



Universidade Federal
do Rio de Janeiro

Escola Politécnica

CÁLCULO DE DOSE DEVIDO A TRATAMENTO DE IRRADIAÇÃO DE CORPO INTEIRO UTILIZANDO SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO EM VOXEL

Sara Lourenço da Silva

Projeto de Graduação apresentado ao Curso de Engenharia Nuclear da Escola Politécnica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Engenheiro.

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Rio de Janeiro
Março de 2018

CÁLCULO DE DOSE DEVIDO A TRATAMENTO RADIOTERÁPICO DE CORPO
INTEIRO UTILIZANDO SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO EM VOXEL

Sara Lourenço da Silva

PROJETO DE GRADUAÇÃO SUBMETIDO AO CORPO DOCENTE DO CURSO
DE ENGENHARIA NUCLEAR DA ESCOLA POLITÉCNICA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE ENGENHEIRO NUCLEAR.

Examinada por:

Prof. Ademir Xavier da Silva

Prof. Delson Braz

Dr. Leonardo Peres da Silva

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL
MARÇO de 2018

Silva, Sara Lourenço da

Cálculo de Dose Devido a Tratamento Radioterápico de Corpo Inteiro Utilizando Simulador Antropomórfico em *Voxel*// Sara Lourenço da Silva, – Rio de Janeiro: UFRJ/ESCOLA POLITÉCNICA, 2018.

VIII, 55p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Projeto de Graduação – UFRJ/POLI/ Engenharia Nuclear, 2018.

Referencias bibliográficas: p. 51-55.

1. Cálculo de Dose. 2. Simulador Antropomórfico. 3. Irradiação total de corpo. I. Da Silva, Ademir Xavier II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, Escola Politécnica, Curso de Engenharia Nuclear. III. Cálculo de Dose Devido a Tratamento Radioterápico de Corpo Inteiro Utilizando Simulador Antropomórfico em *Voxel*.

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus por me conceder sabedoria e capacidade, e, também, por toda proteção e amor que me mantiveram forte ao longo desta etapa.

Agradeço à minha mãe, Barbara Lourenço, por todo suporte oferecido, todos os conselhos dados e toda a orientação que me foi passada desde criança. Dedico este trabalho, também, ao meu irmão e à memória de meu pai, que me ajudaram de todas as formas que lhes eram válidas, além de todas as caronas às 6 da manhã ou às 20 da noite.

Com muito amor, dedico parte desta vitória as muitas pessoas que passaram na minha vida durante esses seis anos e somaram de alguma forma positiva. Aos muitos amigos que eu ganhei, e a todas as mudanças que me foram proporcionadas. Especialmente, agradeço a meu amigo, Ícaro Damasceno, por me ajudar com a formatação deste trabalho, e ao meu amigo, Carlos Omar do LAASC, pelas vezes que ficamos até tarde ou viramos a noite no laboratório para que eu escrevesse este trabalho.

Agradeço ao Gabriel Elias, por ter me ajudado a continuar todas as vezes que eu tentei desistir ou não acordar. Seu suporte e amor me incentivaram.

Um último e enorme agradecimento à todo o programa de engenharia nuclear da UFRJ, à todos os professores que me acrescentaram e à todos os funcionários que sempre foram muito solícitos e amoros comigo. Em especial, agradeço ao meu Orientador Ademir Xavier, e a minha banca composta pelo Professor Delson Braz e pelo DSc. Leonardo Peres do INCa, por toda a paciência e por todas as críticas que só me impulsionaram e me fizeram melhor. Finalmente, agradeço aos funcionários do Pen, Reginaldo e Washington, que são as melhores pessoas que eu poderia encontrar nesse departamento, vocês me ajudaram em todas as vezes que eu precisei sem nunca hesitar. E, ao professor Fernando Carvalho, por ser o melhor professor que eu já tive na vida.

Resumo do Projeto de Graduação apresentado à Escola Politécnica/ UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Engenheiro Nuclear.

CÁLCULO DE DOSE DEVIDO A TRATAMENTO RADIOTERÁPICO DE CORPO INTEIRO UTILIZANDO SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO EM VOXEL

Sara Lourenço da Silva

Março/2018

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Curso: Engenharia Nuclear

A irradiação de corpo de todo pode ser usada como tratamento pré condicionante para pacientes que serão submetidos ao transplante de medula óssea, com a finalidade de imunossupressão, ablação de medula e destruição de células malignas. É necessário determinar as doses referentes a essa deposição de energia, avaliando os órgãos e tecidos mais afetados. Além disso, comparar estes valores com os tipos de câncer mais incidentes de acordo com a estimativa do INCa para 2018. Também, percebe-se que existem fatores que influenciam a distribuição de doses, como a geometria de incidência e a distância entre a fonte e o paciente, que serão discutidos ao final. Para simular esse cenário, um modelo antropomórfico voxelizado masculino da ICRP 110, REX, foi submetido à irradiação de uma fonte pontual de Cobalto-60, não colimada e não blindada, para as duas geometrias de irradiação anteroposterior e pósterioanterior. O desenvolvimento se deu através do código computacional, MCNPx, que permite o cálculo da interação da radiação, no caso do trabalho são fótons, com a matéria. Os resultados obtidos contam com a dose equivalente nos órgãos e tecidos dispostos ao longo do corpo e com as doses efetivas, para os seis casos simulados. Por fim, conclui-se que a dose na superfície do paciente varia com o quadrado da distância, e que existe um padrão na distribuição de dose para cada geometria de incidência.

Palavras-chave: Irradiação de corpo inteiro, Dose equivalente, Dose efetiva, Modelo antropomórfico voxelizado, Simulação, Código MCNP.

Abstract of Undergraduate Project presented to POLI/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Nuclear Engineer.

CALCULATION OF DOSE DUE TO TOTAL BODY IRRADIATION TREATMENT
USING ANTHROPOMORPHIC PHANTOM IN VOXEL

Sara Lourenço da Silva

March/2018

Advisor: Ademir Xavier da Silva

Course: Nuclear Engineering

Total body irradiation can be used as a pre-conditioning treatment for patients who will undergo bone marrow transplantation for the purpose of immunosuppression, bone marrow ablation and destruction of malignant cells. It is necessary to determine the doses related to this energy deposition, evaluating the organs and tissues most affected. In addition, to compare these values with the high incidence rates according to the estimates of the INCa for 2018. Also, it is noticed that there are factors that influence the distribution of doses, such as the incidence geometry and the distance between the source and the patient, which will be discussed at the end. In order to simulate this scenario, a male anthropomorphic model of ICRP 110, REX, was submitted to the irradiation of an uncoated and unshielded Cobalto-60 punctual source for the two geometries of anteroposterior and posteroanterior irradiation. The development took place through the computational code, MCNPx, which allows the calculation of the interaction of radiation (in the case, photons) with matter. The results obtained show the equivalent dose in the organs and tissues disposed along the body and the effective doses, for the six simulated cases. Finally, it is concluded that the dose at the patient's surface varies with the square of the distance between the source and the phantom, and that there is a pattern in the dose distribution for each incidence geometry.

Keywords: Total Body Irradiation, Equivalent Dose, Effective Dose, Anthropomorphic Model voxelized, Simulation, MCNP Code.

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO.....	1
1.1.	OBJETIVO	4
2.	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	5
2.1.	CÂNCER	5
2.1.1.	LEUCEMIA	6
2.1.2.	LINFOMA	8
2.2.	TRANSPLANTE DE MEDULA ÓSSEA	10
2.3.	IRRADIAÇÃO DE CORPO INTEIRO.....	11
2.4.	UNIDADE DE TELECOBALTO	12
2.5.	INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA	13
2.6.	GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS.....	15
2.6.1.	DOSE ABSORVIDA	16
2.6.2.	DOSE EQUIVALENTE.....	17
2.6.3.	DOSE EFETIVA	18
2.7.	CÓDIGO DE MONTE CARLO	19
2.7.1.	ARQUIVO DE ENTRADA - <i>INPUT</i>	21
2.7.2.	BLOCO DE CÉLULA	22
2.7.3.	BLOCO DE SUPERFÍCIE.....	23
2.7.4.	BLOCO DE DADOS	24
2.7.5.	DADOS DE SAÍDA – <i>OUTPUT</i>	26
2.8.	FANTOMAS VIRTUAIS.....	27
2.8.1.	FANTOMAS EM <i>VOXEL</i>	27
2.8.2.	MODELOS EM <i>VOXEL</i> DA ICRP 110.....	28
2.8.3.	SUB-SEGMENTAÇÃO DO ESQUELETO	31
3.	MATERIAIS E MÉTODOS	33
3.1.	CENÁRIO DE IRRADIAÇÃO	33
3.2.	CÁLCULO DE DOSE.....	36
3.2.1.	DOSE ABSORVIDA	36
3.2.2.	DOSE EQUIVALENTE.....	37
3.2.3.	DOSE EFETIVA	38
4.	RESULTADOS.....	39
4.1.	DOSE EQUIVALENTE NA GEOMETRIA ANTEROPOSTERIOR.....	39
4.2.	DOSE EQUIVALENTE NA GEOMETRIA POSTEROANTERIOR.....	43
4.3.	VARIAÇÕES NA DOSE EQUIVALENTE DEVIDO A GEOMETRIA DE INCIDÊNCIA.....	46
4.4.	DOSE EFETIVA	46

5. CONCLUSÃO	48
6. REFERÊNCIAS	49

1. INTRODUÇÃO

Câncer é um problema de saúde pública e diz respeito a doenças que tem em comum o crescimento desordenado, também dito maligno, de células nos tecidos e órgãos e que podem se espalhar para outras regiões do corpo[1]. Até o momento, não foi possível identificar a(as) causa(s) específica(s) para esta mal. Porém, fatores como a herança genética, maus hábitos de vida como, por exemplo, consumo de bebidas alcoólicas, tabagismo, alimentação irregular e até interação da radiação com o corpo humano, seja por exposição excessiva ao sol ou por procedimentos que necessitem de exposição a radiação, podem ter influência na incidência de câncer[1]. Não existe cura, entretanto, são aplicados tratamentos que combatem as células cancerígenas, e que geralmente conseguem apresentar uma solução efetiva para casos não terminais.

Para os anos de 2018-2019, a estimativa de câncer para o Brasil é de 600 mil novos casos. Focando nos tipos dessa patologia que afetam as células do sangue, como por exemplo, a Leucemia e os linfomas, tem-se dois dos 10 tipos mais incidentes que foram estimados para o ano de 2018, demonstrando assim a utilidade de pesquisar e entender todo o processo oncológico referente a essa classe mencionada [2].


Localização Primária	Casos	%			Localização Primária	Casos	%
Próstata	68.220	31,7%		Homens Mulheres	Mama Feminina	59.700	29,5%
Traqueia, Brônquio e Pulmão	18.740	8,7%			Cólon e Reto	18.980	9,4%
Cólon e Reto	17.380	8,1%			Colo do Útero	16.370	8,1%
Estômago	13.540	6,3%			Traqueia, Brônquio e Pulmão	12.530	6,2%
Cavidade Oral	11.200	5,2%			Glândula Tireoide	8.040	4,0%
Esôfago	8.240	3,8%			Estômago	7.750	3,8%
Bexiga	6.690	3,1%			Corpo do Útero	6.600	3,3%
Laringe	6.390	3,0%			Ovário	6.150	3,0%
Leucemias	5.940	2,8%			Sistema Nervoso Central	5.510	2,7%
Sistema Nervoso Central	5.810	2,7%			Leucemias	4.860	2,4%

Figura 1.1 - Distribuição proporcional dos dez tipos de câncer mais incidentes estimados pelo INCA[2] para 2018 por sexo, exceto pele não melanoma (Brasil).

A Leucemia é o estado maligno dos glóbulos brancos (leucócitos), quando células jovens anormais se acumulam na medula óssea substituindo as células sanguíneas normais, prejudicando ou impedindo a produção dos glóbulos vermelhos, brancos e das plaquetas. A média estimada para 2018, pelo INCA [3], é de 10.800 casos, sendo 5.940 homens e 4.860 mulheres. O Linfoma de Hodgkin, assim como o de não Hodgkin, se origina nos linfonodos e surge quando um linfócito cresce descontroladamente e se dissemina. Os câncer destes tipos foram estimados para o ano de 2018 num total de 2.530 e 10.180 casos, respectivamente [3]. Nessas formas oncológicas que prejudicam células do sangue e o sistema imunológico, como as citadas acima, o procedimento indicado geralmente consiste no transplante de medula óssea (TMO), o qual é

usualmente precedido por técnicas como a quimioterapia, a radioterapia e a irradiação de corpo inteiro (em inglês, total body irradiation, TBI)[4]. Vale ressaltar que outros tipos de câncer não tão frequentes também podem ser tratados com o transplante de medula, como mielodisplasias ou doenças do metabolismo, autoimunes etc. [4].

O transplante de medula óssea (TMO) se mostra eficiente contra uma gama de doenças hematológicas ou não. Essa prática consiste na infusão intravenosa de células progenitoras hematopoiéticas (CPH), que podem ou não ser do próprio receptor, com a finalidade de restabelecer a função medular nos pacientes com medula óssea defeituosa[5]. Estas células podem ser coletadas na crista ilíaca através de múltiplas punções na medula óssea e no sangue periférico através de máquinas de aférese ou do cordão umbilical. Existem três modalidades de TMO que são empregadas, são a alogênica, a autogênica e a singênica. Na TMO alogênica, o paciente recebe a medula de outro doador que pode, ou não, ser da família. Já na TMO autogênica, ao contrário da anterior, o paciente recebe a própria medula que é coletada previamente. O tipo mais raro de TMO é a singênica, no qual o doador é um irmão gêmeo idêntico. Dessa forma, a modalidade será escolhida de acordo com a compatibilidade, com a oferta de doador e com a forma oncológica em questão [5, 6]. Após definido o tipo de TMO, o paciente deve ser submetido a uma série de técnicas combinadas de preparo condicionante para o TMO. Elas têm a finalidade de eliminar células doentes e de promover a imunossupressão de forma a reduzir a possibilidade de rejeição do enxerto. Para esse fim, é feita a devida associação de doses de quimioterapia, bem como radioterapia local ou de corpo todo[7]. No caso dos transplantes autogênicos, a finalidade única do condicionamento é de erradicar a doença residual, pois como o receptor é o próprio doador não existe rejeição. [8].

O uso de radiação no tratamento de doenças oncológicas data de um período curto logo após a descoberta da radioatividade por Marie Curie em 1897. Um físico alemão chamado Frederic Dessauer, em 1905, projetou um arranjo que utilizava uma fonte de raios X capaz de produzir uma dose homogênea de radiação para todo o corpo [9]. O primeiro relato de tratamento foi em 1907, por um jornal Húngaro, que envolvia 3 pacientes com leucemia[9]. Dezesesseis anos depois, na clínica universitária de cirurgia em Munique, 12 pacientes com linfoma de Hodgkin foram tratados, dos quais 8 mostraram respostas estendidas por 7 meses[9]. Ao decorrer do século, esse trabalho foi sendo desenvolvido e aperfeiçoado por muitos, e, desde o início da década de 1970, o trabalho de Donal Thomas, principalmente em Seattle, gerou a ampla utilização da TBI como técnica

terapêutica. Leucemias e linfomas eram o carro chefe, posteriormente, a TBI foi aplicada em outros tipos de doenças onco-hematológicas, ou não [10].

Os efeitos significativos hoje esperados da irradiação de corpo inteiro estão focados nos linfócitos, que é o tecido alvo para a imunossupressão, e nas células malignas, com finalidade de imunossupressão para o trasplante. Porém, muitos órgãos e tecidos que não possuem células cancerígenas podem ser afetados e, com isso, precisa-se minimizar tais efeitos negativos afim de diminuir quaisquer possíveis futuras sequelas. Vale ressaltar que apesar desse trabalho se tratar de doenças onco-hematológicas, a TBI também se aplica a doenças hematológicas como, por exemplo, a anemia aplástica severa[11,12,13].

Complicações em longo prazo também são relatadas, sendo os órgãos mais comumente afetados: os pulmões, as gônadas, o intestino, as mamas, a tireoide, os rins, o coração e a lente dos olhos[14]. Para mulheres acima de 25 anos, foi observado risco de danos nos ovários. E, para gestantes, complicações como placentação anormal, ruptura uterina, crescimento intrauterino restrito e até aborto espontâneo[15]. Com uma grande porcentagem, entre 25 a 40%, a disfunção da tireoide está frequentemente associada ao TBI quando o condicionamento do TMO é combinado com a quimioterapia[16]. Após discutida a severidade desde tipo de tratamento, torna-se claro o motivo de estudo.

Inicialmente, os equipamentos usados em radioterapia faziam uso de fontes de Rádio-226, que foram substituídas por fontes de cézio-137 e de cobalto-60, e posteriormente, construídas com alta atividade e tamanho reduzido. Essa mudança permitiu aumentar a distância fonte-paciente. Com o passar do tempo, foi possível desenvolver aparelhagens que possibilitaram o uso de feixes de fótons e de elétrons com energias muito superiores da ordem de megavolts, chamados aceleradores lineares. Atualmente, os centros que realizam a TBI tem disponibilidade de utilizar feixes de fótons com energia na faixa de 1,25 MeV (unidades de telecobalto) até 15 MeV (aceleradores lineares modernos). Um fato é que, no final do século XX, as unidades de cobaltoterapia entraram em desuso com o crescimento do uso de aceleradores lineares que produzem feixes mais energéticos. Uma pesquisa realizada em 2007 contabilizou, que do número total de 76 equipamentos de radioterapia dos Departamentos Regionais de Saúde (DRS) do estado de São Paulo, 53 eram aceleradores lineares e 23 eram unidade de telecobalto [12, 17, 18].

