

MODELAGEM COMPUTACIONAL PARA AVALIAÇÃO DAS CONDIÇÕES DE  
PROTEÇÃO E SEGURANÇA DE UMA SALA DE RADIOTERAPIA

Kelmo Lins Braga

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Nuclear.

Orientadores: Ademir Xavier da Silva

Marcos Paulo Cavaliere de Medeiros

Rio de Janeiro  
Fevereiro de 2022

MODELAGEM COMPUTACIONAL PARA AVALIAÇÃO DAS CONDIÇÕES DE  
PROTEÇÃO E SEGURANÇA DE UMA SALA DE RADIOTERAPIA

Kelmo Lins Braga

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ  
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA DA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS  
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM  
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Orientadores: Ademir Xavier da Silva

Marcos Paulo Cavaliere de Medeiros

Aprovada por: Prof. Ademir Xavier da Silva

Prof. Marcos Paulo Cavaliere de Medeiros

Profª. Inayá Corrêa Barbosa Lima

Prof. Wilson Freitas Rebello da Silva Junior

Prof. Edson Ramos de Andrade

Drª Camila Salata

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

FEVEREIRO DE 2022

Braga, Kelmo Lins

Modelagem computacional para avaliação das condições de proteção e segurança de uma sala de radioterapia / Kelmo Lins Braga. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2022

XIV, 108 p.: il.; 29,7cm

Orientadores: Ademir Xavier da Silva

Marcos Paulo Cavaliere de Medeiros

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2022.

Referências Bibliográficas: p. 101-108

1. Monte Carlo. 2. Radioterapia. 3. Dosimetria. 4. Blindagem. I. Silva, Ademir Xavier da *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

*A Deus, Senhor de todas as coisas.  
À minha família e nossos familiares, alicerces da minha vida.*

## AGRADECIMENTOS

A Deus, acima de tudo, por continuar estando à minha frente, conduzindo os meus passos e me capacitando, mesmo nos meus momentos de desânimo e de falta de confiança suficiente.

Aos meus pais, pela maneira que me formaram e educaram e por todo o incentivo a cada novo desafio que tive que enfrentar em minha vida.

À minha esposa, pelo amor, companheirismo e auxílio em todos os meus momentos, principalmente nos de cansaço, desânimo, vontade de desistir e de impaciência.

Aos meus filhos e afilhados, aos quais Deus me encarregou de dar sempre exemplos de virtude.

Aos meus familiares e amigos que sempre torcem e oram por mim nas minhas batalhas.

De forma especial, aos meus orientadores oficiais, Ademir Xavier da Silva e Marcos Paulo Cavaliere de Medeiros, e extraoficial, Wilson Freitas Rebello da Silva Junior, meus sinceros agradecimentos pelas orientações objetivas e seguras e pela forma compreensiva e paciente com as quais me conduziram na realização deste trabalho, sempre me confiando liberdade para trabalhar.

A todos os professores e funcionários do PEN, pelo profissionalismo e dedicação em prol do programa de engenharia nuclear da COPPE.

Aos amigos Renato Guedes, Raphael Santos, Edson Andrade e Jardel Thalhoffer, por todas as orientações, conversas, parcerias e amizade.

Aos amigos Dr. Juraci Passos, Dr<sup>a</sup>. Camila Salata e Prof. Hilton Guaraldi, por colaborarem decisivamente com seus conhecimentos e experiências para que este trabalho pudesse ser realizado.

Aos componentes da banca, por aceitarem gentilmente o convite para avaliar e contribuir com o aperfeiçoamento deste trabalho.

Ao Núcleo de Computação de Alto Desempenho – NACAD – da UFRJ, sem o qual a realização do presente trabalho seria inviável.

Ao Exército Brasileiro, por mais uma vez me proporcionar oportunidade ímpar para a minha formação e aperfeiçoamento profissional.

A todos aqueles que direta ou indiretamente colaboraram com este trabalho.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

## MODELAGEM COMPUTACIONAL PARA AVALIAÇÃO DAS CONDIÇÕES DE PROTEÇÃO E SEGURANÇA DE UMA SALA DE RADIOTERAPIA

Kelmo Lins Braga

Fevereiro/2022

Orientadores: Ademir Xavier da Silva

Marcos Paulo Cavaliere de Medeiros

Programa: Engenharia Nuclear

O Relatório nº 151 do *National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP) é um documento essencial para o projeto de *bunkers* de salas para tratamento de radioterapia, sendo utilizado como referência por diversos países, inclusive o Brasil. O objetivo deste trabalho é avaliar a metodologia recomendada pela NCRP 151 para dimensionamento de blindagem de salas de radioterapia comparando-a com as considerações feitas pela autoridade regulatória brasileira (CNEN). Salas de radioterapia foram dimensionadas para utilização de aceleradores lineares de 6, 10, 15 e 18 MeV, aplicando exclusivamente a metodologia de cálculo da NCRP 151, bem como levando em conta as considerações adotadas pela autoridade brasileira. Os resultados sugerem que os projetistas no Brasil podem contar com margens de segurança de até 11,0% para o dimensionamento das barreiras, quando comparado com as espessuras obtidas pela metodologia da NCRP 151. As espessuras de blindagens obtidas pelas metodologias da NCRP 151 e da CNEN para uso de acelerador linear de 18 MeV também foram analisadas a partir de doses geradas por meio de simulação computacional no código MCNP. Resultados sugerem que tanto a metodologia da NCRP 151 quanto a metodologia com as considerações da CNEN subdimensionam as espessuras das barreiras que protegem áreas não controladas e superdimensionam as barreiras que protegem as áreas controladas.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

COMPUTATIONAL MODELING FOR EVALUATION OF THE PROTECTION  
AND SAFETY CONDITIONS OF A RADIOTHERAPY ROOM

Kelmo Lins Braga

February/2022

Advisors: Ademir Xavier da Silva

Marcos Paulo Cavaliere de Medeiros

Department: Nuclear Engineering

National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP) Report No. 151 is an essential document for the project of bunkers applied for radiotherapy treatment rooms. This document is used as a reference by several countries, including Brazil. The objective of this work is to evaluate the methodology recommended by NCRP 151 for dimensioning the shielding of radiotherapy rooms, comparing it with the considerations made by the Brazilian regulatory authority (CNEN). Radiotherapy rooms were designed to use linear accelerators of 6, 10, 15 and 18 MeV, applying exclusively the calculation methodology of NCRP 151, and taking into account the considerations adopted by the Brazilian authority. The results suggest that designers in Brazil can count on safety margins of up to 11.0% for the design of barriers, when compared to the thicknesses obtained by the NCRP 151 methodology. The shielding thicknesses obtained by the NCRP 151 and CNEN for the use of an 18 MeV linear accelerator were also analyzed from doses generated through computer simulation in MCNP code. Results suggest that both the NCRP 151 methodology and the methodology with the CNEN considerations undersize the thickness of the barriers that protect uncontrolled areas and oversize the barriers that protect the controlled areas.

## Sumário

Capítulo 1 - INTRODUÇÃO.....	1
<b>1.1. Contextualização e generalidades.....</b>	<b>1</b>
<b>1.2. Motivação e Relevância .....</b>	<b>2</b>
<b>1.3. Objetivos da Pesquisa .....</b>	<b>2</b>
1.3.1. Objetivos Específicos .....	3
<b>1.4. Revisão da literatura .....</b>	<b>3</b>
<b>1.5. Organização do Trabalho .....</b>	<b>9</b>
Capítulo 2 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	10
<b>2.1. Câncer .....</b>	<b>10</b>
2.1.1. Câncer de próstata .....	11
<b>2.2. Radioterapia .....</b>	<b>13</b>
2.2.1. Teleterapia .....	13
<b>2.3. Aceleradores Lineares .....</b>	<b>14</b>
2.3.1. Princípios de funcionamento .....	15
<b>2.4. Física das radiações produzidas nos LINACs .....</b>	<b>17</b>
2.4.1. Efeito fotoelétrico .....	18
2.4.2. Efeito Compton .....	19
2.4.3. Formação de pares .....	20
2.4.4. Espalhamento Rayleigh .....	20
2.4.5. Produção de fotonêutrons .....	21
2.4.6. <i>Bremsstrahlung</i> .....	22
<b>2.5. Interação do nêutron com a matéria .....</b>	<b>23</b>
2.5.1. Espalhamento .....	24
2.5.2. Absorção.....	25
<b>2.6. Grandezas e unidades dosimétricas .....</b>	<b>25</b>
2.6.1. Dose absorvida (D).....	26
2.6.2. Dose equivalente ( $H_T$ ) .....	26
2.6.3. Dose efetiva (E).....	28
2.6.4. Equivalente de dose ambiente ( $H^*(d)$ ) .....	29
2.6.4.1. Esfera ICRU.....	30
<b>2.7. Monte Carlo.....</b>	<b>30</b>
2.7.1. Método .....	30
2.7.2. Código de transporte de radiação - MCNP .....	31



2.7.2.1.	Dados de entrada no código MCNP.....	32
2.7.2.2.	Saída de dados .....	37
2.7.2.3.	Erro relativo do MCNP .....	37
<b>2.8.</b>	<b>Fantomas.....</b>	<b>39</b>
<b>2.9.</b>	<b>Definição do volume alvo a irradiar.....</b>	<b>42</b>
<b>2.10.</b>	<b>Metodologia de cálculo de blindagem da NCRP 151 .....</b>	<b>44</b>
2.10.1.	Barreiras primárias .....	45
2.10.2.	Barreiras secundárias.....	49
2.10.3.	Cálculos da porta .....	52
<b>2.11.</b>	<b>Considerações da CNEN no cálculo da blindagem .....</b>	<b>58</b>
Capítulo 3 METODOLOGIA.....		60
<b>3.1.</b>	<b>Dimensionamento das salas.....</b>	<b>61</b>
3.1.1.	Custos dos materiais para o cálculo da otimização .....	72
<b>3.2.</b>	<b>Modelagem da sala no MCNP .....</b>	<b>74</b>
Capítulo 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....		82
<b>4.1.</b>	<b>Dimensionamento das salas.....</b>	<b>82</b>
<b>4.2.</b>	<b>Resultados dos equivalentes de dose ambiente simulados .....</b>	<b>86</b>
Capítulo 5 CONCLUSÃO .....		99
<b>5.1.</b>	<b>Análise dos cálculos de dimensionamento .....</b>	<b>99</b>
<b>5.2.</b>	<b>Análise das simulações no MCNP .....</b>	<b>99</b>
<b>5.3.</b>	<b>Trabalhos futuros .....</b>	<b>100</b>
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....		101

## Lista de Figuras

Figura 2.1 – Formação do câncer. Células normais sofrem mutações genéticas e, multiplicando-se desordenadamente, formam o tumor cancerígeno. Fonte: Adaptado de THE CANCER COUNCIL NSW (2021).....	10
Figura 2.2 – Formação do tumor maligno. O tumor desenvolve vasos sanguíneos próprios (angiogênese), por meio dos quais ocorre a metástase. Fonte: Adaptado de THE CANCER COUNCIL NSW (2021). .....	11
Figura 2.3 – Identificação da próstata e de órgãos circunvizinhos. Fonte: DAHLKE e CAVAGNOLLI (2011). .....	12
Figura 2.4 – Acelerador <i>Varian Trilogy</i> (VARIAN MEDICAL SYSTEMS, 2021).....	13
Figura 2.5 – Componentes internos comuns dos LINACs. (a) Canhão de elétrons, (b) Tubo acelerador, (c) Magneto, (d) Alvo, (e) Carrossel com o filtro aplanador e outros implementos, (f) Câmara de ionização, (g) Colimadores secundários ( <i>jaws</i> ) superiores Y e inferiores X, (h) Colimador multifolhas (MLC), (i) Carcaça do equipamento. Fonte: Adaptado de ASTURIAS MUNDIAL (2021). .....	16
Figura 2.6 – a) Vista do MLC HD 120 no aparelho Varian Trilogy, b) Configurações do MLC, conforme a posição do <i>gantry</i> . Fonte: VARIAN MEDICAL SYSTEMS (2013). .....	17
Figura 2.7 – Dependência da energia dos fótons ( $h\nu$ ) e do número atômico do material ( $Z$ ) com o qual interage a radiação eletromagnética. Fonte: TAUHATA <i>et al.</i> (2014). .....	18
Figura 2.8 – Representação do efeito fotoelétrico. Fonte: TAUHATA <i>et al.</i> (2014).....	19
Figura 2.9 – Representação do efeito Compton. Fonte: TAUHATA <i>et al.</i> (2014). .....	19
Figura 2.10 – Representação da formação de pares. Fonte: TAUHATA <i>et al.</i> (2014). .....	20
Figura 2.11 – Curva dos fatores de peso da radiação para nêutrons em função da energia, fornecida pela ICRP 103 . .....	28
Figura 2.12 – Geometria do campo de irradiação (alinhado e expandido) da esfera ICRU e do ponto P, no qual $H^*(d)$ é determinado. Fonte: CORDEIRO (2013). .....	30
Figura 2.13 – Principais etapas da estrutura de funcionamento do MCNP.....	32
Figura 2.14 – Estrutura básica dos arquivos de entrada. A letra “c” indica linha de comentário.....	33
Figura 2.15 – Diferença entre precisão e exatidão. Adaptado de MEDEIROS (2018). .....	38
Figura 2.16 – Fantasmas <i>Alderson Radiation Therapy</i> (ART) masculino e feminino. Fonte: (RADIOLOGY SUPPORT DEVICES, 2021).....	39
Figura 2.17 – Ilustração da obtenção do voxel na fatia associada a uma imagem tomográfica. As dimensões são do fantoma REX. Fonte: MEDEIROS (2018) .....	40

Figura 2.18 – Cortes nos planos coronal, sagital e axial do fantoma masculino REX, desenvolvido conforme dados da ICRP 110. Adaptado da tese de THALHOFER (2016). .....	41
Figura 2.19 – Volumes de interesse para fins de planejamento da radioterapia, conforme relatórios 50 e 62 da ICRU. Ilustrando órgãos em risco (OR). Fonte: Adaptado da ICRU 62 (ICRU, 1999). .....	42
Figura 2.20 – Largura da barreira primária. Protuberâncias (a) interna e (b) externa (NCRP, 2005). .....	48
Figura 2.21 – Distâncias para o cálculo das barreiras secundárias (NCRP, 2005). .....	49
Figura 2.22 – <i>Layout</i> e parâmetros usados nos cálculos da blindagem da porta do labirinto para fótons. ....	55
Figura 2.23 – Parâmetros usados para nêutrons e raios gama de captura. ....	56
Figura 3.1 – Fluxograma da fase de dimensionamento das salas. ....	60
Figura 3.2 – Fluxograma da fase de modelagem da sala no MCNP. ....	61
Figura 3.3 – Planta baixa (a) e corte (b) da instalação básica dimensionada. Barreira A protege área controlada. Barreiras B, C, D e teto protegem áreas não controladas. ....	62
Figura 3.4 – Vista (apenas ilustrativa) de parte da entrada de dados na planilha Excel: barreiras primária e secundária (A) e porta do labirinto (B). Em amarelo e laranja, os campos para informação dos dados solicitados. Em laranja, os campos cujos dados se alteram de acordo com a energia considerada do equipamento. ....	64
Figura 3.5 – Vista 3D da sala modelada no <i>software Revit</i> . ....	65
Figura 3.6 – Ilustração do levantamento das distâncias, no <i>software Revit</i> , para o cálculo da porta. Dimensões em centímetros. ....	65
Figura 3.7 – Perfil lateral de doses absorvidas fora do campo definido pelos <i>jaws</i> (10,2 x 10,2 cm <sup>2</sup> ) e MLC (10 x 10 cm <sup>2</sup> ) para o feixe de 18 MeV (MEDEIROS, 2018). ....	76
Figura 3.8 – Posicionamento dos detectores: em planta baixa (a), em corte (b) e no detalhe da porta (c). ....	77
Figura 3.9 – Ângulos de inclinação do <i>gantry</i> . O material que constitui os membros superiores (em amarelo) foi substituído por ar, a fim de melhor representar o protocolo de tratamento. Adaptado de MEDEIROS (2018). ....	78
Figura 4.1 – Legenda do posicionamento dos detectores. ....	86
Figura 4.2 – Equivalente de dose ambiente devido a fótons após cada barreira considerada, por metodologia, com e sem paciente. ....	89
Figura 4.3 – Equivalente de dose ambiente devido a nêutrons após cada barreira considerada, por metodologia, com e sem paciente. ....	90
Figura 4.4 – Equivalente de dose ambiente total após cada barreira considerada, por metodologia, com e sem paciente. ....	91
Figura 4.5 – Ilustração do ângulo favorável ao espalhamento dos nêutrons de fuga em direção ao detector da barreira secundária direita (setas em vermelho). ....	91

## Lista de Tabelas

Tabela 2.1 – Energias limite para emissão de fotonêutrons ( $\gamma, n$ ) em materiais comuns em salas de radioterapia (SHER <i>et al.</i> , 1951; CHIDLEY <i>et al.</i> , 1958; MCCALL e SWANSON, 1979) .....	21
Tabela 2.2 – Classificação de energia dos nêutrons adotada por ZAMBONI (2007).....	23
Tabela 2.3 – Fatores de peso da radiação ( $w_R$ ), recomendados pela ICRP 103 .....	27
Tabela 2.4 – Fatores de peso dos órgãos e tecidos ( $w_T$ ) segundo ICRP 103 .....	29
Tabela 2.5 – Tipos de <i>tallies</i> disponíveis no MCNP.....	35
Tabela 2.6 – Valores dos fatores de conversão para o cálculo de doses equivalentes devido a nêutrons, utilizados no comando DE/DF, conforme ICRP 103 (ICRP, 2007). .....	36
Tabela 2.7 – Recomendações para interpretação do erro relativo. Fonte: (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003) .....	38
Tabela 2.8 – Principais características do fantoma antropomórfico REX (ICRP, 2009).....	42
Tabela 2.9 – Níveis de dose equivalente usados no dimensionamento de barreiras. ....	45
Tabela 2.10 – Fatores de uso segundo a NCRP 151 (NCRP, 2005). .....	46
Tabela 2.11 – Fatores de ocupação segundo a NCRP 151 (NCRP, 2005).....	46
Tabela 2.12 – Camadas deci-redutoras conforme NCRP 151 (NCRP, 2005).....	47
Tabela 2.13 – Fração de espalhamento $\alpha$ para campo de 400 cm <sup>2</sup> (NCRP, 2005). ....	50
Tabela 2.14 – Camada deci-redutora de concreto ordinário (2,35 g/cm <sup>3</sup> ) para radiação espalhada pelo paciente em diferentes ângulos de espalhamento (NCRP, 2005).....	51
Tabela 2.15 – Camadas deci-redutoras em concreto ordinário para radiação de fuga (NCRP, 2005).....	51
Tabela 2.16 – Coeficientes de reflexão para incidência a 0° de fótons de <i>bremstrahlung</i> e monoenergéticos. Valores em 10 <sup>-3</sup> (NCRP, 2005).....	54
Tabela 2.17 – Coeficientes de reflexão para incidência a 45° de fótons de <i>bremstrahlung</i> e monoenergéticos. Valores em 10 <sup>-3</sup> (NCRP, 2005).....	54
Tabela 2.18 – Equivalente de dose de nêutrons ( $H_0$ ) a 1,41 m do alvo por unidade de dose de raio-X no isocentro (mSv/Gy) e intensidade de nêutrons ( $Q_n$ ) emitidos pelo cabeçote do acelerador (NCRP, 2005).....	57
Tabela 3.1 – Principais parâmetros utilizados no dimensionamento das salas. ....	63
Tabela 3.2 – Valores intermediários e finais dos cálculos para as barreiras primárias. (A) 6 MV. (B) 10 MV. (C) 15 MV. (D) 18 MV. ....	66
Tabela 3.3 – Valores intermediários e finais dos cálculos para as barreiras secundárias. (A) 6 MV. (B) 10 MV. (C) 15 MV. (D) 18 MV.....	68
Tabela 3.4 – Valores intermediários e finais dos cálculos para as portas dos labirintos. (A) 6 MV. (B) 10 MV. (C) 15 MV. (D) 18 MV. ....	70
Tabela 3.5 – Custo do m <sup>3</sup> do concreto para o cálculo da espessura otimizada. Composições SINAPI atualizadas em agosto de 2019.....	72
Tabela 3.6 – Custo do m <sup>3</sup> do chumbo para o cálculo da espessura otimizada. ....	73

Tabela 3.7 – Cotações do chumbo, cálculos de conversão de custo por m <sup>3</sup> e média dos preços obtidos. ....	73
Tabela 3.8 – Comparativo entre os valores calculados por MEDEIROS (2018) e os medidos pelo fabricante ( <i>Varian Golden Data</i> ) nas profundidades de máxima dose para PDD em função do tamanho de campo para o feixe de 18 MeV. ....	75
Tabela 3.9 – Diferenças percentuais médias para PDD nas regiões de <i>build-up</i> e <i>build-down</i> , em função do tamanho de campo para o feixe de 18 MeV (MEDEIROS, 2018). ....	75
Tabela 3.10 – Diferenças percentuais médias entre os valores calculados por MEDEIROS (2018) e os medidos pelo fabricante ( <i>Varian Golden Data</i> ) para os perfis laterais de dose nas diferentes aberturas de campo e profundidades, referentes ao feixe de 18 MeV. ....	75
Tabela 3.11 – Abertura de campo e profundidade de tratamento por inclinação do <i>gantry</i> utilizada na simulação do protocolo de radioterapia de próstata (MEDEIROS, 2018). ....	79
Tabela 3.12 – Coeficientes de conversão para o cálculo de equivalentes de dose ambiente devido a fótons e nêutrons, conforme ICRP 74 (ICRP, 1996). ....	80
Tabela 4.1 – Dimensões das barreiras primárias calculadas de acordo com a energia do LINAC. ....	82
Tabela 4.2 – Dimensões das barreiras secundárias calculadas de acordo com a energia do LINAC. ....	83
Tabela 4.3 – Dimensões da porta calculadas de acordo com a energia do LINAC. Os valores iguais a zero indicam inexistência (6 MeV) ou insuficiência (10 MeV) de nêutrons, não exigindo o emprego de BPE. ....	83
Tabela 4.4 – H*(10) calculados conforme metodologia da NCRP 151. ....	87
Tabela 4.5 – H*(10) calculados conforme metodologia da CNEN. ....	88
Tabela 4.6 – Frações de transmissão do paciente calculadas por meio do MCNP. ....	91
Tabela 4.7 – Doses semanais totais calculadas após cada barreira e respectivos níveis de atendimento dos limites de dose, conforme aplicação do acelerador. ....	93
Tabela 4.8 – Números de partículas geradas na fonte por Gy de dose no isocentro. Calculados por meio do MCNP, conforme inclinação do <i>gantry</i> , com (REX) e sem (Órgão) paciente. ....	94
Tabela 4.9 – Comparativo das doses semanais totais calculadas por normalização e pelo fator multiplicativo de MAO <i>et al.</i> (1997). ....	95

## LISTA DE SÍMBOLOS

CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear

ENDF – *Evaluated Nuclear Data File system*

HVL – Camada semi-redutora

ICRP – *International Commission on Radiation Protection*

ICRU – *International Commission on Radiation Units and Measurements*

INCA – Instituto Nacional de Câncer

IMRT – Radioterapia com Intensidade Modulada

ISO – *International Standards Association*

LANL – *Los Alamos National Laboratory*

LINAC – *Linear Accelerator*

MCNPX – *Monte Carlo N-Particle eXtended*

MLC – *Multileaf Collimator* (colimador multifolhas)

NCRP – *National Council on Radiation Protection and Measurements*

PDD – *Percentage Depth Dose*

TVL – Camada deci-redutora

3D-CRT – Radioterapia Conformacional 3D

# Capítulo 1

## INTRODUÇÃO

### 1.1. Contextualização e generalidades

Câncer é um conjunto de morbidades que surgem a partir da mutação no DNA (ácido desoxirribonucleico) de uma célula, alterando as instruções de suas atividades. As células podem passar a se dividir rapidamente e de forma agressiva e descontrolada, alcançando diferentes regiões do organismo (INCA, 2021a).

O tratamento do câncer pode ser feito por meio de cirurgia, quimioterapia, radioterapia<sup>1</sup>, transplante de medula óssea ou, como em muitos casos, por combinação destes. Em especial na radioterapia, a radiação ionizante<sup>2</sup> é utilizada para provocar danos às células tumorais de forma a eliminá-las ou impedir que se multipliquem. Quando a cura não é possível, a radioterapia pode contribuir, ao menos, para a melhoria da qualidade de vida do paciente, podendo diminuir o tamanho de um tumor, reduzindo a agressividade dos sintomas decorrentes (INCA, 2021c).

A radioterapia pode ser externa (teleterapia) ou de contato (braquiterapia). Na radioterapia externa, a radiação é emitida por um equipamento denominado acelerador linear<sup>3</sup>, ou simplesmente *linac*, que, afastado do paciente, direciona um feixe da radiação ao local a ser tratado. O paciente fica deitado em uma mesa robotizada que permite a correção de desvios de posicionamento para garantir a precisão na posição do tumor no ponto designado como isocentro, para o tratamento.

Os *linacs* precisam de uma sala com estrutura física (*bunker*<sup>4</sup>) projetada especialmente para garantir a segurança dos operadores e do público externo. As radiações geradas durante as sessões da terapia, se não forem contidas, podem provocar efeitos deletérios à saúde de indivíduos situados fora da sala. O objetivo da proteção contra radiação é limitar a exposição à radiação para indivíduos do público e funcionários a um nível aceitável (NCRP, 2005). Assim, todo *bunker* é ferramenta responsável pela blindagem contra a radiação indesejada.

Em grande parte do mundo, inclusive no Brasil, a metodologia de cálculo para dimensionamento da blindagem radiológica necessária a cada instalação de radioterapia baseia-se principalmente no Relatório NCRP nº 151 - *Structural shielding design and evaluation for megavoltage x-and gamma-ray radiotherapy facilities* (NCRP 151) do

---

<sup>1</sup> Radioterapia: tipo de tratamento de câncer objeto desta tese. Definição formal na seção 2.2

<sup>2</sup> Radiação ionizante: partícula ou radiação eletromagnética que, interagindo com a matéria, remove elétrons dos orbitais de seus átomos ou moléculas

<sup>3</sup> Acelerador linear: definição formal na seção 2.3

<sup>4</sup> *Bunker*: termo em inglês usado para designar uma sala de radioterapia

*National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP, 2005), conselho norte-americano voltado para a segurança no uso de radiação operacional.

Na literatura especializada, há registro de diversos trabalhos que avaliam a metodologia de dimensionamento de blindagens de salas de radioterapia recomendada pelo Relatório NCRP nº 151. São trabalhos de simulações computacionais em Monte Carlo, medições experimentais, bem como a combinação destes dois métodos. Da mesma forma, a presente tese busca apresentar contribuições fornecendo novas informações relevantes.

## **1.2. Motivação e Relevância**

A proteção de indivíduos contra os efeitos biológicos indesejáveis das radiações ionizantes é uma preocupação constante desde que foi descoberta. Essa preocupação tem relevância aumentada quando se trata de aplicações avançadas como a radioterapia considerando-se que as faixas de energia se elevam em três ordens de grandeza em relação aos raios-X.

No Brasil, a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) é o Órgão superior de planejamento, orientação, supervisão e fiscalização responsável por estabelecer normas e regulamentos em radioproteção. Ela estabelece os requisitos básicos de proteção radiológica das pessoas em relação à exposição à radiação ionizante, definindo, inclusive, os limites de doses em exposições normais dos indivíduos (ocupacionalmente expostos e do público). Entretanto, por não possuir uma metodologia própria para dimensionamento de blindagem de salas de radioterapia, a CNEN adota para o Brasil a recomendada pela NCRP 151.

A relevância deste trabalho é permitir avaliação, por meio de simulação computacional de um ambiente realista (acelerador linear, sala e paciente), sobre a conveniência das espessuras da blindagem obtidas seguindo-se a metodologia da NCRP 151. O estudo avalia a suficiência da metodologia na redução do nível de dose<sup>5</sup> ao permitido pela normatização brasileira e, principalmente, concluir quanto à possibilidade de haver subestimação ou superestimação nos cálculos da proteção.

## **1.3. Objetivos da Pesquisa**

O principal objetivo deste trabalho é avaliar, por meio do cálculo do transporte da radiação utilizando o Método de Monte Carlo, a metodologia para dimensionamento

---

<sup>5</sup> Dose: de forma genérica, corresponde à energia depositada por unidade de massa do material considerado. Definição formal apresentada na seção 2.6



de blindagem de salas de radioterapia estabelecida pela publicação NCRP 151, concluindo-se pelo grau de eficiência dessa metodologia na redução ao nível de dose considerado tolerável segundo normatização brasileira, considerando a realidade nacional no campo dos tratamentos de radioterapia e seus parâmetros.

### 1.3.1. Objetivos Específicos

- Avaliar como se comporta o dimensionamento da blindagem de salas de radioterapia considerando diferentes energias de operação do *linac*;
- Avaliar como é feita a aplicação da metodologia da NCRP 151 pela CNEN;
- Estimar os equivalentes de dose ambiente após as barreiras primárias, secundárias e porta da sala, simulando um tratamento;
- Avaliar a condição de exposição e dose de um indivíduo posicionado após a barreira que mais transmite a radiação (barreira mais crítica);
- Calcular coeficientes de atenuação do corpo humano representado pelo fantoma<sup>6</sup> REX;
- Analisar e discutir os resultados obtidos, bem como compará-los com dados da literatura; e
- Apresentar as possibilidades de trabalhos futuros relacionados.

## 1.4. Revisão da literatura

O Relatório NCRP nº 151 - *Structural shielding design and evaluation for megavoltage x-and gamma-ray radiotherapy facilities* (NCRP, 2005) do *National Council on Radiation Protection and Measurements* (Conselho Nacional de Proteção Radiológica e Medição) é um requisito essencial para o projeto de um novo *bunker* de tratamento de radioterapia que substitui o Relatório NCRP nº 49 (NCRP, 1998) para instalações de radioterapia de raios X e gama de megavoltagem.

Apresenta recomendações e todas as informações técnicas necessárias, tais como a metodologia para o projeto, conceitos e suposições, com o objetivo de limitar a exposição à radiação para indivíduos do público e funcionários a um nível tolerável dentro dos limites de referência. Destina-se principalmente àqueles indivíduos que se especializam em proteção contra radiação, mas também é de interesse de arquitetos,

---

<sup>6</sup> Fantoma: modelo físico ou computacional (fantoma REX) capaz de representar o corpo humano ou parte dele. Apresentação em detalhe na seção 2.8

administradores hospitalares e profissionais relacionados com o planejamento de novas instalações de radioterapia.

Discute os vários fatores a serem considerados na seleção de materiais de proteção apropriados e no cálculo e avaliação das espessuras das barreiras. Descreve os métodos de cálculo para barreiras primárias e secundárias, portas e labirintos para aceleradores lineares de baixa e alta energia. Discute as cargas de trabalho dos pacientes, os fatores de uso e as taxas de dose. Discute os detalhes estruturais, abrange o layout geral da instalação, as propriedades dos diferentes materiais de blindagem e seus custos relativos. Apresenta descrição de vergalhão e formas de ligações usados para fortalecer o concreto e seus efeitos prováveis, bem como o tratamento de junções e lajes, projeto de acesso ao *bunker* e tratamento de dutos de aquecimento, ventilação e ar-condicionado dentro e fora do *bunker*. Fornece orientação sobre avaliação de blindagem assim que a instalação é construída e descreve o conteúdo necessário do relatório de avaliação.

A Norma CNEN NN 3.01 - Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica (CNEN, 2014) estabelece os requisitos básicos de proteção radiológica das pessoas em relação à exposição à radiação ionizante, definindo, inclusive, os limites de doses em exposições normais dos indivíduos: 20 mSv/ano<sup>7</sup> de dose efetiva para indivíduo ocupacionalmente exposto e 1 mSv/ano de dose efetiva para indivíduo do público.

DI PRINZIO e FACURE (2014), em Determinação de Blindagens em Radioterapia, e o MINISTÉRIO DA SAÚDE (2000), em Blindagem em Radioterapia, descrevem os cálculos para dimensionamento de blindagens, bem como destacam os fatores de uso adotados em muitos serviços de radioterapia no Brasil, inclusive o Instituto Nacional de Câncer (INCa).

Foram encontrados na literatura<sup>8</sup> quatro trabalhos principais que servirão de referência para o desenvolvimento da presente tese, tendo em vista que os quatro seguiram a mesma linha da ideia aqui apresentada.

O primeiro, *Design of a Treatment Room for an 18-MV Linac* (HERNANDEZ-ADAME *et al.*, 2011), dimensiona a blindagem de uma sala de radioterapia, conforme a NCRP 151, para um linac Varian 2100 operando a 18 MV, modela o cenário no código MCNP5 para cálculos de doses em Monte Carlo em diferentes pontos dentro e fora da sala, e compara as doses e os espectros de nêutrons encontrados na porta do labirinto para verificar, assim, se as espessuras de proteção obtidas são suficientes para reduzir os níveis de doses aos limites estabelecidos na regulamentação mexicana.

Os cálculos da simulação em Monte Carlo mostraram doses insignificantes atrás das barreiras primária e secundária e doses mais baixas que os valores de referência dados pela NCRP 151 e regulamentações mexicanas para a área externa a porta, considerada controlada.

---

<sup>7</sup> Média em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano

<sup>8</sup> Trabalhos encontrados na literatura: são apresentados segundo a ordem de importância para esta tese

O segundo trabalho, *Safe bunker designing for the 18 MV Varian 2100 Clinac: a comparison between Monte Carlo simulation based upon data and new protocol recommendations* (BEIGI *et al.*, 2016), dimensiona a blindagem de uma sala de radioterapia, conforme protocolos da NCRP 151 e IAEA 47, e em Monte Carlo, apenas, para comparação das duas condições em termos de doses e os espectros de nêutrons na porta do labirinto, bem como das diferenças de espessuras encontradas. Conclui sobre a subestimação ou superestimação dos métodos e pela combinação dos mesmos.

O projeto de acordo com o método de protocolo usado apresentou barreiras mais espessas do que as projetadas de acordo com o Monte Carlo. Embora a simulação em Monte Carlo possa estar associada a certo nível de incerteza, o método dos protocolos superestima a dose e, conseqüentemente, a espessura dos materiais de blindagem. Tais resultados mostraram que a aplicação de diferentes métodos nos cálculos de blindagem e projeto de *bunker* pode otimizar o projeto e melhorar a proteção contra radiação ao mesmo tempo que reduz os custos. A diferença entre os dois métodos de simulação analítica e Monte Carlo revelou que a aplicação de apenas um método para o projeto do *bunker* pode levar a uma subestimação ou superestimação líquida nos cálculos de dose e blindagem.

JAPIASSÚ (2013) em seu trabalho de mestrado, Levantamento de parâmetros de cálculos de blindagens de salas de radioterapia utilizados no país e seu impacto nas metodologias de cálculo existentes, compara a metodologia utilizada nos projetos de blindagem (NCRP 151) e a realidade de tratamentos feitos no Brasil. Utilizando dois serviços de radioterapia, que fazem tratamentos com técnicas convencionais e modernas, obteve dados relativos a seis meses de operação nas duas instituições e, com base neles, estabeleceu um novo conjunto de parâmetros de utilização, permitindo um novo cálculo da espessura das barreiras. A espessura resultante deste cálculo foi comparada com a espessura proposta no projeto de blindagem aprovado pela CNEN.

Numa instalação, as espessuras das barreiras primárias e secundárias propostas no projeto de blindagem aprovado são maiores do que as espessuras calculadas com base em dados da rotina real da instalação, porém, nas situações mais extremas da rotina do serviço, as espessuras não atendem aos requisitos de radioproteção. Na outra instalação, três das quatro barreiras primárias descritas no projeto possuem espessuras maiores que as calculadas a partir dos parâmetros baseados no funcionamento real, e, estimativas conservadoras utilizadas na concepção do projeto resultaram em espessuras de barreiras adequadas para condições de funcionamento normais e extremas.

Observou que as espessuras de barreiras construídas são em média 31 cm maiores do que a exigida pelos dados baseados na rotina. O cálculo de barreiras com base nos dados extraídos da rotina mostra que há redução da necessidade de espessura das barreiras primárias e aumento das necessidades de espessura para barreiras secundárias nos serviços de tratamentos que utilizam técnicas modernas. Entretanto, os custos correspondentes devem ser considerados.

No trabalho de mestrado, Avaliação da adequação do cálculo de blindagens de salas de radioterapia através do método de Monte Carlo e medidas experimentais, realizado por MEIRELES (2016), o código de Monte Carlo MCNP 5 é utilizado a fim de avaliar as diversas aproximações empregadas na metodologia da publicação NCRP 151 quanto ao impacto no custo da construção e na segurança radiológica da instalação. Levantou novos valores de TVLs, para fótons em concreto convencional ( $2,35 \text{ g/cm}^3$ ) nas energias de 6, 10 e 25 MeV, com fonte de radiação isotrópica criando uma geometria de incidência perpendicular nas barreiras, e posteriormente, com um cabeçote blindado por chumbo emitindo feixe conformado em tronco de pirâmide. Avaliou as margens de segurança adicionais do cinturão primário com o cabeçote emitindo feixe de fótons piramidal nas energias de 6, 10, 15 e 18 MeV. E realizou estudo da atenuação proporcionada pelo corpo do paciente nas energias de 6, 10, 15 e 18 MeV, levantando novos fatores de atenuação. Também foram feitas medidas experimentais de uma sala real de radioterapia, com o propósito de mapear a radiação de fuga do cabeçote do acelerador e os resultados obtidos, foram utilizados na simulação por Monte Carlo e na validação do estudo. Foi observado que os valores de TVLs disponibilizados pela NCRP (2005) apresentam discrepâncias em relação aos valores encontrados por simulação. Além disso, as simulações mostram que as margens de segurança adicionais consideradas no cálculo da largura do cinturão primário das salas de radioterapia são conservadoras e que a atenuação proporcionada pelo corpo do paciente decresce com o aumento de energia, sendo 0,54 o maior valor de atenuação encontrado na energia de 6 MeV.

MISHRA *et al.* (2017) avaliam outro aspecto da NCRP 151 no trabalho *Structural shielding design of a 6 MV flattening filter free linear accelerator: Indian scenario*. Cálculos da blindagem estrutural detalhada das barreiras primárias e secundárias para um acelerador linear de 6 MV operado com os modos de *flattening filter* (FF) e *flattening filter free* (FFF) foram efetuados por dois métodos, um utilizando a abordagem apresentada na NCRP 151 e o outro baseado nas unidades monitoras (MUs) entregues na prática clínica. Também foi realizado o levantamento de radiação das instalações. A abordagem da NCRP sugere que as espessuras das barreiras primária e secundária são maiores em 24% e 26%, respectivamente, para um LINAC operado no modo FF em relação a um LINAC operado nos modos FF e FFF. E as espessuras das barreiras primária e secundária calculadas a partir de MUs entregues também mostram a mesma tendência e são maiores em 20% e 19%, respectivamente, para um LINAC operado no modo FF do que para um LINAC operado nos modos FF e FFF.

COATES (2017) e RIJKEN *et al.* (2019) alertam quanto ao problema do conservadorismo, quando várias suposições conservadoras se sobrepõem. O conservadorismo na blindagem de *bunkers* de aceleradores lineares está enraizado na metodologia de protocolos e diretrizes internacionais. Dados de pesquisa de radiação de 75 barreiras de concreto foram agregados e comparados com as estimativas de exposição de três protocolos populares para avaliar qualquer conservatismo nos fatores usados para calcular o espalhamento, a fuga e a penetração do feixe. Adicionadas a uma

lista de práticas conservativas comuns, essas descobertas foram então usadas para calcular o possível impacto final de uma abordagem conservativa demais para a blindagem do *bunker* de um acelerador linear. RIJKEN *et al.* (2019) mostram que, se todas as suposições conservadoras fossem feitas, o aumento no custo para um único *bunker* poderia chegar a um valor estimado de 43%. Assim, concluem que alguns ajustes na metodologia do protocolo internacional podem ser necessários.

