

**MINISTÉRIO DA DEFESA
EXÉRCITO BRASILEIRO
DEPARTAMENTO DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA
INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA
CURSO DE MESTRADO EM ENGENHARIA NUCLEAR**

Cap KELMO LINS BRAGA

**ESTUDO, UTILIZANDO O CÓDIGO MCNPX, DA RADIAÇÃO
ESPALHADA E PRODUZIDA PELAS PAREDES DE SALAS
DE RADIOTERAPIA E SEUS EFEITOS SOBRE DOSES
EQUIVALENTES, DOSES EFETIVAS E FATORES DE RISCO
PARA CARCINOGENESE RADIOINDUZIDA NOS
PACIENTES**

Rio de Janeiro

2016

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

Cap KELMO LINS BRAGA

**ESTUDO, UTILIZANDO O CÓDIGO MCNPX, DA RADIAÇÃO
ESPALHADA E PRODUZIDA PELAS PAREDES DE SALAS DE
RADIOTERAPIA E SEUS EFEITOS SOBRE DOSES EQUIVALENTES,
DOSES EFETIVAS E FATORES DE RISCO PARA CARCINOGENESE
RADIOINDUZIDA NOS PACIENTES**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Engenharia Nuclear do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências em Engenharia Nuclear.

Orientadores: Prof. Edson Ramos de Andrade - D.Sc.
Prof. Wilson Freitas Rebello da Silva Junior - D.Sc.
Prof. Sérgio Gavazza - Ph.D.

Rio de Janeiro

2016

c2016

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

Praça General Tibúrcio, 80 – Praia Vermelha

Rio de Janeiro - RJ CEP: 22290-270

Este exemplar é de propriedade do Instituto Militar de Engenharia, que poderá incluí-lo em base de dados, armazenar em computador, microfilmар ou adotar qualquer forma de arquivamento.

É permitida a menção, reprodução parcial ou integral e a transmissão entre bibliotecas deste trabalho, sem modificação de seu texto, em qualquer meio que esteja ou venha a ser fixado, para pesquisa acadêmica, comentários e citações, desde que sem finalidade comercial e que seja feita a referência bibliográfica completa.

Os conceitos expressos neste trabalho são de responsabilidade do(s) autor(es) e do(s) orientador(es).

539.77 Braga, Kelmo Lins

B813e Estudo, utilizando o código MCNPX, da radiação espalhada e produzida pelas paredes de salas de radioterapia e seus efeitos sobre doses equivalentes, doses efetivas e fatores de risco para carcinogênese radioinduzida nos pacientes / Kelmo Lins Braga; orientado por Edson Ramos de Andrade, Wilson Freitas Rebello da Silva Júnior, Sérgio Gavazza – Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia, 2016.

101p.: il.

Dissertação (Mestrado) – Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, 2016.

1. Curso de Engenharia Nuclear – teses e dissertações. 2. Blindagem. 3. Concreto. 4. Radioterapia. 5. MCNPX. I. Andrade, Edson Ramos de. II. Silva Júnior, Wilson Freitas Rabello da. III. Gavazza, Sérgio. IV. Título. V. Instituto Militar de Engenharia.

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

Cap KELMO LINS BRAGA

**ESTUDO, UTILIZANDO O CÓDIGO MCNPX, DA RADIAÇÃO
ESPALHADA E PRODUZIDA PELAS PAREDES DE SALAS DE
RADIOTERAPIA E SEUS EFEITOS SOBRE DOSES EQUIVALENTES,
DOSES EFETIVAS E FATORES DE RISCO PARA CARCINOGENESE
RADIOINDUZIDA NOS PACIENTES**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Engenharia Nuclear do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências em Engenharia Nuclear.

Orientadores: Prof. Edson Ramos de Andrade - D.Sc.

Prof. Wilson Freitas Rebello da Silva Junior - D.Sc.

Prof. Sérgio Gavazza - Ph.D.

Aprovada em 07 de janeiro de 2016 pela seguinte Banca Examinadora:

Prof. Edson Ramos de Andrade - D.Sc. do CTEEx - Presidente

Prof. Wilson Freitas Rebello da Silva Junior - D.Sc. da UERJ

Prof. Sérgio Gavazza - Ph.D. do IME

Prof. Gladson Silva Fontes - D.Sc. do IME

Prof. Ademir Xavier da Silva - D.Sc. da COPPE / UFRJ

Rio de Janeiro
2016

A Deus, Senhor de todas as coisas.

À minha família e nossos familiares, alicerces da minha vida.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus, por estar sempre à frente me conduzindo e me capacitando, ainda que eu teime em não confiar suficientemente.

Aos meus pais, pela forma que me educaram e pelas palavras de incentivo a cada novo passo que tive que dar em minha vida.

À minha esposa, pelo apoio, companheirismo e compreensão em todos os meus momentos, inclusive de impaciência.

Aos meus filhos e afilhados, aos quais Deus me confiou ser sempre exemplo de virtudes.

Aos meus familiares que sempre torcem por mim e pelas minhas conquistas.

De forma especial, aos meus orientadores, Cap Edson Ramos de Andrade, TC R/1 Wilson Freitas Rebello da Silva Junior Cel R/1 Sérgio Gavazza, meus sinceros agradecimentos pela orientação objetiva e segura e pela forma compreensiva e serena com as quais me conduziram na execução deste trabalho, sempre me confiando liberdade para trabalhar.

Ao professor Ademir Xavier da Silva, pela colaboração e apoio na utilização, em parceria, dos programas MCNPX, Moritz e Vised, sob sua licença de uso.

À professora Samanda Cristine Arruda Correa, pelas dicas simples, mas essenciais para o andamento do trabalho.

Ao professor Domingos, pelos momentos de conversa (aula) e orientação.

A todos os professores da SE/7 e do Instituto de Engenharia Nuclear que me transmitiram os conhecimentos necessários para iniciar este trabalho.

Aos funcionários e auxiliares da SE/7 que, nos bastidores, viabilizavam todas as nossas obrigações administrativas.

Aos amigos Renato, Marcos e Jardel, por todas as orientações e amizade.

Aos amigos e colegas, Gaspar, Raphael, Guilherme, Marcelo, Valdir, Felipe, Maura, Gabriel, Werner e Camila, pelos momentos juntos vividos compartilhando as dificuldades do primeiro ano de curso.

Ao Exército Brasileiro, por me proporcionar oportunidades ímpares para minha formação e aperfeiçoamento.

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

“Espera no Senhor”.

BÍBLIA SAGRADA - SALMO 26 (27),14

SUMÁRIO

| | | |
|---------------------------|---|-----------|
| LISTA DE ILUSTRAÇÕES..... | 9 | |
| LISTA DE TABELAS..... | 11 | |
| LISTA DE SIGLAS..... | 12 | |
| 1 | INTRODUÇÃO..... | 15 |
| 1.1 | Revisão Bibliográfica..... | 17 |
| 1.2 | Objetivo..... | 24 |
| 2 | FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA..... | 25 |
| 2.1 | Radioterapia..... | 25 |
| 2.2 | Aceleradores Lineares..... | 27 |
| 2.3 | Interação da Radiação Eletromagnética com a Matéria..... | 30 |
| 2.3.1 | Efeito Fotoelétrico..... | 31 |
| 2.3.2 | Efeito Compton..... | 32 |
| 2.3.3 | Formação de Pares..... | 33 |
| 2.3.4 | Produção de Fotonêutrons..... | 33 |
| 2.4 | Interação do Nêutron com a Matéria..... | 34 |
| 2.4.1 | Espalhamento..... | 35 |
| 2.4.1.1 | Espalhamento Elástico (n,n)..... | 36 |
| 2.4.1.2 | Espalhamento Inelástico (n, n'), (n, n', γ)..... | 36 |
| 2.4.2 | Absorção..... | 36 |
| 2.4.2.1 | Fissão Nuclear..... | 37 |
| 2.4.2.2 | Captura Radioativa (n, p), (n, 2n), (n, γ) ou (n, α)..... | 37 |
| 2.5 | Câncer..... | 38 |
| 2.5.1 | Câncer de Próstata..... | 39 |
| 2.6 | Grandezas Dosimétricas..... | 41 |
| 2.6.1 | Dose Absorvida (D_T)..... | 41 |
| 2.6.2 | Dose Equivalente (H_T)..... | 42 |
| 2.6.3 | Dose Efetiva (E)..... | 44 |
| 2.7 | Monte Carlo..... | 45 |

| | | |
|----------|---|-----------|
| 2.7.1 | Método..... | 45 |
| 2.7.2 | Código de Transporte de Radiação - MCNP..... | 45 |
| 2.7.2.1 | Entrada de Dados do Código MCNP..... | 46 |
| 2.7.2.2 | Saída de Dados..... | 50 |
| 2.7.2.3 | Erro Relativo no MCNP..... | 51 |
| 2.8 | Fantoma..... | 52 |
| 2.8.1 | Fantomas em Voxel..... | 53 |
| 2.9 | BEIR VII..... | 56 |
| 2.9.1 | Cálculo do Risco Atribuível ao Tempo de Vida (LAR)..... | 57 |
| 2.9.2 | Estimativas de ERR e EAR..... | 58 |
| 2.9.3 | Combinação dos Modelos ERR e EAR..... | 60 |
| 2.10 | Princípios de Cálculo de Blindagem..... | 61 |
| 2.10.1 | Barreira Primária..... | 62 |
| 2.10.2 | Barreira Secundária..... | 65 |
| 2.10.3 | Porta..... | 68 |
| 3 | METODOLOGIA..... | 69 |
| 3.1 | Doses Equivalentes e Dose Efetiva..... | 69 |
| 3.2 | Fatores de Risco..... | 74 |
| 4 | RESULTADOS..... | 76 |
| 4.1 | Dose Equivalente..... | 76 |
| 4.2 | Dose Efetiva..... | 84 |
| 4.3 | Fatores de Risco..... | 87 |
| 5 | CONCLUSÕES..... | 94 |
| 5.1 | Contribuição da Blindagem na Dose Equivalente..... | 94 |
| 5.2 | Contribuição da Blindagem na Dose Efetiva..... | 95 |
| 5.3 | Contribuição da Blindagem no Fator de Risco..... | 95 |
| 5.4 | Conclusões Finais e Perspectivas..... | 95 |
| 6 | REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... | 97 |

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

| | | |
|-----------|--|-----|
| FIG. 2.1 | Radiografia de paciente em tratamento da próstata com braquiterapia.... | 25 |
| FIG. 2.2 | Acelerador Linear com paciente posicionado para radioterapia..... | 26 |
| FIG. 2.3 | Acelerador Linear Varian 2100 C/D rotacionado e paciente..... | 28 |
| FIG. 2.4 | Principais componentes internos do LINAC..... | 28 |
| FIG. 2.5 | Visualização do MLC..... | 30 |
| FIG. 2.6 | Dependência da energia e do número atômico do material nos processos de interação da radiação eletromagnética com a matéria..... | 31 |
| FIG. 2.7 | Representação do efeito fotoelétrico..... | 32 |
| FIG. 2.8 | Representação do efeito Compton..... | 32 |
| FIG. 2.9 | Representação da formação de pares..... | 33 |
| FIG. 2.10 | Formação do câncer..... | 38 |
| FIG. 2.11 | Formação do tumor maligno..... | 39 |
| FIG. 2.12 | Sistemas urinário e reprodutor masculinos..... | 40 |
| FIG. 2.13 | Fatores de peso da radiação para nêutrons em função da energia..... | 43 |
| FIG. 2.14 | Estrutura comum a todos os arquivos de entrada..... | 47 |
| FIG. 2.15 | Fantomas <i>Alderson Rando</i> masculino e feminino..... | 52 |
| FIG. 2.16 | Corte longitudinal dos fantasmas matemáticos MIRD..... | 53 |
| FIG. 2.17 | Transformação da matriz de pixels em estrutura de voxels..... | 54 |
| FIG. 2.18 | Processo de segmentação..... | 54 |
| FIG. 2.19 | Representação dos fantasmas em voxels MAX e parte do FAXth..... | 55 |
| FIG. 2.20 | Largura da barreira primária..... | 65 |
| FIG. 2.21 | Distâncias consideradas para as barreiras secundárias..... | |
| FIG. 3.1 | Cortes do cabeçote do acelerador linear modelado..... | 69 |
| FIG. 3.2 | Vista em planta da sala de radioterapia modelada..... | 70 |
| FIG. 3.3 | Vista em corte da sala de radioterapia modelada..... | 71 |
| FIG. 3.4 | Vista dos quatro ângulos do <i>gantry</i> | 71 |
| FIG. 3.5 | Representação do posicionamento da próstata no isocentro..... | 72 |
| FIG. 3.6 | Fantoma MAX-05 utilizado na dissertação..... | 73Y |
| FIG. 4.1 | Dose equivalente devido a fótons e contribuição da blindagem..... | 78 |
| FIG. 4.2 | Dose equivalente devido a nêutrons e contribuição da blindagem..... | 81 |

| | | |
|----------|--|----|
| FIG. 4.3 | Comparação da dose equivalente total e contribuição da blindagem devido a fótons e nêutrons..... | 84 |
| FIG. 4.4 | Contribuição da blindagem de concreto para a dose efetiva no paciente. | 87 |
| FIG. 4.5 | Riscos de incidência de câncer secundário em alguns órgãos..... | 91 |
| FIG. 4.6 | Comparação dos riscos calculados com a linha base de incidência para o Brasil..... | 92 |

LISTA DE TABELAS

| | | |
|-----------|---|----|
| TAB. 2.1 | Produção de fotonêutrons..... | 34 |
| TAB. 2.2 | Grupos de energia dos nêutrons..... | 35 |
| TAB. 2.3 | Fatores de peso da radiação (w_R)..... | 43 |
| TAB. 2.4 | Fatores de peso dos órgãos e tecidos..... | 44 |
| TAB. 2.5 | Seleção do tipo de radiação a ser simulado..... | 48 |
| TAB. 2.6 | Tipos de pedidos (<i>tallies</i>) disponíveis no MCNP..... | 49 |
| TAB. 2.7 | Valores utilizados no comando DE/DF..... | 50 |
| TAB. 2.8 | Recomendações para interpretação do erro relativo..... | 51 |
| TAB. 2.9 | Valores dos parâmetros usados no modelo de risco ERR..... | 59 |
| TAB. 2.10 | Valores dos parâmetros usados no modelo de risco EAR..... | 60 |
| TAB. 2.11 | Risco atribuível ao tempo de vida (LAR) de incidência de câncer..... | 61 |
| TAB. 2.12 | Valores para o fator de uso segundo NCRP 151..... | 63 |
| TAB. 2.13 | Valores de fator de ocupação sugeridos pela NCRP 151..... | 63 |
| TAB. 2.14 | Camadas deci-redutoras para concreto, aço e chumbo..... | 64 |
| TAB. 2.15 | Fração de espalhamento (a) para campo de 400 cm ² | 67 |
| TAB. 2.16 | Camada deci-redutora de concreto para radiação de fuga..... | 67 |
| TAB. 2.17 | Camada deci-redutora de concreto para radiação espalhada..... | 67 |
| YTAB. 3.1 | Aberturas de campo do feixe útil por ângulo de inclinação do <i>gantry</i> . 72Y | |
| TAB. 4.1 | Comparação dos valores calculados com os dados de THALHOFER (2011) recalculados, para dose devido a fótons..... | 77 |
| TAB. 4.2 | Comparação dos valores calculados com os dados de THALHOFER (2011) recalculados, para dose devido a nêutrons..... | 80 |
| TAB. 4.3 | Comparação das contribuições calculadas para contribuição total..... | 82 |
| TAB. 4.4 | Percentuais de contribuição da blindagem..... | 83 |
| TAB. 4.5 | Cálculo da dose efetiva..... | 85 |
| TAB. 4.6 | Comparação da dose efetiva calculada com dados da literatura..... | 86 |
| TAB. 4.7 | Comparação das contribuições da blindagem para a dose efetiva..... | 86 |
| TAB. 4.8 | Risco Atribuível ao Tempo de Vida - LAR para incidência de câncer..... | 88 |
| TAB. 4.9 | Percentuais de contribuição para os riscos por idade de exposição..... | 90 |
| TAB. 4.10 | Comparação dos riscos calculados com dados descritos na literatura..... | 93 |

LISTA DE SIGLAS

| | |
|-------|---|
| ALARA | <i>As Low As Reasonably Achievable</i> |
| BEIR | <i>Biologic Effect of Ionizing Radiation</i> |
| CNEN | Comissão Nacional de Energia Nuclear |
| DDREF | <i>Dose and Dose Rate Effectiveness Factor</i> |
| EAR | Excesso de Risco Absoluto |
| ERR | Excesso de Risco Relativo |
| FAXth | <i>Female Adult voXel head + trunk</i> |
| HVL | Camada Semi-redutora |
| ICRP | <i>International Commission on Radiation Protection</i> |
| ICRU | <i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i> |
| IMRT | Radioterapia com Intensidade Modulada |
| INCA | Instituto Nacional do Câncer |
| LANL | <i>Los Alamos National Laboratory</i> |
| LAR | Risco Atribuível ao Tempo de Vida |
| LET | Transferência Linear de Energia |
| LINAC | <i>Linear Accelerator</i> |
| LNT | <i>Linear No-Threshold</i> |
| MAX | <i>Male Adult voXel</i> |
| MCNPX | <i>Monte Carlo N-Particle eXtended</i> |
| MIRD | Comitê Internacional de Radiação Médica |
| MLC | Colimadores Multifolhas |
| NCRP | <i>National Council on Radiation Protection and Measurements</i> |
| SBU | Sociedade Brasileira de Urologia |
| TLD | Dosímetros termoluminescentes |
| TVL | Camada Deci-redutora |

RESUMO

Dentro de uma sala de radioterapia, além do feixe primário, há também radiação secundária devido à fuga no cabeçote do acelerador e ao espalhamento provocado por objetos da sala, pelo corpo do paciente e pela própria blindagem da sala, que é dimensionada para a proteção de indivíduos externos, e cuja metodologia de cálculo desconsidera seus efeitos sobre o paciente.

O objetivo deste trabalho é estudar a contribuição da blindagem de concreto de uma sala de radioterapia no paciente, analisando diretamente os efeitos da radiação, espalhada e produzida por ela, nas doses equivalentes sobre os órgãos / tecidos, efetiva no indivíduo e nos fatores de risco de desenvolvimento de câncer secundário. Para tal, foram utilizados: (a) o código MCNPX com o objetivo de modelar o acelerador linear Varian 2100 C/D operando a 18 MV, com fantoma MAX representando um paciente submetido ao tratamento de câncer de próstata seguindo protocolo do INCA para aplicação da radiação em quatro campos (0°, 90°, 180° e 270°), e (b) a metodologia para cálculo de risco disponibilizada pelo relatório BEIR VII.

Primeiramente o tratamento foi modelado dentro de uma sala de radioterapia padrão, calculando-se as doses equivalentes nos órgãos / tecidos, a dose efetiva no paciente e os fatores de risco. Após isso, o tratamento foi modelado retirando-se as paredes, piso e teto, sendo novamente calculados as doses equivalentes e efetiva e os fatores de risco. A diferença dos valores obtidos possibilitou avaliar os efeitos decorrentes da blindagem de concreto sobre o paciente.

Comparando-se os resultados da simulação, verificou-se que a existência da blindagem de concreto pode ter uma contribuição média na ordem de 20% na dose equivalente depositada nos órgãos, de 4,65% na dose efetiva no indivíduo e de 26,81% no risco do paciente desenvolver um câncer secundário radioinduzido.

ABSTRACT

Within a radiotherapy room, in addition to the primary beam, there is also secondary radiation due to the leakage of the accelerator head and the radiation scattering from room objects, patient and even the room's shielding itself, which is projected to protect external individuals disregarding its effects on the patient.

This work aims to study the effect of concrete shielding wall over the patient, taking into account its contribution on equivalent doses, effective dose in the individual and on secondary cancer development risk factors. To this end, were used: (a) the MCNPX code in order to model the linear accelerator Varian 2100 C/D operating at 18 MV, with MAX phantom representing the patient undergoing radiotherapy treatment for prostate cancer following Brazilian Institute of Cancer four-fields radiation application protocol (0° , 90° , 180° and 270°), and (b) the methodology for risk calculations provided by BEIR VII report.

Firstly, the treatment was patterned within a standard radiotherapy room, calculating the equivalent doses on organs / tissues, the effective dose to the patient and the risk factors. In a second step, this treatment was modeled withdrawing the walls, floor and ceiling from the radiotherapy room, and then, equivalent dose, effective dose and risk factors calculated again. The difference of obtained values allowed us to evaluate the effects of concrete shielding on the patient.

Comparing these results, it was found that the concrete has an average contribution on shielding of around 20% in the equivalent dose deposited in the organs, 4.65% in the individual effective dose and 26.81% in the patient's risk of developing a secondary radiation induced cancer.

1 INTRODUÇÃO

A proteção contra os efeitos biológicos das radiações ionizantes é uma preocupação constante desde que foram percebidos seus efeitos sobre sistemas biológicos, incluindo-se nas observações o ser humano. Tal preocupação tem grande relevância e aumentado interesse quando se trata de aplicações avançadas da tecnologia como a radioterapia. Os cuidados são ainda mais significativos quando se utilizam, nesses casos, faixas de energia que se elevam em relação aos raios-X utilizados em radiodiagnósticos por um fator 10^2 .

Além dos resultados desejáveis quando do uso dos raios-X, há potenciais efeitos secundários indesejáveis. Estes são função da dose de radiação considerando-se, dentre outros fatores, a idade, o sexo (gênero) e a predisposição genética do paciente. Considera-se que a dose de radiação é a única variável que pode ser efetivamente controlada. Desta forma, qualquer iniciativa que a reduza, mantendo-se a mesma relação de qualidade e custo-benefício favorável ao paciente é de altíssima importância e representa um avanço considerável em radioproteção e controle ambiental.

Ao longo dos anos, tem-se desenvolvido tanto técnicas como materiais específicos e suas combinações de forma a reduzir as doses externas de feixes de radiação X. São estudos dirigidos ao cálculo de blindagem das radiações e proteção dos indivíduos ocupacionalmente expostos, além do público em geral.

Requisitos mínimos de blindagem foram estabelecidos por organismos internacionais por meio de publicações como as *NCRP-147 (National Council on Radiation Protection and Measurements Report N° 147)*, intitulada *Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities* e *NCRP-151 - [Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities](#)*. A NCRP-147, publicada em 2004, é específica para raios X de diagnóstico e a NCRP-151, de 2005, específica para raios X de terapia.

Dentro das salas de radioterapia, além do feixe primário, há radiação secundária devido à fuga no cabeçote do acelerador e ao espalhamento provocado por objetos da sala, pelo corpo do paciente e até pela própria blindagem (paredes, piso e teto) da fonte. O problema central é que essa blindagem é dimensionada para a proteção

dos indivíduos fora da sala de radioterapia, desconsiderando-se, em primeira aproximação, seus efeitos sobre o paciente.

Desses fatos, surgem os seguintes questionamentos: (a) qual a probabilidade - consequentemente, o risco - do paciente em tratamento desenvolver morbidades como subproduto do tratamento, ou seja, um câncer secundário? E (b) qual a contribuição da blindagem para o cálculo desse risco?

As equações BEIR VII (*Biological Effects of Ionizing Radiation*) - mais recente das publicações da *National Academy of Sciences*, que analisa os riscos à saúde na exposição a baixos níveis de radiação ionizante, ou seja, níveis definidos pela faixa de quase zero até 0,1Sv de dose devido à radiação de baixa transferência de energia linear como raios-X e gama - permitem calcular coeficientes que indicam tais riscos. E o modelo conceitual permite levantar os efeitos da blindagem.

Pelo princípio ALARA, *As Low As Reasonably Achievable*, reduzir as doses sobre os pacientes deve ser sempre o objetivo das práticas de segurança. Nesse sentido, estudar e conhecer as contribuições de materiais circundantes à fonte sobre a dose torna-se de fundamental importância, pois pode proporcionar o desenvolvimento e emprego de materiais mais adequados, que reduzam riscos sobre os pacientes com relação ao desenvolvimento de morbidades secundárias.

A modelagem computacional utilizando o código de transporte de radiação MCNPX (*Monte Carlo N-Particle eXtended* que utiliza o Método de Monte Carlo MMC), além de validar a metodologia de cálculo de blindagem prevista na NCRP, permite simular o transporte da radiação e calcular doses em qualquer ponto de interesse, sem que haja qualquer tipo de exposição real de indivíduo às radiações ionizantes. As doses calculadas são úteis para a determinação de fatores de risco.

Sendo assim, uma análise da contribuição da blindagem e dos fatores de risco associados a uma sala de radioterapia a partir de informações de doses geradas por simulação computacional, configura-se uma ferramenta prática e de grande importância para adicionar segurança ao procedimento.

1.1 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Doses de radiação ionizante, durante a radioterapia, em órgãos que não são alvos do tratamento têm sido cada vez mais objeto de atenção por parte dos pesquisadores. Com o aumento de sobrevivência dos pacientes proporcionado pela radioterapia, aumentam-se, também, os riscos de neoplasias secundárias, que precisam ser reduzidos tanto quanto possível. Para isso, utilizando fantomas antropomórficos físicos e digitais (dada a impossibilidade da realização de medidas dosimétricas *in vivo*) diversos autores tem publicado trabalhos estimando doses equivalentes totais em diferentes órgãos sadios para vários tratamentos radioterápicos, como o de câncer de próstata.

VANHAVERE e colaboradores (2004) determinaram experimentalmente as doses equivalentes devido a fótons e nêutrons em órgãos fora do volume alvo, simulando um tratamento de câncer de próstata. Utilizaram o protocolo adotado pelo Hospital Universitário de Leuven – Bélgica, utilizando feixes de fótons provenientes do Acelerador Linear Varian 2100 C/D, operando a 18 MV. Detectores de bolha e dosímetros termoluminescentes colocados em cavidades do simulador físico-antropomórfico *Alderson Rando phantom* e do fantoma sólido de polimetilmetacrilato (PMMA- Polimetil-meta-acrilato, comercializado como plexiglass) com formato de um paralelepípedo. Dos órgãos analisados, as gônadas foram os órgãos que receberam a maior dose devido a fótons. Considerando-se doses devido a nêutrons, a região da tireóide seria a mais afetada segundo o estudo.

KRY e colaboradores (2005) realizaram medições experimentais independentes de fótons e nêutrons para determinação das doses equivalentes em órgãos fora do volume alvo, para tratamentos radioterápicos de câncer de próstata convencionais e com uso de intensidade modulada (IMRT). A dosimetria foi realizada utilizando o fantoma antropomórfico *Alderson Rando phantom*. Para isso, foram inseridos, no fantoma, dosímetros de termoluminescência TLD-700 para medição de fótons, e folhas de ouro para análise por ativação e medição de nêutrons. Os resultados encontrados, e apresentados em μSv por unidade monitora, mostram que a dose equivalente devido a fótons diminui de forma exponencial em função da distância do isocentro. Já as doses devido a nêutrons foram independentes da distância do campo de tratamento, mas decresceram com o aumento da profundidade do tecido.

HOWELL e colaboradores (2006) realizaram medições experimentais de dose equivalente e efetiva em dois modelos de aceleradores da fabricante Varian equipados com MLC-120, um operando em 6 MV e 18 MV e o outro operando em 15 MV. As medições para dose equivalente devido a fótons foram realizadas em fantoma para todas as energias de feixe e as devido a nêutrons apenas para as energias de 15 MV e 18 MV. As medidas foram feitas a partir da simulação do tratamento de próstata utilizando a técnica convencional e o IMRT. Verificou-se que, apesar do aumento de dose em muitos órgãos devido a fótons, a dose efetiva sobre o paciente diminuiu com o emprego do IMRT em comparação com a radioterapia convencional. No entanto, a parcela de dose equivalente devido aos nêutrons, sofreu um aumento em todos os órgãos analisados.

ZUBAL e colaboradores (1994) realizaram a segmentação de imagens de ressonância magnética e tomografia computadorizada de um ser humano da cabeça até a metade dos membros inferiores, e com essas informações construíram um dos mais conhecidos fantasmas em voxel, o fantoma Zubal.

