AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Estudos dosimétricos pelo método de Monte Carlo para irradiação de corpo total

RENATA ALINE DEL NERO

**Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Mestre em Ciências na Área
de Tecnologia Nuclear - Reatores**

**Orientador:
Prof. Dr. Hélio Yoriyaz**

**São Paulo
2019**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia associada à Universidade de São Paulo

Estudos dosimétricos pelo método de Monte Carlo para irradiação de corpo total

RENATA ALINE DEL NERO

**Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Mestre em Ciências na Área
de Tecnologia Nuclear - Reatores**

Orientador:
Prof. Dr. Hélio Yoriyaz

Versão Corrigida
Versão Original disponível no IPEN

São Paulo
2019

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Como citar:

DEL NERO, R. A. Estudos dosimétricos pelo método de Monte Carlo para irradiação de corpo total. 2019. 114 p. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN - CNEN/SP. São Paulo. Disponível em: <<http://www.teses.usp.br>>. Acesso em: 20 jan. 2019.

Ficha catalográfica:

Del Nero, Renata Aline

Estudos dosimétricos pelo método de Monte Carlo para irradiação de corpo total / Renata Aline Del Nero. Orientador Hélio Yoriyaz. São Paulo, 2019.

114 p.

Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-graduação em Tecnologia Nuclear. Área de concentração (Reatores) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. Universidade de São Paulo.

1. Método de Monte Carlo. 2. MCNP6. 3. Irradiação de corpo total. 4. Radioterapia.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Renata Aline Del Nero

Estudos dosimétricos pelo método de Monte Carlo para irradiação de corpo total

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em
Tecnologia Nuclear da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Mestre em Ciências.

Data: 17/01/2019

Banca Examinadora

Prof. Dr.: Hélio Yoriyaz.

Instituição: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN - CNEN/SP.

Julgamento: *Aprovado*

Prof. Dr.: Eduardo do Nascimento

Instituição: Universidade Federal da Bahia, Instituto de Humanidades, Artes e
Ciências Professor Milton Santos, UFBA - IHAC.

Julgamento: *aprovado*

Prof. Dr.: Marco Antonio Rodrigues Fernandes

Instituição: Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" - Faculdade de
Medicina de Botucatu, UNESP - FMB.

Julgamento: *APROVADO*

***Dedico este trabalho a todos que
acreditaram em mim, com todo amor e
carinho.***

AGRADECIMENTOS

Quero agradecer, em primeiro lugar, a Deus, pelo dom da vida e oportunidades, sempre oferecendo força e foco para superar os desafios.

Agradeço aos meus pais, Antonio Luiz Del Nero e Rosana de Fátima Arruda Del Nero, e ao meu irmão, Filipe Arthur Del Nero, por serem essenciais em minha vida, oferecendo-me um alicerce rígido e lembranças felizes, amor e apoio financeiro, sempre me incentivando a alcançar meus objetivos.

Ao meu namorado e melhor amigo, Alexandre Giannecchini Romagnolo, que com todo seu carinho e apoio, me incentivou nas horas difíceis, de desânimo e cansaço. Obrigada pelo seu empenho e por todos os momentos que passamos juntos. Amo você!

Ao meu orientador, professor Dr. Hélio Yoriyaz, por toda atenção, dedicação, paciência na orientação e pela confiança. Muito obrigada por me aceitar como aluna!

Ao professor da graduação Dr. Marco Antonio Rodrigues Fernandes, por me apresentar ao Dr. Hélio Yoriyaz e ao IPEN, abrindo novos caminhos e permitindo a realização deste trabalho de mestrado.

Agradeço ao serviço de radioterapia do Hospital Beneficência Portuguesa de São Paulo, por permitirem a realização dos experimentos e por fornecerem dados a este trabalho. Agradeço também, especialmente ao físico médico Marcos Vinicius Nakaoka Nakandakari, por acompanhar os experimentos e por estar sempre pronto para ajudar, mesmo depois de um longo dia de trabalho.

Agradeço também aos professores Dr. Julian Marco Barbosa Shorto, Dr. Paulo De Tarso Dalledone Siqueira e Dra. Maira Goes Nunes por sempre estarem presentes nas reuniões de grupo e auxiliarem durante a realização do trabalho.

Não posso deixar de agradecer aos meus amigos de trabalho, com quem eu aprendi muito e convivi diariamente, Lucas, Paula, Clayton, Talita, Tássio, Isabela, Amanda, Rodrigo, Nikolas, Wilber, Marcos e Luiz Felipe.

Por fim, aproveito para agradecer ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN - CNEN/SP, pela oportunidade, e à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela bolsa de estudos cedida durante o desenvolvimento deste trabalho.

A todos que, direta ou indiretamente, colaboraram para a realização deste trabalho ou estiveram presentes em minha vida contribuindo para o meu crescimento pessoal e profissional, serei sempre grata! Muito obrigada!

“Jamais considere seus estudos como uma obrigação, mas como uma oportunidade invejável para aprender a conhecer a influência libertadora da beleza do reino do espírito, para o seu próprio prazer pessoal e para proveito da comunidade à qual seu futuro trabalho pertencer.”

Albert Einstein

“Mestre não é quem ensina, mas quem de repente aprende.”

João Guimarães Rosa

RESUMO

DEL NERO, R. A. Estudos dosimétricos pelo método de Monte Carlo para irradiação de corpo total. 2019. 114 p. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN - CNEN/SP, São Paulo, 2019.

Na técnica de tratamento de irradiação de corpo total, como o próprio nome diz, a radiação atinge o corpo todo do paciente com uma dose uniforme. É uma das principais vias de tratamento interdisciplinar de neoplasias malignas, predominantemente doenças hematopoiéticas. Devido à complexidade da anatomia do corpo, essa técnica apresenta dificuldades na obtenção da distribuição de dose uniforme, além da atenção especial ao pulmão, por conta da sua heterogeneidade tecidual. Assim, o objetivo deste trabalho consiste em realizar estudos dosimétricos para irradiação de corpo total, possibilitando o desenvolvimento de novos procedimentos que auxiliem no planejamento da técnica durante a rotina clínica, com o intuito de aumentar a eficácia desse tipo de tratamento. No presente trabalho, realizaram-se medidas experimentais de dose de corpo total, utilizando câmara de ionização em objeto simulador antropomórfico. Visto que o método de Monte Carlo é considerado um padrão ouro na forma de validação para os dados obtidos experimentalmente, realizou-se cálculo de dose no objeto simulador antropomórfico utilizando o código MCNP6 e o *software* AMIGOBBrachy. Entre as etapas envolvidas, iniciou-se com a verificação da equivalência entre aceleradores a partir de um espaço de fase. O andamento do trabalho ocorreu com a substituição do espaço de fase por um modelo de fonte virtual para campos alargados: $40 \times 40 \text{ cm}^2$ e $40 \times 40 \text{ cm}^2$ rotacionado 45° , este utilizado na técnica de irradiação de corpo total. Dando continuidade, determinou-se uma configuração geométrica para a câmara de ionização, de forma a melhor reproduzir a dose na pele obtida experimentalmente. Foram feitas comparações entre dados experimentais e cálculos para irradiação de *phantom* antropomórfico, observando-se uma homogeneidade na distribuição de dose durante essa reprodução de tratamento. Por fim, foi feita a comparação de cálculos de dose total com e sem blindagem para pulmão, e os resultados se mostraram dentro do limite

aceitável de dose de 8 a 10 Gy. A metodologia de cálculo desenvolvida neste trabalho com o uso do método de Monte Carlo, juntamente com o *software* AMIGOBachy, foram úteis para demonstrar a adequação do procedimento de irradiação de corpo total em termos dosimétricos. Além disso, esta metodologia mostrou-se ser uma ferramenta de cálculo de dose muito importante para estudos futuros que visem aumento da eficácia para esta modalidade de tratamento, pois permite, através de simulações, estimar distribuições de dose de forma detalhada e precisa, auxiliando no planejamento do tratamento de irradiação de corpo total.

