \times K \times F6 \quad (2.8)$$

Em que:

$1,602 \times 10^{-10}$ - Fator de conversão de MeV/g/partícula para Gy;

N - Representa o número total de fontes utilizadas em cada cenário computacional;

A - Atividade total (Bq) da fonte utilizada (8.99×10^{13} Bq/fonte);

K - Representa o número total de fótons por desintegração emitidos pela a fonte ($K = 1,476$ para ^{125}I);

$F6$ - Representa a energia por massa (MeV/g/partícula) estimada no volume da célula utilizando o código MCNPX.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

De forma a avaliar a nova semente de ^{125}I desenvolvida e produzida no IPEN/CNEN-SP, foram realizados estudos sobre sua fluência energética, anisotropia e obtenção da dose absorvida em diversos órgãos e tecidos e a dose efetiva em um simulador antropomórfico virtual masculino, durante um procedimento de braquiterapia com sementes de ^{125}I .

4.1. Fluência Energética

Para a determinação do mapa da fluência energética dos dois modelos de semente de ^{125}I empregadas neste trabalho, foi necessário que elas estivessem mergulhadas em um objeto simulador preenchido com água, a fim de verificar a intensidade de sua emissão energética nesse meio, com o auxílio dos detectores esféricos posicionados radialmente.

A Figura 15 mostra a fluência energética para comparação, dos modelos de semente de ^{125}I , IPEN e a comercial *Amersham 6711- Oncoseed*[®].

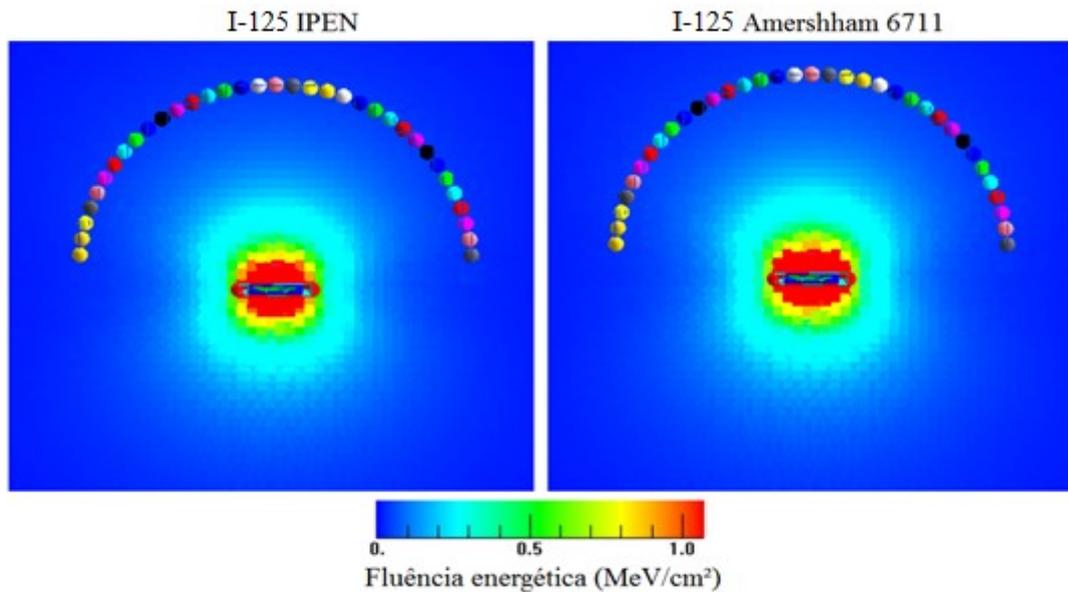


Figura 15: Fluência energética da semente de ^{125}I do IPEN e da semente de ^{125}I comercial *Amersham 6711- Oncoseed*[®].

A Figura 15 mostra que os dois modelos utilizados nesse estudo estão localizadas no eixo longitudinal do simulador de água e descreveram um comportamento muito próximo em termos de fluência energética, mostrando uma maior emissão de energia ao longo de seu eixo longitudinal e menor nas extremidades, onde houve diferenças no mapa de energia apresentado, devido à geometria e blindagem distintas de cada um dos dois modelos de semente de ^{125}I .

Nota-se pelos mapas de fluência energética das sementes de ^{125}I , que próximo do corpo das sementes, em seu eixo longitudinal, apresentam a mais elevada fluência energética, chegando a mais de $1,0 \text{ MeV/cm}^2$, como esperado.

Por meio do mapa de fluência energética, pode-se observar que a distribuição da dose absorvida no órgão alvo, a próstata, ficou semelhante para os dois modelos de semente de ^{125}I .

4.2. Anisotropia

Anisotropia é uma propriedade do material, em que características físicas são diferentes conforme ocorre mudança de sua direção. Nesse estudo, avaliou-se a dependência da emissão de dose pela semente de ^{125}I em função do ângulo polar de sua posição.