Como a unidade de telecobalto está sob decaimento radioativo constante é notório que a intensidade das mesmas diminui com o tempo decorrido. Então, após o tempo de meia vida do Cobalto-60, que é de 5,27 anos, a exposição do paciente

ao feixe foi comprometida de tal forma que se torna necessário dobrar o tempo de exposição em relação ao inicial para se obter a mesma dosagem. De fato, unidades de cobaltoterapia devem ser trocadas a cada 8 anos. Porém, apesar de tal inconveniente, esse tipo de aparelhagem carece de menos manutenção do que os aceleradores lineares [19].



Figura 1.2 - Equipamento para realização da TBI: Unidade de Cobaltoterapia (direita) e Acelerador Linear (esquerda) [20, 21]

1.1. OBJETIVO

Os órgãos alvo desta radioterapia aplicada na onco-hematologia, para doenças como a leucemia e o linfoma, são a medula ativa e o endosteo, sub-região da medula que será especificada no capítulo seguinte. Nestes casos, a TBI é por vezes indicada para o tratamento condicionante pré TMO. Neste trabalho, será analisada a prática de irradiação de corpo inteiro, sem evidenciar tal técnica enquanto tratamento. Por isso, se torna viável simular uma fonte pontual com apenas um campo de irradiação por vez, enquanto no tratamento de irradiação de corpo inteiro realizado no INCa, ela é realizada através da soma de dois campos de irradiação e de uma fonte blindada e colimada. Portanto, fatores como o tempo de irradiação e a taxa de dose não serão analisados.

Este trabalho tem por finalidade discutir e quantificar os órgãos/tecidos mais afetados pela deposição de energia, bem como compará-los com os maiores índices de incidência de câncer de acordo com o INCa, 2018. Além disso, deseja-se observar a influenciabilidade de tal deposição de energia em relação a fatores externos (postura do paciente na TBI, distância entre a fonte e a superfície do paciente etc.). Isso será feito por intermédio do código de transporte de radiação *Monte Carlo N-Particle Extended* (MCNPX) e do simulador antropomórfico *voxilizado* adulto masculino (REX) na postura em pé na geometria de irradiação anteroposterior (AP) e pósterio-anterior (PA), em três distâncias diferentes para cada uma das geometrias citadas acima.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1. CÂNCER

Com o processo global de industrialização, houve uma crescente integração das economias e das sociedades dos vários países. Este processo de reorganização determinou grande modificação nos padrões de saúde-doença no mundo. Nos países da América Latina, tal modificação, conhecida como transição epidemiológica, foi caracterizada pela mudança no perfil de mortalidade com aumento na ocorrência de doenças crônico-degenerativas, enquanto a frequência de doenças infecciosas e de doenças transmissíveis por vetor biológico diminuiu [22].

Em virtude das desigualdades sociais existentes na América Latina, o mapa global de distribuição dos tipos de câncer nesta região segue uma superposição semelhante à encontrada no perfil de morbimortalidade anteriormente mencionado. Neste contexto, o Brasil destaca-se como uma área interessante para monitoramento e controle das tendências na incidência de câncer, assim como para estudo das variações geográficas nos padrões desta doença[22].

Se por um lado a industrialização e a urbanização têm sido associadas a uma maior ocorrência de câncer, por outro, a globalização e o acesso a novas tecnologias possibilitam meios para diagnóstico e tratamento, além de permitir acesso a bancos de dados, melhorando o mapeamento e registro de novos casos das enfermidades, proporcionando um delineamento epidemiológico regional para cada doença e, a partir daí, o investimento na diagnose e terapias [23].

Os processos pelos quais o câncer se desenvolve não são totalmente compreendidos, mas a maioria das teorias sobre assunto utilizam um modelo com dois passos básicos. O primeiro consistiria na alteração do material genético celular, e o segundo, na divisão da célula alterada e transmissão de seu material genético para células filhas. Fundamentalmente, ele é a substituição progressiva de células normais de algum órgão ou tecido por células alteradas. O crescimento acelerado do tumor contraposto à lenta taxa de mortalidade das células cancerosas resulta no crescimento da massa tumoral. Em algumas situações, as células dessa massa deslocam-se de seu local de origem, propagando-se através da circulação, formando colônias de células cancerosas por todo o organismo, denominadas metástases. Estas podem impedir a função de inúmeros órgãos resultando em morte[24].

Existem mais de 200 tipos diferentes de câncer [25] e pode-se desenvolver a doença em qualquer órgão do corpo. Cada órgão é constituído por vários tipos diferentes de células estruturadas em camadas, por exemplo, de tecido epitelial, outra

de tecido conjuntivo, glandular, de tecido muscular e assim por diante. Cada tipo de tecido é constituído de tipos específicos de células, onde o câncer pode se desenvolver.

É chamada onco-hematologia a área que cuida das doenças malignas do sangue e gânglios ou ínguas. Fazem parte desse grupo os linfomas, leucemias, doenças mieloproliferativas (policitemia, trombocitemoa e mielofibrose), mielodisplasias e o mieloma múltiplo. Estas doenças exigem tratamento específico e, usualmente, Transplantes de Medula Óssea[26].

2.1.1. LEUCEMIA

Conforme os autores do livro Temas em Psico-Oncologia[27] descrevem, a leucemia se trata de uma doença maligna originada na medula óssea, local onde as células do sangue são produzidas. Os glóbulos brancos (leucócitos) são as células alteradas e se reproduzem de forma descontrolada, gerando os sinais e sintomas da doença. Ela é classificada de acordo com a célula envolvida, e, com a velocidade de divisão das mesmas.

De acordo com a tipagem das células, a leucemia se divide nas categorias mielóide e linfóide, de acordo com a célula envolvida. No primeiro caso, deriva da célula-tronco mielóide, e pode ser o granulócito, o eosinófilo, o basófilo, o monócito ou o eritrócito. No segundo caso, o linfócito é a célula doente. Ademais, com relação a velocidade de divisão dessas células, tem-se a leucemia crônica (LC), quando essa divisão é mais lenta, e leucemia aguda (LA), quando a velocidade é rápida. As leucemias crônicas se desenvolvem lentamente e as células envolvidas são mais parecidas com a célula normal, permitindo que, mesmo doentes, mantenham algumas de suas funções normais no organismo da pessoa. Já as leucemias agudas são de progressão rápida e afeta as células jovens, ainda não completamente formadas, que não preservam suas funções e afetam de forma importante a capacidade de defesa do organismo [27].

Combinando as duas classificações, existem quatro tipos mais comuns de leucemia:

- Leucemia linfóide crônica (LFC): A maioria das pessoas diagnosticadas com esse tipo da doença tem mais de 55 anos. Raramente afeta crianças;
- Leucemia mieloide crônica (LMC): Acomete principalmente adultos;
- Leucemia linfóide aguda (LLA): É o tipo mais comum em crianças pequenas, mas também ocorre em adultos;

- Leucemia mieloide aguda (LMA): Ocorre tanto em adultos como em crianças.

Essa forma oncológica se origina de uma alteração genética adquirida (não hereditária). A divisão e morte celular são controladas por informações contidas nos genes, dentro dos cromossomos. Erros que acontecem no processo de divisão da célula podem causar uma alteração genética que ativa os chamados oncogenes, que promovem a divisão celular, ou que desativam os genes supressores de tumor, responsáveis pela morte celular. Em ambos os casos há, então, multiplicação exagerada de uma mesma célula, levando ao surgimento do câncer [27].

A causa exata ainda é desconhecida, porém existem alguns fatores de risco já identificados, como por exemplo, exposição a produtos químicos (principalmente os derivados de benzeno), tratamento prévio com quimioterapia ou radioterapia, exposição a radiação ionizante de alta intensidade e certas doenças genéticas ou do sangue (anemia de Fanconi, síndrome de Down, neurofibromatose, mielodisplasia, neoplasias mieloproliferativas) [27].

Os sintomas das LA estão relacionados à diminuição na produção de células normais da medula óssea. Ocorre queda na produção de glóbulos vermelhos, de plaquetas e de glóbulos brancos, que podem ocasionar, respectivamente, anemia e, com isso, palidez, cansaço fácil e sonolência; Manchas roxas em locais não relacionados a traumas, pequenos pontos vermelhos sob a pele ou sangramentos prolongados após pequenos ferimentos; E maior susceptibilidade a infecções e febre. Além de outros sintomas [27]. As LC são menos sintomáticas e frequentemente são descobertas em exames realizados para outros fins, como exames de rotina, pré-operatório etc. Quando em estágios avançados, apresentam os mesmos sintomas descritos para as leucemias agudas [27].

Um sintoma frequente é o emagrecimento. Também pode-se observar aumento dos linfonodos, do fígado ou do baço, sendo este último um achado muito comum da LMC, com conseqüente desconforto no lado esquerdo do abdome e empachamento. Na LLC, quadros de infecções recorrentes de pele, pulmões, rins e em outros órgãos podem ser vistos, pois há queda na defesa natural do organismo [27].

Essa patologia é suspeitada quando há alterações no hemograma, e, para a confirmação, é necessária coleta de medula óssea para exames, como o mielograma, biópsia, imunofenotipagem e cariótipo [27].

O tratamento varia com o tipo e subtipo de leucemia. Nos casos de LLC por exemplo, boa parte dos pacientes não necessita de tratamento logo que é feito o

diagnóstico. Já a leucemia aguda deve ser tratada de forma emergencial com quimioterapia. Alguns pacientes serão encaminhados para transplante de medula óssea, de acordo com sua estratificação de risco e com sua resposta à quimioterapia inicial. A LMC em fase crônica é tratada com quimioterapia-alvo, um tratamento que age especificamente nas células leucêmicas [27].

Radioterapia é utilizada ocasionalmente, principalmente em portadores de LLC, para diminuir massas linfonodais que estejam comprimindo estruturas nobres ou causando sintomas importantes. A radioterapia craniana pode ser necessária em portadores de LLA ou alguns subtipos de LMA, onde há risco de acometimento do sistema nervoso. Finalmente, radioterapia corporal total pode ser usada para preparar o paciente para o transplante de medula óssea [27].

A decisão da realização do transplante depende das características da leucemia, da idade do paciente e do balanço risco versus benefício de um transplante. A presença de fatores prognósticos desfavoráveis ou a recidiva da doença habitualmente leva a uma abordagem terapêutica mais agressiva, podendo incluir o TMO. O transplante alogeneico é limitado pela presença ou não de doador na família ou no banco de medula óssea, enquanto o transplante autólogo só tem papel em alguns casos de LMA [27].

2.1.2. LINFOMA

Os vasos linfáticos originam-se na periferia do corpo - debaixo das superfícies mucosas ou da pele - e correm rumo ao seu interior. Nesse caminho, unem-se uns aos outros, transformando-se em vasos progressivamente maiores que terminam em grandes veias na base do pescoço. Ao longo do trajeto, existem estruturas denominadas nódulos linfáticos, ou gânglios linfáticos. Eles funcionam como filtros e é em seu interior que ocorrem respostas imunológicas para microrganismos como bactérias e vírus [27]. Os linfomas são neoplasias malignas que atingem estes órgãos e estruturas do sistema linfático, fundamental na manutenção da defesa do nosso organismo contra infecções. Na maioria das vezes, os linfomas se originam dos linfonodos ou gânglios linfáticos, mas eventualmente podem acometer outros órgãos, como baço, fígado, medula óssea, estômago, intestino, cérebro, pele, entre outros. Muitos oncologistas agrupam os tipos de linfoma de acordo com a velocidade de crescimento e progressão da doença, como de baixo ou alto grau, levando em consideração o padrão da biópsia do linfonodo feita ao microscópio e o tipo celular predominante dos linfócitos (T ou B). Os mais frequentes decorrem do aumento dos gânglios linfáticos e são classificados como Hodgkin, que possuem uma célula alterada com o nome de Reed-Steinberg, e não Hodgkin. Cada categoria abrange inúmeros outros subtipos de linfomas mais

específicos ainda, com comportamentos biológicos e prognósticos diferentes. De forma geral, podem ser indolentes (não agressivos), agressivos ou muito agressivos[27].

Existem duas classes principais de linfomas:

- Linfoma de Hodgkin (LH): Pode aparecer em qualquer idade, embora a maioria dos casos seja diagnosticada entre os 20 e 35 anos, ou acima dos 65 e afeta mais homens do que mulheres;
- Linfoma não-Hodgkin (LNH): Principalmente em pessoas com idade acima dos 55 anos. A incidência do LNH aumenta com a idade e chega a ser 20 vezes maior em pessoas acima de 75 anos do que em pessoas na faixa dos 20 anos.

O LH é tratado com sucesso na maioria dos casos. A doença surge quando um linfócito (tipo de glóbulo branco) se transforma em célula maligna e, de forma descontrolada, começa a crescer e se disseminar. Com o passar do tempo, essas células podem se espalhar para tecidos vizinhos e, se não houver tratamento, atingir outras partes do corpo. Segundo o Inca, os LNH incluem mais de 40 subtipos diferentes e o número de casos praticamente duplicou nos últimos 25 anos, particularmente entre pessoas acima de 60 anos por razões ainda não esclarecidas[28].

O LNH é mais comum do que o LH e os LNH são agrupados de acordo com o tipo de célula linfóide – se linfócitos B ou T –, tamanho, forma e padrão de apresentação na microscopia. Essa classificação divide os linfomas em dois grandes grupos: indolentes e agressivos.

Nos mais agressivos, ou de alto grau, a doença se desenvolve rapidamente. Nos linfomas de baixo grau, ou indolentes, é possível que a doença demore muito tempo para se desenvolver. Em ambos os casos, os pacientes podem responder muito bem aos tratamentos[27]. Os sintomas da doença são variáveis. O paciente pode ser completamente assintomático ou apresentar sintomas específicos de acordo com o seu subtipo e fase da doença. Entre os sintomas mais comuns estão: perda de peso, febre, sudorese noturna, coceira no corpo, aumento dos gânglios linfáticos, fraqueza, fadiga, entre outros. É comum o próprio paciente perceber o aumento desses gânglios na região do pescoço, abaixo da mandíbula, ou em outras regiões do corpo, como nas axilas, acima ou abaixo das clavículas, do lado interno dos braços na altura dos cotovelos ou na virilha[27].

Dentro os fatores de risco conhecidos para o linfoma, pode-se citar problemas com o sistema imunológico, certas infecções, fator hereditário, tratamento prévio para

câncer, certos produtos químicos e estilo de vida que inclua tabagismo, dieta desequilibrada e obesidade[27].

O diagnóstico é feito após a obtenção de um tecido do paciente (por meio de biópsia) em casos onde existe a suspeita clínica. Posteriormente, é definido o tratamento que irá variar de acordo com o paciente e depende do tipo da doença (Hodgkin ou não Hodgkin)[27].

Os recursos terapêuticos disponíveis são radioterapia, quimioterapia e imunoterapia. Os linfomas indolentes têm caráter crônico e o tratamento, quando necessário, visa apenas controlar a doença. Para os casos mais agressivos, o transplante de medula óssea retirada do próprio corpo pode ser recomendado. Essa modalidade de tratamento vem obtendo resultados interessantes em linfomas avançados e recidivantes. As chances de sucesso dependem de vários fatores, como idade do paciente, outros problemas médicos associados, número de tratamentos químicos ou radioterápicos previamente recebidos, além da sensibilidade da doença à quimioterapia administrada antes do transplante. Além de poder ajudar em quadros de recidiva da doença, o transplante autólogo é uma alternativa interessante para pacientes cuja doença não melhora completamente após o tratamento inicial[27].

2.2. TRANSPLANTE DE MEDULA ÓSSEA

O TMO, inicialmente utilizado como última medida terapêutica, hoje é considerado uma forma de terapia bem sucedida para determinadas doenças habitualmente fatais, como a leucemia, e também para outras, como os linfomas[29].

Ele pode ser definido como o procedimento que envolve a infusão endovenosa de células troncos retiradas da medula óssea de um doador compatível, previamente selecionado, ou do próprio receptor previamente condicionado. Tem a finalidade de restituir a integridade ao órgão hematopoiético debilitado pela patologia, seja por infiltração de células malignas na medula óssea, como também por doenças que prejudicam e alteram a produção das células sanguíneas[30].

As células estaminais formadoras do sangue são importantes porque elas crescem em diferentes tipos de células sanguíneas. Os principais tipos de células sanguíneas são:

- Células brancas: Parte do sistema imunológico;
- Glóbulos vermelhos: Transportam oxigênio em todo o corpo;

- Plaquetas: Ajudam o coágulo do sangue.

O TMO geralmente age com um tratamento direto contra o câncer. Por outro lado, ele ajuda na recuperação da capacidade de produzir células-tronco após o tratamento com doses muito elevadas de terapia de radiação, quimioterapia ou ambas.

No entanto, em mieloma múltiplo e alguns tipos de leucemia, o TMO pode trabalhar contra o câncer diretamente. Isso acontece devido a um efeito chamado enxerto versus tumor que pode ocorrer após transplantes alogênicos. O enxerto versus tumor ocorre quando os glóbulos brancos de seu doador (o enxerto) atacam as células cancerosas que permanecem em seu corpo (o tumor) após tratamentos com altas doses. Este efeito melhora o sucesso dos tratamentos[29].

Esse tipo de transplante pode levar alguns meses para ser concluído. O processo começa na fase do pré transplante onde o paciente se submete a uma série de consultas e avaliações médicas. Logo após, é começado o regime de condicionamento com o tratamento de altas doses de quimioterapia, radioterapia ou uma combinação dos dois. Tal regime visa a aplasia medular, a imunossupressão e a destruição de células malignas. Em seguida, ocorre a infusão das células-tronco formadoras de sangue que são administradas através de um cateter, como numa transfusão de sangue. Após, é começada a fase de recuperação. Durante este tempo, as células sanguíneas transplantadas produzem novas células sanguíneas. Leva uma quantidade vasta para o sistema imunológico se recuperar completamente (vários meses para transplantes autólogos e 1 a 2 anos para transplantes alogênicos ou singenéticos)[29].