Palavras-chave: método de Monte Carlo; MCNP6; irradiação de corpo total; radioterapia.

ABSTRACT

DEL NERO, R. A. Measurement studies by the Monte Carlo method for total body irradiation. 2019. 114 p. Dissertation (Nuclear Technology Master Program) - Nuclear and Energy Research Institute, IPEN - CNEN/SP, Sao Paulo, 2019.

In the total body irradiation technique, as the name says, the radiation hits the whole body of the patient as an uniform dose. It is one of the main ways of interdisciplinary treatment of malignant neoplasms, mainly hematopoietic diseases. Due the complexity of the human anatomy, this technique presents difficulties in obtaining an uniform dose distribution, besides special attention to lungs due its tissue heterogeneity. Therefore, the objective of this work is to perform dosimetric studies for total body irradiation, allowing the development of new procedures to help the technique planning phase during the clinical routine, aiming to increase the efficacy of this kind of treatment. In this work, experimental dose measurements for total body were made using ionization chamber on an anthropomorphic object simulator. Since Monte Carlo method is considered a gold standard as validation for the experimentally data obtained, a dose calculation in the anthropomorphic object simulator was done using the code MCNP6 and the AMIGOBrachy software. Among the involved steps, the verification of the equivalence between accelerators from a phase space was done. The work progress occurred with the substitution of phase space for a virtual source model for the large fields: $40 \times 40 \text{ cm}^2$ and $40 \times 40 \text{ cm}^2$ rotated 45° , the later used in the technique for total body irradiation. Following next, a geometric configuration for the ionization chamber was determined to better reproduce the experimental dose on the skin. Anthropomorphic phantom irradiation comparisons were made between experimental data and calculations, observing a homogeneity in the dose distribution during this treatment reproduction. Lastly, the comparison of total dose calculation with and without lung shielding has been done and the results showed to be inside the acceptable dose limit of 8 to 10 Gy. The calculation methodology developed in this work using the Monte Carlo method, along with the AMIGOBrachy software, were useful to demonstrate the procedure adequacy for total body irradiation in dosimetry terms. Besides that, this methodology showed itself as very important dose calculation tool for future studies

which aim to increase the efficacy in this treatment procedure because it allows, through simulations, to estimate dose distribution in a more detailed and accurate way, helping to plan the total body irradiation treatment.

Key-words: Monte Carlo method; MCNP6; total body irradiation; radiotherapy.

LISTA DE TABELAS

Página

Tabela 1 – Descrição detalhada do modelo de fonte virtual para campo alargado: 40 x 40 cm ²	68
Tabela 2 – Descrição detalhada do modelo de fonte virtual para campo alargado: 40 x 40 cm ² rotacionado 45°	69
Tabela 3 – Dados experimentais e simulados referentes ao experimento com as placas de água sólida e câmara de ionização posicionada na frente, no meio e atrás das placas de água sólida	94
Tabela 4 – <i>Phantom</i> antropomórfico ATOM® irradiado na posição AP: dados experimentais e simulados referentes às cinco posições da câmara de ionização, e diferença percentual entre as leituras	96
Tabela 5 – <i>Phantom</i> antropomórfico ATOM® irradiado na posição PA: dados experimentais e simulados referentes às cinco posições da câmara de ionização, e diferença percentual entre as leituras	97
Tabela 6 – Dose total referente ao <i>phantom</i> antropomórfico ATOM® irradiado nas posições AP e PA: dados experimentais e simulados referentes às cinco posições da câmara de ionização, e diferença percentual entre leituras experimental e simulada	97
Tabela 7 – <i>Phantom</i> antropomórfico ATOM® irradiado na posição AP: dados simulados com e sem adição de blocos de cerrobend para blindagem de pulmão, e diferença percentual entre os casos	98
Tabela 8 – <i>Phantom</i> antropomórfico ATOM® irradiado na posição PA: dados simulados com e sem adição de blocos de cerrobend para blindagem de pulmão, e diferença percentual entre os casos	99

Tabela 9 – <i>Phantom</i> antropomórfico ATOM® irradiado nas posições AP e PA: doses relativas à cada irradiação e dose total com base nas diferenças percentuais entre os casos com e sem blindagem para cabeça, pescoço, pulmão direito, tórax, pulmão esquerdo e abdômen	100
---	-----

LISTA DE FIGURAS

	Página
Figura 1 – Dados da Agência Internacional de Pesquisa em Câncer referentes ao ano de 2018 relativos ao número de novos casos e mortes por câncer. Dados excluem câncer de pele não-melanoma	24
Figura 2 – Distribuição proporcional dos dez tipos de câncer mais incidentes estimados para o Brasil em 2018 por sexo, exceto câncer de pele não-melanoma	25
Figura 3 – Estimativa proporcional dos novos casos de câncer no sangue para ambos os sexos em 2017 nos Estados Unidos - leucemia, linfoma e mieloma ..	26
Figura 4 – Métodos de irradiação empregados na técnica de TBI	32
Figura 5 – Número de publicações com os termos “física médica” e “Monte Carlo” no decorrer dos anos	43
Figura 6 – Imagem tridimensional do cabeçote do acelerador linear Varian 600C	52
Figura 7 – Representação geométrica dos critérios de avaliação da distribuição de dose utilizando simultaneamente os parâmetros diferença de dose e DTA.....	55
Figura 8 – Ilustração dos mapas de materiais e mapas de densidade gerados pelo <i>software</i> AMIGOB _r achy após segmentação do <i>phantom</i> : nos eixos, representação dos <i>voxels</i> de acordo com o tamanho do <i>phantom</i> (512 x 512 x 368) e escala. ..	57
Figura 9 – Interface gráfica do <i>software</i> AMIGOB _r achy: representação simplificada da seção em que são definidos os parâmetros de simulação	58
Figura 10 – <i>Phantoms</i> ATOM [®] : homem adulto (modelo 701), mulher adulta (modelo 702), dez anos de idade (modelo 706), cinco anos de idade (modelo 705), um ano de idade (modelo 704) e recém-nascido (modelo 703), da esquerda para a direita, respectivamente	59

Figura 11 – Radiografia do <i>phantom</i> ATOM®	60
Figura 12 – Em a) <i>phantom</i> simulador Oxigen modelo OXDOS01-01 e em b) posicionador manual de câmara Oxigen modelo OXDOS01-10	61
Figura 13 – Design da câmara de ionização Farmer modelo PTW-Freiburg 30013	63
Figura 14 – Representação geral do aparato para cálculo de PDP, onde d é uma profundidade qualquer e d_0 é a profundidade de referência da dose máxima, $D_{máx}$ (sem escala)	67
Figura 15 – Filtro aplainador virtual. Conforme dimensões, para o campo de 40 x 40 cm ² , $h = 0,17$ cm, e para o campo de 40 x 40 cm ² rotacionado 45°, $h = 0,12$ cm (sem escala)	70
Figura 16 – Ilustração simplificada do modelo simulado: fonte virtual com filtro aplainador virtual adicionado na linha do feixe, e SSD variando conforme tamanho de campo (sem escala)	71
Figura 17 – Arranjo experimental referente às placas de água sólida	72
Figura 18 – Arranjo geométrico do modelo 1: três discos de um milímetro de espessura cada, nas três posições de medidas diferentes (sem escala)	73
Figura 19 – Arranjo geométrico do modelo 2: três elipsoides de volumes semelhantes ao volume sensível da câmara de ionização modelados na parte interna do <i>phantom</i> , nas três posições de medidas diferentes (sem escala)	74
Figura 20 – Arranjo geométrico do modelo 3: reprodução do experimento (sem escala)	75
Figura 21 – Irradiações posteriores: cinco diferentes posicionamentos da câmara de ionização	77
Figura 22 – Em a) detectores desenhados na região anterior do <i>phantom</i> e em b) detectores desenhados na região posterior do <i>phantom</i> , com a finalidade de reproduzir as irradiações	78