A Figura 16 mostra a anisotropia para a semente de ^{125}I do IPEN e para a semente de ^{125}I comercial *Amersham 6711- Oncoseed*[®].

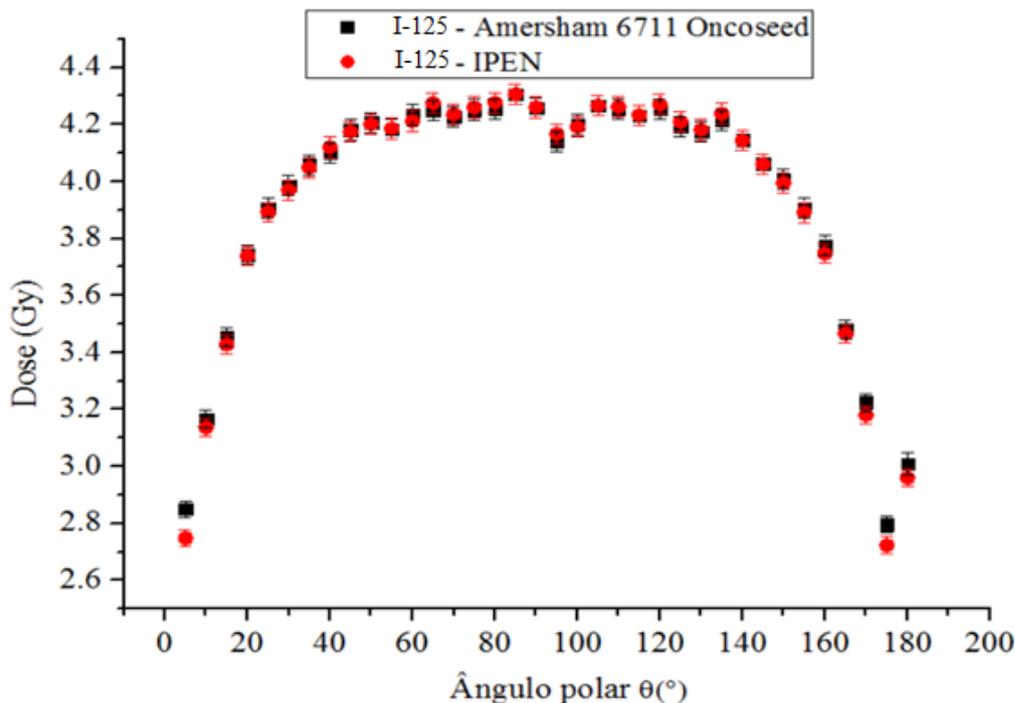


Figura 16: Anisotropia da semente de ^{125}I do IPEN e da semente de ^{125}I comercial *Amersham 6711- Oncoseed*[®].

Por meio do gráfico apresentado na Figura 16, podemos observar que há um bom ajuste entre os valores de doses emitidos pelas duas sementes de ^{125}I , com pequenas divergências no intervalo dos primeiros ângulos ($0^\circ - 20^\circ$) e últimos ângulos ($170^\circ - 180^\circ$).

A ocorrência de pequenas diferenças nas emissões de doses nestes intervalos, se dá essencialmente pelo fato de que as sementes são blindadas e soldadas de forma distinta uma da outra. As extremidades da semente produzida no IPEN possuem geometrias de hiperboloides, em contrapartida, as sementes comerciais *Amersham 6711- Oncoseed*[®], possuem geometrias de semiesferas.

Para ângulos polares de 20° a 170° , os resultados obtidos se assemelham para as duas geometrias de sementes, comprovando que a função de anisotropia é apenas influenciada pela diferença de geometrias das extremidades dos dois modelos de sementes, presente no gráfico para ângulos inferiores a 20° e superiores a 170° , em que a diferença percentual entre as duas geometrias são maiores que 2%.

4.3. Determinação das doses absorvidas nos órgãos e dose efetiva do objeto simulador antropomórfico virtual masculino

As Tabelas 3 e 4, apresentam os resultados da simulação de Monte Carlo realizadas com os dois modelos de semente de ^{125}I , com o auxílio do simulador virtual antropomórfico masculino MASH3, onde foi possível a determinação das doses absorvidas nos seus órgãos e tecidos e também da dose efetiva.

A Tabela 3 apresenta os valores de doses devido à braquiterapia de próstata empregando as sementes de ^{125}I do IPEN, já a Tabela 4 mostra as doses empregando as sementes comerciais de ^{125}I Amersham 6711- Oncoseed®. As incertezas estatísticas foram inferiores a 2% para os dois casos de semente de ^{125}I avaliadas neste trabalho.