Na fase de condicionamento, uma forma de radioterapia que pode ser usada é a irradiação de corpo todo (TBI). Ela ajuda a destruir a medula óssea do paciente, permitindo que novas células-tronco saudáveis tomem espaço, o que impede a rejeição do transplante. A TBI pode ser administrada como uma única dose ou duas vezes ao dia ao longo de vários dias[31].

2.3. IRRADIAÇÃO DE CORPO INTEIRO

De acordo com KHAN[32], a TBI consiste em uma técnica específica de radioterapia que pode fazer parte do condicionamento do TMO, o qual é necessário no tratamento de pacientes diagnosticados com leucemia, linfoma, doenças autoimunes, mieloma múltiplo, entre outras. A função desse procedimento é a imunossupressão, ablação da medula e destruição de células malignas no intuito de evitar a rejeição da medula do doador.

Pacientes submetidos à TBI devem receber uma dose em todo o corpo com uma uniformidade de $\pm 10\%$, uma das variáveis que influenciam na distribuição da dose é o posicionamento da fonte[33]. Em alguns casos são utilizadas mais de uma fonte no procedimento, mas por ser um procedimento muito dispendioso é pouco utilizado. As fontes podem rotacionar, deslocar-se unidimensionalmente ou estar fixas em relação ao paciente de acordo com os graus de liberdade oferecidos pela máquina de teleterapia [33].

Outro fator é a postura do paciente, e para a escolha deve ser considerado, também, o conforto do mesmo. Os procedimentos mais comuns são de irradiações anteroposterior (AP) e posteroanterior (PA), com o paciente de pé ou deitado sobre uma maca; ou irradiação látero-lateral, com o paciente sentado com os braços rentes ao tronco ou sobre os joelhos [34].

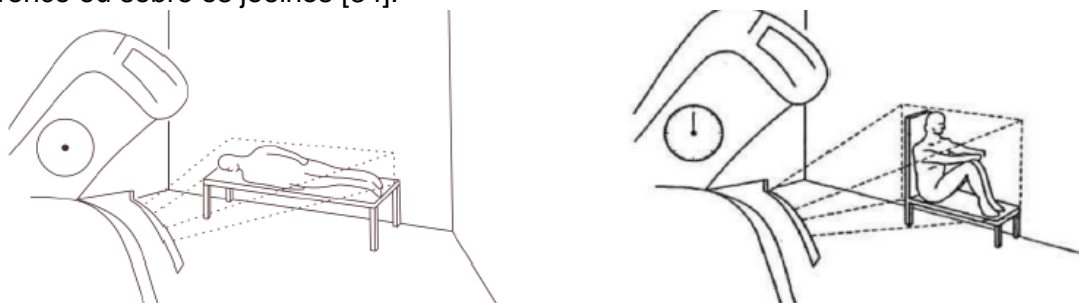


Figura 2.1 - Posturas de Irradiação na TBI: AP (esquerda) e Látero-lateral (direita) [18].

2.4. UNIDADE DE TELECOBALTO

A teleterapia consiste em procedimento de tratamento radioterápico em que a irradiação tem origem externa ao corpo do paciente, através de aparelhos que produzem radiação, como por exemplo, raios x, raios gama e feixe de elétrons. As unidades de telecobalto utilizam o isótopo radioativo do Cobalto-60, que é um emissor gama, como fonte de radiação. É sabido que esse isótopo, após decair para um núcleo instável de Níquel 60 emitindo uma partícula beta de 0.31 MeV, emite dois raios gamas consecutivos de 1.17 e 1.33 MeV, respectivamente. Esses raios gamas interagem com a matéria dependendo de sua energia e do número atômico do material emissor [34].

Esse material radioativo fica armazenado em cápsulas de aço inoxidável de 1 a 2 cm de diâmetro e tem atividade na ordem de centenas de GBq. O tempo de meia vida é de 5.261 anos. Existe isotropia na emissão dos raios gamas, além disso, com finalidade de proteção radiológica se torna necessária a blindagem da fonte, o que é geralmente feito com chumbo e urânio [19, 35].

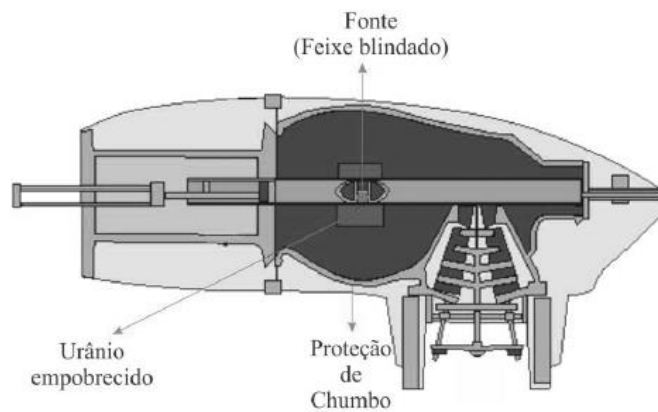


Figura 2.2 – Cabeçote de uma unidade de telecobalto [18].

2.5. INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

Existem, essencialmente, dois tipos de radiação eletromagnética que diferem quanto a sua origem, os raios gama são originários do núcleo, enquanto que os raios X são originários da eletrosfera. Quando essa radiação atinge a matéria, a transferência de energia do fóton para os átomos ou moléculas do meio gera o aquecimento, ou, até mesmo a modificação da estrutura do mesmo. Nessa interação, o fóton pode ser absorvido e desaparecer ou pode ser espalhado, mudando de direção, com ou sem perda de energia. O tipo de interação é descrito como uma função da energia dos fótons e do número atômico (Z) dos elementos que compõem o meio, conforme apresentado na figura 2.3[36, 37].

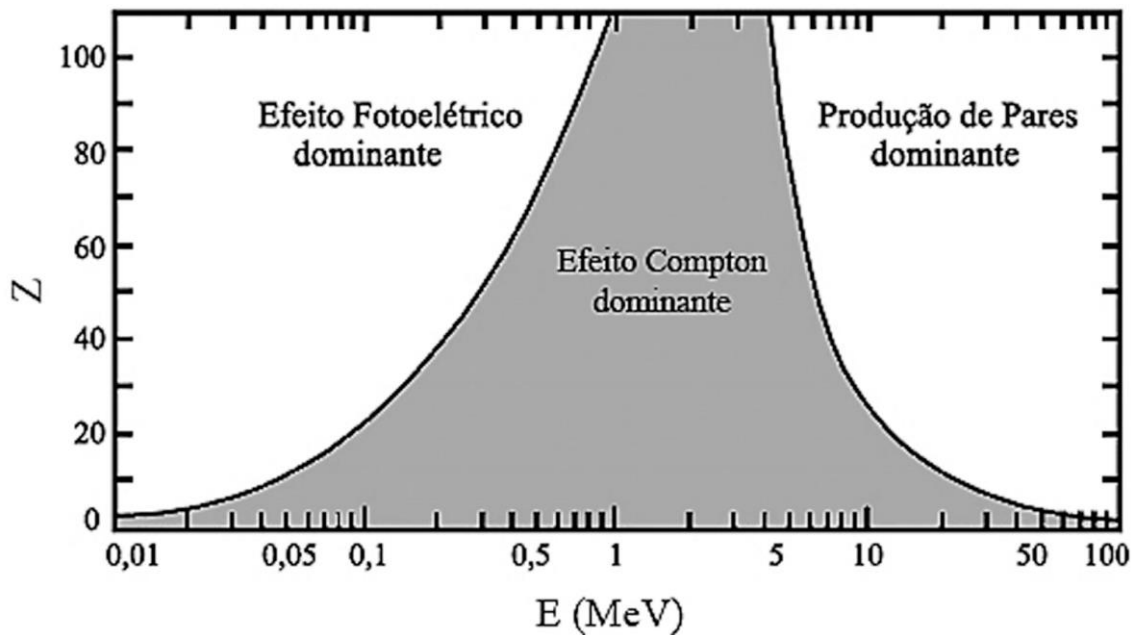


Figura 2.3 – Efeitos predominantes da interação dos fótons com a matéria em função do número atômico do material (Z) e da energia do fóton (MeV)[38].

- **Efeito fotoelétrico**

Esse processo ocorre quando um raio gama, ou raio X, de baixa energia, ou um que tenha perdido grande parte da sua energia pelo efeito Compton, pode transferir toda a sua energia remanescente para um único elétron orbital (geralmente mais interno) que é, então, ejetado do átomo.

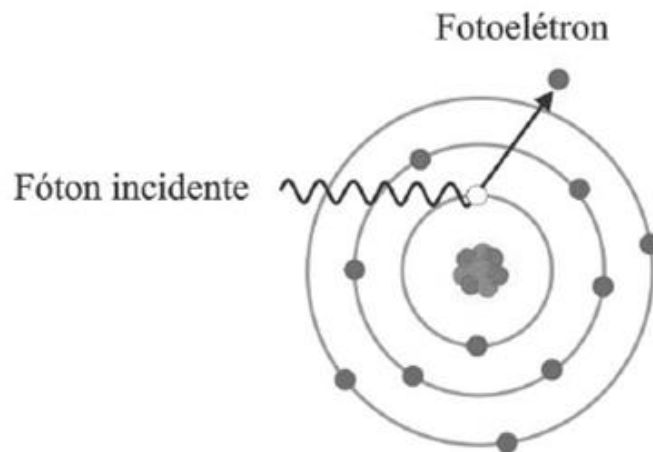


Figura 2.4– Interação da radiação com a matéria: Efeito fotoelétrico [18].

- **Efeito Compton**

O efeito Compton acontece preferencialmente para energias intermediárias. O fóton incidente transfere parte de sua energia, através de uma colisão elástica com

conservação de energia, para um elétron de uma camada mais externa ou, essencialmente, elétron "livre", ejetando-o do átomo. O fóton é desviado em um ângulo que depende da quantidade de energia que foi transferida do fóton para o elétron, e terá uma energia menor e uma direção diferente da incidente. O ângulo de dispersão pode variar de quase 0° a 180° [36].

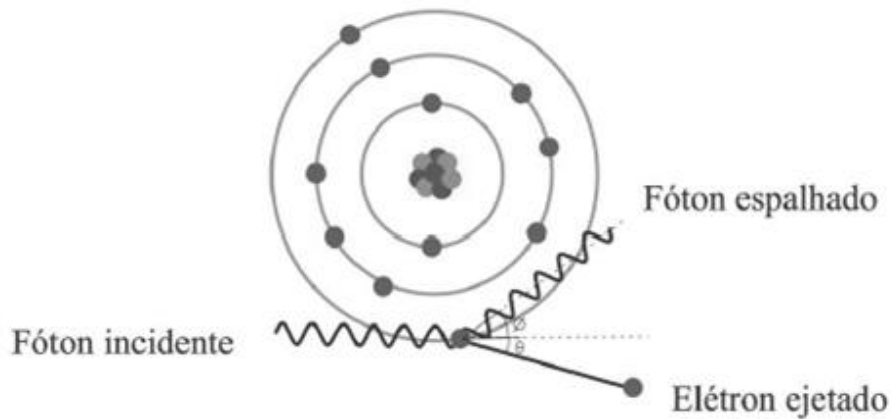


Figura 2.5 -Espalhamento compton com ejeção de elétron orbital externo e desvio do fóton incidente [18].

- **Produção de pares**

A produção de pares só ocorre quando fótons de energia igual ou superior a 1.02 MeV passam próximos a núcleos de elevado número atômico. Este processo consiste da transformação da energia do fóton incidente em massa. Nesse caso, a radiação eletromagnética interage com o núcleo e desaparece, dando origem a um par elétron-pósitron com energia cinética igual a energia do fóton incidente diminuída de $2mc^2$. O pósitron e o elétron perderão sua energia cinética pela ionização e excitação[37].

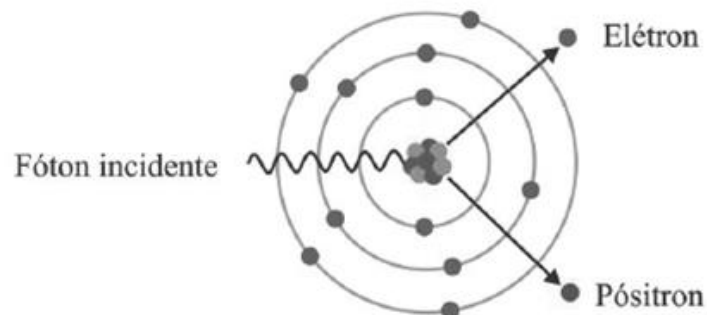


Figura 2.6 – Interação da radiação com a matéria: Produção de pares [18].

2.6. GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS

Com a aplicação da radiação nos processos de desenvolvimento humano, como na indústria e na medicina, torna-se necessária a criação de órgãos regulamentadores, a fim de tornar a comunicação, bem como a troca de experiências de forma organizada, viável. Essa padronização de medidas de radioatividade e a quantificação dos efeitos tem sido feita por algumas comissões, como por exemplo, a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU, em inglês, International Commission on Radiation Units & Measurements) que tem por objetivo desenvolver e expedir recomendações internacionalmente aceitas sobre unidades e quantidades relacionadas à radiação, procedimentos de medição, glossário técnico e dados de referência para a aplicação segura e eficiente de radiações ionizantes para diagnóstico e terapia médica, ciência e tecnologia de radiação e proteção contra radiações de indivíduos e populações. Esforços são feitos pela ICRU com a intenção de coletar e avaliar os dados e informações mais recentes pertinentes aos problemas de medição de radiação e recomendar em suas publicações os valores mais apropriados de quantidades de radiação e as técnicas mais aceitáveis e mais seguras para uso atual, mantendo, assim, valores fidedignos a atualidade [39].

A comissão em questão mantém contato com outras organizações internacionais, como a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP, em inglês, International System of Radiological Protection). A missão da ICRP se foca em prevenir o câncer e outras doenças e efeitos associados à exposição a radiações ionizantes e proteger o meio ambiente. No preparo de suas recomendações, a ICRP considera os princípios fundamentais e as bases quantitativas em que podem ser estabelecidas as medidas adequadas de proteção contra radiações, deixando aos vários órgãos de proteção nacional a responsabilidade de formular os conselhos específicos, os códigos de prática ou os regulamentos mais adequados às necessidades de seus países individuais[40]. No Brasil, é a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) que desenvolve a política nacional de energia nuclear. Criada em 1956, órgão superior de planejamento, orientação, supervisão e fiscalização, também estabelece normas e regulamentos em radioproteção e é responsável por regular, licenciar e fiscalizar a produção e o uso da energia nuclear no Brasil [41].

De acordo com a ICRP publicação número 103 de 2008, três grandezas dosimétricas foram tomadas como principais na área de proteção radiológica, elas são: a Dose Absorvida, a Dose Equivalente em tecido ou órgão e a dose Efetiva [42]. Com essas medidas, pode-se quantificar e qualificar o efeito da interação da radiação com a matéria. Portanto, essas grandezas serão apresentadas a seguir.

2.6.1. DOSE ABSORVIDA

A dose absorvida (D), ou apenas dose, quantifica o valor esperado para a energia média ($d\bar{\epsilon}$) depositada em um volume de massa infinitesimal (dm), para radiações direta e indiretamente ionizantes, para qualquer material, energia e geometrias de irradiação, segundo a equação 2.2 [42].

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (2.1)$$

A antiga unidade para dose absorvida era o rad (*radiation absorbed dose*), que equivale a 10^{-2} J/kg em unidades do SI. De acordo publicação nº 85 da ICRU, a unidade de dose (J·kg⁻¹) recebe o nome de Gray (Gy) em homenagem ao pioneiro na física radiológica L. H. Gray. Pela equivalência entre o rad e a subunidade centigray (cGy), a dose é usualmente expressa em cGy, como é mostrado na equação 2.3 [43, 44].

$$1 \text{ rad} = 10^{-2} \frac{\text{J}}{\text{kg}} = 10^{-2} \text{Gy} = 1 \text{ cGy} \quad (2.2)$$

2.6.2. DOSE EQUIVALENTE

A dose equivalente (H_T) limita a dose em um órgão ou tecido de um certo volume. Como os efeitos da radiação podem variar com o tipo e energia da mesma, a dose equivalente torna viável comparar os efeitos devido às diferentes classes de radiação, como por exemplo, é sabido que algumas radiações são mais eficazes que outras na causa de efeitos estocásticos (onde a probabilidade de ocorrência é proporcional a dose recebida e não existe uma dose crítica). Sendo assim, ela é o produto da dose média absorvida $D_{T,R}$ por um tecido T exposto a uma radiação R pelo fator de peso dessa radiação W_R , como mostrado na equação 2.4. Quando vários tipos de radiação contribuem para dose em um tecido, H_T é dado pelo somatório de todas as contribuições das radiações [42].

$$H_T = \sum_R D_{T,R} \cdot W_R \quad (2.3)$$

A dose equivalente é expressa em Sievert (Sv) e é equivalente à J/Kg no Sistema Internacional. O Sv foi criado especificamente para diferenciar a dose equivalente da dose absorvida, já que ambas possuem mesma unidade.

O fator de peso da radiação é adimensional e segue a definição da publicação número 103 da ICRP[42] de 2008. Ele pode ser entendido como um fator de ponderação representativo da qualidade da radiação para diferentes tecidos e órgão do corpo. Eles são apresentados conforme a tabela a seguir.

Tabela 2.1 – Fatores de peso da radiação de acordo com a ICRP[42] publicação 103 de 2008.