KRAMER e colaboradores (2003) desenvolveram o fantoma em voxel MAX (*Male Adult voXel*) que possui as especificações anatômicas do homem adulto de referência da ICRP 89 (ICRP, 2003). Para a construção do MAX, Kramer e colaboradores utilizaram dados publicados por Zubal.

BEDNARZ e colaboradores (2009) simularam três diferentes protocolos de tratamento para câncer de próstata utilizando o Acelerador Linear Varian 2100 C/D, operando a 6 MV com IMRT e a 18 MV para a técnica convencional, o código MCNPX e um fantoma computacional masculino desenvolvido pelos mesmos. Foram calculadas e comparadas as doses devido a fótons e nêutrons para vários protocolos de tratamento. Os resultados mostraram que, na maioria dos órgãos, a contribuição da dose devido a nêutrons para a dose equivalente total nos tratamentos convencionais era menor do que a contribuição devido a fótons, exceto para o pulmão, esôfago, tireóide e cérebro. Foi a primeira vez que dados de dose de órgãos para um paciente adulto do sexo masculino de anatomia de referência ICRP foram calculados e documentados.

THALHOFER (2011), a partir de uma simulação computacional, calculou doses equivalentes e efetivas, devido a fótons e nêutrons, em órgãos sadios de um paciente submetido ao tratamento de radioterapia para câncer de próstata. Foram

utilizados o código de transporte de radiação MCNPX para modelagem da sala de radioterapia e do cabeçote do acelerador linear Varian 2100 C/D, o fantoma masculino em voxel MAX para simular o paciente, e o protocolo de tratamento do Instituto Nacional do Câncer, que considera um feixe de 18 MV de energia incidindo em quatro ângulos de inclinação do *gantry* (0°, 90°, 180° e 270°). Os resultados obtidos mostram que, comparado a fótons, a contribuição dos nêutrons no aparecimento de cânceres secundários é mais relevante nos órgãos mais afastados do volume alvo, principalmente no cérebro e na tireóide. Já os órgãos próximos ao tumor, são afetados predominantemente pela dose devido a fótons. Pela primeira vez um tratamento de câncer de próstata foi simulado considerando o cabeçote do acelerador, o fantoma, a sala de radioterapia, a rotação do gantry e a abertura dos campos conforme o protocolo de tratamento.

O risco de indução de câncer secundário em órgãos sadios de pacientes, fora do volume de tratamento, é objeto de estudo de muitos autores (FOLLOWILL *et al* 1997, BRENNER *et al* 2000, HALL e WUU 2003, SUIT *et al* 2007, XU *et al* 2008, TUBIANA 2009, BEDNARZ *et al*, 2009). Estimativas de doses em outros órgãos podem ser utilizadas para se definir o protocolo de tratamento que deposite menor dose nos órgãos fora do volume tratado (BEDNARZ *et al*, 2009). Estas informações são úteis para determinação de dose em estruturas críticas e na avaliação do risco associado de carcinogênese (KRY *et al*, 2005). Entretanto, há controvérsias quanto aos efeitos das radiações ionizantes em doses baixas (FERREIRA, 2012).

FERREIRA (2012) destacou as controvérsias entre as academias americana e francesa quanto aos efeitos das radiações ionizantes em baixas doses. A academia americana aceita o modelo *Linear No Threshold* (LNT), segundo o qual o aumento da frequência de incidência de câncer radioinduzido ocorre de forma linear, sem limiar de dose, mesmo para doses baixas. Já para a academia francesa, vários dados da radiobiologia mostram que as células reagem à radiação desenvolvendo mecanismos biológicos de reparos ou de eliminação das células danificadas. A primeira linha de defesa é um sistema de enzimas que neutralizam muitos dos radicais livres formados pela radiação. Quando essa linha é ultrapassada os danos causados podem, ainda assim, ser reparados ou, em último caso, levar à morte da célula por apoptose ou durante a mitose. Além disso, estudos epidemiológicos

conduzidos em locais de alto nível de radiação natural não mostraram nenhum aumento na incidência de câncer na população desses locais (FERREIRA, 2012).

Entende-se que o modelo da academia americana é mais conservativo e que se há alguma falha de interpretação dos dados disponíveis, esta é a favor da segurança. Portanto, assim como diversos outros autores, este trabalho também se baseia no modelo de risco linear sem limite BEIR VII.

A *National Academy of Science* (BEIR VII, 2006) desenvolveu as mais atualizadas e completas estimativas de risco para câncer e outros efeitos na saúde decorrentes da exposição à radiação ionizante de baixa dose. Inclui estimativas detalhadas de incidência e mortalidade para câncer. Numa ampla revisão dos dados disponíveis, o BEIR VII dá suporte a um modelo de risco linear sem limiar, em que o risco de câncer se dá de maneira linear em doses inferiores, sem um limiar, e doses menores tem potencial de causar ligeiro aumento do risco para os seres humanos.

JARLSKOG e PAGANETTI (2008) estimaram o risco de câncer secundário causado por nêutrons, após tratamento de câncer cerebral usando protonterapia, para órgãos fora do volume de tratamento e em função da idade do paciente. Modelos para órgãos específicos foram aplicados para avaliar o risco de desenvolvimento de cânceres sólidos e leucemia. Nêutrons gerados no cabeçote são os principais contribuintes para o risco induzido e o volume de tratamento influencia no risco. Pacientes jovens estão sujeitos a riscos maiores do que os adultos, devido às diferenças geométricas e à dependência da idade dos modelos de risco BEIR VII. A maioria dos riscos ficou abaixo de 1% no tratamento com uma dose de 70 Gy, exceto para tratamento da mama, tireóide e pulmão para o sexo feminino. O risco de desenvolvimento de câncer secundário causado por nêutrons a partir de protonterapia de lesão cerebral é pequeno, mas não desprezível. Foi ainda constatado que a idade do paciente em tratamento tem papel importante.

FONTENOT e colaboradores (2009) avaliaram o risco de desenvolvimento de câncer secundário na protonterapia em relação à radioterapia de intensidade modulada (IMRT), considerando contribuições de radiações primárias e secundárias para câncer de próstata. Um plano de protonterapia e um de IMRT de 6 MV foram estabelecidos para 3 pacientes com adenocarcinoma de próstata em fase inicial. O risco de câncer secundário foi estimado a partir de doses primárias e secundárias, órgão por órgão, por meio da utilização de modelos de risco BEIR VII. Os riscos para

ambos os planos foi maior nos órgãos abrangidos pelo campo, no entanto, foram consideravelmente mais baixos na protonterapia do que no plano de IMRT para a mesma região e órgãos. Considerando a exposição à radiação primária e secundária, a protonterapia pode reduzir o risco de novo câncer em pacientes de próstata, em comparação com o IMRT.

ATHAR e PAGANETTI (2009) simularam as doses equivalentes absorvidas para vários órgãos distantes do campo de tratamento admitindo tratamentos de protonterapia de lesões cerebrais ou na coluna. Foram usados fantasmas computacionais, em voxel, de corpo inteiro e consideraram-se seis campos de tratamento com diferentes volumes e profundidades. Foi demonstrado que doses equivalentes de nêutron em órgãos específicos são dependentes da idade (estatura). Além disso, como a abertura de campo aumenta, a dose equivalente secundária devido a nêutrons causada pelo cabeçote do acelerador diminui, ao passo que a dose equivalente secundária devido a nêutrons causada pelo próprio paciente aumenta. Foram analisados os riscos de incidência de câncer secundário para vários órgãos em função da idade do paciente e tamanho do campo com base nas equações do BEIR VII. Os riscos para os pacientes masculinos e femininos aumentam à medida que a idade no momento do tratamento diminui.

BEDNARZ e colaboradores (2010) investigaram a significância do risco de desenvolvimento de câncer secundário em órgãos fora do feixe primário de três diferentes protocolos de tratamento para câncer de próstata, em comparação com a linha base de riscos de câncer nesses órgãos. Doses equivalentes nos órgãos obtidas em trabalho anterior por simulações de Monte Carlo foram utilizadas para o cálculo dos riscos atribuíveis ao tempo de vida, por idade, para órgãos, fora do feixe primário, com predileção conhecida para o câncer, seguindo modelos de risco BEIR VII. O tratamento convencional de quatro campos apresentou os menores riscos de câncer secundário.

Diversos autores e grupos de pesquisa estudaram as contribuições de blindagens de diferentes materiais e composições, contudo, em termos de atenuação e transmissão de energia apenas, ou considerando o equivalente de dose ambiente e doses em fantasmas de água.

KASE e colaboradores (2003) realizaram medições da transmissão de radiação de fuga de fótons e nêutrons em um acelerador linear Varian Clinac 2100C operando

a 6 e 18 MeV, em concreto de várias composições. Calcularam pelo método de Monte Carlo o espectro de nêutrons de fuga e sua transmissão através do concreto. Resultados mostraram que características de transmissão de fótons dependem mais do método de fabricação do concreto do que da composição atômica, possivelmente devido a uma distribuição não uniforme do agregado de alta densidade, tipicamente ferro, na matriz do concreto. Erros na transmissão estimada de fótons podem exceder um fator três, dependendo da espessura da barreira, se a atenuação em concreto de alta densidade é simplesmente dimensionada a partir do concreto de densidade normal. Verificou-se que a transmissão de nêutrons através do concreto de alta densidade pode ser estimada mais razoável e conservativamente usando a camada deci-redutora linear do concreto normal, já que a transmissão de nêutrons depende principalmente do teor de hidrogênio do concreto, o que não depende significativamente da densidade do concreto. Erros de fatores dois a mais de dez na transmissão estimada de nêutrons através do concreto de alta densidade podem ser obtidos se a atenuação é dimensionada pela densidade do concreto normal.

FACURE e colaboradores (2007) apresentaram estudo baseado em simulações de Monte Carlo da transmissão de espectros de fótons clínicos de aceleradores de 4, 6 e 10 MV através de alguns tipos de concreto de alta densidade, normalmente utilizados na construção dos *bunkers* de radioterapia. Frutos dos resultados obtidos, espessuras das camadas deci-redutoras (TVL) de radiação primária para estes materiais são apresentadas em uma tabela elaborada pelo grupo. Concluíram que, quando concretos de alta densidade são utilizados na construção de sala de acelerador médico, escalas de densidade de concretos comuns geralmente superestimam os TVL's, levando a uma despesa desnecessária que pode atingir cerca de 10% do preço do acelerador médico, tornando a utilização desse tipo de material de blindagem inacessível. Os dados apresentados servem para os projetistas de blindagem avaliarem custos e vantagens da utilização de concretos de alta densidade em vez de blindagem laminada de ferro ou chumbo.

FROTA e colaboradores (2009) calcularam os coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente, para feixes de fótons produzidos por aceleradores lineares de 4, 6, 10 e 24 MV, após a transmissão através de barreiras primárias de salas de tratamento de radioterapia. Para isso, paredes de concreto de espessura 1, 1,5 e 2,0m foram irradiadas em um campo de abertura do

feixe primário de 30cm x 30cm. Os espectros transmitidos foram calculados para se obter os coeficientes de conversão para feixes encontrados em serviços de radioterapia. Os cálculos foram feitos usando o código de Monte Carlo MCNP-4B. Os resultados indicaram a necessidade de utilização de fator de cerca de 1,20 para obtenção do equivalente de dose ambiente em levantamentos de radiação perto de barreiras primárias utilizando instrumentos calibrados em kerma no ar.

CORDEIRO (2013) calculou os coeficientes de conversão para dose efetiva e o equivalente de dose ambiente em termos de kerma no ar, utilizando espectros de fótons de 6, 10, 15, 18 e 25 MV, provenientes de aceleradores lineares, transmitidos através de barreiras de concreto de duas densidades diferentes. Para isso, foi feito um estudo baseado em simulações de Monte Carlo sobre a transmissão de espectros por paredes de concreto com espessuras variadas irradiadas com campo de abertura do feixe primário de 30cm x 30cm. Resultados mostraram que a espessura da barreira reduz cerca de 65% quando o concreto baritado (alta densidade) é usado em vez do convencional. Energias médias dos espectros do feixe primário e transmitido foram calculadas. Coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente e dose efetiva por kerma no ar foram calculados e comparados usando os fótons dos espectros transmitidos. O código MCNPX e os fantasmas de referência da ICRP 110 (2009) foram utilizados para cálculo das doses absorvidas nos tecidos e órgãos, numa irradiação de feixes planos e paralelos, de corpo inteiro, nas geometrias de irradiação ântero-posterior e pósterio-anterior. Todo o processo foi repetido para o estudo dos coeficientes de conversão considerando a radiação espalhada.

REBELLO e colaboradores (2012) realizaram um trabalho para avaliar as contribuições do aço e do chumbo, como blindagem adicional, nas doses sobre os pacientes em tratamento. O código MCNPX foi utilizado para estimar o efeito do equivalente de dose ambiente devido a nêutrons, $H^*(10)_n$, na posição do paciente. Com o equipamento de radioterapia modelado operando em oito ângulos de *gantry* com 5x5cm² de abertura de campo para MLC e *Jaws*, os resultados mostraram que a utilização de chumbo gera valores de $H^*(10)_n$ maiores do que os gerados com o aço.

SILVA (2014) ampliou os estudos realizados por Rebello e colaboradores (2012) analisando também os campos de abertura para MLC e *Jaws* de 10x10cm²,

20x20cm², 30x30cm² e 40x40cm². Em todos eles, o chumbo também gerou valores de $H^*(10)_n$ maiores do que os gerados com o aço.

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. O código MCNPX foi utilizado para simular o feixe de fótons de 18 MV de um acelerador linear Varian 2100 C/D e um bunker de radioterapia. Concretos disponíveis comercialmente foram utilizados nos cálculos de fotonêutrons para o *bunker* simulado. Doses de nêutrons mais elevadas no fantoma de água foram observadas para baritas e concreto galena, enquanto menos de 1% foi a diferença entre as doses de nêutrons no fantoma para os outros concretos. A fluência de nêutrons nas partes interior e exterior da entrada do labirinto variou até 36%, dependendo da composição atômica do concreto. Concluiu-se que a aplicação de concreto de alta densidade pode causar doses de nêutrons mais elevadas na porta de entrada do labirinto impondo requisitos mais rigorosos para blindagem da porta.

Como é possível observar, não foi encontrado na literatura nenhum trabalho que analisasse os efeitos da blindagem de concreto diretamente nos órgãos do paciente em tratamento radioterápico da maneira como o presente trabalho se propõe.

1.2 OBJETIVO

Visando aumentar o conjunto de informações disponíveis acerca das doses indesejáveis sobre pacientes submetidos a tratamentos de radioterapia, este trabalho, portanto, tem o objetivo de estudar por meio do código *Monte Carlo N-Particle eXtended* (MCNPX), a contribuição da blindagem de concreto de uma sala de radioterapia em um tratamento de câncer de próstata, analisando diretamente os efeitos da radiação, espalhada e produzida por ela, nas doses equivalentes sobre os órgãos / tecidos, efetiva no indivíduo e nos fatores de risco de desenvolvimento de câncer secundário de um paciente representado pelo fantoma MAX.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 RADIOTERAPIA

A radioterapia é uma das formas de tratamento contra o câncer onde a radiação ionizante é direcionada para o sítio do tumor com o objetivo de destruir as células em transformação (cancerígenas) e/ou limitar seu crescimento. Nesse procedimento, a radiação gerada é colimada para a região do tumor de forma que este receba a maior dose possível de energia, procurando-se afetar minimamente os tecidos sadios circunvizinhos, o que exige um planejamento específico para o emprego da radiação no paciente. A radioterapia se divide em duas modalidades de tratamento: a braquiterapia e a teleterapia.

A braquiterapia ou radioterapia de contato utiliza fontes de radiação ionizante inseridas no corpo do paciente, de forma que, pelo contato, doses de radiação sejam ministradas diretamente sobre o tumor, reduzindo significativamente os danos em tecidos sadios próximos ao tecido afetado. Esse tratamento se limita a tumores pequenos de localização acessível com a possibilidade de inserção da fonte radioativa. A FIG. 2.1 mostra sementes - aproximadamente 5 mm de comprimento e 0,5 mm de espessura - do elemento radioativo ^{192}Ir utilizadas no tratamento de câncer de próstata.



FIG. 2.1 - Radiografia de um paciente em tratamento da próstata com braquiterapia utilizando sementes de ^{192}Ir . Fonte: THALHOFER, 2011.

Na braquiterapia com altas taxas de dose, a fonte permanece no interior do organismo apenas alguns minutos, tempo suficiente para a liberação da dose necessária. Quando baixas taxas de dose são utilizadas, a fonte de radiação deve

ser mantida no interior do corpo durante um período mais prolongado, de forma temporária ou permanentemente.

A teleterapia ou radioterapia externa utiliza fontes de radiação ionizante posicionadas a certa distância do paciente, sendo o feixe útil colimado na direção do tumor. Nessa modalidade de tratamento destacam-se: a protonterapia, onde ciclotrons aceleram prótons para geração do feixe terapêutico; o BNCT, *Boron Neutron Capture Therapy*, que utiliza um reator nuclear para a geração do feixe de nêutrons empregado no tratamento; feixes de radiação gama gerados por irradiadores de ^{60}Co , ^{137}Cs ; feixe de elétrons gerados em aceleradores lineares; e, os mais utilizados atualmente, os feixes de raios X de altas energias produzidos por aceleradores lineares conhecidos por LINACs (*Linear Accelerators*), FIG. 2.2. Na teleterapia, a dose total é dividida em diversas sessões, já que a irradiação em sessão única acarretaria em doses muito elevadas nos órgãos sadios. Com várias seções, um número maior de células cancerígenas sofre os efeitos desejados da radiação aplicada. Adicionalmente, diferentes direções do feixe incidente proporcionam uma maior concentração de dose no tumor e menor deposição de dose nos órgãos sadios.

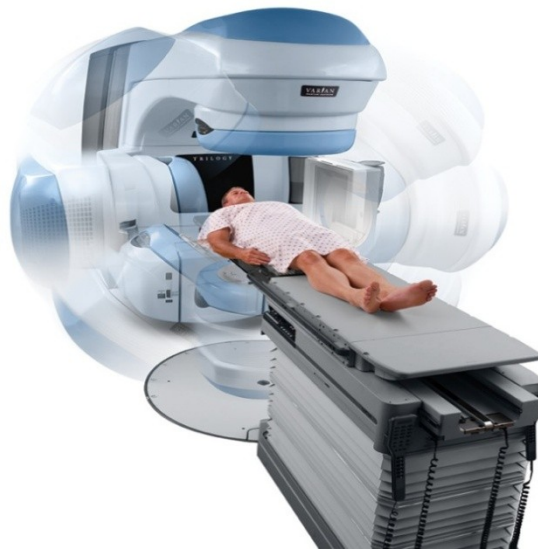


FIG. 2.2 - Acelerador Linear com paciente posicionado para sessão de radioterapia.

Fonte: *Varian Medical Systems*.

A escolha da modalidade e do tipo de terapia decorre da análise de uma série de condições, inclusive a avaliação da relação risco *versus* benefício, que indica o limite de dose que poderá afetar os tecidos sadios durante o tratamento. A teleterapia com

acelerador linear de alta energia é a forma de tratamento discutida e referenciada nesta dissertação.

2.2 ACELERADORES LINEARES

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 os betatrons, os cíclotrons, os microtrons e os aceleradores lineares. Com a utilização da radiação na medicina, muitos desses aceleradores foram modificados para uso em radioterapia.

Os tratamentos radioterápicos se expandiram com o desenvolvimento do acelerador de elétrons. Os aceleradores lineares (LINACs) são equipamentos que aceleram elétrons, até atingirem energias cinéticas entre 4 MeV e 25 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.

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 2100 C/D, é apresentado na FIG. 2.3.



FIG. 2.3 - Acelerador Linear Varian 2100 C/D rotacionado e paciente. Fonte: *Varian Medical Systems*.

Os princípios de funcionamento de qualquer modelo de acelerador linear existente no mercado mundial têm características comuns, podendo, entretanto, apresentar algumas variações. A FIG. 2.4 mostra os principais componentes de um LINAC.

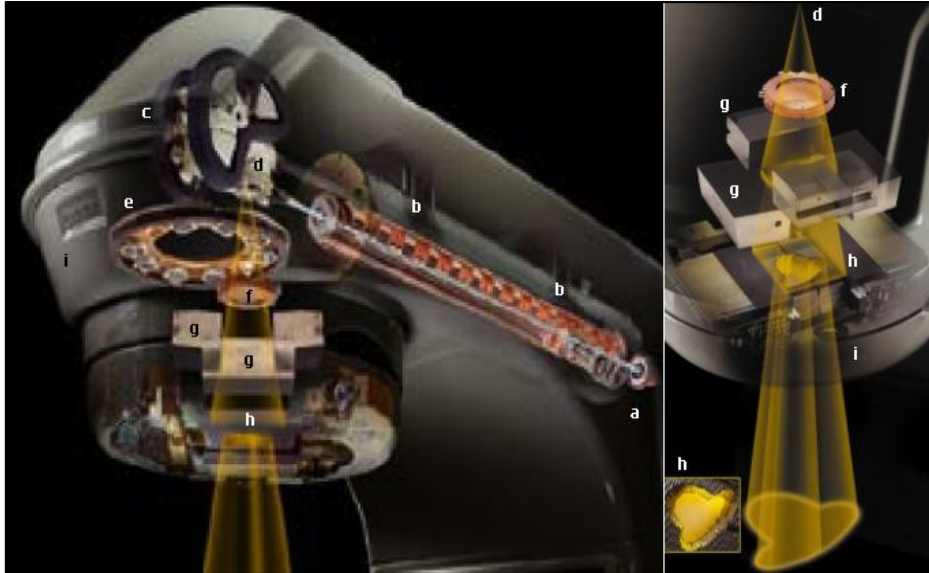


FIG. 2.4 - Principais componentes internos do LINAC: a) canhão de elétrons, b) tubo acelerador, c) magneto, d) alvo, e) carrossel com o filtro aplanador e outros implementos, f) câmara de ionização, g) colimadores secundários superiores Y e inferiores X, também conhecidos por *jaws*, h) colimador multifolhas (MLC), i) carcaça do equipamento. Fonte: *Varian Medical Systems*.

Os elétrons são gerados no canhão de elétrons (a) e acelerados pelos campos magnéticos a vácuo do tubo acelerador (b). Ao saírem do tubo acelerador, os elétrons passam por outro campo magnético no magneto (c) onde sofrem uma mudança de 270° na sua trajetória, sendo direcionados para um alvo metálico (d), onde, ao se chocarem, ocorre a produção de raios X de freamento ou *bremstrahlung*. Os raios X produzidos são gerados em geometria 4π , sendo necessária a colimação do feixe útil gerado em direção ao paciente. Esta primeira colimação é realizada por colimadores instalados ao redor do alvo, denominados colimadores primários. Em seguida, os raios X atravessam o filtro aplanador ou *flattening filter*, fixo no carrossel (e), cuja finalidade é homogeneizar a dose devido a fótons a certa profundidade na região do tratamento. Após passar pelo filtro, o feixe

de fótons atravessa uma câmara de ionização (f) onde sua qualidade (taxa de dose) é aferida. Posteriormente, o feixe é colimado na forma retangular pelos colimadores secundários (g) formados por quatro blocos - geralmente de tungstênio - que trabalham em pares. Os superiores são os colimadores Y e os mais próximos ao paciente são os colimadores X. Devido à semelhança com o formato de mandíbulas, esses pares de colimadores também são denominados *jaws*.

Em equipamentos modernos, o feixe útil ainda passa por um colimador adicional, chamado multifolhas ou *Multileaf Collimator* (MLC), composto por um conjunto de folhas móveis e independentes que podem gerar formas irregulares de campo, mais adaptáveis ao formato do tumor. O MLC permitiu o emprego da Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT), uma modalidade diferenciada de tratamento que permite maior precisão na entrega da dose no sítio tumoral, protegendo mais os tecidos saudáveis.

Também visando minimizar as doses sobre órgãos saudáveis, os protocolos de tratamento prevêem a rotação do braço ou *gantry* do equipamento, de forma que a radiação seja entregue em vários ângulos, sendo os colimadores ajustados conforme a projeção do tumor em cada direção do *gantry*, FIG. 2.5.

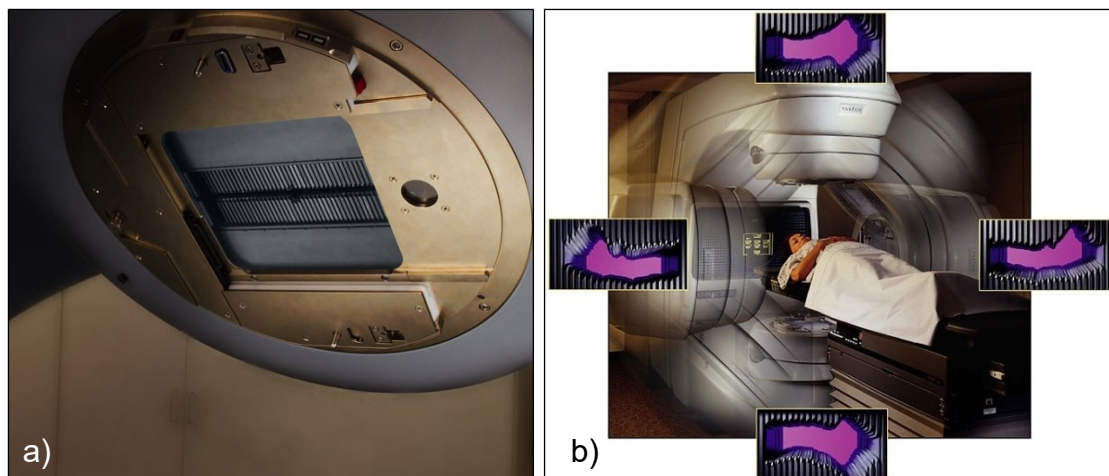


FIG. 2.5 - Visualização do MLC: a) vista do MLC no aparelho Varian 2100 C/D, b) diferentes configurações do MLC, conforme posicionamento do *gantry*. Fonte: *Varian Medical Systems*.

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. Além da dose no tumor devido a fótons, pacientes submetidos a tratamentos radioterápicos com energia superior a 6,7 MeV estão sujeitos a uma dose adicional devido a nêutrons. Os nêutrons liberados acabam atingindo diretamente o paciente em regiões sadias, e ainda são espalhados pelas paredes, piso e teto da sala em direção ao paciente.

2.3 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO ELETROMAGNÉTICA COM A MATÉRIA

As radiações eletromagnéticas são caracterizadas pelo movimento ondulatório e pela ausência de carga elétrica e massa, o que lhes conferem maior poder de penetração no meio material e menor poder de ionização se comparadas às partículas α e β . Os raios X e gama são os dois tipos de radiação eletromagnética existentes no campo das radiações ionizantes. A diferença básica entre eles está na sua origem física, sendo os raios X gerados por elétrons livres ou presentes na eletrosfera atômica enquanto os raios gama nos campos nucleares.

Ao longo do seu percurso, desde a geração do feixe útil até atingir o sítio tumoral, a radiação eletromagnética interage com a matéria que atravessa, de diferentes modos, gerando: os (a) efeitos fotoelétrico e (b) Compton; a (c) produção de pares; e a (d) produção de fotonêutrons. Apesar do feixe útil da radioterapia ser de alta energia, interações de baixas energias também ocorrem no paciente.

Os perfis dos tipos de interações (excluindo as reações nucleares) entre a radiação eletromagnética e a matéria tem íntima relação de dependência entre a energia do fóton incidente e o número atômico Z do material, conforme pode ser observado na FIG. 2.6.