Figura 23 – Radiografia de pulmão do <i>phantom</i> antropomórfico ATOM®: contorno referente ao modelo adotado na confecção dos blocos de blindagem	80
Figura 24 – Em a) elipsoide e em b) elipsoide seccionado em dois planos representando o modelo do bloco para blindagem do pulmão.....	81
Figura 25 – Representação simplificada do modelo simulado: fonte virtual com filtro aplainador virtual adicionado na linha do feixe, bandeja de acrílico com folha de chumbo anexada, blocos de cerrobend para blindar os pulmões e <i>phantom</i> ATOM® posicionado para irradiação AP (sem escala)	81
Figura 26 – Sinalização dos pontos para análise da distribuição de dose	82
Figura 27 – Comparação entre PDPs experimental e simulada obtidas com espaço de fase, para campo de 10 x 10 cm ²	84
Figura 28 – Comparação entre perfis de dose experimental e simulado obtidos com espaço de fase, na profundidade de medida de 1,5 cm, para campo de 10 x 10 cm ²	85
Figura 29 – Comparação entre perfis de dose experimental e simulado obtidos com espaço de fase, na profundidade de medida de 5,0 cm, para campo de 10 x 10 cm ²	86
Figura 30 – Comparação entre perfis de dose experimental e simulado obtidos com espaço de fase, na profundidade de medida de 10,0 cm, para campo de 10 x 10 cm ²	86
Figura 31 – Comparação entre perfis de dose experimental e simulado obtidos com espaço de fase, na profundidade de medida de 20,0 cm, para campo de 10 x 10 cm ²	87
Figura 32 – Comparação entre PDPs experimental e simulada obtidas com modelo de fonte virtual, para campo de 40 x 40 cm ²	88
Figura 33 – Comparação entre perfis de dose experimental e simulado obtidos com modelo de fonte virtual, na profundidade de medida de 1,5 cm, para campo de 40 x 40 cm ²	89

Figura 34 – Comparação entre perfis de dose experimental e simulado obtidos com modelo de fonte virtual, na profundidade de medida de 5,0 cm, para campo de 40 x 40 cm ²	89
Figura 35 – Comparação entre perfis de dose experimental e simulado obtidos com modelo de fonte virtual, na profundidade de medida de 10,0 cm, para campo de 40 x 40 cm ²	90
Figura 36 – Comparação entre perfis de dose experimental e simulado obtidos com modelo de fonte virtual, na profundidade de medida de 20,0 cm, para campo de 40 x 40 cm ²	90
Figura 37 – Comparação entre PDPs experimental e simulada obtidas com modelo de fonte virtual, para campo de 40 x 40 cm ² rotacionado 45°	91
Figura 38 – Comparação entre perfis de dose experimental e simulado obtidos com modelo de fonte virtual, na profundidade de medida de 5,0 cm, para campo de 40 x 40 cm ² rotacionado 45°	92
Figura 39 – Comparação entre perfis de dose experimental e simulado obtidos com modelo de fonte virtual, na profundidade de medida de 10,0 cm, para campo de 40 x 40 cm ² rotacionado 45°	93
Figura 40 – Soma das doses de corpo total AP e PA para <i>phantom</i> antropomórfico ATOM®: em a) sem blindagem e em b) com blindagem, referente à profundidade de 4,98 cm no <i>phantom</i> (fatia 10 do KINTS)	101
Figura 41 – Soma das doses de corpo total AP e PA para <i>phantom</i> antropomórfico ATOM®: em a) sem blindagem e em b) com blindagem, referente à profundidade de 12,43 cm no <i>phantom</i> (fatia 25 do KINTS)	102
Figura 42 – Soma das doses de corpo total AP e PA para <i>phantom</i> antropomórfico ATOM®: em a) sem blindagem e em b) com blindagem, referente à profundidade de 19,90 cm no <i>phantom</i> (fatia 40 do KINTS)	103

LISTA DE ABREVIATURAS E/OU SIGLAS

ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária

AMIGOB_{Brachy} – *A Medical Image-based Graphical platfOrmd Brachytherapy*

AP – ântero-posterior

CIRS – *Computerized Imaging Reference Systems*

CPFs – funções de probabilidade cumulativa (*Cumulative Probability Functions*)

CT – tomografia computadorizada (*Computed Tomography*)

DE – *Dose Energy*

DF – *Dose Function*

DICOM – *Digital Imaging and Communications in Medicine*

DTA – *Distance-To-Agreement*

HBI – irradiação de meio corpo (*Half Body Irradiation*)

HU – unidade de Hounsfield (*Hounsfield Unit*)

IARC – Agência Internacional de Pesquisa em Câncer (*International Agency for Research on Cancer*)

ICRP – *International Commission on Radiological Protection*

ICRU – Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (*International Commission on Radiation Units & Measurements*)

INCA – Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva

MCNP – *Monte Carlo N-Particle*

NIST – *National Institute of Standards and Technology*

NPS – número de histórias (*Number of Particles*)

PA – pósterio-anterior

PDFs – funções densidade de probabilidade (*Probability Density Functions*)

PHSP – espaço de fase (*Phase Space Data File*)

PMMA – polimetil-metacrilato

SSD – distância fonte-superfície (*Source-Surface Distance*)

SSR – *Surface Source Read*

SSW – *Surface Source Write*

TBI – irradiação de corpo total (*Total Body Irradiation*)

TG21 – *Task Group 21*

UM – unidade monitora

VFF – filtro aplainador virtual (*Virtual Flattening Filter*)

VSM – modelo de fonte virtual (*Virtual Source Model*)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	22
2 OBJETIVOS	30
3 REVISÃO DA LITERATURA	31
3.1 Irradiação de Corpo Total: Métodos de Irradiação	31
3.2 Irradiação de Corpo Total e o Método de Monte Carlo	35
4 MATERIAIS E MÉTODOS	40
4.1 Método de Monte Carlo	40
4.2 Código MCNP	42
4.3 Tallies	44
4.3.1 FMESH <i>Mesh Tally</i> - Contagem de Malha Sobreposta	45
4.3.2 <i>Tally F6</i> - Energia Depositada	48
4.3.3 <i>Tally F8</i> - Altura de Pulso	49
4.4 Espaço de Fase (<i>Phase Space Data File</i> - PHSP)	50
4.5 Modelo de Fonte Virtual (<i>Virtual Source Model</i> - VSM)	52
4.6 Índice Gama (<i>Gamma Index</i>)	53
4.7 AMIGOB_rachy (<i>A Medical Image-based Graphical platfOrmd Brachytherapy</i>)	56
4.8 Phantom Antropomórfico ATOM[®]	58
4.9 Phantom para Dosimetria Absoluta em Água	61
4.10 Placas de Água Sólida	61