Tipo de Radiação	Fator de Peso da Radiação
Fótons	1
Elétrons e Múons	1
Prótons e Píons carregados	2
Partículas alfa, Fragmentos de Fissão e Íons pesados	20
Nêutrons	Curva contínua em função da energia

2.6.3. DOSE EFETIVA

A indução probabilística de efeitos estocásticos no corpo humano cresce com o aumento da dose absorvida, gerando a necessidade de delimitar a exposição do corpo todo à radiação. A dose efetiva (E) avalia o comprometimento total do corpo considerando as contribuições individuais das doses absorvidas em órgãos e tecidos por todos os tipos de radiação. Ela é calculada através do somatório de todas as doses equivalentes (H_T) em todos os órgãos e tecidos do corpo ponderado pelo fator de peso do tecido ou órgão (W_T), com isso, as sensibilidades à radiação de cada volume específico são levadas em consideração.

$$E = \sum_T W_T \cdot H_T \quad (2.4)$$

A unidade da dose efetiva é dada por J/Kg, também denominada Sievert (Sv), no Sistema Internacional.

Os fatores de peso W_T são valores relativos e somam 1, distribuindo uniformemente a dose em todo o corpo resultando numa dose efetiva numericamente compatível com a dose equivalente em cada órgão ou tecido.

Para propósitos de proteção radiológica, de acordo com a ICRP 110[45], é muito útil a aplicação de um valor único de dose efetiva para ambos os sexos. Os fatores de ponderação w_T para todos os órgãos e tecidos (incluindo a mama masculina e feminina, os testículos e os ovários), correspondem a valores médios considerando o sexo e a

idade. A utilização desses valores médios implica na aplicação restrita da determinação da dose efetiva, sendo apenas favorável do ponto de vista da proteção radiológica, não podendo ser usados na avaliação de risco individual. Desta forma, a dose efetiva deveria ser computada a partir da avaliação da dose equivalente para um órgão ou tecido do homem padrão, H^M_T e da mulher padrão, H^F_T .

Contudo, neste trabalho foi apenas simulado o fantoma masculino, sendo assim inviável o cálculo da dose efetiva como descrito acima. Faz-se, então, o somatório no tecido ou órgão de todas as doses equivalentes (HT) apenas do fantoma masculino ponderadas pelo fator de peso em questão.

Posteriormente, será feita a mesma simulação para o fantoma feminino Regina a fim de complementar tal trabalho e efetuar os devidos cálculos de dose efetiva da forma apresentada pela ICRP 103[42].

Os fatores de peso de órgão ou tecido descritos na ICRP103[42] sofreram uma atualização na ICRP 116[46], onde o Endósteo é alocado para a superfície óssea de acordo com a tabela 2.

Tabela 2.2 – Fatores de peso de órgãos e tecidos (w_T) específicos para o cálculo de dose efetiva de acordo com a ICRP 103, 2007/ ICRP 116, 2010.

Órgão ou Tecido	w_T
Pele	0,01
Glândulas salivares	0,01
Cérebro	0,01
Superfície óssea (ICRP 103) ou Endósteo (ICRP 116)	0,01
Bexiga	0,04
Fígado	0,04
Esôfago	0,04
Tireoide	0,04
Gônadas	0,08
Mamas	0,12
Medula óssea	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
*Restante	0,12

*O restante é composto pelos órgãos: adrenais, tecido extratorácico, vesícula, coração, rins, intestino delgado, nodos linfáticos, mucosa oral, músculo, pâncreas, baço, timo e útero/próstata.

2.7. CÓDIGO DE MONTE CARLO

A evolução no emprego de técnicas radioterápicas na área de Física médica faz necessário o desenvolvimento de pesquisas relacionadas à dosimetria dos pacientes submetidos a tais tratamentos. Por ser impossível a inserção de dosímetros no interior de pacientes, tornou-se comum o uso de outras ferramentas para estimar a dose a que eles são submetidos. Entre as ferramentas usadas, encontram-se as modelagens computacionais baseadas no Método de Monte Carlo que têm ganhado mais espaço nas últimas décadas, principalmente pelo avanço dos códigos nucleares baseados nesse método e devido ao desenvolvimento de computadores cada vez mais rápidos.

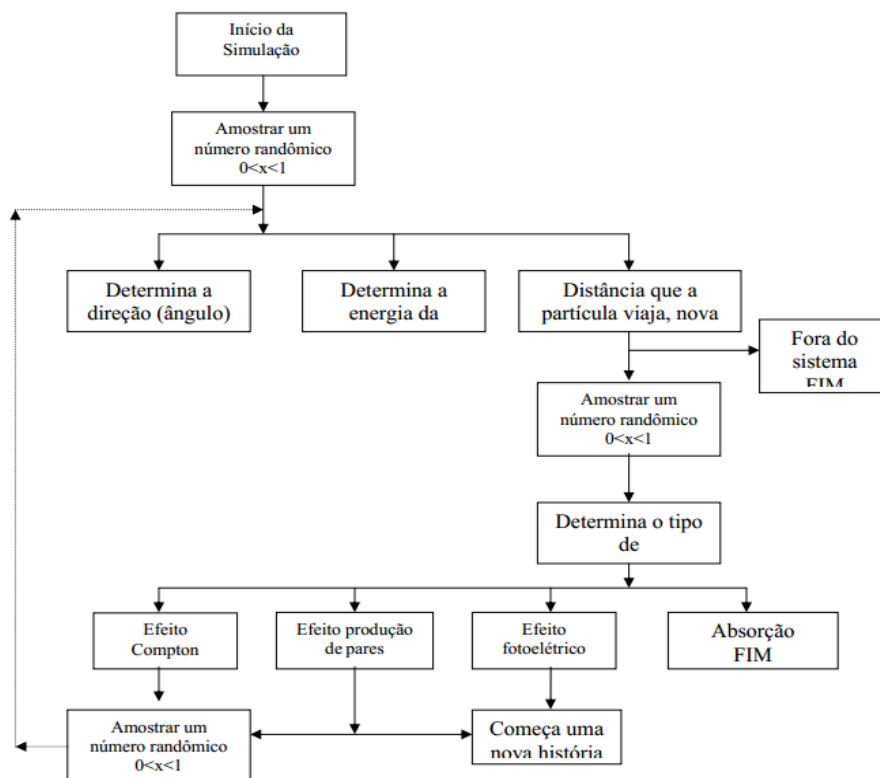


Figura 2.7- Diagrama esquemático exemplificando o cálculo do transporte da radiação eletromagnética utilizando o método de Monte Carlo [50].

O Monte Carlo N-Particle (MCNP) teve sua origem durante o Projeto Manhattan, ele foi criado e tem sido desenvolvido e aprimorado pelo *Los Alamos National Laboratory -LANL* nos EUA. Ele foi disponibilizado para uso comercial na década de 60, inicialmente simulando nêutrons e chamando-se MCN (*Neutron Monte Carlo Code*). Em 1973, foi combinado ao código de Monte Carlo para radiação gama de altas energias – MCG, formando o código MCNG. Mais tarde em 1977, o MCNG foi combinado ao MCP, que analisa fótons de até 1 keV, formando o MCNP (*Monte Carlo Neutron Photon*), que ao longo dos anos foi aperfeiçoado passando a simular outros tipos de radiações, tendo sua denominação alterada para *Monte Carlo N-Particle*. Atualmente o MCNP tornou-se um dos códigos computacionais mais utilizados na área de transporte de radiação envolvendo nêutrons, fótons, elétrons e partículas carregadas tais como prótons, dêuterons, partículas alfa, etc [51].

Neste trabalho foi utilizado o Monte Carlo N-Particle eXtend - MCNPX, versão 2.5. Na mesma, os nêutrons são simulados com energias entre 10^{-2} MeV a 100 MeV, fótons com energia entre 1 keV a 100 GeV e energias de elétrons entre 1 keV a 1 GeV. O código trata uma configuração tridimensional arbitrária de materiais em células limitadas por superfícies como esferas, cilindros, elipses e cones, além de possuir a capacidade de segmentar a geometria de irradiação em estruturas de *voxels*. Uma das grandes vantagens desse código é que a geometria e as interações físicas das partículas podem ser simuladas com excelente aproximação, porém, em algumas análises, dependendo da complexidade da simulação, o processo pode ser computacionalmente prolongado, sendo esse, ainda, um fator limitante de aplicação.

A representação do cenário, a escolha das partículas a serem simuladas entre outros fatores se faz a partir de um arquivo de entrada, ou *“input”*. Neste arquivo é definido o que se pretende simular e as respostas desejadas, sendo confeccionado num arquivo texto, composto por linhas de comando divididas em três “blocos”: o bloco de células; o bloco de superfícies; e o bloco de dados. Esses blocos são separados entre si por uma linha em branco. É importante notar que existe um limite máximo a ser escrito em cada linha, sendo esse limite de 80 caracteres. O *inp* permite ao usuário especificar o tipo de fonte, de detector, configuração geométrica e condições gerais do sistema desejado, como tamanho, forma, espectro de energia, composição da fonte de radiação bem como do meio que a radiação irá interagir, definição da geometria do detector desejado entre outros. O título do problema deve ser escrito de forma sucinta e sem acentuação assim, como todo o texto do *input*.

2.7.1. ARQUIVO DE ENTRADA - *INPUT*

No arquivo de entrada para o MCNPX está descrito o paciente representado pelo fantoma em *voxel*, que será irradiado nas posturas anteroposterior e posteroanterior, por uma fonte pontual de cobalto-60 que é emissor gama de dois fótons com energias de 1,17 e 1,33 MeV respectivamente.

O arquivo de entrada é dividido em três principais partes, a célula, a superfície e os dados. No input, cada linha é limitada ao espaço de 80 colunas e cada uma das partes citadas deve ser isolada das demais por uma linha em branco [18].

2.7.2. BLOCO DE CÉLULA

Nessa parte do input se encontra a representação do espaço físico da simulação. A delimitação das geometrias é feita pela combinação de superfícies. E a cada uma dessas corresponde uma célula, um material e uma densidade. Segue, abaixo, a primeira linha do bloco de células [18].

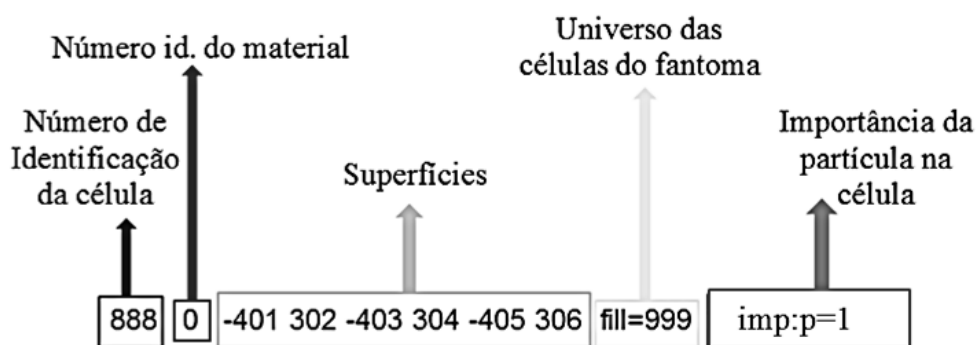


Figura 2.8 - Célula que define o interior do cubo de vácuo onde o fantoma se encontra no arquivo de entrada.

A linha começa pela identificação da célula. Em seguida se apresenta qual tipo de material está presente nessa célula. Após isso, define-se a geometria da célula por meio de manipulações de superfícies. O trecho identificado como importância da partícula na célula tem função de identificar o tipo de radiação e se ela deve ser computada ou não, sendo assim, define a região da simulação que é de interesse. [18]

Com o intuito de representar formas geométricas que não possuem contornos suaves, como é o caso do fantoma *voxilizado* deste trabalho, dividi-se a imagem em um

conjunto de pequenas porções. Sendo assim, introduz-se o conceito de universo, que representa um conjunto de células com características similares. O comando *fill* tem a finalidade de pontuar qual universo simboliza a célula em questão. [18]

Ansiando demonstrar tais conceitos, a figura 2.9 resume um esquema do bloco de célula do *input* executado neste trabalho.

```

888 0 -401 302 -403 304 -405 306 fill=999 imp:p=1
889 0 -301 302 -303 304 -305 306 lat=1 u=999 imp:p=1
fill=0:253 0:126 0:221
222 222 222 222 222 222 222 222 222 222 222 222 222 222 222 222
...
(Estrutura dos universos/células que compõem o fantoma)
...
222 222 222 222 222 222 222 222 222 222 222 222
222 1 -0.00129 -301 302 -303 304 -305 306 u=222 imp:p=1 $Ar
1 like 222 but mat=35 rho=-1.030 u=1 imp:p=1 $ Adrenal_Esquerda
...
(Definição das estruturas dos universos/células que compõem o fantoma)
...
141 like 222 but mat=20 rho=-1.090 u=141 imp:p=1 $ Pele na parte superior e inferior
886 46 -0.0012 -6000 #888 imp:p=1
1001 0 6000imp:p=0

```

Figura 2.9 – Bloco de célula resumido.

A Figura 2.9 dispõe do bloco de célula do *input*, que neste caso modela uma caixa de dimensão de aproximadamente (54, 27, 177) cm preenchido pelo “universo” 999, o qual correspondente a uma rede de hexaedros, a qual performa o fantoma de *voxel*, cujo *voxel* tem dimensão de (0.2; 0.2; 0.8) cm [18].

2.7.3. BLOCO DE SUPERFÍCIE

Esta parte aborda as superfícies que formarão as células. Cada uma dessas superfícies tem um número correspondente, um caractere mnemônico associado e uma equação em coordenadas cartesianas, cujos parâmetros devem ser informados no *input*. A Tabela 2.3 mostra os principais tipos de superfícies que são disponibilizados pelo código. [18]

Tabela 2.3- Superfícies definidas no MCNPX [18].

Símbolo	Tipo	Equação	Parâmetros
p	Plano	$Ax + By + Cz + D = 0$	A, B, C, D
px	Plano normal ao eixo x	$X - D = 0$	D
py	Plano normal ao eixo y	$Y - D = 0$	D
pz	Plano normal ao eixo z	$Z - D = 0$	D

s	Esfera geral	$(x-x')^2+(y-y')^2+(z-z')^2-R^2=0$	x', y', z', R
s0	Esfera centrada na origem	$x^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
sx	Esfera centrada em x	$(x - x')^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	x', R
sy	Esfera centrada em y	$x^2 + (y - y')^2 + z^2 - R^2 = 0$	y', R
sz	Esfera centrada em z	$x^2 + y^2 + (z - z')^2 - R^2 = 0$	z', R
c/x	Cilindro paralelo a x	$(y - y')^2 + (z - z')^2 - R^2 = 0$	y', z', R
c/y	Cilindro paralelo a y	$(x - x')^2 + (z - z')^2 - R^2 = 0$	x', z', R
c/z	Cilindro paralelo a z	$(x - x')^2 + (y - y')^2 - R^2 = 0$	x', y', R
cx	Cilindro sobre o eixo x	$y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
Cy	Cilindro sobre o eixo y	$x^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
Cz	Cilindro sobre o eixo z	$x^2 + y^2 - R^2 = 0$	R

Para se definir a geometria cubica, se faz necessária a criação de 6 superfícies planas que se interceptem. Este é o caso deste trabalho uma vez que cada *voxel* é representado por um cubo. Segue parte específica do input onde se definem estas superfícies conforme mostrado na figura 2.10.

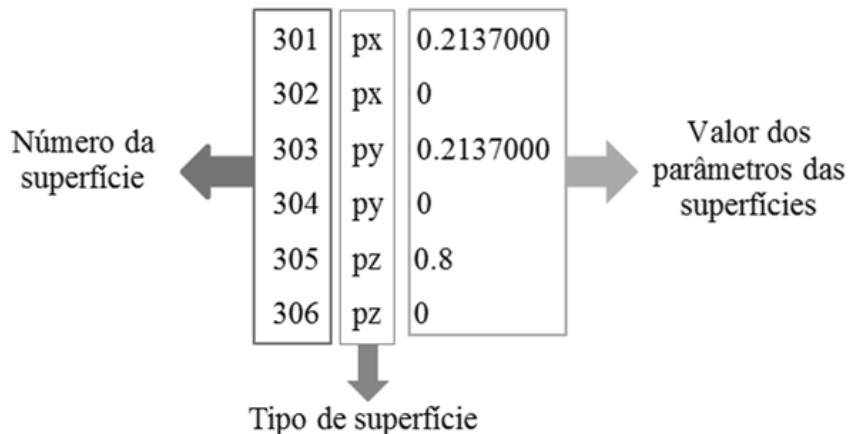


Figura 2.10– Planos infinitos que se interceptam formando um cubo de dimensão (0.2137; 0.2137; 0.8) formando o *voxel*. [18]

2.7.4. BLOCO DE DADOS

A parte do input onde se definem fatores como o tipo de partícula, matérias que compõem a célula, a fonte, o número de histórias entre outros é o bloco de dados.

A expressão *MODE* precede a radiação que será simulada, seja ela fótons (p), elétrons (e), pósitrons (-e), nêutrons (n) e anti-nêutron (-n); ou léptons, bárions, mésons e íons pesados [18].

```

mode p
c -----Source definition COBALTO 60-----
SDEF POS 27.1399 -274.52 100 ERG=D1 PAR=2
SI1 L 1.173 1.332 ←
SP1 D .5 .5 ←
  
```

Figura 2.11- Fonte pontual de Cobalto-60. [18]

O comando “sdef” introduz informações sobre a fonte, como sua posição, sua energia (em MeV) e o tipo de partícula. É possível notar no exemplo retirado do *input* do trabalho, mostrado na Figura 2.11, que cartão SI define os valores que representam a energia da fonte e a probabilidade de cada valor. Como a fonte é de cobalto-60, os valores discretos dos fótons emitidos são 1,17 e 1,33 MeV com probabilidade de liberação de 50% cada já que os dois fótons são liberados seguidos[18].