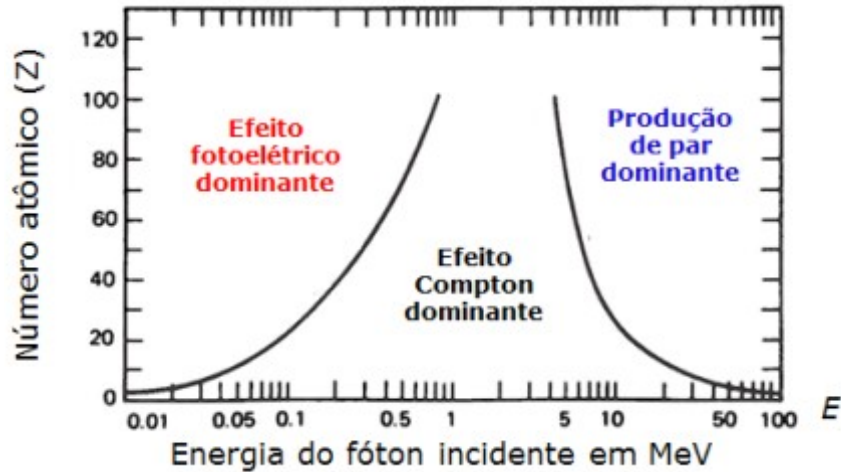


FIG. 2.6 - Dependência da energia e do número atômico do material nos processos de interação da radiação eletromagnética com a matéria.

2.3.1 EFEITO FOTOELÉTRICO

No efeito fotoelétrico (FIG. 2.7), há a transferência total da energia do fóton, raios X ou gama, a um único elétron orbital, que fica em estado excitado e é expelido com uma energia cinética E_c definida pela diferença entre a energia do fóton incidente e a energia de ligação do elétron em seu orbital.

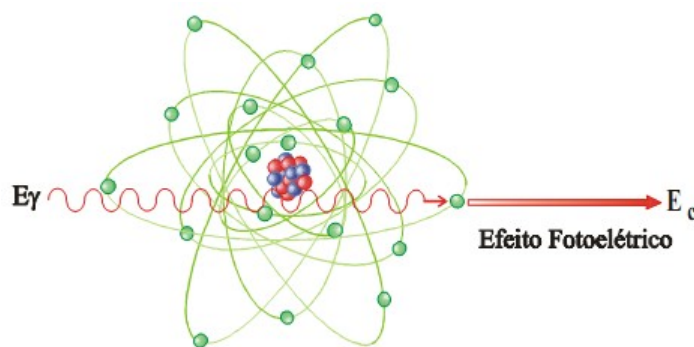


FIG. 2.7 - Representação do efeito fotoelétrico. Fonte: TAUHATA, 2003.

Esse tipo de interação é predominante para baixas energias e para elementos químicos de elevado número atômico Z, podendo a energia cinética ser calculada

pela EQ. 2.1, onde h é a constante de Planck, ν é a frequência da radiação e B_e é a energia de ligação do elétron ao orbital, também chamada de Função Trabalho.

$$E_c = h\nu - B_e \quad \text{EQ. 2.1}$$

2.3.2 EFEITO COMPTON

O efeito Compton ocorre preferencialmente em energias mais altas do que as do efeito fotoelétrico. Ao interagir, o fóton é espalhado por um elétron de baixa energia de ligação que recebe apenas parte da sua energia convertendo-a em energia cinética e permitindo que o fóton continue sua história dentro do material, em outra direção e com menor energia, conforme ilustrado na FIG. 2.8.

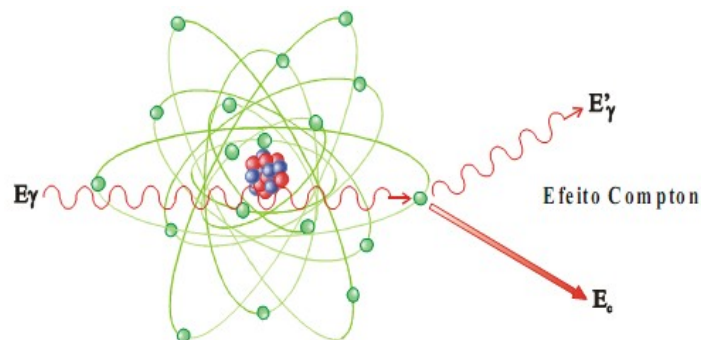


FIG. 2.8 - Representação do efeito Compton. Fonte: TAUHATA, 2003.

2.3.3 FORMAÇÃO DE PARES

A produção de pares é uma das formas predominantes de absorção da radiação eletromagnética de alta energia. Nesse tipo de interação ocorre a transformação de energia em massa quando fótons de energia igual ou superior a 1,022 MeV passam próximo a núcleos de número atômico elevado. O fóton, ao interagir com o forte campo nuclear, dá origem a um par de partículas, um elétron (e^-) e um pósitron (e^+), ambos com a mesma energia cinética (E_c), conforme ilustrado na FIG. 2.9.

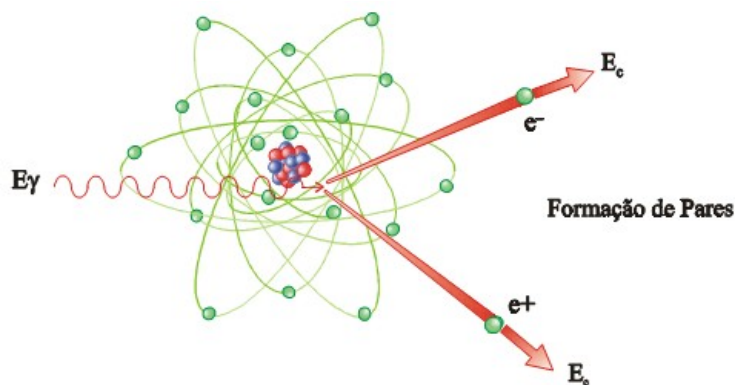


FIG. 2.9 - Representação da formação de pares. Fonte: TAUHATA, 2003.

Ambas as partículas transferem a energia cinética para o meio material, sendo que o pósitron se combina novamente com um elétron do meio dando origem a 2 fótons de 511 keV cada.

2.3.4 PRODUÇÃO DE FOTONÊUTRONS

A produção de fotonêutrons ocorre quando o feixe de fótons incidente interage com o núcleo de materiais de elevado número de massa, como os que fazem parte dos cabeçotes dos aceleradores lineares. O fóton é absorvido pelo núcleo que fica no estado excitado. Como a energia do fóton é da ordem de grandeza da energia de ligação do núcleo, a absorção ocorre podendo provocar reações nucleares do tipo (γ, p) , (γ, n) ou (γ, α) (lembrando que a natureza quântica é probabilística). Todo núcleo de qualquer elemento químico tende ao estado fundamental e núcleos de elementos pesados possuem mais nêutrons do que prótons, com isso, a energia excedente é liberada juntamente com a emissão de massa, nesse caso, nêutrons (TAB. 2.1).

TAB. 2.1 - Produção de fotonêutrons.

| Reação fotonuclear | Energia |
|---|----------|
| $^{12}\text{C} (\gamma, n) ^{11}\text{C}$ | 18,7 MeV |
| $^{14}\text{N} (\gamma, n) ^{13}\text{N}$ | 10,5 MeV |

| | |
|---|----------|
| $^{16}\text{O} (\gamma, n) ^{15}\text{O}$ | 15,7 MeV |
| $^{63}\text{Cu} (\gamma, n) ^{62}\text{Cu}$ | 10,8 MeV |
| $^{65}\text{Cu} (\gamma, n) ^{64}\text{Cu}$ | 9,9 MeV |
| $^{23}\text{Na} (\gamma, n) ^{22}\text{Na}$ | 12,4 MeV |
| $^{204}\text{Pb} (\gamma, n) ^{203}\text{Pb}$ | 8,4 MeV |

Fonte: TSOULFANIDIS, 1995.

2.4 INTERAÇÃO DO NÊUTRON COM A MATÉRIA

O nêutron é uma partícula sem carga que, juntamente com o próton, forma a massa do átomo, já que a massa do elétron pode ser considerada desprezível para o cálculo da massa atômica por ser aproximadamente 2000 vezes menor que a do nêutron. Quando se encontra mais externo ao núcleo atômico, o nêutron se comporta como uma partícula instável, gerando um elétron e um antineutrino, para se converter em um próton (CHUNG, 2001). Os nêutrons são divididos em três grupos de energia, de acordo com GIBSON e PIESCH (1985), (a) os térmicos, (b) os epitérmicos e (c) os rápidos, apresentados na TAB. 2.2. Cada grupo tem uma característica própria quanto à forma de atenuação no meio.

TAB. 2.2 - Grupos de energia dos nêutrons, conforme classificação adotada por GIBSON e PIESCH (1985).

| Nêutrons | Energias |
|-----------------|-----------------|
| Térmicos | < 1 eV |
| Epitérmicos | 1eV a 10 keV |
| Rápidos | > 10 keV |

Como não possuem carga, os nêutrons não estão submetidos às leis Coulombianas, o que os permite interagir diretamente com os núcleos positivos dos átomos, sem ser por estes repelidos. Os nêutrons também são bastante penetrantes, podendo se propagar no interior dos materiais sem interagir. Isso torna difícil a sua detecção por instrumentos comuns.

A razão da probabilidade de interação do nêutron com um dado material por unidade de fluência de nêutrons e por centro de interação do material é definida como seção de choque, cuja unidade de medida é o *barn* (b), onde $1 \text{ b} = 10^{-24} \text{ cm}^2$. Quanto maior a seção de choque, maior será a probabilidade de ocorrer alguma interação, ou seja, quanto maior a área do núcleo alvo, maior a probabilidade de haver reação entre nêutron e núcleo (LAMARSH, 1978).

Ao interagir, o nêutron pode modificar a composição nuclear e/ou transferir energia, na forma de energia cinética ou de um fóton. Essa interação ocorre por dois processos: (a) espalhamento e (b) absorção (LAMARSH, 1978). A soma da seção de choque de absorção (σ_a) com a seção de choque espalhamento (σ_s) determina a probabilidade de interação, conhecida como seção de choque microscópica total (σ_t), representada pela EQ. 2.2.

$$\sigma_t = \sigma_a + \sigma_s \quad \text{EQ. 2.2}$$

2.4.1 ESPALHAMENTO

No espalhamento, ao colidir com o núcleo, o nêutron transfere parte de sua energia para ele e é espalhado em outra direção, podendo ocorrer de duas formas: (a) elástica ou (b) inelástica (LAMARSH, 1978).

2.4.1.1 ESPALHAMENTO ELÁSTICO (n,n)

É considerado o principal responsável pela moderação de nêutrons. A estrutura nuclear não sofre alterações, pois ocorre apenas 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 deixado no seu estado fundamental.

2.4.1.2 ESPALHAMENTO INELÁSTICO (n, n'), (n, n', γ)

Nesse caso, o nêutron incidente deve possuir determinada quantidade de energia de tal forma que um outro nêutron é emitido pelo núcleo composto, que atinge o seu estado fundamental emitindo, na maioria das vezes, raios gama. 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.

2.4.2 ABSORÇÃO

Na interação por absorção, o nêutron é capturado pelo núcleo alvo, originando um núcleo composto em estado energeticamente excitado, esse núcleo composto atinge a estabilidade através 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 como, principalmente, a fissão nuclear e a captura radioativa.

2.4.2.1 FISSÃO NUCLEAR

O núcleo de um material fissionável como o ^{235}U , quando atingido, absorve o nêutron e se desintegra liberando fragmentos de fissão, raios gama, dois a três nêutrons rápidos (em média) e uma grande quantidade de energia (da ordem de 200 MeV) que se apresenta na forma de energia cinética dos produtos de fissão gerados. Esse tipo de interação por absorção não ocorre na radioterapia (THALHOFER, 2011).

2.4.2.2 CAPTURA RADIOATIVA (n, p), (n, 2n), (n, γ) ou (n, α)

Ocorre quando os nêutrons que atingem o núcleo possuem energia intermediária. O núcleo que absorveu o nêutron fica energeticamente excitado e instável pelo excesso de nêutrons. Ele só volta à estabilidade emitindo um ou mais fótons e/ou partículas.

Dentre as reações nucleares que ocorrem nos tecidos e órgãos destacam-se (CORDEIRO, 2009, THALHOFER, 2011):

a) $^1\text{H}(n, \gamma)^2\text{H}$ - apresenta seção de choque microscópica de captura radioativa (σ_{cr}) de 0,33 b para nêutrons térmicos, sendo responsável pela maior deposição de dose em locais afastados da região de tratamento. Os raios γ de 2,2 MeV produzidos podem ter alcance maior que o volume tratado.

b) $^{14}\text{N}(n, p)^{14}\text{C}$ - apresenta seção de choque de 1,91 b, gerando prótons com energia de 0,6 MeV podendo alcançar até 10 μm de distância nos tecidos humanos;

A interação $^1\text{H}(n, \gamma)^2\text{H}$ é predominante em tratamentos mais profundos, quando o alvo possui raio maior que 0,5 cm, devido à quantidade de hidrogênio.

2.5 CÂNCER

Câncer, conforme ilustrado na FIG. 2.10, é o nome atribuído ao conjunto de mais de cem doenças que têm em comum o crescimento desordenado e fora de controle de clones mutantes de algumas células que, proliferando em prejuízo das células vizinhas saudáveis dos tecidos e órgãos, levam à completa destruição da colônia celular e à formação de uma massa compacta de células anormais continuamente em crescimento chamada tumor ou neoplasia (ALBERTS *et al*, 2004).

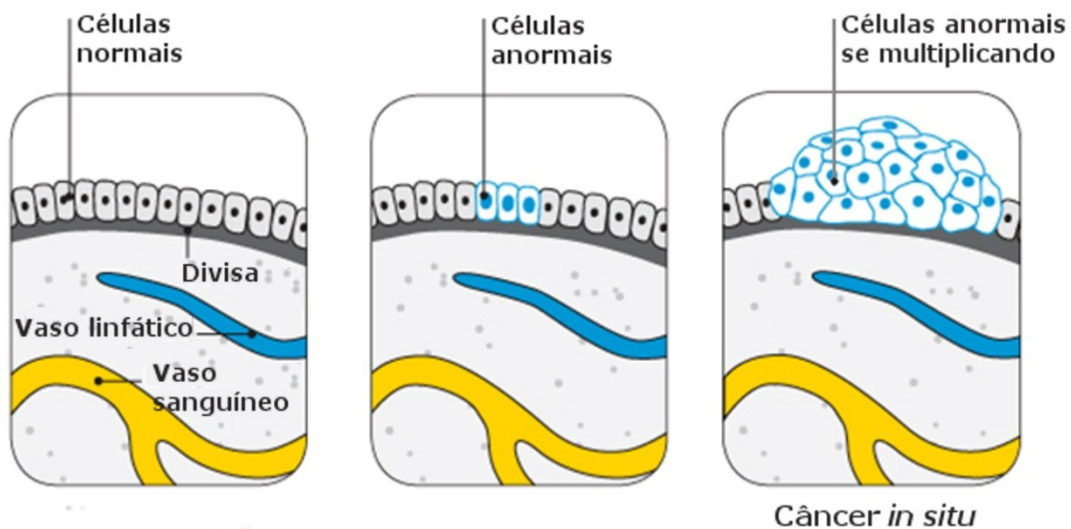


FIG. 2.10 - Formação do câncer (da esquerda para direita). Células normais sofrem mutações genéticas e iniciam uma multiplicação desordenada formando o tumor.

Fonte: Adaptado de *The Council Cancer New South Wales*, 2015.

Existem dois tipos de câncer: (a) benigno e (b) maligno. Os tumores benignos são simplesmente uma massa localizada de células cancerígenas, que se proliferam lentamente, mas se assemelham ao tecido original. Embora nesta forma de câncer o tumor possa crescer provocando danos nos órgãos vizinho, raramente constituem um risco de morte.

Nos tumores malignos, as células cancerígenas se proliferam rapidamente e normalmente são muito agressivas e incontroláveis, podendo se espalhar e invadir outras regiões do corpo por meio da circulação sanguínea e dos vasos linfáticos, como mostra a FIG. 2.11. Esse processo de migração, do câncer primário para outras partes do corpo (vizinhas ou distantes), é chamado metástase.

Na formação do câncer maligno, após a proliferação desordenada, o tumor desenvolve seus próprios vasos sanguíneos em um processo denominado angiogênese, o que favorece a ocorrência da metástase.

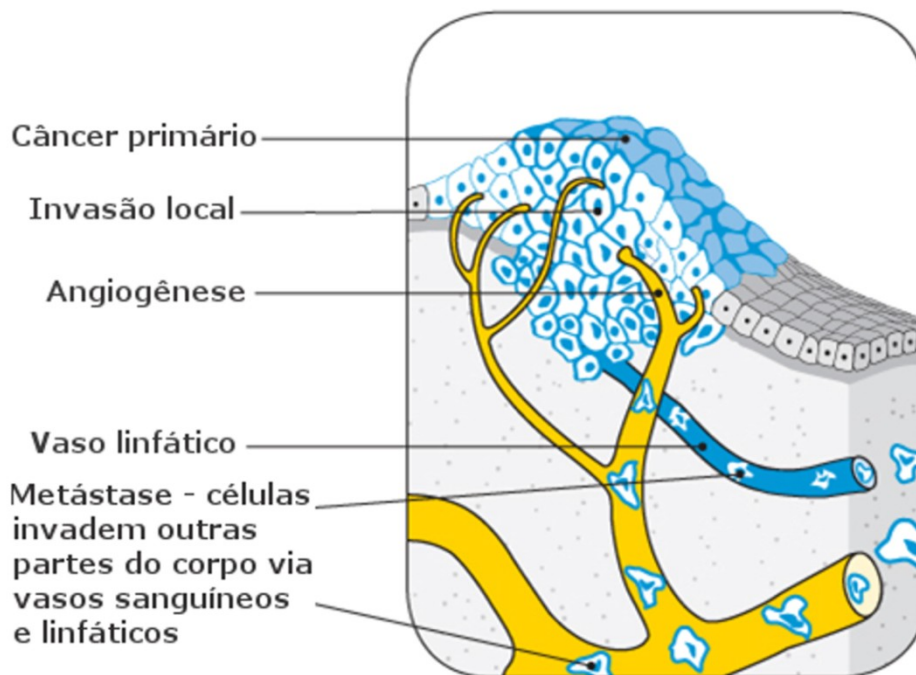


FIG. 2.11 - Formação do tumor maligno. O tumor desenvolve seus próprios vasos sanguíneos (angiogênese). Após, ocorre a metástase. Fonte: Adaptado de *The Council Cancer New South Wales*, 2015.

O câncer de próstata, objeto deste estudo, é o tipo de câncer mais prevalente entre os homens no mundo e um dos principais em causa de morte (DJULBEGOVIC *et al*, 2010). No Brasil, o câncer de próstata é o segundo mais comum entre os homens, atrás apenas do câncer de pele não-melanoma (INCA, 2014).

2.5.1 CÂNCER DE PRÓSTATA

A próstata é uma glândula que só o homem possui, localizado na região do quadril e com diversos órgãos circunvizinhos como, a bexiga, a vesícula seminal, o reto, o cólon, os testículos entre outros, conforme ilustrado na FIG. 2.12. É a próstata que produz parte do sêmen liberado durante a relação sexual.

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 (INCA, 2014). 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 cm³, não chegando a dar sinais durante a vida e nem a ameaçar a saúde do homem (INCA, 2014).

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. É necessário avaliar diversos pontos como, a idade, o quadro de saúde do paciente, a evolução da patologia, a velocidade de crescimento do tumor e se há metástase.

Para doença localizada, os procedimentos clínicos adotados são a cirurgia, a radioterapia e até mesmo a observação vigilante em situações especiais. Para doença localmente avançada, tem sido utilizada a radioterapia ou a cirurgia em combinação com tratamento hormonal. Quando há metástase, o tratamento de eleição é, principalmente, a terapia hormonal.

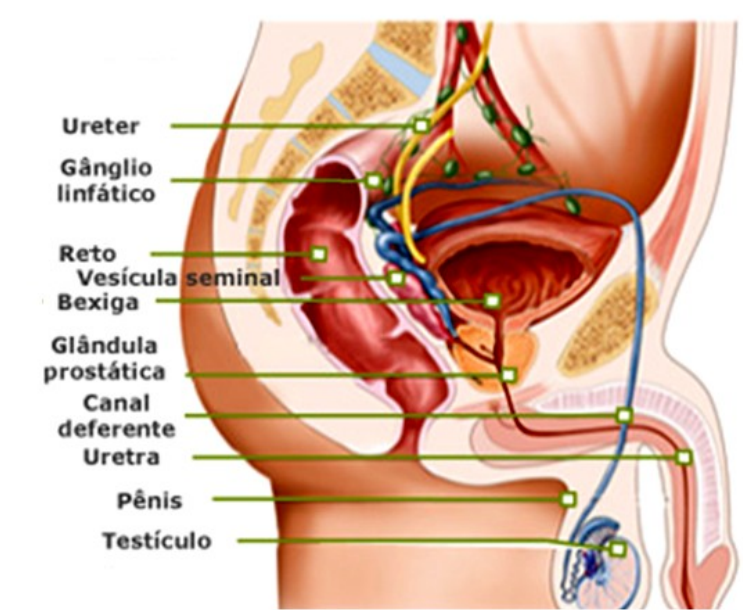


FIG. 2.12 - Sistemas urinário e reprodutor masculinos, detalhando os órgãos circunvizinhos à próstata. Fonte: Adaptado de *National Cancer Institute*, 2015.

No tratamento cirúrgico, a próstata pode ser total ou parcialmente removida. Em ambos os casos, a cirurgia pode causar algum ou todos os efeitos colaterais possíveis, como quadros de impotência e incontinência urinária, devido a lesões nos nervos responsáveis pela ereção e controle urinário, e até infertilidade devido a lesões nos canais deferentes (*The Council Cancer New South Wales*, 2015).

2.6 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS

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 grandezas operacionais, e a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection - ICRP*), que limita as doses e define as grandezas usadas para indicar o risco à saúde humana devido à radiação ionizante, são as duas comissões encarregadas da padronização e organização das medidas de radioatividade quanto à descrição da interação da radiação com a matéria e a quantificação dos seus efeitos.

A Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) é a instituição 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: (a) dose absorvida, (b) dose equivalente em órgão ou tecido e (c) dose efetiva.

2.6.1 DOSE ABSORVIDA (D_T)

Grandeza física básica empregada em proteção radiológica, definida pela razão entre a energia média (dE) depositada pela radiação ionizante no órgão ou tecido (T), e a massa (dm) deste volume, conforme EQ. 2.3.

$$D_T = \frac{dE}{dm} \quad \text{EQ. 2.3}$$

A dose absorvida é expressa no Sistema Internacional de Unidades em *joule* por quilograma (J/kg) cuja denominação especial é o *gray* (Gy).

2.6.2 DOSE EQUIVALENTE (H_T)

Os efeitos da radiação variam com a qualidade (tipo e energia) da radiação para uma mesma dose absorvida, e algumas radiações são mais efetivas do que outras em causar efeitos estocásticos. Deste fato surgiu a necessidade de se criar um conceito com o qual fosse possível comparar os efeitos devido às diferentes qualidades da radiação. Adotou-se, portanto, a grandeza dose equivalente, que é a dose absorvida média em um órgão ou tecido (D_T), multiplicada por um fator adimensional de peso da radiação (w_R), relativo ao tipo e energia da radiação incidente (ICRP 103, 2007), conforme EQ. 2.4.

$$H_T = D_T \cdot w_R \quad \text{EQ. 2.4}$$

A dose equivalente é expressa no Sistema Internacional de Unidades em *joule* por quilograma (J/kg), mas recebe a denominação especial de *sievert* (Sv) para evitar qualquer confusão com dose absorvida.

A ICRP na sua publicação de número 103 (ICRP, 2007) determinou os fatores de peso da radiação com base nos valores da Eficácia Biológica Relativa (RBE) da radiação ao induzir efeitos estocásticos a baixas doses. A TAB. 2.3 apresenta os valores de w_R . Estes se referem tanto à radiação externa incidente sobre o corpo quanto à radiação emitida por radionuclídeos depositados no interior do corpo.

TAB. 2.3 - Fatores de peso da radiação (w_R), definidos pela ICRP 103, 2007.

| Energias | | w_R |
|----------|------------|-------|
| Tipos | Intervalos | |

| | | |
|--|---|----|
| 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 | Curva contínua em função da energia do nêutron (conforme FIG. 2.13) | |

Os fatores de peso da radiação para nêutrons incidentes são dependentes da energia destes, devido à radiação secundária produzida. Pela FIG. 2.13, verifica-se que o peso da radiação ultrapassa um fator 20 para determinados valores de energia do feixe de nêutrons.

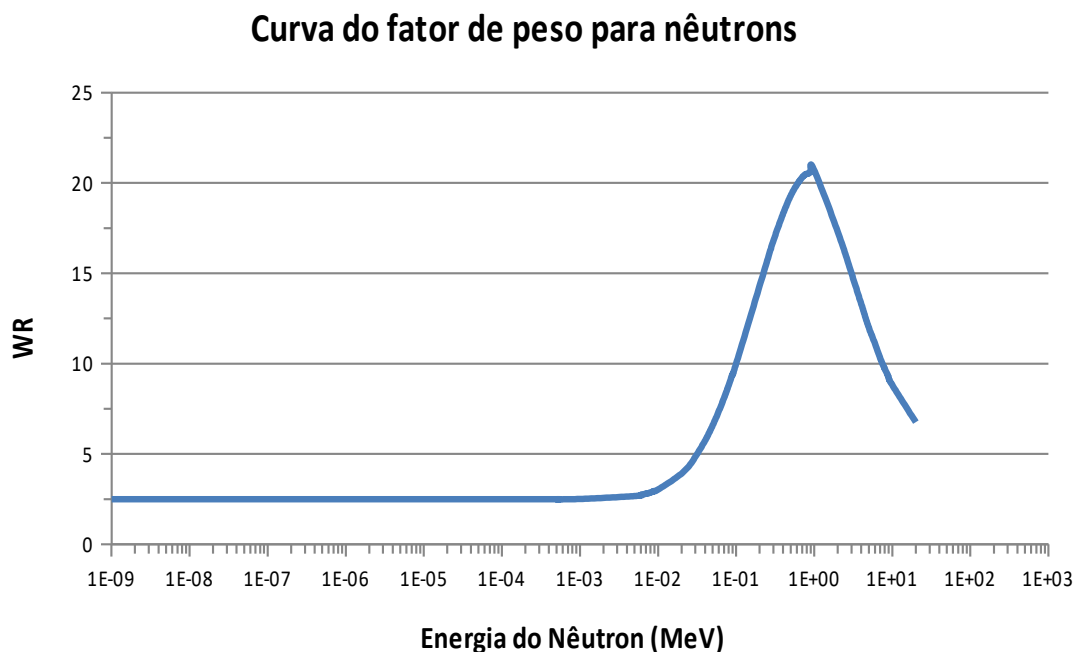


FIG. 2.13 - Fatores de peso da radiação para nêutrons em função da energia.

2.6.3 DOSE EFETIVA (E)

A dose efetiva é a soma ponderada de todas as doses equivalentes (H_T) em todos os órgãos e tecidos do corpo. Tal como a radiação, os tecidos e órgãos também possuem um fator de peso (w_T). No Sistema Internacional de Unidades, a dose efetiva é expressa em *joules* por quilograma (J/kg) e seu nome especial também é *sievert* (Sv). É calculada a partir da EQ. 2.5.

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad \text{EQ. 2.5}$$

Os valores de w_T para os órgãos e tecidos considerados no cálculo da dose efetiva e apresentados na TAB. 2.4, também foram estabelecidos pela ICRP 103 (ICRP, 2007).

TAB. 2.4 - Fatores de peso dos órgãos e tecidos, conforme ICRP 103, 2007.

| Órgão ou Tecido | Fator de peso (w_T) |
|------------------------|---|
| Pele | 0,01 |
| Glândulas salivares | 0,01 |
| Cérebro | 0,01 |
| Superfície óssea | 0,01 |
| Bexiga | 0,04 |
| Fígado | 0,04 |
| Esôfago | 0,04 |
| Tireoide | 0,04 |
| Gônadas | 0,08 |
| Mamas | 0,12 |
| Medula óssea | 0,12 |
| Cólon | 0,12 |
| Pulmão | 0,12 |
| Estômago | 0,12 |
| Restante* | 0,12 |

*Os órgãos restantes são: glândulas adrenais, tecido extratorácico, vesícula, coração, rins, nodos linfáticos, músculos, mucosa oral, pâncreas, próstata, intestino delgado, baço, timo, útero/colo do útero.