Outros trabalhos procuram contribuir com melhorias no protocolo de cálculos recomendado pela NCRP 151, implementando sugestões ou buscando facilitar a operacionalização dos cálculos a serem realizados por meio das diversas fórmulas e tabelas.

GHIASI e MESBAHI (2012) no trabalho *Sensitization of the analytical methods for photoneutron calculations to the wall concrete composition in radiation therapy*, propuseram uma fórmula analítica para levar em conta a composição do concreto em cálculos de dose fotonêutrica tendo em vista que as equações dos protocolos NCRP nº 151 e IAEA nº 47 levam em conta apenas os nêutrons produzidos no cabeçote do linac. De acordo com a literatura, as paredes de concreto e o corpo do paciente podem produzir nêutrons durante a irradiação de fótons de alta energia.

Utilizando o código MCNPX, simularam o feixe de fótons de 18 MV do Varian Clinac 2100 em uma sala de tratamento típico com diferentes composições de concreto de acordo com o relatório nº 144 do *National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP 144). O número de fotonêutrons produzidos pela sala por Gy de raio-X no isocentro foi determinado para os diferentes tipos de concreto e nomeado como um fator "Q<sub>w</sub>", que foi inserido na fórmula utilizada para cálculos de fluência de fotonêutrons na entrada interna do labirinto.

Destacaram que, se os concretos de alta densidade são primariamente utilizados na blindagem contra feixes de fótons em salas de radioterapia com limitação de espaço, sendo que estes produzem mais fotonêutrons em comparação com o concreto comum, este aspecto deve ser considerado no projeto de blindagem contra fotonêutrons para as salas construídas com concretos de alta densidade.

REZENDE *et al.* (2014), em *Production of neutrons in laminated barriers of radiotherapy rooms: comparison between the analytical methodology and Monte Carlo simulations*, utilizam o código MCNPX para validar pela primeira vez o modelo matemático de McGinley para casos de barreiras primárias contendo chapas de aço ou chumbo, considerando a existência de aceleradores lineares de 15 ou 18 MV. Mais de 80% dos valores obtidos nas simulações computacionais revelaram desvios acima de um fator de 2, quando comparados à fórmula analítica, levando à conclusão de que o método de McGinley não pode ser considerado um modelo matemático adequado para estimar doses equivalentes devido a nêutrons além das barreiras compostas por concreto e metal.

HASSAN *et al.* (2018), em *A versatile program for the calculation of linear accelerator room shielding*, elaboraram um programa de computador para calcular a quantidade necessária de blindagem para um projeto de sala de acelerador linear proposto para radioterapia, segundo as diretrizes gerais de proteção para instalações de radioterapia de raios X de alta energia apresentadas pelos relatórios do Conselho Nacional de Proteção Radiológica e Medição (NCRP) nº 151 e o de segurança da Associação Internacional de Energia Atômica (IAEA) nº 47.

Aplicando os cálculos recomendados no relatório NCRP nº 151 para dimensionar espessuras de blindagem adequadas para um determinado projeto de sala de tratamento com acelerador linear, o programa reproduziu com precisão todos os exemplos apresentados no relatório NCRP nº 151 e um projeto de teste calculado manualmente. O programa inclui um recurso novo e importante que é a capacidade de calcular a espessura necessária da sala de tratamento no caso de IMRT (radioterapia de intensidade modulada) e TBI (irradiação de corpo inteiro).

Com a utilização do programa, os cálculos de blindagem da sala de tratamento se tornam mais fáceis, rápidos e precisos.

Outros diversos autores e grupos de pesquisa, como KASE *et al.* (2003), FACURE *et al.* (2007), FROTA *et al.* (2009) e CORDEIRO (2013) estudaram as blindagens de diferentes materiais e composições avaliando-as, contudo, em termos de atenuação e transmissão de energia, considerando o equivalente de dose ambiente e doses em fantomas de água (BRAGA *et al.*, 2018b).

REBELLO e colaboradores (2012) e MEDEIROS (2018) realizaram trabalhos para avaliar as contribuições do aço e do chumbo como blindagem considerando, respectivamente, o equivalente de dose ambiente devido a nêutrons na posição do paciente e um modelo realístico de cenário de tratamento de câncer de próstata, criado para simulação em Monte Carlo.

MESBAHI e colaboradores (2012) investigaram o efeito de diferentes tipos de concreto em doses devido a fotonêutrons no isocentro e na porta de entrada do labirinto utilizando fantoma de água.

BRAGA e colaboradores (2018a) estudaram as contribuições da radiação espalhada e produzida pela blindagem de concreto de salas de radioterapia sobre doses equivalentes, doses efetivas e fatores de risco para carcinogênese radioinduzida nos pacientes em tratamento de câncer de próstata.

Como é possível observar, não foi encontrado na literatura nenhum trabalho que avaliasse a metodologia para dimensionamento de blindagem de salas de radioterapia, estabelecida pela publicação NCRP – 151 e adotada pela CNEN, considerando doses devido a fótons e nêutrons, de acelerador linear dotado de colimador multifolhas altamente detalhado, em fantoma antropomórfico REX

simulando um paciente em tratamento radioterápico, da maneira como o presente trabalho se propõe.

### **1.5. Organização do Trabalho**

O estudo está organizado por este capítulo de introdução e os seguintes capítulos apresentados abaixo.

O Capítulo 2 reúne as principais fundamentações teóricas que dão embasamento a esta tese.

O Capítulo 3 descreve as duas fases nas quais o trabalho foi dividido, bem como detalha os métodos aplicados em cada uma delas.

No Capítulo 4, são apresentados os resultados obtidos em cada fase com suas respectivas análises e discussões.

No Capítulo 5, são apresentadas as conclusões finais dos resultados obtidos neste trabalho, além das recomendações e sugestões para futuras pesquisas.

Por fim, o Capítulo 6 reúne todas as referências bibliográficas adotadas neste trabalho.

## Capítulo 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1. Câncer

*Câncer* é um termo usado para designar mais de cem doenças cuja semelhança é o crescimento fora de controle e desordenado de células que invadem tecidos e órgãos vizinhos ou distantes (INCA, 2021), destruindo as células normais e formando uma massa compacta de células anormais continuamente em crescimento chamada tumor ou neoplasia (ALBERTS *et al.*, 2017), conforme ilustrado na figura 2.1.

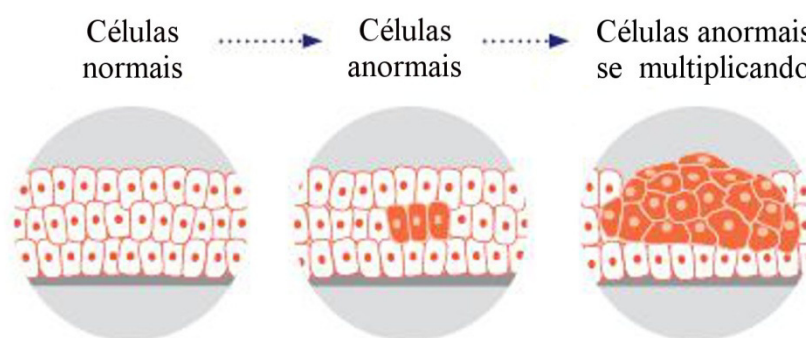


Figura 2.1 – Formação do câncer. Células normais sofrem mutações genéticas e, multiplicando-se desordenadamente, formam o tumor cancerígeno. Fonte: Adaptado de THE CANCER COUNCIL NSW (2021).

Enquanto o tumor for apenas uma massa localizada de células cancerígenas que se proliferam lentamente e sem capacidade invasiva, trata-se de um tumor benigno. A remoção ou destruição dessa massa local permite, em geral, a cura completa.

O verdadeiro câncer é o tumor dito maligno, onde as células cancerígenas se proliferam rapidamente, de forma muito agressiva e incontrolável, podendo se espalhar e invadir outras regiões do corpo por meio da circulação sanguínea e dos vasos linfáticos, em um processo de migração chamado *metástase*, como mostra a figura 2.2. O tumor maligno desenvolve seus próprios vasos sanguíneos em um processo denominado *angiogênese*, o que favorece a ocorrência da metástase (SSJ GENERAL SURGERY, 2021).



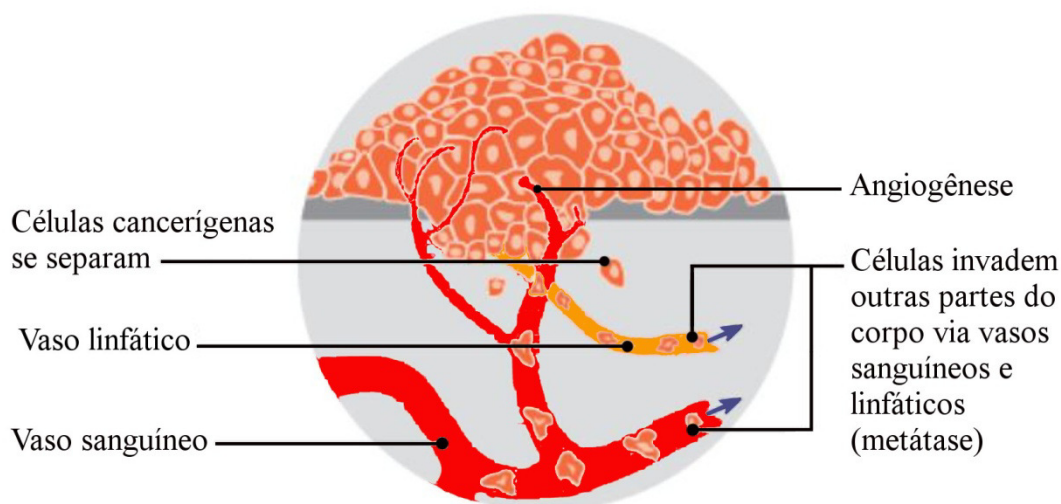


Figura 2.2 – Formação do tumor maligno. O tumor desenvolve vasos sanguíneos próprios (angiogênese), por meio dos quais ocorre a metástase. Fonte: Adaptado de THE CANCER COUNCIL NSW (2021).

O câncer de próstata, utilizado como referência neste estudo, é o tipo de câncer mais diagnosticado entre os homens em todo o mundo e um dos principais em causa de morte (DJULBEGOVIC *et al.*, 2010). Sem considerar os tumores de pele não melanoma, o câncer de próstata ocupa a primeira posição no Brasil em taxa de incidência. Estimam-se 65.840 casos novos de câncer de próstata para cada ano do triênio 2020-2022. Esse valor corresponde a um risco estimado de 62,95 casos novos a cada 100 mil homens. Apesar do número de novos casos estimados para o câncer de mama em mulheres ser maior (66.280), sua taxa de incidência é menor (61,61 casos novos a cada 100 mil mulheres) do que a do câncer de próstata (INCA, 2019).

### 2.1.1. Câncer de próstata

A próstata é uma glândula que só o homem possui e se localiza na parte baixa do abdômen. Possui diversos órgãos circunvizinhos como a bexiga, a vesícula seminal, o reto, o cólon, os testículos entre outros, conforme ilustrado na figura 2.3. É a próstata que produz parte do sêmen, líquido espesso que contém os espermatozoides, liberado durante a relação sexual (INCA, 2021b).

Mais do que qualquer outro tipo, o câncer de próstata é considerado uma doença da terceira idade, já que cerca de três quartos dos casos no mundo ocorrem a partir dos 65 anos. Alguns desses tumores podem crescer rapidamente, se espalhar para outros órgãos/tecidos, e levar o paciente a óbito. A grande maioria, porém, leva cerca de

15 anos para atingir 1 cm<sup>3</sup>, não chegando a dar sinais durante a vida e nem a ameaçar a saúde do homem (INCA, 2021b).

Há vários tipos de tratamento para o câncer de próstata, mas a escolha do tratamento mais adequado deve ser individualizada e definida após discussão dos riscos e benefícios do tratamento com o médico (INCA, 2021b). As opções terapêuticas disponíveis atualmente levam em conta a agressividade do tumor e as características do paciente (CONITEC, 2015) e incluem avaliar diversos pontos como, a idade, comorbidades, a evolução da doença, a velocidade de crescimento do tumor e se há metástase.

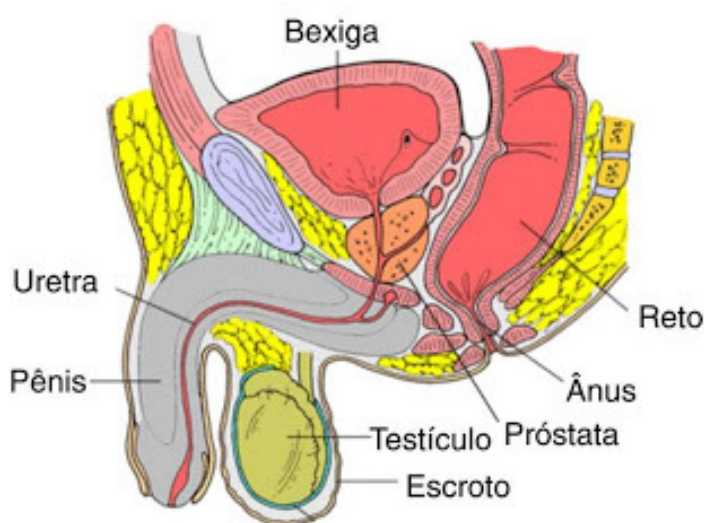


Figura 2.3 – Identificação da próstata e de órgãos circunvizinhos. Fonte: DAHLKE e CAVAGNOLLI (2011).

Para a doença localizada, os procedimentos adotados são a cirurgia, a radioterapia e até mesmo a observação vigilante em algumas situações especiais. Para a doença localmente avançada, tem sido utilizada a radioterapia ou cirurgia em combinação com tratamento hormonal. Quando há metástase, o tratamento mais indicado é a terapia hormonal (INCA, 2021b).

No procedimento cirúrgico, a próstata pode ser total ou parcialmente removida. Em ambos os casos, a cirurgia pode causar uma série de efeitos colaterais, que variam conforme o tratamento e de pessoa para pessoa. São quadros de impotência, incontinência urinária e até infertilidade, dentre outros (THE CANCER COUNCIL NSW, 2021a).

## 2.2. Radioterapia

A *radioterapia* é uma das principais modalidades de tratamento contra o câncer, por ser eficaz e estar em rápida evolução na medicina (EVANS e STAFFURTH, 2018). Nesse procedimento, a radiação ionizante é direcionada para o local do tumor, visando destruí-lo ou limitar seu crescimento. A radiação é colimada para a região do tumor de forma que este receba a maior dose de energia possível, procurando-se afetar minimamente os tecidos e órgãos sadios circunvizinhos. A *braquiterapia* e a *teleterapia* são as duas modalidades existentes de radioterapia. A braquiterapia, conhecida também como radioterapia de contato, não será objeto de estudo no presente trabalho.

### 2.2.1. Teleterapia

A teleterapia ou radioterapia externa, ao contrário da braquiterapia, utiliza fontes de radiação ionizante posicionadas a certa distância do paciente, sendo o feixe útil colimado na direção da posição em que se encontra o tumor. Nessa modalidade de tratamento destacam-se os feixes de raios X de altas energias produzidos por *aceleradores lineares* (figura 2.4) conhecidos por LINACs ou *linacs* (*Linear Accelerators*), os mais utilizados atualmente.

Na teleterapia, a dose total de tratamento costuma ser dividida em diversas sessões, a fim de se evitar doses muito elevadas nos órgãos sadios, ao mesmo tempo em que um número maior de células cancerígenas possa sofrer os efeitos desejados da radiação aplicada. Além disso, diferentes direções do feixe incidente são utilizadas para proporcionar máxima concentração de dose no tumor e mínima deposição de dose nos órgãos sadios circunvizinhos, aumentando a eficácia do tratamento.



Figura 2.4 – Acelerador *Varian Trilogy* (VARIAN MEDICAL SYSTEMS, 2021).

A definição do tipo de terapia a ser adotado decorre da avaliação de uma série de condicionantes, inclusive da relação riscos versus benefícios, para se determinar o limite de dose que poderá afetar os tecidos sadios circunvizinhos durante o tratamento.

No tratamento, o feixe de radiação interage com as células do tumor da região alvo, ionizando o meio e promovendo alterações no DNA dessas células. Em consequência, o metabolismo das células cancerígenas é alterado, culminando com a morte das mesmas, uma vez que seus sistemas vitais são inativados e/ou suas capacidades de reprodução ficam inibidas.

A teleterapia com aceleradores lineares de alta energia é a forma de tratamento utilizada como referência de estudo no presente trabalho.

### 2.3. Aceleradores Lineares

O emprego de radiações ionizantes na medicina remonta ao final do século XIX, logo em seguida aos descobrimentos dos raios-X por Wilhelm Conrad Roentgen (1845-1923) em 1895, da radioatividade natural por Antoine Henri Becquerel (1852-1908) em 1896, e dos elementos radioativos polônio e rádio por Pierre (1867-1906) e Marie Curie (1867-1934) em 1898.

No século XX, diversos tipos de aceleradores de partículas para pesquisa básica, em física nuclear e em física de altas energias, foram desenvolvidos, dentre eles estão os aceleradores lineares. Com o papel importante desempenhado pelos raios-X na medicina desde a sua descoberta, muitos aceleradores foram modificados para uso em radioterapia.

Os aceleradores lineares (LINACs) são equipamentos que aceleram elétrons, até atingirem energias cinéticas entre 4 MeV e 50 MeV em um tubo linear, que ao se chocarem com um alvo de material pesado, geram raios-X de freamento ou *bremstrahlung*, formando o feixe útil para o tratamento de tumores. Os tratamentos radioterápicos se expandiram com o desenvolvimento desse tipo de acelerador.

No início, os aceleradores lineares operavam em energias baixas, o que limitava sua aplicação no tratamento de cânceres profundos. Para superar essas limitações, LINACs operando com energias cada vez maiores foram desenvolvidos, ampliando o uso destes aparelhos e tornando-os os mais utilizados atualmente na teleterapia. Dentre estes, pode-se destacar os equipamentos fabricados pela *Varian Medical Systems*. Um dos seus modelos, o *Varian Trilogy*, é apresentado na figura 2.4.

O progresso significativo da teleterapia nas últimas seis décadas traduz-se em cada vez mais controle da dose entregue no volume tumoral. A técnica denominada

*radioterapia conformacional* (também conhecida por CRT) foi desenvolvida para conformar o feixe de radiação ao contorno do tumor. As novas técnicas de diagnóstico por imagem surgidas na década de 70 tornaram disponíveis informações anatômicas em 3D dos pacientes, permitindo o desenvolvimento da *radioterapia conformacional 3D* (3D-CRT). Equipamentos passaram a empregar um “filtro aplanador” (*flattening filter*) posicionado de forma a uniformizar a fluência através do feixe de radiação. Além disso, múltiplos ângulos de inclinação do cabeçote do irradiador (também chamado de *gantry*) passaram a ser utilizados. Tudo isso a fim de diminuir a concentração da dose de radiação nos tecidos sadios circunvizinhos.

A constante pesquisa no sentido de melhorar o controle na entrega de dose nos tumores permitiu descobrir que, utilizando-se um colimador multifolhas (*multileaf collimator* – MLC) que se move dinamicamente para dentro e para fora do feixe de radiação, era possível alcançar uma distribuição de doses altamente conformada no volume-alvo e ao mesmo tempo uma diminuição importante de doses nos tecidos saudáveis adjacentes. Essa técnica recebeu a denominação de IMRT – *Intensity Modulated Radiation Therapy*, ou radioterapia de intensidade modulada.

### 2.3.1. Princípios de funcionamento

Os princípios de funcionamento dos diversos modelos de aceleradores lineares existentes no mercado mundial têm características comuns, apresentando apenas algumas variações. A figura 2.5 apresenta os principais componentes de um LINAC.

Gerados no componente conhecido como canhão de elétrons (a), os elétrons são acelerados pelos campos magnéticos a vácuo do tubo acelerador (b). Saindo do tubo acelerador, os elétrons passam por outro campo magnético no magneto de deflexão (c) que altera suas trajetórias em  $270^\circ$ , a fim de serem direcionados para um alvo de cobre ou tungstênio (d), onde ao colidirem, ocorre a produção de raios-X de freamento ou *bremsstrahlung* (do alemão *bremsen* = quebrar, e *strahlung* = radiação). Os raios-X que emergem do alvo são emitidos em geometria  $4\pi$ , sendo necessária a colimação do feixe útil gerado em direção à posição de interesse. Esta primeira colimação é realizada por colimadores construídos de forma a envolver o alvo, denominados colimadores primários. Na sequência, os raios-X atravessam o filtro aplanador ou *flattening filter*, fixo no carrossel (e), cuja finalidade é uniformizar a fluência dos fótons de *bremsstrahlung*, homogeneizando a dose a certa profundidade na região do tratamento. Após passar pelo filtro, o feixe de fótons atravessa uma câmara de ionização (f) que, uma vez calibrada, tem por finalidade aferir a qualidade do feixe gerado e servir como medidor da taxa de dose entregue no paciente. Posteriormente, o feixe é colimado em campo de seção retangular ou quadrada pelos colimadores secundários (g) formados por dois pares de blocos - geralmente de tungstênio. O par superior são os colimadores Y e

o par inferior são os colimadores X. Por se assemelharem a mandíbulas, esses pares de colimadores são chamados de *jaws*.

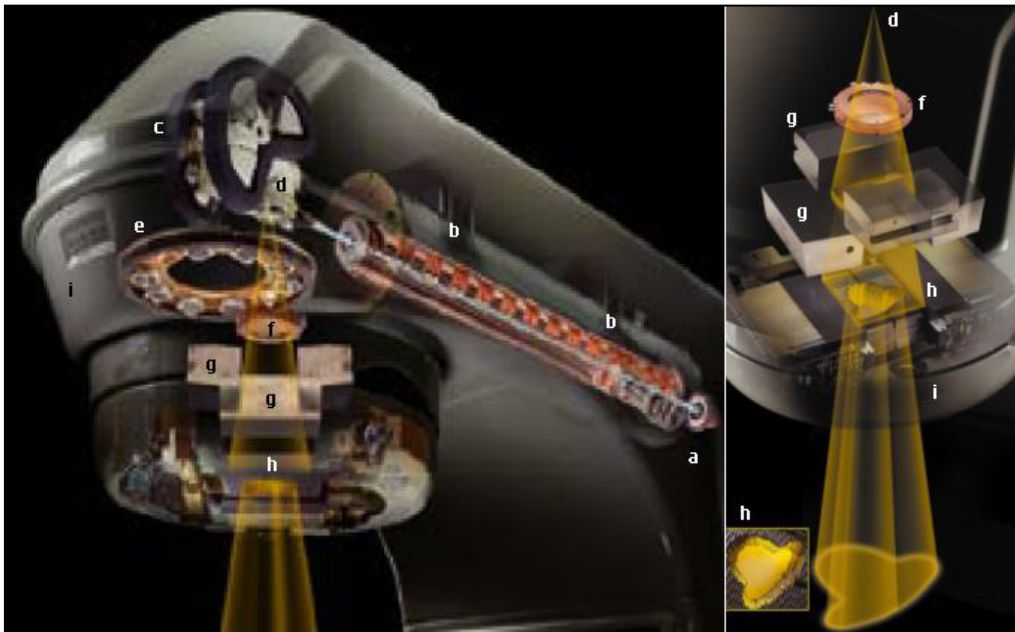


Figura 2.5 – Componentes internos comuns dos LINACs. (a) Canhão de elétrons, (b) Tubo acelerador, (c) Magneto, (d) Alvo, (e) Carrossel com o filtro aplanador e outros implementos, (f) Câmara de ionização, (g) Colimadores secundários (*jaws*) superiores Y e inferiores X, (h) Colimador multifolhas (MLC), (i) Carcaça do equipamento. Fonte: Adaptado de ASTURIAS MUNDIAL (2021).

Em equipamentos modernos - praticamente todos atualmente - o feixe útil ainda passa por um colimador adicional, chamado multifolhas ou *Multileaf Collimator* (MLC), composto por dois bancos de folhas móveis e independentes que podem gerar formas irregulares de campo (REBELLO *et al.*, 2008), mais adaptáveis às complexas geometrias da anatomia do paciente, permitindo controle bastante preciso da área que se deseja expor à radiação (MEDEIROS, 2018). O MLC substitui os blocos metálicos moldados individualmente para cada paciente na radioterapia conformacional convencional.

O conjunto de componentes móveis que dão suporte ao cabeçote do acelerador é denominado braço ou *gantry*. Este pode ser rotacionado em praticamente qualquer ângulo de forma a permitir o melhor posicionamento do feixe de radiação com relação à região a ser tratada no paciente (MEDEIROS, 2018). Assim, os colimadores são ajustados conforme a projeção do tumor em cada direção do *gantry*, figura 2.6, minimizando as doses sobre órgãos sadios circunvizinhos.

Durante as sessões de radioterapia, fótons com energias superiores a 6,7 MeV provocam reações nucleares capazes de liberar nêutrons, os chamados fotonêutrons (FACURE, 2006). Esta liberação ocorre quando os fótons incidentes interagem com materiais de número atômico elevado presentes nos colimadores *jaws*, no MLC e na blindagem externa do cabeçote. Aceleradores médicos operando acima de 10 MeV requerem proteção de porta para nêutrons e fótons (NCRP, 2005). É o que já prevê a NCRP 151 em sua metodologia de cálculo de blindagens para proteção dos indivíduos externos à sala de radioterapia.

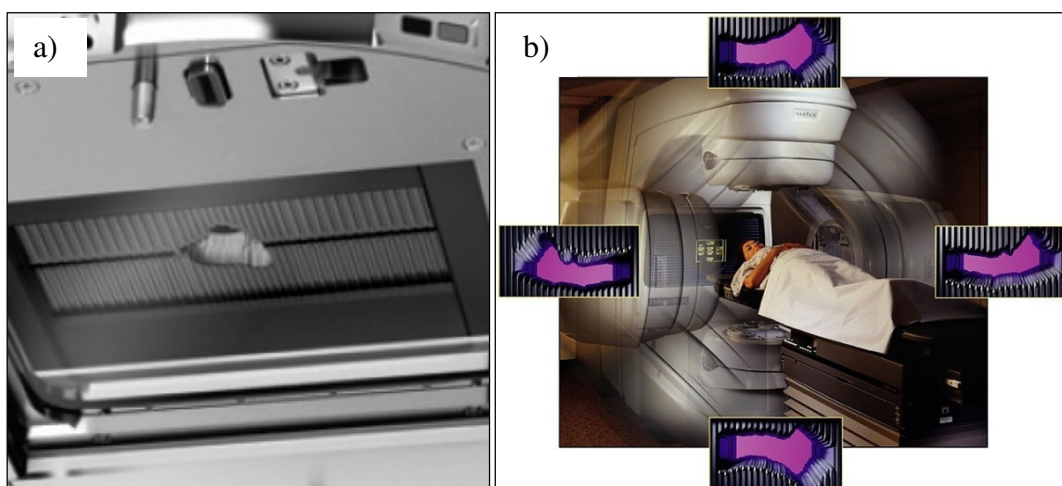


Figura 2.6 – a) Vista do MLC HD 120 no aparelho Varian Trilogy, b) Configurações do MLC, conforme a posição do *gantry*. Fonte: VARIAN MEDICAL SYSTEMS (2013).

#### 2.4. Física das radiações produzidas nos LINACs

Conforme já mencionado, os LINACs são aparelhos utilizados em radioterapia, capazes de acelerar elétrons a energias que, para uso médico, vão de 4 MeV a até 25 MeV e lançá-los contra alvos de cobre ou tungstênio para obtenção de fótons (radiação eletromagnética) de freamento ou *bremsstrahlung*<sup>9</sup>.

As radiações eletromagnéticas, além do movimento ondulatório, se caracterizam pela ausência de carga elétrica e de massa, o que lhes conferem grande poder de penetração no meio material e pequeno poder de ionização em comparação às partículas  $\alpha$  e  $\beta$ . Os raios-X e gama são os dois tipos de radiação eletromagnética que existem no campo das radiações ionizantes, sendo os raios-X gerados na eletrosfera atômica e os raios gama no campo do núcleo.

<sup>9</sup> *Bremsstrahlung*: definição formal na seção 2.4.6

Nos contextos da proteção radiológica e da radioterapia, desde a geração do feixe útil até atingir o sítio tumoral, a radiação eletromagnética interage de diversos modos com a matéria que atravessa, sendo os mais relevantes: o *efeito fotoelétrico*, o *efeito Compton*, a *formação de pares*, o *efeito Rayleigh* e a *produção de fotonêutrons*.

Nos processos que envolvem fótons, a ocorrência de cada tipo de interação entre a radiação eletromagnética e a matéria depende intimamente da energia do fóton incidente e do número atômico ( $Z$ ) do material com o qual o fóton interage, conforme pode ser observado na figura 2.7.

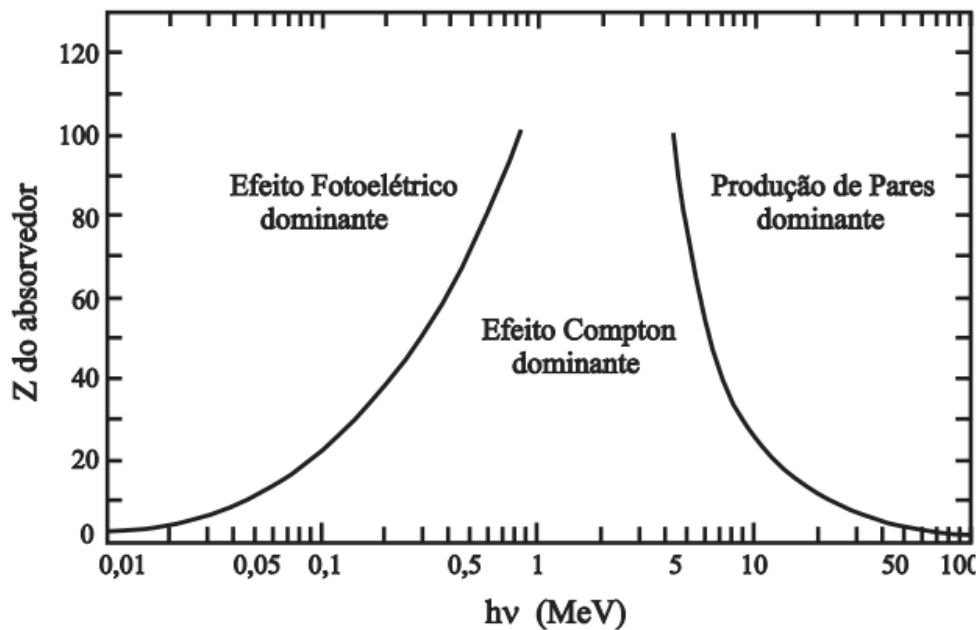


Figura 2.7 – Dependência da energia dos fótons ( $h\nu$ ) e do número atômico do material ( $Z$ ) com o qual interage a radiação eletromagnética. Fonte: TAUHATA *et al.* (2014).

#### 2.4.1. Efeito fotoelétrico

Nesse processo, há a transferência total da energia do fóton incidente, raios-X ou gama, a um único elétron do átomo, que fica em estado “excitado”. Com isso, o fóton desaparece e o elétron é então ejetado de seu orbital com uma energia cinética  $E_c$  (figura 2.8) igual à diferença entre a energia do fóton incidente e a energia de ligação do elétron no átomo.



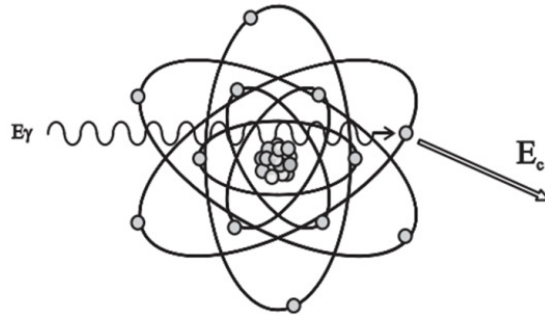


Figura 2.8 – Representação do efeito fotoelétrico. Fonte: TAUHATA *et al.* (2014).

A energia cinética  $E_c$  do elétron ejetado pode ser calculada pela equação 2.1, onde  $h\nu$  corresponde à energia do fóton incidente e  $B_e$  à energia de ligação do elétron ao seu orbital. Esse tipo de interação predomina em baixas energias e em elementos químicos de  $Z$  elevado.

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

#### 2.4.2. Efeito Compton

No *efeito Compton*, o fóton incidente tem energia suficientemente maior que a energia de ligação de um elétron orbital. Ao interagir, o fóton transfere apenas parte de sua energia para o elétron que é ejetado, enquanto o fóton continua sua história dentro do material em uma nova direção e com menos energia, conforme ilustrado na figura 2.9. Esse processo ocorre preferencialmente quando a energia da radiação incidente é tão maior, que a energia de ligação do elétron possa ser considerada desprezível.

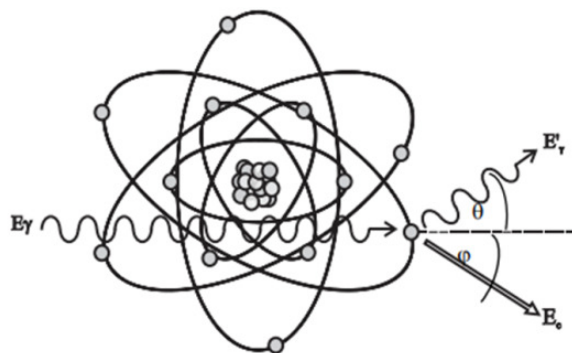


Figura 2.9 – Representação do efeito Compton. Fonte: TAUHATA *et al.* (2014).

### 2.4.3. Formação de pares

A *produção ou formação de pares* é uma das formas predominantes de absorção da radiação eletromagnética de alta energia em que um fóton desaparece com a criação de um par elétron-pósitron. Nesse tipo de interação ocorre a transformação de energia em massa quando fótons de energia igual ou superior a 1,022 MeV interagem com o forte campo elétrico nuclear, ao passarem próximo a núcleos de Z elevado. O fóton, assim, dá origem a um par de partículas, um elétron ( $e^-$ ) e um pósitron ( $e^+$ ), ambas com a mesma energia cinética  $E_c$ , conforme representado na figura 2.10. Posteriormente, o elétron e o pósitron transferem suas energias cinéticas para o meio material, sendo que o pósitron se combina novamente com um elétron do meio e dá origem a 2 fótons de 511 keV cada um. Por motivos de violação da conservação de energia e momento, a formação de pares não é possível no vácuo.

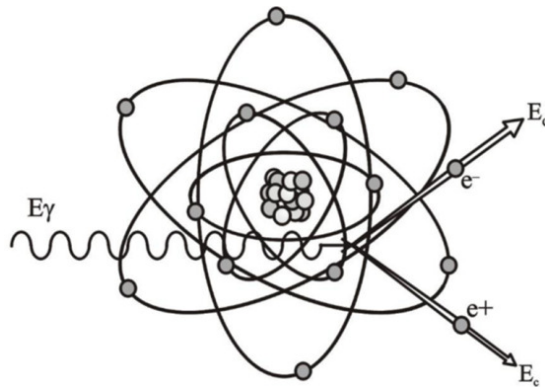


Figura 2.10 – Representação da formação de pares. Fonte: TAUHATA *et al.* (2014).

### 2.4.4. Espalhamento Rayleigh

O *espalhamento Rayleigh* é chamado “coerente”, pois o fóton é espalhado por uma ação combinada do átomo como um todo. O espalhamento é elástico no sentido em que o fóton conserva sua energia inicial; o átomo se move apenas o suficiente para conservar o momento. O fóton é geralmente redirecionado apenas em um pequeno ângulo, só podendo ser detectado em feixes estreitos (ATTIX, 1986).

Espalhamento Rayleigh não contribui em nada para o kerma ou dose, uma vez que não ocorre transferência de energia para partículas carregadas, nem é produzida qualquer ionização ou excitação. Portanto, a importância relativa do espalhamento Rayleigh é vista como bastante pequena em comparação com outras interações (ATTIX, 1986).

A ocorrência do efeito Rayleigh geralmente é mais provável nas interações entre feixes de fótons de baixa energia e materiais de número atômico elevado (KNOLL, 2010).

#### 2.4.5. Produção de fotonêutrons

*Fotonêutrons* são produzidos quando o feixe de fótons incidente interage com os núcleos de materiais de elevados números atômicos, que compõem as partes dos cabeçotes dos LINACs tais como o alvo, o colimador primário, os *jaws* e o MLC. O tungstênio e o chumbo são os elementos de maior parcela de contribuição na produção de fotonêutrons. Embora o ferro, o cobre e o alumínio também sejam comuns em LINACs, eles possuem pequena probabilidade de emissão dessas partículas (NASERI e MESBAHI, 2010). As energias limites para emissão de fotonêutrons nos principais materiais encontrados em salas de radioterapia são apresentadas na tabela 2.1.

Tabela 2.1 – Energias limite para emissão de fotonêutrons ( $\gamma,n$ ) em materiais comuns em salas de radioterapia (SHER *et al.*, 1951; CHIDLEY *et al.*, 1958; MCCALL e SWANSON, 1979)

Elemento	Peso Atômico	Abundância (%)	Energia Limite (MeV)
<b>Al</b>	27	100	13,1
<b>Fe</b>	54	5,8	13,4
	56	91,7	11,2
<b>Cu</b>	65	30,8	9,91
<b>W</b>	182	26,4	8,05
	183	14,4	6,19
	184	30,6	7,41
	186	28,4	5,75
<b>Pb</b>	206	25,1	8,08
	207	21,7	6,74
	208	52,3	7,37

A produção de fotonêutrons depende essencialmente do núcleo-alvo e da energia do fóton que com ele interage. O núcleo absorve o fóton, cuja energia é da

ordem de grandeza da energia de ligação do núcleo, e passa para o estado “excitado”. A absorção ocorre podendo provocar reações nucleares do tipo  $(\gamma, p)$ ,  $(\gamma, n)$ . Tendo em vista que no próprio núcleo existe uma forte barreira Coulombiana, a emissão de prótons  $(\gamma, p)$  é pouco provável quando comparada à emissão de nêutrons  $(\gamma, n)$ . Além disso, núcleos de elementos pesados possuem mais nêutrons do que prótons. Dessa forma, a energia excedente é liberada juntamente com a emissão de massa, no caso, de nêutrons – os chamados fotonêutrons.

A preocupação com os nêutrons é importante, pois “contaminam” o feixe principal de fótons e, além de contribuírem com doses indesejadas nos pacientes, podem se espalhar por toda a sala de radioterapia e pelo labirinto de entrada, demandando especial atenção do projeto de blindagem da porta de acesso ao *bunker*. Como a porta de acesso não pode ter a mesma espessura das paredes de concreto de forma funcional, há a necessidade de utilização de materiais como o polietileno borado e o chumbo para garantir-lhe adequada blindagem contra nêutrons e raios gama de captura dos nêutrons, respectivamente.

#### 2.4.6. *Bremsstrahlung*

*Bremsstrahlung*, ou raio-X de freamento, é o nome dado ao processo de produção de fótons a partir da interação de elétrons com a matéria. Quando um elétron energético interage com o campo elétrico de núcleos de número atômico elevado ou com a eletrosfera, ele reduz a energia cinética, muda de direção e emite a diferença de energia sob a forma de fóton.

A energia dos raios-X de freamento depende bastante da energia do elétron incidente. Como o processo depende da energia e da intensidade de interação da partícula incidente com o núcleo e de seu ângulo de saída, a radiação produzida pode ter energia entre zero e o valor da energia cinética do elétron incidente, sendo contínuo seu espectro em energia (TAUHATA *et al.*, 2014).