4.11 Câmara de Ionização <i>Farmer</i> Modelo <i>PTW-Freiburg</i> 30013	62
4.12 Acelerador Linear Varian Unique	64
4.13 Verificação da Equivalência entre Aceleradores: Metodologia	65
4.14 Modelo de Fonte Virtual para Campos Alargados: Metodologia	67
4.15 Configuração Geométrica que Melhor Reproduz a Distribuição de Dose na Pele: Metodologia	71
4.16 Trabalhos com <i>Phantom</i> Antropomórfico <i>ATOM</i> [®] e Software <i>AMIGOB</i> rachy: Metodologia	76
4.16.1 Cálculos com Câmara de Ionização	76
4.16.2 Cálculos com Blindagem para Pulmão	78
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	84
5.1 Verificação da Equivalência entre Aceleradores	84
5.2 Modelo de Fonte Virtual para Campos Alargados	87
5.2.1 Campo de 40 x 40 cm ²	87
5.2.2 Campo de 40 x 40 cm ² rotacionado 45°	91
5.3 Configuração Geométrica que Melhor Reproduz a Distribuição de Dose na Pele	94
5.4 Trabalhos com <i>Phantom</i> Antropomórfico <i>ATOM</i> [®] e Software <i>AMIGOB</i> rachy	95
5.4.1 Cálculos com Câmara de Ionização	95
5.4.2 Cálculos com Blindagem para Pulmão	98
6 CONCLUSÃO	104
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	106

1 INTRODUÇÃO

A palavra câncer abrange mais de 200 doenças, todas caracterizadas pela proliferação descontrolada de células. Ignorando o sinal do corpo, as células malignas se multiplicam para formar tumores em órgãos e tecidos e, nos casos de câncer no sangue, essas células malignas podem crescer e sobreviver na medula óssea e na corrente sanguínea, e com o tempo, se dispersar ou suprimir o desenvolvimento das células normais (AMERICAN ASSOCIATION FOR CANCER RESEARCH, 2018).

O mecanismo natural das células, em um organismo saudável, consiste em crescer e se dividir de maneira controlada e ordenada, a fim de substituir aquelas que envelheceram ou foram danificadas e, por fim, morrer em um processo chamado apoptose. Quando o material genético da célula é danificado, mutações podem surgir, perturbando seu crescimento e divisão. Definido como um processo que leva tempo para se desenvolver, muitas vezes anos, o câncer depende da velocidade que essas mutações se acumulam (AMERICAN ASSOCIATION FOR CANCER RESEARCH, 2018).

O câncer é conhecido pela sociedade há muito tempo. Mais especificamente, 30 séculos antes de Cristo, os egípcios, persas e indianos se referiam a tumores malignos, porém apenas com os estudos da escola hipocrática grega, datados do século IV a.C., o câncer, então denominado de carcicoma ou cirro, se caracterizava como um tumor duro, com a possibilidade de uma recidiva, ou que disseminava para várias partes do corpo, levando à óbito (TEIXEIRA; FONSECA, 2007).

Durante o século XV, com a descoberta do sistema linfático, o câncer foi relacionado ao desequilíbrio da linfa nos organismos. Sua compreensão como uma patologia local só foi possível a partir do século XVIII, com o advento da anatomia patológica e dos conhecimentos sobre as células. Apenas no século XIX, com o desenvolvimento da teoria celular, o câncer passou a ser associado às células e ao seu processo de divisão. Teve início a utilização do conceito de metástase, que compreende as células cancerígenas que se desprendem do tumor primário e

são transportadas pela corrente sanguínea ou linfática, podendo se alojar em outro órgão (TEIXEIRA; FONSECA, 2007).

Apesar do desenvolvimento das técnicas cirúrgicas terem possibilitado grandes intervenções contra o câncer, as amplas transformações no tratamento viriam da aproximação da medicina com a física e a química, por exemplo em 1895 com a descoberta dos raios X. Seu princípio de ação curativa foi estabelecido, evidenciando que as células cancerosas são mais sensíveis à radiação que as células sadias (TEIXEIRA; FONSECA, 2007).

Com o advento da radioterapia, surgiu um grupo de profissionais dedicados ao tratamento do câncer, encarregados da aplicação de terapias que utilizam feixes de radiação ionizante nos pacientes, muitas vezes associada à cirurgia, assim como aplicações na pesquisa. O interesse pelo câncer foi rapidamente globalizado e passou a ser objeto de inúmeros estudos, muitos deles voltados para a análise de sua incidência.

Segundo a Agência Internacional de Pesquisa em Câncer, IARC (do inglês, *International Agency for Research on Cancer*), a estimativa das taxas de incidência para o ano de 2018 apontou 18,1 milhões de novos casos de câncer para ambos os sexos na esfera global e 9,5 milhões de mortes por câncer. De acordo com esse levantamento, 11,6% dos novos casos seriam câncer de pulmão; 11,6%, câncer de mama; 10,2%, câncer colorretal; 7,1%, câncer de próstata; 5,7%, câncer de estômago; 4,7%, câncer de fígado; 3,2%, câncer de esôfago; 3,2%, câncer de colo do útero; e 42,9%, outros tipos de câncer, conforme ilustrado na Figura 1. Ainda de acordo com a mesma pesquisa, a estimativa da prevalência apontou 38,7 milhões de pessoas que vivem com câncer dentro de cinco anos após o diagnóstico (INTERNATIONAL AGENCY FOR RESEARCH ON CANCER, 2018).

De acordo com a Estimativa 2018 - Incidência de Câncer no Brasil, segundo estatística do Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA), o número de casos novos estimado para o Brasil no biênio 2018 - 2019 é de aproximadamente 600 mil entre homens e mulheres para cada ano (INCA, 2017).

Figura 1 – Dados da Agência Internacional de Pesquisa em Câncer referentes ao ano de 2018 relativos ao número de novos casos e mortes por câncer. Dados excluem câncer de pele não-melanoma.

Fonte: (INTERNATIONAL AGENCY FOR RESEARCH ON CANCER, 2018).

A leucemia é uma modalidade de câncer que se origina na medula óssea. Esta, conhecida popularmente como tutano, corresponde a um tecido mole, líquido-gelatinoso, que preenche a cavidade interna de certos ossos, e é o local de produção das novas células sanguíneas, compondo as hemácias ou eritrócitos (glóbulos vermelhos), leucócitos (glóbulos brancos) e plaquetas. Na leucemia, os glóbulos brancos que não atingiram sua maturidade transformam-se em câncer e crescem mais rapidamente que as células normais, superpopulando a medula óssea, e assim, dificultam o correto funcionamento do corpo (AMERICAN CANCER SOCIETY, 2018).

Existem diversos tipos de leucemia, alguns são raros. Pode ser classificada de acordo com a velocidade da sua evolução, sendo considerada aguda (espalha rapidamente no sangue e na medula óssea) ou crônica (progride a um ritmo mais lento). Também é classificada dependendo do tipo de célula-tronco hematopoiética onde a mutação original ocorreu (PASQUINI; COUTINHO, 2012).

Estima-se, para o Brasil, durante cada ano do biênio 2018 - 2019, uma ocorrência superior a 10 mil casos novos de leucemia entre homens e mulheres, conforme ilustrado na Figura 2. Considerando que a taxa de incidência

global de câncer padronizada por idade é quase 25% mais alta em homens do que em mulheres, na região sudeste esse tipo de câncer é o décimo mais frequente em homens, correspondendo a um risco estimado de 5,79 casos novos a cada 100 mil homens, e ocupa a décima primeira posição para as mulheres, sendo 4,86 casos novos para cada 100 mil mulheres (INCA, 2017; INTERNATIONAL AGENCY FOR RESEARCH ON CANCER, 2012).