A identificação dos materiais é feita pela junção de um número com a letra “m”. Após identificá-lo se faz necessário definir sua composição química, como o eu número atômico e seu número de massa. Na Figura 16, pode-se ver as partes marcadas que representam esse padrão. [18].

```

c -----Materials definition-----
c Air [Metzger et al., 1993] - rho= 0.001205
m1 7014 -.752 7015 -.003 8000 -.232
    18000 -.013
c
c Mineral Bone, [ICRP Report 110, 2010] - rho= 1.920
m2 1000 -.036 6000 -.159 7000 -.042
    8000 -.448 11000 -.003 12000 -.002
    15000 -.094 16000 -.003 20000 -.213
  
```

Figura 2.12 – Definição dos materiais m1 e m2, ar e mineral ósseo respectivamente.

A simulação irá retornar grandezas que correspondam as da tabela 2.4. Para isso, utiliza-se o comando “tally”. [18].

Ao finalizar os tópicos do input, define-se o limite de tempo de computação, em minutos, com o qual será executado o problema determinado a partir do comando CTME, no caso deste trabalho o tempo limite foi de 100 minutos. Porém, as simulações foram

computadas num intervalo de 79 até 89 minutos. A diferença de 10 minutos entre o menor e maior tempo de simulação tem efeito desprezível na comparação dos resultados. Esse intervalo foi ocasionado pela impossibilidade de rodar todos os casos no mesmo tempo, já que para um mesmo tempo alguns casos geraram NPS, chamado número de histórias e define outra forma de encerrar a simulação, negativo. Quando isso ocorre, o expoente do resultado da energia absorvida se torna positivo e o erro associado se torna negativo e próximo de 1.

Tabela 2.4 - Grandezas calculadas no MCNPX[18].

Mnemônico	Descrição da grandeza (Fn)	Unidade (Fn)	Unidade (*Fn)
Fn1:<pl>	Corrente integrada sobre uma superfície	partículas	MeV
Fn2:<pl>	Fluxo médio sobre uma superfície	partículas/cm ²	MeV/cm ²
Fn4:<pl>	Fluxo médio sobre uma célula	partículas/cm ²	MeV/cm ²
Fn5a:N ou Fn5a:P	Fluxo em um detector pontual ou um anel	Partículas/cm ²	MeV/cm ²
Fn6:<pl>	Energia média depositada sobre uma célula	MeV/g	jerks/g
+F6	Energia depositada devido a colisões	MeV/g	N/A
Fn7:N	Energia média de fissão depositada sobre uma célula	MeV/g	Jerks/g
Fn8:<pl>	Energia distribuída dos pulsos criados num detector de radiação	pulsos	MeV
+Fn8:<pl>	Deposição de energia	carga	N/A

2.7.5. DADOS DE SAÍDA – OUTPUT

A finalização do programa pode ser feita principalmente através de duas características, número de histórias ou tempo computacional. O programa poderá ser finalizado quando atingir o número de histórias (NPS) selecionado, ou através do tempo computacional em minutos (CTME)[51].

O erro relativo “R” é associado a todas as grandezas estimadas, sendo expresso através da equação 2.5. [18]

$$R \cong \frac{S_x}{\bar{X}} \quad (2.5)$$

Sendo assim, quanto menor for o erro associado a medida estimada maior será sua precisão. [18]

A interpretação dos dados neste trabalho seguiu o padrão de análise do erro relativo segundo Pelowitz, que determinou os valores do erro relativo necessário para avaliação dos resultados, especificado abaixo [51].

Tabela 2.5 – Recomendações para interpretação do erro relativo R.

R	Confiabilidade dos resultados
0,5 a 1,0	Não significativa ou descartável
0,2 a 0,5	Pouco significativa ou confiável
0,1 a 0,2	Questionável
< 0,1	Geralmente digna de confiança, exceto para detectores pontuais
<0,05	Geralmente Confiável para detectores pontuais

Além do output, é gerado o arquivo denominado *runtp.e*, que permite finalizar o programa antes do término desejado e continuar a processá-lo, de onde foi interrompido, em outro momento. Antes de qualquer simulação de transporte de radiação, o código realiza diversas análises na construção do arquivo de entrada, verificando possíveis erros do usuário, e quando encontrado alguma possibilidade de irregularidade, pode emitir desde uma simples mensagem de aviso ou, em casos mais graves, de erro fatal, interrompendo a execução, sem que nenhum cálculo seja realizado[51].

Para verificação dos dados presentes no arquivo de entrada do código MCNP usado neste trabalho foi necessário a utilização do Moritz. Este software permitiu otimizar o tempo utilizado na manipulação dos inputs gerados, a visualização tridimensional dos arquivos de entrada, além da visualização do transporte de partículas no cenário.

2.8. FANTOMAS VIRTUAIS

Uma importante inovação foi o desenvolvimento de simuladores virtuais que, acoplados aos códigos computacionais, possibilitaram a dosimetria mais realística. Inicialmente desenvolveu-se fantasmas matemáticos que utilizavam figuras geométricas simples para representar os órgãos do ser humano, assim pernas eram representadas por troncos de cone, colunas vertebrais por cilindros, próstata por esferas e etc, porém a complexidade geométrica do corpo humano exigia melhor representação, surgindo, então os fantasmas em *voxel*.

2.8.1. FANTOMAS EM VOXEL

Obtidos a partir da manipulação de imagens internas do corpo humano, os fantasmas em *voxel* foram construídos a partir de imagens digitais obtidas pela varredura de pessoas por tomografia computadorizada (TC) ou ressonância magnética. Houve, portanto, a representação mais fiel da forma e composição anatômica dos órgãos. Com isso, foram construídos diversos fantasmas em *voxel* para os diferentes gêneros,

permitindo calcular a energia depositada por diversas radiações em cada órgão ou tecido desejado com muito maior precisão que os obtidos através de fantasmas matemáticos[18].

As imagens de tomografias computadorizadas representam uma matriz de pixels em geometria de duas dimensões. Por multiplicação do tamanho do pixel pela espessura da imagem, obtém-se o elemento tridimensional que, ao ser preenchido por seu material constituinte (composição isotópica e densidades) gera o *Voxel*. É importante ressaltar que um fator que influencia esse processo é a resolução da imagem tomográfica, pois ela irá limitar a dimensão de cada pixel na imagem bidimensional[54].

Um *voxel* é a unidade volumétrica elementar que uma imagem, podendo também ser interpretado como um *pixel* em três dimensões. A cada *voxel* é atribuído um tom de cinza para que sejam distinguidos os órgãos e tecidos [54].

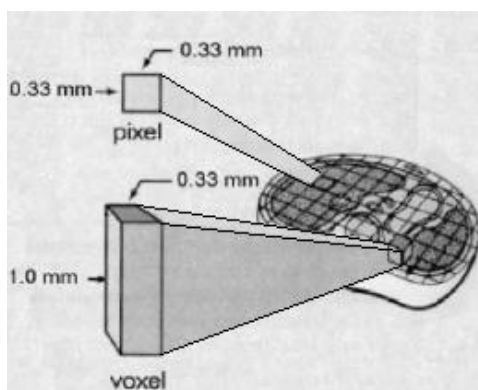


Figura 2.13 - Representação da transformação da imagem bidimensional de TC para estrutura tridimensional em *Voxel*. [55].

2.8.2. MODELOS EM VOXEL DA ICRP 110

Os modelos em *voxel* recomendados pela ICRP[46], na publicação n. 110, são os fantasmas masculino e feminino que representam um adulto padrão. Os modelos antropomórficos de referência foram construídos após a modificação dos modelos em *Voxel* (Golem e Laura) de dois indivíduos, cujas massas e altura se assemelhavam aos dados de referência. As imagens de tomografia computadorizada do corpo inteiro de um indivíduo de 38 anos de idade, com altura de 176 centímetros e massa ligeiramente inferior a 70 kg (Homem Padrão: 176 cm e 73 kg) foram selecionadas para a construção

do fantoma computacional masculino de referência. O indivíduo, que sofria de leucemia e que foi submetido a uma irradiação de corpo inteiro, não tinha sinais óbvios de doença que pudessem aparecer na imagem. A pessoa estava deitada em decúbito dorsal, com os braços paralelos ao longo do corpo. O conjunto de dados consistiu-se de 220 fatias de 256x256 pixels. O tamanho original do *voxel* foi de 8 mm de altura com uma resolução no plano de 2,08 mm, resultando em um *voxel* de 34,6 mm³ de volume. As principais características dos fantasmas computacionais, adulto masculino e feminino de referência são apresentados de forma resumida na Tabela 6 [56].

O fantoma feminino de referência foi baseado na tomografia computadorizada de um indivíduo de 43 anos de idade, com altura de 167 centímetros e massa igual a 59 kg (Mulher Padrão: 163 cm e 60 kg). O conjunto de dados consistiu de 174 fatias de 5 mm de largura (cabeça e tronco) e 43 fatias de 20 mm de largura (pernas), cada uma com 256 x 256 pixels. A partir das fatias de 20 mm, fatias intermediárias de 5 mm de espessura foram obtidas por interpolação. O conjunto resultante de dados consistiu de 346 fatias. O tamanho do *voxel* foi, então, de 5 mm de altura com uma resolução no plano de 1,875 milímetros, resultando em um volume *voxel* de 17,6 mm³. A paciente estava deitada sobre as mãos e, no momento da digitalização, um ombro foi posicionado mais alto que o outro [56].

Tabela 2.6 - Principais características dos Modelos Antropomórficos em *Voxel*.

Propriedades	REX	REGINA
Altura (m)	1,76	1,63
Massa (kg)	73,0	60,0
Número total de <i>voxel</i>	1.946.375	3.886.020
Espessura da Fatia (mm)	8,0	4,84
Resolução do <i>Voxel</i> no plano (mm)	2,137	1,775
Volume do <i>Voxel</i> (mm ³)	36,54	15,25
Número de colunas	254	299
Número de linhas	127	137
Número de fatias	220 (+2)*	346 (+2)*

* Fatias adicionais da pele da cabeça e da planta do pé

A Figura 2.14, abaixo, apresenta imagem do fantoma REX, utilizado neste trabalho, e do REGINA, que será simulado posteriormente, obtidas pelo software de visualização Moritz.

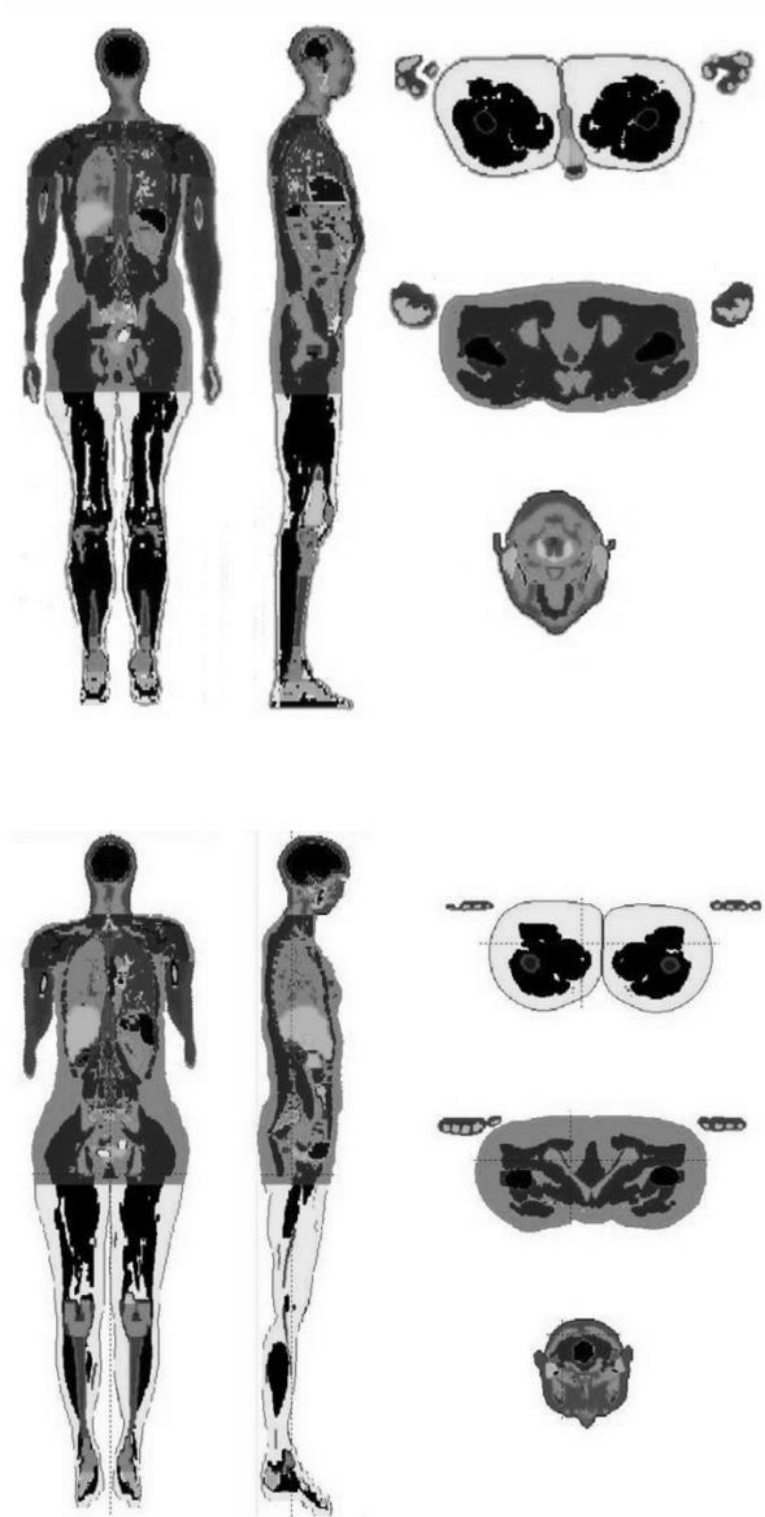


Figura 2.14 – Cortes observados nos planos coronal, sagital e axial, dos fantasmas construídos a partir dos dados presentes na ICRP[45] 110. Fantoma masculino – Rex (Superior) e Fantoma feminino – Regina (Inferior).

No total, 122 objetos individuais foram segmentados, incluindo muitos dos órgãos e tecidos posteriormente identificados através da caracterização dos dados de referência anatômica. A segmentação se refere ao processo pelo qual os pixels individuais em uma fatia de imagem recebem números de identificação de órgãos em vez de seus números originais de Hounsfield (intensidade de pixel da imagem). Como a fatia de imagem se refere a uma certa espessura anatômica, cada pixel também define um volume ou elemento voxel. A coleção de todos os voxels com o mesmo número de identificação define um determinado órgão ou tecido. O corpo inteiro é, portanto, representado por uma matriz de voxels tridimensional que está disposta em colunas, linhas e fatias. O número de identificação do órgão a que o voxel pertence é armazenado em cada posição da matriz[46]. A Figura 2.15 faz referência ao processo desde de obtenção até a conversão da tomografia para o fantoma voxelizado no MCNPX. Resumidamente, esse processo consiste na aquisição e seleção de dados anatômicos tomográficos disponíveis, seguido da segmentação dos mesmos. Posteriormente, é feito o ajuste de escala para voxel nos eixos a fim de que a altura e a massa esquelética coincidam com a referência ICRP. Modificações e ajustes são seguidos pela etapa de subsegmentarão do esqueleto e inclusão de nós linfáticos. Por último é feito o acerto de voxels de tecidos adiposos para combinar massa total de referência[46]. Após essas etapas, é finalizado o fantoma computacional de referência. [18]



Figura 2.15 - Implementação dos simuladores no MCNPX.[18]

2.8.3. SUB-SEGMENTAÇÃO DO ESQUELETO

Um dos tecidos que não pode ser segmentado a partir de dados de imagem é a medula óssea, que está contida em pequenas cavidades no osso trabecular que são muito menores do que o tamanho do voxel (na ordem de algumas centenas de micrómetros). Portanto, nenhuma tentativa foi feita para identificar subestruturas de

cada osso ou grupo de ossos segmentados individualmente, com exceção do osso cortical e esponjoso trabecular[46].

O esqueleto é composto de osso cortical, osso trabecular, medula óssea ativa (vermelha) e inativa (amarela), cartilagem, dentes e outros tecidos esqueléticos (*periosteum* e vasos sanguíneos). Uma sub-região da medula óssea, 50 μ m das superfícies ósseas, é ainda definida como superfície endosteal. Essa sub-região será importante na definição atualizada do cálculo de dose efetiva do próximo capítulo. As dimensões das estruturas internas da maioria desses tecidos estão na ordem dos micrómetros e, portanto, menores que a resolução de uma tomografia computadorizada normal, que é da ordem dos milímetros. Desta forma, esses volumes não podem ser segmentados. No entanto, as distribuições espaciais brutas dos volumes de origem e de destino foram representadas de forma tão realista quanto possível para a resolução de voxel dada. Para este propósito, o esqueleto foi dividido em 19 ossos e grupos ósseos para os quais os dados individuais sobre o conteúdo da medula óssea vermelha e da celularidade da medula são dados pela Publicação 70 da ICRP. Estes ossos são: metades superiores e inferiores de úmero, ossos inferiores do braço, pulsos e ossos das mãos, clavículas, crânio, metades superiores e inferiores do fêmur, ossos da perna, tornozelos e ossos dos pés, mandíbula, pelve, costelas, escápulas, coluna cervical, coluna torácica, coluna lombar, sacro e esterno. Estes foram então subsegmentados numa camada externa do osso cortical e na parte esponjosa fechada do osso. Os ossos longos contêm uma cavidade medular como um terceiro componente, que é envolto por osso cortical. Esta subdivisão resultou em 44 números de identificação diferentes no esqueleto: sendo dois, osso cortical e esponjoso, para cada um dos 19 ossos mencionados acima, e uma cavidade medular para cada um dos seis ossos longos (metade superior e inferior do úmero, menor ossos do braço, metade superior e inferior do fêmur e ossos da perna). Além disso, a quantidade de cartilagem que poderia ser identificada nas imagens de tomografia computadorizada e poderia, portanto, ser segmentada diretamente foi atribuída a quatro partes do corpo: cabeça, tronco, braços e pernas. Assim, o esqueleto abrange um total de 48 números de identificação individuais [46].