A distribuição angular dos fótons emitidos ocorre proporcionalmente a  $\sin^2 \theta (1 - \beta \cos \theta)^5$ , sendo  $\theta$  o ângulo entre o vetor de aceleração da partícula incidente e o vetor unitário conectando o elétron com o ponto de observação, e  $\beta$  a razão entre a velocidade ( $v$ ) do elétron e a velocidade da luz no vácuo ( $c$ ). Para pequenas velocidades ( $\beta \rightarrow 0$ ), a distribuição será  $\sin^2 \theta$  com um máximo em  $\theta = 90^\circ$ . Por outro lado, quanto maior a velocidade (energia cinética) dos elétrons, mais orientada na mesma direção geral e sentido dos elétrons incidentes será a distribuição angular dos fótons emitidos. É o que ocorre nos aceleradores lineares de uso médico que operam na faixa de megavoltagem (PODGORSAK, 2005).

## 2.5. Interação do nêutron com a matéria

O nêutron é uma partícula sem carga que, juntamente com o próton, forma a massa do átomo, uma vez que a massa do elétron pode ser considerada desprezível por ser aproximadamente 2.000 vezes menor que a do nêutron. Quando se encontra mais externo ao núcleo atômico, o nêutron tem comportamento de partícula instável, emitindo um elétron e um antineutrino e se convertendo em um próton (CHUNG, 2001). Os nêutrons possuem diversos valores possíveis de energia, a depender do tipo de processo físico pelo qual são ejetados dos núcleos. Autores costumam dividir os nêutrons em grupos de energia de acordo com a necessidade de cada estudo, tendo em vista que cada grupo tem uma característica própria quanto à forma de atenuação no meio. ZAMBONI (2007) classifica os nêutrons em (a) frios, (b) térmicos, (c) epitérmicos, (d) rápidos e (e) relativísticos, como apresentado na tabela 2.2.

Tabela 2.2 – Classificação de energia dos nêutrons adotada por ZAMBONI (2007).

Nêutrons	Energias
Frios	$E < 0,01 \text{ eV}$
Térmicos	$0,01 < E < 0,5 \text{ eV}$
Epitérmicos	$0,3 < E < 10^4 \text{ eV}$
Rápidos	$10^4 \text{ eV} < E < 20 \text{ MeV}$
Relativísticos	$E > 20 \text{ MeV}$

Como não possuem carga elétrica, os nêutrons não são afetados pelos elétrons em um átomo, nem pela carga positiva dos núcleos. Consequentemente, os nêutrons podem atravessar a nuvem de elétrons do átomo e interagir diretamente com seu núcleo (LAMARSH e BARATTA, 2001). Devido a essa não influência das forças Coulombianas, os nêutrons são bastante penetrantes (TAUHATA *et al.*, 2014), podendo se propagar no interior dos materiais sem nenhuma interação em distâncias relativamente grandes.

A razão da probabilidade do nêutron interagir com certo material por unidade de fluência de nêutrons e por núcleo do material é definida como seção de choque. A unidade de medida da seção de choque é o barn (b), sendo  $1 \text{ b} = 10^{-24} \text{ cm}^2$ . Não é difícil perceber que seção de choque é a área da seção transversal efetiva do núcleo (LAMARSH e BARATTA, 2001). Desta forma, quanto maior a área do núcleo alvo (seção de choque), maior será a probabilidade de ocorrer alguma interação nêutron-núcleo (LAMARSH, 1966).

Na interação com o meio, o nêutron promove modificação na composição nuclear dos átomos e/ou transferência de energia que pode ser transformada em energia

cinética ou em fóton. Essa interação ocorre por dois processos: pelo *espalhamento* e pela *absorção* (LAMARSH, 1966). A soma das seções de choque de espalhamento ( $\sigma_s$ ) e de absorção ( $\sigma_a$ ) determina a probabilidade de interação conhecida como seção de choque microscópica total ( $\sigma_t$ ), conforme equação 2.2.

$$\sigma_t = \sigma_s + \sigma_a \quad (2.2)$$

### 2.5.1. Espalhamento

No processo de espalhamento, ao colidir com o núcleo, o nêutron transfere parte de sua energia para ele e tem sua direção de deslocamento modificada, podendo acontecer de duas formas: elástica ( $\sigma_e$ ) ou inelástica ( $\sigma_i$ ) (LAMARSH, 1966). A equação 2.3 representa a composição dessa seção de choque parcial.

$$\sigma_s = \sigma_e + \sigma_i \quad (2.3)$$

O espalhamento elástico ( $n,n$ ) é considerado o principal responsável pela moderação de nêutrons. A estrutura do núcleo não sofre qualquer alteração, pois a interação é apenas uma simples transferência de energia cinética e de quantidade de movimento. Não há excitação nuclear, nem geração de radiação eletromagnética, pois o nêutron reaparece e o núcleo é mantido no seu estado fundamental.

No caso do espalhamento inelástico ( $n,n'$ ), ( $n,n',\gamma$ ), o nêutron incidente deve possuir determinada quantidade de energia de tal forma que possa ser capturado e um outro nêutron seja emitido pelo núcleo composto formado. Este, na maioria das vezes, retorna ao seu estado fundamental emitindo raios gama ( $\gamma$ ). Nas reações onde ocorre o espalhamento inelástico, a energia cinética do sistema não é conservada, sendo que a diferença entre a energia anterior e posterior ao choque é utilizada como energia de excitação nuclear. A seção de choque de espalhamento inelástico ( $\sigma_i$ ) é zero até um limite de energia, e a energia na qual o primeiro estado excitado é encontrado diminui com o aumento do número de massa. Consequentemente,  $\sigma_i$  é diferente de zero em uma região maior de energia para os núcleos mais pesados do que para os núcleos mais leves (LAMARSH e BARATTA, 2001).

## 2.5.2. Absorção

No processo de absorção, o nêutron é capturado pelo núcleo alvo, dando origem a um núcleo composto e energeticamente excitado. A estabilidade desse núcleo composto é atingida por meio da emissão de um ou mais raios gamas e/ou da emissão de partículas. O estado de excitação do núcleo pode promover a ocorrência de vários fenômenos cujos principais são a fissão nuclear ( $\sigma_f$ ) e a captura radioativa ( $\sigma_{cr}$ ), conforme representado na equação 2.4 da seção de choque parcial de absorção.

$$\sigma_a = \sigma_f + \sigma_{cr} + \dots \quad (2.4)$$

Um exemplo típico de fissão nuclear é quando o núcleo de um material fissionável ( $^{235}\text{U}$ , por exemplo), ao ser atingido, absorve o nêutron e se desintegra liberando fragmentos de fissão, raios gama, 2 a 3 nêutrons rápidos (em média) e uma quantidade considerável de energia (da ordem de 200 MeV) que se apresenta na forma de energia cinética dos produtos de fissão gerados. Reações desse tipo ocorrem mais frequentemente com nêutrons térmicos ou lentos, pois com nêutrons rápidos a probabilidade é baixa e apenas em poucos núcleos (TAUHATA *et al.*, 2014). Esse tipo de interação por absorção não ocorre na radioterapia (THALHOFER, 2011).

A captura radioativa ( $n, p$ ), ( $n, 2n$ ), ( $n, \gamma$ ) ou ( $n, \alpha$ ) ocorre em qualquer energia do nêutron, embora a faixa de energias intermediárias apresente ressonâncias, com concentração de picos de seção de choque para determinadas energias (LAMARSH e BARATTA, 2001). O núcleo captura o nêutron se transformando em um núcleo composto, energeticamente excitado e instável devido ao excesso de nêutrons. Ele só retorna à estabilidade com a emissão de um ou mais fótons e/ou partículas.

## 2.6. Grandezas e unidades dosimétricas

Por definição, grandeza é tudo aquilo que pode ser qualitativamente distinguido e quantitativamente medido, podendo ser assim expresso por meio de um valor numérico e sua respectiva unidade. No campo da proteção radiológica, existem grandezas de emprego exclusivo.

A Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (*International Commission on Radiation Units and Measurements* - ICRU), que define as grandezas físicas básicas e as operacionais, e a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection* - ICRP), que determina os limites de doses e define as grandezas indicativas dos riscos das radiações ionizantes à saúde

humana, são as duas comissões encarregadas da padronização mundial das medidas de radioatividade e a quantificação dos seus efeitos.

A Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) é a autoridade regulatória brasileira que, com base nas publicações apresentadas pela ICRU e ICRP, elabora as normas para o funcionamento de atividades nucleares no Brasil.

A publicação número 103 de 2007 da ICRP recomenda três grandezas de proteção radiológica principais: *dose absorvida*, *dose equivalente* em órgão ou tecido e *dose efetiva*. Tais grandezas são chamadas *dosimétricas*, pois estão relacionadas à quantidade de radiação a qual um material foi submetido ou que este absorveu.

### 2.6.1. Dose absorvida (D)

Grandeza física básica empregada para todos os tipos de radiações ionizantes e geometrias de irradiação, definida pela razão entre a energia média ( $d\bar{\epsilon}$ ) depositada pela radiação ionizante em uma quantidade de massa  $dm$ , conforme equação 2.5.

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (2.5)$$

A unidade da dose absorvida no Sistema Internacional de Unidades (SI) é dada em joule por quilograma (J/kg) ou gray (Gy).

### 2.6.2. Dose equivalente ( $H_T$ )

Para uma mesma dose absorvida, observa-se que os efeitos da radiação variam conforme o tipo e a energia, e algumas radiações são mais efetivas do que outras em causar efeitos estocásticos. Para considerar isso, surgiu a necessidade de se criar um conceito mais apropriado com o qual fosse possível comparar os efeitos devido às diferentes qualidades das radiações. A ICRP adotou, portanto, a grandeza *dose equivalente*, que é o somatório das doses absorvidas médias nos órgãos ou tecidos ( $D_{T,R}$ ), devidas a cada tipo de radiação, multiplicadas pelos seus respectivos fatores adimensionais de peso ( $w_R$ ), relativos aos tipos e energias da radiação incidente (ICRP, 2007), conforme equação 2.6.



$$H_T = \sum_R D_{T,R} \cdot w_R \quad (2.6)$$

A unidade da dose equivalente no SI também é joule por quilograma (J/kg), mas recebe uma denominação especial de *sievert* (Sv) para distingui-la da dose absorvida.

Com base nos valores experimentais da Eficácia Biológica Relativa (RBE) das diversas radiações, a ICRP, na sua publicação de número 103 (ICRP, 2007), determinou os fatores de peso da radiação na indução de efeitos estocásticos na saúde. A tabela 2.3 apresenta os valores de  $w_R$ , referentes tanto à radiação externa incidente sobre o corpo de um indivíduo quanto à radiação proveniente de radionuclídeos depositados no interior do organismo.

Tabela 2.3 – Fatores de peso da radiação ( $w_R$ ), recomendados pela ICRP 103 (2007).

<b>Tipos de radiação</b>	<b>Intervalos de energias</b>	<b><math>w_R</math></b>
Fótons	Todos	1
Elétrons e múons	Todos	1
Prótons e píons carregados	Independente da energia	2
Partículas alfa, fragmentos de fissão e íons pesados	Independente de energia	20
Nêutrons	Função contínua da energia do nêutron (conforme figura 2.11)	

Os fatores de peso da radiação para nêutrons incidentes são dependentes da energia dessas partículas, devido à radiação secundária produzida. A ICRP ressalta que o uso de uma função contínua para  $w_R$  se dá devido ao fato da maioria das exposições a nêutrons envolverem faixas de energias e não valores discretos. O peso da radiação pode ultrapassar um fator 20 para determinados valores de energia do feixe de nêutrons, conforme observado na figura 2.11.

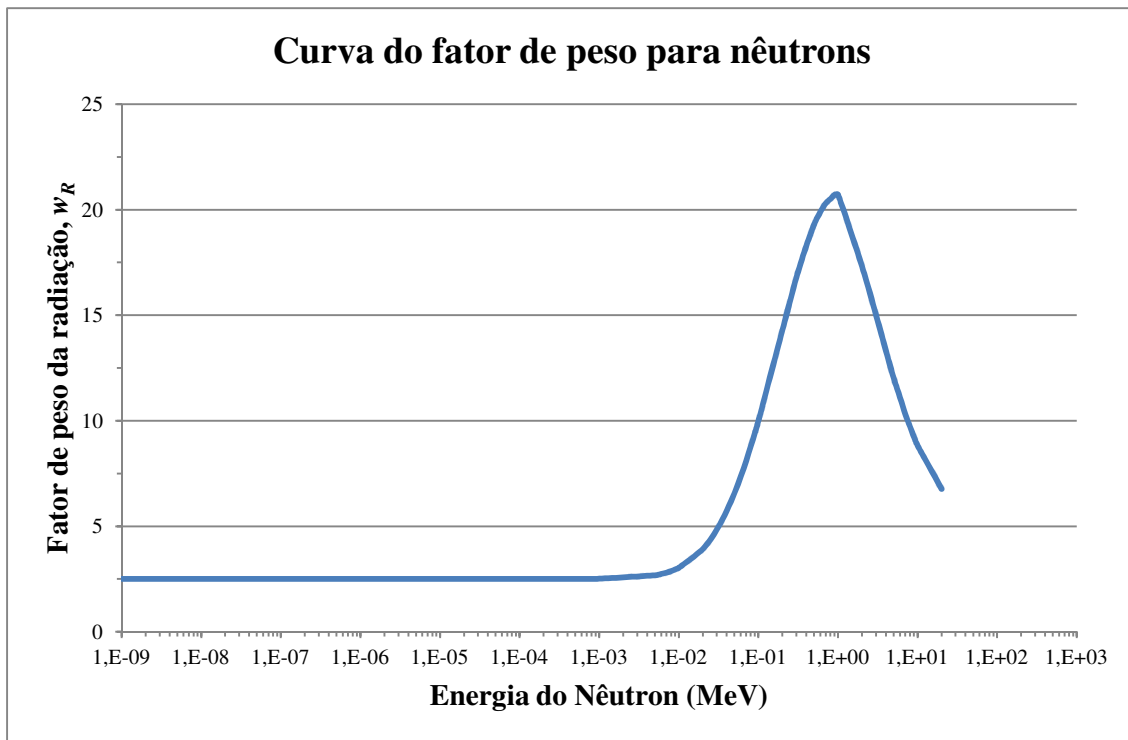


Figura 2.11 – Curva dos fatores de peso da radiação para nêutrons em função da energia, fornecida pela ICRP 103 (2007).

### 2.6.3. Dose efetiva (E)

A *dose efetiva* definida ICRP 60 (ICRP, 1991) é obtida pela soma ponderada de todas as doses equivalentes ( $H_T$ ) em todos os órgãos e tecidos do corpo, de acordo com a equação 2.7, onde, tal como para a radiação,  $w_T$  é um fator de peso para os tecidos e órgãos selecionados. No SI, a dose efetiva também é expressa em joules por quilograma (J/kg) e seu nome especial também é *sievert* (Sv). A diferenciação entre essas as doses equivalente e efetiva deve sempre ser evidenciada pelo contexto em que são utilizadas.

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T = \sum_T w_T \sum_R D_{T,R} \cdot w_R \quad (2.7)$$

Os valores de  $w_T$  para os órgãos e tecidos considerados no cálculo da dose efetiva, e apresentados na tabela 2.4, foram estabelecidos pela ICRP 103 (ICRP, 2007) de forma a representar as contribuições individuais dos órgãos e tecidos no detrimento total à saúde devido aos efeitos estocásticos da radiação.

Tabela 2.4 – Fatores de peso dos órgãos e tecidos ( $w_T$ ) segundo ICRP 103 (2007).

Órgão ou Tecido	$w_T$	$\sum w_T$
Pele, glândulas salivares, cérebro, endósteo*	0,01	0,04
Bexiga, fígado, esôfago, tireoide	0,04	0,16
Gônadas	0,08	0,08
Mamas, medula óssea, cólon, pulmão, estômago, restante**	0,12	0,72
Somatório		1,00

\*Termo usado a partir da ICRP 110 para representar uma sub-região da medula óssea, 50 $\mu$ m a partir da superfície óssea.

\*\*Órgãos restantes: glândulas adrenais, tecido extratorácico, vesícula, coração, rins, nodos linfáticos, músculos, mucosa oral, pâncreas, próstata (homem), intestino delgado, baço, timo, útero/colo do útero (mulher).

Os valores dos fatores de peso dos órgãos e tecidos são relativos e o somatório dos mesmos é igual a um ( $\sum w_T = 1$ ). Os fatores de peso da tabela 2.4 correspondem a valores médios para seres humanos dos dois sexos e de todas as idades, incluindo tanto órgãos masculinos quanto femininos, o que implica na aplicação restrita ao cálculo da dose efetiva para fins de proteção radiológica apenas, não devendo ser utilizado para avaliação de risco individual (ICRP, 2010).

#### 2.6.4. Equivalente de dose ambiente ( $H^*(d)$ )

O *equivalente de dose ambiente* é uma grandeza operacional para monitoração de área de trabalho e corresponde, em um ponto de um campo de radiação, ao valor do equivalente de dose que seria produzido pelo correspondente campo expandido e alinhado em uma esfera de tecido equivalente de 30 cm de diâmetro (esfera ICRU) a uma profundidade  $d$  (em mm), no raio que se opõe ao campo alinhado (ICRU, 1980; CNEN, 2018). A sua unidade é o J/kg, denominada de *sievert* (Sv).

O campo expandido é um campo de radiação homogêneo, ao qual a esfera da ICRU é exposta com fluência e distribuições de energia e de direção, iguais ao de um ponto P, de referência, de um campo de radiação real (TAUHATA *et al.*, 2014).

O campo expandido e alinhado é um campo de radiação com fluência e distribuição de energia homogêneas, tal como no campo expandido. Entretanto, a distribuição angular da fluência é unidirecional. Nesse campo, o valor do equivalente de dose em um ponto da esfera ICRU é independente da distribuição direcional da radiação de um campo real (TAUHATA *et al.*, 2014).

Para radiações fortemente penetrantes, como a empregada no presente trabalho, deve ser adotada uma profundidade de 10 mm e o valor obtido pode ser utilizado como estimativa da dose efetiva (CNEN, 2018), sendo, portanto,  $H^*(10)$ , onde  $d=10$  mm. A Figura 2.12 ilustra o procedimento para obtenção do  $H^*(10)$ .

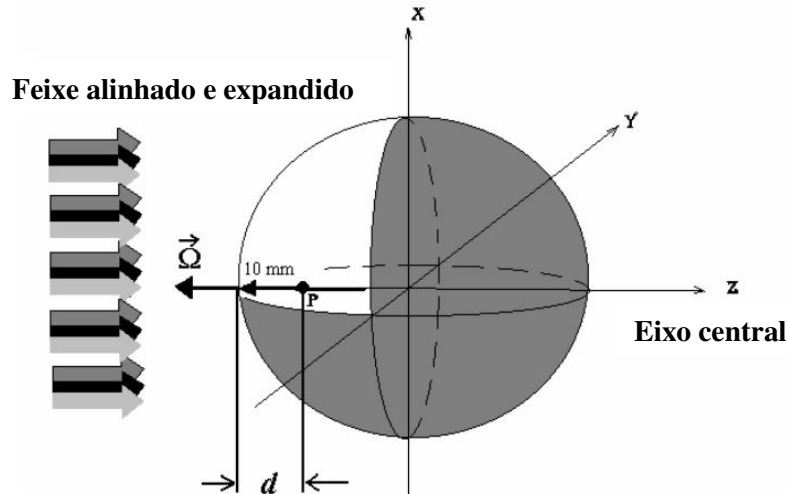


Figura 2.12 – Geometria do campo de irradiação (alinhado e expandido) da esfera ICRU e do ponto P, no qual  $H^*(d)$  é determinado. Fonte: CORDEIRO (2013).

#### 2.6.4.1. Esfera ICRU

A ICRU 33 (ICRU, 1980) propôs uma esfera de 30 cm de diâmetro, composta por material de tecido equivalente com densidade igual a  $1 \text{ g/cm}^3$ , para simular o tronco humano, considerando que quase todos os órgãos sensíveis à radiação poderiam ser englobados nessa esfera. Sua composição química é de 76,2% de oxigênio, 11,1% de carbono, 10,1% de hidrogênio e 2,6% de nitrogênio, em massa. Portanto, todos os valores utilizados como referência para as grandezas radiológicas deveriam ser comparados com medições feitas na prática utilizando a esfera ICRU. Um valor obtido por medição na esfera ICRU deveria ser considerado como se tivesse sido medido no próprio corpo humano (TAUHATA *et al.*, 2014).

## 2.7. Monte Carlo

### 2.7.1. Método

O Método de Monte Carlo (MMC) é uma ferramenta matemática comumente utilizada para representar teoricamente um processo estatístico, como por exemplo, a interação da radiação com a matéria. Enquadrado no grupo dos métodos probabilísticos

(estocásticos), o MMC envolve simulação e repetição de eventos individuais em número de vezes suficientemente grande, de forma a permitir uma posterior inferência das respostas desejadas, a partir da análise estatística dos resultados das simulações.

Esse método utiliza uma sequência de números aleatórios para a realização da simulação matemática do fenômeno físico. Distribuições de probabilidade que governam os eventos são estatisticamente amostradas para descrever o fenômeno simulado. No transporte da radiação, o método consiste em acompanhar cada partícula desde o seu surgimento (nascimento) até a sua morte (escape, absorção, etc.). Esse conjunto de eventos que ocorre com a partícula é denominado *história* da partícula, e se caracteriza por processos randômicos ponderados conforme fenômenos físicos reais observados em laboratório (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003). O comportamento médio das partículas é descrito em termos de fluxo ou densidade de partículas dos quais derivam outras grandezas como a energia depositada ou a dose.

Seu principal ponto fraco é a usual demanda de cálculos computacionais repetitivos muito superior à dos métodos determinísticos. Entretanto, simulações do transporte de radiação por meio desse método têm aumentado rapidamente há alguns anos com o desenvolvimento sempre crescente da capacidade de processamento matemático dos computadores modernos. E assim, o Método de Monte Carlo tem sido uma ferramenta muito útil para se estimar a dose a qual um paciente é submetido, face à impossibilidade de inserção de dosímetros no corpo humano.

### 2.7.2. Código de transporte de radiação - MCNP

O *MCNP - Monte Carlo N-Particle* (LANL, 2021) é um código multipropósito de uso geral que simula o transporte da radiação constituída por fótons, nêutrons, prótons, elétrons, etc., individualmente ou em conjunto, através da matéria. Desenvolvido há décadas pelo *Los Alamos National Laboratory - LANL* (EUA), tem o Projeto Manhattan, com a construção do primeiro artefato nuclear, como marco de sua origem. É reconhecido internacionalmente como código eficiente para análise do transporte de diversos tipos de radiações a partir do Método de Monte Carlo.

Inicialmente denominado *Monte Carlo Neutron Photon*, ao longo dos anos sofreu aperfeiçoamentos tendo sua nomenclatura alterada para *Monte Carlo N-Particle*. O MCNP5 (*Monte Carlo N-Particle*, versão 5), cuja última versão de atualização (1.60) data de 2010, inclui a capacidade de realização de cálculos de criticalidade (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003). O código permite o uso de geometrias complexas em 3 dimensões, materiais compostos por uma gama de núclídeos e densidades definidas pelo usuário. Trata-se de um dos principais programas que se baseiam no método de Monte Carlo atualmente em uso e, por isso, já bastante verificado e validado. De forma

simplificada, a figura 2.13 apresenta as principais etapas da estrutura de funcionamento do MCNP.

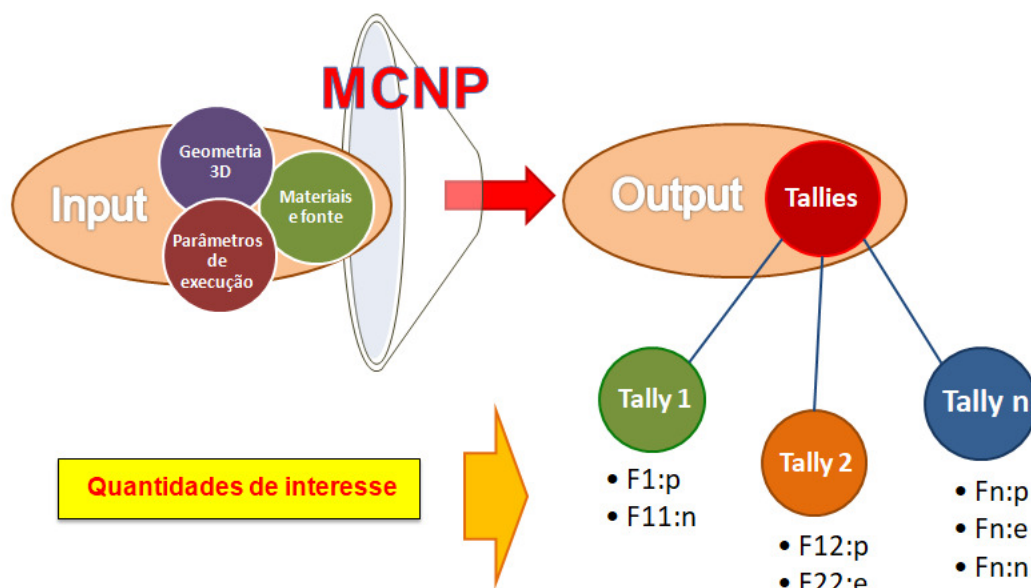


Figura 2.13 – Principais etapas da estrutura de funcionamento do MCNP.

O MCNPX (*Monte Carlo N-Particle eXtended*) é uma versão que sucedeu a do MCNP4B e do MCNP5 visando abranger, além de fótons, nêutrons e elétrons, mais de 30 tipos diferentes de partículas (núcleons e íons) em qualquer energia praticamente (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003). Sua última versão foi a 2.7.0, datada de 2011. O MCNPX adicionou novos recursos ao MCNP5 tais como modelos físicos melhorados das simulações, bibliotecas de nêutrons, fótons, elétrons e reações fotonucleares estendidas para energias até 150 MeV além de técnicas novas de redução de variância e de análise de dados (PELOWITZ, 2011). Assim como o MCNP5, o MCNPX já foi extensamente testado e validado.

A partir de 2011, os códigos MCNP5 e MCNPX foram reunidos numa versão beta e, posteriormente, numa versão de produção denominada MCNP6.1, a partir de 2013, e MCNP6.2, a partir de 2017. Atualmente, observando a gama de trabalhos disponíveis na literatura, o MCNP é um dos códigos mais utilizados para o cálculo de dose em radioterapia.

#### 2.7.2.1. Dados de entrada no código MCNP

O MCNP possui uma estrutura fixa para a inserção de dados de entrada, bem como também, uma forma padronizada de escrita dos comandos para o seu funcionamento. No arquivo único de entrada (*input*), o usuário fornece as informações

peculiares do problema, definindo as características da simulação, tais como: geometria, tipos de materiais (composições e densidades), bibliotecas de seção de choque, posicionamento e características da fonte radioativa e tipos de detectores para as respostas desejadas.

O *input*, ou simplesmente INP, é um arquivo de texto (extensão .txt, por exemplo), composto pelas linhas de comando divididas em 3 blocos: bloco de células (*cell cards*), bloco de superfícies (*surface cards*) e bloco de dados (*data cards*). Os blocos necessariamente são separados entre si por uma linha em branco, conforme ilustra a figura 2.14. Cada linha de comando é limitada por um número máximo de 80 caracteres (sem acentuação).

No bloco de células são definidas as células (volumes) que compõem a geometria do modelo computacional, em 3 dimensões e coordenadas cartesianas. Combinações das formas geométricas predeterminadas (planos, esferas, cilindros, elipsoides, dentre outras), descritas no bloco seguinte (de superfícies), são utilizadas para delimitar os volumes a serem definidos. A combinação das regiões é feita por meio de operadores booleanos de união (:), interseção (*espaço*), ou complementação (#) que, assim, vão formando a geometria do problema. Nessa parte, também são definidos os tipos de materiais e densidades de cada célula, bem como a importância de cada tipo de partícula a ser acompanhada na execução do código. A cada célula é atribuído um número identificador único.

```

Titulo / mensagem (opcional)
c ***** BLOCO DE CELULAS – Cell cards *****
.
.
c Pule uma linha (entre os blocos)

c *** BLOCO DE SUPERFICIES – Surface cards ***
.
.
c Pule uma linha (entre os blocos)

c ***** BLOCO DE DADOS – Data cards *****
c ***** definicoes da fonte *****
.
c ***** definicoes dos materiais *****
.
c ***** definicoes dos detectores – tallies *****
.
c ***** tempo computacional *****
.

```

Figura 2.14 – Estrutura básica dos arquivos de entrada. A letra “c” indica linha de comentário.

Um exemplo de linha de comando no bloco de células seria: 381 52 -0.001205 -355 imp:p,e,n=1. Onde 381 é o número de identificação da célula, 52 é o número do tipo de material constituinte da célula (atribuído no bloco de dados), -0,001205 é a densidade do material da célula, sendo o sinal negativo indicativo de densidade em  $\text{g/cm}^3$ , -355 especifica a superfície utilizada, onde o sinal negativo indica tudo o que está interno à superfície 355 (o inverso seria sem sinal), e imp:p,e=1 indica que o programa deve acompanhar fótons e elétrons dentro da célula.

No segundo grupo, bloco de superfícies, são especificadas as formas geométricas que serão utilizadas no bloco de células para definir as geometrias que comporão o problema. Caracteres mnemônicos e coeficientes das respectivas equações de superfícies são usados para indicar o tipo de superfície selecionado e a sua posição na modelagem. Podem ser utilizados também os denominados *macrobodyes* (macrocorpos) como ferramentas mais simples de definição de geometrias. Todas as superfícies, inclusive os *macrobodyes*, dividem o universo em duas regiões, e é a combinação delas, por meio dos operadores booleanos já citados, que definirá o formato de cada célula.

Na linha de comando 355 SX 580 15, por exemplo, 355 é o número que identifica a superfície, o SX indica que se trata de uma esfera centrada no eixo X, 580 é a distância em centímetros do centro da esfera em relação à origem no eixo X, e 15 é o raio da esfera, também em centímetros. Isto é, 355 7 SX 580 15 representa uma esfera com 15 cm de raio centrada nas coordenadas (580, 0, 0). Um exemplo de *macrobody* seria: 6000 RPP -35 35 -25 25 -110 110, onde 6000 é o número da superfície, RPP é o macrocorpo paralelepípedo retangular, -35 e 35 são, respectivamente, os limites inferior e superior do macrocorpo no eixo X, -25 e 25 os limites inferior e superior do macrocorpo no eixo Y e -110 e 110 os limites inferior e superior do macrocorpo no eixo Z.

No bloco de dados são fornecidas todas as informações necessárias para definição dos tipos de partículas a serem acompanhadas na simulação (comando *MODE card*), características da fonte (tipo, posicionamento, energia e direção), composição dos materiais empregados nas células e suas bibliotecas de seções de choque, respostas de interesse (*tallies*), tempo de processamento, dentre outras informações relevantes ao problema.

O cartão de comando CUT (*cutoff*) permite limitar a energia de cada tipo de partícula a ser acompanhada, ou seja, partículas com energias abaixo de um valor pré-determinado não serão acompanhadas. As partículas depositam suas energias localmente e são terminadas. Esse comando é bastante útil quando se precisa diminuir o tempo computacional gasto em cada simulação.

As características da fonte são definidas por uma linha de comando iniciada pela sigla SDEF. Um exemplo simples seria: SDEF POS 0 0 100.25 ERG=18 PAR=3, onde POS define o posicionamento da fonte nas coordenadas cartesianas (0, 0, 100.25) em centímetros, ERG é a energia da fonte em MeV e PAR=3 indica o tipo de radiação emitida, sendo o algarismo 3 correspondente a elétrons.



Os materiais que constituem as células são definidos através das frações relativas dos elementos de suas composições isotópicas. A designação é feita por meio do identificador ZAID, sendo ZZZ correspondente ao número atômico e AAA ao número de massa de cada elemento, como no exemplo de comando: M61 4009 -1. A descrição do material é definida pela letra M inicial, seguida da identificação do material (número 61), o Z (4) e o A (009) do material e, finalmente, a proporção do elemento presente no material, no caso -1 que corresponde a 100%. Numeração negativa indica fração em massa ( $\text{g/cm}^3$ ) e numeração positiva indica fração atômica (unidades de  $10^{24}$  átomos/ $\text{cm}^3$ ).

As diversas grandezas calculadas pelo MCNP são denominadas *tallies*, ou pedidos. Trata-se da definição do que o usuário deseja calcular, sendo sete o número de *tallies* disponíveis, conforme tabela 2.5. Todos estão relacionados direta ou indiretamente com o fluxo de partículas em um determinado volume, superfície ou ponto. Os *tallies* são definidos por tipo e por partícula, e podem ser atribuídos a uma única ou a várias células, superfícies ou pontos. O *tally* é a média da grandeza calculada por unidade de partícula “emitida” pela fonte. Os *tallies* podem, ainda, ser utilizados com a modificação \*Fn, que fornece resultados com unidades distintas das convencionais.

Tabela 2.5 – Tipos de *tallies* disponíveis no MCNP.

<b>Tally</b>	<b>Quantidade física</b>	<b>Unidade</b>	<b>Unidade*</b>
F1:N,P,E	Corrente sobre uma superfície	Partículas (#)	MeV
F2:N,P,E	Fluxo médio sobre uma superfície	$\#/cm^2$	$\text{MeV}/cm^2$
F4:N,P,E	Fluxo médio sobre uma célula	$\#/cm^2$	$\text{MeV}/cm^2$
F5:N,P	Fluxo num detector pontual	$\#/cm^2$	$\text{MeV}/cm^2$
F6:N,P	Energia média depositada numa célula	MeV/g	Jerks/g
F7:N	Energia média de fissão depositada numa célula	MeV/g	Jerks/g
F8:P,E	Distribuição de pulsos de energia criados em um detector	Pulsos	MeV

A aplicação de fatores de conversão em *tallies* a partir de tabelas de dados informados pelo usuário é outro recurso importante disponível no MCNP, a partir do

comando DE/DF (empregado nesse trabalho). O cartão DF corresponde a uma função resposta específica para o cartão DE. Cada resultado da simulação é multiplicado pelo fator da função de conversão DF correspondente à energia tabelada DE da radiação incidente. Conhecidos os valores dos fatores de conversão para diferentes energias, o código pode interpolá-los e aplicá-los automaticamente no cálculo das grandezas de interesse. A tabela 2.6 apresenta os valores de DE e DF utilizados nos cálculos de doses equivalentes devido a nêutrons, conforme os pesos da radiação recomendados pela ICRP 103 (ICRP, 2007). No caso, DE é a energia tabelada do nêutron e DF o correspondente fator peso da radiação.

O comando para finalização do programa pode ser dado de duas formas: por número de histórias desejado (NPS), ou por tempo computacional em minutos (CTME). Entretanto, caso o usuário necessite interromper a simulação, basta dar os comandos “ctrl+c” e “q” (*quite*).

Tabela 2.6 – Valores dos fatores de conversão para o cálculo de doses equivalentes devido a nêutrons, utilizados no comando DE/DF, conforme ICRP 103 (ICRP, 2007).

<b>DE</b>	<b>DF</b>	<b>DE</b>	<b>DF</b>
1,00E-09	2,50E+00	2,00E-01	1,43E+01
1,00E-04	2,50E+00	3,00E-01	1,68E+01
5,00E-04	2,50E+00	4,00E-01	1,83E+01
1,00E-03	2,51E+00	5,00E-01	1,93E+01
5,00E-03	2,67E+00	6,00E-01	1,99E+01
6,00E-03	2,73E+00	7,00E-01	2,03E+01
7,00E-03	2,80E+00	8,00E-01	2,05E+01
8,00E-03	2,87E+00	9,00E-01	2,07E+01
9,00E-03	2,95E+00	1,00E+00	2,07E+01
1,00E-02	3,03E+00	2,00E+00	1,73E+01
2,00E-02	3,92E+00	3,00E+00	1,50E+01
3,00E-02	4,84E+00	4,00E+00	1,33E+01
4,00E-02	5,74E+00	5,00E+00	1,20E+01
5,00E-02	6,58E+00	6,00E+00	1,11E+01
6,00E-02	7,37E+00	7,00E+00	1,03E+01
7,00E-02	8,10E+00	8,00E+00	9,72E+00
8,00E-02	8,79E+00	9,00E+00	9,22E+00
9,00E-02	9,42E+00	1,00E+01	8,81E+00
1,00E-01	1,00E+01	2,00E+01	6,76E+00

### 2.7.2.2. Saída de dados

No início de qualquer simulação, o código MCNP realiza uma série de verificações na estrutura do arquivo *input*, para identificar possíveis erros cometidos pelo operador. À medida que algum problema vai sendo encontrado, mensagens são exibidas, no formato de comentário (*comment*), advertência (*warning*), ou de erro fatal (*fatal error*). Nesse último caso, sendo um problema fatal, a execução é interrompida depois de um dado número de histórias bem-sucedidas ou, até mesmo, sem nenhum cálculo ser iniciado.

Os resultados apresentados pelo MCNP para qualquer problema simulado correspondem às médias das contribuições individuais de um grande número de histórias das diversas partículas acompanhadas. Trata-se da ordem de milhões a bilhões de histórias, a depender da incerteza estatística obtida no cálculo da resposta.

Após a conclusão da simulação, o código gera um arquivo de saída, *output*, com os resultados dos cálculos desejados, a avaliação estatística de cada resultado, a avaliação da simulação realizada, o tempo computacional utilizado, o número de histórias atingido, dentre outras informações. O MCNP gera também um arquivo de *backup* denominado *runtime*, que permite a interrupção da simulação antes do término estabelecido e posterior retomada de seu prosseguimento.

### 2.7.2.3. Erro relativo do MCNP

No arquivo *output* do MCNP, ao lado de cada resultado de *tally* calculado, é apresentado o “erro relativo” ( $R$ ), calculado pelo programa a cada história completada pelo MMC. O erro relativo corresponde à razão entre o desvio padrão estimado da média amostral,  $S_{\bar{x}}$ , e a média amostral estimada  $\bar{x}$ , conforme equação 2.8. Trata-se de uma grandeza importante para avaliação da qualidade das respostas obtidas.

$$R \equiv \frac{S_{\bar{x}}}{\bar{x}} \quad (2.8)$$

Nos problemas bem modelados, o erro relativo será proporcional à equação 2.9, sendo  $N$  o número de histórias. Observa-se que, para se conseguir uma diminuição de 50% no erro relativo, será necessário um número de histórias quatro vezes maior, o que demanda um custo computacional proporcionalmente maior.

$$R = \frac{1}{\sqrt{N}} \quad (2.9)$$

A tabela 2.7 apresenta recomendações (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003) para interpretação da qualidade desses resultados calculados em função do erro relativo fornecido, o mesmo critério utilizado neste trabalho. Cabe destacar que essas estimativas de erro dizem respeito tão somente à *precisão* do próprio cálculo de Monte Carlo, e não à *exatidão* do resultado em relação ao valor físico real (figura 2.15). *Precisão* diz respeito ao desvio padrão da média amostral esperada ( $S_{\bar{x}}$ ), ou seja, quanto menor  $S_{\bar{x}}$ , maior a precisão. E *exatidão* diz respeito ao *erro sistemático*, ou seja, quão perto do valor real está o valor médio esperado ( $E(x)$ ). Portanto, quão mais realista for a modelagem no MCNP, mais próximo do valor real estará o  $E(x)$  e maior será a exatidão.