Figura 2 – Distribuição proporcional dos dez tipos de câncer mais incidentes estimados para o Brasil em 2018 por sexo, exceto câncer de pele não-melanoma.

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

*Números arredondados para múltiplos de 10.

Fonte: (INCA, 2017).

O transplante de medula óssea é um tipo de tratamento indicado para doenças associadas com a produção de células-tronco hematopoiéticas e com deficiências no sistema imunológico, podendo ser destinado a mais de 80 doenças, benignas ou malignas. Esse procedimento complexo se baseia na remoção da medula óssea doente do paciente, seguido da substituição por uma medula nova e compatível para que, como objetivo final, esse órgão possa se reconstituir de forma saudável (REDOME, 2018).

Os principais candidatos ao transplante de medula óssea são os portadores de leucemia, anemia aplásica, linfoma, mieloma múltiplo, doenças autoimunes e do metabolismo (KHAN; GIBBONS, 2014). Com base em uma estimativa de 2017, nos Estados Unidos, aproximadamente a cada três minutos uma pessoa era diagnosticada com câncer no sangue, compondo um total de

praticamente 173 mil novos casos de leucemia, linfoma e mieloma, conforme proporção ilustrada na Figura 3 (LEUKEMIA & LYMPHOMA SOCIETY, 2017).

Todas as células maduras que circulam no sangue provêm de um único tipo de células, denominadas células-tronco hematopoiéticas ou células progenitoras. Quando o paciente não possui doenças que atingem a medula óssea ou em que seja possível separar as células doentes das células saudáveis, é realizado o transplante autogênico. Este consiste, portanto, em fornecer ao paciente células progenitoras que podem ser retiradas dele próprio. As principais indicações para esse tipo de transplante são o mieloma múltiplo e os linfomas. O transplante alogênico consiste na infusão de células-tronco hematopoiéticas originadas da medula óssea, sangue periférico ou sangue de cordão umbilical de um doador aparentado ou não, de acordo com o nível de compatibilidade do material sanguíneo. Sua indicação é destinada ao tratamento das leucemias (SBTMO, 2018).

Figura 3 – Estimativa proporcional dos novos casos de câncer no sangue para ambos os sexos em 2017 nos Estados Unidos - leucemia, linfoma e mieloma.

Fonte: (LEUKEMIA & LYMPHOMA SOCIETY, 2017).

Com base nos protocolos médicos, em alguns casos é utilizada, como parte do regime de condicionamento para transplante de medula óssea, a irradiação de corpo total, ou TBI (do inglês, *Total Body Irradiation*), empregando feixes de fótons de megavoltagem. Essa técnica é utilizada para destruir a medula óssea e as células cancerígenas do paciente. Dessa forma, os pacientes são

imunossuprimidos o suficiente a ponto de diminuir o risco de rejeição da medula óssea transplantada (KHAN; GIBBONS, 2014).

Ainda que a quimioterapia isoladamente possa ser usada como regime de condicionamento, a adição do TBI é considerada vantajosa para certas condições clínicas, pois permite a entrega de uma dose homogênea no corpo inteiro. Além disso, alguns órgãos, como por exemplo os pulmões, podem ser protegidos da radiação se necessário (KHAN; GIBBONS, 2014).

A realização da técnica de TBI vai depender do equipamento disponível, energia da radiação, tamanho máximo possível do campo, distância de tratamento, taxa de dose, dimensões do paciente e da necessidade de proteger seletivamente certas estruturas do corpo. O posicionamento ântero-posterior (AP) / pósterio-anterior (PA) geralmente fornece melhor uniformidade de dose ao longo do eixo longitudinal do paciente.

Quando o tratamento é realizado de maneira bilateral, isto é, do lado esquerdo e direito do corpo, com o paciente sentado ou deitado em um leito especialmente projetado, pode ser mais confortável, porém apresenta maior variação na espessura do corpo ao longo do trajeto do feixe. Nesse caso são necessários os blocos de colimação, a fim de atingir uma uniformidade de dose de $\pm 10\%$ ao longo do eixo do corpo do paciente (KHAN; GIBBONS, 2014).

Os blocos de colimação são produzidos em materiais compensadores, estes com densidade próxima ao tecido humano, normalmente projetados para cabeça e pescoço, pulmões e pernas, a fim de fornecer a atenuação do feixe que ocorreria no tecido “ausente”, em outras palavras, quando a superfície do corpo é irregular ou curva. Projetar os blocos de colimação utilizados na técnica de tratamento de TBI bilateral é complicado devido à grande variação na espessura do corpo, à falta de imobilização do paciente e às heterogeneidades dos tecidos. Eles são anexados a uma bandeja de acrílico sobreposta entre o feixe e o paciente, buscando fornecer a dose dentro da uniformidade aceitável (KHAN; GIBBONS, 2014).

Os tratamentos realizados pela técnica de TBI são complicados por incertezas na dosimetria absoluta, bem como grandes variações de dose ao longo

do volume alvo, tornando difícil avaliar a eficácia clínica ao comparar resultados de vários centros de tratamento. Além disso, a dose real administrada ao paciente é muitas vezes limitada pela tolerância normal dos tecidos. Diante desse quadro, a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação, ou ICRU (do inglês, *International Commission on Radiation Units & Measurements*), recomendou uma precisão geral de $\pm 5\%$ na entrega da dose (AAPM, 1986).

Em consequência da grande variedade de situações clínicas, a literatura contempla diferentes esquemas prescritos de fracionamento de dose para a técnica (AAPM, 1986). O TBI de altas doses com feixes de fótons de megavoltagem geralmente é combinado com um programa abrangente de quimioterapia. Doses totais variando de 300 a 1000 cGy eram administradas em uma única fração. Nos últimos anos, tem aumentado o uso de doses variando de 1000 a 1400 cGy, sendo administradas em várias frações por dia durante vários dias. O TBI de baixas doses com fótons de megavoltagem entrega cerca de 10 a 15 cGy por dia durante 10 a 15 dias.

Nesta técnica, o corpo inteiro é tratado com uma dose uniforme, sem qualquer otimização de dose para os órgãos de risco. Porém, devido à complexidade da anatomia do corpo, em termos de espessura e composição dos tecidos da cabeça aos pés, essa técnica começa a apresentar dificuldades na obtenção de distribuição de dose uniforme. Portanto, um aprimoramento da técnica convencional que vise melhor poupar os tecidos normais é muito procurado nesse cenário.

Com base no contexto descrito, a introdução clínica de algoritmos de dosimetria mais avançados para cálculos de dose na técnica de TBI é altamente desejável e, diante disso, a aplicação do método de Monte Carlo tem se mostrado de particular importância na área. No entanto, para que esses avanços se tornem realidade, os desafios que venham a ser introduzidos necessitam ser vencidos, pois cada um dos parâmetros utilizados para cálculo de dose deve ser medido e validado, antes da sua utilização na rotina clínica.

Sabe-se que o método de Monte Carlo para transporte de radiação é um método preciso e com uma abordagem prática para simulações de fótons e elétrons

aplicadas na dosimetria clínica (ANDREO, 1991). Uma vez que os parâmetros são estabelecidos, é possível a comparação de dados experimentais e simulados, assim como a validação dos mesmos.