Tabela 3. Dose absorvida nos órgãos e dose efetiva no MASH3 submetido à braquiterapia de próstata empregando as sementes de ^{125}I do IPEN.

Órgão	Dose (Gy)
Medula óssea	7,61E-02
Cólon	6,48E-01
Demais tecidos*	2,68E-02
<i>Gônadas</i>	5,47E-01
Bexiga	2,49E+01
Superfície óssea	8,13E-02
Pele	5,09E-02
Próstata	2,53E+02
Dose Efetiva (Sv)	3,46E+00

*Glândulas adrenais, laringe, faringe, vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, intestino delgado, baço, timo, coração.

Tabela 4. Dose absorvida nos órgãos e dose efetiva no MASH3 submetido à braquiterapia de próstata empregando as sementes comerciais de ^{125}I Amersham 6711- Oncoseed®.

Órgão	Dose (Gy)
Medula óssea	7,61E-02
Cólon	6,49E-01
Demais tecidos*	2,68E-02
<i>Gônadas</i>	5,51E-01
Bexiga	2,48E+01
Superfície óssea	8,11E-02
Pele	5,09E-02
Próstata	2,52E+02
Dose Efetiva (Sv)	3,46E+00

*Glândulas adrenais, laringe, faringe, vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, intestino delgado, baço, timo, coração.

Como esperado e comprovado, nas Tabelas 3 e 4, observa-se que o órgão que recebeu a maior dose foi a próstata, órgão alvo desse tratamento de braquiterapia, onde foram inseridas as sementes de ^{125}I . Para as sementes de ^{125}I do IPEN utilizadas no procedimento de braquiterapia de próstata, as doses absorvidas de determinados órgãos

e tecidos do objeto simulador virtual MASH3 são mostradas na Tabela 3, juntamente com a dose efetiva obtida. Pode ser observado que a bexiga, cólon e gônadas receberam doses maiores se comparado com os outros órgãos avaliados, consequência da proximidade da próstata a estes órgãos.

Na Tabela 4, se encontram as doses absorvidas que alguns órgãos e tecidos do simulador MASH3 receberam e também sua dose efetiva, quando empregado na braquiterapia de próstata as sementes de ^{125}I comercial *Amersham 6711- Oncoseed*[®], onde também se nota a maior dose recebida pela próstata, seguida da bexiga, cólon e gônadas.

Na comparação dos dados das Tabelas 3 e 4, para os dois modelos de semente de ^{125}I , verifica-se que a dose efetiva é a mesma para as duas geometrias de sementes, assim como, para as doses absorvidas de alguns órgãos e tecidos, como a medula óssea, demais tecidos e pele. Entretanto, houve uma pequena diferença no valor das doses absorvidas no restante dos órgãos e tecidos avaliados.

O resultado apresentado demonstra o alto desempenho das sementes de ^{125}I nacionais, desenvolvidas e produzidas no IPEN/CNEN-SP, visto que quando comparada com sementes comerciais como a *Amersham 6711- Oncoseed*[®], há muito tempo empregadas na rotina de tratamento de braquiterapia, apresentaram resultados semelhantes.

5. CONCLUSÃO

Neste trabalho de conclusão de curso foi realizado um estudo dosimétrico com sementes de ^{125}I , desenvolvidas no IPEN/CNEN-SP, empregadas no tratamento de câncer de próstata por meio da braquiterapia. Esta avaliação foi feita utilizando simulações computacionais para determinação das doses absorvidas e efetiva, em um objeto simulador antropomórfico virtual, submetido a um tratamento com braquiterapia com sementes de ^{125}I . Para estudar a eficiência destas sementes nacionais, utilizou-se uma semente de ^{125}I comercial, já conhecida no mercado *Amersham 6711- Oncoseed*[®], para comparação entre os resultados, utilizando os dois tipos de sementes. Uma vez inseridas na próstata do objeto simulador virtual MASH3, os dois tipos de sementes de ^{125}I , apresentaram doses mais elevadas no órgão alvo, próstata, seguida pela bexiga, cólon e gônadas. Isto se deve a proximidade desses órgãos à próstata e consequentemente, às sementes radioativas introduzidas. Portanto, os dados obtidos neste trabalho contribuem para estudos de proteção radiológica, sendo úteis na avaliação de doses em tratamentos de braquiterapia de próstata, utilizando sementes de ^{125}I .

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMERICAN CANCER SOCIETY. **Prostate Cancer Risk Factors**. Last Revised: March 11, 2016. Available at: <https://www.cancer.org/cancer/prostate-cancer/causes-risks-prevention/risk-factors.html>. Accessed March 8, 2019.

ATTIX, F.H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**, Ed. John Wiley & Sons. New York, 1986.

BHAVSAR, A., & VERMA, S. (2014). **Anatomic imaging of the prostate**. BioMed Research International, 2014, 728539. doi:10.1155/2014/728539.