Tabela 2.7 – Recomendações para interpretação do erro relativo. Fonte: (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003)

Faixa de erro relativo (R)	Qualidade do resultado
0,5 – 1,0	Não significativo
0,2 – 0,5	Pouco significativo
0,1 – 0,2	Questionável
< 0,1	Geralmente confiável, exceto para detectores pontuais
< 0,05	Geralmente confiável para detectores pontuais

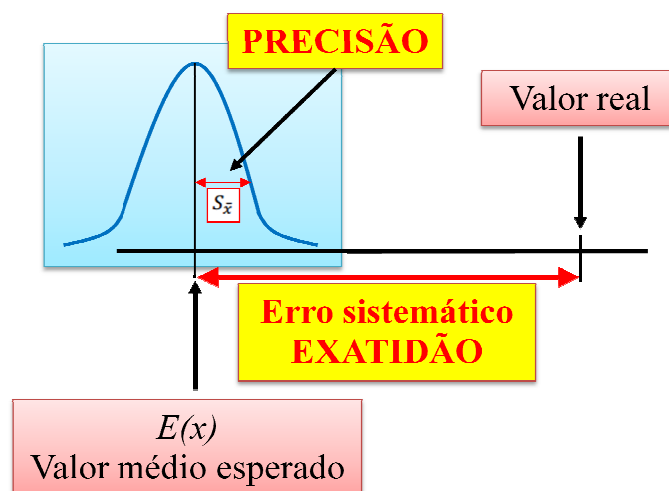


Figura 2.15 – Diferença entre precisão e exatidão. Adaptado de MEDEIROS (2018).

## 2.8. Fantomas

A dosimetria interna em órgãos e tecidos *in vivo* é praticamente inviável. Essa impossibilidade de realização de medidas de doses no corpo humano, especialmente em pacientes submetidos à teleterapia, demanda a utilização de algum modelo capaz de representar com certa fidelidade o corpo humano.

Uma solução criada para estudos experimentais foi a construção de *fantomas* físicos ou antropomórficos, como o *Alderson Rando Phantom*, cuja anatomia e constituição se assemelham ao do corpo humano. Esse fantoma físico de cabeça e tronco é um dos mais utilizados. Possui uma estrutura óssea envolvida por um material emborrachado cuja constituição e densidade são muito similares ao tecido mole humano. É seccionado transversalmente em 35 fatias de 2,5 cm de espessura cada, possuindo ainda 1.100 orifícios cilíndricos de 6 mm de diâmetro projetados para alojar dosímetros do tipo termoluminescentes.

A figura 2.16 apresenta os fantomas *Alderson Radiation Therapy* (ART) masculino e feminino, uma versão refinada e aprimorada do fantoma *Alderson RANDO* (RADIOLOGY SUPPORT DEVICES, 2021).



Figura 2.16 – Fantomas *Alderson Radiation Therapy* (ART) masculino e feminino. Fonte: (RADIOLOGY SUPPORT DEVICES, 2021)

Com o aperfeiçoamento tecnológico dos computadores, a dosimetria computacional utilizando o método de Monte Carlo tornou-se um passo a frente na direção de informações dosimétricas mais precisas e confiáveis. Nesse contexto, fantasmas virtuais foram desenvolvidos de forma a representar matematicamente a anatomia humana, sendo utilizados em códigos computacionais que simulam o transporte da radiação. Inicialmente, tais fantasmas eram constituídos por formas geométricas simples fixas, para representar cada órgão do ser humano, e eram conhecidos como fantasmas matemáticos. A evolução na velocidade de processamento dos computadores e a possibilidade de processamentos em paralelo contribuíram para o surgimento de modelos antropomórficos virtuais mais complexos e realísticos, os *fantomas em voxel*, que melhor representam os detalhes da anatomia humana.

Os fantasmas em voxel se baseiam em imagens tomográficas ou de ressonância magnética e são compostos por pequenos elementos volumétricos denominados *voxels*. Um voxel é um elemento geométrico obtido pela multiplicação de um pixel da imagem 2D de uma tomografia computadorizada, pela espessura da fatia associada à imagem, conforme mostra a figura 2.17. O tamanho do voxel depende da resolução da imagem utilizada para gerá-lo. Quanto menores as dimensões do pixel utilizado na imagem da tomografia e quanto menor a espessura da fatia dessa imagem, maior será a resolução do fantoma e mais fidedigna será a representação do organismo. Por outro lado, será necessária uma capacidade computacional maior para poder utilizá-lo.

A associação de cada voxel a um órgão ou tecido é feita durante um processo chamado *segmentação*. Por meio dele, cada estrutura do organismo recebe uma identificação. Assim, todos os *voxels* associados a um mesmo tipo de tecido ou órgão deverão possuir a mesma identificação. Quanto à composição dos materiais do modelo computacional, cada voxel recebe um material e uma densidade, conforme sua posição na representação do organismo.

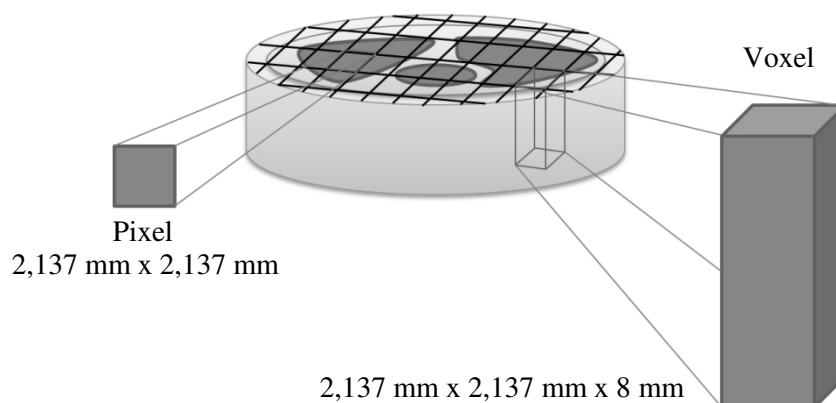


Figura 2.17 – Ilustração da obtenção do voxel na fatia associada a uma imagem tomográfica. As dimensões são do fantoma REX. Fonte: MEDEIROS (2018)

A dose efetiva para fins de proteção radiológica é calculada com base na dose absorvida média em diferentes tecidos e órgãos do corpo humano, sendo definida e estimada de acordo com uma pessoa de referência padrão. As publicações 89 e 110 da ICRP (ICRP, 2002, 2009) estabelecem os parâmetros que caracterizam os fantasmas computacionais de referência, masculino e feminino, para o cálculo da dose efetiva. Portanto, os fantasmas virtuais em voxels são representações do *homem padrão* e da *mulher padrão* e podem ser usados em códigos computacionais que simulam o transporte da radiação para investigação da dose absorvida média em um órgão ou tecido, a partir da qual as doses equivalentes e efetivas podem ser estimadas (ICRP, 2010). Nos fantasmas em voxel do homem padrão e da mulher padrão, os volumes dos órgãos e as densidades dos tecidos foram ajustados para se aproximar das massas dos órgãos padrão estabelecidas pela ICRP 89 (ICRP, 2002)

Esse trabalho utilizou o fantoma padrão (*reference phantom*) masculino REX, definido e detalhado pela ICRP 110, com as características anatômicas e fisiológicas definidas pela ICRP 89. Ele possui todas as regiões relevantes para avaliação da exposição humana à radiação ionizante, visando a proteção radiológica. No total, são 122 estruturas segmentadas, das quais 67 correspondem a ossos ou grupos ósseos. A figura 2.18 apresenta uma representação gráfica do fantoma REX cujas características são listadas na tabela 2.8.

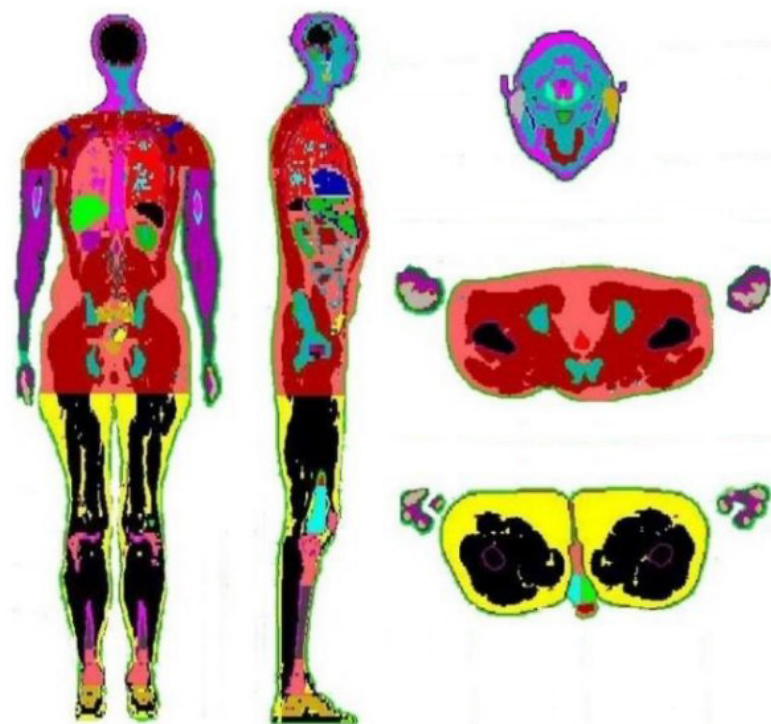


Figura 2.18 – Cortes nos planos coronal, sagital e axial do fantoma masculino REX, desenvolvido conforme dados da ICRP 110. Adaptado da tese de THALHOFER (2016).

Tabela 2.8 – Principais características do fantoma antropomórfico REX (ICRP, 2009)

<b>Propriedades</b>	<b>REX</b>
Altura (m)	1,76
Massa (kg)	73,0
Número total de voxels	1.946.375
Espessura da fatia (mm)	8,0
Resolução do voxel no plano (mm)	2,137
Volume do voxel (mm <sup>3</sup> )	36,54
Número de colunas	254
Número de linhas	127
Número de fatias	220 (+2)*

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

## 2.9. Definição do volume alvo a irradiar

Definir o volume a ser irradiado para qualquer técnica de tratamento por teleterapia 3D é um pré-requisito básico para um planejamento significativo e para um relatório dosimétrico preciso. Como um guia para o planejamento da radioterapia, os Relatórios No. 50 e 62 da ICRU (ICRU, 1993, 1999) definem e descrevem diversos volumes alvo e estruturas críticas que auxiliam no processo de planejamento, bem como fornecem uma base para comparação dos resultados de tratamentos distintos (PARKER e PATROCINIO, 2005). Os volumes considerados principais para o planejamento de tratamentos 3D (figura 2.19) são o volume tumoral bruto (*gross tumour volume – GTV*), o volume alvo clínico (*clinical target volume – CTV*), o volume alvo interno (*internal target volume – ITV*) e o volume alvo planejado (*planning target volume – PTV*).

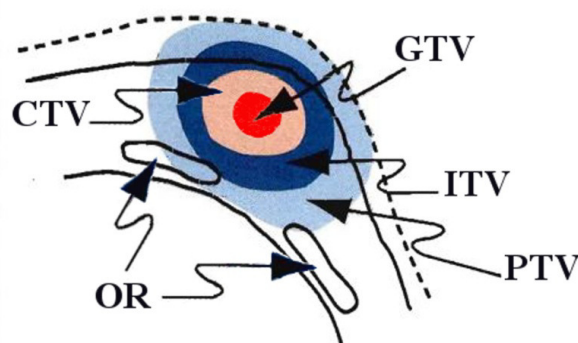


Figura 2.19 – Volumes de interesse para fins de planejamento da radioterapia, conforme relatórios 50 e 62 da ICRU. Ilustrando órgãos em risco (OR). Fonte: Adaptado da ICRU 62 (ICRU, 1999).



Segundo a ICRU 50, o GTV é a extensão bruta, palpável ou visível/demonstrável, do tumor. Usualmente se baseia em informações obtidas pela combinação de modalidades de imagens (tomografia computadorizada, ressonância magnética, ultrassom, etc.), modalidades diagnósticas e exames clínicos. O GTV não pode ser definido se o tumor já tiver sido removido por meio de cirurgia prévia.

O CTV é o volume de tecido que contém um GTV demonstrável e a região ao seu redor acometida pela microextensão sub-clínica da doença, que precisa ser eliminada. Deve ser tratado adequadamente de forma a se atingir o objetivo da terapia que é a cura ou uma palição. Geralmente, o CTV corresponde a uma margem fixa ou variável ao redor do GTV (por exemplo,  $CTV = GTV + 1 \text{ cm}$ ), embora em alguns casos corresponda ao próprio GTV (nos casos em que há a necessidade de aplicação de uma dose extra – “*boost*” – nos tratamentos de próstata, por exemplo). Pode haver também a situação de vários CTVs não contíguos. Nesse caso, diferentes doses totais podem ser necessárias para se atingir os objetivos do tratamento (PARKER e PATROCINIO, 2005).

De acordo com a ICRU 62, o ITV consiste do CTV mais uma margem interna projetada para levar em consideração as variações no tamanho, forma e posição do CTV devido aos deslocamentos dos órgãos internos com a respiração, os batimentos cardíacos e os movimentos fisiológicos na bexiga e no reto.

O PTV é um conceito geométrico estático usado no planejamento do tratamento. É definido para selecionar arranjos de feixes adequados, considerando o efeito líquido de todas as variações de geometrias possíveis durante o tratamento a fim de garantir que a dose prescrita seja realmente absorvida no CTV (ICRU, 1993). O PTV inclui o ITV e uma margem adicional ( $PTV = CTV + ITV + 1 \text{ cm}$ , por exemplo) para incertezas de configuração (*setup*), tolerâncias do acelerador linear e variações durante o tratamento. Geralmente, o PTV é definido como o CTV mais uma margem fixa ou variável, em função do equipamento utilizado e do local a ser tratado. A margem e, conseqüentemente, o PTV serão menores, quanto menor for a influência de fatores externos na precisão do feixe. Um único PTV pode ser utilizado para englobar um ou mais CTVs (PARKER e PATROCINIO, 2005).

Os órgãos em risco (OR) são aqueles que requerem atenção especial por ocasião do planejamento do arranjo do feixe ou da dose a ser aplicada. De acordo com as suas radiosensibilidades inerentes, a dose recebida durante o tratamento pode ser próxima à sua tolerância para efeitos determinísticos. Os OR impõem limitações ao tratamento, pois, ainda que não estejam imediatamente adjacentes ao CTV, se possuírem uma tolerância muito baixa à radiação, atenção específica deverá ser dada no planejamento (PARKER e PATROCINIO, 2005).

## 2.10. Metodologia de cálculo de blindagem da NCRP 151

A radioterapia vem evoluindo bastante ao longo do tempo e atualmente, na área da teleterapia com raios X, existem tipos de tratamento que empregam aceleradores lineares de energias cada vez maiores e/ou técnicas com tempos de exposições mais prolongados, como é o caso da radioterapia de intensidade modulada (IMRT). A preocupação constante é como prover barreiras adequadas para as salas que abrigam tais equipamentos, de forma que os níveis de radiação das instalações circunvizinhas atendam aos valores limites aceitáveis.

Como já mencionado no capítulo anterior, os mais recentes requisitos mínimos de blindagem, específicos para radioterapia, foram estabelecidos pelo Relatório N° 151 da NCRP (*National Council on Radiation Protection and Measurements Report N° 151*). Intitulado *Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities* (NCRP, 2005), o relatório apresenta recomendações e informações técnicas importantes para o projeto e avaliação de blindagem estrutural de instalações de radioterapia de raios X e gama de megavoltagem, baseando-se na energia do LINAC e no tipo de material utilizado na construção das barreiras.

Basicamente, um projeto de blindagem consiste em definir o valor limite de dose de radiação para a área ocupada, estimar o valor da dose nessa área, desconsiderando a blindagem, e obter o fator de atenuação que reduza o valor da dose sem blindagem para o valor da dose limite.

As *camadas deci-redutora (tenth-value layer - TVL)* e *semi-redutora (half-value layer - HVL)* são as espessuras de material atenuador, por energia de radiação, que reduzem a intensidade do feixe a 10% e a 50% do valor inicial, respectivamente.

O limite de dose de radiação a ser adotado é definido conforme o tipo de área a se proteger: área de acesso limitado (controlada) ou área de acesso livre (não controlada)<sup>10</sup>. A tabela 2.9 apresenta os níveis de dose recomendados pela NCRP 151, comparativamente aos valores adotados pela CNEN com base na IAEA (2014). De imediato, é possível perceber uma diferença considerável entre os limites adotados para áreas controladas, mas sobre ela será discutido mais adiante.

A dose de radiação na área ocupada, sem blindagem, é estimada a partir da fração da carga de trabalho, ou seja, da quantidade de uso do acelerador (incluindo os tratamentos, testes de controle da qualidade e as manutenções do equipamento), e

---

<sup>10</sup> Classificação apresentada pela NCRP 151 segundo o ponto de vista do cálculo de blindagem. Do ponto de vista da proteção radiológica, as áreas não controladas podem ser: supervisionadas, quando são regularmente avaliadas mesmos não requerendo medidas específicas de proteção e segurança; ou livres de fato. De qualquer forma, ambas recebem o mesmo nível de limitação de dose individual, ou seja, o que interessa para o cálculo das blindagens. Portanto, neste trabalho só serão apresentadas as terminologias “controlada” e “não controlada”.

levando em consideração a fração de tempo média em que o indivíduo mais exposto está presente durante a operação da máquina. Para um cálculo conservativo, adota-se o feixe de energia mais alta dos fótons utilizado nos procedimentos considerados.

Tabela 2.9 – Níveis de dose equivalente usados no dimensionamento de barreiras.

Tipo de área	Limite de dose	
	NCRP 151 (NCRP, 2005)	CNEN (CNEN, 2014; IAEA, 2014)
Controlada	5 mSv/ano (0,1 mSv/semana)	20 mSv/ano (0,4 mSv/semana)
Não Controlada	1 mSv/ano (0,02 mSv/semana)	1 mSv/ano (0,02 mSv/semana)

A atenuação do feixe útil de radiação é feita: pelas barreiras primárias, ou cinturões primários, que são as partes das paredes, piso e teto da sala de tratamento diretamente irradiada pelo feixe primário; e pelas barreiras secundárias, que são todas as demais partes das paredes, piso e teto responsáveis por blindar as radiações secundárias (de fuga do cabeçote e as espalhadas pelo paciente e superfícies) produzidas na sala de tratamento. A porta também se enquadra como barreira secundária, embora tenha uma metodologia mais específica de dimensionamento, haja vista não poder ter as mesmas características e dimensões das paredes, por questões de funcionalidade.

### 2.10.1. Barreiras primárias

De acordo com a NCRP 151 (2005), para uma proteção adequada, a proporção de transmissão através da barreira precisa reduzir a intensidade do feixe ao limite autorizado em áreas externas. Este fator de transmissão da barreira para a radiação primária ( $B_{pri}$ ) é dado por:

$$B_{pri} = \frac{P d_{pri}^2}{W U T} \quad (2.10)$$

onde  $P$  é o limite semanal de dose permitido (Sv/semana);  $d_{pri}$  é a distância (m) entre a fonte de radiação e o ponto a 0,30 m da barreira;  $W$  é a carga de trabalho semanal (Gy/semana) da fonte de radiação;  $U$  é o fator de uso (tabela 2.10); e  $T$  é o fator de ocupação (tabela 2.11) da área após a barreira.

Tabela 2.10 – Fatores de uso segundo a NCRP 151 (NCRP, 2005).

<b>Barreira</b>	<b>U</b>
Primária	
0 grau (para baixo)	1/4
90 e 270 graus	1/4
180 graus (para cima)	1/4
Secundária	1

O número de TVLs ( $n$ ) e a espessura  $t$  do material de blindagem necessário para atingir o nível de proteção desejado são determinados a partir das equações 2.11 e 2.12:

$$n = -\log_{10}(B) \quad (2.11)$$

$$t = TVL_1 + (n - 1)TVL_e \quad (2.12)$$

onde  $TVL_1$  é a primeira camada deci-redutora e  $TVL_e$  é a *camada deci-redutora de equilíbrio*<sup>11</sup>.

Tabela 2.11 – Fatores de ocupação segundo a NCRP 151 (NCRP, 2005).

<b>Local</b>	<b>T</b>
Áreas de ocupação integral (sempre ocupadas por uma pessoa) como: escritórios, consultórios, salas de planejamento, enfermaria, recepção.	1
Sala de tratamento adjacente, sala de exame adjacente à sala de tratamento.	1/2
Corredores, sala de repouso ou banheiro de funcionários.	1/5
Portas de salas de tratamento.	1/8
Banheiros públicos, depósitos, área ao ar livre com assentos, sala de espera.	1/20
Áreas externas com passagem de pedestres ou veículos, estacionamento, escadas, elevadores (sem ascensorista).	1/40

<sup>11</sup> Camada deci-redutora de equilíbrio: leva em conta a mudança espectral da radiação ao penetrar a barreira.

Os valores da primeira camada deci-redutora e das subsequentes, ou de equilíbrio, são apresentados na tabela 2.12 para o concreto, o aço e o chumbo, de acordo com as energias dos feixes de radiação.

Tabela 2.12 – Camadas deci-redutoras conforme NCRP 151 (NCRP, 2005).

<b>Energia do Feixe (Mev)</b>	<b>Material</b>	<b><math>TVL_1</math> (cm)</b>	<b><math>TVL_e</math> (cm)</b>
4	Concreto	35	30
	Aço	9,9	9,9
	Chumbo	5,7	5,7
6	Concreto	37	33
	Aço	10	10
	Chumbo	5,7	5,7
10	Concreto	41	37
	Aço	11	11
	Chumbo	5,7	5,7
15	Concreto	44	41
	Aço	11	11
	Chumbo	5,7	5,7
18	Concreto	45	43
	Aço	11	11
	Chumbo	5,7	5,7
20	Concreto	46	44
	Aço	11	11
	Chumbo	5,7	5,7
25	Concreto	49	46
	Aço	11	11
	Chumbo	5,7	5,7
30	Concreto	51	49
	Aço	11	11
	Chumbo	5,7	5,7
Co-60	Concreto	21	21
	Aço	7,0	7,0
	Chumbo	4,0	4,0

A largura de uma barreira,  $L$  (m), posicionada a uma distância  $d_{pri}$  (m) entre a fonte de radiação e o ponto protegido, é obtida utilizando-se o maior tamanho de campo rotacionado ( $40 \times 40 \text{ cm}^2$  no plano do paciente) da radiação que atinge essa barreira, acrescidos de 0,3 m para cada lado. É dada por:

$$L = (x \sqrt{2}) d_{pri} + 0,6 = 0,566 d_{pri} + 0.6 \quad (2.13)$$

sendo  $x$  (m) o maior tamanho de campo de radiação na distância de isocentro do acelerador.

Para a protuberância da barreira construída para o interior da sala (figura 2.20a), o valor  $d_{pri}$  é tomado desde a face interna da barreira secundária. Sendo a protuberância da barreira construída para o exterior da sala (figura 2.20b), o valor  $d_{pri}$  é tomado desde a face externa da barreira primária. A protuberância da barreira primária caracteriza o que normalmente é chamado de cinturão primário.

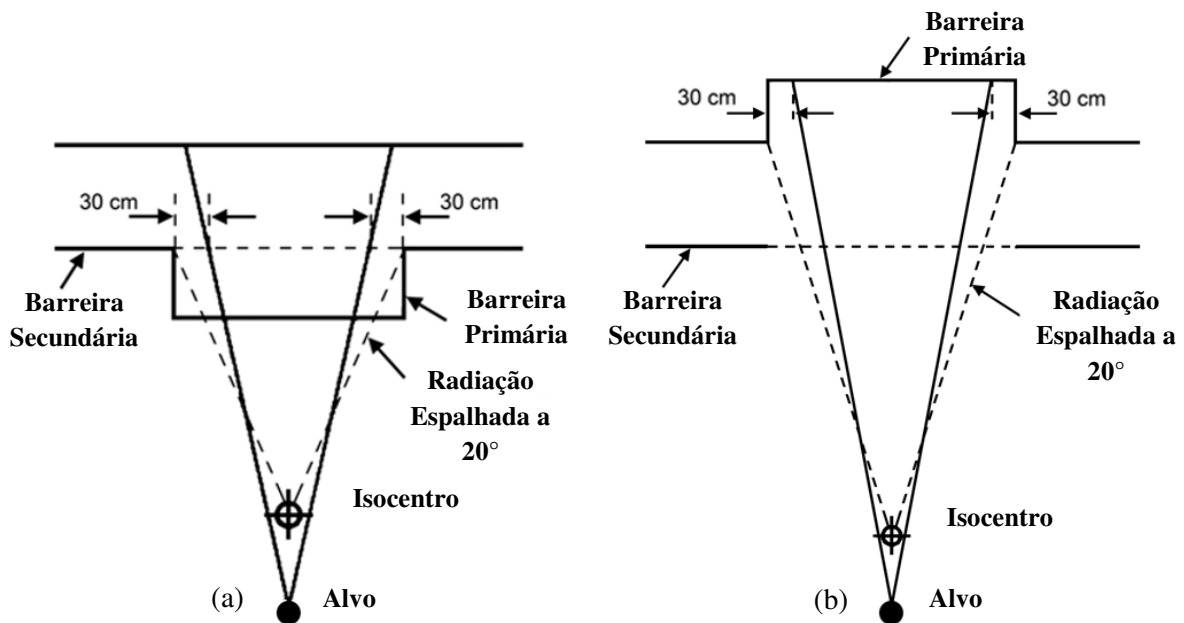


Figura 2.20 – Largura da barreira primária. Protuberâncias (a) interna e (b) externa (NCRP, 2005).

Para as áreas não controladas deve ser feita a verificação de taxa de dose equivalente em qualquer hora ( $TADR - R_h$ ). Se  $R_h$ , equação 2.14, for maior que  $20 \mu\text{Sv}$ , 1 HVL deve ser adicionado até a condição ser satisfeita.

$$R_h = \frac{N_{max}}{40 \bar{N}_h} \left[ \frac{B_{pri} W_{pri} U_{pri}}{d_{pri}^2} \right] \quad (2.14)$$

onde:

- $N_{max}$  é o número máximo de pacientes que serão tratados em 1 h;
- $\bar{N}_h$  é número médio de pacientes tratados em 1 h por semana;
- 40 é o número de horas de tratamento por semana;
- $W_{pri}$  é a carga de trabalho semanal (Gy/semana) da fonte de radiação; e
- $U_{pri}$  é o fator de uso da barreira primária.

### 2.10.2. Barreiras secundárias

Para o dimensionamento das barreiras secundárias, a NCRP (2005) emprega a *regra das duas fontes*, ou seja, são calculadas individualmente as espessuras devido à radiação espalhada e à radiação de fuga do cabeçote, conforme ilustrado na figura 2.21.

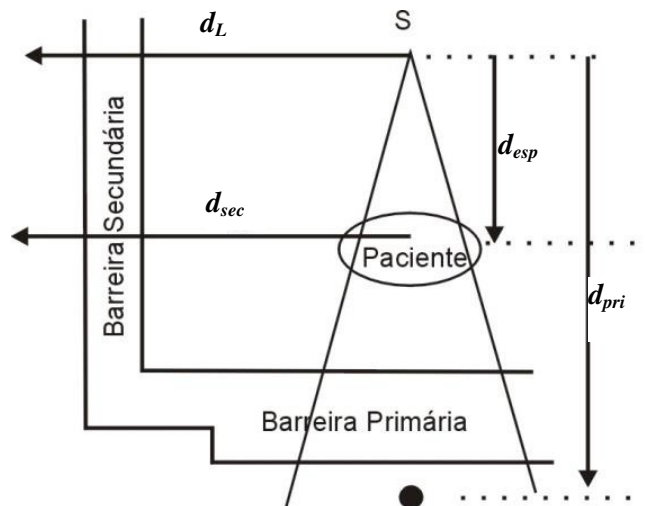


Figura 2.21 – Distâncias para o cálculo das barreiras secundárias (NCRP, 2005).

Os fatores de transmissão devido à radiação espalhada pelo paciente ( $B_{ps}$ ) e à radiação de fuga do cabeçote do acelerador ( $B_L$ ) são dados pelas equações 2.15 e 2.16:

$$B_{ps} = \frac{P}{\alpha W T} (d_{sca})^2 (d_{sec})^2 \frac{400}{F} \quad (2.15)$$

$$B_L = \frac{P d_L^2}{10^{-3} W T} \quad (2.16)$$

onde:

- $d_{sec}$  é a distância (m) entre a superfície espalhadora e ponto protegido;
- $d_{sca}$  é a distância (m) entre o alvo do acelerador e o paciente;
- $\alpha$  é a fração de espalhamento (tabela 2.13) da radiação espalhada pelo paciente a um determinado ângulo;
- $F$  é o tamanho de campo de tratamento (cm<sup>2</sup>) no paciente;
- 400 é o tamanho de campo (20 x 20) em cm<sup>2</sup> usado para normalizar os fatores de transmissão para espalhamento;
- $d_L$  é a distância (m) entre o isocentro do equipamento e o ponto protegido; e
- $10^{-3}$  fator que representa o percentual de radiação de fuga do cabeçote do acelerador.

Tabela 2.13 – Fração de espalhamento ( $\alpha$ ) para campo de 400 cm<sup>2</sup> (NCRP, 2005).

Ângulo (°)	Fração de Espalhamento ( $\alpha$ ) por energia			
	6 MeV	10 MeV	18 MeV	24 MeV
10	1,04 x 10 <sup>-2</sup>	1,66 x 10 <sup>-2</sup>	1,42 x 10 <sup>-2</sup>	1,78 x 10 <sup>-2</sup>
20	6,73 x 10 <sup>-3</sup>	5,79 x 10 <sup>-3</sup>	5,39 x 10 <sup>-3</sup>	6,32 x 10 <sup>-3</sup>
30	2,77 x 10 <sup>-3</sup>	3,18 x 10 <sup>-3</sup>	2,53 x 10 <sup>-3</sup>	2,74 x 10 <sup>-3</sup>
45	1,39 x 10 <sup>-3</sup>	1,35 x 10 <sup>-3</sup>	8,64 x 10 <sup>-4</sup>	8,30 x 10 <sup>-4</sup>
60	8,24 x 10 <sup>-4</sup>	7,46 x 10 <sup>-4</sup>	4,24 x 10 <sup>-4</sup>	3,86 x 10 <sup>-4</sup>
90	4,26 x 10 <sup>-4</sup>	3,81 x 10 <sup>-4</sup>	1,89 x 10 <sup>-4</sup>	1,74 x 10 <sup>-4</sup>
135	3,00 x 10 <sup>-4</sup>	3,02 x 10 <sup>-4</sup>	1,24 x 10 <sup>-4</sup>	1,20 x 10 <sup>-4</sup>
150	2,87 x 10 <sup>-4</sup>	2,74 x 10 <sup>-4</sup>	1,20 x 10 <sup>-4</sup>	1,13 x 10 <sup>-4</sup>



As equações 2.11 e 2.12 são usadas para a definição de cada espessura individualmente. As tabelas 2.14 e 2.15 apresentam os TVLs de concreto ordinário ( $2,35 \text{ g/cm}^3$ ) para radiação espalhada pelo paciente e para radiação de fuga, respectivamente. Caso a diferença entre as espessuras individuais das barreiras seja maior que o TVL mais restritivo, a espessura final da barreira será o valor da maior espessura, do contrário, a espessura final da barreira será a soma da maior espessura com o HVL (equação 2.17) mais restritivo.

$$HVL = TVL \cdot \log(2) \quad (2.17)$$

Tabela 2.14 – Camada deci-redutora de concreto ordinário ( $2,35 \text{ g/cm}^3$ ) para radiação espalhada pelo paciente em diferentes ângulos de espalhamento (NCRP, 2005).

Ângulo (°)	TVL (cm)						
	Co-60	6 MeV	10 MeV	15 MeV	18 MeV	20 MeV	24 MeV
15	22	34	39	42	44	46	49
30	21	26	28	31	32	33	36
45	20	23	25	26	27	27	29
60	19	21	22	23	23	24	24
90	15	17	18	18	19	19	19
135	13	15	15	15	15	15	16

Tabela 2.15 – Camadas deci-redutoras em concreto ordinário para radiação de fuga (NCRP, 2005).

Energia (MeV)	$TVL_l$ (cm)	$TVL_e$ (cm)
6	34	29
10	35	31
15	36	33
18	36	34
20	36	34
25	37	35
30	37	36
Co-60	21	21

Para as áreas não controladas também deve ser feita a verificação de taxa de dose equivalente em qualquer hora (TADR -  $R_h$ ). Caso  $R_h$ , equação 2.18, seja maior que  $20 \mu\text{Sv}$ , 1 HVL deve ser adicionado até a condição ser satisfeita.

$$R_h = \frac{N_{max}}{40 \bar{N}_h} \left[ \left( \frac{10^{-3} B_L W_L}{d_L^2} \right) + \left( \frac{\alpha F B_{ps} W_{ps} U_{ps}}{400 d_{sec}^2} \right) \right] \quad (2.18)$$

onde  $W_L$  é a carga de trabalho (Gy/semana) para radiação de fuga;  $W_{ps}$  é a carga de trabalho (Gy/semana) da radiação espalhada pelo paciente; e  $U_{ps}$  é o fator de uso da barreira.

### 2.10.3. Cálculos da porta

A blindagem da porta da sala de radioterapia é calculada seguindo os mesmos princípios abordados até o momento. A partir da estimativa de dose total no ponto a ser protegido, define-se a espessura de material necessário para a redução deste valor ao limite de dose  $P$  (Sv/semana) aceitável. A razão entre o limite de dose  $P$  e a dose total existente do lado externo à porta define o fator de transmissão da blindagem a ser adotada para a porta.

Segundo a (NCRP, 2005), a dose equivalente depositada na porta, por semana, devida aos fótons ( $H_{Tot}$ ) transportados no labirinto (figura 2.22) depende do espalhamento do feixe primário na parede G ( $H_S$ ), da radiação de fuga do cabeçote espalhada pelas superfícies da sala ( $H_{LS}$ ), da radiação espalhada pelo paciente ( $H_{PS}$ ) e da radiação de fuga que atravessa a parede Z do labirinto ( $H_{LT}$ ):

$$H_S = \frac{W U_G \alpha_0 A_0 \alpha_Z A_Z}{(d_h d_r d_z)^2} \quad (2.19)$$

$$H_{LS} = \frac{L_f W_L U_G \alpha_1 A_1}{(d_{sec} d_{zz})^2} \quad (2.20)$$

$$H_{PS} = \frac{\alpha(\theta) W U_G \left( \frac{F}{400} \right) \alpha_1 A_1}{(d_{sca} d_{sec} d_{zz})^2} \quad (2.21)$$

$$H_{LT} = \frac{L_f W_L U_G B}{d_L^2} \quad (2.22)$$

onde:

- $U_G$  é o fator de utilização para a parede G;
- $\alpha_0$  é coeficiente de reflexão (tabela 2.16) para a primeira superfície refletora  $A_0$ , que é expressa em área (m<sup>2</sup>);
- $\alpha_z$  é coeficiente de reflexão (tabela 2.16) para a segunda reflexão na superfície do labirinto  $A_z$  (a energia de 0,5 MeV é usualmente utilizada);
- $A_z$  é a área da secção transversal da entrada interna do labirinto projetada na parede do labirinto em perspectiva da barreira primária  $A_0$  (m<sup>2</sup>);
- $d_h$  é a distância perpendicular entre o alvo e a primeira superfície refletora (igual a distância perpendicular do isocentro à parede,  $d_{pp}$ , mais 1) (m);
- $d_r$  é a distância entre o ponto central da superfície  $A_0$  e o ponto b, que se situa na linha média do labirinto, passando pelo vértice interior da parede do labirinto (m);
- $d_z$  é a distância entre o ponto b e a porta (m);
- $L_f$  é a razão de fuga de radiação pelo cabeçote a 1 m do alvo ( $10^{-3}$ , conforme maioria dos fabricantes);
- $W_L$  é a carga de trabalho (Gy/semana) para a radiação de fuga do cabeçote;
- $\alpha_1$  é coeficiente de reflexão da radiação espalhada (tabela 2.17);
- $A_1$  é a área da parede G que pode ser vista da porta do labirinto (m<sup>2</sup>);
- $d_{sec}$  é a distância do alvo à linha central do labirinto medida na parede G (m) (esta distância pode ser medida a partir do isocentro, uma vez que este representa a posição média da fonte de radiação);
- $d_{zz}$  é o comprimento da linha central do labirinto (m);
- $\alpha(\theta)$  é a fração de radiação espalhada pelo paciente segundo um ângulo  $\theta$  (tabela 2.13);
- $F$  é a área máxima do campo de radiação no isocentro (cm<sup>2</sup>);
- $B$  é o fator de transmissão da parede Z ao longo do caminho oblíquo traçado por  $d_L$ ; e

$d_L$  é a distância entre o alvo do acelerador e o centro da porta, passando através da parede do labirinto (m).

Tabela 2.16 – Coeficientes de reflexão para incidência a  $0^\circ$  de fótons de *bremsstrahlung* e monoenergéticos. Valores em  $10^{-3}$  (NCRP, 2005).

Incidência $0^\circ$	Ângulo de reflexão ou espalhamento em concreto (medido da normal)				
	$0^\circ$	$30^\circ$	$45^\circ$	$60^\circ$	$75^\circ$
Fonte					
30 MeV	3,0	2,7	2,6	2,2	1,5
24 MeV	3,2	3,2	2,8	2,3	1,5
18 MeV	3,4	3,4	3,0	2,5	1,6
10 MeV	4,3	4,1	3,8	3,1	2,1
6 MeV	5,3	5,2	4,7	4,0	2,7
4 MeV	6,7	6,4	5,8	4,9	3,1
Co-60	7,0	6,5	6,0	5,5	3,8
0,5 MeV	19,0	17,0	15,0	13,0	8,0
0,25 MeV	32,0	28,0	25,0	22,0	13,0

Tabela 2.17 – Coeficientes de reflexão para incidência a  $45^\circ$  de fótons de *bremsstrahlung* e monoenergéticos. Valores em  $10^{-3}$  (NCRP, 2005).

Incidência $45^\circ$	Ângulo de reflexão ou espalhamento em concreto (medido da normal)				
	$0^\circ$	$30^\circ$	$45^\circ$	$60^\circ$	$75^\circ$
Fonte					
30 MeV	4,8	5,0	4,9	4,0	3,0
24 MeV	3,7	3,9	3,9	3,7	3,4
18 MeV	4,5	4,6	4,6	4,3	4,0
10 MeV	5,1	5,7	5,8	6,0	6,0
6 MeV	6,4	7,1	7,3	7,7	8,0
4 MeV	7,6	8,5	9,0	9,2	9,5
Co-60	9,0	10,2	11,0	11,5	12,0
0,5 MeV	22,0	22,5	22,0	20,0	18,0
0,25 MeV	36,0	34,5	31,0	25,0	18,0

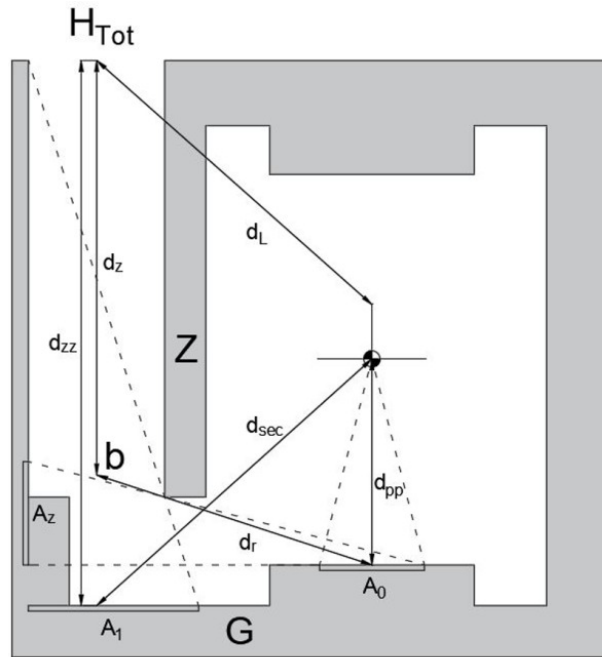


Figura 2.22 – *Layout* e parâmetros usados nos cálculos da blindagem da porta do labirinto para fótons.