3. MATERIAIS E MÉTODOS

A metodologia adotada no desenvolvimento deste trabalho será apresentada no capítulo em questão. Primordialmente, foi criada uma modelagem computacional que permitisse a simulação da prática da irradiação de corpo todo. Com essa simulação feita, pode-se calcular as doses relacionadas a essa prática quando aplicada no tratamento pré condicionante do TMO. Nestes casos, os órgãos/tecidos alvo desejados são a medula ativa e o endóstio, os outros órgãos/tecido são ditos sadios ou não cancerígenos. Após calculadas as doses foram feitas as análises referentes a influenciabilidade da geometria de incidência e da distância entre a fonte e o fantoma.

A modelagem, que foi executada pelo código MCNPX, reproduz o paciente e a fonte pontual de radiação. Para tal, se fez uso de um fantoma masculino em *voxel*, chamado Rex, estabelecido pela ICRP 110 com a finalidade de representar o paciente. A fonte foi posicionada no isocentro, em diferentes distâncias foco-superfície, 80 e 280 cm, de acordo com o protocolo de tratamento extraído do banco de dados do INCA. Essa fonte pontual é representativa da fonte real utilizada no tratamento de TBI, que é uma pastilha com dimensões finitas, e não uma fonte pontual. Porém, como já mencionado, este trabalho é uma representação da prática de irradiação de corpo inteiro, não do tratamento de irradiação de corpo inteiro. Isso se dá porque o tratamento é feito com campos múltiplos AP e PA, porém, a simulação feita utiliza campos únicos AP ou PA. Além da fonte ser pontual, não colimada e não blindada, e da falta da sala de radioterapia dentre outros detalhes. Posteriormente, deseja-se alterar o trabalho de forma que ele seja uma representação fiel do tratamento de TBI.

3.1. CENÁRIO DE IRRADIAÇÃO

O procedimento médico simulado, a irradiação de corpo inteiro, foi realizado nas condições de irradiação anteroposterior (AP) e pósterio-anterior (PA) para o simulador em *voxel*, REX, na postura vertical, como mostrado na figura 3.1. Foram consideradas 3 distâncias de isocentro a fonte para as duas geometrias de irradiação, sendo 60 cm, 80 cm e 280 cm. [18]

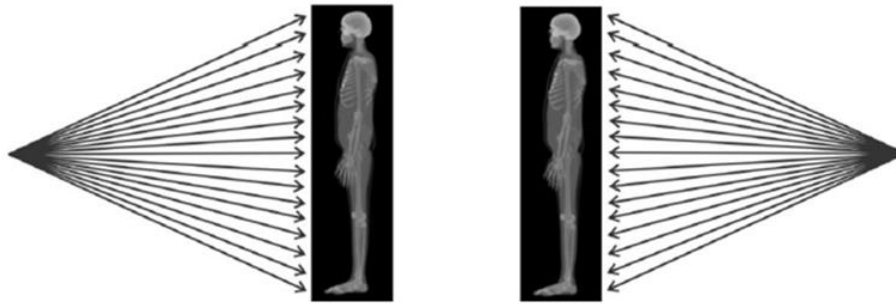


Figura 3.1 - Irradiação de Corpo Inteiro nas geometrias de irradiação anteroposterior AP (esquerda) e pósterio-anterior PA (direita). [18]

O protocolo descreve que a fonte é posicionada usando como referencial a região da altura do umbigo do paciente. Com o auxílio do software Moritz, especificou-se que essa altura equivale a 100 cm. Esse valor é a coordenada Z do isocentro, que tem coordenadas (x, y, z). Neste mesmo programa, verificou-se que o fantoma se encontra alinhado com o eixo x, e portanto, sua coordenada x do isocentro é 27,1399. Para determinar o valor da coordenada Y é necessário antes definir se a fonte está na geometria AP ou PA.

Posteriormente, foram tomadas medidas de acordo com 3 disposições principais, mostradas nas figuras 3.2 e 3.3, que são: fonte distante 60 cm, 80 cm e 280 cm da superfície do fantoma para as geometrias AP e PA. O cálculo de dose foi feito dessa forma com a finalidade de futuramente comparar com os valores protocolados pelo INCa, que possuem limitação de distância entre fonte e paciente de 80 cm.

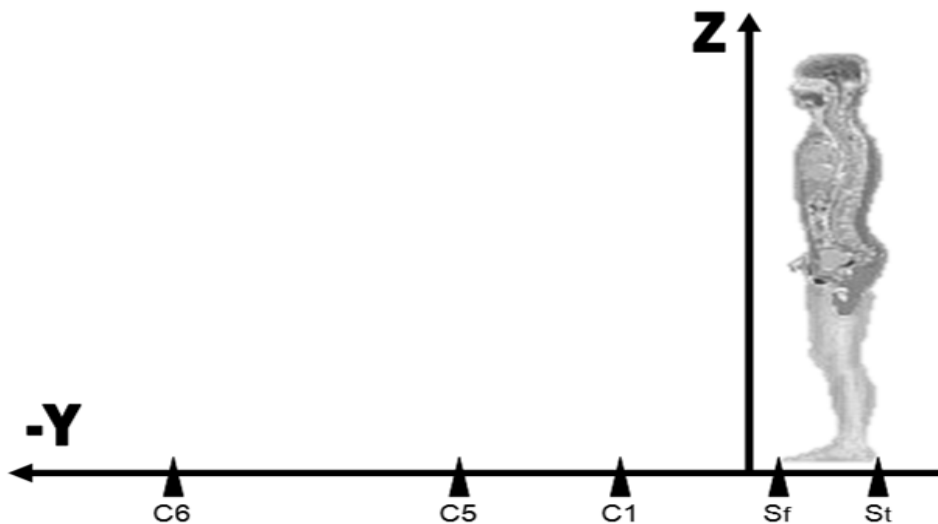


Figura 3.2 – Disposição do fantoma no eixo cartesiano na geometria AP.

- C1 (Caso 1)
Distância de 60 cm entre superfície frontal Sf do fantoma e a fonte;
- C5 (Caso 5)
Distância de 80 cm entre superfície frontal Sf do fantoma e a fonte;
- C6 (Caso 6)
Distância de 280 cm entre superfície frontal Sf do fantoma e a fonte;

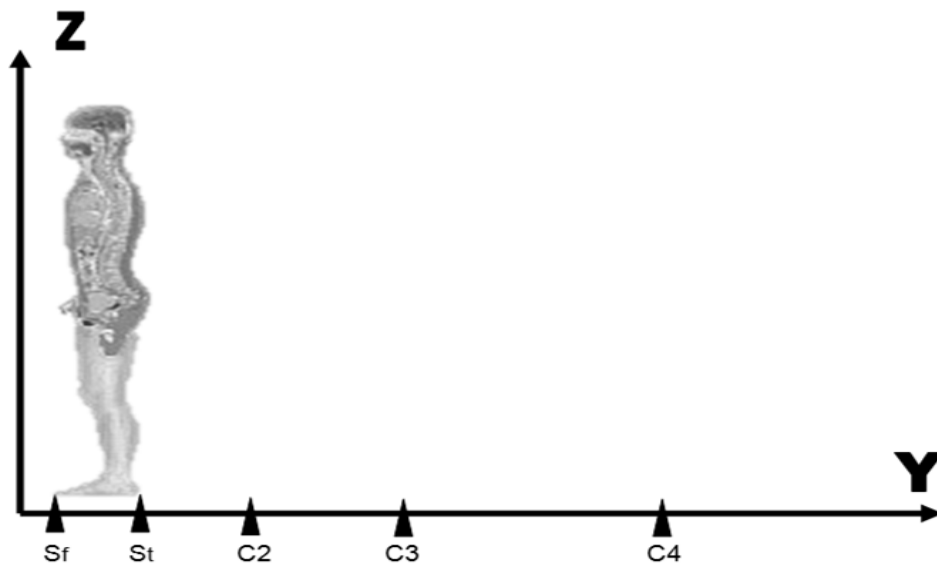


Figura 3.3 – Disposição do fantoma no eixo cartesiano na geometria PA.

- Caso 2 (C2)
Distância de 60 cm entre superfície traseira St do fantoma e a fonte;
- Caso 3 (C3)
Distância de 80 cm entre superfície traseira St do fantoma e a fonte;
- Caso 4 (C4)
Distância de 280 cm entre superfície traseira St do fantoma e a fonte;

Nota-se que os casos 1 e 2, 3 e 5, 4 e 6 são equivalentes em distância, diferindo apenas na geometria de incidência.

3.2. CÁLCULO DE DOSE

O procedimento para o cálculo de doses utilizado neste trabalho contou com a confecção de uma tabela no excel para calcular a dose absorvida, seguida da utilização do fator de peso da radiação, segundo a ICRP 103 de 2007, para o cálculo da dose equivalente. Concluindo os cálculos, fez-se usados fatores de peso do tecido ou órgão recomendado pela ICRP 116 de 2010, para fótons para calcular a dose efetiva. É importante lembrar que no caso de fótons, o fator de peso da radiação é 1, vide tabela 2.1

3.2.1. DOSE ABSORVIDA

A estimativa da energia depositada nos órgãos foi obtida a partir do comando “tally” *F8, que fornece o resultado em MeV. Essa medida é feita subtraindo a energia que sai da energia que entra no volume dV especificado. Para os órgãos representados apenas por um “universo” na estrutura repetida que forma o simulador (cérebro, coração, fígado, pele), o cálculo foi realizado diretamente nas células individuais. Para órgãos como pulmão, rins e glândulas salivares, formadas por um conjunto de “universos”, o resultado é dado pela soma das energias depositadas nos universos que compõem a célula. A Tabela a seguir mostra todos os órgãos que foram considerados formados por dois ou mais “universos” nas simulações realizadas. Por fim, para obter o valor da dose absorvida o resultado fornecido pelo comando *F8 (energia depositada – MeV) deve ser dividido pela massa m do volume dV. As massas de cada órgão/tecido foram retiradas da ICRP [18, 55, 45].

Tabela 3.1 – Representação de órgãos e tecidos pela combinação de “universos”. [18]

Órgão/Tecido	bn“Universo”
Adrenal	Adrenal direito e Adrenal Esquerdo
Ossos do braço	Úmero, rádio, ulna, punho e ossos das mãos esponjosos.
Ossos da perna	Fémur esponjoso
Cartilagem	Cartilagens da cabeça, tronco, braços e pernas.
Mama	Tecido glandular das mamas direita e esquerda.
Cólon	Paredes dos cólons ascendente, transverso, descendente e sigmoide.
Rim	Córtex, medula e pelve dos rins direito e esquerdo.

Pulmão	Tecido dos pulmões direito e esquerdo.
Nodos linfáticos	Nodos linfáticos dos vias aéreas extratorácicas e torácicas, da cabeça, do tronco, dos braços e das pernas.
Tecido muscular	Tecido muscular da cabeça, do tronco das pernas e dos braços.
Glândulas salivares	Glândulas salivares direita e esquerda.
Pele	Pele da cabeça, do tronco das pernas e dos braços.
Testículo	Testículos direito e esquerdo.
Espinha total	Espinha cervical, torácica, lombar e Sacro.
Endóstéo	Ossos do braço: Úmero (cavidade medular e esponjoso), ulna e rádio (cavidade medular e esponjoso), pulsos e ossos das mãos (esponjoso), clavículas (esponjoso), crânio(esponjoso). Ossos da perna: Fêmur (cavidade medular e esponjoso), tíbia, fíbulas e patela (cavidade medular e esponjoso), tornozelos e ossos dos pés (esponjoso). Mandíbula (esponjoso), pélvis (esponjoso), costelas (esponjoso), escápulas (esponjoso), espinha cervical, torácica e lombar (esponjoso), sacro (esponjoso) e esterno (esponjoso).
Medula ativa	Úmero (metade superior- esponjoso), clavículas (esponjoso), crânio (esponjoso), fêmur (metade superior- esponjoso), mandíbula (esponjoso), pélvis (esponjoso), costelas (esponjoso), escápulas (esponjoso) espinha cervical, torácica e lombar (esponjoso), sacro (esponjoso) e esterno (esponjoso).

Ao final do cálculo da dose absorvida, os valores obtidos tem unidade de MeV/g. Para converter essa unidade para Gy, os resultados são multiplicados por um fator de $1,6 \cdot 10^{-10}(\text{J/kg}) \cdot (\text{MeV/g})^{-1}$ [18].

3.2.2. DOSE EQUIVALENTE

A dose equivalente (H) é produto da dose absorvida no tecido e do fator de ponderação da radiação (w_R). Como o w_R para fótons é um, neste caso a dose equivalente é igual a dose absorvida. Ademais, adotou-se que o erro relativo deve se encontrar abaixo de 5%, como critério de aceitação da simulação [18].

3.2.3. DOSE EFETIVA

A dose efetiva será calculada através da multiplicação do peso do órgão ou tecido pelo valor da dose equivalente de fótons no órgãos ou tecidos do fantoma Rex, com a posterior soma de cada fração. Foram utilizados os fatores de peso para órgãos e tecidos recomendados pela ICRP número 116 que encontra-se apresentado na Tabela 2.2.

4. RESULTADOS

Os resultados obtidos com a modelagem computacional serão apresentados a seguir. O tratamento radioterápico TBI foi simulado com o fantoma masculino REX nas posições AP e PA, e com uma fonte de Cobalto-60, emissor gama de energias consecutivas de 1.17 e 1.33 MeV. Essa fonte possui atividade de 110,2 TBq para o mês de março de 2018, de acordo com o INCa. Os dados apresentados constam dos valores calculados de dose equivalente e efetiva devido a fótons pela fonte de cobalto-60.

4.1. DOSE EQUIVALENTE NA GEOMETRIA ANTEROPOSTERIOR

Para essa geometria foram simulados três casos. Eles distam da superfície frontal do fantoma à fonte em 60 cm (caso 1), 80 cm (caso5) e 280 cm (caso6).

A 60 cm da fonte, os órgãos sadios mais afetados pelas doses depositadas de forma indesejada são as mamas, as gônadas, a bexiga, o intestino, o cólon e o esterno, respectivamente. As regiões alvo do tratamento recebem uma menor quantidade de energia depositada quando comparadas com a maioria dos órgãos sadios simulados, as doses são uma ordem de grandeza inferior em relação a maior representada pelas mamas, Tabela 4.1.

Ao compararmos o gráfico das doses equivalentes para o caso 1, na figura 4.1, com a estimativa dos dez tipos de câncer mais incidentes em homens, estimado para 2018 pelo INCA mostrado na figura 1.1, aparecem o cólon, o estômago, os brônquios, a bexiga, a próstata e o reto dentre os vinte primeiros órgãos mais afetados por tal deposição de energia.

Os resultados obtidos a partir das simulações dos casos 5 (80 cm) e 6 (280 cm) são apresentados nas figuras 4.2 e 4.3, respectivamente. O aumento de 200 cm nesta distância causa uma diminuição na dose equivalente para todos os órgãos e tecidos. Essa diminuição está de acordo com o que se é esperado uma vez que, de acordo com o manual do curso de radioproteção do INCa[57], a dose devido a fontes pontuais cai com o inverso do quadrado da distância.

Foi observado que para este cenário, o órgão sadio mais afetado pela dose depositada de forma indesejada foram as mamas. Ao avaliar o valor da dose máxima verificou-se uma redução de 90,2%. As mamas recebem a maior dose de acordo com a tabela 4.1, o que pode ser explicado com a sua alta radiosensibilidade, já que seu fator de peso é 0,12, segundo a tabela 2.2. Assim como a medula, o cólon, o pulmão, o estômago e os tecidos remanescentes. Porém, como se trata de uma fonte pontual não blindada na direção do umbigo, as mamas recebem uma grande quantidade de energia.

Seguindo a ordem dos volumes mais afetados pela irradiação, o esterno apresenta redução de 89,9%, e depois, as gônadas com redução de 90,6%. Nota-se que em todos os órgãos/tecidos houve um decréscimo variando de de 84% até 91%, relativo a medida de 80 cm entre fonte e superfície do fantoma. O endóstero e a medula ativa apresentam redução de 88,2% e 89,1% respectivamente.