Os valores dos fatores de peso dos órgãos e tecidos são relativos e a soma dos mesmos é igual a um para que numa distribuição uniforme de dose no corpo todo, a

dose efetiva seja numericamente igual à dose equivalente em cada órgão ou tecido do corpo.

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 a interação da radiação com a matéria, por exemplo. Simulações do transporte de radiação por meio desse método têm crescido rapidamente nos últimos anos com o desenvolvimento de computadores cada vez mais velozes. Devido à impossibilidade de inserção de dosímetros no corpo humano, o Método de Monte Carlo tem sido uma ferramenta muito útil para se estimar a dose a qual o paciente é submetido.

Esse método utiliza uma sequência de números aleatórios para a realização da simulação matemática do fenômeno físico. No transporte da radiação, o método consiste em acompanhar cada partícula desde o seu nascimento até a sua morte (escape, absorção, etc.). Esse conjunto de eventos que ocorre com a partícula é chamado história da partícula. O comportamento médio das partículas é descrito em termos de fluxo ou densidade de partículas dos quais derivam grandezas específicas como energia depositada ou dose.

2.7.2 CÓDIGO DE TRANSPORTE DE RADIAÇÃO - MCNP

O código MCNP (*Monte Carlo N-Particle*) desenvolvido pelo *Los Alamos National Laboratory - LANL* (EUA) tem como marco de sua origem o Projeto Manhattan, com a construção do primeiro artefato nuclear. É reconhecido

internacionalmente como código eficiente para análise de transporte de diversos tipos de radiações a partir do Método de Monte Carlo.

Inicialmente denominado *Monte Carlo Nêutron Photon*, ao longo dos anos sofreu aperfeiçoamentos tendo sua nomenclatura alterada para *Monte Carlo N-Particle*. O MCNPX (*Monte Carlo N-Particle eXtended*) é a recente versão mais completa em tipo e faixa de energia de partículas. Sua capacidade de tratamento de geometrias complexas em 3 dimensões, o transporte de diferentes tipos de partículas e fótons, o estudo em vários grupos de energia, a vasta biblioteca de seções de choque e a variedade de opções para dados de entrada faz deste código uma ferramenta poderosa no campo de pesquisa em física médica, proteção radiológica, modelagem de instalações nucleares, detectores e blindagens da radiação e reatores nucleares.

Atualmente, o MCNP é um dos códigos computacionais mais empregados na área de transporte de radiação envolvendo nêutrons, fótons, elétrons e partículas carregadas como prótons, dêuterons, partículas alfa, etc. Neste trabalho, foi utilizado o código MCNPX, versão 2.5, com a colaboração do professor da COPPE / UFRJ, Ademir Xavier da Silva, detentor da respectiva licença.

2.7.2.1 ENTRADA DE DADOS DO CÓDIGO MCNP

O MCNP possui uma estrutura fixa para entrada de dados e uma forma de escrita padrão dos comandos. O arquivo de entrada do código (*input*) permite ao usuário definir as características da simulação: tipo de fonte, tipo de detector, configurações geométricas, composições químicas e densidades dos objetos do problema, espectros de energia, características de emissão e as saídas de dados requeridas.

O *input* é composto por linhas de comandos de superfícies e conforme FIG. 2. a serem escritos.

Título / mensagem (opcional)

Bloco de células – *cellscards*

·

·

(linha em branco)

Bloco de superfícies – *Surfacecards*

·

·

(linha em branco)

Bloco de dados – *Data cards*

·

·

(*input.txt*), composto por (a) bloco de células, (b) bloco de superfícies e (c) bloco de dados. Cada linha em branco, no máximo, contém 80 caracteres.

FIG. 2.14 - Estrutura comum a todos os arquivos de entrada. Sem acentuação.

No bloco de células são definidos os volumes (células) do modelo computacional utilizando-se combinações de formas geométricas predeterminadas, como planos, esferas, cilindros, dentre outras, descritas no bloco de superfícies. A combinação das regiões é feita por meio de operadores de união, interseção, ou complementação que, desta forma, determinam a geometria do problema. Podem ser utilizados, também, os denominados *macrobodies* (macrocorpos) como ferramentas mais simples de definição geométrica. Nessa parte, também são definidos os materiais e densidades das células, bem como a importância das radiações.

Uma linha com o comando `1050 21 -19.3 10 -11 imp:e=1` escrito no bloco de células tem o seguinte significado: 1050 é o número de identificação da célula; 21 é o número, no bloco de dados, do tipo de material que constitui a célula; -19,3 é a densidade do material da célula, sendo o sinal negativo para indicar que a densidade está em g/cm^3 ; 10 e -11 especificam as superfícies utilizadas, onde sem sinal considera-se tudo que está externo à superfície 10 e com sinal negativo, considera-se tudo que está interno à superfície 11; e `imp:e=1` indica que a partícula elétron será acompanhada dentro da célula.

No bloco de superfície são definidas as formas geométricas que representarão a geometria do problema. Caracteres mnemônicos são usados para indicar o tipo de superfície e o seu posicionamento na modelagem. Na linha de comando `20 SZ 100 6.6`, por exemplo, o número 20 é a identificação da superfície, o SZ significa que se

trata de uma esfera centrada no eixo Z, o 100 é a distância (em centímetros) em relação à origem no eixo Z, e o 6.6 é o raio da esfera. Ou seja, 20 SZ 100 6.6 representa uma esfera de 6,6 cm de raio centrada nas coordenadas (0, 0, 100).

No bloco de dados são fornecidas todas as informações sobre os tipos de radiação permitidos na simulação, a fonte (tipo, posição, energia, direção), a composição dos materiais empregados nas células, as saídas de interesse, a aparência do arquivo de saída (*output*), o tempo de processamento, etc.

Os tipos de radiação que serão simulados no problema são selecionados pelo comando MODE, conforme possibilidades apresentadas na TAB. 2.5.

TAB. 2.5 - Seleção do tipo de radiação a ser simulado.

| MODE | Transporte de radiação simulado |
|-------------|--|
| E | Apenas elétrons |
| P | Apenas fótons |
| N | Apenas nêutrons |
| E, P | Elétrons e fótons |
| N, P | Nêutrons e fótons |
| E, P, N | Elétrons, fótons e nêutrons |

Com o comando CUT (*cutoff*) é possível delimitar o intervalo de energia para cada tipo de partícula, como no exemplo CUT:P 1J 0.01, onde fótons com energia abaixo de 0,01 MeV não serão acompanhados. Esse comando é bastante útil quando se precisa ganhar tempo computacional.

O tipo de fonte é definido por uma linha de comando iniciada pela sigla SDEF, como no exemplo SDEF POS 0 0 100 ERG=18.8 PAR=2, onde POS indica o posicionamento da fonte nas coordenadas (0, 0, 100), ERG é a energia da fonte em MeV e PAR=2 delimita o tipo de radiação a ser emitida, sendo 2 correspondente a fótons.

Os materiais que constituem as células são definidos através de suas composições isotópicas, representadas pelo número atômico (Z) e massa (A) de cada elemento, como exemplificado na linha de comando M23 26056 1. A descrição do material é iniciada pela letra M, seguida da numeração de identificação do material (no caso 23), o Z (26) e o A (056) do material sem espaço e, por fim, a porcentagem do elemento presente no material, onde 1 é igual a 100%.

A definição dos pedidos (*tallies*), ou seja, o que o usuário deseja calcular, é feita por meio do *tally card* que, escrito na parte final do *input*, permite o cálculo de diversas grandezas. Várias opções de *tallies* disponíveis no MCNP são apresentadas na TAB.2.6.

TAB. 2.6 - Tipos de pedidos (*tallies*) disponíveis no MCNP.

| Tally mneumônico | Descrição | Unidade |
|----------------------------|--|-------------------|
| F1:N, F1:P, F1:N,P ou F1:E | Corrente sobre uma superfície | # |
| F2:N, F2:P, F2:N,P ou F2:E | Fluxo médio sobre uma superfície | #/cm ² |
| F4:N, F4:P, F4:N,P ou F4:E | Fluxo médio sobre uma célula | #/cm ² |
| F5:N ou F5:P | Fluxo em um detector pontual | #/cm ² |
| F6:N, F6:P ou F6:N,P | Energia média depositada em uma célula | MeV/g |
| F7:N | Deposição de energia média de fissão de uma célula | MeV/g |
| F8:P, F8:E ou F8:P,E | Distribuição de pulsos de energia criados em um detector | Pulsos |

O código MCNP também dispõe do comando DE/DF (empregado nesse trabalho) para fatores de conversão. O termo DF corresponde a uma função resposta específica para o termo DE, onde cada resultado da simulação é multiplicado por um valor da função de conversão DF correspondente à energia DE da radiação incidente. Valores ausentes na faixa definida no comando DE/DF são interpolados entre os valores maiores e menores contidos na sequência. A TAB. 2.7 apresenta os valores DE e DF utilizados nessa dissertação, para o cálculo de doses equivalentes devido a nêutrons, de acordo com o peso da radiação recomendado pela ICRP 103 (ICRP, 2007). DE é a energia do nêutron e DF o fator peso da radiação.

O programa pode ser finalizado de duas formas: quando é atingido o número de histórias (nps) desejado, ou quando o tempo computacional (ctme) predefinido em minutos é alcançado.

TAB. 2.7 - Valores utilizados no comando DE/DF para o cálculo de doses equivalentes devido a nêutrons, conforme ICRP 103 (ICRP, 2007).

| DE | DF | DE | DF |
|-----------|-----------|-----------|-----------|
| 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

Antes de dar início a qualquer simulação de transporte de radiação, o MCNP realiza diversas verificações na estrutura do arquivo *input*, verificando possíveis erros cometidos pelo usuário. Quando algum problema é encontrado, mensagens de erro são exibidas, e caso o problema seja fatal, a execução é interrompida, sem que nenhum cálculo seja realizado.

Ao término da simulação, quando o programa é finalizado, os resultados gerados a partir dos comandos específicos dos *tallies* selecionados são escritos no arquivo de saída (*output*) juntamente com o tempo computacional, o número de histórias e diversos outros dados. Além do *output*, o MCNP gera também um arquivo *backup* denominado *runtime*, que permite interromper a simulação antes do término programado e dar prosseguimento em outro momento.

Os resultados de um problema simulado pelo código MCNP correspondem à média de um grande número de valores, na ordem de milhões de histórias ou mais, a depender da confiabilidade estatística da resposta obtida no cálculo do problema.

2.7.2.3 ERRO RELATIVO NO MCNP

Juntamente com o resultado, o MCNP também fornece o erro relativo (R). Ele mede a boa qualidade dos resultados obtidos e é calculado a cada história completada a partir da EQ. 2.6,

$$R = \frac{1}{\sqrt{n}} \quad \text{EQ. 2.6}$$

sendo n é o número de histórias. Assim, para se reduzir o erro relativo é necessário aumentar significativamente o número de histórias.

A TAB. 2.8 apresenta o padrão de análise do erro relativo recomendado por PELOWITZ (2005), o mesmo critério utilizado neste trabalho para avaliação dos resultados obtidos.

TAB. 2.8 - Recomendações para interpretação do erro relativo.

| Faixa do 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 |

Fonte: PELOWITZ, 2005.

2.8 FANTOMA

A impossibilidade de realização de medidas dosimétricas nos órgãos do corpo humano levou à busca por outros meios para o cálculo de dose nos órgãos e tecidos de pacientes submetidos à radioterapia, em especial à teleterapia.

Uma solução criada foi a construção de fantasmas físicos ou antropomórficos do corpo humano que permitem a realização de dosimetria experimental. O *Alderson Rando Phantom* é um dos mais utilizados, FIG. 2.15. Feito de esqueleto humano

envolto por uma borracha similar, química e fisicamente, ao tecido mole, possui densidade aproximada de $1,00 \text{ g/cm}^3$, sendo o tecido pulmonar de densidade $0,320 \text{ g/cm}^3$. É dividido em 35 seções transversais de 2,5 cm de espessura cada, com 1.100 orifícios cilíndricos de 6 mm de diâmetro, adequados para alojar dosímetros do tipo TLD.



FIG. 2.15 - Fantomas *Alderson Rando* masculino e feminino.

Fonte: *Alderson Phantoms*.

Com o aperfeiçoamento tecnológico dos computadores e do método de Monte Carlo, outra alternativa empregada tem sido a simulação computacional, onde o corpo humano é representado por fantasmas virtuais que, acoplados a códigos computacionais de transporte de radiação baseados em Monte Carlo, possibilitam uma dosimetria mais realística, antes feita com esfera de ICRU. Inicialmente foram desenvolvidos os fantasmas matemáticos, até os atuais e modernos fantasmas em voxel.

Nos fantasmas matemáticos, os órgãos assumem formas geométricas fixas que, de acordo com o órgão, podem ser elípticas, cilíndricas, esféricas entre outras, conforme pode ser visto na FIG. 2.16. Entretanto, a forma geométrica fixa não representa com fidelidade o formato anatômico de cada órgão (KRAMER *et al*, 2003). O aumento da velocidade de processamento dos computadores e a utilização de processamentos em paralelo possibilitaram o surgimento de modelos antropomórficos virtuais mais realísticos, os fantasmas em voxel.

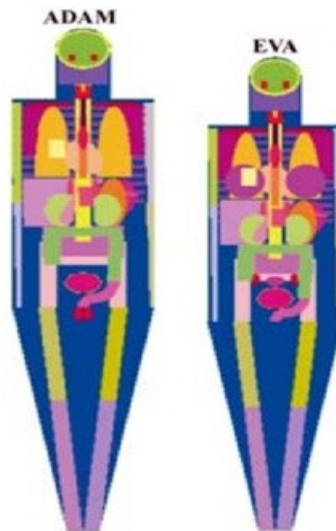


FIG. 2.16 - Corte longitudinal dos fantasmas matemáticos MIRD (Comitê Internacional de Radiação Médica). Masculino ADAM e feminino EVA.

2.8.1 FANTOMAS EM VOXEL

Os fantasmas em voxel foram construídos a partir de imagens da estrutura interna do corpo humano obtidas por tomografia computadorizada (CT) ou ressonância magnética (MRI), de acordo com os dados anatômicos e fisiológicos básicos da ICRP 89 (ICRP, 2002). Isso permitiu uma representação mais fiel do formato e composição anatômica dos órgãos. Diversos fantasmas em voxel, tanto masculinos como femininos, foram desenvolvidos utilizando essa metodologia.

Uma fatia de imagem de tomografia computadorizada representa uma matriz de pixels em geometria de duas dimensões. A dimensão de cada pixel na imagem bidimensional é limitada pela resolução da imagem. Multiplicando-se o tamanho do pixel pela espessura da fatia de uma imagem, obtém-se o elemento tridimensional voxel, ilustrado na FIG. 2.17.

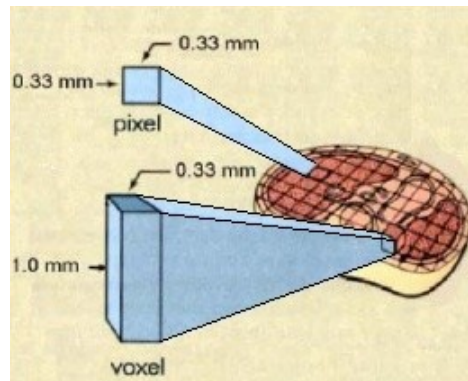


FIG. 2.17 - Transformação da matriz de pixels em estrutura tridimensional de voxels.

Fonte: CORDEIRO, 2010.

As imagens obtidas precisam passar por três processos distintos para se chegar a um conjunto de imagens ideais: segmentação, classificação e reamostragem. No processo de segmentação são interpretados os dados das cores de uma varredura dentro de um tipo de tecido existente dentro do corpo. Novas imagens de todos os cortes são construídas a partir das imagens tomográficas originais, permitindo que, pela diferença dos tons de cinza, vários contornos de órgãos possam ser reconhecidos, FIG. 2.18.

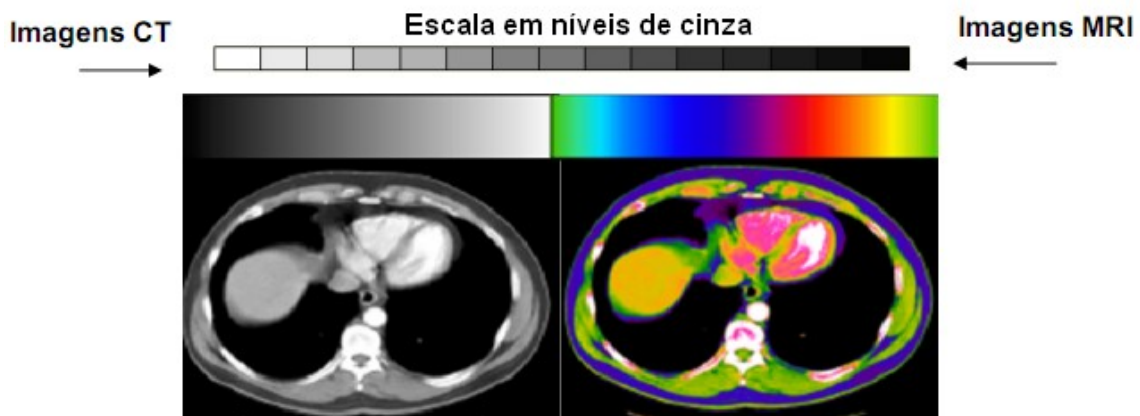


FIG. 2.18 - Processo de segmentação. Fonte: Cordeiro, 2010.

Após segmentação, o órgão ou tecido é associado a voxels com um número ID (classificação) específico daquele órgão. Os IDs têm correspondência com uma tabela de cores do sistema operacional ou do usuário. Assim, todos os voxels pertencentes a um mesmo órgão ou tecido devem possuir o mesmo ID (Loureiro, 2002). Quando totalmente reunidos, esses voxels formam um modelo representativo de corpo inteiro, como o MAX (*Male Adult voXel*) (KRAMER *et al*, 2003) e o FAX

(*Female Adult voXel head + trunk*) (LOUREIRO *et al*, 2004), FIG. 2.19, que pode ser lido, importado e simulado pelo código MCNP.



FIG. 2.19 - Representação dos fantasmas em voxels masculino (MAX) e parte do feminino (FAXth). Fonte: KRAMER *et al*, 2003.

Esse trabalho utilizou o fantoma masculino MAX desenvolvido por Kramer e colaboradores (KRAMER *et al*, 2003), mas em sua versão MAX-05, mais aperfeiçoada em relação ao fantoma original.

2.9 BEIR VII

Estimativas de riscos para cânceres após a exposição a radiações ionizantes têm sido objeto de relatórios de várias organizações internacionais. Essas estimativas foram baseadas principalmente em dados de estudos da expectativa de vida de sobreviventes das bombas atômicas de Hiroshima e Nagasaki.

O relatório denominado *Biologic Effect of Ionizing Radiation VII* (BEIR VII, 2006) representa os documentos que trazem as mais atualizadas e completas estimativas de riscos para câncer e outros efeitos na saúde, devido à exposição a baixas doses de radiação ionizante. O documento apresenta uma profunda e sistemática análise dos efeitos à saúde humana devido à exposição a baixos níveis de radiação de baixa transferência linear de energia (*low-LET*) como os raios X e gama.

A exposição dos sobreviventes às bombas foi a altas taxas de dose, no entanto, a exposição a baixas doses é a principal preocupação para avaliação de risco. Baseado em evidências de dados experimentais, diversas organizações, entre elas a ICRP (*International Commission on Radiological Protection*) e a NCRP (*National Council on Radiation Protection and Measurements*), recomendaram a redução das estimativas por um fator de redução DDREF (*Dose and Dose Rate Effectiveness Factor*), usado para extrapolar dados de exposição a altas taxas de dose para exposições a baixas doses e baixas taxas de dose. O BEIR VII utiliza e recomenda um DDREF de 1,5, já que seu foco está nas radiações ionizantes de baixo LET.

O BEIR VII limita como baixas doses valores até 100 mSv (0,1 Sv) para radiações de baixo LET (BEIR VII, 2006). Além disso, dá suporte a um modelo de risco linear sem limiar (*linear no-threshold - LNT*), em que o risco de câncer se dá de maneira linear em doses inferiores, sem um limiar de dose, e doses menores tem potencial de causar um ligeiro aumento do risco para os seres humanos.

A grande contribuição do BEIR VII tem sido sobre o desenvolvimento de modelos que permitem estimar os riscos de incidência e de mortalidade devido ao câncer, considerando a dose, o sexo e a idade de exposição do indivíduo. Esse documento permite o cálculo dos riscos para vários tipos de câncer como estômago, cólon, fígado, pulmão, mama, próstata, útero, ovário, bexiga, tireóide, outros cânceres sólidos e leucemia.

2.9.1 CÁLCULO DO RISCO ATRIBUÍVEL AO TEMPO DE VIDA (LAR)

O risco atribuível ao tempo de vida (*Lifetime Attributable Risk - LAR*) é a medida base de risco de BEIR VII. Para um indivíduo com idade e e exposto a uma dose D , o LAR é dado pela EQ. 2.7.

$$LAR(D, e) = \sum_{e+L}^{100} M(D, e, a) \cdot \frac{S(a)}{S(e)} \quad \text{EQ. 2.7}$$

O somatório compreende o intervalo de $a=e+L$ até $a=100$, sendo a a idade alcançada (em anos) após uma exposição ocorrida em uma idade e , e L o período de latência (5 anos para cânceres sólidos e 2 anos para leucemia). $S(a)$ é a probabilidade de sobrevivência a uma idade a , e $S(a)/S(e)$ é a probabilidade de sobrevivência a uma idade a condicionada à sobrevivência a idade e .

O termo $M(D,e,a)$ pode ser calculado utilizando o modelo de Excesso de Risco Relativo (ERR) ou o modelo de Excesso de Risco Absoluto (EAR). No modelo ERR, o risco de indução ao câncer e o risco de mortalidade devido a câncer associados às baixas doses, são expressos em relação ao risco *background* (associados a outros fatores). No modelo EAR o risco de indução ao câncer e o risco de mortalidade devido ao câncer associados às baixas doses, são expressos como a diferença entre o risco total e o risco *background*. O risco total é a soma do risco associado a baixas doses e do risco associado a outros fatores.

Utilizando o modelo de Excesso de Risco Relativo (ERR), o termo $M(D,e,a)$ é calculado por meio da EQ. 2.8 para incidência de câncer, e por meio da EQ. 2.9 para mortalidade de câncer.

$$M(D, e, a) = ERR(D, e, a) \cdot \lambda_I^c(a) \quad \text{EQ. 2.8}$$

$$M(D, e, a) = ERR(D, e, a) \cdot \lambda_M^c(a) \quad \text{EQ. 2.9}$$

Os termos $\lambda_I^c(a)$ e $\lambda_M^c(a)$ representam a taxa de incidência de câncer e a taxa de mortalidade devido ao câncer, respectivamente, ambas dependentes da idade e sexo. O termo c indica o tipo ou categoria de câncer.

A partir do modelo de Excesso de Risco Absoluto (EAR), o termo $M(D,e,a)$ é calculado por meio da EQ. 2.10 para incidência de câncer e mortalidade de cânceres sólidos, e por meio da EQ. 2.11 para mortalidade de um tipo ou categoria específica de câncer.

$$M(D, e, a) = EAR(D, e, a) \quad \text{EQ. 2.10}$$

$$M(D, e, a) = EAR(D, e, a) \cdot \frac{\lambda_M^c(a)}{\lambda_I^c(a)} \quad \text{EQ. 2.11}$$

O termo $\frac{\lambda_M^c(a)}{\lambda_I^c(a)}$ é a razão entre a mortalidade e incidência de um determinado tipo de câncer para uma idade e sexo específicos.

2.9.2 ESTIMATIVAS DE ERR E EAR

Para a maioria dos tipos de câncer, cálculos separados dos LARs podem ser feitos usando os dois modelos de risco, o excesso relativo (ERR) e o excesso absoluto (EAR). Para os cânceres sólidos (exceto de mama e tireoide), os modelos ERR e EAR se basearam exclusivamente na análise de dados dos sobreviventes às bombas de Hiroshima e Nagasaki.

Os modelos ERR e EAR são funções do sexo (s), da idade de exposição (e), e da idade alcançada após a exposição (a), exceto para cânceres de mama e de tireoide. São calculados conforme a EQ. 2.12.

$$EAR(s, e, a) \text{ ou } ERR(s, e, a) = \beta_s \cdot D \cdot \left(\frac{a}{60}\right)^\eta \cdot e^{(\gamma e^\delta)} \quad \text{EQ. 2.12}$$

Sendo D a dose em *sievert* (Sv), e a idade de exposição em anos e a a idade alcançada em anos.

Devido aos modelos ERR e EAR diminuírem em função do aumento de e , quando este é inferior a 30 anos, foi inserida a seguinte condição: $e^\delta = \frac{e-30}{10}$ para $e < 30$ e zero para $e \geq 30$. Para cânceres de mama e de tireoide, os modelos utilizam o termo e ao invés de e^* .

A EQ. 2.12 fornece ERR/Sv e EAR por número de casos em 10^4 pessoa-anos-Sv. Os valores dos parâmetros β_s , γ e η dependem do tipo de câncer e do modelo usado (ERR ou EAR), conforme apresentado nas TAB. 2.9 e 2.10.

TAB. 2.9 - Valores dos parâmetros usados no modelo de risco ERR mais recomendados pelo BEIR VII (BEIR, 2006).

| Tipo de câncer | β_M (95% IC) ¹ | β_F (95% IC) ¹ | γ^2 | η^3 |
|----------------|---------------------------------|---------------------------------|------------|----------|
| Estômago | 0,21(0,11-0,40) | 0,48(0,31-0,73) | -0,30 | -1,4 |
| Cólon | 0,63(0,37-1,1) | 0,43(0,19-0,96) | -0,30 | -1,4 |
| Fígado | 0,32(0,16-0,64) | 0,32(0,10-1,0) | -0,30 | -1,4 |
| Pulmão | 0,32(0,15-0,70) | 1,40(0,94-2,1) | -0,30 | -1,4 |
| Mama | — | 0,51(0,28-0,83) | 0 | -2,0 |
| Próstata | 0,12(<0-0,69) | — | -0,30 | -1,4 |
| Útero | — | 0,055(<0-0,22) | -0,30 | -1,4 |
| Ovário | — | 0,38(0,10-1,4) | -0,30 | -1,4 |
| Bexiga | 0,50(0,18-1,4) | 1,65(0,69-4,0) | -0,30 | -1,4 |

| | | | | |
|-------------------------|-----------------|-----------------|-------|------|
| Outros cânceres sólidos | 0,27(0,15-0,50) | 0,45(0,27-0,75) | -0,30 | -2,8 |
| Tireoide ⁴ | 0,53(0,14-2,0) | 1,05(0,28-3,9) | -0,83 | 0 |

¹ M, F e IC significam sexo masculino, sexo feminino e intervalo de confiança, respectivamente; ² em décadas; ³ expoente da idade alcançada; ⁴ calculado somente no modelo ERR.

TAB. 2.10 - Valores dos parâmetros usados no modelo de risco EAR mais recomendados pelo BEIR VII (BEIR, 2006).

| Tipo de câncer | β_M (95% IC) ¹ | β_F (95% IC) ¹ | γ^2 | η^3 |
|-------------------------|---------------------------------|---------------------------------|------------|----------------------|
| Estômago | 4,9(2,7-8,9) | 4,9(3,2-7,3) | -0,41 | 2,8 |
| Cólon | 3,2(1,8-5,6) | 1,6(0,8-3,2) | -0,41 | 2,8 |
| Fígado | 2,2(1,9-5,3) | 1,0(0,4-2,5) | -0,41 | 4,1 |
| Pulmão | 2,3(1,1-5,0) | 3,4(2,3-4,9) | -0,41 | 5,2 |
| Mama | — | 9,9(7,1-14) | -0,51 | 3,5-1,1 ⁵ |
| Próstata | 0,11(<0-1,0) | — | -0,41 | 2,8 |
| Útero | — | 1,2(<0-2,6) | -0,41 | 2,8 |
| Ovário | — | 0,70(0,2-2,1) | -0,41 | 2,8 |
| Bexiga | 1,2(0,4-3,7) | 0,75(0,3-1,7) | -0,41 | 6,0 |
| Outros cânceres sólidos | 6,2(3,8-10,0) | 4,8(3,2-7,3) | -0,41 | 2,8 |
| Tireoide ⁴ | | | | |

¹ M, F e IC significam sexo masculino, sexo feminino e intervalo de confiança, respectivamente; ² em décadas; ³ expoente da idade alcançada; ⁴ calculado somente no modelo ERR; ⁵ 3,5 para idade alcançada menor que 50 e 1,1 para idade alcançada maior ou igual a 50.