Após determinar cada uma das quatro componentes,  $H_{Tot}$  é calculada por:

$$H_{Tot} = 2,64 (fH_S + H_{LS} + H_{PS} + H_{LT}) \quad (2.23)$$

Com o valor da dose total conhecido, é possível determinar o fator de transmissão ( $B$ ) necessário para a blindagem da porta e, conseqüentemente, a espessura da porta ( $t$ ). Para instalações com aceleradores de altas energias, superiores a 10 MeV, existe ainda a contribuição de nêutrons e radiação gama produzida pela captura de nêutrons gerados (NCRP, 2005).

A dose equivalente depositada na porta devido aos raios gama de captura, por unidade de dose absorvida no isocentro, é dada por:

$$h_\varphi = K \varphi_A 10^{-\left(\frac{d_2}{TVD}\right)} \quad (2.24)$$

onde,  $K$  é a razão entre a dose equivalente devido aos raios gama de captura (sievert) e a fluência total de nêutrons no ponto A da figura 2.23, e seu valor médio é de  $6,9 \times 10^{-16}$

$\text{Sv.m}^2$ ;  $\varphi_A$  é a fluência total de nêutrons ( $\text{m}^{-2}$ ) no ponto A por unidade de dose (Gy) de raios-X no isocentro;  $d_2$  é a distância entre o ponto A e a porta (m); e TVD é a distância deci-redutora (requerida para reduzir 10 vezes a fluência de radiação) sendo TVD ~ 5,4 m para feixes de raio-X entre 18 e 25 MeV e TVD ~ 3,9 m para feixes de raios X de 15 MeV.

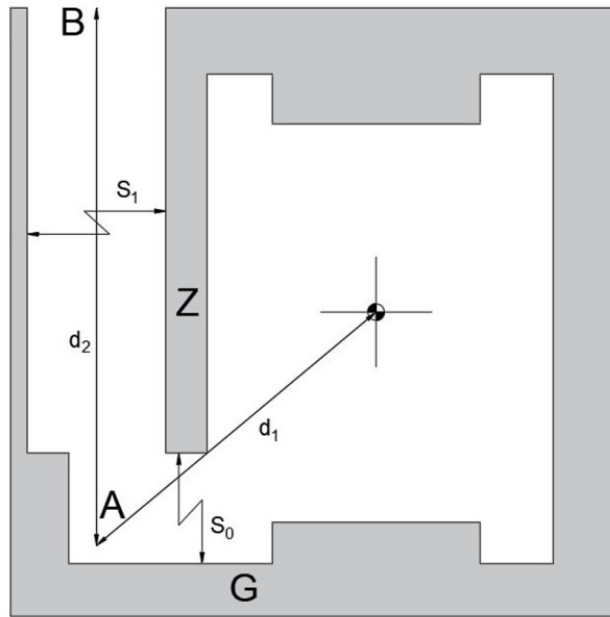


Figura 2.23 – Parâmetros usados para nêutrons e raios gama de captura.

A fluência total de nêutrons na entrada interna do labirinto (ponto A da figura 2.23) por unidade de dose absorvida de raios-X no isocentro é determinada por:

$$\varphi_A = \frac{\beta Q_n}{4\pi d_1^2} + \frac{5,4 \beta Q_n}{2\pi S_r} + \frac{1,3 Q_n}{2\pi S_r} \quad (2.25)$$

onde  $\beta$  é o fator de transmissão para nêutrons que penetram a blindagem do cabeçote ( $\beta=1$  se a blindagem for de chumbo e  $\beta=0,85$  se de tungstênio);  $d_1$  é a distância entre o isocentro e o ponto A da figura 2.23 (m);  $Q_n$  é a intensidade de nêutrons emitidos a partir do cabeçote do acelerador por gray de dose absorvida de raios-X no isocentro (tabela 2.18); e  $S_r$  é a área total da superfície da sala de tratamento ( $\text{m}^2$ ).

Tabela 2.18 – Equivalente de dose de nêutrons ( $H_0$ ) a 1,41 m do alvo por unidade de dose de raio-X no isocentro (mSv/Gy) e intensidade de nêutrons ( $Q_n$ ) emitidos pelo cabeçote do acelerador (NCRP, 2005).

Marca	Modelo	Energia final	$H_0$	$Q_n$	Referência
		MeV (Nominal)	mSv/Gy	Nêutrons/Gy ( $\times 10^{12}$ )	
Varian	1800	18	1,02 – 1,6	1,22	McGinley (2002)
	1800	15	0,79 – 1,3	0,76	McGinley (2002)
	1800	10	0,04	0,06	McGinley (2002)
	2100C <sup>a</sup>	18		0,96	Followill <i>et al.</i> (2003)
	2100C <sup>a</sup>	18		0,87	Followill <i>et al.</i> (2003)
	2300CD	18		0,95	Followill <i>et al.</i> (2003)
	2500	24		0,77	Followill <i>et al.</i> (2003)
Siemens	KD	20	1,1 – 1,24	0,92	McGinley (2002)
	MD <sup>a</sup>	15	0,17	–	McGinley (2002)
	MD2	10		0,08	Followill <i>et al.</i> (2003)
	MD <sup>a</sup>	15		0,2	Followill <i>et al.</i> (2003)
	KD	18		0,88	Followill <i>et al.</i> (2003)
	Primus	10		0,02	Followill <i>et al.</i> (2003)
	Primus <sup>a</sup>	15		0,12	Followill <i>et al.</i> (2003)
	Primus <sup>a</sup>	15		0,21	Followill <i>et al.</i> (2003)
Philips/ Electa	SL25 <sup>a</sup>	25	2,0	2,37	McGinley (2002)
	SL20	20	0,44	0,69	McGinley (2002)
	SL20	18		0,46	Followill <i>et al.</i> (2003)
	SL25	18		0,46	Followill <i>et al.</i> (2003)
	SL25 <sup>a</sup>	25		1,44	Followill <i>et al.</i> (2003)
GE	Saturne41	12	0,09	0,24	McGinley (2002)
	Saturne41	15	0,32	0,47	McGinley (2002)
	Saturne43 <sup>a</sup>	18	0,55	1,50	McGinley (2002)
	Saturne43 <sup>a</sup>	18		1,32	Followill <i>et al.</i> (2003)
	Saturne43	25	1,38	2,4	McGinley (2002)

<sup>a</sup> Duas unidades separadas do mesmo modelo e energia final nominal.

A dose semanal (Sv/semana) na porta devida à radiação gama de captura de nêutrons ( $H_{cg}$ ) é dada então pelo produto da carga de trabalho devido à radiação de fuga ( $W_L$ ) e  $h_\varphi$ . A dose de nêutrons na entrada da sala é determinada pelo maior valor obtido entre o método de Kersey (equação 2.26) e o método de Kersey modificado (equação 2.27) (NCRP, 2005).

$$H_{n,D} = H_0 \left(\frac{S_0}{S_1}\right) \left(\frac{d_0}{d_1}\right)^2 10^{-\left(\frac{d_2}{5}\right)} \quad (2.26)$$

$$H_{n,D} = 2,4 \times 10^{-15} \varphi_A \sqrt{\frac{S_0}{S_1}} \left[ 1,64 \times 10^{-\left(\frac{d_2}{1,9}\right)} + 10^{-\left(\frac{d_2}{TVD}\right)} \right] \quad (2.27)$$

onde  $H_0$  é a dose total de nêutrons na distância  $d_0 = 1,41\text{m}$  do alvo por unidade de dose de raios-X no isocentro (tabela 2.18);  $S_0$  é a área da entrada interna do labirinto ( $\text{m}^2$ );  $S_1$  é a área da entrada externa do labirinto ( $\text{m}^2$ ); e TVD é a distância deci-redutora (m) que varia conforme a raiz quadrada da área da seção transversal ao longo do labirinto ( $S_1$ ).

A dose semanal (Sv/semana) depositada na porta pelos nêutrons ( $H_n$ ) é dada então pelo produto da carga de trabalho devido à radiação de fuga ( $W_L$ ) e  $H_{n,D}$ . Desta forma, a dose equivalente total na porta do labirinto (Sv/semana) é determinada pela soma das três componentes: radiações espalhada e de fuga do cabeçote, raios gama de captura neutrônica e nêutrons.

$$H_W = H_{Tot} + H_{cg} + H_n \quad (2.28)$$

## 2.11. Considerações da CNEN no cálculo da blindagem

A CNEN adota a metodologia da NCRP 151, mas faz duas<sup>12</sup> considerações importantes. A primeira é a adoção do limite de dose de 20 mSv/ano (IAEA, 2014) para

---

<sup>12</sup> Outras duas considerações não foram aplicadas neste trabalho. A CNEN não aceita o uso ponderado de energias diferentes, tal como a NCRP. A sala deve ser dimensionada conforme a maior energia. Não se aplica aqui, pois somente uma energia foi considerada por vez. E a CNEN desconsidera a possibilidade de utilização do mesmo fator de uso da barreira primária para as barreiras secundárias adjacentes a ela. Essa consideração também não foi aplicada nesta tese, pois, apesar da NCRP apresentar tal possibilidade, ela não a considera de forma sistemática, já que não prevê fator de uso diferente de 1 em sua fórmula.



indivíduos ocupacionalmente expostos em áreas controladas. E a segunda é não verificar a taxa de dose equivalente em qualquer hora (TADR -  $R_h$ ) para as áreas não controladas. Em lugar disso, aplica a metodologia de otimização de blindagens proposta pela ICRP 33 (ICRP, 1982). Esta metodologia sugere uma análise dos custos de incremento de barreira cujo princípio consiste em aumentar o nível de proteção até o ponto em que as melhorias suplementares só consigam reduções de exposição menos significativas que os custos das barreiras adicionais.

A espessura otimizada é determinada a partir do fator de transmissão “ótimo”, dado pela equação 2.29 (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2000), por meio do qual se obtém o número de TVLs necessários a ser multiplicado pelo TVL do material.

$$B_{ot} = \frac{A C TVL_{mat}}{(\ln 10) \alpha n T_{vida} H_{tot}} \quad (2.29)$$

onde:

$A$  é a área da barreira deci-redutora ( $m^2$ );

$TVL_{mat}$  é a espessura da barreira deci-redutora (m);

$C$  é o custo da construção do metro cúbico do material (US\$/ $m^3$ );

$\alpha$  é o coeficiente monetário (US\$/homem.Sv);

$n$  é o número de indivíduos com ocupação integral na vizinhança:  $n = \sum(T_i p_i)$ , sendo  $T_i$  o fator ocupação do grupo de indivíduos  $p_i$ ;

$T_{vida}$  é o tempo de vida útil da instalação (semanas); e

$H_{tot}$  é a dose existente na ausência da barreira (Sv/semana).

Nas avaliações quantitativas de otimização realizadas pela CNEN, o valor do coeficiente monetário ( $\alpha$ ) por unidade de dose coletiva deve ser maior ou igual ao valor equivalente a US\$ 10.000/pessoa.sievert<sup>13</sup> em moeda nacional corrente (CNEN, 2014). Para a CNEN, o tempo de vida útil adotado para uma instalação de radioterapia é de 20 anos considerando-se 52 semanas anuais (1.040 semanas). Para este trabalho, os custos incrementais do concreto e do chumbo adicionados (incluindo mão de obra) foram orçados em US\$ 550 por  $m^3$  e US\$ 113.875 por  $m^3$ , respectivamente, conforme cálculos demonstrados no capítulo da metodologia. Se a espessura otimizada for inferior à obtida por limitação de dose individual, deve-se adotar o maior valor (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2000).

<sup>13</sup> Valor adotado pela CNEN, mas pode ser diferente.

### Capítulo 3 METODOLOGIA

O estudo foi dividido em duas fases. A primeira se consistiu na definição de um modelo de sala padrão (TERRA, 2018) e subsequente dimensionamento de suas paredes, piso, teto e porta, conforme algumas energias de emprego do acelerador linear e seguindo a metodologia de cálculo proposto pela NCRP 151, totalizando o dimensionamento de 4 salas. A segunda fase englobou a modelagem de uma das salas dimensionadas, utilizando o código MCNP, para simulação e análise dos perfis de doses (equivalente de dose ambiente) obtidas na área externa, a fim de avaliar computacionalmente o nível de proteção decorrente da aplicação da metodologia de dimensionamento recomendada pela NCRP.

Os fluxogramas apresentados nas figuras 3.1 e 3.2 apresentam os roteiros deste trabalho, adotados em cada uma das duas fases e detalhados nas seções que se seguem.

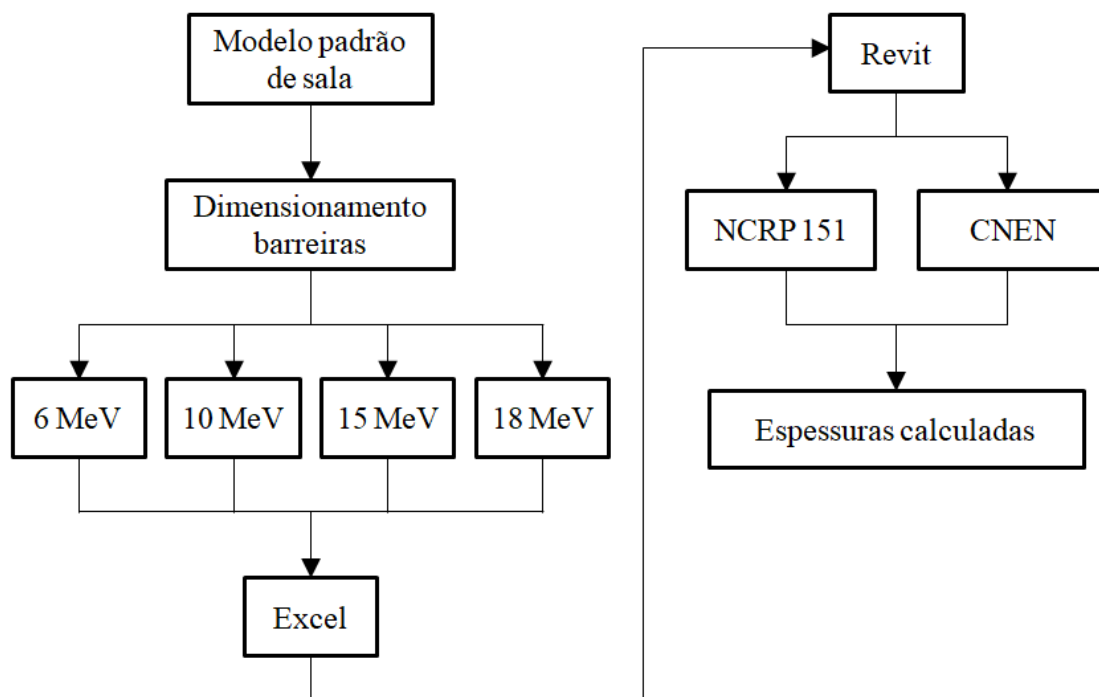


Figura 3.1 – Fluxograma da fase de dimensionamento das salas.

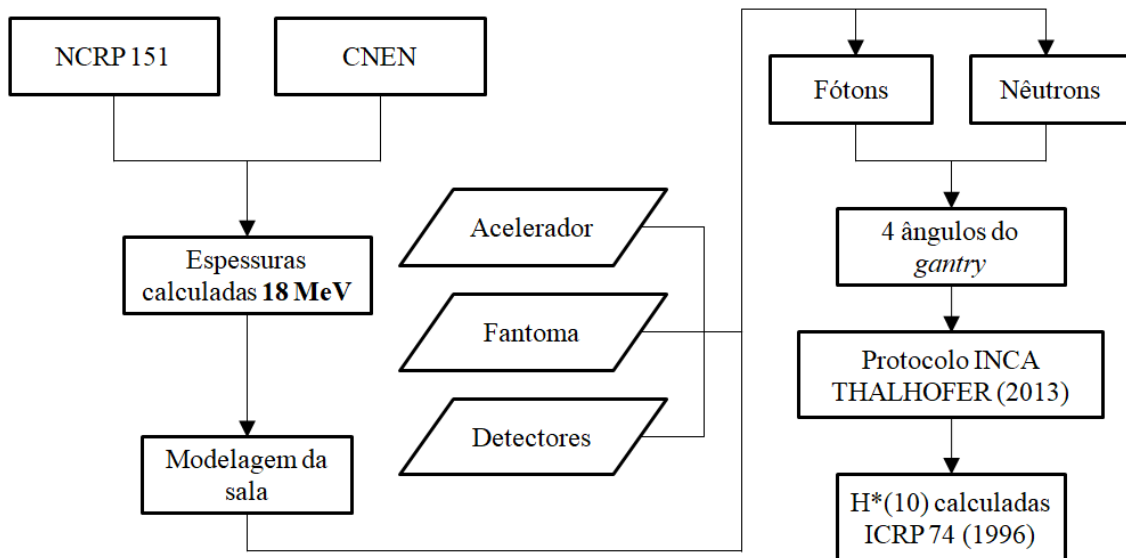


Figura 3.2 – Fluxograma da fase de modelagem da sala no MCNP.

### 3.1. Dimensionamento das salas

Nesta fase do estudo, foi feito o dimensionamento da blindagem em concreto de salas de radioterapia, e respectivas portas, para utilização de aceleradores lineares de 6, 10, 15 e 18 MeV em duas condições distintas. Na primeira, o dimensionamento foi feito por meio da aplicação exclusiva da metodologia de cálculo da NCRP 151 (NCRP, 2005). E, na segunda condição, os cálculos foram feitos levando-se em conta as considerações adotadas pela CNEN. As espessuras das barreiras obtidas pela metodologia da NCRP 151 foram avaliadas de forma comparativa com a metodologia adotada pela CNEN<sup>14</sup>, buscando-se avaliar a possibilidade de haver subestimação ou superestimação nos cálculos da proteção.

As salas de tratamento foram dimensionadas admitindo-se a disponibilidade de uma área de 11 x 11 m<sup>2</sup>, com altura de 4,85 m, em andar térreo. Foram consideradas como áreas vizinhas: (a) ao norte, uma sala de comando onde o acelerador é operado (barreira A), (b) ao sul, um estacionamento (barreira B), (c) a leste, a administração do hospital (barreira C), (d) a oeste, uma sala de espera (barreira D), (e) no teto, uma área livre com acesso eventual de um operário para manutenção, e (f) sob o piso, o terreno natural. A planta básica da instalação e suas dimensões fixas estão ilustradas na figura 3.3. Apenas as espessuras das barreiras se modificam conforme a energia do equipamento, respeitando os limites externos para que se mantenham as distâncias entre a fonte a o ponto a ter o seu equivalente de dose ambiente calculado e avaliado.

<sup>14</sup> Como já mencionado anteriormente, a CNEN não possui uma metodologia própria, portanto, sempre que nesta tese aparecer a expressão “metodologia da CNEN”, trata-se da metodologia da NCRP 151 acrescida das considerações feitas pela CNEN (parâmetros e cálculo de otimização). Esta forma de tratamento visa facilitar a apresentação da tese.

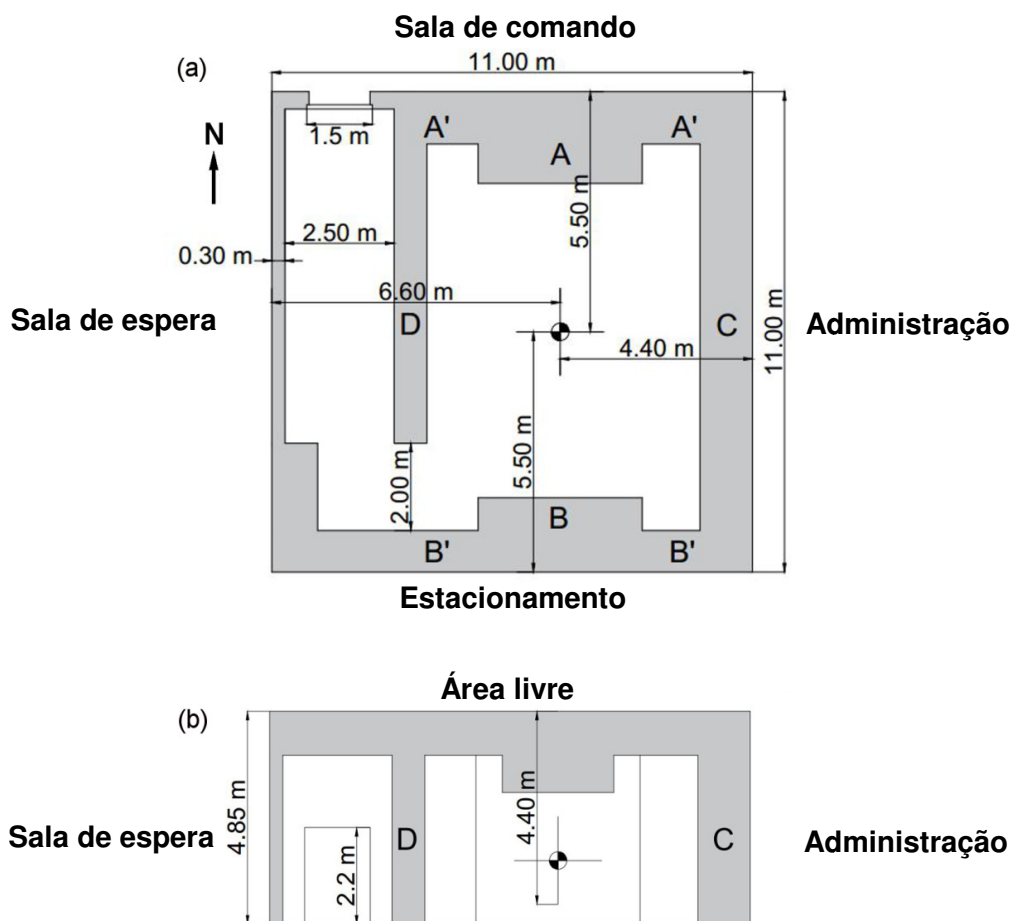


Figura 3.3 – Planta baixa (a) e corte (b) da instalação básica dimensionada. Barreira A protege área controlada. Barreiras B, C, D e teto protegem áreas não controladas.

Os dimensionamentos de blindagens foram feitos tomando-se como premissa a instalação e operação de um acelerador linear da fabricante *Varian* sob as condições máximas de trabalho e principais parâmetros apresentados na tabela 3.1. A NCRP 151 aceita um número máximo de 10 pacientes tratados por hora.

Para a realização dos cálculos e facilitar a posterior mudança dos parâmetros conforme as energias dos equipamentos e as considerações da CNEN, foi montada uma planilha no *software* Excel com mais de 20 páginas para cada metodologia (figura 3.4). Cada fórmula foi inserida de forma a permitir o cálculo automático, extraindo as informações necessárias da lista de parâmetros fornecidos e das tabelas empregadas. A opção dos cálculos por meio da planilha Excel facilitou também a correção dos erros eventualmente identificados ao longo do desenvolvimento do dimensionamento, pois a cada modificação os cálculos eram refeitos automaticamente. Além disso, as imprecisões devido a arredondamentos sucessivos foram minimizadas tendo em vista o fato do Excel trabalhar considerando todas as casas decimais dos números, do início ao fim da sequência de cálculos. O Excel também permitiu, de forma bastante prática, reunir todos os resultados finais e intermediários dos cálculos efetuados para fins comparativos, conforme apresentados nas tabelas 3.2, 3.3 e 3.4.

Tabela 3.1 – Principais parâmetros utilizados no dimensionamento das salas.

<b>Parâmetros</b>	
Número de pacientes por dia:	80
Horas de trabalho por dia:	8 h
Dose média por paciente:	2 Gy
Dias por semana:	5
Carga de trabalho clínica ( $W_{clínica}$ ):	800 Gy/semana
Carga de trabalho física ( $W_{física}$ ):	200 Gy/semana
Limite semanal de dose permitido:	
Área controlada:	0,1 mSv/semana (NCRP, 2005) 0,4 mSv/semana (IAEA, 2014)
Área Não controlada:	0,02 mSv/semana (NCRP, 2005; IAEA, 2014)
Energias do feixe:	6, 10, 15 e 18 MeV
Material da blindagem:	Concreto
Posição do cinturão primário:	Interno
Área A (Sala de comando):	Controlada (2 indivíduos ocupantes)
Área B (Estacionamento):	Não controlada (20 indivíduos ocupantes)
Área C (Administração):	Não controlada (4 indivíduos ocupantes)
Área D (Sala de espera):	Não controlada (6 indivíduos ocupantes)
Teto (Área livre):	Não controlada (1 indivíduo ocupante)

No cálculo de dimensionamento das portas, foi utilizado o *software Revit* de arquitetura da *Autodesk* (AUTODESK, 2017) para a modelagem 3D (figura 3.5) e geração das plantas baixas das salas de forma a permitir a mensuração das diversas distâncias exigidas pela metodologia (figura 3.6) para a estimativa das radiações espalhada e de fuga que chegam até a porta externa do labirinto, conforme explanado no capítulo anterior e explicitado nas figuras 2.22 e 2.23. A utilização do *Revit* também foi bastante útil para a segunda fase do trabalho na modelagem no MCNP, como será visto mais adiante.



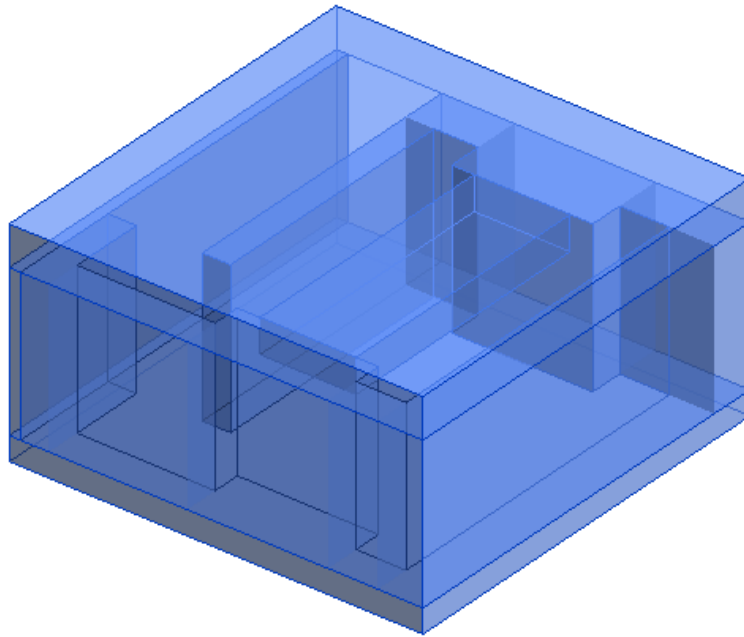


Figura 3.5 – Vista 3D da sala modelada no *software Revit*.

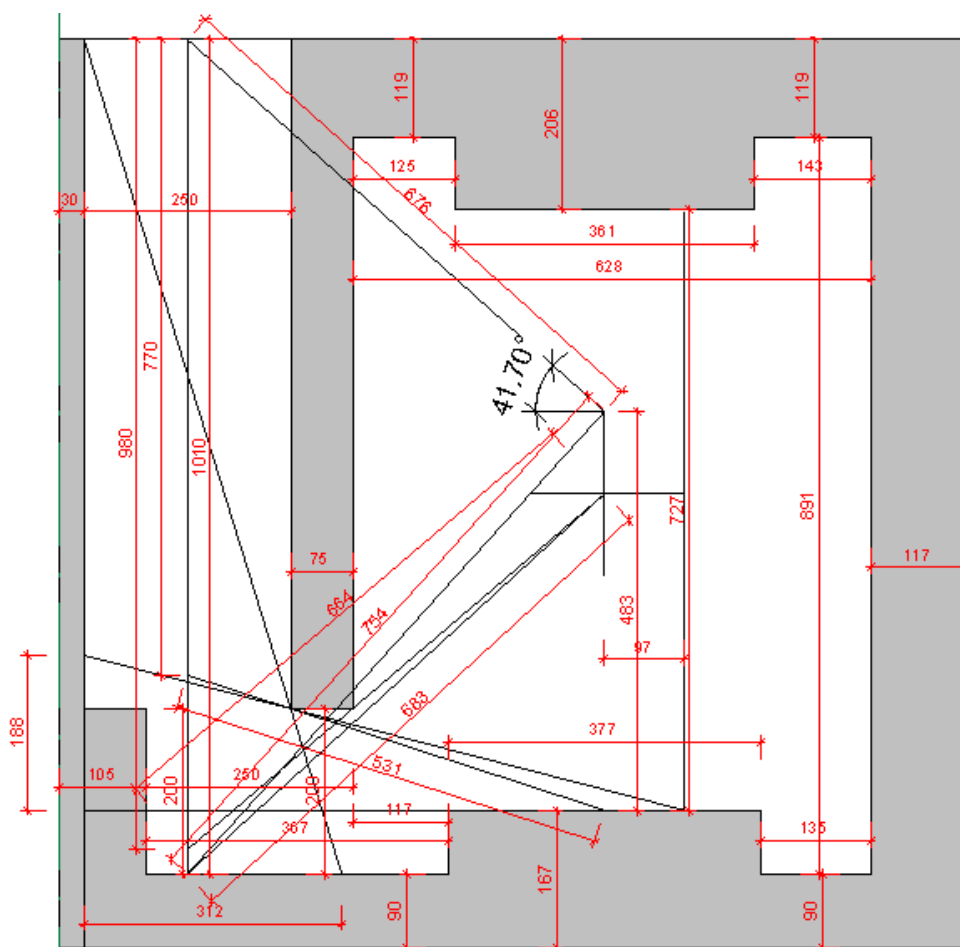


Figura 3.6 – Ilustração do levantamento das distâncias, no *software Revit*, para o cálculo da porta. Dimensões em centímetros.

Tabela 3.2 – Valores intermediários e finais dos cálculos para as barreiras primárias. (A) 6 MV. (B) 10 MV. (C) 15 MV. (D) 18 MV.

(A)	Parâmetros	Barreiras primárias		
		A	B	Teto
Área a proteger:	sala de cmdo	estacionamento	livre	
Tipo de área a proteger:	controlada	não controlada	não controlada	
Fator de uso (U):	0,25	0,25	0,25	
Fator de ocupação (T):	1	0,025	0,025	
Nr indiv. ocupante (p=n/T):	2	20	1	
W (Gy/semana)	1000	1000	1000	
d <sub>pri</sub> (m)	6,8	6,8	4,7	
P (mSv/semana) NCRP 151	0,1	0,02	0,02	
P (mSv/semana) CNEN	0,4	0,02	0,02	
<b>B<sub>pri</sub> NCRP 151</b>	<b>1,850E-05</b>	<b>1,480E-04</b>	<b>7,069E-05</b>	
<b>B<sub>pri</sub> CNEN</b>	<b>7,398E-05</b>	<b>1,480E-04</b>	<b>7,069E-05</b>	
Nr TVL's (n) NCRP 151	4,73	3,83	4,15	
Nr TVL's (n) CNEN	4,13	3,83	4,15	
TVL <sub>1</sub>	37	37	37	
TVL <sub>e</sub>	33	33	33	
Espessura NCRP 151 (cm)	160,19	130,38	140,97	
Espessura calculada CNEN (cm)	140,32	130,38	140,97	
Espessura otimizada CNEN (cm)	168,13	147,72	109,99	
<b>Espessura adotada NCRP 151 (cm)</b>	<b>161,00</b>	<b>131,00</b>	<b>141,00</b>	
<b>Espessura adotada CNEN (cm)</b>	<b>169,00</b>	<b>148,00</b>	<b>141,00</b>	
Largura NCRP 151 (m)	3,719	3,855	2,604	
Largura CNEN (m)	3,634	3,775	2,604	
<b>Largura adotada NCRP 151 (cm)</b>	<b>3,72</b>	<b>3,86</b>	<b>2,61</b>	
<b>Largura adotada CNEN (cm)</b>	<b>3,64</b>	<b>3,78</b>	<b>2,61</b>	

(B)	Parâmetros	Barreiras primárias		
		A	B	Teto
Área a proteger:	sala de cmdo	estacionamento	livre	
Tipo de área a proteger:	controlada	não controlada	não controlada	
Fator de uso (U):	0,25	0,25	0,25	
Fator de ocupação (T):	1	0,025	0,025	
Nr indiv. ocupante (p=n/T):	2	20	1	
W (Gy/semana)	1000	1000	1000	
d <sub>pri</sub> (m)	6,8	6,8	4,7	
P (mSv/semana) NCRP 151	0,1	0,02	0,02	
P (mSv/semana) CNEN	0,4	0,02	0,02	
<b>B<sub>pri</sub> NCRP 151</b>	<b>1,850E-05</b>	<b>1,480E-04</b>	<b>7,069E-05</b>	
<b>B<sub>pri</sub> CNEN</b>	<b>7,398E-05</b>	<b>1,480E-04</b>	<b>7,069E-05</b>	
Nr TVL's (n) NCRP 151	4,73	3,83	4,15	
Nr TVL's (n) CNEN	4,13	3,83	4,15	
TVL <sub>1</sub>	41	41	41	
TVL <sub>e</sub>	37	37	37	
Espessura NCRP 151 (cm)	179,12	145,70	157,57	
Espessura calculada CNEN (cm)	156,84	145,70	157,57	
Espessura otimizada CNEN (cm)	187,12	164,19	122,20	
<b>Espessura adotada NCRP 151 (cm)</b>	<b>180,00</b>	<b>146,00</b>	<b>158,00</b>	
<b>Espessura adotada CNEN (cm)</b>	<b>188,00</b>	<b>165,00</b>	<b>158,00</b>	
Largura NCRP 151 (m)	3,668	3,815	2,564	
Largura CNEN (m)	3,588	3,736	2,564	
<b>Largura adotada NCRP 151 (cm)</b>	<b>3,67</b>	<b>3,82</b>	<b>2,57</b>	
<b>Largura adotada CNEN (cm)</b>	<b>3,59</b>	<b>3,74</b>	<b>2,57</b>	



(C)	Parâmetros	Barreiras primárias		
		A	B	Teto
Área a proteger:	sala de cmdo	estacionamento	livre	
Tipo de área a proteger:	controlada	não controlada	não controlada	
Fator de uso (U):	0,25	0,25	0,25	
Fator de ocupação (T):	1	0,025	0,025	
Nr indiv. ocupante (p=n/T):	2	20	1	
W (Gy/semana)	1000	1000	1000	
d <sub>pri</sub> (m)	6,8	6,8	4,7	
P (mSv/semana) NCRP 151	0,1	0,02	0,02	
P (mSv/semana) CNEN	0,4	0,02	0,02	
<b>B<sub>pri</sub> NCRP 151</b>	<b>1,850E-05</b>	<b>1,480E-04</b>	<b>7,069E-05</b>	
<b>B<sub>pri</sub> CNEN</b>	<b>7,398E-05</b>	<b>1,480E-04</b>	<b>7,069E-05</b>	
Nr TVL's (n) NCRP 151	4,73	3,83	4,15	
Nr TVL's (n) CNEN	4,13	3,83	4,15	
TVL <sub>i</sub>	44	44	44	
TVL <sub>e</sub>	41	41	41	
Espessura NCRP 151 (cm)	197,05	160,02	173,18	
Espessura calculada CNEN (cm)	172,37	160,02	173,18	
Espessura otimizada CNEN (cm)	205,42	179,95	133,87	
<b>Espessura adotada NCRP 151 (cm)</b>	<b>198,00</b>	<b>160,00</b>	<b>174,00</b>	
<b>Espessura adotada CNEN (cm)</b>	<b>206,00</b>	<b>180,00</b>	<b>174,00</b>	
Largura NCRP 151 (m)	3,617	3,775	2,519	
Largura CNEN (m)	3,560	3,719	2,519	
<b>Largura adotada NCRP 151 (cm)</b>	<b>3,62</b>	<b>3,78</b>	<b>2,52</b>	
<b>Largura adotada CNEN (cm)</b>	<b>3,56</b>	<b>3,72</b>	<b>2,52</b>	

(D)	Parâmetros	Barreiras primárias		
		A	B	Teto
Área a proteger:	sala de cmdo	estacionamento	livre	
Tipo de área a proteger:	controlada	não controlada	não controlada	
Fator de uso (U):	0,25	0,25	0,25	
Fator de ocupação (T):	1	0,025	0,025	
Nr indiv. ocupante (p=n/T):	2	20	1	
W (Gy/semana)	1000	1000	1000	
d <sub>pri</sub> (m)	6,8	6,8	4,7	
P (mSv/semana) NCRP 151	0,1	0,02	0,02	
P (mSv/semana) CNEN	0,4	0,02	0,02	
<b>B<sub>pri</sub> NCRP 151</b>	<b>1,850E-05</b>	<b>1,480E-04</b>	<b>7,069E-05</b>	
<b>B<sub>pri</sub> CNEN</b>	<b>7,398E-05</b>	<b>1,480E-04</b>	<b>7,069E-05</b>	
Nr TVL's (n) NCRP 151	4,73	3,83	4,15	
Nr TVL's (n) CNEN	4,13	3,83	4,15	
TVL <sub>i</sub>	45	45	45	
TVL <sub>e</sub>	43	43	43	
Espessura NCRP 151 (cm)	205,52	166,68	180,48	
Espessura calculada CNEN (cm)	179,63	166,68	180,48	
Espessura otimizada CNEN (cm)	214,14	187,38	139,26	
<b>Espessura adotada NCRP 151 (cm)</b>	<b>206,00</b>	<b>167,00</b>	<b>181,00</b>	
<b>Espessura adotada CNEN (cm)</b>	<b>215,00</b>	<b>188,00</b>	<b>181,00</b>	
Largura NCRP 151 (m)	3,605	3,770	2,513	
Largura CNEN (m)	3,549	3,719	2,513	
<b>Largura adotada NCRP 151 (cm)</b>	<b>3,61</b>	<b>3,77</b>	<b>2,52</b>	
<b>Largura adotada CNEN (cm)</b>	<b>3,55</b>	<b>3,72</b>	<b>2,52</b>	

Tabela 3.3 – Valores intermediários e finais dos cálculos para as barreiras secundárias. (A) 6 MV. (B) 10 MV. (C) 15 MV. (D) 18 MV.