2 OBJETIVOS

O escopo principal deste trabalho consiste em realizar estudos dosimétricos para irradiação de corpo total, ou TBI (do inglês, *Total Body Irradiation*), e dessa forma, possibilitar o desenvolvimento de novos procedimentos que auxiliem no planejamento da técnica durante a rotina clínica, com o intuito de aumentar a eficácia desse tipo de tratamento. Foram realizadas medidas experimentais de dose de corpo total, utilizando câmara de ionização em objeto simulador antropomórfico (ATOM®, 2012), este constituído por materiais que simulam o tecido humano; simulações pelo método de Monte Carlo para cálculo de dose no objeto simulador antropomórfico utilizando o código MCNP6 (PELOWITZ et al., 2013) e o *software* AMIGOBachy (FONSECA et al., 2014) e, por fim, comparação de medidas experimentais e cálculos de dose para validação dos mesmos. Para este propósito, foram adotados os seguintes objetivos específicos:

- Verificação da equivalência entre aceleradores a partir de um espaço de fase.
- Criação de um modelo de fonte virtual para campos alargados.
- Determinação de uma configuração geométrica para a câmara de ionização, de forma a melhor reproduzir a dose na pele obtida experimentalmente.
- Comparação de dados experimentais e calculados para irradiação de objeto simulador antropomórfico.
- Comparação de cálculos de dose de corpo total com e sem blindagem para pulmão.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Irradiação de Corpo Total: Métodos de Irradiação

Cada procedimento a ser realizado no campo da radioterapia depende das decisões médicas referentes à dose total a ser administrada ao paciente, taxa de dose, duração do tratamento por fração, número total de frações e tempo total do tratamento. Às vezes, infelizmente, alguns desses parâmetros podem ficar comprometidos devido às limitações do equipamento terapêutico disponível.

Inicialmente, a experiência clínica para procedimentos de TBI foi adquirida, na sua maioria, em centros com instalações especificamente projetadas para grandes campos de irradiação. Devido à variedade de doenças que é possível tratar com essa técnica, e o consequente aumento de sua demanda, muitos pacientes passaram a ser tratados em unidades de radioterapia convencionais modificadas para produzir os tamanhos de campo desejados, gerando assim os mais diversos métodos de irradiação, conforme ilustrado na Figura 4.

As primeiras aplicações do TBI são datadas do início do século XX, quando o alemão Dessauer (1907) publicou o primeiro trabalho. Nos Estados Unidos, durante a década de 30, Heublein (1932) propôs um novo método de radioterapia, que consistia na irradiação contínua do corpo todo a longas distâncias do tubo de radiação. Em uma enfermaria revestida de chumbo, com quatro leitos em uma extremidade e um tubo de radiação na outra, quatro pacientes poderiam ser irradiados simultaneamente. Os leitos mais próximos ficavam a cerca de 5 m do tubo, e os mais afastados, cerca de 7 m. O tubo de radiação era operado em média 20 horas por dia, a 185 kVp, 3 mA e filtro de 2 mm de cobre.

A partir daquele momento, inúmeras instalações foram projetadas com a mesma finalidade de tratamento. O propósito da entrega de dose uniforme ao longo do corpo todo do paciente ganhou atenção com Webster (1960), quando este, após revisar as considerações físicas das instalações de irradiação, concluiu que seriam necessárias, no mínimo, quatro fontes para irradiar uniformemente o corpo todo (Figura 4a).

Figura 4 – Métodos de irradiação empregados na técnica de TBI.

Fonte: (AAPM, 1986).

Sabendo-se que as salas de irradiação com múltiplas fontes são inviáveis para a maioria dos centros médicos, Sahler (1959) desenvolveu uma instalação com duas fontes de cobalto 60, anguladas 180° entre si. Essas duas unidades de cobalto seriam organizadas para produzir um campo oposto paralelo a cerca de 3 m do paciente para TBI de baixa taxa de dose (Figura 4b). Os envolvidos na construção da instalação concordaram unanimemente que o cobalto 60 seria a melhor fonte de radiação pela necessidade de tratamentos prolongados, isto é, tratamentos com mais de 24 horas de duração, garantindo assim uma dose total mais uniforme possível.

A utilização das duplas fontes de cobalto 60 opostas paralelas na técnica de TBI (Figura 4b) não se restringiu apenas a Sahler. Na década de 1960 ela se mostrou atraente a vários pesquisadores do meio devido à reprodutibilidade do conjunto, à baixa e constante taxa de dose, e à uniformidade de dose relativa fornecida pela técnica.

Da mesma forma que as fontes de cobalto, também foram utilizados dois aceleradores lineares de 4 MV com a finalidade de construir uma instalação para a técnica de TBI. Lutz e Chin (1988) descreveram um modelo com dois aceleradores lineares opostos paralelos montados no teto e no chão (Figura 4c), com distância de 410 cm entre as duas fontes, tamanho de campo de 200 x 75 cm² no plano médio e taxas de dose variando de 4 a 225 cGy/min. O paciente permanecia deitado de costas em uma maca a meio caminho entre as fontes. Filtros especiais foram construídos para obter perfis de dose aceitáveis devido ao grande tamanho de campo.

Com o passar do tempo, a técnica de TBI ganhou uma nova extensão: ser realizada por duas técnicas de irradiação de meio corpo, ou HBI (do inglês, *Half Body Irradiation*), visto que esta última provou seu valor para a palição de metástases ósseas dolorosas. O tratamento paliativo é indicado quando não há mais nada a se fazer na perspectiva da cura, mas sim na linha do cuidado, maximizando qualidade de vida e o alívio do sofrimento. Em 1977, pesquisadores do Hospital Princess Margaret, em Toronto, construíram uma unidade de terapia com apenas uma única fonte de cobalto 60 (Figura 4d).

A unidade era capaz de projetar grandes campos de até 50 x 160 cm² a uma distância fonte-superfície, ou SSD (do inglês, *Source-Surface Distance*), de 90 cm usando grandes aberturas do colimador. Quando a metade superior e a metade inferior do corpo deveriam ser tratadas com um intervalo de seis semanas, a fixação do raio central ao umbigo para ambos os tratamentos produzia uma distribuição de dose uniforme na região da junção. Devido à alta atividade da fonte de cobalto 60, tratamentos de alta dose poderiam ser dados com aproximadamente 50 cGy/min. Um atenuador especial de chumbo foi projetado e instalado perto da fonte para permitir tratamentos de baixa taxa de dose, se desejado (LEUNG et al., 1981).

Entretanto, de acordo com a resolução da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) de 2 de fevereiro de 2006, que estabelece o regulamento técnico para o funcionamento de serviços de radioterapia, fica vedada a utilização de fontes de cobalto 60 em unidades de teleterapia gama com taxa de dose absorvida inferior a 50 cGy/min, medida em um meio aquoso a 5 cm de profundidade, com SSD igual à distância fonte-isocentro, para um campo de 10 x 10 cm² na superfície (BRASIL, 2006).

Cunningham e Wright (1962) descreveram uma unidade de teleterapia de cobalto 60 montada sobre trilhos no teto, com um colimador especial acoplado (Figura 4e). A fonte poderia escanear o comprimento de um paciente posicionado com SSD de 120 cm.

Um método similar foi descrito por Quast (1985), no qual o paciente é movido horizontalmente em um sofá móvel com uma velocidade constante predefinida sob uma fonte fixa de cobalto 60 (Figura 4f), nas posições AP - PA.