Em relação aos órgãos de maior incidência de câncer mostrados na figura 1.1, as regiões em comum, dos casos 5 e 6, mais afetadas foram a bexiga urinária, o cólon, o estômago, os brônquios e a traqueia. Especificamente para o caso 5, encontra-se dentro desse grupo de risco os pulmões, e para o caso 6, a próstata. Essa consideração leva em conta os vinte primeiros órgãos/tecidos de maior dose equivalente para cada caso

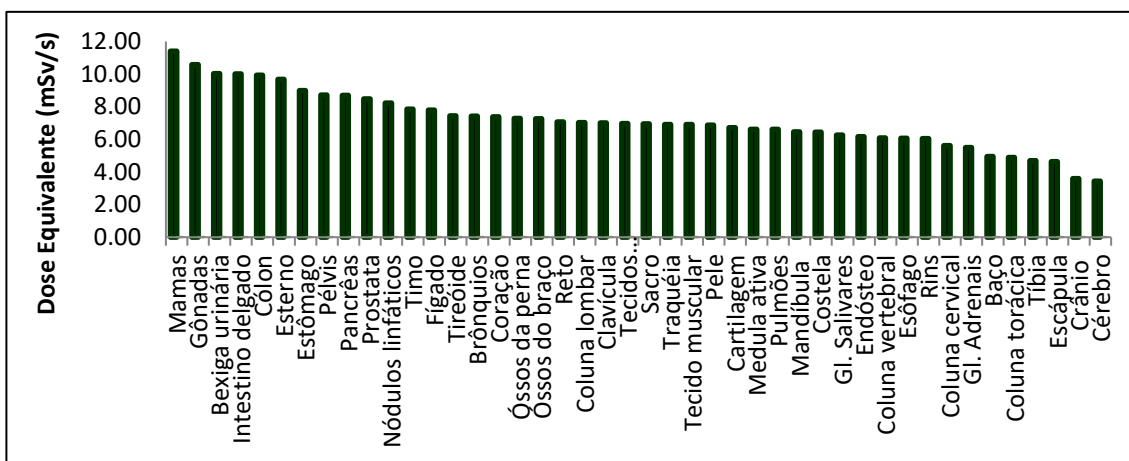


Figura 4.1 – Dose Equivalente para o caso 1.[18]

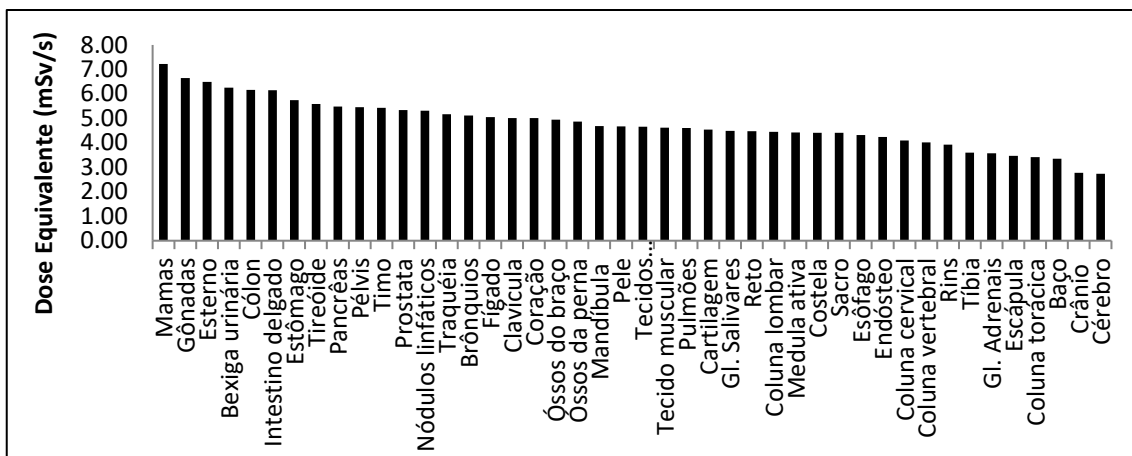


Figura 4.2 – Dose Equivalente para o caso 5.[18]

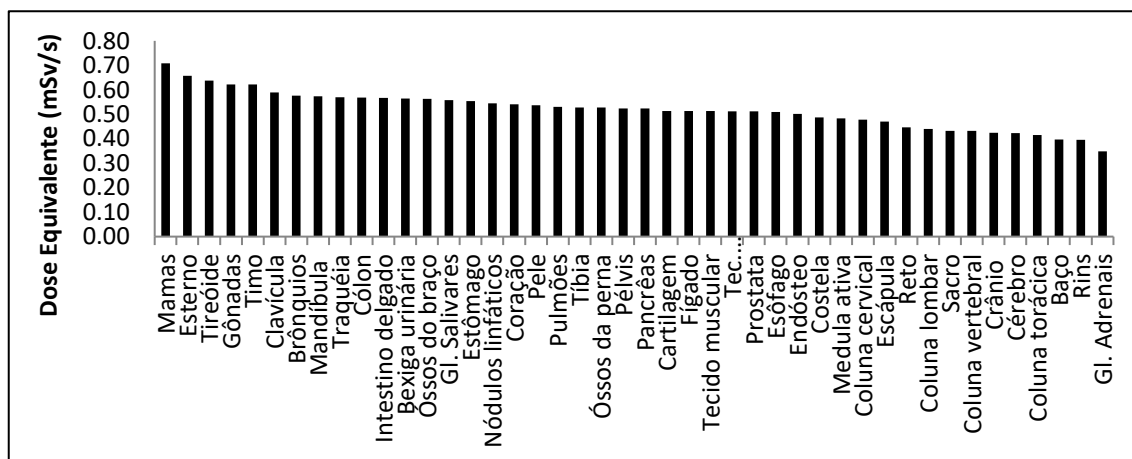


Figura 4.3 – Dose Equivalente para o caso 6.[18]

Tabela 4.1 - Dose Equivalente para geometria AP.

	Caso 1	Caso 5	Caso 6
Órgão/Tecido	Dose equivalente (mSv)		
Mamas	11,40	7,23	0,71
Gônadas	10,58	6,65	0,62
Bexiga urinária	10,04	6,25	0,56
Intestino delgado	10,01	6,15	0,57
Cólon	9,94	6,17	0,57
Esterno	9,68	6,49	0,66
Estômago	8,99	5,74	0,55
Pélvis	8,71	5,46	0,52
Pancreas	8,71	5,48	0,52
Prostata	8,48	5,34	0,51
Nódulos linfáticos	8,23	5,31	0,55
Timo	7,86	5,42	0,62
Fígado	7,79	5,06	0,51
Tireóide	7,43	5,59	0,64
Brônquios	7,42	5,12	0,58
Coração	7,39	5,01	0,54
Óssos da perna	7,28	4,87	0,53
Óssos do braço	7,27	4,94	0,56
Reto	7,07	4,47	0,45
Coluna lombar	7,02	4,44	0,44
Clavícula	7,01	5,01	0,59
Tec. Remanescentes	6,97	4,65	0,51
Sacro	6,95	4,40	0,43
Traquéia	6,91	5,17	0,57
Tecido muscular	6,91	4,62	0,51
Pele	6,88	4,67	0,54
Cartilagem	6,72	4,55	0,51
Medula ativa	6,62	4,42	0,48
Pulmões	6,62	4,60	0,53
Mandíbula	6,45	4,68	0,57
Costela	6,44	4,41	0,49
Gl. Salivares	6,26	4,49	0,56
Endósteo	6,16	4,24	0,50
Coluna vertebral	6,08	4,02	0,43
Esôfago	6,08	4,32	0,51
Rins	6,05	3,92	0,40
Coluna cervical	5,62	4,10	0,48
Gl. Adrenais	5,49	3,57	0,35
Baço	4,94	3,35	0,40
Coluna torácica	4,89	3,42	0,42
Tíbia	4,70	3,60	0,53
Escápula	4,64	3,46	0,47
Crânio	3,60	2,77	0,42
Cérebro	3,44	2,73	0,42

4.2. DOSE EQUIVALENTE NA GEOMETRIA POSTEROANTERIOR

Para a configuração do caso 2, os órgãos sadios mais afetados são o sacro, o reto, a coluna lombar, as glândulas adrenais, os rins, o baço, a coluna vertebral, a próstata, a pélvis e os ossos do braço. As doses equivalentes no endóstio e na medula ativa se encontram superiores a metade da faixa de doses calculadas, com mesma ordem de grandeza da dose equivalente máxima. Isso mostra um aumento com relação as mesmas doses calculada para o caso 1.

A zona de risco onde se encontram os órgãos/tecidos com as maiores estimativa de incidências de câncer em homens, encontrada na figura 1.1, agora é composta pela próstata, pelos pulmões, pelo reto e pela bexiga urinária, dentre os vinte primeiros volumes de maior dose.

Os últimos casos a serem abordados são o 3 e o 4. Eles estão dispostos nas figuras 4.5 e 4.6.

A redução na dose equivalente se manteve com o aumento da distância de 200 cm entre a fonte e o fantoma. Os órgãos sadios em comum mais afetados pelas doses depositadas de forma indesejada, e suas reduções, são o reto (90,5%), o sacro (90,8%), os rins (90,1%), as glândulas adrenais (89,8%), o baço (89,9%), a coluna vertebral (89,9%), a coluna torácica (89,3%) e a coluna lombar (90,4%). O decréscimo das doses está entre 84% e 90%. As doses equivalentes no endóstio e na medula ativa também se encontram aproximadamente na metade da faixa de doses calculadas, sofrendo uma redução de 88,4% e 89,1%.

Considerando a estimativa das maiores incidências de câncer em homens, pela figura 1.1, está a próstata para ambos os casos. Especificamente para o caso 5, a bexiga urinária e os pulmões também estão em maior risco.

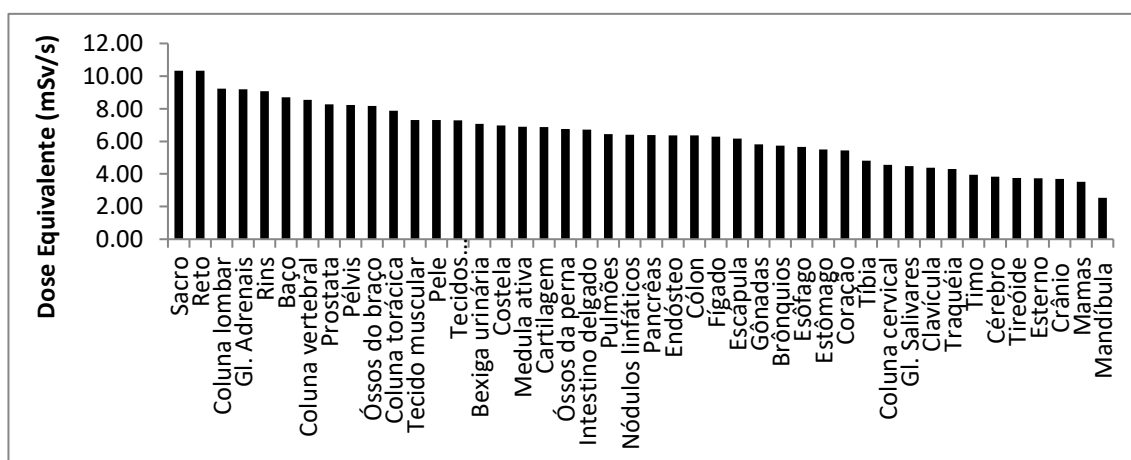


Figura 4.4 – Dose Equivalente para o caso 2.[18]

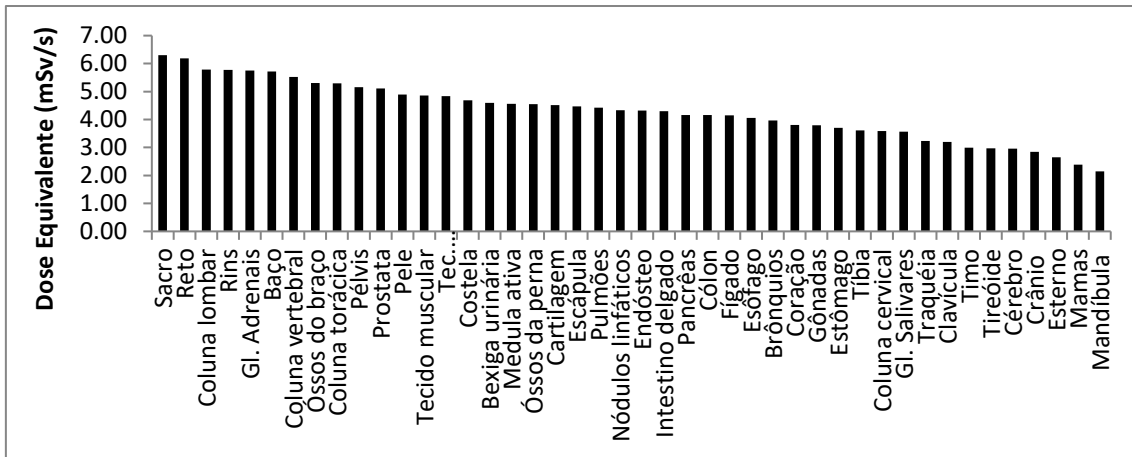


Figura 4.5 – Dose Equivalente para o caso 3.[18]

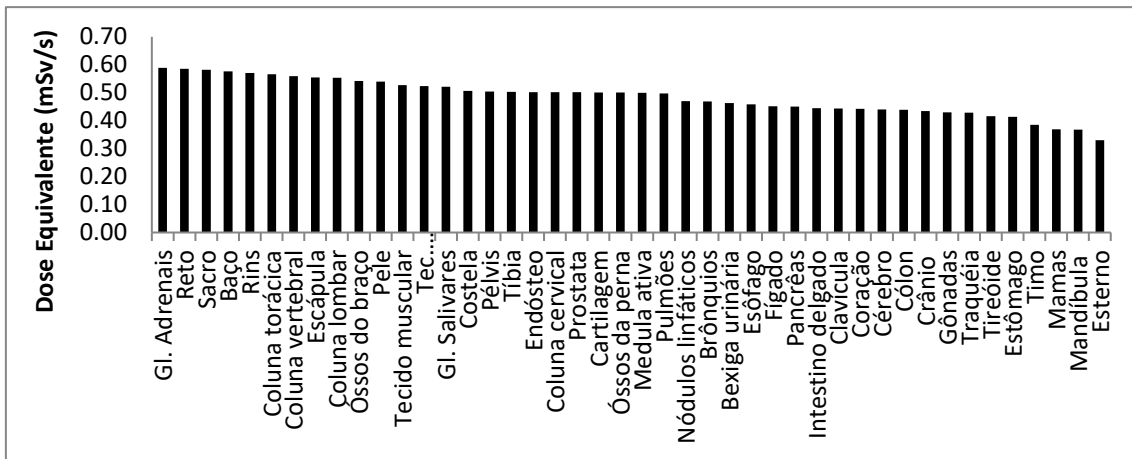


Figura 4.6 – Dose Equivalente para o caso 4.[18]

Nesta configuração, o perfil de doses muda para as regiões ósseas, uma vez que a maioria está disposta na parte traseira do fantoma (considerando um plano cortando o fantoma na metade de sua espessura entre superfície frontal e traseira). O sacro e o reto que ficam logo na direção da fonte são os mais atingidos, seguido da coluna e de outros órgãos mais próximos.

Tabela 4.2 - Dose Equivalente para geometria PA.

	Caso 2	Caso 3	Caso 4
Órgão/Tecido	Dose equivalente (mSv)		
Sacro	10,32	6,30	0,58
Reto	10,32	6,18	0,59
Coluna lombar	9,22	5,79	0,55
Gl. Adrenais	9,19	5,75	0,59
Rins	9,08	5,78	0,57
Baço	8,69	5,71	0,58
Coluna vertebral	8,54	5,52	0,56
Prostata	8,26	5,11	0,50
Pélvis	8,23	5,16	0,50
Óssos do braço	8,16	5,31	0,54
Coluna torácica	7,87	5,29	0,57
Tecido muscular	7,31	4,86	0,53
Pele	7,30	4,89	0,54
Tec. Remanescentes	7,29	4,84	0,52
Bexiga urinária	7,08	4,59	0,46
Costela	6,98	4,68	0,51
Medula ativa	6,90	4,56	0,50
Cartilagem	6,87	4,52	0,50
Óssos da perna	6,76	4,55	0,50
Intestino delgado	6,72	4,29	0,44
Pulmões	6,45	4,42	0,50
Nódulos linfáticos	6,40	4,34	0,47
Pancreás	6,38	4,16	0,45
Endósteo	6,37	4,32	0,50
Cólon	6,36	4,16	0,44
Fígado	6,29	4,15	0,45
Escápula	6,17	4,46	0,55
Gônadas	5,81	3,79	0,43
Brônquios	5,73	3,97	0,47
Esôfago	5,67	4,06	0,46
Estômago	5,51	3,70	0,41
Coração	5,45	3,80	0,44
Tíbia	4,81	3,61	0,50
Coluna cervical	4,55	3,59	0,50
Gl. Salivares	4,48	3,56	0,52
Clavícula	4,39	3,20	0,44
Traquéia	4,31	3,23	0,43
Timo	3,95	2,99	0,39
Cérebro	3,84	2,95	0,44
Tireóide	3,75	2,97	0,42
Esterno	3,74	2,65	0,33
Crânio	3,69	2,85	0,43
Mamas	3,52	2,39	0,37
Mandíbula	2,54	2,15	0,37

4.3. VARIAÇÕES NA DOSE EQUIVALENTE DEVIDO A GEOMETRIA DE INCIDÊNCIA

A deposição de energia nos órgãos/tecidos apresenta certo grau de similaridade para os três casos AP, assim como para os três casos PA. Nota-se que na geometria anteroposterior, dentre as quinze maiores doses equivalentes, os volumes sádios mais afetados em decorrência dessa deposição são as mamas, o esterno, as gônadas, a bexiga urinária, a tireoide, o cólon, o intestino delgado, o timo e os brônquios. Esses órgãos/tecidos possuem alta radiosensibilidade, tabela 2.2, e estão imediatamente na frente da fonte, o que explica as maiores doses.

As doses equivalentes nas regiões de interesse da prática da TBI aplicada ao tratamento pré condicionante de TMO, o endósteo e a medula ativa, se encontram entre as posições vigésima sétima e trigésima terceira na disposição das maiores doses para esta configuração, o que pode ser analisado nas figuras 4.1, 4.2 e 4.3.

Ao observar os resultados para as três geometrias posteroanteriores, se torna visível a alteração dos órgãos/tecidos que recebem maior dose equivalente. Dentre os quinze mais afetados estão em destaque para essa geometria o sacro, o reto, as glândulas adrenais, o baço, os rins, a coluna lombar, a coluna vertebral, a coluna torácica, os ossos do braço, o tecido muscular, a pele e os tecidos remanescentes. O panorama é modificado fortemente para as regiões ósseas quando a análise transcende os quinze primeiros volumes disposto. Com isso, as doses equivalentes para o endósteo e a medula ativa sobem para posição na faixa entre a décima sexta e a vigésima terceira, para os três casos PA.