(A)	Parâmetros	Barreiras secundárias				
		C	D	A'	B'	Teto'
Área a proteger:	Administração	Sala de espera	sala cmdo	estacionamento	livre	
Tipo de área a proteger:	não controlada	não controlada	controlada	não controlada	não controlada	
Fator de ocupação (T):	1	1	1	0,025	0,025	
Nr indiv. ocupante (p=n/T):	4	6	2	20	1	
W (Gy/semana)	1000	1000	1000	1000	1,00	
d <sub>esp</sub> (m)	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	
d <sub>sec</sub> (m) NCRP 151/ CNEN	4,70	6,90	6,70	6,70	4,27	
d <sub>L</sub> (m) NCRP 151/ CNEN	4,70	6,90	6,70	6,70	4,27	
P (mSv/semana) NCRP 151	0,02	0,02	0,1	0,02	0,02	
P (mSv/semana) CNEN	0,02	0,02	0,4	0,02	0,02	
<b>B<sub>p</sub> NCRP 151</b>	<b>2,593E-04</b>	<b>5,588E-04</b>	<b>4,048E-04</b>	<b>3,239E-03</b>	<b>1,318E-03</b>	
<b>B<sub>p</sub> CNEN</b>	<b>2,593E-04</b>	<b>5,588E-04</b>	<b>1,619E-03</b>	<b>3,239E-03</b>	<b>1,318E-03</b>	
Nr TVL's (n) NCRP 151	3,59	3,25	3,39	2,49	2,88	
Nr TVL's (n) CNEN	3,59	3,25	2,79	2,49	2,88	
TVL espalhamento	17	17	26	26	26	
<b>B<sub>L</sub> NCRP 151</b>	<b>4,418E-04</b>	<b>9,522E-04</b>	<b>4,489E-03</b>	<b>3,591E-02</b>	<b>1,459E-02</b>	
<b>B<sub>L</sub> CNEN</b>	<b>4,418E-04</b>	<b>9,522E-04</b>	<b>1,796E-02</b>	<b>3,591E-02</b>	<b>1,459E-02</b>	
Nr TVL's (n) NCRP 151	3,35	3,02	2,35	1,44	1,84	
Nr TVL's (n) CNEN	3,35	3,02	1,75	1,44	1,84	
TVL <sub>1</sub>	34	34	34	34	34	
TVL <sub>2</sub>	29	29	29	29	29	
Espessura NCRP 151 (cm)	102,29	92,62	98,45	74,97	85,12	
Espessura calculada CNEN (cm)	102,29	92,62	82,79	74,97	85,12	
Espessura otimizada CNEN (cm)	86,53	81,97	113,39	88,43	56,34	
<b>Espessura adotada NCRP 151 (cm)</b>	<b>103,00</b>	<b>93,00</b>	<b>99,00</b>	<b>75,00</b>	<b>86,00</b>	
<b>Espessura adotada CNEN (cm)</b>	<b>103,00</b>	<b>93,00</b>	<b>114,00</b>	<b>89,00</b>	<b>86,00</b>	

(B)	Parâmetros	Barreiras secundárias				
		C	D	A'	B'	Teto'
Área a proteger:	Administração	Sala de espera	sala cmdo	estacionamento	livre	
Tipo de área a proteger:	não controlada	não controlada	controlada	não controlada	não controlada	
Fator de ocupação (T):	1	1	1	0,025	0,025	
Nr indiv. ocupante (p=n/T):	4	6	2	20	1	
W (Gy/semana)	1000	1000	1000	1000	1,00	
d <sub>esp</sub> (m)	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	
d <sub>sec</sub> (m) NCRP 151/ CNEN	4,70	6,90	6,70	6,70	4,27	
d <sub>L</sub> (m) NCRP 151/ CNEN	4,70	6,90	6,70	6,70	4,27	
P (mSv/semana) NCRP 151	0,02	0,02	0,1	0,02	0,02	
P (mSv/semana) CNEN	0,02	0,02	0,4	0,02	0,02	
<b>B<sub>p</sub> NCRP 151</b>	<b>2,899E-04</b>	<b>6,248E-04</b>	<b>3,526E-04</b>	<b>2,821E-03</b>	<b>1,148E-03</b>	
<b>B<sub>p</sub> CNEN</b>	<b>2,899E-04</b>	<b>6,248E-04</b>	<b>1,410E-03</b>	<b>2,821E-03</b>	<b>1,148E-03</b>	
Nr TVL's (n) NCRP 151	3,54	3,20	3,45	2,55	2,94	
Nr TVL's (n) CNEN	3,54	3,20	2,85	2,55	2,94	
TVL espalhamento	18	18	28	28	28	
<b>B<sub>L</sub> NCRP 151</b>	<b>4,418E-04</b>	<b>9,522E-04</b>	<b>4,489E-03</b>	<b>3,591E-02</b>	<b>1,459E-02</b>	
<b>B<sub>L</sub> CNEN</b>	<b>4,418E-04</b>	<b>9,522E-04</b>	<b>1,796E-02</b>	<b>3,591E-02</b>	<b>1,459E-02</b>	
Nr TVL's (n) NCRP 151	3,35	3,02	2,35	1,44	1,84	
Nr TVL's (n) CNEN	3,35	3,02	1,75	1,44	1,84	
TVL <sub>1</sub>	35	35	35	35	35	
TVL <sub>2</sub>	31	31	31	31	31	
Espessura NCRP 151 (cm)	108,00	97,66	107,21	81,92	92,86	
Espessura calculada CNEN (cm)	108,00	97,66	90,35	81,92	92,86	
Espessura otimizada CNEN (cm)	91,23	86,35	121,80	95,04	60,97	
<b>Espessura adotada NCRP 151 (cm)</b>	<b>108,00</b>	<b>98,00</b>	<b>108,00</b>	<b>82,00</b>	<b>93,00</b>	
<b>Espessura adotada CNEN (cm)</b>	<b>108,00</b>	<b>98,00</b>	<b>122,00</b>	<b>96,00</b>	<b>93,00</b>	

(C)	Parâmetros	Barreiras secundárias				
		C	D	A'	B'	Teto'
Área a proteger:		Administração	Sala de espera	sala cmdo	estacionamento	livre
Tipo de área a proteger:		não controlada	não controlada	controlada	não controlada	não controlada
Fator de ocupação (T):		1	1	1	0,025	0,025
Nr indiv. ocupante (p=n/T):		4	6	2	20	1
W (Gy/semana)		1000	1000	1000	1000	1,00
d <sub>esp</sub> (m)		1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
d <sub>sec</sub> (m) NCRP 151/ CNEN		4,70	6,90	6,70	6,70	4,27
d <sub>L</sub> (m) NCRP 151/ CNEN		4,70	6,90	6,70	6,70	4,27
P (mSv/semana) NCRP 151		0,02	0,02	0,1	0,02	0,02
P (mSv/semana) CNEN		0,02	0,02	0,4	0,02	0,02
<b>B<sub>p</sub> NCRP 151</b>		<b>4,232E-04</b>	<b>9,121E-04</b>	<b>4,043E-04</b>	<b>3,234E-03</b>	<b>1,316E-03</b>
<b>B<sub>p</sub> CNEN</b>		<b>4,232E-04</b>	<b>9,121E-04</b>	<b>1,617E-03</b>	<b>3,234E-03</b>	<b>1,316E-03</b>
Nr TVL's (n) NCRP 151		3,37	3,04	3,39	2,49	2,88
Nr TVL's (n) CNEN		3,37	3,04	2,79	2,49	2,88
TVL espalhamento		18	18	31	31	31
<b>B<sub>L</sub> NCRP 151</b>		<b>4,418E-04</b>	<b>9,522E-04</b>	<b>4,489E-03</b>	<b>3,591E-02</b>	<b>1,459E-02</b>
<b>B<sub>L</sub> CNEN</b>		<b>4,418E-04</b>	<b>9,522E-04</b>	<b>1,796E-02</b>	<b>3,591E-02</b>	<b>1,459E-02</b>
Nr TVL's (n) NCRP 151		3,35	3,02	2,35	1,44	1,84
Nr TVL's (n) CNEN		3,35	3,02	1,75	1,44	1,84
TVL <sub>1</sub>		36	36	36	36	36
TVL <sub>2</sub>		33	33	33	33	33
Espessura NCRP 151 (cm)		113,71	102,70	116,03	88,03	100,14
Espessura calculada CNEN (cm)		113,71	102,70	97,37	88,03	100,14
Espessura otimizada CNEN (cm)		95,88	90,69	126,74	98,10	61,87
<b>Espessura adotada NCRP 151 (cm)</b>		<b>114,00</b>	<b>103,00</b>	<b>117,00</b>	<b>89,00</b>	<b>101,00</b>
<b>Espessura adotada CNEN (cm)</b>		<b>114,00</b>	<b>103,00</b>	<b>127,00</b>	<b>99,00</b>	<b>101,00</b>

(D)	Parâmetros	Barreiras secundárias				
		C	D	A'	B'	Teto'
Área a proteger:		Administração	Sala de espera	sala cmdo	estacionamento	livre
Tipo de área a proteger:		não controlada	não controlada	controlada	não controlada	não controlada
Fator de ocupação (T):		1	1	1	0,025	0,025
Nr indiv. ocupante (p=n/T):		4	6	2	20	1
W (Gy/semana)		1000	1000	1000	1000	1,00
d <sub>esp</sub> (m)		1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
d <sub>sec</sub> (m) NCRP 151/ CNEN		4,70	6,90	6,70	6,70	4,27
d <sub>L</sub> (m) NCRP 151/ CNEN		4,70	6,90	6,70	6,70	4,27
P (mSv/semana) NCRP 151		0,02	0,02	0,1	0,02	0,02
P (mSv/semana) CNEN		0,02	0,02	0,4	0,02	0,02
<b>B<sub>p</sub> NCRP 151</b>		<b>5,844E-04</b>	<b>1,260E-03</b>	<b>4,432E-04</b>	<b>3,546E-03</b>	<b>1,443E-03</b>
<b>B<sub>p</sub> CNEN</b>		<b>5,844E-04</b>	<b>1,260E-03</b>	<b>1,773E-03</b>	<b>3,546E-03</b>	<b>1,443E-03</b>
Nr TVL's (n) NCRP 151		3,23	2,90	3,35	2,45	2,84
Nr TVL's (n) CNEN		3,23	2,90	2,75	2,45	2,84
TVL espalhamento		19	19	32	32	32
<b>B<sub>L</sub> NCRP 151</b>		<b>4,418E-04</b>	<b>9,522E-04</b>	<b>4,489E-03</b>	<b>3,591E-02</b>	<b>1,459E-02</b>
<b>B<sub>L</sub> CNEN</b>		<b>4,418E-04</b>	<b>9,522E-04</b>	<b>1,796E-02</b>	<b>3,591E-02</b>	<b>1,459E-02</b>
Nr TVL's (n) NCRP 151		3,35	3,02	2,35	1,44	1,84
Nr TVL's (n) CNEN		3,35	3,02	1,75	1,44	1,84
TVL <sub>1</sub>		36	36	36	36	36
TVL <sub>2</sub>		34	34	34	34	34
Espessura NCRP 151 (cm)		116,06	104,72	118,15	89,25	101,74
Espessura calculada CNEN (cm)		116,06	104,72	98,88	89,25	101,74
Espessura otimizada CNEN (cm)		97,77	92,42	128,39	98,81	61,67
<b>Espessura adotada NCRP 151 (cm)</b>		<b>117,00</b>	<b>105,00</b>	<b>119,00</b>	<b>90,00</b>	<b>102,00</b>
<b>Espessura adotada CNEN (cm)</b>		<b>117,00</b>	<b>105,00</b>	<b>129,00</b>	<b>99,00</b>	<b>102,00</b>

Tabela 3.4 – Valores intermediários e finais dos cálculos para as portas dos labirintos. (A) 6 MV. (B) 10 MV. (C) 15 MV. (D) 18 MV.

(A)	Porta		
	Parâmetros	NCRP 151	CNEN
<b>Dose devido a fótons primários</b>			
Radiação espalhada barreira primária - $H_S$ (Sv/sem)	4,26E-06	4,34E-06	
Radiação de fuga espalhada na barreira - $H_{LS}$ (Sv/sem)	3,23E-06	3,42E-06	
Radiação primária espalhada no paciente e na barreira - $H_{PS}$ (Sv/sem)	7,52E-05	7,96E-05	
Radiação de fuga que atravessa labirinto - $H_{LT}$ (Sv/sem)	1,00E-05	1,00E-05	
Dose equivalente total devido a fótons - $H_{Tot}$ (Sv/sem)	2,36E-04	2,49E-04	
<b>Dose devido a gama de captura</b>			
Fluência de nêutrons em A por Gy de raio-X no isocentro - $\phi_A$ (n/(m <sup>2</sup> .Gy))	0,00E+00	0,00E+00	
$h_\phi$ (Sv/Gy)	0,00E+00	0,00E+00	
Dose equivalente devido a gama de captura - $H_{cg}$ (Sv/sem)	0,00E+00	0,00E+00	
<b>Dose devido a fotonêutrons</b>			
Método Kersey - $H_n$ (Sv/sem)	0,00E+00	0,00E+00	
Método Kersey modificado - $H_n$ (Sv/sem)	0,00E+00	0,00E+00	
Dose equivalente devido a fotonêutrons - $H_n$ (Sv/sem)	0,00E+00	0,00E+00	
<b>Dose equivalente total na porta do labirinto - <math>H_W</math> (Sv/sem)</b>	<b>2,36E-04</b>	<b>2,49E-04</b>	
Nr TVL's chumbo para radiação espalhada e de fuga (n)	0,675	0,094	
<b>Espessura de chumbo necessária - <math>t_{Tot}</math> (cm)</b>	<b>0,405</b>	<b>0,057</b>	
Nr TVL's chumbo para gama de captura (n)	0,000	0,000	
<b>Espessura de chumbo necessária - <math>t_{pb}</math> (cm)</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	
<b>Espessura de chumbo otimizada - <math>t_{oti}</math> (cm)</b>	-	<b>0,434</b>	
<b>Espessura de chumbo adotada - <math>t</math> (cm)</b>	<b>0,410</b>	<b>0,440</b>	
Nr TVL's BPE (n)	0,000	0,000	
<b>Espessura de BPE necessária - <math>t_{BPE}</math> (cm)</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	
<b>Espessura de BPE adotada - <math>t_{BPE}</math> (cm)</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	

(B)	Porta		
	Parâmetros	NCRP 151	CNEN
<b>Dose devido a fótons primários</b>			
Radiação espalhada barreira primária - $H_S$ (Sv/sem)	3,25E-06	3,19E-06	
Radiação de fuga espalhada na barreira - $H_{LS}$ (Sv/sem)	2,61E-06	2,75E-06	
Radiação primária espalhada no paciente e na barreira - $H_{PS}$ (Sv/sem)	7,38E-05	7,82E-05	
Radiação de fuga que atravessa labirinto - $H_{LT}$ (Sv/sem)	8,50E-06	8,50E-06	
Dose equivalente total devido a fótons - $H_{Tot}$ (Sv/sem)	2,26E-04	2,38E-04	
<b>Dose devido a gama de captura</b>			
Fluência de nêutrons em A por Gy de raio-X no isocentro - $\phi_A$ (n/(m <sup>2</sup> .Gy))	4,06E+08	4,18E+08	
$h_\phi$ (Sv/Gy)	8,65E-10	9,90E-10	
Dose equivalente devido a gama de captura - $H_{cg}$ (Sv/sem)	8,65E-07	9,90E-07	
<b>Dose devido a fotonêutrons</b>			
Método Kersey - $H_n$ (Sv/sem)	1,59E-05	1,80E-05	
Método Kersey modificado - $H_n$ (Sv/sem)	2,64E-05	2,90E-05	
Dose equivalente devido a fotonêutrons - $H_n$ (Sv/sem)	2,64E-05	2,90E-05	
<b>Dose equivalente total na porta do labirinto - <math>H_W</math> (Sv/sem)</b>	<b>2,54E-04</b>	<b>2,68E-04</b>	
Nr TVL's chumbo para radiação espalhada e de fuga (n)	0,656	0,076	
<b>Espessura de chumbo necessária - <math>t_{Tot}</math> (cm)</b>	<b>0,394</b>	<b>0,045</b>	
Nr TVL's chumbo para gama de captura (n)	-1,762	-2,305	
<b>Espessura de chumbo necessária - <math>t_{pb}</math> (cm)</b>	<b>-10,749</b>	<b>-14,063</b>	
<b>Espessura de chumbo otimizada - <math>t_{oti}</math> (cm)</b>	-	<b>0,422</b>	
<b>Espessura de chumbo adotada - <math>t</math> (cm)</b>	<b>0,400</b>	<b>0,430</b>	
Nr TVL's BPE (n)	-0,277	-0,838	
<b>Espessura de BPE necessária - <math>t_{BPE}</math> (cm)</b>	<b>-1,246</b>	<b>-3,773</b>	
<b>Espessura de BPE adotada - <math>t_{BPE}</math> (cm)</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	

(C)	Porta		
	Parâmetros	NCRP 151	CNEN
<b>Dose devido a fótons primários</b>			
Radiação espalhada barreira primária - $H_S$ (Sv/sem)	2,61E-06	2,48E-06	
Radiação de fuga espalhada na barreira - $H_{LS}$ (Sv/sem)	2,42E-06	2,52E-06	
Radiação primária espalhada no paciente e na barreira - $H_{PS}$ (Sv/sem)	5,77E-05	6,00E-05	
Radiação de fuga que atravessa labirinto - $H_{LT}$ (Sv/sem)	7,35E-06	7,35E-06	
Dose equivalente total devido a fótons - $H_{Tot}$ (Sv/sem)	1,80E-04	1,87E-04	
<b>Dose devido a gama de captura</b>			
Fluência de nêutrons em A por Gy de raio-X no isocentro - $\phi_A$ (n/(m <sup>2</sup> .Gy))	5,34E+09	5,48E+09	
$h_\phi$ (Sv/Gy)	1,15E-08	1,28E-08	
Dose equivalente devido a gama de captura - $H_{cg}$ (Sv/sem)	1,15E-05	1,28E-05	
<b>Dose devido a fotonêutrons</b>			
Método Kersey - $H_n$ (Sv/sem)	5,22E-04	5,77E-04	
Método Kersey modificado - $H_n$ (Sv/sem)	3,37E-04	3,65E-04	
Dose equivalente devido a fotonêutrons - $H_n$ (Sv/sem)	5,22E-04	5,77E-04	
<b>Dose equivalente total na porta do labirinto - <math>H_W</math> (Sv/sem)</b>			
Nr TVL's chumbo para radiação espalhada e de fuga (n)	0,557	-0,030	
<b>Espessura de chumbo necessária - <math>t_{Tot}</math> (cm)</b>	<b>0,334</b>	<b>-0,018</b>	
Nr TVL's chumbo para gama de captura (n)	-0,640	-1,193	
<b>Espessura de chumbo necessária - <math>t_{pb}</math> (cm)</b>	<b>-3,903</b>	<b>-7,275</b>	
<b>Espessura de chumbo otimizada - <math>t_{oti}</math> (cm)</b>	<b>-</b>	<b>0,359</b>	
<b>Espessura de chumbo adotada - <math>t</math> (cm)</b>	<b>0,340</b>	<b>0,360</b>	
Nr TVL's BPE (n)	1,019	0,460	
<b>Espessura de BPE necessária - <math>t_{BPE}</math> (cm)</b>	<b>4,585</b>	<b>2,070</b>	
<b>Espessura de BPE adotada - <math>t_{BPE}</math> (cm)</b>	<b>4,600</b>	<b>2,100</b>	

(D)	Porta		
	Parâmetros	NCRP 151	CNEN
<b>Dose devido a fótons primários</b>			
Radiação espalhada barreira primária - $H_S$ (Sv/sem)	2,21E-06	2,06E-06	
Radiação de fuga espalhada na barreira - $H_{LS}$ (Sv/sem)	2,32E-06	2,40E-06	
Radiação primária espalhada no paciente e na barreira - $H_{PS}$ (Sv/sem)	4,77E-05	4,95E-05	
Radiação de fuga que atravessa labirinto - $H_{LT}$ (Sv/sem)	6,96E-06	6,96E-06	
Dose equivalente total devido a fótons - $H_{Tot}$ (Sv/sem)	1,52E-04	1,57E-04	
<b>Dose devido a gama de captura</b>			
Fluência de nêutrons em A por Gy de raio-X no isocentro - $\phi_A$ (n/(m <sup>2</sup> .Gy))	8,70E+09	8,92E+09	
$h_\phi$ (Sv/Gy)	9,19E-08	1,00E-07	
Dose equivalente devido a gama de captura - $H_{cg}$ (Sv/sem)	9,19E-05	1,00E-04	
<b>Dose devido a fotonêutrons</b>			
Método Kersey - $H_n$ (Sv/sem)	6,33E-04	6,96E-04	
Método Kersey modificado - $H_n$ (Sv/sem)	5,42E-04	5,85E-04	
Dose equivalente devido a fotonêutrons - $H_n$ (Sv/sem)	6,33E-04	6,96E-04	
<b>Dose equivalente total na porta do labirinto - <math>H_W</math> (Sv/sem)</b>			
Nr TVL's chumbo para radiação espalhada e de fuga (n)	0,484	-0,105	
<b>Espessura de chumbo necessária - <math>t_{Tot}</math> (cm)</b>	<b>0,291</b>	<b>-0,063</b>	
Nr TVL's chumbo para gama de captura (n)	0,264	-0,301	
<b>Espessura de chumbo necessária - <math>t_{pb}</math> (cm)</b>	<b>1,613</b>	<b>-1,834</b>	
<b>Espessura de chumbo otimizada - <math>t_{oti}</math> (cm)</b>	<b>-</b>	<b>0,314</b>	
<b>Espessura de chumbo adotada - <math>t</math> (cm)</b>	<b>1,620</b>	<b>0,320</b>	
Nr TVL's BPE (n)	1,102	0,541	
<b>Espessura de BPE necessária - <math>t_{BPE}</math> (cm)</b>	<b>4,961</b>	<b>2,437</b>	
<b>Espessura de BPE adotada - <math>t_{BPE}</math> (cm)</b>	<b>5,000</b>	<b>2,500</b>	

### 3.1.1. Custos dos materiais para o cálculo da otimização

Para o cálculo do fator de transmissão “ótimo” necessário para a determinação da espessura otimizada, faz-se necessário estimar o custo médio do metro cúbico (m<sup>3</sup>) do material empregado na blindagem da radiação. No caso do presente trabalho, foram orçados os valores (incluindo mão de obra) do metro cúbico (m<sup>3</sup>) do concreto e do chumbo.

No cálculo do custo médio do m<sup>3</sup> do concreto, foram utilizadas as composições de custos de serviços fornecidas pelo Sistema Nacional de Preços e Índices para a Construção Civil (SINAPI), criado pela Caixa Econômica Federal, conforme apresentado na tabela 3.5. Os valores das composições SINAPI mais atualizados à época da realização dos cálculos, são de agosto de 2019. Foi adotado um índice de bonificação e despesa indireta (BDI) de 20%, tendo em vista que as composições do SINAPI não contemplam esses custos que são usuais na construção civil. A cotação do dólar aplicada à época da realização dos cálculos, em 12/09/2019, foi de R\$ 4,0494. Os centavos do custo final em dólar (US\$ 550,00/m<sup>3</sup>) foram desprezados por ocasião do arredondamento.

Tabela 3.5 – Custo do m<sup>3</sup> do concreto para o cálculo da espessura otimizada. Composições SINAPI atualizadas em agosto de 2019.

<b>Código SINAPI</b>	<b>Descrição</b>	<b>Und</b>	<b>Custo (R\$)</b>	<b>Quant</b>	<b>Valor (R\$)</b>
90861	Concretagem de edificações (paredes e lajes), com concreto usinado bombeável Fck 20 MPa - lançamento, adensamento e acabamento	m <sup>3</sup>	362,4	1	362,40
92481	Montagem e desmontagem de fôrma de laje maciça	m <sup>2</sup>	221,6	4	886,40
73990/001	Armação aço CA-50 para 1,0 m <sup>3</sup> de concreto	m <sup>3</sup>	608,63	1	608,63
Total sem BDI					1.857,43
<b>Total com BDI (20,0%)</b>					<b>2.228,92</b>
Cotação do dólar em 12/09/2019					4,0494
<b>Custo total em dólar (US\$/m<sup>3</sup>) - arredondado</b>					<b>550,00</b>

Já no cálculo do custo médio do m<sup>3</sup> do chumbo (tabela 3.6), foram feitas cotações de mercado, via internet (conforme apresentado na tabela 3.7), tendo em vista a ausência de composições de custos de serviços específicas no SINAPI. Também foi adotado o índice de bonificação e despesa indireta (BDI) de 20%, tendo em vista que esses custos são usuais na construção civil. A cotação do dólar aplicada à época da realização dos cálculos, em 13/01/2020, foi de R\$ 4,13. Não foi utilizada a mesma cotação feita para o concreto para não haver diferença de período em relação à data dos orçamentos do chumbo. Os centavos do custo final em dólar (US\$ 113.875,00/m<sup>3</sup>) foram desprezados por ocasião do arredondamento.

Tabela 3.6 – Custo do m<sup>3</sup> do chumbo para o cálculo da espessura otimizada.

<b>Código SINAPI</b>	<b>Descrição</b>	<b>Und</b>	<b>Custo (R\$)</b>	<b>Quant</b>	<b>Valor (R\$)</b>
cotação	Lençol de chumbo 99,9% ASTMB 29 DIN1719	m <sup>3</sup>	391.922,84	1	391.922,84
Total sem BDI					391.922,84
<b>Total com BDI (20,0%)</b>					<b>470.307,40</b>
Cotação do dólar em 13/01/2020					4,1300
<b>Custo total em dólar (US\$/m<sup>3</sup>) - arredondado</b>					<b>113.875,00</b>

Tabela 3.7 – Cotações do chumbo, cálculos de conversão de custo por m<sup>3</sup> e média dos preços obtidos.

<b>Dimensões</b>	<b>Cotação 1</b>	<b>Cotação 2</b>	<b>Cotação 3</b>	<b>Cotação 4</b>
Largura (m)	1,0000	1,0200	2,1200	2,1200
Comprimento (m)	1,0000	2,1000	1,0300	1,0300
Espessura (m)	0,0010	0,0005	0,0005	0,0020
Volume (m <sup>3</sup> )	0,0010	0,0011	0,0011	0,0044
Valor (R\$)	400,00	395,21	436,00	1.744,00
<b>Valor por m<sup>3</sup> (R\$/m<sup>3</sup>)</b>	<b>400.000,00</b>	<b>369.010,27</b>	<b>399.340,54</b>	<b>399.340,54</b>
<b>Média dos preços</b>	<b>391.922,84</b>			

### 3.2. Modelagem da sala no MCNP

Nesta segunda fase do trabalho, foi modelada no código MCNP a sala dimensionada segundo a NCRP 151 para o acelerador linear operando a 18 MeV, tendo em vista a maior probabilidade de se poder encontrar doses indesejadas após as barreiras, caso essas não possuam dimensionamento adequado. As paredes, piso e teto foram modeladas em concreto ordinário de  $2,35\text{g/cm}^3$ , e a porta em chumbo de  $11,35\text{g/cm}^3$  e polietileno borado de  $1,0\text{g/cm}^3$ .

Conforme já mencionado no item anterior, a utilização do *software* de arquitetura *Revit* também foi bastante útil para esta fase de modelagem no MCNP. A modelagem prévia da sala no *Revit* proporcionou a visualização 3D da mesma, permitindo a geração de um desenho *wireframe* 3D (figura 3.5 apresentada no item anterior) que facilitou a definição das coordenadas, superfícies e células exigidas para implementação no arquivo de entrada do MCNP, agilizando assim a modelagem no código de Monte Carlo.

À modelagem da sala, foram adicionados o cabeçote do acelerador linear de 18 MeV, o fantoma antropomórfico REX (baseado na publicação 110 da ICRP (2009) e descrito no capítulo 2) simulando um paciente em tratamento de câncer de próstata, o fantoma antropomórfico REX exibindo apenas a próstata, a bexiga e o reto (com os demais órgãos transformados em ar) simulando o ambiente sem paciente e detectores fora da sala para medição dos equivalentes de dose ambiente. Antes dessa junção, para fins de teste, cada um dos componentes (sala, acelerador, REX e detectores) foi simulado individualmente para fótons até  $1\text{E}11$  histórias e apenas o acelerador apresentou perdas. Embora não identificada, o MCNP considerou alguma superfície mal definida e não foi capaz de acompanhar 6 partículas (elétrons e fótons). No entanto, essa quantidade está dentro do limite aceitável de 30 perdas atribuído nas simulações.

Foi utilizado o modelo computacional de um acelerador linear *Varian Trilogy*, dotado de um colimador multifolhas *Varian HD120* altamente detalhado, elaborados e validados por MEDEIROS (2018), operando a 18 MeV. Para a validação dentro do campo da modelagem computacional, foram calculadas PDDs (do inglês *percentage depth dose*, percentuais de doses em profundidade) e perfis laterais de dose para quatro aberturas de campo ( $4 \times 4\text{ cm}^2$ ,  $10 \times 10\text{ cm}^2$  e  $20 \times 20\text{ cm}^2$ ). Os resultados calculados foram comparados com dados do fabricante (*golden data*) com critérios de aceitação para as regiões de *build-up* e *build-down* das PDDs de 10% e 2%, respectivamente, e para regiões de platô, penumbra e bordas dos perfis laterais de 3%, 10% e 30%, respectivamente. Os resultados indicaram uma concordância muito boa com os valores de referência e atenderam aos critérios de aceitação previamente estabelecidos (tabelas 3.8, 3.9 e 3.10). Na validação fora do campo da modelagem, foram utilizados dados experimentais de doses fora do campo disponíveis na literatura, referentes a equipamentos similares operando à energia de 18 MeV. Fazendo-se os ajustes necessários na fonte, alvo e *flattening filter* do modelo computacional, MEDEIROS



(2018) reproduziu os resultados publicados por KRY *et al.* para um *linac Varian 2100* operando a 18 MeV (KRY *et al.*, 2007) para doses absorvidas fora do campo em um fantoma de água de 100 x 100 x 30 cm<sup>3</sup>, à profundidade de 3,15 cm. Conforme observado na figura 3.7, houve uma boa concordância entre os dados medidos e calculados em todos os pontos considerados.

Tabela 3.8 – Comparativo entre os valores calculados por MEDEIROS (2018) e os medidos pelo fabricante (*Varian Golden Data*) nas profundidades de máxima dose para PDD em função do tamanho de campo para o feixe de 18 MeV.

Tamanho de Campo (cm <sup>2</sup> )	D <sub>máx</sub> (cm)	
	Calculado	Medido ( <i>Varian</i> )
4 x 4	3,53	3,6
10 x 10	3,2	3,4
20 x 20	2,71	2,7

Tabela 3.9 – Diferenças percentuais médias para PDD nas regiões de *build-up* e *build-down*, em função do tamanho de campo para o feixe de 18 MeV (MEDEIROS, 2018).

Tamanho de Campo (cm <sup>2</sup> )	Diferença % média	
	<i>Build-up</i>	<i>Build-down</i>
4 x 4	3,01	0,53
10 x 10	3,44	0,92
20 x 20	2,88	0,37

Tabela 3.10 – Diferenças percentuais médias entre os valores calculados por MEDEIROS (2018) e os medidos pelo fabricante (*Varian Golden Data*) para os perfis laterais de dose nas diferentes aberturas de campo e profundidades, referentes ao feixe de 18 MeV.

Prof (cm)	Tamanho de Campo								
	4 x 4 cm <sup>2</sup>			10 x 10 cm <sup>2</sup>			20 x 20 cm <sup>2</sup>		
	Platô (%)	Penum bra (%)	Bordas (%)	Platô (%)	Penum bra (%)	Bordas (%)	Platô (%)	Penum bra (%)	Bordas (%)
5,0	0,29	2,03	12,45	0,09	6,67	13,21	0,31	6,40	27,48
10,0	0,63	3,35	11,51	0,03	3,78	21,54	0,15	3,68	19,43
20,0	0,11	4,01	17,48	0,04	7,35	20,03	0,10	2,17	11,63

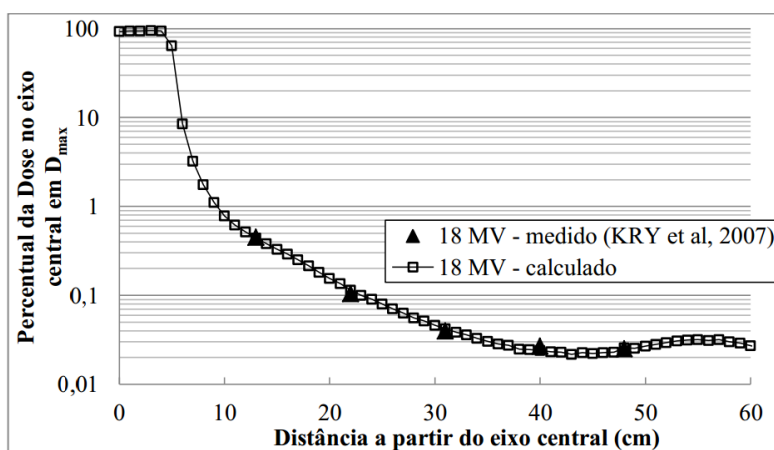


Figura 3.7 – Perfil lateral de doses absorvidas fora do campo definido pelos *jaws* (10,2 x 10,2 cm<sup>2</sup>) e MLC (10 x 10 cm<sup>2</sup>) para o feixe de 18 MeV (MEDEIROS, 2018).

O acelerador foi o primeiro elemento a ser inserido no arquivo *inp* da sala. Para testar essa junção, foi feita nova simulação, para fótons, com 1E11 histórias e desta vez o *inp* apresentou 9 perdas de partículas (elétrons e fótons), mas ainda dentro do limite aceitável de 30 perdas atribuído nas simulações. Na sequência, foi inserido o fantoma REX e feita nova simulação teste com 1E11 histórias e as mesmas 9 perdas de partículas (elétrons e fótons) se mantiveram.

Ao serem inseridos os detectores determinísticos F5, as simulações testes começaram a extrapolar o limite aceitável de 30 partículas perdidas. Uma investigação detalhada com novas partições do *inp* e com emprego do cartão VOID para novos testes foi feita. O cartão VOID é muito utilizado para verificação de problemas de geometria, pois define como zero o número e a densidade do material para todas as células, e “inunda” a geometria com partículas a fim de encontrar erros. Apesar do esforço, não foi possível identificar o motivo exato dessas perdas excessivas. Assim, a solução adotada foi substituir os F5 por esferas de ar de 30 cm de diâmetro em conjunto com o *tally* F4 (figura 3.8). As esferas posicionadas após as paredes e porta encontram-se centradas no plano horizontal que contém o isocentro. E as esferas posicionadas acima do teto encontram-se centradas no plano vertical que contém o eixo longitudinal do paciente.

Definida a modelagem com a solução alternativa, os arquivos *inp* foram ajustados para o modo de simulação com nêutrons. Foram feitos ajustes no cartão MODE, na importância das células por meio do cartão IMP, na física das partículas por meio do cartão PHYS, a fim de permitir a produção de fotonêutrons, nos cortes de energia por meio do cartão CUT, a fim de se evitar perda de tempo computacional com o acompanhamento de fótons com energias que não produzem fotonêutrons, e nos *tallies*. De todos os testes realizados com a modelagem simulando nêutrons, em nenhum

deles ocorreu perda alguma de partículas, tal como havia ocorrido com as simulações de fótons.

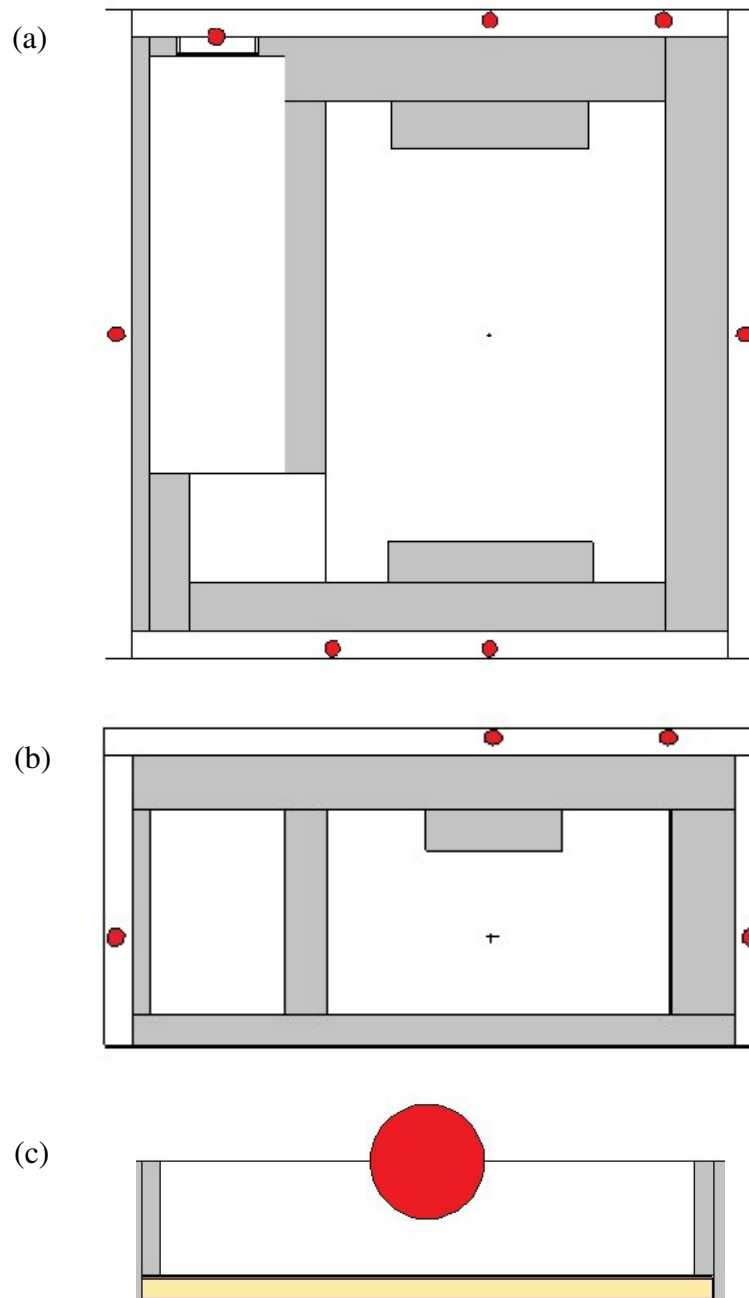


Figura 3.8 – Posicionamento dos detectores: em planta baixa (a), em corte (b) e no detalhe da porta (c).

O ambiente modelado foi simulado para cálculo dos equivalentes de dose ambiente devido a fótons e nêutrons, após as barreiras (primárias, secundárias e porta), durante o protocolo de tratamento de câncer de próstata adotado pelo INCA (Instituto

Nacional de Câncer) no Brasil, ou seja, aplicação da dose terapêutica fracionada em quatro ângulos distintos de inclinação do *gantry*:  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  e  $270^\circ$ . O protocolo modelado neste trabalho baseou-se no estudo realizado por THALHOFER *et al.* (2013), a partir do banco de dados dos pacientes tratados pelo INCA, no qual uma dose total de 74 Gy é distribuída igualmente nesses quatro ângulos de inclinação do *gantry*. São 37 seções de 2 Gy cada, e como cada dose de 2 Gy é dividida igualmente entre os 4 campos, isto equivale à aplicação de 0,5 Gy por campo. Para melhor representar o protocolo do INCA, que prevê o posicionamento dos braços acima da cabeça durante as posições  $90^\circ$  e  $270^\circ$  do tratamento, os braços e antebraços do fantoma REX foram transformados em ar, haja vista seu posicionamento fixo junto à lateral do corpo, sem possibilidade de movimentação (figura 3.9). Para cada ângulo de inclinação, as folhas do MLC foram movimentadas individualmente e posicionadas de forma a conformar o feixe de fótons ao CTV (contorno da próstata + margens). Os *jaws* foram posicionados no limite das margens do CTV, conforme aberturas de campo por eles definidas na tabela 3.11. Para o cenário sem a presença do paciente, os órgãos do fantoma REX foram transformados em ar, exceto a próstata, a bexiga e o reto, a fim de permitir a normalização das doses para 1 Gy no isocentro. A simulação teste desse cenário com 2E11 histórias apresentou 14 perdas de partículas (elétrons e fótons).

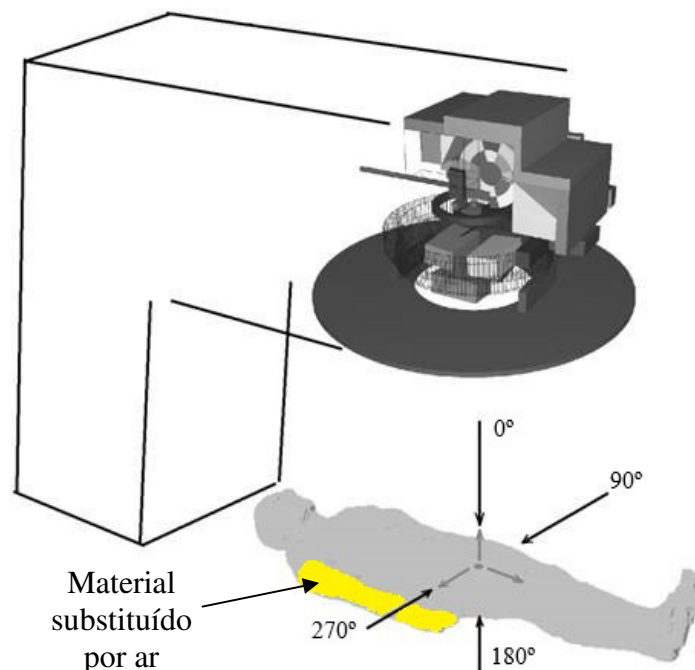


Figura 3.9 – Ângulos de inclinação do *gantry*. O material que constitui os membros superiores (em amarelo) foi substituído por ar, a fim de melhor representar o protocolo de tratamento. Adaptado de MEDEIROS (2018).