Alguns pesquisadores apostaram em uma técnica na qual o paciente se encontra deitado diante do feixe de um acelerador linear de 4 MV (Figura 4g). Nessa técnica é obtido um campo de radiação suficientemente grande devido à rotação do feixe em um plano vertical em torno da fonte, a uma SSD de 190 cm (PLA; CHENERY; PODGORSK, 1983).

Recentemente, com o advento dos aceleradores, a tendência na técnica de TBI tem sido usar taxas de dose mais altas, combinadas com tratamentos de múltiplas frações. Dependendo do tamanho máximo atingível de campo, os pacientes são tratados lateralmente, geralmente sentados ou deitados de lado em uma maca (Figura 4h) (AAPM, 1986).

Embora a aplicação de múltiplos campos adjacentes seja uma das possibilidades para a técnica de TBI, seu uso é raro, uma vez que os campos adjacentes fornecem problemas dosimétricos associados às junções de campo (CHRIST, 1982). Porém, quando as duas metades do corpo são irradiadas utilizando campos adjacentes, o tratamento das metades superior e inferior são geralmente separados por um intervalo de tempo de 4 a 6 semanas. Um único

campo oblíquo (Figura 4i) ou dois campos adjacentes com os feixes apontando verticalmente para baixo (Figura 4j) podem ser usados durante o tratamento.

3.2 Irradiação de Corpo Total e o Método de Monte Carlo

Não distante das barreiras encontradas até os dias atuais, por muito tempo o planejamento dos tratamentos de TBI geralmente era realizado através de cálculos de dose manuais para pontos específicos do paciente, devido à necessidade de grandes SSD e grandes tamanhos de campo.

Por conta das incertezas associadas à distribuição de dose no paciente, Liu et al. (2013) procuraram calcular a dose volumetricamente, assim como em outros tratamentos convencionais, a fim de reduzir ou eliminar essas incertezas.

Um código de Monte Carlo personalizado foi desenvolvido em C, com o objetivo de simular a distribuição de dose para fótons de 1,25 MeV em tecido heterogêneo usando uma unidade de teleterapia de cobalto 60. Para que o algoritmo de dose baseado no método de Monte Carlo seja clinicamente útil, esse deve ser capaz de simular o transporte de fótons e elétrons com base nos conjuntos de imagens de tomografia computadorizada, ou CT (do inglês, *Computed Tomography*), coletados durante o tratamento do paciente. Para este fim, um procedimento separado foi criado em MATLAB (*The MathWorks, Inc.*) (MATLAB, 2018) para ler conjuntos de imagens de CT no formato DICOM (do inglês, *Digital Imaging and Communications in Medicine*) e criar arquivos contendo informações voxelizadas em um formato facilmente inserido no algoritmo. Nesse processo, o paciente foi representado como uma caixa digitalizada com a mesma geometria da imagem de CT. Cada elemento da caixa digitalizada preservava a unidade de *Hounsfield*, ou HU (do inglês, *Hounsfield Unit*), e a localização espacial do *voxel* de CT original (LIU et al., 2013).

Diante dos resultados obtidos, conclui-se que é necessário um refinamento do algoritmo antes que qualquer implementação clínica possa ser considerada. Entretanto, o trabalho apontou que o código personalizado é

aproximadamente dez vezes mais eficiente que uma simulação equivalente do GEANT4 (GEANT4 COLLABORATION, 2015), garantindo assim sua vantagem sobre os outros códigos de Monte Carlo, pois simulações rápidas são desejáveis para obter cálculos de dose precisos em uma escala de tempo aceitável na prática clínica (LIU et al., 2013).

Recentemente mais um estudo foi realizado neste cenário. Cunha et al. (2017) modelaram situações de exposição de TBI no código MCNPX (PELOWITZ, 2008) para estimar a taxa de dose na superfície do tórax, abdômen, perna e regiões da coxa. Os resultados foram comparados com dados experimentais da literatura para validação.

O espectro do feixe foi determinado pelas energias discretas dos fótons emitidos a partir do decaimento do cobalto 60 (1,17 MeV e 1,33 MeV). Quatro detectores foram modelados como detectores de ar, com um volume sensível de $0,6 \text{ cm}^3$, reproduzindo as câmaras de ionização. Para representar o paciente, o grupo utilizou um *phantom* computacional feminino híbrido modelo UFHADF, desenvolvido por um grupo da Universidade da Flórida, em postura sentada e, para fins de comparação, modelaram um *phantom* de água estilizado, este sentado exatamente na mesma postura dos pacientes (CUNHA et al., 2017).

Cunha et al. (2017) mostraram que a substituição do *phantom* híbrido pelo *phantom* estilizado levou a uma melhor aproximação dos resultados experimentais. A proximidade desses valores com os dados experimentais deve-se à representação mais precisa da postura do paciente pelo modelo estilizado e também às posições similares do detector sobre o paciente. Com isso, os dados garantem a confiabilidade do uso de simulações de Monte Carlo para estimar a taxa de dose nas superfícies do paciente durante um procedimento de TBI.

Não se restringindo apenas à energia do cobalto 60, um estudo semelhante foi feito para um acelerador linear de 15 MV, buscando, através da aplicação do método de Monte Carlo, uma possível solução para a distribuição de dose 3D nos pacientes submetidos ao tratamento de TBI (CHAKAROVA et al., 2013).

Chakarova et al. (2013) propuseram a técnica para irradiação bilateral com o paciente na posição deitada em uma poltrona, atrás de uma bandeja de 1,6 cm de PMMA (polimetil-metacrilato ou acrílico), com distância de 480 cm entre o alvo do acelerador linear e o plano sagital central do paciente. A configuração adotada do campo retangular foi a mesma utilizada na rotina clínica, com colimador rotacionado 45°. Foi utilizado um *phantom* de tórax do tipo CIRS (*Computerized Imaging Reference Systems, Inc.*) equipado com insertos equivalentes a água, pulmão e osso, além da cavidade para a câmara de ionização.

De acordo com o estudo, a análise das distribuições de dose 3D calculadas pelo método de Monte Carlo auxilia na procura de um arranjo que melhore a uniformidade da dose e, assim, a qualidade da técnica de TBI, fato que torna a estratégia desenvolvida adequada para aplicações clínicas nas quais o sistema de planejamento disponível é deficiente para calcular as distribuições de dose 3D nas SSDs estendidas (CHAKAROVA et al., 2013).

Para a realização da técnica de TBI, feixes de fótons de alta energia são frequentemente empregados a fim de obter uma dose uniforme em todo o corpo. Às vezes, é necessário aumentar a dose nos tecidos superficiais para eliminar as células circulantes próximas à superfície da pele, especialmente em pacientes magros e crianças. Estudos limitados à SSD de aproximadamente 100 cm, com a finalidade de manter a dose adequada nos tecidos superficiais, comparável à dos feixes de baixa energia, utilizam uma bandeja de acrílico no caminho do feixe com o propósito de atenuá-lo (KUBO; RUSSELL; WANG, 1982), cujos efeitos são determinados em função do seu número atômico, espessura, tamanho de campo e distância bandeja-superfície (KHAN; MOORE; LEVITT, 1973).

Para SSDs de tratamentos convencionais, de 80 a 100 cm, os elétrons gerados no ar contribuem pouco para a dose próximo da superfície em comparação com os elétrons originados pelo cabeçote. Em SSDs mais longas, a contribuição dos elétrons gerados no ar aumenta com o aumento do volume de ar irradiado, e domina sobre os gerados pelo cabeçote (PETTI et al., 1983).