2.9.3 COMBINAÇÃO DOS MODELOS ERR E EAR

Os valores de LAR são calculados conforme cada modelo, ERR e EAR, separadamente. Posteriormente, o BEIR VII combina os resultados encontrados fazendo a média ponderada apresentada na EQ. 2.13.

$$LAR = (LAR_R)^w (LAR_A)^{1-w} \quad \text{EQ. 2.13}$$

Onde LAR_R é o LAR obtido a partir do modelo ERR, LAR_A o LAR obtido do modelo EAR e w o peso aplicado conforme tipo de câncer. Para a maioria dos cânceres, o BEIR VII recomenda w igual a 0,7, dando assim, maior ênfase aos resultados do modelo ERR. No caso dos pulmões, os pesos são invertidos, pois o BEIR VII considera que a contribuição do tabagismo é maior que a da exposição a baixas doses.

Os valores combinados de LAR, e corrigidos pelo fator de eficácia da dose e taxa de dose (DDREF) de 1,5, compõem as tabelas 12D-1 e 12D-2, constantes no capítulo 12 do BEIR VII, referentes aos riscos de incidência e de mortalidade para câncer, respectivamente. Expressos em número de casos por 100 mil indivíduos expostos a uma dose única de 0,1Gy, tais valores permitem calcular os fatores de risco de incidência e de mortalidade para câncer em diversas situações conforme idade, sexo (gênero) e órgão ou tecido considerado. A TAB. 2.11 apresenta um extrato da tabela 12D-1 para incidência de câncer utilizado neste trabalho.

TAB. 2.11- Risco atribuível ao tempo de vida (LAR) de incidência de câncer. Número de casos por 100 mil indivíduos expostos à dose única de 0,1Gy (BEIR, 2006).

| Órgão | Idade de exposição (anos) | | | | | | | | | | |
|------------------|---------------------------|------|------|------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
| | 0 | 5 | 10 | 15 | 20 | 30 | 40 | 50 | 60 | 70 | 80 |
| Masculino | | | | | | | | | | | |
| Estômago | 76 | 65 | 55 | 46 | 40 | 28 | 27 | 25 | 20 | 14 | 7 |
| Cólon | 336 | 285 | 241 | 204 | 173 | 125 | 122 | 113 | 94 | 65 | 30 |
| Fígado | 61 | 50 | 43 | 36 | 30 | 22 | 21 | 19 | 14 | 8 | 3 |
| Pulmão | 314 | 261 | 216 | 180 | 149 | 105 | 104 | 101 | 89 | 65 | 34 |
| Próstata | 93 | 80 | 67 | 57 | 48 | 35 | 35 | 33 | 26 | 14 | 5 |
| Bexiga | 209 | 177 | 150 | 127 | 108 | 79 | 79 | 76 | 66 | 47 | 23 |
| Outros | 1123 | 672 | 503 | 394 | 312 | 198 | 172 | 140 | 98 | 57 | 23 |
| Tireoide | 115 | 76 | 50 | 33 | 21 | 9 | 3 | 1 | 0,3 | 0,1 | 0,0 |
| Cânceres sólidos | 2326 | 1667 | 1325 | 1076 | 881 | 602 | 564 | 507 | 407 | 270 | 126 |
| Leucemia | 237 | 149 | 120 | 105 | 96 | 84 | 84 | 84 | 82 | 73 | 48 |
| Todos cânceres | 2563 | 1816 | 1445 | 1182 | 977 | 686 | 648 | 591 | 489 | 343 | 174 |

Nota: Fatores obtidos da combinação de estimativas baseadas no transporte de risco relativo e absoluto, ajustadas por um DDREF de 1,5, exceto para leucemia, que é baseada em um modelo linear quadrático.

2.10 PRINCÍPIOS DE CÁLCULO DE BLINDAGEM

A radioterapia tem evoluído bastante e atualmente, na área da teleterapia com raios X, existem formas de tratamentos que empregam aceleradores lineares com energias até 30 MeV (DE PAIVA, 2014). A preocupação frequente é como calcular as barreiras (ou blindagens) das salas que abrigam tais máquinas de modo que os níveis de radiação em suas vizinhanças fiquem dentro dos valores permitidos.

Os mais recentes requisitos mínimos de blindagem, específicos para raios X de terapia, foram estabelecidos pela publicação *NCRP-151 (National Council on Radiation Protection and Measurements Report N° 151)*, intitulada [Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities](#) (NCRP, 2005). Essa é a atualização da *NCRP-51* (NCRP, 1977).

Um projeto de blindagem consiste, basicamente, em: (a) definir um valor limite de dose devido à radiação para a área ocupada, (b) estimar o valor da dose de radiação na área ocupada, desconsiderando a blindagem e (c) obter o fator de atenuação necessário para reduzir o valor da dose em (b) para o valor da dose de radiação em (a).

A definição do limite de dose de radiação semanal H (Sv/semana) numa área ocupada é feito a partir de requisitos de otimização, de forma que as doses devidas a todas as fontes relevantes permaneçam abaixo dos limites de doses efetivas para as pessoas que ocuparão a área blindada.

A dose de radiação na área ocupada, sem blindagem, é determinada a partir das cargas de trabalho de cada tipo de tratamento e dos testes de controle da qualidade e manutenção do acelerador. Assume-se que o feixe utilizado é o de mais alta energia dos fótons para um cálculo conservativo.

A atenuação do feixe útil de radiação é feita pela (a) barreira primária, ou cinturão primário, que é a parte das paredes, do piso e do teto da sala de tratamento irradiada diretamente pelo feixe útil, e pelas (b) barreiras secundárias que são todas as outras partes das paredes, piso e teto que fornecem blindagem contra as radiações espalhadas e de fuga do cabeçote produzidas na sala de tratamento, radiações essas denominadas secundárias.

2.10.1 BARREIRA PRIMÁRIA

Estima-se o valor de transmissão necessária para blindar um determinado ponto a ser protegido, dividindo-se o limite de dose permitido para aquele ponto pela dose estimada para aquela região, na ausência de blindagens. Assim, o fator de transmissão da barreira para a radiação primária é dado pela EQ. 2.14.

$$B_{pri} = \frac{P}{WUT} \cdot (d_{pri})^2 \quad \text{EQ. 2.14}$$

Sendo que B_{pri} é o fator de transmissão da barreira primária; P é o limite semanal de dose permitido em Sv/semana; d_{pri} é a distância em metro entre a fonte de radiação e o ponto protegido a 0,30m da barreira; W é a carga de trabalho da fonte de radiação em Gy/semana; U é o fator de uso (TAB. 2.12); e T é o fator de ocupação do ambiente a ser protegido (TAB. 2.13).

TAB. 2.12 - Valores para o fator de uso segundo NCRP 151(NCRP, 2005).

| Barreira | U |
|--|----------|
| Primária | |
| Horizontal Esquerda ($\pm 45^\circ$) | 1/4 |
| Horizontal Direita ($\pm 45^\circ$) | 1/4 |
| Vertical para cima ($\pm 45^\circ$) | 1/4 |
| Vertical para baixo ($\pm 45^\circ$) | 1/4 |
| Secundária | 1 |

TAB. 2.13 - Valores de fator de ocupação sugeridos pela NCRP 151(NCRP, 2005).

| Local | T |
|---|----------|
| Áreas sempre ocupadas por uma pessoa (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, sala de espera | 1/20 |
| Áreas externas com passagem de pedestres ou veículos, estacionamento, escadas, elevadores (sem ascensorista) | 1/40 |

Para cada material e para cada energia da radiação existe uma espessura do material absorvedor que reduz a intensidade da radiação incidente a 50% e a 10% de seu valor inicial. São as chamadas (a) camada semi-redutora (*half-value layer - HVL*) e (b) camada deci-redutora (*tenth-value layer - TVL*), respectivamente. O número de camadas deci-redutoras (N_{TVL}) do material de blindagem necessárias para atingir o nível de proteção desejado através da relação é dado pela EQ. 2.15.

$$N_{TVL} = -\log(B) \quad \text{EQ. 2.15}$$

A TAB. 2.14 apresenta os valores da primeira camada deci-redutora (TVL_1) e das subsequentes (TVL_2), ou de equilíbrio, do concreto, aço e chumbo para algumas energias de feixes de radiação. A espessura da barreira é dada pela EQ. 2.16.

$$S = TVL_1 + (N_{TVL} - 1) \cdot TVL_2 \quad \text{EQ. 2.16}$$

TAB. 2.14 - Camadas deci-redutoras para concreto, aço e chumbo (NCRP, 2005).

| Energia do feixe (MeV) | Material da blindagem | TVL_1 (m) | TVL_2 (m) |
|------------------------|-----------------------|-------------|-------------|
| 6 | Concreto | 0,37 | 0,33 |
| | Aço | 0,10 | 0,10 |
| | Chumbo | 0,057 | 0,057 |
| 10 | Concreto | 0,41 | 0,37 |
| | Aço | 0,11 | 0,10 |
| | Chumbo | 0,057 | 0,057 |
| 15 | Concreto | 0,44 | 0,41 |
| | Aço | 0,11 | 0,11 |
| | Chumbo | 0,057 | 0,057 |
| 18 | Concreto | 0,45 | 0,43 |
| | Aço | 0,11 | 0,11 |
| | Chumbo | 0,057 | 0,057 |
| 20 | Concreto | 0,46 | 0,44 |
| | Aço | 0,11 | 0,11 |
| | Chumbo | 0,057 | 0,057 |
| 25 | Concreto | 0,49 | 0,46 |
| | Aço | 0,11 | 0,11 |
| | Chumbo | 0,057 | 0,057 |
| Co-60 | Concreto | 0,21 | 0,21 |
| | Aço | 0,07 | 0,07 |
| | Chumbo | 0,04 | 0,04 |

A largura adequada da barreira primária é obtida utilizando-se o maior tamanho de campo de radiação (x) que atinja essa barreira, acrescidos de 0,3m de cada lado, conforme ilustrado na FIG. 2.20. Sabendo-se que é um padrão ter-se um campo máximo de abertura de 40x40 cm² no plano do paciente, considera-se a projeção cônica desse campo na barreira primária, adotando-se o campo rotacionado, ou seja, a diagonal do campo 40x40 cm².

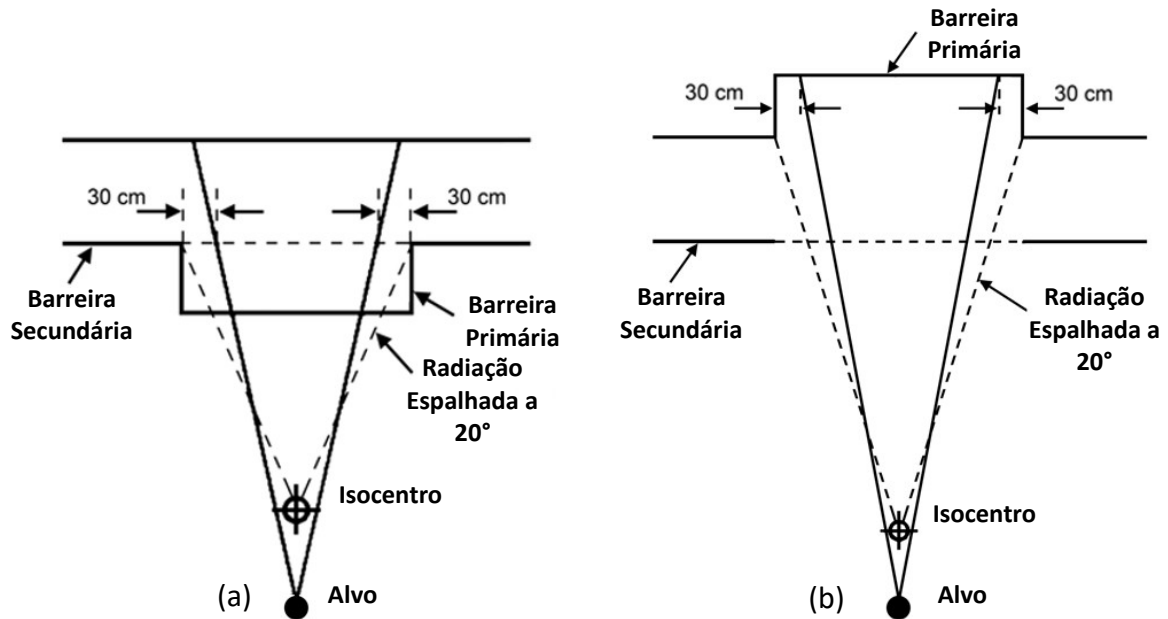


FIG. 2.20 - Largura da barreira primária: (a) lado interno e (b) lado externo da sala de tratamento (NCRP, 2005).

Assim, a largura L_C (m) de uma barreira posicionada a uma distância d_{pri} da fonte de radiação ao ponto protegido, é dada pela EQ. 2.17.

$$L_C = (x \cdot \sqrt{2}) \cdot d_{pri} + 0,6 \quad \text{EQ. 2.17}$$

2.10.2 BARREIRA SECUNDÁRIA

Para a barreira secundária, deve-se considerar a radiação de fuga do cabeçote do acelerador e a radiação espalhada pelo paciente e paredes, conforme ilustrado na FIG. 2.21.

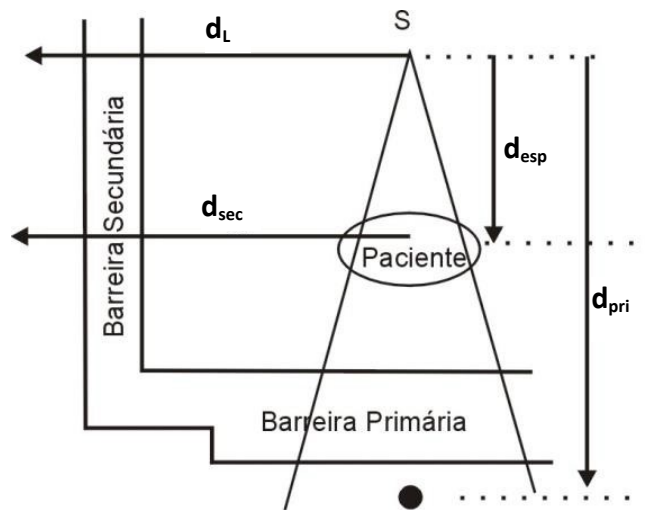


FIG. 2.21 - Distâncias consideradas para as barreiras secundárias (NCRP, 2005).

O fator de transmissão devido à fuga no cabeçote do equipamento (B_L) é expresso na EQ. 2.18.

$$B_L = 10^3 \cdot \frac{P}{W \cdot T} \cdot (d_L)^2 \quad \text{EQ. 2.18}$$

Sendo que d_L é a distância, em metro, do isocentro do equipamento ao ponto protegido, normalmente posicionado à 0,3m da barreira.

O fator de transmissão devido à radiação espalhada pelo paciente (B_P) é dado pela EQ. 2.19.

$$B_P = \frac{P}{aWT} \cdot (d_{sec})^2 \cdot (d_{esp})^2 \cdot \frac{400}{F} \quad \text{EQ. 2.19}$$

Sendo que d_{sec} é a distância, em metro, da superfície espalhadora ao ponto protegido; d_{esp} é a distância, em metro, do alvo do equipamento ao paciente; a é a fração de espalhamento, definida pela razão entre a radiação espalhada a um metro do objeto espalhador e a radiação primária a um metro do alvo do equipamento (TAB. 2.15); F é o tamanho de campo de tratamento (cm^2) no paciente; 400 tamanho

de campo (20 x 20) cm² usado para normalizar os fatores de transmissão para espalhamento.

TAB. 2.15 - Fração de espalhamento (a) para campo de 400 cm² (NCRP, 2005).

| Ângulo (°) | Fração de espalhamento (a) | | | |
|---------------|----------------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| | 6 MeV | 10 MeV | 18 MeV | 24 MeV |
| 10 | 1,04 x 10 ⁻² | 1,66 x 10 ⁻² | 1,42 x 10 ⁻² | 1,78 x 10 ⁻² |
| 20 | 6,73 x 10 ⁻³ | 5,79 x 10 ⁻³ | 5,39 x 10 ⁻³ | 6,32 x 10 ⁻³ |
| 30 | 2,77 x 10 ⁻³ | 3,18 x 10 ⁻³ | 2,53 x 10 ⁻³ | 2,74 x 10 ⁻³ |
| 45 | 1,39 x 10 ⁻³ | 1,35 x 10 ⁻³ | 8,64 x 10 ⁻³ | 8,30 x 10 ⁻³ |
| 60 | 8,24 x 10 ⁻⁴ | 7,46 x 10 ⁻⁴ | 4,24 x 10 ⁻⁴ | 3,86 x 10 ⁻⁴ |
| 90 | 4,26 x 10 ⁻⁴ | 3,81 x 10 ⁻⁴ | 1,89 x 10 ⁻⁴ | 1,74 x 10 ⁻⁴ |
| 135 | 3,00 x 10 ⁻⁴ | 3,02 x 10 ⁻⁴ | 1,24 x 10 ⁻⁴ | 1,20 x 10 ⁻⁴ |
| 150 | 2,87 x 10 ⁻⁴ | 2,74 x 10 ⁻⁴ | 1,20 x 10 ⁻⁴ | 1,13 x 10 ⁻⁴ |

Nos dois casos acima, devem ser calculados os números de camadas decimadoras (N_{TVL}) pela EQ. 2.15, bem como as espessuras pela EQ. 2.16. A TAB. 2.16 apresenta os valores de TVL₁ e TVL₂ do concreto para radiação de fuga e a TAB 2.17 apresenta valores de TVL do concreto para radiação espalhada pelo paciente, sendo que, na EQ. 2.16, considera-se TVL₁ = TVL₂ = TVL.

TAB. 2.16 - Camada deci-redutora de concreto para radiação de fuga (NCRP, 2005).

| Energia (MeV) | TVL ₁ (m) | TVL ₂ (m) |
|------------------|-------------------------|-------------------------|
| 6 | 0,34 | 0,29 |
| 10 | 0,35 | 0,31 |
| 15 | 0,36 | 0,33 |
| 18 | 0,36 | 0,34 |
| 20 | 0,36 | 0,34 |
| 25 | 0,37 | 0,35 |
| Co-60 | 0,21 | 0,21 |

Valores baseados em adaptação conservativa de valores publicados para 90°.

TAB. 2.17 - Camada deci-redutora de concreto para radiação espalhada pelo paciente em diferentes ângulos (NCRP, 2005).

| Ângulo de espalhamento (°) | TVL (m) | | | | | |
|-------------------------------|---------|-------|--------|--------|--------|--------|
| | Co-60 | 6 MeV | 10 MeV | 15 MeV | 18 MeV | 20 MeV |
| 15 | 0,22 | 0,34 | 0,39 | 0,42 | 0,44 | 0,46 |
| 30 | 0,21 | 0,26 | 0,28 | 0,31 | 0,32 | 0,33 |

| | | | | | | |
|-----|------|------|------|------|------|------|
| 45 | 0,20 | 0,23 | 0,25 | 0,26 | 0,27 | 0,27 |
| 60 | 0,19 | 0,21 | 0,22 | 0,23 | 0,23 | 0,24 |
| 90 | 0,15 | 0,17 | 0,18 | 0,18 | 0,19 | 0,19 |
| 135 | 0,13 | 0,15 | 0,15 | 0,15 | 0,15 | 0,15 |

Se a diferença entre as espessuras encontradas for maior do que valor de um TVL para a fuga do cabeçote, adota-se como espessura da blindagem secundária o maior valor encontrado. Quando essa diferença for menor, acrescenta-se a espessura correspondente a um HVL na maior espessura obtida. O valor de uma camada semirredutora para fuga no cabeçote é dado pela EQ. 2.20.

$$HVL = TVL \cdot \log_{10} (2) \quad \text{EQ. 2.20}$$

2.10.3 PORTA

Calcula-se, também a blindagem da porta da sala de radioterapia, que, normalmente, deve ser precedida de um labirinto para permitir espessuras e pesos de porta não muito elevados. No cálculo dessas portas e do labirinto, quando o acelerador opera em energias acima de 6 MeV, deve-se considerar, além da radiação secundária de fótons, a radiação de nêutrons oriunda das reações de fotonêutrons, bem como a radiação proveniente dos gamas produzidos pela captura desses nêutrons.

A blindagem da porta é calculada seguindo os mesmos princípios abordados até aqui. Com a estimativa da dose total no ponto a ser protegido, determina-se a espessura de material necessário para reduzir este valor para o limite de dose P (Sv/semana). O fator de transmissão da blindagem da porta é obtido dividindo-se o limite de dose P pela dose total existente do lado externo da porta.

Para nêutrons presentes na região de entrada de uma sala de radioterapia, a *NCRP-151* (NCRP, 2005) recomenda camada deci-redutora de 45 mm de polietileno borado, acrescida de uma camada de chumbo (de 6 a 12 mm) para absorção dos raios gama produzidos pela reação de captura dos nêutrons nos núcleos do boro.

3 METODOLOGIA

O presente capítulo tem por finalidade apresentar os métodos aplicados neste trabalho para a investigação da contribuição da blindagem de concreto de uma sala de radioterapia sobre doses equivalentes nos órgãos, dose efetiva no indivíduo e fatores de risco para carcinogênese radioinduzida em paciente submetido ao tratamento de câncer de próstata.

3.1 DOSES EQUIVALENTES E DOSE EFETIVA

Em 2011, THALHOFER (2011) modelou de forma pioneira um tratamento de câncer de próstata simulando o cabeçote de um acelerador linear e um fantoma dentro de uma sala. Nesse estudo, foi utilizado o código MCNPX, versão 2.5, para modelar uma sala de radioterapia padrão (constituída de paredes, piso e teto em concreto ordinário de $2,35 \text{ g/cm}^3$) com acelerador linear Varian 2100 C/D (FIG. 3.1) operando a 18 MV, e com o fantoma masculino em voxel MAX, desenvolvido por KRAMER e colaboradores (2003), representando o paciente (THALHOFER, 2011).

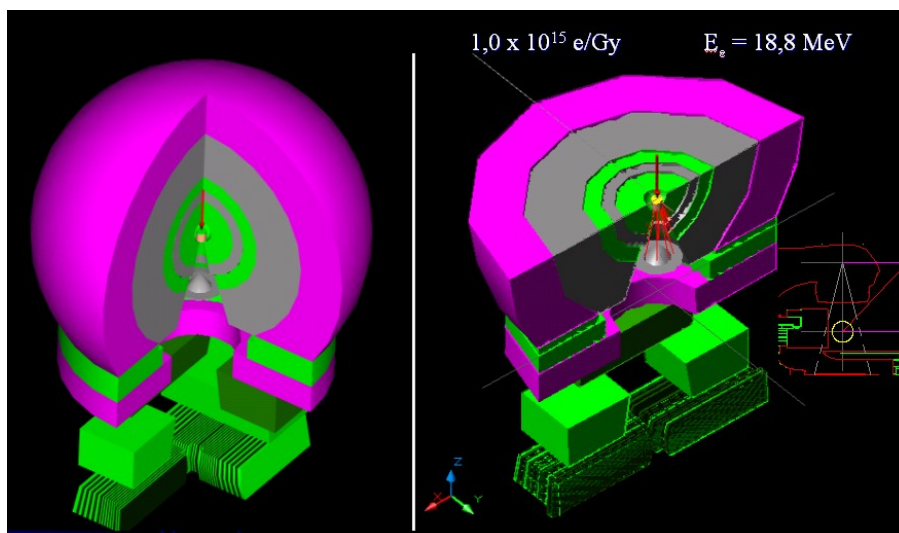


FIG. 3.1 - Cortes do cabeçote do acelerador linear modelado (REBELLO *et al*, 2010).

Simulando o protocolo de tratamento de câncer de próstata a 4 campos adotado pelo Instituto Nacional de Câncer (INCA), THALHOFER (2011) calculou doses equivalentes em 35 órgãos, considerando fótons e nêutrons, e a dose efetiva no paciente, para essa condição de operação. O protocolo de tratamento do INCA prevê uma dose terapêutica de 74Gy, sendo 37 seções de 2Gy cada. O *gantry* do equipamento se inclina a 0, 90, 180 e 270 graus, em cada campo, sendo esses 2Gy divididos igualmente para cada um dos 4 campos, o que corresponde a 0,5Gy por campo.

Neste trabalho, realizou-se uma nova modelagem, semelhante à anterior, desconsiderando-se, desta vez, a existência da blindagem de concreto (paredes, piso e teto). As FIG. 3.2 e 3.3 apresentam uma vista em planta e em corte, respectivamente, da sala de radioterapia modelada. As células correspondentes às paredes, piso e teto, no cartão de *input* do MCNPX, tiveram suas composições alteradas de concreto ordinário para ar, restando no volume de controle considerado na modelagem, apenas o cabeçote, o fantoma e o ar. Foram calculados os novos valores das doses equivalentes, nos mesmos órgãos, e da dose efetiva. Pela diferença dos valores obtidos, foi possível avaliar os efeitos decorrentes da blindagem sobre as doses equivalentes e dose efetiva depositadas no paciente.

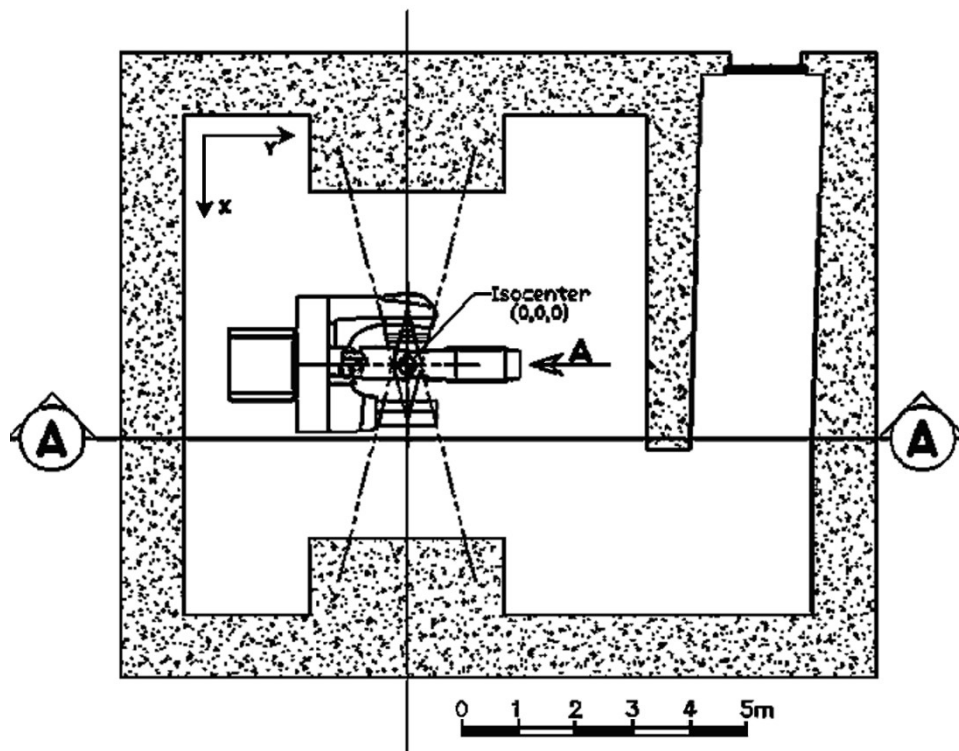


FIG. 3.2 - Vista em planta da sala de radioterapia modelada (REBELLO *et al*, 2010).