Foram calculados os equivalentes de dose ambiente devido a fótons,  $H^*(10)_f$ , e nêutrons,  $H^*(10)_n$ , com e sem o fantoma REX, totalizando 16 simulações. A partir do

somatório desses equivalentes de dose ambiente nos quatro ângulos, obtiveram-se os  $H^*(10)$  totais por ponto analisado após as barreiras primárias, secundárias e a porta. Nas simulações de fótons, os elétrons e fótons com energia abaixo de 0,1 MeV e 0,01 MeV, respectivamente, foram terminados, conforme os comandos de corte CUT:E j 0.1 e CUT:P j 0.01. Já nas simulações com nêutrons, os elétrons e fótons abaixo de 5,0 MeV foram terminados, conforme comandos CUT:E j 5.0 e CUT:P j 5.0. Este último corte foi feito com base no estudo de FACURE (2006), onde foi observada a produção de fotonêutrons somente a partir de 6,7 MeV. Esse foi um método de redução de variância adotado nesse trabalho a fim de reduzir o tempo computacional demandado que ainda assim é bastante grande para se atingir 2E11 histórias.

Tabela 3.11 – Abertura de campo e profundidade de tratamento por inclinação do *gantry* utilizada na simulação do protocolo de radioterapia de próstata (MEDEIROS, 2018).

<b>Posição do <i>gantry</i></b> (°)	<b>Abertura de campo</b> (cm <sup>2</sup> )	<b>Profundidade</b> (cm)
0	7 x 5,5644	8,53
90	7 x 6,2055	18,55
180	7 x 5,5644	10,49
270	7 x 6,2055	18,84

Para os cálculos de dose equivalente, foram utilizados os parâmetros de peso da radiação descritos pela ICRP em sua publicação nº 116 (ICRP, 2010). Para todos os cálculos de equivalentes de dose ambiente devido a nêutrons e a fótons, foram utilizados os coeficientes de conversão fornecidos na publicação nº 74 da ICRP (ICRP, 1996) e apresentados na tabela 3.12. Seus valores por ângulo, devido a nêutrons ou fótons, foram normalizados para cada 1 Gy de dose devido a fótons na próstata (isocentro), sendo expressos em mSv/Gy. Foram usadas 200 bilhões de histórias em cada simulação para fótons (de 5 a 10 dias de tempo computacional) e 800 bilhões de histórias em cada simulação para nêutrons (cerca de 13 dias de tempo computacional), para que os cálculos mantivessem erros relativos abaixo de 5% para os órgãos da região de tratamento, e de 20% para a maior parte possível dos detectores posicionados após as barreiras. Apesar do MCNP classificar a faixa de erro de 10% a 20% como “questionável”, observou-se que os resultados desta faixa tendiam a zero, pouco ou nada influenciavam no somatório com os resultados de estatísticas melhores, mas auxiliavam na interpretação e na comparação com dados da literatura, dada a ordem de grandeza dos valores. Sendo assim, optou-se por não descartar tais resultados.

Os valores das doses totais obtidas, devido a fótons e nêutrons, foram avaliados e comparados com os limites de dose estabelecidos no Brasil pela CNEN. Além disso,

as espessuras da blindagem obtidas pela metodologia da NCRP 151 foram avaliadas quanto ao grau de eficiência na redução do nível de dose ao permitido pela normatização brasileira, concluindo quanto à possibilidade de haver subestimação ou superestimação nos cálculos da proteção.

Tabela 3.12 – Coeficientes de conversão para o cálculo de equivalentes de dose ambiente devido a fótons e nêutrons, conforme ICRP 74 (ICRP, 1996).

FÓTONS		NÊUTRONS			
Energia (MeV)	H*(10)/ $\phi$ (pSv cm <sup>2</sup> )	Energia (MeV)	H*(10)/ $\phi$ (pSv cm <sup>2</sup> )	Energia (MeV)	H*(10)/ $\phi$ (pSv cm <sup>2</sup> )
0,010	0,061	1,00E-09	6,60	2,00E-01	170
0,015	0,83	1,00E-08	9,00	3,00E-01	233
0,020	1,05	2,53E-08	10,6	5,00E-01	322
0,030	0,81	1,00E-07	12,9	7,00E-01	375
0,040	0,64	2,00E-07	13,5	9,00E-01	400
0,050	0,55	5,00E-07	13,6	1,00	416
0,060	0,51	1,00E-06	13,3	1,20	425
0,080	0,53	2,00E-06	12,9	2,00	420
0,100	0,61	5,00E-06	12,0	3,00	412
0,150	0,89	1,00E-05	11,3	4,00	408
0,200	1,20	2,00E-05	10,6	5,00	405
0,300	1,80	5,00E-05	9,90	6,00	400
0,400	2,38	1,00E-04	9,40	7,00	405
0,500	2,93	2,00E-04	8,90	8,00	409
0,600	3,44	5,00E-04	8,30	9,00	420
0,800	4,38	1,00E-03	7,90	1,00E+01	440
1	5,20	2,00E-03	7,70	1,20E+01	480
1,5	6,90	5,00E-03	8,00	1,40E+01	520
2	8,60	1,00E-02	10,5	1,50E+01	540
3	11,1	2,00E-02	16,6	1,60E+01	555
4	13,4	3,00E-02	23,7	1,80E+01	570
5	15,5	5,00E-02	41,1	2,00E+01	600
6	17,6	7,00E-02	60,0	-	-
8	21,6	1,00E-01	88,0	-	-
10	25,6	1,50E-01	132	-	-

Ao final, para enriquecer as análises e discussões com informações mais precisas e bem embasadas, as espessuras das barreiras foram remodeladas para aquelas obtidas segundo as considerações da CNEN. Novas simulações foram feitas nas mesmas condições empregadas anteriormente, ou seja, foram mais 16 simulações, com e sem paciente, em 4 ângulos de inclinação do *gantry*, considerando fótons e nêutrons. O objetivo foi buscar o máximo de informação possível para uma conclusão mais exata acerca de uma ou de ambas as metodologias de cálculo estar subdimensionando ou superdimensionando a blindagem.

## Capítulo 4

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos por meio das metodologias descritas no capítulo anterior, bem como as respectivas discussões a respeito.

#### 4.1. Dimensionamento das salas

As tabelas 4.1, 4.2 e 4.3 apresentam, respectivamente, os valores calculados para as espessuras das barreiras primárias, secundárias e das portas para aceleradores de 6, 10, 15 e 18 MeV, conforme a metodologia recomendada pela NCRP 151 (NCRP, 2005), bem como com as considerações adotadas pela CNEN para fins de comparação. Embora seja um procedimento comum feito para facilitar a execução do projeto arquitetônico, os valores obtidos não foram arredondados de forma a permitir uma análise mais precisa dos dados coletados.

A tabela 4.1 apresenta as espessuras calculadas e otimizadas, bem como as larguras, do cinturão primário de concreto das paredes e do teto, para cada uma das quatro energias consideradas.

Tabela 4.1 – Dimensões das barreiras primárias calculadas de acordo com a energia do LINAC.

Barreiras primárias		Dimensões por energia (cm)								
		6 MeV		10 MeV		15 MeV		18 MeV		
		NCRP 151	CNEN	NCRP 151	CNEN	NCRP 151	CNEN	NCRP 151	CNEN	
A	Espes	Calc	160,19	140,32	179,12	156,84	197,05	172,37	205,52	179,63
		Otim	-	168,13	-	187,12	-	205,42	-	214,14
	Larg	3,72	3,64	3,67	3,59	3,62	3,56	3,61	3,55	
B	Espes	Calc	130,38	130,38	145,70	145,70	160,02	160,02	166,68	166,68
		Otim	-	147,72	-	164,19	-	179,95	-	187,38
	Larg	3,86	3,78	3,82	3,74	3,78	3,72	3,77	3,72	
Teto	Espes	Calc	140,97	140,97	157,57	157,57	173,18	173,18	180,48	180,48
		Otim	-	109,99	-	122,20	-	133,87	-	139,26
	Larg	2,61	2,61	2,57	2,57	2,52	2,52	2,52	2,52	

Legenda: Espes (Espessura); Calc (Calculada); Otim (Otimizada); Larg (Largura).



A tabela 4.2 apresenta as espessuras calculadas e otimizadas das barreiras secundárias de concreto das paredes e teto, para cada uma das energias consideradas.

Tabela 4.2 – Dimensões das barreiras secundárias calculadas de acordo com a energia do LINAC.

Barreiras secundárias		Dimensões por energia (cm)								
		6 MeV		10 MeV		15 MeV		18 MeV		
		NCRP 151	CNEN	NCRP 151	CNEN	NCRP 151	CNEN	NCRP 151	CNEN	
<b>C</b>	Espes	Calc	102,29	102,29	108,00	108,00	113,71	113,71	116,06	116,06
		Otim	-	86,53	-	91,23	-	95,88	-	97,77
<b>D</b>	Espes	Calc	92,62	92,62	97,66	97,66	102,70	102,70	104,72	104,72
		Otim	-	81,97	-	86,35	-	90,69	-	92,42
<b>A'</b>	Espes	Calc	98,45	82,79	107,21	90,35	116,03	97,37	118,15	98,88
		Otim	-	113,39	-	121,80	-	126,74	-	128,39
<b>B'</b>	Espes	Calc	74,97	74,97	81,92	81,92	88,03	88,03	89,25	89,25
		Otim	-	88,43	-	95,04	-	98,10	-	98,81
<b>Teto'</b>	Espes	Calc	85,12	85,12	92,86	92,86	100,14	100,14	101,74	101,74
		Otim	-	56,34	-	60,97	-	61,87	-	61,67

Legenda: Espes (Espessura); Calc (Calculada); Otim (Otimizada).

A tabela 4.3 apresenta as espessuras calculadas e otimizadas do chumbo e do polietileno borado (BPE) utilizado na porta, para cada energia.

Tabela 4.3 – Dimensões da porta calculadas de acordo com a energia do LINAC. Os valores iguais a zero indicam inexistência (6 MeV) ou insuficiência (10 MeV) de nêutrons, não exigindo o emprego de BPE.

Porta		Dimensões por energia (cm)							
		6 MeV		10 MeV		15 MeV		18 MeV	
		NCRP 151	CNEN	NCRP 151	CNEN	NCRP 151	CNEN	NCRP 151	CNEN
<b>Espes Pb</b>	Calc	0,405	0,057	0,394	0,045	0,334	-0,018	1,613	-1,834
	Otim	-	0,434	-	0,422	-	0,359	-	0,314
<b>Espes BPE</b>	Calc	0,000	0,000	0,000	0,000	4,585	2,070	4,961	2,437

Legenda: Espes (Espessura); Calc (Calculada); Otim (Otimizada).

Embora a autoridade regulatória brasileira (CNEN) adote um limite de dose quatro vezes menos conservador (20 mSv/ano) que o adotado pela NCRP 151 (5 mSv/ano) para áreas controladas, foi observado que o cálculo de otimização de blindagem, proposto na ICRP 33 (ICRP, 1982) e aplicado pela CNEN, compensa essa diferença tornando as paredes das barreiras primárias 4,2% mais espessas, no mínimo (tabela 4.1), o que corresponde a 8 cm a mais. Isso significa que, para alcançar tal compensação, a otimização promove um incremento de quase 20% na espessura da barreira, ou seja, 31 cm a mais em média, para o limite de dose de 20 mSv/ano. JAPIASSÚ (2013), em seu trabalho de mestrado, chegou a dado semelhante ao constatar que as espessuras de barreiras construídas são em média 31 cm maiores quando comparadas as exigidas pelos dados baseados na rotina da instalação.

Para as áreas não controladas, como os limites de dose adotados pela CNEN e pela NCRP 151 são os mesmos (1 mSv/ano), a espessura calculada segundo a NCRP tende a ser mais fina. Com isso, a diferença provocada pelo cálculo de otimização da blindagem aplicado pela CNEN é maior, tornando as paredes das barreiras primárias ao menos 12,4% mais espessas, dentro dos parâmetros considerados (tabela 4.1). Isso significa que a diferença nas espessuras pode variar de 17 a 21 cm.

Embora o teto também seja área não controlada, o fato de ter sido considerado como área livre com ocupação mínima esporádica contribuiu para que o cálculo de otimização (tabela 4.1) não alterasse a espessura da barreira primária obtida pela metodologia da NCRP 151. Isso significa que nem sempre a otimização é sinônimo de aumento de espessura.

Observou-se também que a largura do cinturão primário está relacionada apenas com a espessura da barreira secundária adjacente, não sofrendo influência do cálculo de otimização das barreiras primárias, mas sim do cálculo de otimização das barreiras secundárias (tabelas 4.1 e 4.2). Isso significa que, com o aumento da espessura da barreira secundária adjacente provocada pelo cálculo de otimização, a largura do cinturão primário tende a diminuir.

Tal como ocorrido nos cálculos das barreiras primárias para áreas controladas, o cálculo de otimização de blindagem das barreiras secundárias também compensou a diferença de limites de dose adotados entre a CNEN e a NCRP 151 para essas áreas. As paredes das barreiras secundárias se apresentaram no mínimo 8,7% mais espessas, cerca de 10 a 15 cm (tabela 4.2). Para alcançar tal compensação, a otimização promove um incremento de aproximadamente 33% na espessura da barreira, o que acrescenta uma média de 30 cm, considerando o limite de dose de 20 mSv/ano.

Para as paredes das barreiras secundárias das áreas não controladas (tabela 4.2), somente as adjacentes ao cinturão primário (B') tiveram suas espessuras aumentadas ao menos 10,7% pelo cálculo de otimização de blindagem. Isto se explica pelo fato do pequeno ângulo de espalhamento para estas paredes (30°) proporcionar uma maior contribuição da radiação espalhada pelo paciente em relação à radiação de fuga. Para as paredes C e D, muito pouca radiação é espalhada a 90°, o que dá à radiação de

fuga ( $10^{-3}$  para a maioria dos aceleradores (NCRP, 2005)) um maior protagonismo, mas não o suficiente para que a otimização proporcione o incremento de blindagem. Disto se pode inferir que procedimentos de otimização não implicam necessariamente em aumento de espessura.

Tal como observado para a barreira primária, o cálculo de otimização (tabela 4.2) também não alterou as espessuras das barreiras secundárias do teto obtidas pela metodologia da NCRP (2005). Isso porque o teto foi considerado como área livre e com ocupação mínima esporádica, apenas para os procedimentos de manutenção predial.

Os cálculos de dimensionamento das portas indicaram que, para o limite de 20 mSv/ano, as blindagens de chumbo seriam minimizadas ou negligenciadas não fosse a interferência dos cálculos de otimização. Tal como observado para as blindagens de concreto, a otimização das blindagens de chumbo para as energias consideradas neste trabalho também compensou a diferença de limites de doses adotados pela CNEN e pela NCRP 151, extrapolando em ao menos 7,0%. A única exceção foi para a energia de 18 MeV onde houve contribuição de radiação gama de captura, cujo TVL de chumbo é 10 vezes maior que o TVL de chumbo para raios-X de espalhamento e fuga, segundo a NCRP (2005).

Neste trabalho não foi calculada a otimização da blindagem de polietileno borado, mas pelo comportamento observado para o concreto e para o chumbo, é possível estimar que o cálculo tenderia a compensar a diferença de limites de dose para áreas controladas. Os valores negativos apresentados na tabela 4.3 indicam a não exigência de blindagem na porta.

Os resultados sugerem que apesar da NCRP adotar um limite de dose 4 vezes mais conservador do que o adotado pela CNEN para as áreas controladas, as espessuras das barreiras de concreto calculadas por aquela metodologia são menos espessas que as obtidas pelas adaptações feitas pela CNEN. Similarmente, a metodologia da NCRP também subestima as espessuras das barreiras secundárias adjacentes ao cinturão primário das áreas não controladas com ocupação frequente, bem como as espessuras do chumbo das portas quando nestas não há contribuição significativa de radiação gama de captura. Ou, invertendo-se os referenciais, poder-se-ia inferir que a otimização de blindagem adotada pela CNEN superestima as espessuras das barreiras das áreas controladas, das barreiras secundárias adjacentes ao cinturão primário das áreas não controladas com ocupação frequente, e das portas que não possuam contribuição significativa de radiação gama de captura.

Para se obter informações mais precisas que confirmem qual metodologia de fato superestima, ou até mesmo se as duas superestimam as dimensões necessárias para a proteção dos indivíduos ocupacionalmente expostos e os do público, faz-se necessário realizar modelagens computacionais dos cenários criados neste trabalho que permitam estimar as doses que chegam após as barreiras.

De qualquer forma, essas diferenças fornecidas pelas adaptações da CNEN impõem custos adicionais que incorrem no problema do conservadorismo, bem abordado por RIJKEN *et al.* (2019) e COATES (2017), quando várias suposições conservadoras se sobrepõem.

## 4.2. Resultados dos equivalentes de dose ambiente simulados

Para auxiliar a apresentação dos resultados desta 2ª fase do trabalho, a figura 4.1 apresenta a descrição adotada para definir o posicionamento de cada detector simulado no MCNP para o cálculo dos equivalentes de dose ambiente,  $H^*(10)$ , após as barreiras primárias e secundárias. A parede (A - A') onde se encontra a porta externa do labirinto foi definida como sendo a "frente" da sala; a parede oposta (B - B') foi designada "fundo"; e, conseqüentemente, a parede D corresponde à lateral "direita" da sala, e a parede C corresponde à lateral "esquerda". O teto não foi ilustrado por ser intuitivo.

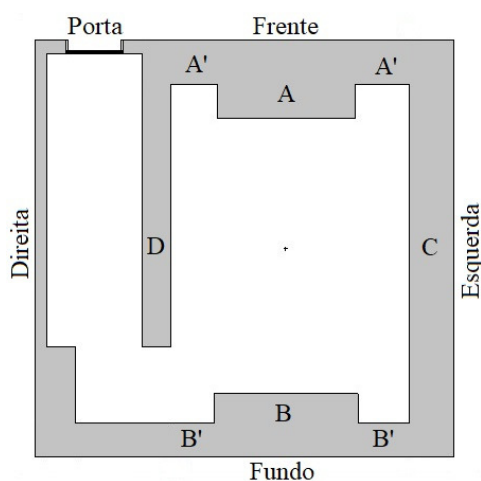


Figura 4.1 – Legenda do posicionamento dos detectores.

As tabelas 4.4 e 4.5 apresentam todos os  $H^*(10)$  calculados para cada um dos quatro ângulos de inclinação do *gantry* ( $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  e  $270^\circ$ ), considerando individualmente as contribuições dos fótons e dos nêutrons, nas condições com e sem a presença do paciente sendo tratado, e para as duas metodologias de dimensionamento de sala consideradas (segundo metodologias da NCRP 151 e da CNEN, respectivamente). Apesar das 200 bilhões de histórias em cada simulação para fótons e das 800 bilhões de histórias em cada simulação para nêutrons, os pontos com erros relativos elevados apresentaram muito poucas histórias, ou nenhuma. Dessa forma, as doses nesses pontos podem ser consideradas desprezíveis e, sendo assim, este trabalho adotará como zero os valores das doses nos pontos apresentados nas tabelas cujos erros forem maiores que 20%.

Tabela 4.4 – H\*(10) calculados conforme metodologia da NCRP 151.

Detector		Com paciente								Sem paciente							
		0°		90°		180°		270°		0°		90°		180°		270°	
		mSv/ (1/4 Gy)	Erro	mSv/ (1/4 Gy)	Erro	mSv/ (1/4 Gy)	Erro	mSv/ (1/4 Gy)	Erro	mSv/ (1/4 Gy)	Erro	mSv/ (1/4 Gy)	Erro	mSv/ (1/4 Gy)	Erro	mSv/ (1/4 Gy)	Erro
Fótons	Pri Fren	5,3E-09	1,000	6,6E-05	0,035	3,3E-08	1,000	0,0E+00	0,000	7,8E-09	1,000	1,8E-04	0,023	4,7E-08	1,000	0,0E+00	0,000
	Pri Fun	5,3E-07	0,269	0,0E+00	0,000	4,1E-07	0,309	4,8E-04	0,013	7,7E-07	0,269	0,0E+00	0,000	5,8E-07	0,309	1,3E-03	0,008
	Pri Teto	0,0E+00	0,000	3,8E-07	0,375	4,2E-04	0,012	8,2E-08	0,375	0,0E+00	0,000	4,5E-07	0,375	8,8E-04	0,010	9,8E-08	0,375
	Sec Fren	1,0E-07	0,386	8,4E-08	0,704	2,7E-07	0,410	8,6E-08	0,594	1,5E-07	0,386	2,0E-07	0,449	3,9E-07	0,410	1,0E-07	0,594
	Sec Fun	1,8E-06	0,127	0,0E+00	0,000	2,0E-06	0,143	2,3E-06	0,127	2,6E-06	0,127	0,0E+00	0,000	2,8E-06	0,143	2,4E-06	0,131
	Sec Esq	1,4E-04	0,015	1,8E-04	0,015	1,4E-04	0,015	1,8E-04	0,015	2,0E-04	0,015	2,2E-04	0,015	2,0E-04	0,015	2,2E-04	0,015
	Sec Dir	9,4E-08	0,530	4,8E-08	0,595	5,4E-08	0,426	5,5E-08	0,529	1,4E-07	0,530	5,7E-08	0,595	7,7E-08	0,426	7,1E-08	0,487
	Sec Teto	0,0E+00	0,000	8,0E-07	0,192	2,5E-07	0,330	8,2E-07	0,186	0,0E+00	0,000	1,1E-06	0,199	5,7E-07	0,252	9,8E-07	0,186
Porta	8,5E-08	0,432	4,3E-09	0,628	7,9E-08	0,462	9,3E-09	0,593	1,3E-07	0,432	2,5E-09	0,754	1,1E-07	0,462	9,8E-09	0,586	
Néutrons	Pri Fren	2,0E-08	0,389	0,0E+00	0,000	1,2E-08	0,463	2,3E-08	0,449	2,4E-08	0,419	0,0E+00	0,000	1,7E-08	0,463	2,7E-08	0,449
	Pri Fun	3,7E-08	0,297	6,0E-08	0,248	5,0E-08	0,277	3,0E-07	0,552	5,1E-08	0,311	7,2E-08	0,248	7,2E-08	0,272	3,7E-07	0,535
	Pri Teto	5,5E-08	0,234	7,6E-08	0,228	2,8E-07	0,691	8,6E-08	0,214	8,2E-08	0,233	9,1E-08	0,228	4,8E-07	0,581	1,1E-07	0,210
	Sec Fren	2,4E-07	0,439	6,5E-08	0,267	7,8E-08	0,204	1,7E-07	0,306	3,6E-07	0,434	8,7E-08	0,251	1,2E-07	0,200	2,0E-07	0,306
	Sec Fun	2,3E-06	0,156	2,0E-06	0,151	2,1E-06	0,126	1,8E-06	0,160	3,4E-06	0,155	2,4E-06	0,151	3,0E-06	0,126	2,6E-06	0,150
	Sec Esq	1,9E-06	0,228	2,3E-06	0,234	2,1E-06	0,222	2,5E-06	0,225	2,8E-06	0,227	2,7E-06	0,236	3,0E-06	0,222	2,9E-06	0,226
	Sec Dir	2,2E-05	0,029	2,8E-05	0,023	2,2E-05	0,027	2,0E-05	0,024	3,2E-05	0,029	3,4E-05	0,023	3,2E-05	0,027	2,6E-05	0,024
	Sec Teto	6,9E-07	0,141	1,7E-06	0,195	4,2E-07	0,093	1,9E-06	0,237	1,0E-06	0,142	2,1E-06	0,195	5,4E-07	0,166	2,3E-06	0,237
Porta	2,5E-05	0,056	2,6E-05	0,058	3,0E-05	0,052	2,0E-05	0,072	3,6E-05	0,056	3,1E-05	0,058	4,3E-05	0,052	2,6E-05	0,068	

Legenda: Pri (barreira primária); Sec (barreira secundária); Fren (frente); Fun (fundo); Esq (esquerda); Dir (direita).

Tabela 4.5 – H\*(10) calculados conforme metodologia da CNEN.

Detector		Com paciente								Sem paciente							
		0°		90°		180°		270°		0°		90°		180°		270°	
		mSv/ (1/4 Gy)	Erro	mSv/ (1/4 Gy)	Erro	mSv/ (1/4 Gy)	Erro	mSv/ (1/4 Gy)	Erro	mSv/ (1/4 Gy)	Erro	mSv/ (1/4 Gy)	Erro	mSv/ (1/4 Gy)	Erro	mSv/ (1/4 Gy)	Erro
Fótons	Pri Fren	0,0E+00	0,000	3,9E-05	0,044	3,9E-08	1,000	0,0E+00	0,000	0,0E+00	0,000	1,1E-04	0,029	5,5E-08	1,000	0,0E+00	0,000
	Pri Fun	1,0E-07	0,549	0,0E+00	0,000	8,9E-08	0,580	1,6E-04	0,022	1,5E-07	0,269	0,0E+00	0,000	1,3E-07	0,580	4,4E-04	0,015
	Pri Teto	0,0E+00	0,000	3,8E-07	0,375	4,2E-04	0,012	8,2E-08	0,375	0,0E+00	0,000	4,5E-07	0,375	8,8E-04	0,010	9,8E-08	0,375
	Sec Fren	2,5E-08	0,814	1,5E-08	1,000	1,2E-07	0,609	6,4E-08	0,666	3,7E-08	0,814	3,1E-08	0,643	1,7E-07	0,609	7,6E-08	0,666
	Sec Fun	6,2E-07	0,209	0,0E+00	0,000	6,8E-07	0,205	7,2E-07	0,232	9,1E-07	0,209	0,0E+00	0,000	9,6E-07	0,205	9,8E-07	0,226
	Sec Esq	1,4E-04	0,015	1,8E-04	0,015	1,4E-04	0,016	1,8E-04	0,015	2,0E-04	0,015	2,2E-04	0,015	2,0E-04	0,016	2,2E-04	0,015
	Sec Dir	9,9E-08	0,502	4,7E-08	0,605	5,5E-08	0,426	6,1E-08	0,482	1,5E-07	0,502	5,6E-08	0,605	7,7E-08	0,426	7,0E-08	0,498
	Sec Teto	0,0E+00	0,000	8,0E-07	0,192	2,5E-07	0,332	8,2E-07	0,186	0,0E+00	0,000	1,1E-06	0,199	5,6E-07	0,252	9,8E-07	0,186
Porta	3,4E-07	0,190	1,7E-07	0,333	6,2E-07	0,166	1,5E-07	0,213	4,9E-07	0,193	1,2E-07	0,370	8,6E-07	0,166	1,6E-07	0,209	
Néutrons	Pri Fren	2,5E-08	0,408	3,8E-08	0,336	2,6E-08	0,369	2,3E-08	0,417	3,6E-08	0,408	4,9E-08	0,319	3,7E-08	0,369	1,5E-07	0,811
	Pri Fun	2,3E-08	0,387	2,1E-08	0,420	1,1E-08	0,487	1,9E-08	0,480	4,1E-08	0,365	2,5E-08	0,420	1,6E-08	0,487	2,3E-08	0,475
	Pri Teto	5,8E-08	0,229	7,1E-08	0,234	2,8E-07	0,696	9,9E-08	0,212	9,0E-08	0,223	8,5E-08	0,234	4,7E-07	0,593	1,1E-07	0,210
	Sec Fren	4,3E-08	0,276	1,6E-08	0,490	3,8E-08	0,270	3,3E-07	0,558	6,4E-08	0,276	3,0E-08	0,404	5,2E-08	0,270	4,0E-07	0,558
	Sec Fun	6,3E-07	0,070	1,0E-06	0,283	1,1E-06	0,198	1,0E-06	0,263	9,1E-07	0,071	1,2E-06	0,281	1,6E-06	0,198	1,3E-06	0,245
	Sec Esq	1,9E-06	0,229	2,3E-06	0,235	2,1E-06	0,222	2,5E-06	0,224	2,8E-06	0,229	2,7E-06	0,236	3,0E-06	0,221	2,9E-06	0,224
	Sec Dir	2,2E-05	0,028	2,7E-05	0,022	2,3E-05	0,025	2,2E-05	0,030	3,2E-05	0,027	3,3E-05	0,022	3,3E-05	0,025	2,8E-05	0,028
	Sec Teto	1,1E-06	0,231	1,7E-06	0,197	4,8E-07	0,097	1,9E-06	0,234	1,6E-06	0,229	2,1E-06	0,195	9,7E-07	0,208	2,3E-06	0,236
Porta	8,0E-05	0,030	9,5E-05	0,031	8,8E-05	0,030	6,6E-05	0,039	1,2E-04	0,030	1,1E-04	0,031	1,2E-04	0,029	8,9E-05	0,037	

Legenda: Pri (barreira primária); Sec (barreira secundária); Fren (frente); Fun (fundo); Esq (esquerda); Dir (direita).

As figuras 4.2, 4.3 e 4.4 apresentam, respectivamente, os equivalentes de dose ambiente,  $H^*(10)$ , devido a fótons, nêutrons e à soma destes após cada barreira primária e secundária consideradas, por metodologia, com e sem paciente. Os valores são normalizados para 1 Gy de dose no isocentro, ou seja, considerando o somatório das contribuições dos quatro ângulos de inclinação do *gantry* em cada situação simulada, e já adotando como zero os valores com erros relativos maiores que 20%.

Na figura 4.2, é possível observar que a contribuição dos fótons para o  $H^*(10)$  se concentra nos detectores posicionados após as barreiras primárias, mas com menor significância quando se trata de área controlada (frente da sala). As contribuições são maiores na ausência do paciente, conforme se esperava dada a inexistência de material atenuador / espalhador no caminho do feixe principal (entre a fonte – alvo do acelerador – e a barreira). As contribuições também são maiores quando a metodologia considerada é a da NCRP, uma vez que esta forneceu espessuras menores de barreiras, conforme observado na seção anterior.

Nas barreiras secundárias, destaca-se a significativa contribuição após a barreira secundária esquerda. Tal fato foi atribuído à maior proximidade em relação à fonte quando comparada com a barreira secundária direita. Após a barreira secundária do fundo, só houve contribuição pela metodologia da NCRP, dada a espessura menor da barreira. Após o teto, a contribuição é a mesma em ambas as metodologias. E após a porta, só há contribuição de fótons pela metodologia da CNEN, dada a menor espessura da blindagem da porta (única exceção de compensação do cálculo de otimização da blindagem da porta adotado pela CNEN, conforme visto na seção anterior).

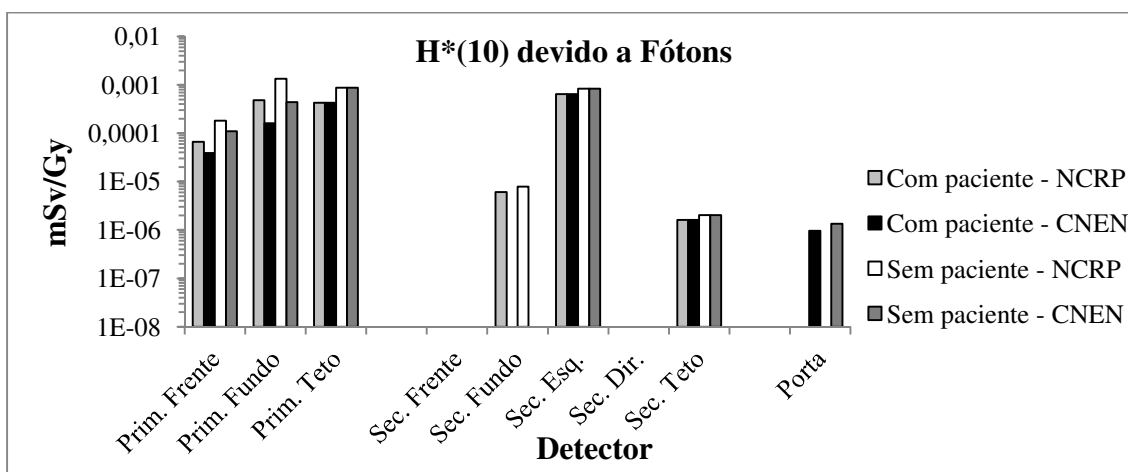


Figura 4.2 – Equivalente de dose ambiente devido a fótons após cada barreira considerada, por metodologia, com e sem paciente.

Na figura 4.3, observa-se que a contribuição dos nêutrons para o  $H^*(10)$  nos detectores posicionados após as barreiras primárias é desprezível, em todas as condições.

Nas barreiras secundárias, destaca-se a contribuição relativamente significativa após a barreira secundária direita. Tal fato foi atribuído à existência da porta interna do labirinto associada à espessura prefixada de 30 cm de sua parede externa e à angulação favorável ao espalhamento dos nêutrons de fuga em relação ao posicionamento do detector considerado (figura 4.5). Após as barreiras secundárias do fundo e do teto, as contribuições são maiores quando a metodologia considerada é a da NCRP e na ausência do paciente, exceto para o teto na metodologia da CNEN. Tal exceção é devido à diferença de qualidade estatística entre as condições com e sem paciente das doses obtidas na inclinação de 180° (tabela 4.5). Os valores calculados são maiores no fundo tendo em vista as menores espessuras de barreiras em relação às espessuras do teto. Após a barreira secundária da frente, só houve uma pequena contribuição pela metodologia da NCRP, na condição sem paciente. Por fim, é após a porta onde há a contribuição mais significativa devida aos nêutrons. As contribuições são maiores na ausência do paciente e quando a metodologia considerada é a da CNEN, dada a menor espessura da blindagem da porta.

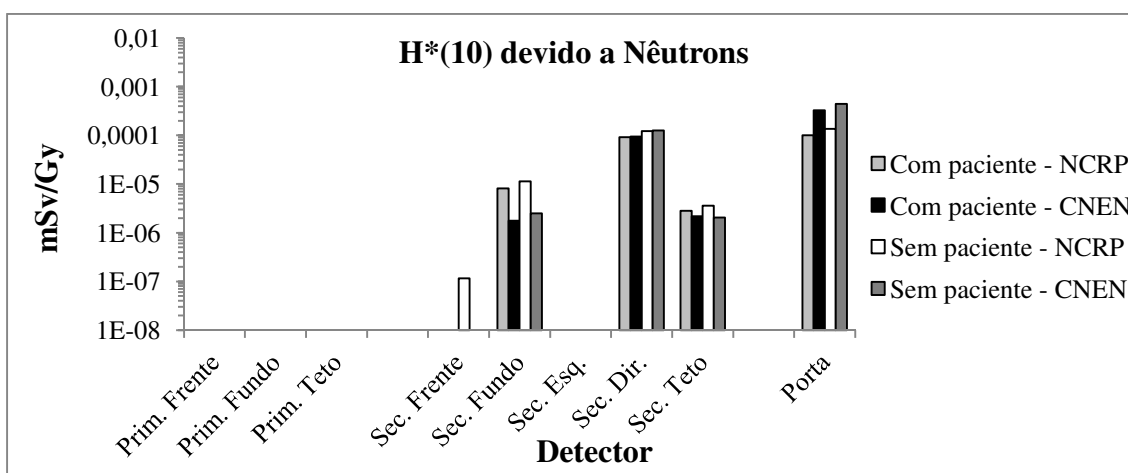


Figura 4.3 – Equivalente de dose ambiente devido a nêutrons após cada barreira considerada, por metodologia, com e sem paciente.

Nos equivalentes de dose ambiente totais (figura 4.4), observa-se a prevalência das contribuições devido aos fótons após as barreiras primárias e após a barreira secundária esquerda, e a prevalência das contribuições devido aos nêutrons após as barreiras secundárias do fundo e da direita e após a porta do labirinto.

A tabela 4.6 apresenta as frações da radiação do feixe primário transmitidas pelo corpo do paciente. Tais frações foram calculadas por meio do MCNP, utilizando-se os valores de  $H^*(10)$  obtidos nas duas metodologias avaliadas, nas condições com e sem o paciente e considerando 3 ângulos de inclinação do *gantry* (90°, 180° e 270°).



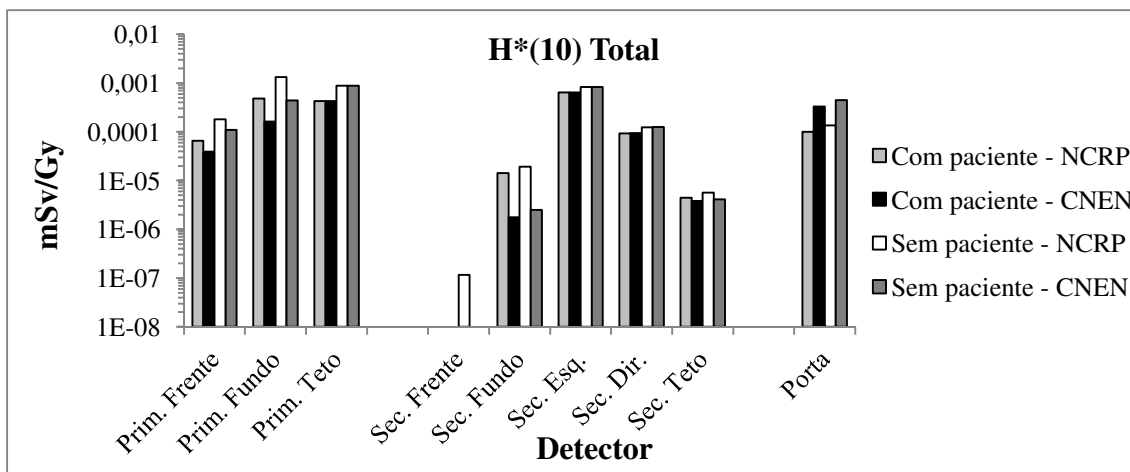


Figura 4.4 – Equivalente de dose ambiente total após cada barreira considerada, por metodologia, com e sem paciente.

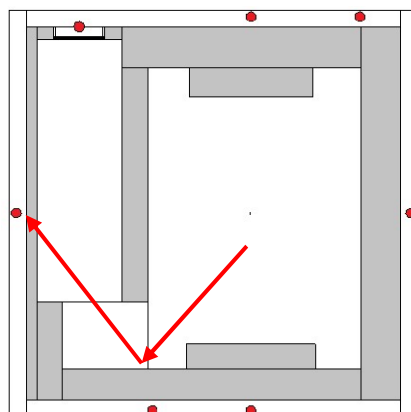


Figura 4.5 – Ilustração do ângulo favorável ao espalhamento dos nêutrons de fuga em direção ao detector da barreira secundária direita (setas em vermelho).

Tabela 4.6 – Frações de transmissão do paciente calculadas por meio do MCNP.

Barreira Primária	Fração de transmissão calculada		Fração adotada pela NCRP 151
	NCRP	CNEN	
Frente	0,364	0,357	0,34 para energias > 10 MeV
Fundo	0,361	0,365	
Teto	0,484	0,484	

Observa-se uma razoável concordância entre os valores obtidos nas inclinações 90° (feixe apontado para frente da sala) e 270° (feixe apontado para o fundo) e o valor da fração adotado pela NCRP 151 para energias acima de 10 MeV, auxiliando na validação dos dados obtidos. Em tais inclinações, o feixe de radiação atravessa a maior

dimensão do fantoma REX nessa seção transversal que contém a próstata, ou seja, cerca de 37 cm. Na inclinação de 180° (feixe apontado para o teto), as frações de transmissão calculadas foram significativamente maiores. Isso se deve ao fato do feixe estar atravessando o corpo do paciente em sua menor dimensão (posterior-anterior), aproximadamente 19 cm.