Em comparação com a geometria AP, a PA possui vantagem referente ao uso da radiação para a prática da TBI, uma vez que a dose absorvida pela medula ativa e pelo endósteo é maior, o que favorece a destruição da medula doente durante o procedimento. Esse aumento nas doses equivalentes para as regiões ósseas é influenciado pela maior proximidade desses órgãos em relação à fonte.

4.4. DOSE EFETIVA

A dose efetiva foi obtida para os seis casos descritos acima utilizando os valores de dose equivalente dispostos nas seções anteriores deste capítulo. A ICRP 103 define esta dose a partir a média das doses equivalentes calculadas para os simuladores feminino e masculinos, uma vez que a dose efetiva é calculada para uma “Pessoa de Referência”, e, portanto, não considera características individuais como sexo e idade. Porém, como já foi dito no capítulo 2, neste trabalho só foi simulado o fantoma masculino

REX. Posteriormente, o fantoma feminino REGINA será simulado, e a dose efetiva será recalculada de forma a atender os requisitos desta norma.

A tabela 4.5 dispõe dos valores calculados para cada caso. A maior dose efetiva é para o caso 1, que possui a menor distância fonte-fantoma, e a menor é para o caso 4, com a maior distância fonte-fantoma.

Foi realizada uma comparação dos casos de mesma distância fonte-fantoma para as geometrias AP e PA. Os casos correlacionados são o caso 3 com o 5, e o caso 4 com o 6. Feito isso, nota-se que em todos a dose efetiva é maior para a geometria de incidência ântero-posterior. Além disso, a magnitude das doses efetivas também cresce com a redução da distância fonte-fantoma.

Para os casos 1 e 2, pode-se perceber que a mesma distância fonte-fantoma induz resultados de dose efetiva diferentes quando irradiadas nas geometrias AP e PA. Com isso, foi mostrado que a geometria ântero-posterior contribui com uma dose efetiva mais significativa.

Tabela 4.3 - Dose Efetiva para todos os casos simulados.

Caso	Dose Efetiva (mSv/s)
C1	8,39
C2	5,92
C3	3,98
C4	0,45
C5	5,48
C6	0,56

5. CONCLUSÃO

A irradiação de corpo inteiro é uma técnica importante na área médica e requer a devida atenção. É sabido que, com a radiação, órgãos e tecidos sadios do paciente irradiado serão afetados. Logo, foi realizado um breve estudo da interação deste tipo de irradiação com os órgãos e tecidos irradiados. Este estudo mostrou que a deposição de energia varia com a variação de alguns fatores, sendo eles a distância entre a fonte e a superfície irradiada, e a geometria de irradiação. Para o primeiro deles, foi observado ao longo do capítulo 4 que o aumento da distância entre a fonte e o fantoma ocasiona uma redução na dose para todos os casos simulados independente da geometria de incidência, o que está de acordo com a literatura onde a dose cai com o inverso do quadrado da distância[57]. Outro ponto que deve ser ressaltado é o efeito da geometria de incidência na dose efetiva resultante nos volumes simulados. Ficou claro que a geometria postero-ânterior atua mais presentemente nas regiões ósseas, bem como na área de interesse representada pelo endosteio e pela medula, e mostra valores de dose efetiva menores quando comparadas as mesmas distâncias anteroposteriores. Isso pode ser devido a posição mais próximas dessas regiões ósseas em relação a fonte, recebendo uma maior quantidade de energia depositada.

Os órgãos sadios que são afetados por esse tratamento demonstraram seguir certo padrão que leva em consideração o fator geometria de incidência abordado acima. Na geometria AP, as mamas recebem a maior dose equivalente para todos os casos. Além delas, as gônadas, o esterno, a tireoide, a bexiga, o intestino delgado, o cólon, o timo e a clavícula lideram as doses de maiores magnitudes. Já para a direção PA, o sacro, o reto, as glândulas adrenais, os rins, o baço e a coluna vem representando os volumes de maiores doses. Dentro de cada geometria abordada, os perfis de dose equivalente se assemelham para os casos de distâncias próxima, o que demonstra que a variação da distribuição de dose é sutil em relação a variação de geometria de irradiação.

Em relação as doses no endósteio e na medula, pode-se averiguar que elas são uniformes para os casos de mesma distância fonte-fantoma, com discrepância abaixo de 0,5 Gy. As doses equivalentes máximas na medula e no endósteio foram ambas no caso 2, onde, de acordo com a tabela 4.2, elas atingiram 6,90 mSv/s e 6,37 mSv/s, respectivamente.

Desta forma, foi demonstrado neste trabalho alguns fatores que podem influenciar de maneira significativa a distribuição da dose, justificando a importância do estudo detalhado dos procedimentos da Irradiação de Corpo Inteiro.

REFERÊNCIAS

- [1]INCa – Instituto Nacional de Câncer. O que é câncer? Disponível em: <http://www.inca.gov.br/conteudo_view.asp?id=322> Acesso em: 23 Out 2017.
- [2]INCa – Instituto Nacional de Câncer. Estimativa 2018 incidência de câncer no Brasil. Disponível em : <<http://www1.inca.gov.br/inca/Arquivos/estimativa-2018.pdf>> Acesso em: 05Mar 2018.
- [3]INCa – Instituto Nacional de Câncer. Tipos de câncer. Disponível em: <<http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposdecancer/site/home>> Acesso em: 23 Out 2017.
- [4]INCa – Instituto Nacional de Câncer. Para quais indicações se utiliza o transplante. Disponível em: <<http://redome.inca.gov.br/medula-ossea/para-quais-indicacoes-se-utiliza-o-transplante/>> Acesso em: 23 Out 2017.
- [5]ARMITAGE, J.O., “Bone Marrow Transplantation”,The New England Journal of Medicine, v. 330, n. 12, pp. 827-838, Mar. 1994.
- [6]CASTRO JÚNIOR, C.C., GREGIANIN, L.J., BRUNETTO, A.L., “Transplante de medula óssea e transplante de sangue de cordão umbilical em pediatria”, Jornal de pediatria, v. 77, n. 5, pp. 345-360, Set./Out. 2001.
- [7]MINISTÉRIO DA SAÚDE. Transplante de medula óssea. Disponível em: <<http://portalsaude.saude.gov.br/index.php/o-ministerio/principal/secretarias/366-sa-raiz/dahu-raiz/transplantes-raiz/transplantes/21684-transplante-de-medula-ossea>>> Acesso em: 24 de Outubro de 2017.
- [8]NOVIS, Y. Transplante de Medula Óssea Antes - Riscos x Benefícios. Centro de Oncologia Hospital Sírio Libanês. São Paulo. Disponível em: <<http://www.abrale.org.br/docs/palestra1.pdf>> Acesso em: 24 Out 2017.
- [9]FITZPATRICK, P.J., RIDER, W.D., “Half body radiotherapy”, International Journal of Radiation Oncology-Biology-Physics, v. 1, n.3-4, pp.197-207, Jan./Fev.1976.
- [10]THOMAS, E.D., BUCKNE, C.D., CLIFT, R.A, et al., “ Marrowtransplantation for acute nonlymphoblastic leukemia in first remission”, The New England Journal of Medicine, v.301, n. 11, pp. 597-599, Set.1979.
- [11]GIORDANI, A.,SEGRETO,H.,SEGRETO,R., et al.,“Verificação das doses de radiação absorvidas durante a técnica de irradiação de corpo inteiro nos transplantes de medula óssea, por meio de dosímetros termoluminescentes”, Radiologia Brasileira, v. 37, n. 5, pp. 343 – 349, Set./Out. 2004.
- [12]SCAFF, L. A., Método de Cálculo de Dose na Irradiação de Todo o Corpo com Raios Gama do Cobalto-60.Tese de Dr., IPEN, São Paulo, SP, Brasil, 2001.
- [13]JORGE, G., PEREIRA, M., MATOS, H.,et al. “ Irradiação de corpo inteiro antes do transplante de medula óssea”, Acta Médica Portuguesa , v. 3, n. 6, pp. 337-340, Nov./Dez. 1990.
- [14]LEIPER, A.D. “Late effects of total body irradiation”, Archives of Disease in Childhood, v. 72, n. 5, pp. 382-385, Maio 1995.

- [15]SHANIS, D., MERIDETH, M., PULANIC, T.K., et al., “Female Long-Term survivors after allogenic Hematopoietic stem cell transplantation: Evaluation and management”, *Seminars in Hematology*, v. 49, n. 1, p. 83-93. Jan. 2012.
- [16]SLATTER, M. A., GENNERY, A. R., CHEETHAM, T. D., “Thyroid dysfunction after bone marrow transplantation for primary immunodeficiency without the use of total body irradiation in conditioning”, *Bone Marrow Transplantation*, v. 33, p. 949-953. Mar. 2004.
- [17]FURNARI, L. “Controle de qualidade em radioterapia”, *Revista Brasileira de Física Médica*, v. 3, n. 1, pp. 77-90, 2009.
- [18]CUNHA, J., Cálculo de Dose na Irradiação de Corpo Inteiro Utilizando Simuladores Antropomórficos Híbridos UF e o Código MCNPX. Dissertação de Mr., NPGFI/UFS, São Cristóvão, SE, Brasil, 2016.
- [19]INCa – Instituto Nacional de Câncer. Manual para técnicos em radioterapia. Rio de Janeiro, RJ, 2001. Disponível em : <http://www1.inca.gov.br/pqrt/download/tec_int/PQRT_man_tec_rdrtp.pdf> Acesso em: 20 Dez 2017.
- [20]GLOBO.COM - G1. Máquina de cobalto no HU pode ser utilizada. Mato Grosso do Sul, 2013. Disponível em: <<http://g1.globo.com/mato-grosso-do-sul/mstv-1-edicao/videos/v/maquina-de-cobalto-no-hu-pode-ser-utilizada/2508569/>> Acesso em: 06 Mar 2018.
- [21]PORTAL DO GOVERNO DE SÃO PAULO. Marília terá o 1º acelerador linear do interior do Estado. São Paulo, SP, 2008. Disponível em: <<http://www.saopaulo.sp.gov.br/spnoticias/ultimas-noticias/marilia-tera-o-1-acelerador-linear-do-interior-do-estado/>> Acesso em: 06 Mar 2018.
- [22]GUERRA, M.R., GALLO, C.V.M., MENDONÇA, G.A.S., “Risco de câncer no Brasil: tendências e estudos epidemiológicos mais recentes”, *Revista Brasileira de Cancerologia*, v. 51, n.3, pp. 277-234, Jul./Ago./Set. 2005.
- [23]BITTENCOURT, R., SCALETZKY, A., BOEHL, J.A.R., “Perfil epidemiológico do câncer na rede pública em Porto Alegre – RS”, *Revista Brasileira de Cancerologia*, v. 50, n. 2, pp. 95-101, Abr./Mai./Jun. 2004.
- [24]BACURAU, R.F., COSTA ROSA, L.F.B.P., “Efeitos do exercício sobre a incidência e desenvolvimento do câncer”, *Revista Paulista de Educação Física*, v. 11, n. 2, pp. 142-147, 1997.
- [25]PORTAL INSTITUTO ONCOGUIA. Tipos de câncer. Disponível em: <<http://www.oncoguia.org.br/conteudo/tipos-de-cancer/83/1/>> Acesso em: 05 Jan 2018.
- [26]PORTAL ONCOLÓGICA DO BRASIL - CENTRO AVANÇADO DE ENSINO, PESQUISA E TRATAMENTO DO CÂNCER. Onco-hematologia. Disponível em: <<http://oncologicadobrasil.com.br/especialidade/onco-hematologia/>> Acesso em: 05 Jan 2018.
- [27]CARVALHO, V.A., FRANCO, M.H.P., KOVACS, M.J., “Câncer: definições, principais sítios, diagnósticos e formas de tratamento “. In: Cury, S.B., *Temas em Psico-Oncologia*, ed. 1, Parte 2, São Paulo, Summus, 2008.

[28]PORTAL FIQUE ATENTO AO LINFOMA. Linfoma de Hodgkin e não Hodgkin. Disponível em: <<http://fiqueatentoaolinfoma.com.br/o-que-e-linfoma/linfoma-de-hodgkin-e-nao-hodgkin/>> Acesso em: 07 Jan 2018.

[29]PORTAL ABRALE - ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE LINFOMA E LEUCEMIA. Tipos – TMO. Disponível em: <<https://www.abrale.org.br/tmo/tipos>> Acesso em: 07 Jan 2018.

[30]PORTAL DO HOSPITAL ISRAELITA ALBERT EINSTEIN. Transplante de células-tronco hematopoiéticas (TCTH). Disponível em: <<https://www.einstein.br/especialidades/hematologia/exames-tratamentos/tmo>> Acesso em: 07 Jan 2018.

[31]PORTAL ONCOVILLE. Irradiação Total do Corpo – TBI. Disponível em: <<http://www.oncville.com.br/irradiacao-total-do-corpo-tbi/>> Acesso em: 07 Jan 2018.

[32]KHAN, F. M., “Total Body Irradiation”. In: Thomas Boyce, The physics of radiation therapy, 3 ed., capítulo 18, Filadélfia, USA, Lippincott Williams & Wilkins, 2003.

[33]AAPM - AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. The physical aspects of total and half body photon irradiation. Publicação n. 17, New York, NY, 1986.

[34]SCAFF, L. A. M. “Máquinas em teleterapia”. In: CLR Balieiro Editores Ltda, Física da Radioterapia, 1 ed., capítulo XII, São Paulo, SP, Sarvier, 1997.

[35]DYK, J. V., “Cobalt-60 Teletherapy” .In: Jacob Van Dyk, The modern technology of radiation oncology, 1 ed., capítulo 10, Madison, WI, Medical Physics Publishing, 1999.

[36]POWSNER, R. A.; POWSNER, E. R., “Interaction of Radiation with Matter”. In: Lauren Brindley. Essential Nuclear Medicine Physics, 2 ed., capítulo 2, Malden, MA, Blackwell Publishing, 2006.

[37]TURNER, J. E., “Interaction of Photons with Matter”. In: Turner, J.E., Atoms, Radiation, and Radiation Protection. 3 Ed., capítulo 8, Oak Ridge, TN, WILEY-VCH, 2007.

[38]SA, JOSÉ ROBERTO, DOS ANJOS, R.M., CARDOSO, R.P., et al, “Interação da Física das Radiações com o Cotidiano: uma prática multidisciplinar para o Ensino de Física”, Revista Brasileira de Ensino em Física, v. 39, n. 1, pp. e1503 1-11, Jan./Fev./Mar. 2017.

[39]ICRU -INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS & MEASUREMENTS. About ICRU. Disponível em: <<https://icru.org/content/uncategorised/objectives>> Acesso em: 7 Jan 2018.

[40]PORTAL ICRP – INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. About ICRP. Disponível em: <<http://www.icrp.org/index.asp>> Acesso em: 7 Jan 2018.

[41]PORTAL CNEN - COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. Quem somos. Disponível em: <<http://www.cnen.gov.br/quem-somos>> Acesso em: 7 Jan 2018.

[42]ICRP - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. 2007 Recommendations Of The International Commission On Radiological Protection, Publicação 103, Pergamon Press, 2008.

- [43]ICRU -INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS & MEASUREMENTS. Fundamental quantities and units for ionizing radiation (Revised).Publicação 85, Journal of the ICRU, Oxford, v. 11, n. 1, Out. 2011
- [44]ATTIX, F. H. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry, 1 ed., Wiley-Vch, Weinheim, 1986.
- [45]ICRP - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Adult Reference Computational Phantoms, Publicação 110, Pergamon Press, Oxford, 2009.
- [46]ICRP - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures,Publicação 116, Pergamon Press, 2010.
- [47]YORIYAZ, H. “Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica”,Revista Brasileira de Física Médica, v. 3, n. 1, p. 141-149, 2009.
- [48]BRIEMEISTER, J.F. “MCNP - A General Monte Carlo Code for Neutron and Photon Transport”, Versão 3A, Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, Novo México, 1986.
- [49]ALVES, M. C.,Cálculos dos coeficientes de conversão de dose equivalente e dose efetiva em termos da fluência para prótons utilizando simulador antropomórfico híbrido feminino e masculino na postura vertical e sentada e o código. Dissertação deM.Sc, Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão,2014.
- [50]SANCHEZ, A., Projeto e confecção de simuladores oftálmicos para aplicações clínicas. Tese deD.Sc., Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, USP, São Paulo, SP, 2006.
- [51]PELOWITZ, D.B.,“MCNPXTM User’s Manual. Version 2.5.0.”, Los AlamosNational Laboratory, Los Alamos, Novo México, 2005.
- [52]X5 MONTE CARLO TEAM, “MCNP – A General Monte Carlo N-Particle TransportCode, Version 5.” Los Alamos National Laboratory,Los Alamos, Novo México, 2003.
- [53]POSSANI, R.G. RE-Engenharia do software SMCS para uma linguagem orientada a objetivos (JAVA) para uso em construções de phantoms segmentados.Dissertação de M.Sc., IPEN, São Paulo, SP, 2012.
- [54]KRAMER, R.,CASSOLA, V.F., KHOURY, H.J., “FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: II. Dosimetric calculations”.Physics in Medicine and Biology, v. 55, n.1, p. 163 - 189, Jan. 2010.
- [55]CORDEIRO T. P. V., Coeficientes de conversão para a dose efetiva e equivalente de dose ambiente para feixes de raios x utilizados em radioterapia. Tese de D.Sc., COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, 2013.
- [56]THALHOFER, J.L., Modelagem computacional para avaliação de doses de radiação em órgãos sadios de pacientes submetidos ao tratamento do câncer de pulmão. Tese de M.Sc., COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, 2016.

[57]INCa – Instituto Nacional de Câncer. Manual para técnicos em radioterapia. Rio de Janeiro, RJ, 2001. Disponível em : <http://www1.inca.gov.br/pqrt/download/trab/minicurso_radioprotecao_aula4.pdf>Acesso em: 10 Jan 2018.