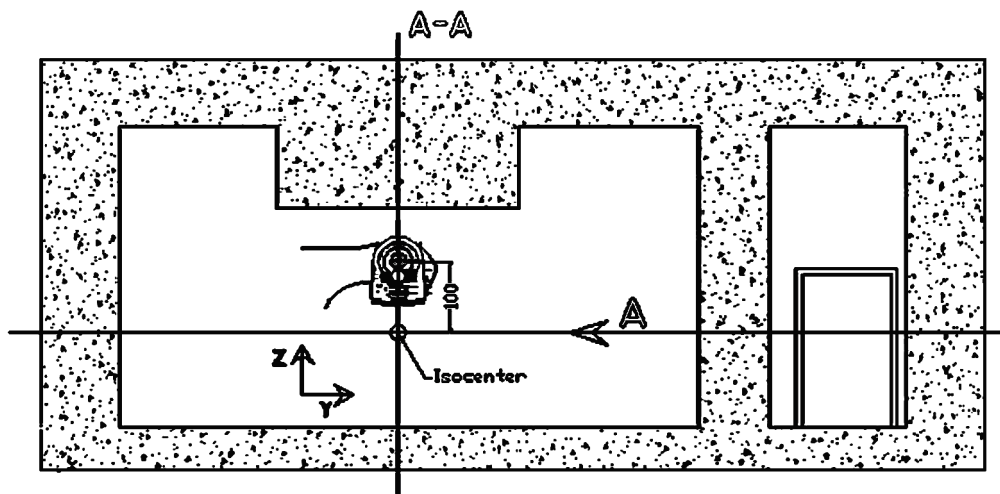


FIG. 3.3 - Vista em corte da sala de radioterapia modelada, mostrando paredes, piso e teto (REBELLO *et al*, 2010).

As simulações foram feitas com o acelerador linear operando em quatro ângulos de inclinação do *gantry* (0, 90, 180 e 270 graus) e com as aberturas de campo do feixe útil também previstas no protocolo de tratamento do INCA e de acordo com a geometria da próstata do fantoma MAX. As quatro posições do *gantry* estão representadas na FIG. 3.4, o posicionamento da próstata no isocentro está ilustrado

na FIG. 3.5 e as aberturas de campo por ângulo de inclinação apresentadas na TAB. 3.1.

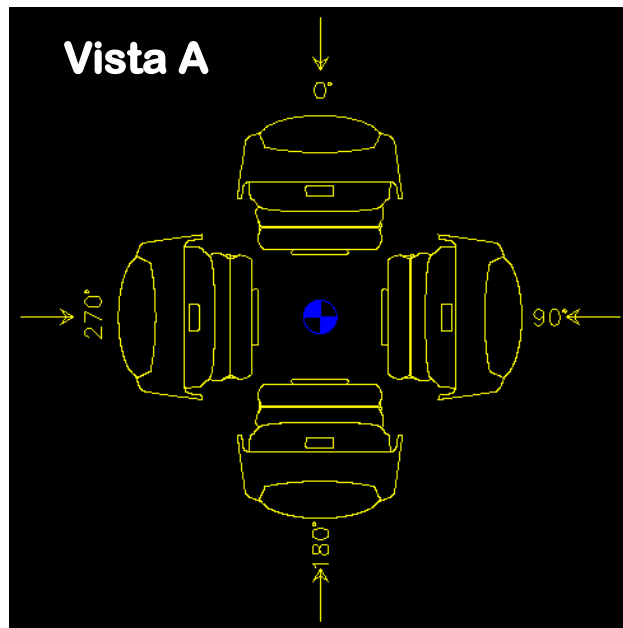


FIG. 3.4 - Vista dos quatro ângulos do gantry.

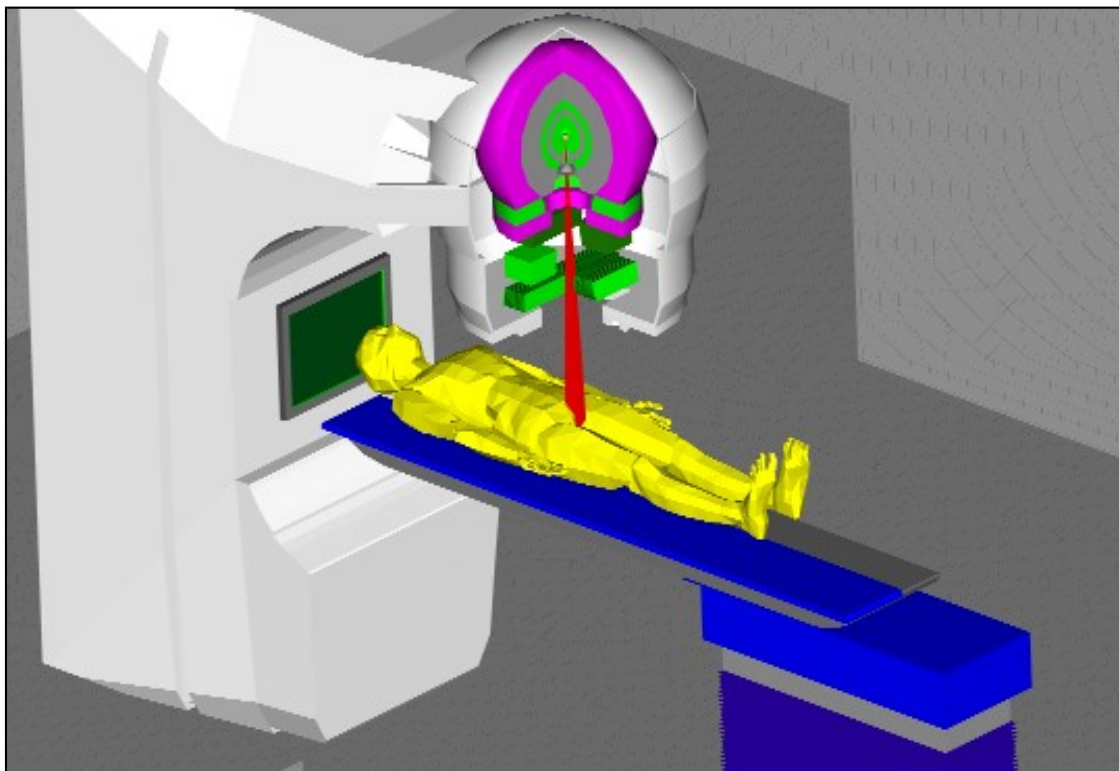


FIG. 3.5 - Representação do posicionamento da próstata no isocentro. A carcaça do equipamento (parte branca) é ilustrativa, não tendo sido simulada. O ser humano em

amarelo é uma ilustração representativa do fantoma MAX, não correspondendo ao fantoma simulado (THALHOFER, 2011).

TAB. 3.1 - Aberturas de campo do feixe útil por ângulo de inclinação do *gantry*, de acordo com o protocolo de tratamento do INCA.

| Inclinação do <i>gantry</i> | Jaws (cm²) | MLC (cm²) |
|------------------------------------|------------------------------|-----------------------------|
| 0° | 10x10 | 9x9 |
| 90° | 8x10 | 7x9 |
| 180° | 10x10 | 9x9 |
| 270° | 8x10 | 7x9 |

Foram calculadas as doses equivalentes devido a fótons e nêutrons, nas situações com e sem blindagem de concreto, para cada ângulo, totalizando 16 simulações. A partir do somatório das doses nos quatro ângulos, obtiveram-se as doses equivalentes totais por órgão, necessárias também para os cálculos da dose efetiva.

Nas simulações de fótons, os fótons e elétrons com energia abaixo de 0,01 MeV e 0,1 MeV, respectivamente, não foram acompanhados, conforme os comandos de corte CUT:P 1J 0.01 e CUT:E 1J 0.1. Já nas simulações de nêutrons, os fótons e elétrons abaixo de 5,0 MeV não foram acompanhados, conforme comandos CUT:P 1J 5.0 e CUT:E 1J 5.0. Este último corte foi feito pelo fato da literatura relatar a produção de fotonêutrons somente a partir de 6,7 MeV (FACURE, 2006).

No protocolo do INCA para tratamento de câncer de próstata, o paciente posiciona os membros superiores para cima quando o feixe útil incide a 90 e a 270 graus, para que não haja irradiação desnecessária dos mesmos, especialmente do antebraço. Portanto, para uma simulação mais realística do tratamento, a região do antebraço do fantoma MAX foi substituída por um retângulo contendo ar, conforme FIG. 3.6.

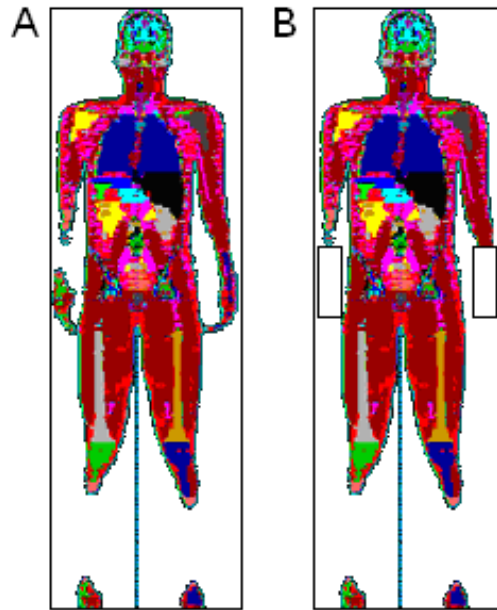


FIG. 3.6 - Fantoma MAX-05 utilizado na dissertação. A) Configuração normal do fantoma. B) Antebraço retirado e substituído por um retângulo de ar.

Para os cálculos de dose equivalente, foram utilizados os parâmetros de peso da radiação descritos pela ICRP em sua publicação nº 103 (ICRP, 2007). Os valores por ângulo da dose equivalente devido a fótons e nêutrons foram normalizados para cada 1Gy de dose devido a fótons na próstata. Aproximadamente 600 milhões e 2 bilhões de histórias foram usadas em cada simulação para fótons e nêutrons, respectivamente, para que os cálculos mantivessem erros relativos abaixo de 5% para órgãos próximos à região de tratamento, e de 10% para a maioria dos órgãos afastados. Para garantir os mesmos números de histórias nas situações com e sem blindagem e, conseqüentemente, as mesmas condições comparativas, as simulações feitas por THALHOFER (2011) foram recalculadas. No cálculo da dose efetiva, foram utilizados os fatores específicos de peso de órgãos e tecidos (w_T) e metodologia de cálculo também previstos na ICRP 103 (2007).

3.2 FATORES DE RISCO

Numa segunda etapa do trabalho, foram calculados os fatores de risco para câncer secundário associados a exposições a baixas doses ($\leq 100\text{mSv}$) nas situações com e sem blindagem de concreto, conforme modelo de risco BEIR VII. Pela diferença dos valores obtidos nas duas situações, foi possível avaliar os efeitos da blindagem sobre o risco de desenvolvimento de câncer secundário radioinduzido.

Para garantir os critérios de utilização do modelo de risco adotado, somente órgãos fora do feixe primário foram considerados, dada a limitação do modelo de risco de 100mSv por exposição única. Assim foi possível o uso da tabela 12D-1 (TAB. 2.11 no item 2.9.3), constante no capítulo 12 do BEIR VII, referente aos riscos de incidência de câncer. A tabela 12D-1 do BEIR VII apresenta os fatores de risco (risco atribuível ao tempo de vida, LAR) de incidência de câncer em função da idade, do sexo (gênero) e do órgão ou tecido considerado, obtidos a partir da combinação dos modelos de excesso de risco absoluto (EAR) e de excesso de risco relativo (ERR), para cada 100 mil pessoas expostas a uma dose única de $0,1\text{Gy}$, e corrigidos pelo fator de eficácia da dose e taxa de dose (DDREF) de 1,5.

De posse das doses equivalentes calculadas na primeira etapa do trabalho, foram selecionados todos os órgãos que apresentaram menos de 100mSv de dose equivalente total absorvida (devido a fótons e nêutrons) na situação com blindagem. Para estimativa dos riscos, as respectivas doses equivalentes dos órgãos selecionados obtidas nas modelagens com e sem blindagem foram multiplicadas pelos fatores de risco para homens, fornecidos pelo BEIR VII, a partir de uma regra de três simples, tendo em vista que os números apresentados na tabela 12D-1 são para cada $0,1\text{Gy}$ e as doses calculadas neste trabalho estão em mSv . No entanto, as parcelas das doses equivalentes devido a nêutrons tiveram que ser multiplicadas por 1,5 para anular a correção do fator DDREF, uma vez que somente contribuições devido a fótons são corrigidas, já que nêutrons são considerados radiação de alto LET e DDREF é usado para extrapolar dados de exposições a altas taxas de dose para exposições a baixas taxas (BEDNARZ *et al*, 2010).

De todas as idades de exposição fornecidas pela tabela, foram consideradas apenas as idades de 40, 50, 60, 70 e 80 anos, já que, a Sociedade Brasileira de Urologia (SBU) recomenda aos homens acima de 50 anos e aos que têm 40 anos, com histórico familiar de câncer de próstata, irem anualmente ao urologista para fazer *check-up* da próstata, mesmo sem sintomas urinários (GOMES *et al*, 2008).

Entretanto, o câncer de próstata é considerado, pelo INCA, um câncer da terceira idade, pois cerca de três quartos dos casos ocorrem após os 65 anos (INCA, 2014).

Para auxiliar numa melhor interpretação dos resultados obtidos, os riscos calculados foram comparados com a linha definida pela taxa de incidência de câncer em determinados órgãos, para uma população de 100 mil habitantes de uma dada região. No caso, a região considerada foi o Brasil como um todo, conforme estimativa do INCA para o biênio 2014/2015. Os riscos obtidos também foram comparados com dados descritos na literatura.

4 RESULTADOS

4.1 DOSE EQUIVALENTE

Para análise da contribuição do concreto usado na blindagem da sala de radioterapia, os valores calculados para as doses equivalentes (H_T) devido a fótons e a nêutrons foram tratados separadamente. Os resultados foram obtidos considerando o erro relativo máximo de 5% para órgãos próximos à região de

tratamento, e de 10% para a maioria dos órgãos afastados. Os dados descritos na literatura por THALHOFER (2011) foram recalculados para os mesmos números de histórias obtidos neste trabalho.

A TAB. 4.1 apresenta os valores das doses equivalentes devido a fótons, também mostrados na FIG. 4.1, dando ênfase a alguns órgãos de interesse conforme esses se afastam do isocentro. O fator de peso da radiação para fótons é igual a 1, logo, os valores fornecidos pelo comando F8:P,E do MCNPX, após divididos pela massa do respectivo órgão e corrigidos de MeV/g para J/kg (através da multiplicação pelo fator de conversão $1,602 \times 10^{-10}$), já estão apresentados em termos de dose equivalente. Para a análise dos resultados, os valores das doses equivalentes devido a fótons foram normalizados, por ângulo, para cada 1Gy de dose devido a fótons na próstata.

Dos resultados obtidos, é possível constatar que a ausência da blindagem de concreto provoca uma redução na dose equivalente devido a fótons, em todos os órgãos analisados, exceto para a região da mandíbula, onde houve um discreto aumento de 0,02 mSv para cada dose de 1 Gy depositada na próstata. Tal comportamento divergente é atribuído ao erro relativo alto para as doses devido a fótons e nêutrons calculadas naquele órgão.

TAB. 4.1 - Comparação dos valores calculados com os dados de THALHOFER (2011) recalculados, para obtenção da contribuição da blindagem de concreto na dose devido a fótons depositada nos tecidos. Valor negativo indica contribuição na diminuição da dose.

| Órgãos / tecidos | Dose Equivalente Normalizada devido a Fótons (mSv/Gy) | | Contribuição da blindagem (mSv/Gy) |
|------------------|--|------------------|--|
| | <i>Thalhofer</i> ¹ | <i>Calculado</i> | |
| | COM blindagem | SEM blindagem | |
| Gl. Adrenais | 0,45 | 0,43 | 0,02 |
| Bexiga | 327,04 | 324,89 | 2,15 |
| Cérebro | 0,15 | 0,14 | 0,01 |
| Cólon | 62,62 | 61,53 | 1,09 |

| | | | |
|--------------------|---------|---------|-------|
| Lente dos olhos | 0,27 | 0,26 | 0,01 |
| Rins | 0,85 | 0,78 | 0,07 |
| Fígado | 0,61 | 0,60 | 0,01 |
| Pulmão | 0,41 | 0,37 | 0,04 |
| Esôfago | 0,42 | 0,39 | 0,03 |
| Pâncreas | 0,60 | 0,57 | 0,03 |
| Intestino Delgado | 2,10 | 2,08 | 0,02 |
| Pele | 7,95 | 7,86 | 0,09 |
| Baço | 0,67 | 0,64 | 0,03 |
| Estômago | 0,58 | 0,57 | 0,01 |
| Testículos | 19,57 | 19,31 | 0,26 |
| Timo | 0,21 | 0,21 | 0,00 |
| Tireoide | 0,18 | 0,18 | 0,00 |
| Traqueia | 0,22 | 0,21 | 0,01 |
| Esqueleto médio | 44,26 | 43,33 | 0,93 |
| Úmero | 0,58 | 0,54 | 0,04 |
| Região Torácica | 0,54 | 0,53 | 0,01 |
| Coluna Vertebral | 5,80 | 5,78 | 0,02 |
| Crânio | 0,15 | 0,14 | 0,01 |
| Mandíbula | 0,10 | 0,12 | -0,02 |
| Pelve | 157,97 | 155,01 | 2,96 |
| Fêmur | 283,16 | 276,29 | 6,87 |
| Osso inf. da perna | 1,08 | 1,06 | 0,02 |
| Tíbia e fíbula | 0,19 | 0,18 | 0,01 |
| Restante | 27,18 | 26,83 | 0,35 |
| Adiposo | 30,54 | 30,28 | 0,26 |
| Músculo | 28,32 | 27,90 | 0,42 |
| Cartilagens | 0,23 | 0,22 | 0,01 |
| Próstata | 1000,00 | 1000,00 | 0,00 |
| Reto | 627,15 | 616,81 | 10,34 |
| Intestino Grosso | 2,87 | 2,76 | 0,11 |

¹ Valores recalculados para os mesmos números de histórias obtidos neste trabalho.

A partir de tais resultados, constata-se que há, realmente, radiação espalhada devido a fótons dentro da sala de radioterapia - proveniente da blindagem de concreto das paredes, piso e teto - que chega a ser depositada no paciente, principalmente nos órgãos localizados dentro do campo de radiação. Ou seja, a blindagem de concreto tem contribuição para o aumento nas doses depositadas nos órgãos do paciente em tratamento, sendo de forma mais significativa para regiões dentro do feixe primário como bexiga, pelve, fêmur e reto.

A contribuição da blindagem para dose na próstata, apresentada na TAB. 4.1, é igual a zero, pois todas as doses foram normalizadas para 1Gy de dose devido a fótons na próstata nas duas situações, com e sem blindagem. Já para a tireoide, o valor encontrado foi desprezível, próximo de zero.

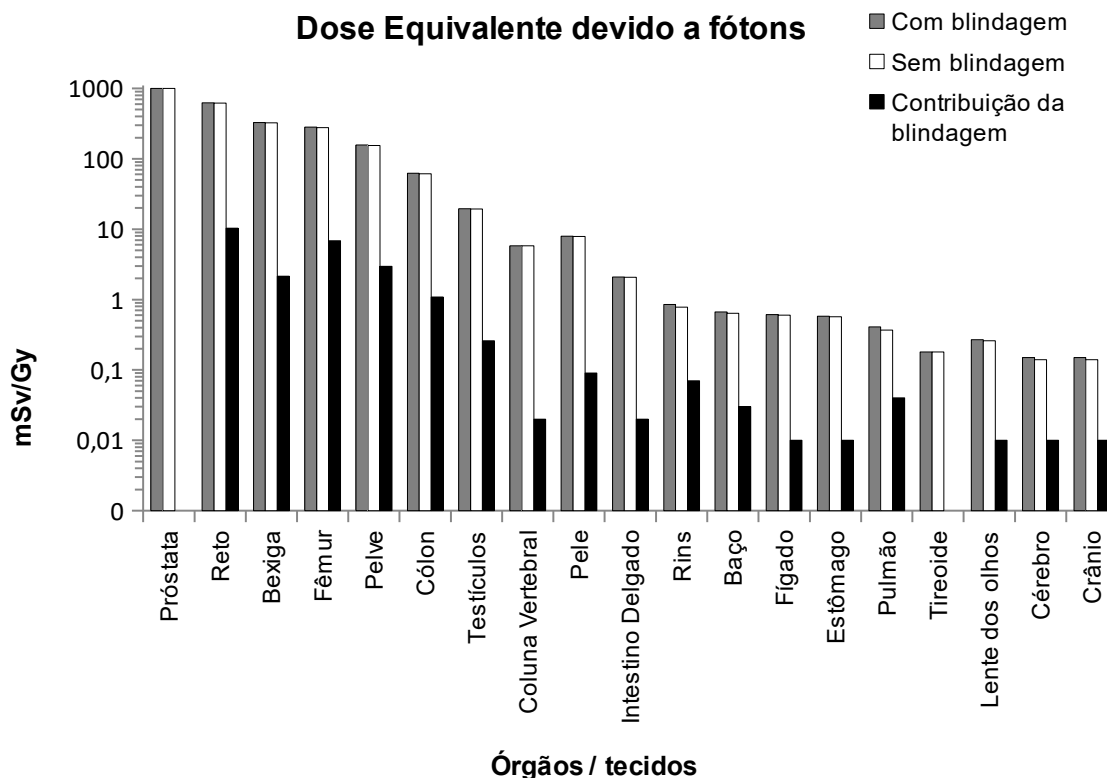


FIG. 4.1 - Dose equivalente devido a fótons e respectiva contribuição da blindagem.

Os valores das doses equivalentes devido a nêutrons são apresentados na TAB. 4.2. Assim como para fótons, a FIG 4.2 dá ênfase a alguns órgãos conforme estes se afastam do isocentro. Para os cálculos, foram utilizados os parâmetros de peso da radiação descritos na ICRP 103, 2007 - os mesmos empregados por THALHOFER (2011) - cujos valores variam de acordo com a energia dos nêutrons. A partir do comando F6:N vinculado à função DE/DF, e após multiplicação pelo fator $1,602 \times 10^{-10}$ para conversão de MeV/g para J/kg, os valores fornecidos pelo MCNPX já estão em termos de dose equivalente. Os valores por ângulo da dose equivalente devido a nêutrons também foram normalizados para cada 1Gy de dose devido a fótons na próstata. A normalização pela dose de fótons é a forma padrão de cálculo para a dose equivalente de nêutrons relatada na literatura (BEDNARZ *et al*, 2010).

Tal como foi observado para fótons, a ausência da blindagem de concreto provoca uma diminuição na dose devido a nêutrons em todos os órgãos / tecidos estudados, exceto para o intestino grosso, onde houve um pequeno aumento de 0,27 mSv para cada dose de 1 Gy depositada na próstata. Tal comportamento divergente pode ser atribuído ao alto erro relativo para a dose devido a nêutrons calculada naquele órgão / tecido.

Fica constatado assim, que o concreto utilizado na blindagem da sala de radioterapia tem papel importante no espalhamento dos nêutrons gerados pelas altas energias de operação dos aceleradores lineares, e no conseqüente aumento da dose equivalente depositada nos órgãos / tecidos, principalmente naqueles mais afastados do isocentro, como cérebro, crânio, tibia e fíbula, e nos mais superficiais, como lentes dos olhos, pele, cartilagens e testículos.

TAB. 4.2 - Comparação dos valores calculados com os dados de THALHOFER (2011) recalculados, para obtenção da contribuição da blindagem de concreto na dose devido a nêutrons depositada nos órgãos. Valor negativo indica contribuição na diminuição da dose.

| Órgãos / tecidos | Dose Equivalente Normalizada devido a Nêutrons (mSv/Gy) | | Contribuição da blindagem (mSv/Gy) |
|------------------|---|------------------|------------------------------------|
| | <i>Thalhofer</i> ¹ | <i>Calculado</i> | |
| | COM blindagem | SEM blindagem | |
| Gl. Adrenais | 0,89 | 0,18 | 0,71 |
| Bexiga | 1,44 | 0,89 | 0,55 |
| Cérebro | 6,81 | 5,13 | 1,68 |
| Cólon | 3,03 | 2,24 | 0,79 |
| Lente dos olhos | 24,98 | 17,94 | 7,04 |
| Rins | 1,28 | 0,75 | 0,53 |

| | | | |
|--------------------|-------|-------|-------|
| Fígado | 4,06 | 3,05 | 1,01 |
| Pulmão | 0,73 | 0,45 | 0,28 |
| Esôfago | 1,21 | 0,63 | 0,58 |
| Pâncreas | 0,87 | 0,65 | 0,22 |
| Intestino Delgado | 1,21 | 0,71 | 0,50 |
| Pele | 18,90 | 13,40 | 5,50 |
| Baço | 1,14 | 0,40 | 0,74 |
| Estômago | 0,87 | 0,40 | 0,47 |
| Testículos | 5,34 | 2,55 | 2,79 |
| Timo | 1,08 | 0,62 | 0,46 |
| Tireoide | 0,60 | 0,25 | 0,35 |
| Traqueia | 1,39 | 0,62 | 0,77 |
| Esqueleto médio | 6,92 | 5,17 | 1,75 |
| Úmero | 7,30 | 5,51 | 1,79 |
| Região Torácica | 3,56 | 2,26 | 1,30 |
| Coluna Vertebral | 1,36 | 0,72 | 0,64 |
| Crânio | 9,90 | 7,43 | 2,47 |
| Mandíbula | 10,46 | 8,63 | 1,83 |
| Pelve | 3,34 | 2,42 | 0,92 |
| Fêmur | 9,96 | 8,64 | 1,32 |
| Osso inf. da perna | 7,12 | 5,34 | 1,78 |
| Tíbia e fíbula | 14,87 | 11,29 | 3,58 |
| Restante | 7,57 | 5,38 | 2,19 |
| Adiposo | 9,39 | 6,57 | 2,82 |
| Músculo | 7,01 | 5,03 | 1,98 |
| Cartilagens | 17,89 | 13,94 | 3,95 |
| Próstata | 1,16 | 1,05 | 0,11 |
| Reto | 2,15 | 1,06 | 1,09 |
| Intestino Grosso | 1,55 | 1,82 | -0,27 |

¹ Valores recalculados para os mesmos números de histórias obtidos neste trabalho.

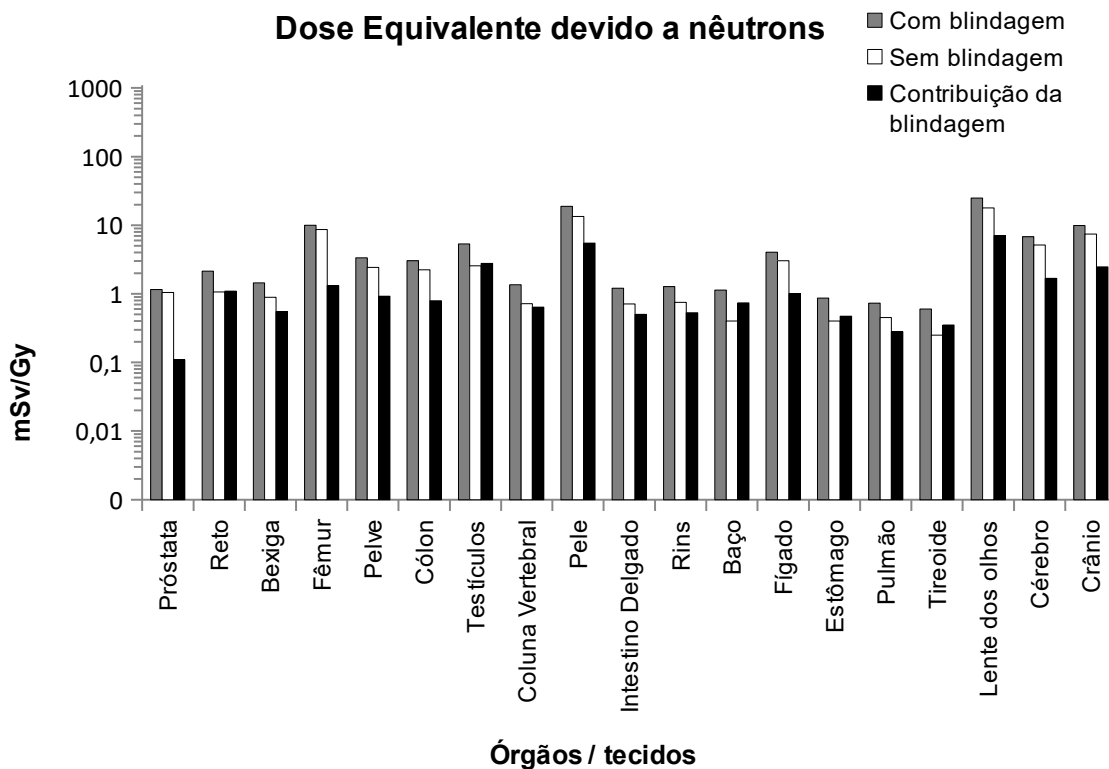


FIG. 4.2 - Dose equivalente devido a nêutrons e respectiva contribuição da blindagem.