A tabela 4.7 apresenta os valores de dose semanais totais calculados após cada barreira, segundo as duas metodologias avaliadas e considerando o tipo de aplicação do acelerador linear (clínico, físico ou geral). Nela também são apresentados os níveis de atendimento dos limites de dose adotados por cada metodologia (0,1 mSv/Sem e 0,02 mSv/Sem da NCRP e 0,4 mSv/Sem e 0,02 mSv/Sem da CNEN, para áreas controlada e não controlada, respectivamente).

As simulações com a sala dimensionada segundo a NCRP 151, exclusivamente, bem como segundo a CNEN sugerem um subdimensionamento das barreiras primárias e secundárias que protegem as áreas não controladas (NC). As simulações sugerem também um superdimensionamento das barreiras primárias e secundárias que protegem as áreas controladas (C), principalmente com a sala dimensionada segundo a CNEN.

Considerando a condição habitual, que é com a presença do paciente, foram observados valores de doses de 16 a 19 vezes acima do limite semanal para as barreiras primárias das áreas não controladas para a metodologia da NCRP e de 6 a 16 vezes acima do limite para a metodologia da CNEN. Para as barreiras secundárias, foram observados valores de doses de 3 a 25 vezes acima do limite semanal para essas áreas em ambas as metodologias. Para as áreas controladas, os limites de dose foram respeitados com 53% e 8% dos valores para a barreira primária, conforme as metodologias da NCRP e da CNEN, respectivamente, bem como com 0% para a barreira secundária, conforme ambas as metodologias. Para a porta, que também é uma área controlada, os limites de dose continuaram respeitados com 80% e 66% dos valores, conforme as metodologias da NCRP e da CNEN, respectivamente.

Considerando apenas a aplicação física do equipamento, ou seja, sem a presença do paciente, os equivalentes de dose ambiente obtidos por Gy de fóton no isocentro tendem a ser maiores, mas, apesar da carga de trabalho física corresponder à quarta parte da carga de trabalho clínica, ainda assim foram observados valores de doses de 8 a 13 vezes acima do limite semanal para as barreiras primárias das áreas não controladas para a metodologia da NCRP e de 4 a 8 vezes acima do limite pela metodologia da CNEN. Para as barreiras secundárias, foram observados valores de doses com até 8 vezes acima do limite semanal para essas áreas em ambas as metodologias. Para as áreas controladas, os limites de dose foram respeitados com 36% e 6% do valor para a barreira primária, conforme as metodologias da NCRP e da CNEN, respectivamente, bem como com 0% para a barreira secundária, conforme ambas as metodologias, e com 27% e 23% para a porta, conforme as metodologias da NCRP e da CNEN, respectivamente.

Tabela 4.7 – Doses semanais totais calculadas após cada barreira e respectivos níveis de atendimento dos limites de dose, conforme aplicação do acelerador.

Aplicação Clínica ( $W_{clín} = 800 \text{ Gy/Sem}$ )							
Barreira	Tipo de Área	NCRP 151			CNEN		
		Dose (mSv/Sem)	Acima do limite		Dose (mSv/Sem)	Acima do limite	
			mSv/Sem	%		mSv/Sem	%
Pri Fren	C	0,053	Não	-	0,031	Não	-
Pri Fun	NC	0,386	0,366	1830	0,129	0,109	546
Pri Teto	NC	0,340	0,320	1600	0,340	0,320	1600
Sec Fren	C	0,000	Não	-	0,000	Não	-
Sec Fun	NC	0,011	Não	-	0,001	Não	-
Sec Esq	NC	0,512	0,492	2460	0,512	0,492	2460
Sec Dir	NC	0,074	0,054	269	0,076	0,056	278
Sec Teto	NC	0,004	Não	-	0,003	Não	-
Porta	C	0,080	Não	-	0,264	Não	-

Aplicação Física ( $W_{fis} = 200 \text{ Gy/Sem}$ )							
Barreira	Tipo de Área	NCRP 151			CNEN		
		Dose (mSv/Sem)	Acima do limite		Dose (mSv/Sem)	Acima do limite	
			mSv/Sem	%		mSv/Sem	%
Pri Fren	C	0,036	Não	-	0,022	Não	-
Pri Fun	NC	0,267	0,247	1236	0,088	0,068	342
Pri Teto	NC	0,176	0,156	778	0,176	0,156	778
Sec Fren	C	<0,0001	Não	-	0,000	Não	-
Sec Fun	NC	0,004	Não	-	0,001	Não	-
Sec Esq	NC	0,166	0,146	732	0,166	0,146	732
Sec Dir	NC	0,025	0,005	23	0,025	0,005	26
Sec Teto	NC	0,001	Não	-	0,001	Não	-
Porta	C	0,027	Não	-	0,090	Não	-

Aplicação Geral ( $W_{tot} = 800 \text{ Gy/Sem} + 200 \text{ Gy/Sem}$ )							
Barreira	Tipo de Área	NCRP 151			CNEN		
		Dose (mSv/Sem)	Acima do limite		Dose (mSv/Sem)	Acima do limite	
			mSv/Sem	%		mSv/Sem	%
Pri Fren	C	0,089	Não	-	0,053	Não	-
Pri Fun	NC	0,653	0,633	3166	0,218	0,198	988
Pri Teto	NC	0,516	0,496	2478	0,516	0,496	2478
Sec Fren	C	<0,0001	Não	-	0,000	Não	-
Sec Fun	NC	0,015	Não	-	0,002	Não	-
Sec Esq	NC	0,678	0,658	3292	0,678	0,658	3292
Sec Dir	NC	0,098	0,078	392	0,101	0,081	404
Sec Teto	NC	0,005	Não	-	0,004	Não	-
Porta	C	0,108	0,008	8	0,354	Não	-

Legenda: C (controlada); NC (não controlada).

No cômputo geral das aplicações clínica e física do equipamento, os valores de doses passam a ser de 25 a 32 vezes acima do limite semanal para as barreiras primárias das áreas não controladas para a metodologia da NCRP e de 10 a 25 vezes acima do limite pela metodologia da CNEN. Para as barreiras secundárias, foram observados valores de doses de 4 a 33 vezes acima do limite semanal para essas áreas em ambas as metodologias. Para as áreas controladas, os limites de dose foram respeitados com 89% e 13% do valor para a barreira primária, conforme as metodologias da NCRP e da CNEN, respectivamente, bem como com 0% para a barreira secundária, conforme ambas as metodologias, e com 89% do valor do limite para a porta, conforme a metodologia da CNEN. Pela metodologia da NCRP, o limite semanal na porta é excedido em 8%.

A tabela 4.8 apresenta os números de partículas geradas na fonte (no caso deste trabalho, o número de elétrons gerados) para cada 1 Gy de dose no isocentro, considerando os 4 ângulos de inclinação do *gantry*, e nas condições com (REX) e sem (Órgão) paciente. Como os valores de dose fornecidos pelo MCNP correspondem a contribuição de dose (em Gy) de cada partícula gerada na fonte, basta uma regra de três simples para identificar o número de partículas necessário para se obter 1 Gy de dose no isocentro. Sendo assim, foi simples calcular os números de partículas por Gy no isocentro apresentados na tabela. Todos os valores têm a mesma ordem de grandeza do número de referência de partículas por Gy no isocentro calculado por MAO *et al.* (1997), ou seja,  $10^{15}$ , o que também é um razoável indicador de validade dos dados calculados. Entretanto, em cada condição apresentada, os valores são maiores e bastante distintos, sendo que o valor que mais se aproxima do valor obtido por MAO *et al.* (1997), é pouco mais de 40% maior. Ou seja, observa-se que o tipo e modelo de fantoma posicionado no isocentro influenciam nos valores obtidos.

Tabela 4.8 – Números de partículas geradas na fonte por Gy de dose no isocentro. Calculados por meio do MCNP, conforme inclinação do *gantry*, com (REX) e sem (Órgão) paciente.

<i>Gantry</i>	Gy por partícula gerada na fonte		Nr de partículas por Gy no isocentro		Referência MAO <i>et al.</i> (1997)
	REX	Órgão	REX	Órgão	
0°	7,06E-16	4,79E-16	1,42E+15	2,09E+15	1E+15 <sup>15</sup>
90°	5,28E-16	4,42E-16	1,89E+15	2,26E+15	-
180°	6,81E-16	4,83E-16	1,47E+15	2,07E+15	-
270°	5,25E-16	4,40E-16	1,91E+15	2,27E+15	-

<sup>15</sup> Calculado em um fantoma de água localizado no isocentro a 1 metro do alvo.

Tabela 4.9 – Comparativo das doses semanais totais calculadas por normalização e pelo fator multiplicativo de MAO *et al.* (1997).

Detector	mSv/Sem (para $W_{clín}$ )			mSv/Sem (para $W_{fis}$ )			mSv/Sem (para $W_{tot}$ )			
	Normalizando	Por MAO <i>et al.</i> (1997)	Diferença (%)	Normalizando	Por MAO <i>et al.</i> (1997)	Diferença (%)	Normalizando	Por MAO <i>et al.</i> (1997)	Diferença (%)	
NCRP 151	Pri Fren	0,053	0,028	47,2	0,036	0,016	55,8	0,089	0,044	50,7
	Pri Fun	0,386	0,203	47,5	0,267	0,117	56,0	0,653	0,320	51,0
	Pri Teto	0,340	0,231	31,9	0,176	0,085	51,7	0,516	0,316	38,7
	Sec Fren	0,000	0,000	0,0	< 0,0001	< 0,0001	51,7	< 0,0001	< 0,0001	51,7
	Sec Fun	0,011	0,007	37,8	0,004	0,002	53,5	0,015	0,009	41,8
	Sec Esq	0,512	0,306	40,2	0,166	0,077	54,0	0,678	0,383	43,6
	Sec Dir	0,074	0,045	39,3	0,025	0,011	53,8	0,098	0,056	43,0
	Sec Teto	0,004	0,002	43,0	0,001	0,001	54,8	0,005	0,003	45,9
	Porta	0,080	0,050	38,3	0,027	0,013	53,6	0,108	0,062	42,2
CNEN	Pri Fren	0,031	0,017	47,2	0,022	0,010	55,8	0,053	0,026	50,8
	Pri Fun	0,129	0,068	47,5	0,088	0,039	56,0	0,218	0,107	51,0
	Pri Teto	0,340	0,231	31,9	0,176	0,085	51,7	0,516	0,316	38,7
	Sec Fren	0,000	0,000	0,0	0,000	0,000	0,0	0,000	0,000	0,0
	Sec Fun	0,001	0,001	31,0	0,001	< 0,001	51,8	0,002	0,001	36,5
	Sec Esq	0,512	0,306	40,2	0,166	0,077	54,0	0,678	0,383	43,6
	Sec Dir	0,076	0,046	39,4	0,025	0,012	53,8	0,101	0,058	43,0
	Sec Teto	0,003	0,002	47,3	0,001	< 0,001	55,9	0,004	0,002	49,3
Porta	0,264	0,162	38,8	0,090	0,041	53,7	0,354	0,203	42,6	

MAO *et al.* (1997) só calcularam o número de partículas por Gy no isocentro para o *gantry* a 0° de inclinação e sem modelar as paredes e teto. Além disso, eles utilizaram um fantoma de água posicionado no isocentro a 1 metro do alvo, mas não dão detalhes de suas dimensões nem da profundidade considerada para o cálculo da dose. O valor sistematicamente mais baixo obtido por MAO *et al.* (1997) por meio do MMC em comparação com os valores calculados pode ser explicado pela falta de contribuição da radiação espalhada pelas paredes e teto na simulação computacional modelada por MAO *et al.* (1997), conforme observa BRAGA *et al.* (2018), e/ou devido ao tipo e tamanho do fantoma utilizado por eles.

A tabela 4.9 mostra um comparativo entre as doses semanais totais calculadas após cada barreira por meio da normalização das doses para 1 Gy no isocentro e por meio do fator multiplicativo de número de partículas por Gy no isocentro fornecido por MAO *et al.* (1997). Pelas diferenças percentuais apresentadas, fica claro que utilizar a aproximação de número de elétrons gerados por Gy de dose no isocentro proposto por MAO *et al.* (1997) em modelo computacional desse tipo não é recomendável.

A partir dos dados apresentados (figura 4.4 e tabela 4.7), é possível observar que a barreira secundária esquerda (barreira C) é a barreira mais “frágil”, segundo os cálculos simulados, para a situação “com paciente” em ambas as metodologias. O detector posicionado para avaliá-la forneceu equivalente de dose ambiente de aproximadamente 6,40E-4 mSv/Gy nas duas metodologias. Na situação “sem paciente”, a barreira primária do fundo (barreira B), na metodologia da NCRP, e a barreira primária do teto, em ambas as metodologias, são as mais “frágeis” com 1,34E-3 mSv/Gy e 8,78E-4 mSv/Gy calculados nos detectores, respectivamente.

O teto é uma área livre e possui ocupação esporádica por apenas 1 indivíduo para manutenção. A área protegida pela barreira B é um estacionamento, onde normalmente há uma grande rotatividade. Já a área protegida pela barreira C é um local que, apesar de não controlado, é utilizado por quatro indivíduos da administração de forma integral.

Considerando um tratamento de câncer de próstata com 37 seções de 2 Gy, totalizando 74 Gy, um indivíduo da administração posicionado no ponto do detector da barreira secundária esquerda receberia 0,05 mSv de dose, que está dentro do limite de 1 mSv/ano. Ou seja, esse indivíduo poderia permanecer nessa posição durante o tratamento completo de até 20 pacientes ao longo do ano. Entretanto, se o mesmo indivíduo ocupar sempre esse mesmo ponto ao longo de toda a semana, o dia inteiro, receberá da carga de trabalho semanal do equipamento, ao menos, 0,512 mSv (carga de trabalho clínica) podendo chegar a 0,678 mSv (carga de trabalho total), em apenas uma semana do ano, para ambas as metodologias de dimensionamento de salas de radioterapia (tabela 4.7).

HERNANDEZ-ADAME *et al.* (2011) em seu trabalho obteve como equivalente de dose ambiente devido a nêutrons (na condição “sem paciente” e com o *gantry* a 0°): 8,0E-9 mSv/Gy após uma barreira primária de 200 cm de espessura; 6,3E-

8 mSv/Gy após uma barreira secundária de 100 cm de espessura situada do lado oposto ao labirinto;  $5,0E-5$  mSv/Gy do lado de dentro da porta do labirinto; e  $2,0E-6$  mSv/Gy do lado de fora da porta. No presente trabalho, os equivalentes de dose ambiente devido a nêutrons após as barreiras primárias foram todos considerados desprezíveis (tabelas 4.4 e 4.5, “sem paciente”), nas duas metodologias, tendo em vista as poucas (ou nenhuma) histórias que chegaram até os detectores nas 800 bilhões de histórias simuladas, mesmo havendo barreiras primárias com espessuras menores (167 cm e 181 cm nas metodologias da NCRP 151 e CNEN, respectivamente). Mas cabe destacar que a dose calculada por HERNANDEZ-ADAME *et al.* (2011) com ordem de grandeza de  $10^{-9}$  mSv/Gy também pode ser considerada desprezível, pois mesmo com um carga de trabalho semanal relativamente alta de 1.000 Gy,  $8,0E-6$  mSv corresponde a 0,04% do limite semanal para indivíduos do público. A mesma análise pode ser aplicada para a barreira secundária. No presente trabalho, os equivalentes de dose ambiente devido a nêutrons após a barreira secundária que corresponde à barreira avaliada por HERNANDEZ-ADAME *et al.* (2011) também foram todos considerados desprezíveis (tabelas 4.4 e 4.5, “sem paciente”), nas duas metodologias. A dose calculada por HERNANDEZ-ADAME *et al.* (2011), com ordem de grandeza de  $10^{-8}$  mSv/Gy, também pode ser considerada desprezível, sendo  $6,3E-5$  mSv correspondente a 0,3% do limite semanal para indivíduos do público, para uma carga de trabalho semanal de 1.000 Gy.

Para a porta, o detector apresentou estatística confiável nas duas metodologias avaliadas no presente estudo, com equivalentes de dose ambiente devido a nêutrons estimados em  $1,44E-4$  mSv/Gy e  $4,8E-4$  mSv/Gy, conforme metodologias da NCRP 151 e CNEN, respectivamente (na condição “sem paciente” e com o *gantry* a  $0^\circ$ ). Tais valores são maiores que os apresentados por HERNANDEZ-ADAME *et al.* (2011), tanto por fora quanto por dentro da porta, mas cabe destacar que a sala adotada por HERNANDEZ-ADAME *et al.* (2011) possui 80 cm de espessura na parede interna do labirinto, 7,4 m de distância do isocentro ao ponto A (figura 2.23), 8,8 m de distância do alvo do acelerador linear até o centro da porta e 12,2 cm de espessura de porta (sendo 6,2 cm de BPE e 6 cm de chumbo). No presente estudo foram dimensionados 75 cm de espessura da parede interna do labirinto, 6,64 m de distância do isocentro ao ponto A (figura 2.23), 6,76 m de distância do alvo do acelerador até o centro da porta, 6,62 cm de espessura de porta pela NCRP 151 (sendo 5 cm de BPE e 1,62 cm de chumbo) ou 2,82 cm pela CNEN (sendo 2,5 cm de BPE e 0,32 cm de chumbo), e 9,8 m de distância do ponto A ao centro da porta. Numa sala com dimensões similares ao desse estudo (6,4 m de distância do isocentro ao ponto A e 9,9 m de distância do ponto A ao centro da porta), BEIGI *et al.* (2016) calculou  $8,31E-4$  mSv/Gy e  $7,25E-4$  mSv/Gy, ambos no ponto do lado de dentro da porta, conforme metodologias analíticas (inclusive pela NCRP 151) e simulação por Monte Carlo, respectivamente. Sendo assim, os valores dos equivalentes de dose ambiente devido a nêutrons estimados no presente estudo apresentam relativa coerência tendo em vista que, conforme tabela 4.7, o limite de dose semanal não é excedido na metodologia da CNEN e só é excedido (em 8%) na

metodologia da NCRP 151 quando considerado o cômputo geral das cargas de trabalho clínica e física.



## **Capítulo 5 CONCLUSÃO**

### **5.1. Análise dos cálculos de dimensionamento**

Fica constatada a considerável influência dos cálculos de otimização de blindagens propostos pela ICRP 33, proporcionando incrementos de espessuras em relação à metodologia da NCRP 151 que podem servir de margem de segurança para os projetistas no Brasil. Portanto, os resultados obtidos sugerem que os projetistas podem contar com, pelo menos, 4,0% de margem de segurança para as barreiras primárias de áreas controladas, 11,0% para barreiras primárias de áreas não controladas, 8,0% para barreiras secundárias de áreas controladas, 9,7% para barreiras secundárias adjacentes ao cinturão primário de áreas não controladas com ocupação frequente e 6,6% para o chumbo das portas que não possuam contribuição significativa de raios gama de captura. Esse conjunto de resultados sugere condições mais seguras para os projetistas brasileiros permitindo o gerenciamento de custos adicionais.

As diferenças de espessuras em relação à NCRP obtidas a partir das considerações feitas pela CNEN permitem que os projetistas façam arredondamentos das espessuras para menor, ao realizar os ajustes de projeto necessários para facilitar a execução da obra pelos operários. Os arredondamentos para baixo não comprometerão a segurança desde que estejam dentro das margens mencionadas.

### **5.2. Análise das simulações no MCNP**

Os resultados das simulações sugerem que, na verdade, tanto a metodologia da NCRP 151 quanto a metodologia com as considerações da CNEN estariam subestimando as espessuras das barreiras que protegem áreas não controladas. A metodologia da NCRP ainda subestimaria numa proporção relativamente maior, com a observação de doses 32 vezes acima do limite semanal para as barreiras primárias, face às 25 vezes acima do limite segundo a metodologia da CNEN, em aplicação geral.

Além disso, por outro lado, as simulações sugerem também um superdimensionamento das barreiras que protegem as áreas controladas, principalmente com a sala dimensionada segundo a metodologia da CNEN, com a observação de doses correspondentes a apenas 13% do limite semanal para as barreiras primárias, face às doses correspondentes a 89% do limite obtidas segundo a metodologia da NCRP, em aplicação geral.

Comparando os dados de dimensionamento e os dados oriundos das simulações no MCNP, fica clara a importância de se poder avaliar um projeto de sala de

radioterapia por meio da simulação computacional, a fim de se obter uma blindagem mais adequada que concilie proteção radiológica e economicidade. Isso confirma o já observado por BEIGI *et al.* (2016), que a utilização de apenas um método para dimensionamento pode levar a subdimensionamento ou superdimensionamento das barreiras.

### 5.3. Trabalhos futuros

Sugere-se como estudos futuros, utilizar as planilhas de cálculos elaboradas nesse trabalho para o desenvolvimento de um *software* que possa realizar os cálculos de dimensionamento segundo a NCRP 151 e segundo as considerações feitas pela CNEN, de forma que se possa comparar as espessuras obtidas, permitindo ao projetista escolher a melhor opção que concilie segurança e economia, evitando hiper ou subdimensionamento.

Além disso, caberia um estudo mais aprofundado para readequação das considerações da CNEN feitas com base na otimização proposta pela ICRP 33, tendo em vista as diferenças significativas de espessuras encontradas no presente trabalho, mesmo considerando um limite de dose quatro vezes maior para áreas controladas do que o limite adotado pela NCRP 151.

A otimização do modelo também é um trabalho interessante e muito importante a fim de se obter respostas ainda mais confiáveis em termos estatísticos. Com a disponibilidade de mais tempo, aliada à experiência e às adequações específicas do modelo, outros métodos de redução de variâncias ainda podem ser aplicados com possibilidades prováveis de redução substancial do tempo demandado para a realização de cada simulação. Além disso, poderia ser feita uma modelagem das paredes, teto e piso que considere as ferragens de armadura da estrutura do concreto, seguindo um dimensionamento real conforme normas de engenharia civil.

A metodologia desse trabalho também permite a possibilidade de se comparar os dados calculados para um modelo de sala existente com medidas experimentais a serem realizadas nessa sala real, considerando os mesmos protocolos de tratamento.

Outra sugestão é analisar o efeito após as barreiras considerando a variação da abertura de campo do feixe primário, inclusive na situação do campo totalmente fechado, bem como também, analisar os fatores de transmissão da blindagem de chumbo ou tungstênio presente no cabeçote do acelerador.

E também seria bastante interessante estudar o equivalente de dose ambiente após a barreira à medida que se afasta desta. Neste trabalho, os  $H^*(10)$  foram calculados a 30 cm após a barreira, mas poderiam ser calculados a 60, 90 e 120 cm, e ser avaliado como se dá a atenuação da radiação após a blindagem.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALBERTS, B., JOHNSON, A., LEWIS, J., *et al.* **Biologia molecular da célula**. 6<sup>a</sup> ed. [S.l.], Artmed, 2017.

ANDRÉ MIGUEL BARGE PONTES TORRES TERRA. **Metodologia de Cálculo de Blindagem de Salas de Radioterapia Utilizando o Concreto como Material Atenuador da Radiação**. 2018. 83 f. Universidade do Estado do Rio de Janeiro, 2018.

ASTURIAS MUNDIAL. **El nuevo HUCA instala los aceleradores lineales para tratamientos avanzados de cáncer**. 2021. Varian. Disponível em: <https://www.asturiasmundial.com/noticia/38695/nuevo-huca-instala-aceleradores-lineales-para-tratamientos-avanzados-de-cancer/>. Acesso em: 22 out. 2021.

ATTIX, F. H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. [S.l.], John Wiley & Sons Inc., 1986.

AUTODESK. **Revit**. [S.l.], Autodesk, 2017

BEIGI, M., AFARANDE, F., GHIASI, H. "Safe bunker designing for the 18 MV Varian 2100 Clinac: a comparison between Monte Carlo simulation based upon data and new protocol recommendations", **Reports of Practical Oncology & Radiotherapy**, v. 21, n. 1, p. 42–49, jan. 2016. DOI: 10.1016/j.rpor.2015.10.003. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1507136715001364>.

BRAGA, K.L., THALHOFER, J. L., REBELLO, W. F., *et al.* "Selective contribution of concrete shielding on the equivalent and effective doses in a prostate radiotherapy treatment", **Radioprotection**, v. 53, n. 1, p. 27–31, 2018. DOI: 10.1051/radiopro/2017041. .

BRAGA, Kelmo Lins, ANDRADE, E. R. De, REBELLO, W. F., *et al.* "Efeitos da radiação espalhada e produzida pela blindagem de concreto de radioterapia sobre doses equivalentes, doses efetivas equivalentes, doses efetivas e fatores de risco para carcinogênese radioinduzida nos pacientes", **Revista Militar de Ciência e Tecnologia**, v. 35, n. 3, p. 3–10, 2018. .

CHIDLEY, B. G., KATZ, L., KOWALSKI, S. "Some Photoneutron Thresholds", **Canadian Journal of Physics**, v. 36, n. 4, p. 407–414, abr. 1958. DOI: 10.1139/p58-041. .

- CHUNG, K. C. **Introdução a Física Nuclear**. Rio de Janeiro, UERJ, 2001.
- CNEN. **Diretrizes básicas de proteção radiológica**. [S.l: s.n.], 2014. v. 05.
- CNEN. **Fatores de ponderação para as grandezas de proteção radiológica**. . [S.l.], Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2018.
- COATES, R. "Prudence and conservatism in radiation protection: A case study", **Radiation Protection Dosimetry**, v. 173, n. 1, p. 100–103, 2017. DOI: 10.1093/rpd/ncw310. .
- CONITEC. **Diretrizes Diagnósticas e Terapêuticas do Adenocarcinoma de Próstata**. . [S.l: s.n.], 2015.
- CORDEIRO, T. P. V. **Coefficientes de conversão para a dose efetiva e equivalente de dose ambiente para feixes de raios x utilizados em radioterapia**. 2013. 82 f. Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2013.
- DAHLKE, B., CAVAGNOLLI, N. **Sótão da Neoplasia Prostática: Neoplasias da Próstata, etiologia, fisiopatologia, sintomas e tratamento**. 2011.
- DI PRINZIO, R., FACURE, A., "Determinação de blindagens em radioterapia". **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**, 10. ed. Rio de Janeiro, Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2014. p. 312–344.
- DJULBEGOVIC, M., BEYTH, R. J., NEUBERGER, M. M., *et al.* "Screening for prostate cancer: systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials", **BMJ**, v. 341, n. c4543, 2010. DOI: 10.1136/bmj.c4543. .
- EVANS, E., STAFFURTH, J. "Principles of cancer treatment by radiotherapy", **Surgery (Oxford)**, v. 36, n. 3, p. 111–116, mar. 2018. DOI: 10.1016/j.mpsur.2017.12.006. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0263931917302715>.
- FACURE, A. N. de S. S. **Doses ocupacionais devido a nêutrons em salas de aceleradores lineares de uso médico**. 2006. 125 f. Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2006.
- FACURE, A., SILVA, A. X. "The use of high-density concretes in radiotherapy treatment room design", **Applied Radiation and Isotopes**, v. 65, n. 9, p. 1023–1028, 2007. DOI: 10.1016/j.apradiso.2007.04.006. .

- FOLLOWILL, D. S., STOVALL, M. S., KRY, S. F., *et al.* "Neutron source strength measurements for Varian, Siemens, Elekta, and General Electric linear accelerators", **J Appl Clin Med Phys**, v. 4, n. 3, p. 189–194, 2003. DOI: 10.1120/jacmp.v4i3.2514. .
- FROTA, M. A., CRISPIM, V. R., SILVA, A. X., *et al.* "Spectrally average conversion coefficients for air kerma to ambient dose equivalent for clinical linear accelerator", **Applied Radiation and Isotopes**, v. 67, n. 1, p. 174–177, 2009. DOI: 10.1016/j.apradiso.2008.08.012. .
- GHIASI, H., MESBAHI, A. "Sensitization of the analytical methods for photoneutron calculations to the wall concrete composition in radiation therapy", **Radiation Measurements**, v. 47, n. 6, p. 461–464, 2012. DOI: 10.1016/j.radmeas.2012.03.016. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.radmeas.2012.03.016>.
- HALL, E. J., GIACCIA, A. J. **Radiobiology for the radiologist**. Philadelphia, Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- HASSAN, Z. E. T., FARAG, N. M., ELSHEMEY, W. M. "A versatile program for the calculation of linear accelerator room shielding", **Journal of Radiological Protection**, v. 38, n. 2, p. 666–677, 2018. DOI: 10.1088/1361-6498/aab8aa. .
- HERNANDEZ-ADAME, L., CONTRERAS-SANDOVAL, H., VEGA-CARRILLO, H. R., *et al.* "Design of a treatment room for an 18-MV linac", **Nuclear Technology**, v. 175, n. 1, p. 105–112, 2011. DOI: 10.13182/NT11-A12277. .
- IAEA. **Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards**. , General Safety Requirements Part 3., n<sup>o</sup> No. GSR Part 3. Vienna, [s.n.], 2014.
- ICRP. **1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. ICRP Publication 60. [S.l: s.n.], 1991.
- ICRP. **Adult Reference Computational Phantoms**. ICRP Publication 110. [S.l: s.n.], 2009.
- ICRP. **Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values**. ICRP Publication 89. [S.l: s.n.], 2002.
- ICRP. **Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures**. (C. H. Clement, Org.)ICRP Publication 116. [S.l.], Elsevier, 2010.

- ICRP. **Conversion Coefficients for use in Radiological Protection Against External Radiation.** , ICRP Publication 74. Oxford, UK, Pergamon, 1996.
- ICRP. **Protection against radiation from external sources used in medicine. Publication 33.** [S.l: s.n.], 1982.
- ICRP. **The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103.** [S.l.], Elsevier Ltd, 2007.
- ICRU. **Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy. ICRU Report 50.** [S.l: s.n.], 1993.
- ICRU. **Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy (Supplement to ICRU Report 50).** , ICRU Report 62. [S.l: s.n.], 1999.
- ICRU. **Radiation Quantities and Units.** Report 33 ed. Washington, D.C., International Commission on Radiation Units and Measurement, 1980.
- INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA - INCA. **Estimativa 2020 : incidência de câncer no Brasil.** Rio de Janeiro, Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva, 2019.
- INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA - INCA. **O que é câncer?** 2021a. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/o-que-e-cancer>. Acesso em: 16 mar. 2021.
- INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA - INCA. **Tipos de câncer: câncer de próstata.** 2021b. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/tipos-de-cancer/cancer-de-prostata>. Acesso em: 16 mar. 2021.
- INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA - INCA. **Tratamento do câncer.** 2021c. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/tratamento>. Acesso em: 18 out. 2021.
- JAPIASSÚ, F. P. **Levantamento de parâmetros de cálculos de blindagens de salas de radioterapia utilizados no país e seu impacto nas metodologias de cálculo existentes.** 2013. 90 f. Instituto de Radioproteção e Dosimetria, 2013.

- KASE, K. R., NELSON, W. R., FASSO, A., *et al.* "Measurements of accelerator-produced leakage neutron and photon transmission through concrete", **Health Physics**, v. 84, n. 2, p. 180–187, 2003. DOI: 10.1097/00004032-200302000-00005. .
- KNOLL, G. F. **Radiation Detection and Measurement**. 4. ed. [S.l.], John Wiley & Sons Inc., 2010.
- KRY, S. F., TITT, U., FOLLOWILL, D., *et al.* "A Monte Carlo model for out-of-field dose calculation from high-energy photon therapy.", **Medical physics**, v. 34, n. 9, p. 3489–3499, 2007. DOI: 10.1118/1.2756940. .
- LAMARSH, J. R. **Introduction to Nuclear Reactor Theory**. [S.l.], Addison-Wesley Publishing Company, 1966.
- LAMARSH, John R., BARATTA, A. J. **Introduction to Nuclear Engineering**. Third Edit ed. [S.l.], Prentice-Hall, 2001.
- LANL. **A General Monte Carlo N-Particle (MCNP) Transport Code**. 2021. Disponível em: <https://laws.lanl.gov/vhosts/mcnp.lanl.gov/index.shtml>. Acesso em: 21 out. 2021.
- MAO, X. S., KASE, K. R., LIU, J. C., *et al.* "Neutron sources in the varian clinac 2100C/2300C medical accelerator calculated by the EGS4 code", **Health Physics**, v. 72, n. 4, p. 524–529, 1997. DOI: 10.1097/00004032-199704000-00003. .
- MCCALL, R. C., SWANSON, W. P. "Neutron Sources and Their Characteristics". 1979. **Anais** [...] Gaithersburg, National Bureau of Standards, 1979. p. 177.
- MCGINLEY, P. H. **Shielding Techniques for Radiation Oncology Facilities**. 2nd ed. Madison, Wisconsin, Medical Physics Publishing, 2002.
- MEDEIROS, M. P. C. de. **Modelagem Computacional de um Acelerador Linear e da Sala de Radioterapia para Cálculo da Dose Efetiva em Pacientes Submetidos a Tratamento de Câncer de Próstata**. 2018. 211 f. Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2018.
- MEIRELES, R. C. **Avaliação da adequação do cálculo de blindagens de salas de radioterapia através do método de monte carlo e medidas experimentais**. 2016. 60 f. Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2016.

- MESBAHI, A., AZARPEYVAND, A. A., KHOSRAVI, H. R. "Does concrete composition affect photoneutron production inside radiation therapy bunkers?", **Japanese Journal of Radiology**, v. 30, n. 2, p. 162–166, 2012. DOI: 10.1007/s11604-011-0030-y. .
- MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Blindagem em radioterapia: técnica e normas**. Rio de Janeiro, Instituto Nacional de Câncer - INCA, 2000. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/publicacoes/livros/blindagem-em-radioterapia-tecnica-e-normas>.
- MISHRA, B., PALANI SELVAM, T., DASH SHARMA, P. K. "Structural shielding design of a 6 MV flattening filter free linear accelerator: Indian scenario", **Journal of Medical Physics**, v. 42, n. 1, p. 18–24, 2017. DOI: 10.4103/jmp.JMP\_99\_16. .
- NASERI, A., MESBAHI, A. "A review on photoneutrons characteristics in radiation therapy with high-energy photon beams.", **Reports of practical oncology and radiotherapy : journal of Greatpoland Cancer Center in Poznan and Polish Society of Radiation Oncology**, v. 15, n. 5, p. 138–44, set. 2010. DOI: 10.1016/j.rpor.2010.08.003. .
- NCRP. **Structural Shielding Design and Evaluation for Medical use of X Rays and Gamma Rays of Energies up to 10 MeV.** , National Council on Radiation Protection and Measurements Report 49. Bethesda, [s.n.], 1998.
- NCRP. **Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities.** , National Council on Radiation Protection and Measurements Report 151. Bethesda, [s.n.], 2005.
- PARKER, W., PATROCINIO, H., "Clinical Treatment Planning in External Photon Beam Radiotherapy". **Radiation Oncology Physics: a Handbook for Teachers and Students**, Vienna, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2005. p. 657.
- PELOWITZ, D. B. **MCNPX User's Manual version 2.7.0.** . Los Alamos, Radiation Safety Information Computational Center. , 2011
- PODGORSAK, E. B., "Basic Radiation Physics". In: PODGORSAK, E B (Org.), **Radiation Oncology Physics: a Handbook for Teachers and Students**, Vienna, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2005. p. 657.
- RADIOLOGY SUPPORT DEVICES. **The Alderson Radiation Therapy Phantom**. 2021. Disponível em: <https://www.rsdphantoms.com/product/the-alderson-radiation-therapy-phantom/>. Acesso em: 15 abr. 2021.



- REBELLO, W. F., ROQUE, H. S., SANDRINI, E. S., *et al.* "Comparison, Using Monte Carlo, of the Influence of Dose Due to Neutrons at the Patient Considering the Use of Lead or Steel Shielding on the Inner Walls of Radiotherapy Rooms". 2012. **Anais [...]** [S.l: s.n.], 2012.
- REBELLO, W. F., SILVA, A. X., FACURE, A. "Multileaf shielding design against neutrons produced by medical linear accelerators", **Radiation Protection Dosimetry**, v. 128, n. 2, p. 227–233, 2008. DOI: 10.1093/rpd/ncm312. .
- REZENDE, G. F. da S., DA ROSA, L. A. R., FACURE, A. "Production of neutrons in laminated barriers of radiotherapy rooms: comparison between the analytical methodology and Monte Carlo simulations", **Journal of applied clinical medical physics**, v. 15, n. 6, p. 5035, 2014. DOI: 10.1120/jacmp.v15i6.5035. .
- RIJKEN, J., BHAT, M., CROWE, S., *et al.* "Conservatism in linear accelerator bunker shielding", **Australasian Physical and Engineering Sciences in Medicine**, v. 42, n. 3, p. 781–787, 2019. DOI: 10.1007/s13246-019-00782-1. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s13246-019-00782-1>.
- SHER, R., HALPERN, J., MANN, A. K. "Photoneutron Thresholds", **Physical Review**, v. 84, n. 3, p. 387–394, 1 nov. 1951. DOI: 10.1103/PhysRev.84.387. Disponível em: <https://link.aps.org/doi/10.1103/PhysRev.84.387>.
- SSJ GENERAL SURGERY. **Cancer**. 2021. Disponível em: <https://www.mssurgery.com/cancer/>. Acesso em: 9 dez. 2021.
- TAUHATA, L., SALATI, I., DI, R., *et al.* **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. 10. ed. Rio de Janeiro, Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2014.
- THALHOFER, J. L. **Cálculo de Doses em Órgãos Sadios no Tratamento Radioterápico para Próstata, Utilizando Modelagem Computacional e Fantoma em Voxel**. 2011. 83 f. Instituto Militar de Engenharia, 2011.
- THALHOFER, J. L. **Modelagem computacional para avaliação de doses de radiação em órgãos sadios de pacientes submetidos ao tratamento de câncer de pulmão**. 2016. 109 f. COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2016.
- THALHOFER, J. L., REBELLO, W. F., CORREA, S. A., *et al.* "Calculation of Dose in Healthy Organs, during Radiotherapy 4-Field Box 3D Conformal for Prostate Cancer, Simulation of the Linac 2300, Radiotherapy Room and MAX Phantom", **International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology**, v. 02, n. 02, p. 61–68, 2013. DOI: 10.4236/ijmpcero.2013.22009. .

THE CANCER COUNCIL NSW. **Managing side effects of prostate cancer**. 2021a. Disponível em: <https://www.cancercouncil.com.au/prostate-cancer/managing-side-effects/>. Acesso em: 19 mar. 2021.

THE CANCER COUNCIL NSW. **What is cancer?** 2021b. Disponível em: <https://www.cancercouncil.com.au/cancer-information/understanding-cancer/what-is-cancer/>. Acesso em: 16 mar. 2021.

VARIAN MEDICAL SYSTEMS. **Acelerador linear de partículas para radioterapia com feixe de elétrons Trilogy®**. 2021. Medical Expo. Disponível em: <https://www.medicaexpo.com/pt/prod/varian-oncology/product-70440-424098.html>. Acesso em: 22 out. 2021.

VARIAN MEDICAL SYSTEMS. **EDGE Radiosurgery**. . Palo Alto, Varian Medical Systems. Disponível em: [https://www.varian.com/sites/default/files/resource\\_attachments/Edge\\_Brochure%0Ae\\_RAD10273B.pdf](https://www.varian.com/sites/default/files/resource_attachments/Edge_Brochure%0Ae_RAD10273B.pdf). , 2013

X5\_MONTE\_CARLO\_TEAM. **MCNP - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5 - Overview**. [S.l.], Radiation Safety Information Computational Center - RSICC, 2003a. v. I.

X5\_MONTE\_CARLO\_TEAM. **MCNP - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5 - User's Manual**. [S.l.: s.n.], 2003b. v. II.

ZAMBONI, C. B. **Fundamentos da Física de Nêutrons**. 1ª Edição ed. [S.l.], Livraria da Física, 2007.