CASSOLA VF, DE LIMA VJ, KRAMER, R, KHOURY, HJ. **FASH and MASH: Female and male Adult human phantoms based on polygon meSH surfaces**. Part II. Dosimetric calculations. Physics in Medicine and Biology. 2010; 55: 163-189.

CNEN NN-3.01, Comissão Nacional de Energia Nuclear, **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**. PR-3.01/002: Fatores de Ponderação para as Grandezas de Proteção Radiológica, 2011.

DOLAN, JAMES; LI, ZUOFENG; WILLIAMSON, JEFFREY F. **Monte Carlo and experimental dosimetry of an brachytherapy seed**. Medical physics, v. 33, n. 12, p. 4675-4684, 2006.

EUROPEAN ASSOCIATION OF UROLOGY (2017). **Guidelines on Prostate Cancer**. Consultado em Março de 2019, em https://uroweb.org/wp-content/uploads/09-Prostate-Cancer_2017_web.pdf.

FIPPEL, M; **Basics of Monte Carlo Simulations - Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy**; 2013 by Taylor & Francis Group, LLC. International Standard Book Number-13: 978-1-4665-0794-4 (eBook - PDF).

ICRP PUBLICATION N° 60. **International Commission on Radiological Protection. "Recommendations of the International Commission on Radiological Protection"**, Pergamon Press, 1991.

ICRP PUBLICATION N° 89. **Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values**. ICRP, Oxford: Pergamon, 2002.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA. **Estimativa 2018: incidência de câncer no Brasil Coordenação de Prevenção e Vigilância**. – Rio de Janeiro: INCA, 2017.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA. **Câncer de próstata: vamos falar sobre isso?** / Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. – Rio de Janeiro: Inca, 2017.

KHAN, FAIZ M. **The Physics of Radiation Therapy**, Baltimore, Maryland USA; Williams 7 Wilkins, 2010.

KOVÁCS G., HOSKIN P. (EDS.), **Interstitial Prostate Brachytherapy**, DOI 10.1007/978-3-642-36499-0_14, © Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2013.

METROPOLIS, N; ULAM, S. **The Monte Carlo method**. Journal of American Statistical Association. September 1949; 44(247):335-41.

MONTEMAGGI P, TROMBETTA M, BRADY LW. **Brachytherapy An International Perspective**. ISBN 978-3-319-26791-3 (eBook) DOI 10.1007/978-3-319-26791-3 Library of Congress Control Number: 2016936095 © Springer International Publishing Switzerland 2016.

MOORE, K. L., AGUR, A. M. R., DALLEY, A. F. - **Essential Clinical Anatomy**, 4th Edition, 2010, Lippincott Williams & Wilkins.

NATIONAL CANCER INSTITUTE. **PDQ Prostate Cancer Treatment**. Bethesda, MD. Updated February 28, 2019. Available at: <https://www.cancer.gov/types/prostate/patient/prostate-treatment-pdq>. Accessed March 8, 2019.

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

OLIVEIRA, TIAGO BATISTA DE. **Estudo dos parâmetros dosimétricos de sementes de Iodo-125 desenvolvidas pelo IPEN-CNEN/SP utilizadas em braquiterapia por simulação computacional pelo método de Monte Carlo**. 2016. Tese de Mestrado. Universidade de São Paulo.

PÉ-LEVE, J. R. Z. **Estudo da correlação de parâmetros dosimétricos e clínicos em tratamentos de braquiterapia prostática com implante permanente de sementes de Iodo-125**. [Tese de Mestrado]. Lisboa, Universidade de Lisboa - Faculdade de Ciências - Departamento de Física; 2018.

PELOWITZ, DB. **MCNPX User's Manual, Version 2.7.0**, Report LA-CP-11- 00438. Los Alamos National Laboratory; 2011.

ROGERS, DW. **Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics**. Phys Med Biol. 2006; 51(13):R237-R301.

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]. São Paulo: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares; 2005.

STEWART, B.; WILD, CP. (EDS.), International Agency for Research on Cancer, **WHO World Cancer Report 2014** [internet]. Available from: <http://www.thehealthwell.info/node/725845> [Accessed: March 8, 2019].

SUÁREZ M. G., **Calidad de vida en pacientes con Braquiterapia prostática LDR**. [Trabajo de fin de grado]. Universidad de Valladolid, España, 2018.

TAUHATA, L.; SALATI, I; DI PRINZIO, R.; DI PRINZIO A.R. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos.** Rio de Janeiro: Instituto de Radiproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2003.

YORIYAZ, H. **Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica.** Revista Brasileira de Física Médica. 2009; 3: 141-9.

YOSHIMURA, E. M. **Física das Radiações: interações da radiação com a matéria.** Revista Brasileira de Física Médica. 3(1) 57-67 (2009).