Da comparação das contribuições da blindagem quanto a fótons e nêutrons apresentada na TAB. 4.3 e mostrada na FIG. 4.3, observa-se que a contribuição da dose devido a fótons é maior nos órgãos / tecidos atingidos diretamente pelo campo da radiação primária. Já a contribuição da dose devido a nêutrons é maior nos órgãos / tecidos fora do feixe primário, principalmente naqueles mais afastados e superficiais.

Observa-se, também, que a dose equivalente total depositada no paciente em tratamento, definida pela soma das doses depositadas por fótons e nêutrons em cada órgão, tem contribuição significativa da radiação espalhada pela blindagem em todos os órgãos / tecidos estudados, conforme TAB. 4.4.

TAB. 4.3 - Comparação das contribuições calculadas para obtenção da contribuição total da blindagem de concreto na dose devido a fótons e nêutrons depositada nos órgãos. Valores negativos indicam contribuição na diminuição da dose.

| Órgãos / tecidos | Contribuição da blindagem (mSv/Gy) | | Contribuição total da blindagem (mSv/Gy) |
|--------------------|------------------------------------|-------------------|--|
| | devido a Fótons | devido a Nêutrons | |
| Gl. Adrenais | 0,02 | 0,71 | 0,73 |
| Bexiga | 2,15 | 0,55 | 2,70 |
| Cérebro | 0,01 | 1,68 | 1,69 |
| Cólon | 1,09 | 0,79 | 1,88 |
| Lente dos olhos | 0,01 | 7,04 | 7,05 |
| Rins | 0,07 | 0,53 | 0,60 |
| Fígado | 0,01 | 1,01 | 1,02 |
| Pulmão | 0,04 | 0,28 | 0,32 |
| Esôfago | 0,03 | 0,58 | 0,61 |
| Pâncreas | 0,03 | 0,22 | 0,25 |
| Intestino Delgado | 0,02 | 0,50 | 0,52 |
| Pele | 0,09 | 5,50 | 5,59 |
| Baço | 0,03 | 0,74 | 0,77 |
| Estômago | 0,01 | 0,47 | 0,48 |
| Testículos | 0,26 | 2,79 | 3,05 |
| Timo | 0,00 | 0,46 | 0,46 |
| Tireoide | 0,00 | 0,35 | 0,35 |
| Traqueia | 0,01 | 0,77 | 0,78 |
| Esqueleto médio | 0,93 | 1,75 | 2,68 |
| Úmero | 0,04 | 1,79 | 1,83 |
| Região Torácica | 0,01 | 1,30 | 1,31 |
| Coluna Vertebral | 0,02 | 0,64 | 0,66 |
| Crânio | 0,01 | 2,47 | 2,48 |
| Mandíbula | -0,02 | 1,83 | 1,81 |
| Pelve | 2,96 | 0,92 | 3,88 |
| Fêmur | 6,87 | 1,32 | 8,19 |
| Osso inf. da perna | 0,02 | 1,78 | 1,80 |
| Tíbia e fíbula | 0,01 | 3,58 | 3,59 |
| Restante | 0,35 | 2,19 | 2,54 |
| Adiposo | 0,26 | 2,82 | 3,08 |
| Músculo | 0,42 | 1,98 | 2,40 |
| Cartilagens | 0,01 | 3,95 | 3,96 |
| Próstata | 0,00 | 0,11 | 0,11 |
| Reto | 10,34 | 1,09 | 11,43 |
| Intestino Grosso | 0,11 | -0,27 | -0,16 |

TAB. 4.4 - Percentuais de contribuição da blindagem.

| Órgãos / tecidos | Dose Equivalente Total ¹ Normalizada (mSv/Gy) | Contribuição total da blindagem |
|------------------|--|---------------------------------|
|------------------|--|---------------------------------|

| | <i>Thalhofer</i> ² COM blindagem | <i>Calculado</i> SEM blindagem | mSv/Gy | % |
|-------------------------|--|-----------------------------------|--------|--------------|
| Gl. Adrenais | 1,34 | 0,61 | 0,73 | 54,48 |
| Bexiga | 328,48 | 325,78 | 2,7 | 0,82 |
| Cérebro | 6,96 | 5,27 | 1,69 | 24,28 |
| Cólon | 65,65 | 63,77 | 1,88 | 2,86 |
| Lente dos olhos | 25,25 | 18,2 | 7,05 | 27,92 |
| Rins | 2,13 | 1,53 | 0,6 | 28,17 |
| Fígado | 4,67 | 3,65 | 1,02 | 21,84 |
| Pulmão | 1,14 | 0,82 | 0,32 | 28,07 |
| Esôfago | 1,63 | 1,02 | 0,61 | 37,42 |
| Pâncreas | 1,47 | 1,22 | 0,25 | 17,01 |
| Intestino Delgado | 3,31 | 2,79 | 0,52 | 15,71 |
| Pele | 26,85 | 21,26 | 5,59 | 20,82 |
| Baço | 1,81 | 1,04 | 0,77 | 42,54 |
| Estômago | 1,45 | 0,97 | 0,48 | 33,10 |
| Testículos | 24,91 | 21,86 | 3,05 | 12,24 |
| Timo | 1,29 | 0,83 | 0,46 | 35,66 |
| Tireoide | 0,78 | 0,43 | 0,35 | 44,87 |
| Traqueia | 1,61 | 0,83 | 0,78 | 48,45 |
| Esqueleto médio | 51,18 | 48,5 | 2,68 | 5,24 |
| Úmero | 7,88 | 6,05 | 1,83 | 23,22 |
| Região Torácica | 4,1 | 2,79 | 1,31 | 31,95 |
| Coluna Vertebral | 7,16 | 6,5 | 0,66 | 9,22 |
| Crânio | 10,05 | 7,57 | 2,48 | 24,68 |
| Mandíbula | 10,56 | 8,75 | 1,81 | 17,14 |
| Pelve | 161,31 | 157,43 | 3,88 | 2,41 |
| Fêmur | 293,12 | 284,93 | 8,19 | 2,79 |
| Ossos inf. da perna | 8,2 | 6,4 | 1,8 | 21,95 |
| Tíbia e fíbula | 15,06 | 11,47 | 3,59 | 23,84 |
| Restante | 34,75 | 32,21 | 2,54 | 7,31 |
| Adiposo | 39,93 | 36,85 | 3,08 | 7,71 |
| Músculo | 35,33 | 32,93 | 2,4 | 6,79 |
| Cartilagens | 18,12 | 14,16 | 3,96 | 21,85 |
| Próstata | 1001,16 | 1001,05 | 0,11 | 0,01 |
| Reto | 629,3 | 617,87 | 11,43 | 1,82 |
| Intestino Grosso | 4,42 | 4,58 | -0,16 | -3,62 |
| Percentual Médio | | | | 20,02 |

¹ Devido a fótons e nêutrons; ² valores recalculados para os mesmos números de histórias obtidos neste trabalho.

A TAB. 4.4 mostra que a média de contribuição da blindagem de concreto na dose depositada no paciente é aproximadamente 20%. Entretanto, órgãos com maior peso para dose efetiva (como pulmão e estômago) tiveram doses equivalentes muito menores do que órgãos com menor peso (bexiga, principalmente), não

refletindo na mesma ordem de contribuição para a dose efetiva, conforme apresentado no item 4.2.

Os valores negativos de contribuição encontrados para o intestino grosso e apresentados nas TAB. 4.2, 4.3 e 4.4, são atribuídos, também, ao alto erro relativo para a dose devido a nêutrons calculada naquele órgão / tecido.

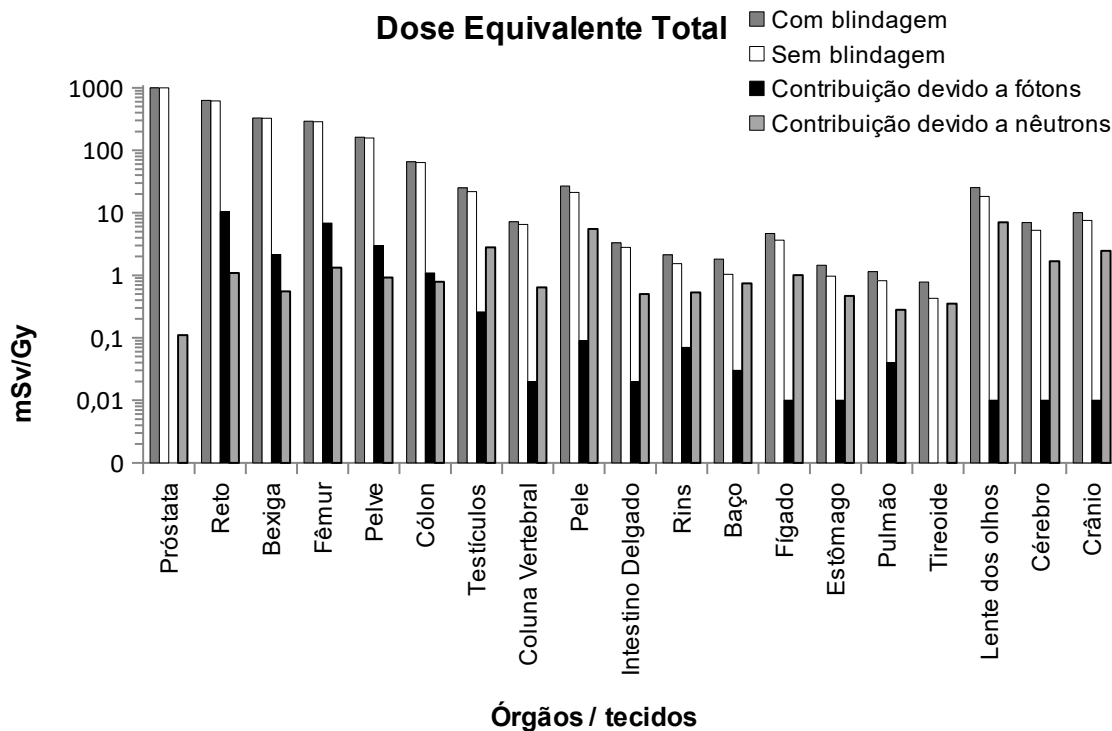


FIG. 4.3 - Comparação da dose equivalente total e contribuição da blindagem devido a fótons e nêutrons em alguns órgãos.

4.2 DOSE EFETIVA

A partir das doses equivalentes calculadas devido a fótons e nêutrons, calculou-se também a dose efetiva no paciente, conforme metodologia e fatores de peso de órgãos e tecidos estabelecidos pela ICRP 103.

Como pode ser observado na TAB. 4.5, inicialmente foi aplicado o fator de peso do órgão em cada dose equivalente, por tipo de radiação. Por fim, calculou-se a

dose efetiva no paciente a partir do somatório das doses efetivas totais por órgão devido a fótons e nêutrons.

TAB. 4.5 - Cálculo da dose efetiva, utilizando fatores de peso de órgãos e tecidos estabelecidos pela ICRP 103. Valores em mSv/Gy de dose na próstata.

| | Órgãos / tecidos | H _T fótons | E fótons | H _T nêutrons | E nêutrons | E Total |
|------------------------------|---------------------|-----------------------|----------|-------------------------|------------|----------------|
| órgão/Parcela devida a cada | Bexiga | 324,89 | 12,9954 | 0,89 | 0,0354 | 13,0308 |
| | Cérebro | 0,14 | 0,0014 | 5,13 | 0,0513 | 0,0527 |
| | Cólon | 61,53 | 7,3836 | 2,24 | 0,2685 | 7,6521 |
| | Fígado | 0,60 | 0,0238 | 3,05 | 0,1221 | 0,1459 |
| | Pulmão | 0,37 | 0,0439 | 0,45 | 0,0540 | 0,0979 |
| | Esôfago | 0,39 | 0,0158 | 0,63 | 0,0253 | 0,0411 |
| | Pele | 7,86 | 0,0786 | 13,40 | 0,1340 | 0,2126 |
| | Estômago | 0,57 | 0,0688 | 0,40 | 0,0485 | 0,1173 |
| | Testículos | 19,31 | 1,5446 | 2,55 | 0,2040 | 1,7486 |
| | Tireoide | 0,18 | 0,0072 | 0,25 | 0,0100 | 0,0172 |
| | Restante | 32,61 | 3,9136 | 8,35 | 1,0016 | 4,9152 |
| | Somatórios | | | 26,0768 | | 1,9547 |
| Dose Efetiva (mSv/Gy) | | | | | | 28,0315 |

A TAB. 4.6 apresenta a comparação da dose efetiva devido a fótons e nêutrons nas situações com e sem blindagem de concreto, também mostrada de forma resumida na FIG. 4.4. Observa-se que, tal como ocorrido com as doses equivalentes, com a remoção da blindagem, as parcelas devida a cada órgão / tecido, tanto para fótons quanto para nêutrons, apresentaram redução. A contribuição para tal diminuição se dá de forma mais expressiva pela dose devido a nêutrons. Esta contribui com 76,8% da redução da dose efetiva na ausência da blindagem, conforme TAB. 4.7.

Na TAB. 4.7, encontram-se as contribuições da blindagem de concreto da sala de radioterapia por tipo de radiação, bem como a contribuição total líquida e os percentuais de composição na contribuição e na dose efetiva. Observa-se também que, em um tratamento radioterápico para câncer de próstata de 74 Gy de dose terapêutica total, o concreto da blindagem contribui com 101,19 mSv de dose efetiva no paciente, ou seja, 4,65% da dose efetiva no paciente, valor duas ordens de grandeza superior ao 1 mSv/ano permitido para indivíduos do público.

TAB. 4.6 - Comparação da dose efetiva calculada e suas parcelas, com os dados de THALHOFER (2011) recalculados.

| Cálculo da Dose Efetiva (mSv/Gy) | | | | | | | |
|----------------------------------|---|------------|---------|----------------------------|------------|---------|----------------|
| Órgãos / tecidos | Thalhofer ¹ COM blindagem | | | Calculado SEM blindagem | | | |
| | E fótons | E nêutrons | E Total | E fótons | E nêutrons | E Total | |
| Parcela devida a cada órgão | Bexiga | 13,0815 | 0,0574 | 13,1389 | 12,9954 | 0,0354 | 13,0308 |
| | Cérebro | 0,0015 | 0,0681 | 0,0696 | 0,0014 | 0,0513 | 0,0527 |
| | Cólon | 7,5148 | 0,3638 | 7,8786 | 7,3836 | 0,2685 | 7,6521 |
| | Fígado | 0,0246 | 0,1626 | 0,1872 | 0,0238 | 0,1221 | 0,1459 |
| | Pulmão | 0,0486 | 0,0877 | 0,1363 | 0,0439 | 0,0540 | 0,0979 |
| | Esôfago | 0,0170 | 0,0486 | 0,0656 | 0,0158 | 0,0253 | 0,0411 |
| | Pele | 0,0795 | 0,1890 | 0,2685 | 0,0786 | 0,1340 | 0,2126 |
| | Estômago | 0,0702 | 0,1044 | 0,1746 | 0,0688 | 0,0485 | 0,1173 |
| | Testículos | 1,5656 | 0,4272 | 1,9928 | 1,5446 | 0,2040 | 1,7486 |
| | Tireoide | 0,0072 | 0,0239 | 0,0311 | 0,0072 | 0,0100 | 0,0172 |
| | Restante | 3,9836 | 1,4721 | 5,4557 | 3,9136 | 1,0016 | 4,9152 |
| | Somatório | 26,3941 | 3,0048 | 29,3989 | 26,0768 | 1,9547 | 28,0315 |
| | Percentual | 89,8% | 10,2% | 100% | 93% | 7% | 100% |
| | Dose Efetiva (mSv/Gy) | | | 29,3989 | | | 28,0315 |

¹ Valores recalculados para os mesmos números de histórias obtidos neste trabalho.

TAB. 4.7 - Comparação das contribuições da blindagem para a dose efetiva, por tipo de radiação.

| Órgãos / tecidos | Contribuição da blindagem (mSv/Gy) | | Contribuição total da blindagem (mSv/Gy) |
|--------------------------|---|-------------------|--|
| | devido a Fótons | devido a Nêutrons | |
| Parcela sobre cada órgão | Bexiga | 0,0861 | 0,1081 |
| | Cérebro | 0,0001 | 0,0169 |
| | Cólon | 0,1312 | 0,2265 |
| | Fígado | 0,0008 | 0,0413 |
| | Pulmão | 0,0047 | 0,0384 |
| | Esôfago | 0,0012 | 0,0245 |
| | Pele | 0,0009 | 0,0559 |
| | Estômago | 0,0014 | 0,0573 |
| | Testículos | 0,021 | 0,2442 |
| | Tireoide | 0 | 0,0139 |
| | Restante | 0,07 | 0,5405 |
| | Somatório | 0,3173 | 1,3674 |
| | Percentual | 23,2% | 100% |
| | Percentual na composição da Dose Efetiva | | 4,65% |

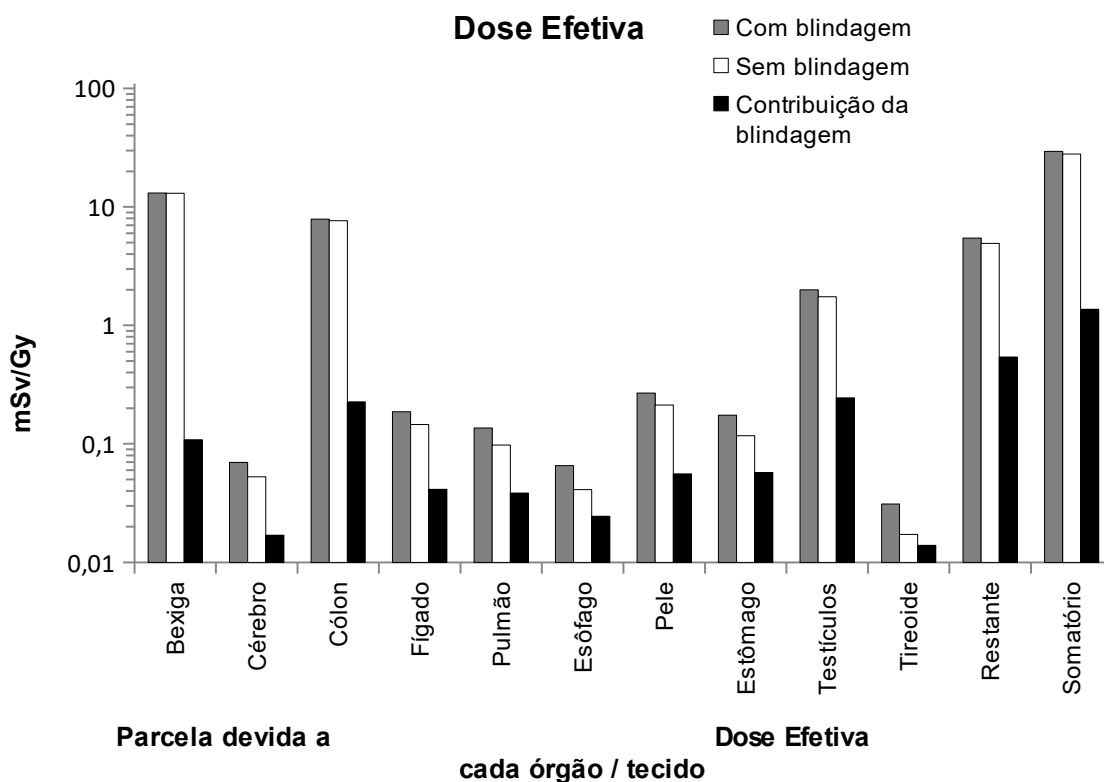


FIG. 4.4 - Contribuição da blindagem de concreto para a dose efetiva no paciente.

4.3 FATORES DE RISCO

Neste trabalho, também foi analisada a contribuição do concreto da blindagem da sala de radioterapia nos riscos de incidência de câncer secundário radioinduzido em órgãos / tecidos situados fora do feixe primário do tratamento radioterápico de câncer de próstata.

Os riscos apresentados na TAB. 4.8 foram estimados a partir da multiplicação dos valores de dose equivalente nos órgãos - obtidos com o MCNPX nas modelagens com e sem blindagem - pelos fatores de risco para homens fornecidos pelo BEIR VII. Foram consideradas as idades a partir de 40 anos, em décadas, apesar do câncer de próstata ser considerado um câncer da terceira idade, com cerca de três quartos dos casos com ocorrência após os 65 anos (INCA, 2014).

TAB. 4.8 - Risco Atribuível ao Tempo de Vida (*Lifetime Attributable Risk - LAR*) para incidência de câncer secundário por idade de exposição, por 100 mil indivíduos expostos a uma dose única e por 1Gy de dose devido a fótons na próstata.

| Órgão / tecido | LAR (Nr de casos/10 ⁵ indivíduos)/Gy | | | | | | | | | |
|--------------------|--|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|------|
| | Idade de exposição (anos) | | | | | | | | | |
| | 40 | | 50 | | 60 | | 70 | | 80 | |
| | Blindagem | | | | | | | | | |
| | Com | Sem | Com | Sem | Com | Sem | Com | Sem | Com | Sem |
| Gl. Adrenais | 3,07 | 1,20 | 2,50 | 0,98 | 1,75 | 0,69 | 1,02 | 0,40 | 0,41 | 0,16 |
| Testículos | 47,44 | 39,79 | 38,61 | 32,39 | 27,03 | 22,67 | 15,72 | 13,19 | 6,34 | 5,32 |
| Esôfago | 3,84 | 2,30 | 3,13 | 1,87 | 2,19 | 1,31 | 1,27 | 0,76 | 0,51 | 0,31 |
| Pâncreas | 3,28 | 2,66 | 2,67 | 2,16 | 1,87 | 1,51 | 1,09 | 0,88 | 0,44 | 0,36 |
| Coluna Vertebral | 13,48 | 11,80 | 10,98 | 9,60 | 7,68 | 6,72 | 4,47 | 3,91 | 1,80 | 1,58 |
| Pele | 62,44 | 48,09 | 50,82 | 39,14 | 35,57 | 27,40 | 20,69 | 15,94 | 8,35 | 6,43 |
| Intestino Grosso | 8,94 | 9,44 | 7,27 | 7,69 | 5,09 | 5,38 | 2,96 | 3,13 | 1,19 | 1,26 |
| Intestino Delgado | 6,73 | 5,41 | 5,48 | 4,40 | 3,84 | 3,08 | 2,23 | 1,79 | 0,90 | 0,72 |
| Rins | 4,76 | 3,28 | 3,88 | 2,67 | 2,71 | 1,87 | 1,58 | 1,09 | 0,64 | 0,44 |
| Timo | 3,15 | 1,96 | 2,56 | 1,60 | 1,79 | 1,12 | 1,04 | 0,65 | 0,42 | 0,26 |
| Baço | 4,09 | 2,13 | 3,33 | 1,74 | 2,33 | 1,22 | 1,36 | 0,71 | 0,55 | 0,29 |
| Traqueia | 3,96 | 1,96 | 3,23 | 1,60 | 2,26 | 1,12 | 1,31 | 0,65 | 0,53 | 0,26 |
| Úmero | 19,83 | 15,14 | 16,14 | 12,33 | 11,30 | 8,63 | 6,57 | 5,02 | 2,65 | 2,03 |
| Região Torácica | 10,11 | 6,74 | 8,23 | 5,49 | 5,76 | 3,84 | 3,35 | 2,23 | 1,35 | 0,90 |
| Fígado | 1,41 | 1,09 | 1,27 | 0,98 | 0,94 | 0,72 | 0,54 | 0,41 | 0,20 | 0,16 |
| Estômago | 0,51 | 0,32 | 0,47 | 0,29 | 0,38 | 0,23 | 0,26 | 0,16 | 0,13 | 0,08 |
| Pulmão | 1,57 | 1,09 | 1,52 | 1,06 | 1,34 | 0,93 | 0,98 | 0,68 | 0,51 | 0,36 |
| Lente dos olhos | 64,91 | 46,73 | 52,84 | 38,04 | 36,99 | 26,63 | 21,51 | 15,49 | 8,68 | 6,25 |
| Cartilagens | 46,55 | 36,34 | 37,89 | 29,58 | 26,52 | 20,71 | 15,43 | 12,04 | 6,22 | 4,86 |
| Osso inf. da perna | 20,23 | 15,60 | 16,46 | 12,70 | 11,52 | 8,89 | 6,70 | 5,17 | 2,70 | 2,09 |
| Tíbia e fíbula | 38,69 | 29,44 | 31,49 | 23,96 | 22,05 | 16,77 | 12,82 | 9,76 | 5,17 | 3,94 |
| Restante | 66,28 | 60,03 | 53,95 | 48,86 | 37,76 | 34,20 | 21,96 | 19,89 | 8,86 | 8,03 |
| Adiposo | 76,76 | 69,03 | 62,48 | 56,19 | 43,73 | 39,33 | 25,44 | 22,88 | 10,26 | 9,23 |
| Músculo | 66,80 | 60,97 | 54,37 | 49,62 | 38,06 | 34,74 | 22,14 | 20,20 | 8,93 | 8,15 |
| Tireoide | 0,03 | 0,02 | 0,01 | 0,01 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |
| Cérebro | 17,83 | 13,48 | 14,51 | 10,97 | 10,16 | 7,68 | 5,91 | 4,47 | 2,38 | 1,80 |

| | | | | | | | | | | |
|--------|-------|-----------|-------|-----------|-------|-------|------|------|------|------|
| Crânio | 25,80 | 19,4 1 | 21,00 | 15,8 0 | 14,70 | 11,06 | 8,55 | 6,43 | 3,45 | 2,60 |
|--------|-------|-----------|-------|-----------|-------|-------|------|------|------|------|

Os resultados foram obtidos com a combinação dos modelos de excesso de risco absoluto e relativo, e são apresentados em número de casos a cada 100 mil indivíduos expostos a uma dose única de radiação ionizante, e para cada 1Gy de dose aplicada na próstata. É possível observar que os riscos diminuem com o aumento da idade de exposição. Esta é uma característica geral do modelo de risco adotado e chega a ser intuitiva tendo em vista que, quanto mais idoso é o paciente, menos tempo de vida suficiente ele terá para desenvolver um câncer secundário (BEDNARZ, 2010), que normalmente tem latência média de 5 anos exceto para leucemia com média de 2 anos. Além disso, os riscos são maiores nos órgãos / tecidos: (a) mais próximos do feixe primário, (b) mais superficiais e (c) no crânio e cérebro, sendo os últimos justificados pelo grande livre caminho médio para nêutrons no osso (BEDNARZ, 2009).

A TAB. 4.9 apresenta a contribuição da blindagem para os riscos de incidência de câncer secundário em diversos órgãos por idade de exposição, bem como seus respectivos percentuais de contribuição médios. A contribuição é definida pela diferença dos valores dos riscos obtidos nas situações com e sem blindagem de concreto. Observa-se que, no geral, a blindagem contribui com cerca de 27% do risco para desenvolvimento de câncer secundário radioinduzido.

Os valores negativos de contribuição encontrados para o intestino grosso e apresentados nas TAB. 4.9 são atribuídos ao alto erro relativo para a dose devido a nêutrons calculada naquele órgão / tecido. Os valores iguais a zero para a tireoide, na verdade foram menores que 0,005.

Os riscos de incidência de câncer secundário em alguns órgãos / tecidos são apresentados na FIG. 4.5, bem como as respectivas contribuições da blindagem devido a fótons e nêutrons, para idade de exposição de referência de 60 anos. É possível observar que, para os órgãos fora do feixe primário da radiação, a contribuição da blindagem para os riscos é, no mínimo, 10 vezes maior devido a nêutrons quando comparada à contribuição devido a fótons.

TAB. 4.9 - Percentuais de contribuição para os riscos por idade de exposição.

| Órgão / tecido | Contribuição da blindagem (Nr de casos/10 ⁵ indivíduos)/Gy | | | | | Percentual de contribuição por idade de exposição (%) |
|--------------------|--|-------|-------|-------|-------|---|
| | Idade de exposição (anos) | | | | | |
| | 40 | 50 | 60 | 70 | 80 | |
| Gl. Adrenais | 1,87 | 1,52 | 1,06 | 0,62 | 0,25 | 60,78 |
| Testículos | 7,65 | 6,22 | 4,36 | 2,53 | 1,02 | 16,12 |
| Esôfago | 1,54 | 1,26 | 0,88 | 0,51 | 0,20 | 40,27 |
| Pâncreas | 0,62 | 0,51 | 0,36 | 0,21 | 0,08 | 18,90 |
| Coluna Vertebral | 1,68 | 1,38 | 0,96 | 0,56 | 0,22 | 12,50 |
| Pele | 14,35 | 11,68 | 8,17 | 4,75 | 1,92 | 22,98 |
| Intestino Grosso | -0,50 | -0,42 | -0,29 | -0,17 | -0,07 | -5,68 |
| Intestino Delgado | 1,32 | 1,08 | 0,76 | 0,44 | 0,18 | 19,67 |
| Rins | 1,48 | 1,21 | 0,84 | 0,49 | 0,20 | 31,23 |
| Timo | 1,19 | 0,96 | 0,67 | 0,39 | 0,16 | 37,70 |
| Baço | 1,96 | 1,59 | 1,11 | 0,65 | 0,26 | 47,90 |
| Traqueia | 2,00 | 1,63 | 1,14 | 0,66 | 0,27 | 50,54 |
| Úmero | 4,69 | 3,81 | 2,67 | 1,55 | 0,62 | 23,63 |
| Região Torácica | 3,37 | 2,74 | 1,92 | 1,12 | 0,45 | 33,33 |
| Fígado | 0,32 | 0,29 | 0,22 | 0,13 | 0,04 | 22,76 |
| Estômago | 0,19 | 0,18 | 0,15 | 0,1 | 0,05 | 37,93 |
| Pulmão | 0,48 | 0,46 | 0,41 | 0,3 | 0,15 | 30,56 |
| Lente dos olhos | 18,18 | 14,8 | 10,36 | 6,02 | 2,43 | 28,01 |
| Cartilagens | 10,21 | 8,31 | 5,81 | 3,39 | 1,36 | 21,93 |
| Osso inf. da perna | 4,63 | 3,76 | 2,63 | 1,53 | 0,61 | 22,87 |
| Tíbia e fíbula | 9,25 | 7,53 | 5,28 | 3,06 | 1,23 | 23,92 |
| Restante | 6,25 | 5,09 | 3,56 | 2,07 | 0,83 | 9,43 |
| Adiposo | 7,73 | 6,29 | 4,4 | 2,56 | 1,03 | 10,06 |
| Músculo | 5,83 | 4,75 | 3,32 | 1,94 | 0,78 | 8,73 |
| Tireoide | 0,01 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 48,61 |
| Cérebro | 4,35 | 3,54 | 2,48 | 1,44 | 0,58 | 24,41 |
| Crânio | 6,39 | 5,2 | 3,64 | 2,12 | 0,85 | 24,77 |
| | Percentual Médio | | | | | 26,81 |

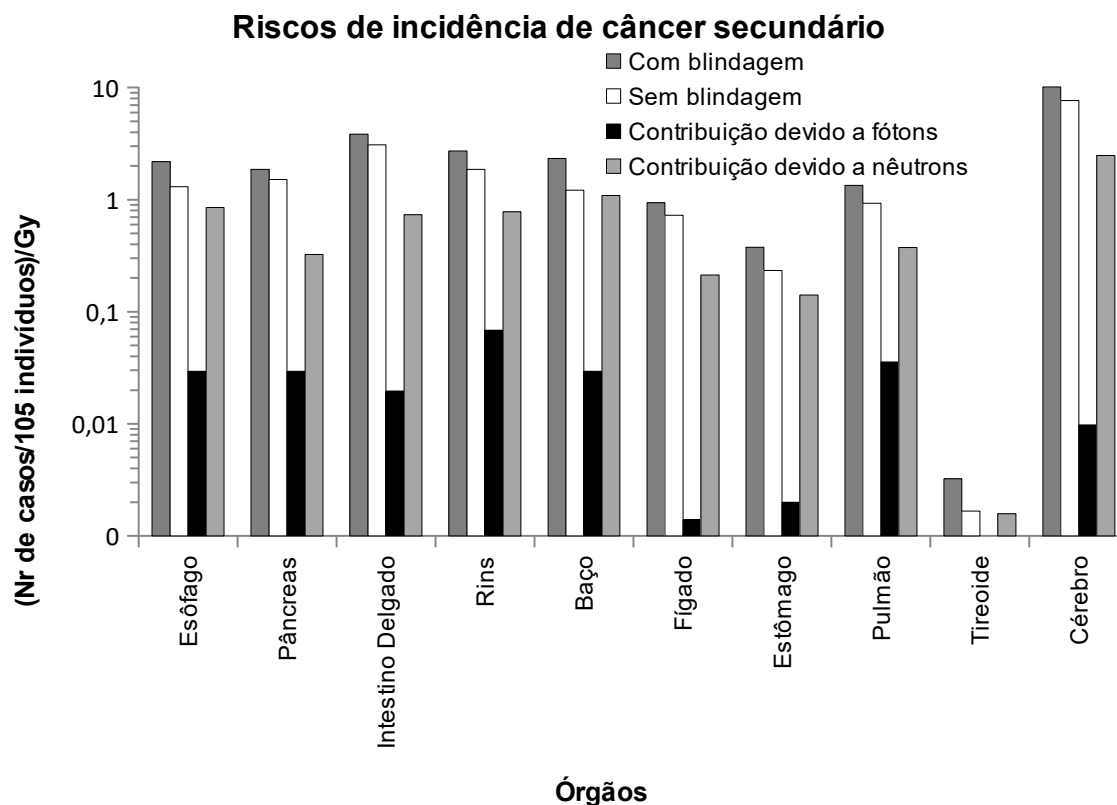


FIG. 4.5 - Riscos de incidência de câncer secundário em alguns órgãos, e respectivas contribuições da blindagem devido a fótons e nêutrons, para idade de exposição de 60 anos.

Quando são comparados os riscos calculados para o protocolo de tratamento de 74Gy de dose terapêutica com a linha base de incidência de cânceres estimada pelo INCA para o biênio 2014/2015 no Brasil (INCA, 2014), conforme FIG. 4.6, observa-se que aqueles estão bem acima desta, evidenciando o excesso previsto nos modelos de excesso de risco, risco relativo e absoluto, adotados pelo BEIR VII. Diferentemente da metodologia utilizada pelo BEIR VII, a estimativa de incidência feita pelo INCA não faz distinção de idade, logo o excesso observado pode ser ainda maior. Como na FIG. 4.6 só constam os dados para a idade de exposição de 60 anos, o número de novos casos de câncer na tireoide ficou abaixo da linha base. Entretanto, somando a contribuição das outras idades de exposição, o gráfico supera a linha base. A linha base de incidência é definida pela taxa de incidência de câncer em órgão específico, por 100 mil habitantes de uma determinada região, por sexo, mas sem considerar casos de cânceres secundários radioinduzidos.

Dos órgãos / tecidos estudados que estão fora do feixe primário do tratamento, foram considerados aqueles destacados pelo INCA pela magnitude da mortalidade ou da incidência, ou por aspectos ligados ao custo e efetividade de programas de prevenção.

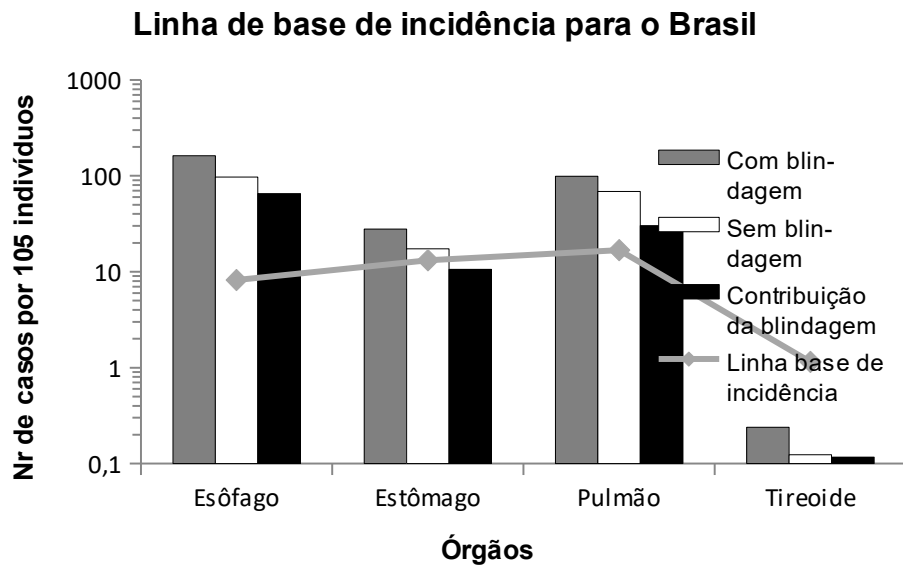


FIG. 4.6 - Comparação dos riscos calculados com a linha base de incidência para o Brasil, considerando 74Gy de dose terapêutica e idade de exposição de 60 anos.

Os riscos obtidos neste trabalho também foram comparados com dados descritos na literatura por BEDNARZ *et al* (2010), estimados para idade de exposição de 60 anos. Essa comparação é apresentada na TAB. 4.10. BEDNARZ e colaboradores (2010) modelaram o acelerador Varian Clinac 2100C (mesmo modelo utilizado no presente trabalho) e um fantoma computacional realístico masculino adulto definido em malhas triangulares, o RPI-AM, mas sem considerar a blindagem de concreto da sala.

Observa-se que, com exceção dos riscos encontrados para o esôfago, o fígado e o cérebro, todos os outros apresentaram uma boa concordância quando comparados com os valores calculados com blindagem, embora a modelagem feita por BEDNARZ *et al* (2009) não incluía paredes, piso nem teto da sala de radioterapia. Tais divergências podem ser explicadas pelos diferentes fantasmas utilizados, bem como pelos diferentes números de histórias simuladas. BEDNARZ e

colaboradores (2009) calcularam um total de 10 milhões de histórias para todas as simulações, enquanto que, para este trabalho, foram necessárias, aproximadamente, 600 milhões e 2 bilhões de histórias respectivamente em cada simulação para fótons e nêutrons.

TAB. 4.10 - Comparação dos riscos calculados com os dados descritos na literatura, por BEDNARZ e colaboradores (2010), para idade de exposição de 60 anos.

| Órgão / tecido | Riscos para Órgãos / tecidos Específicos (Nr de casos por 10 ⁵ indivíduos)/Gy | | |
|----------------|---|---------------|---------------|
| | Calculado | | BEDNARZ et al |
| | Com blindagem | Sem blindagem | |
| Esôfago | 2,19 | 1,31 | 0,77 |
| Pâncreas | 1,87 | 1,51 | 1,97 |
| Rins | 2,71 | 1,87 | 3,05 |
| Baço | 2,33 | 1,22 | 2,16 |
| Fígado | 0,94 | 0,72 | 0,26 |
| Estômago | 0,38 | 0,23 | 0,36 |
| Pulmão | 1,34 | 0,93 | 1,35 |
| Tireoide | 0,003 | 0,002 | 0,005 |
| Cérebro | 10,16 | 7,68 | 0,99 |

5 CONCLUSÕES

O presente trabalho tem fortes traços de ineditismo, pois utiliza metodologia inovadora, ainda não registrada na literatura, para a análise dos efeitos da blindagem de uma sala de radioterapia padrão diretamente sobre os órgãos / tecidos do paciente representado por um fantoma computacional. Diversos autores e grupos de pesquisa estudaram as contribuições de blindagens de diferentes materiais e composições, contudo, em termos de atenuação e transmissão de energia apenas, ou considerando o equivalente de dose ambiente e doses em fantasmas de água.

5.1 CONTRIBUIÇÃO DA BLINDAGEM NA DOSE EQUIVALENTE

Os resultados obtidos indicam que a blindagem de concreto da sala de radioterapia tem uma contribuição média de aproximadamente 20% sobre a dose equivalente depositada nos órgãos / tecidos do paciente.

Observa-se que, para fótons, a contribuição da blindagem na dose equivalente no órgão / tecido é menor conforme este se localize em posição mais afastada do isocentro. Diferentemente, a contribuição na dose devido aos nêutrons ocorre com maior homogeneidade ao longo do corpo uma vez que a emissão de nêutrons não tem direção definida.

Observa-se também que, para os órgãos próximos ao isocentro, a contribuição da blindagem devido a fótons sobre a dose equivalente é maior do que a devido a nêutrons. Para órgãos / tecidos afastados do isocentro, a contribuição devido aos nêutrons se torna mais significativa do que a devido a fótons por um fator 10.

5.2 CONTRIBUIÇÃO DA BLINDAGEM NA DOSE EFETIVA

Os resultados também mostram que 4,65% da dose efetiva no paciente são devidos à radiação espalhada e/ou produzida pela blindagem de concreto. Sendo que 76,8% dessa contribuição é devida aos nêutrons. Ou seja, para o protocolo de tratamento de 74Gy de dose terapêutica total recomendado pelo INCA, 101,19 mSv é a contribuição em dose da blindagem, sendo 77,71 mSv somente devido a nêutrons. Valor expressivo quando comparado ao limite de 1mSv/ano para indivíduos do público.

5.3 CONTRIBUIÇÃO DA BLINDAGEM NO FATOR DE RISCO

Os resultados mostram ainda que 26,81% é a contribuição média da blindagem para o risco do paciente desenvolver um câncer secundário induzido pelo tratamento radioterápico de próstata em órgão afastado do feixe primário. Para atender aos critérios de utilização do modelo de risco BEIR VII, somente órgãos fora do feixe primário foram considerados e foi possível observar que, para esses órgãos / tecidos, a contribuição da blindagem para os riscos é, no mínimo, 10 vezes maior devido a nêutrons quando comparada à contribuição devido a fótons.

5.4 CONCLUSÕES FINAIS E PERSPECTIVAS

Se o acréscimo médio de 20% da dose equivalente fosse homogêneo em todos os órgãos / tecidos, a contribuição da blindagem para a dose efetiva também seria de 20%. Isso não ocorreu porque, além da contribuição não se distribuir uniformemente, os órgãos com maior peso para dose efetiva (como pulmão e estômago) tiveram acréscimos de dose equivalente muito menores do que outros órgãos com menor peso para dose efetiva (bexiga, principalmente). Por isso que,

apesar de se ter uma contribuição média da blindagem de 20% da dose equivalente, na dose efetiva essa contribuição foi de apenas 4,65%. Esse resultado mostra que, se o tratamento for de outro câncer, como o de pulmão, por exemplo, a contribuição deve ser diferente, podendo levar a valores de contribuição na dose efetiva muito maiores, inclusive superiores aos 20%.

De qualquer forma, é possível concluir que a blindagem da sala de radioterapia contribui de forma significativa para as doses equivalentes nos órgãos, principalmente naqueles mais afastados do feixe primário, para a dose efetiva sobre o indivíduo e para o risco do paciente, em tratamento, desenvolver câncer secundário radioinduzido. Tais contribuições se devem, mais expressivamente, às doses devidas aos nêutrons gerados no cabeçote e que são espalhados e/ou produzidos nas paredes, piso e teto (SILVA, 2014).

As publicações que estabelecem requisitos mínimos de blindagem, tão somente, se preocupam com a proteção do indivíduo ocupacionalmente exposto e a do público comum, situados do lado externo da sala de radioterapia. O princípio de cálculo das blindagens de salas destinadas a tratamentos radioterápicos, radiodiagnósticos e/ou medicina nuclear não leva em conta o efeito do espalhamento ou da produção da radiação pela blindagem na dose sobre o paciente. Portanto, conclui-se também, que a metodologia empregada nesse trabalho gera poder de análise sobre contribuições da blindagem de concreto de uma sala de radioterapia, podendo ser empregada em diversas outras situações que se apresentem, principalmente quando se busca materiais de blindagem que também aumentem a proteção radiológica do paciente.

Com tudo isso se sugere estudos futuros, utilizando a mesma metodologia aqui empregada, para avaliar o tratamento de câncer de pulmão, bem como estudos para se analisar o emprego de materiais adicionais à blindagem de concreto que possam evitar ou minimizar o espalhamento e a produção de nêutrons pelas paredes, piso e teto da sala de radioterapia. Espera-se que esses futuros trabalhos possam, em conjunto com os resultados aqui apresentados, contribuir de forma importante para adicionar segurança aos procedimentos de radioproteção, controle ambiental e redução de efeitos secundários do tratamento oncológico com radioterapia.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALBERTS, B., JOHNSON, A., LEWIS, J., ROBERTS, K., WALTER, P. **Biologia molecular da célula**. Artmed, 2004.
- ATHAR, B. S., PAGANETTI, H. **Neutron equivalent doses and associated lifetime cancer incidence risks for head & neck and spinal proton therapy**. Physics in Medicine and Biology, Vol 54(16), pp 4907-4926, 2009.
- BEDNARZ, B., HANCOX, C., XU, X. G. **Calculated organ doses from selected prostate treatment plans using Monte Carlo simulations and an anatomically realistic computational phantom**. Phys. Med. Biol. 54, 5271–5286, 2009.
- BEDNARZ, B., ATHAR, B., XU, X. G. **A comparative study on the risk of second primary cancers in out-of-field organs associated with radiotherapy of localized prostate carcinoma using Monte Carlo-based accelerator and patient models**. Medical Physics, Vol. 37, N5, 1987-1994, 2010
- BIOLOGICAL EFFECTS OF IONIZING RADIATION VII (BEIR VII), **Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII, Phase 2**. National Academy of Science, Washington, DC, 2006.
- BOIA, L. S., MARTINS, M. C., JÚNIOR, H. A. S., SILVA, A. X., SOARES, A. F. N. S. **Preparing a voxel-simulator of Alderson Rando physical phantom**. 7th International Nuclear Atlantic Conference, INAC, 2011. ISBN: 978-85-99141-04-5.
- CHUNG, K. C., **Introdução a Física Nuclear**, Rio de Janeiro, Ed, UERJ, 288p. 2001.
- CORDEIRO, Thaiana de Paula Vieira. **Cálculo dos coeficientes de conversão para dose efetiva para nêutrons utilizando o simulador antropomórfico de Voxels**. 2009. 97 p. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Programa de Pós Graduação de Engenharia Nuclear, COPPE, 2009.
- _____. **Coeficientes de Conversão para a Dose Efetiva e Equivalente de Dose Ambiente para Feixes de Raio X Utilizados em Radioterapia**. 2013. 82 p. Tese (Doutorado em Ciências) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Programa de Pós Graduação de Engenharia Nuclear, COPPE, 2013.

- CORREA, Samanda Cristine Arruda. **Otimização da dose e da imagem radiográfica digital de tórax usando modelagem computacional**. 2009. 165 p. Tese (Doutorado em Ciências) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Programa de Pós Graduação de Engenharia Nuclear, COPPE, 2009.
- DE PAIVA, E. **Princípios do cálculo de blindagem em radioterapia**. Revista Brasileira de Ensino de Física, v. 36, n. 3, 3311, 2014.
- DI PRINZIO, R., FACURE, A. **Determinação de blindagens em radioterapia**. Anexo C. Comissão Nacional de Energia Nuclear, CGMI,DRS.
- DJULBEGOVIC, M., BEYTH, R. J., NEUBERGER, M. M., STOFFS, T. L., VIEWEG, J., DJULBEGOVIC, B., DAHM, P. **Screening for prostate cancer: systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials**. Cite this as: BMJ 2010; 341:c4543.
- FACURE, Alessandro Neves de Salles Soares. **Doses ocupacionais devido a nêutrons em salas de aceleradores lineares de uso médico**. 2006. 125 p. Tese (Doutorado em Ciências) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Programa de Pós Graduação de Engenharia Nuclear, COPPE, 2006.
- FACURE, A., SILVA, A. X. **The use of high-density concretes in radiotherapytreatment room design**. Applied Radiation and Isotopes 65, 1023-1028, 2007.
- FERREIRA, M. J. **A controvérsia sobre o efeito das radiações – duas academias em disputa**. Anais do 13º Seminário Nacional de História da Ciência e da Tecnologia, 2012. ISBN: 978-85-64842-05-2
- FONTENOT, J. D., LEE, A. K., NEWHAUSER, W. D. **Risk of secondary malignant neoplasms from proton therapy and intensity-modulated X-ray therapy for early-stage prostate cancer**. International Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics, Vol 74(2), pp 616–622, 2009.
- FROTA, M. A., CRISPIM, V. R., SILVA, A. X., KELECOM, A. **Spectrally average conversion coefficients for air kerma to ambient dose equivalent for clinical linear accelerator**. Applied Radiation and Isotopes 67, 74-177, 2009.
- GIBSON, J. A. B. and PIESCH, E. **Neutron Monitoring for Radiological Protection**. Technical Reports Series, 252. IAEA. Viena. 1985.
- GOMES, R., NASCIMENTO, E. F., REBELLO, L. E. F. S., ARAÚJO, F. C. **As arranhaduras da masculinidade: uma discussão sobre o toque retal como medida de prevenção do câncer prostático**. Ciência e Saúde Coletiva, Rio de Janeiro, Vol 13, Iss 6, pp 1975-1984, 2008. ISSN 1678-4561.
- GUIMARÃES, Nilmara Almeida. **Avaliação Metrológica do Tamanho de Campo Irrradiado por Aceleradores Lineares**. 2011. 143 p. Dissertação (Mestrado em Metrologia) - Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, 2011.

HOWELL, R. **Calculation of effective dose from measurements of secondary neutron spectra and scattered photon dose from dynamic MLC IMRT for 6 MV, 15 MV, and 18 MV beam energies.** Medical Physics, Vol. 33, No. 2, February 2006.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA - INCA. **Estimativa 2014: Incidência de Câncer no Brasil.** Coordenação de Prevenção e Vigilância. Rio de Janeiro: INCA, 2014.

_____. **Monitoramento das ações de controle do câncer de próstata, 2014.** Disponível em: <http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposdecancer/site/home/prostata/deteccao_precoce>. Acesso em: 17/08/2015.

_____. **O que é o câncer?** Disponível em: <http://www1.inca.gov.br/conteudo_view.asp?id=322>. Acesso em: 11/11/2015.

_____. **Tipos de câncer: próstata.** Disponível em: <<http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposdecancer/site/home/prostata>>. Acesso em: 11/11/2015.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION - ICRP. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection,** ICRP Publication 103, New Your, Pergamon Press, Oxford, 2007.

JARLSKOG, C. Z., PAGANETTI, H. **Risk of developing second cancer from neutron dose in proton therapy as function of field characteristics, organ, and patient age.** International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics, Vol 72(1), pp 228-235, 2008.

KAPLAN, I. **Nuclear Physics,** Addison-Wesley Publishing Company, Inc. Reading, Mass, USA, 1962.

KASE, K. R., NELSON, W. R., FASSO, A., LIU, J. C., MAO, X., JENKINS, T. M., KLECK, J. H. **Measurements of accelerator-produced leakage neutron and photon transmission through concrete.** Health Physics, 84 (2), 180-187, 2003.

KRAMER, R., VIEIRA, J. W., KHOURY, H. J., LIMA, F. R. A., FUELLE, D. **All about MAX: a male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry.** Physics in Medicine and Biology, 48, 1239–1262, 2003.

KRY, S. F., SALEHPOUR, M., FOLLOWILL, D. S., STOVALL, M., KUBAN, D. A. WHITE, A. R., ROSEN, I. I. **Out-of-field photon and neutron dose equivalents from step-and-shoot intensity-modulated radiation therapy.** Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 62, No. 4, pp. 1204–1216, 2005.

LAMARSH, J. C., **Introduction to Reactor Theory.** Addison-Wesley publishing company, 1978.

- MAO, X. S., KASE, K. R., LIU, J. C., NELSON, W. R., KLECK, J. H., JOHNSEN, S. **Neutron sources in the Varian Clinac 2100C/2300C medical accelerator calculated by the EGS4 code.** Health Phys. Apr:72(4):524-9, 1997.
- MESBAHI, A., AZARPEYVAND, A., KHOSRAVI, H. R. **Does concrete composition affect photoneutron production inside radiation therapy bunkers?** Japanese Journal of Radiology, Vol.30(2), pp.162-166, 2012.
- NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. **NCRP - Report nº 151: [Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities](#).** Washington, D.C., 2005.
- PELOWITZ, D. **MCNPX user's manual.** Version 2.5.0. Los Alamos National Laboratory Report LA-CP-05-0369, 2005.
- REBELLO, W. F., ROQUE, H. S., SANDRINI, E. S., SILVA, M. G., SILVA, A. X., THALHOFER, J. L. **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.** 12th International Symposium on Radiation Physics, ISRP 2012.
- REBELLO, W. F., SILVA, A. X., FACURE, A., SILVA, H. R. **Monte Carlo simulation of photoneutrons streaming inside radiotherapy treatment rooms as a function of gantry angles.** Progress in Nuclear Energy, Volume 52, pp.278–281, 2010.
- SILVA, Maria Glória da. **Comparação, Usando Simulação em Monte Carlo, da Influência das Doses Devido a Nêutrons em Pacientes, Considerando-se a Utilização de uma Blindagem Adicional de Chumbo ou Aço nas Paredes Internas da Sala de Radioterapia,** 2014. 69 p. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Instituto Militar de Engenharia, Seção de Engenharia Nuclear, 2014.
- TAUHATA, L., SALATI, I. P. A., Di PRINZIO, R., Di PRINZIO, A. R. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos.** Instituto de Radioproteção e Dosimetria. Comissão Nacional de Energia Nuclear. 9ª revisão. 345 p. Rio de Janeiro: Novembro de 2013.
- THALHOFER, Jardel Lemos. **Cálculo de Doses em Órgãos Sadios no Tratamento Radioterápico para Próstata, Utilizando Modelagem Computacional e Fantoma em Voxel.** 2011. 83 p. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Instituto Militar de Engenharia, Seção de Engenharia Nuclear, 2011.
- THE CANCER COUNCIL NEW SOUTH WALES. **Radical prostatectomy.** Disponível em: <<http://www.cancercouncil.com.au/75632/b1000/prostate->

cancer-29/radical-prostatectomy/?pp=33840&cc=10073&&ct=22>. Acesso em: 13/11/2015.

_____. **What is cancer?** Disponível em: <<http://www.cancercouncil.com.au/2404/cancer-information/general-information-cancer-information/understanding-cancer-general-information-cancer-information/what-is-cancer-understanding-cancer-general-information-cancer-information/all-about-cancer/?pp=74463&cc=9548&&ct=35>>. Acesso em: 11/11/2015.

TSOULFANIDIS, N. **Measurement and Detection of Radiation**. 2nd ed. Washington: Taylor & Francis, 1995. 614 p. ISBN I-56032-317-5.

X-5 MONTE CARLO TEAM, MCNP. **A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5, Volume I: Overview and Theory, LA-UR-03-1987**. Los Alamos National Laboratory, USA.