Nos tratamentos de TBI, cuja distância da superfície do paciente à fonte pode variar de 300 a 500 cm, com feixes de fótons de alta energia, sem a utilização

de uma bandeja, os elétrons gerados no ar são as causas dominantes da contaminação eletrônica. Dependendo da dose desejada nos tecidos superficiais, esses elétrons podem fornecer o aumento suficiente para satisfazer os requisitos de prescrição de dose (KASSAEE et al., 2001).

No entanto, se um aumento adicional da dose total relativa à dose na profundidade máxima for desejado, uma bandeja pode ser adotada. Sua função será de absorver os elétrons gerados no cabeçote e no ar, porém, ela se tornará a nova fonte de contaminação eletrônica. Se a distância da bandeja à superfície da pele não for muito grande, isto é, menor ou igual a 30 cm, esta fornecerá efetivamente o equilíbrio de elétrons na superfície. Simulações de Monte Carlo foram usadas para estudar estes efeitos e medidas experimentais confirmaram os estudos (KASSAEE et al., 2001).

Na execução da técnica de tratamento de TBI, os blocos de colimação, feitos em materiais compensadores, são necessários para neutralizar as variações na espessura do paciente e heterogeneidades do tecido, assim como melhorar a uniformidade da dose em todo o corpo, obtendo uma homogeneidade de dose de $\pm 10\%$, excluindo as extremidades (KHAN; GIBBONS, 2014). As bandejas de acrílico, por sua vez, são introduzidas entre o feixe e o paciente para gerar elétrons secundários, a fim de melhorar a cobertura da dose na região superficial. Uma bandeja de 1 cm de espessura, em conjunto com um acelerador linear de 15 MV, foi investigada por Kassae et al. (2001), como visto anteriormente.

Chakarova e Krantz (2014) realizaram estudos complementares abordando a otimização da espessura da bandeja como fonte de elétrons, utilizando para tal o mesmo feixe de fótons de 15 MV e SSDs maiores que 400 cm.

A fluência de energia sem a bandeja, dada apenas por questão de comparação, foi menor, fato que ilustra o papel da bandeja como produtora de elétrons. Ao aumentar a espessura da bandeja de 0,8 cm para 1,6 cm, foi obtida uma maior fluência de energia. A presença da bandeja de 0,8 cm de espessura aumentou a dose superficial de 60% para 90%. A dose superficial para a bandeja de 2,4 cm é 1,7% maior do que para a bandeja de 1,6 cm. Dados validados pelo método de Monte Carlo demonstram que a uniformidade de dose na

irradiação bilateral foi ligeiramente melhorada para a bandeja de 1,6 cm de espessura (CHAKAROVA; KRANTZ, 2014).

A variação da dose em todo o paciente pode ocorrer como resultado das grandes variações na espessura do corpo, das densidades dos tecidos e devido à má distribuição da intensidade do feixe através do campo, facilmente corrigida pela adição dos filtros aplainadores, estes cujo principal objetivo é tornar a intensidade do feixe uniforme na seção transversal. Serban et al. (2016) propuseram modificar uma unidade de teleterapia de cobalto 60 em uma unidade dedicada ao TBI para tratamentos AP - PA. Um filtro aplainador foi projetado para compor a instalação.

A unidade dedicada ao TBI, incluindo o filtro, foi modelada usando o código EGSnrc (KAWRAKOW et al., 2018) baseado no método de Monte Carlo. Nesse modelo, a simulação foi utilizada para calcular a distribuição de dose no paciente, com a finalidade de estudar a viabilidade de um método de compensação específico para cada paciente, que levaria a uma melhor homogeneidade da dose. A fabricação do compensador feito em acrílico, específico para cada paciente, poderia ser realizada usando impressão 3D (SERBAN et al., 2016).

Serban et al. (2016) demonstraram que o uso de compensadores específicos para cada paciente é viável e melhora a homogeneidade da dose e, conseqüentemente, traz potencial para aumentar consideravelmente a qualidade do tratamento.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Método de Monte Carlo

Nas últimas décadas, o método de Monte Carlo para o transporte de radiação se mostrou um método preciso e com uma abordagem prática para simulações de nêutrons, fótons e elétrons. Com o passar dos anos, se tornou um recurso fundamental, principalmente na área da física médica para simulações do tratamento de câncer com fontes de teleterapia e braquiterapia. As aplicações do método se estendem por todo campo da física médica, como por exemplo nas atividades da medicina nuclear, do radiodiagnóstico, da proteção radiológica, dosimetria e radioterapia (ANDREO, 1991; YORIYAZ, 2009).

O método de Monte Carlo pode ser descrito como um método puramente estatístico, através do qual a realização de uma simulação ocorre por meio de uma sequência de números aleatórios. Dessa forma, o método simula problemas que possam ser retratados por processos estocásticos, isto é, problemas baseados nas leis de probabilidade e estatística para caracterizar o processo físico.

Neste método, o processo físico em estudo deve ser descrito por funções densidade de probabilidade, ou PDFs (do inglês, *Probability Density Functions*), e dessa forma, a simulação de Monte Carlo é feita pela amostragem aleatória dessas funções, a fim de obter resultados confiáveis, resultados estes que garantam uma representação realista do fenômeno previamente simulado.

O cálculo pelo método de Monte Carlo inicia-se com a elaboração de um modelo geométrico que representa o sistema real a ser simulado. Feito isso, é possível simular as interações da radiação com o modelo criado através de amostragens aleatórias das PDFs que caracterizam o processo físico (YORIYAZ, 2009).

O resultado esperado provém da estimativa do valor médio das grandezas analisadas durante um determinado número de tentativas (ou

histórias). Há sempre algum erro envolvido nesse processo: por exemplo, as respostas geradas pelo código de Monte Carlo utilizado neste trabalho, o código MCNP, são normalizadas para cada partícula de início e são impressas em um arquivo de saída (do inglês, *output*), acompanhada por um segundo número R , onde R é o erro relativo estimado. Este é definido como o desvio padrão estimado da média $S\bar{x}$, dividido pela estimativa da média $\bar{x}$. O erro relativo estimado é proporcional à $1/\sqrt{N}$, onde N é o número de histórias (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2008). Quanto maior for o número de amostras aleatórias colhidas, mais preciso será o resultado, mas não necessariamente mais exato, diminuindo a incerteza estatística do método.

Os números aleatórios desempenham um papel fundamental nos cálculos de Monte Carlo. O método de Lehmer é normalmente o mais usado na geração dos números aleatórios. É chamado de método linear congruencial (ANDREO, 1991). Dado um módulo m , um multiplicador a , um incremento ou uma constante b e um valor inicial x_n (semente), os números aleatórios x_{n+1} são gerados de acordo com a seguinte fórmula:

$$x_{n+1} = (ax_n + b) \bmod m \quad (1)$$

A duração do período na geração dos números aleatórios deve ser longa o suficiente para evitar repetições na sequência de números usados durante o processo de simulação, caso contrário, correlações podem ser produzidas. Assim, é desejável que o módulo m seja grande, lembrando que $\bmod m$ significa “restante da divisão por m ”. Os valores de x_{n+1} são inteiros, e as constantes a e b , positivas.

De certa forma, a escolha dos valores de a , b , e m afeta o período e a autocorrelação na sequência, porém, boas condições de simulação são alcançadas se $m = 2^k$, $a = 4c + 1$ e $b = \text{número ímpar}$. Nesta circunstância, k , c e b devem ser números inteiros positivos.

A definição de variável aleatória corresponde a um número real que permite a quantificação de processos aleatórios, podendo ser do tipo discreta, contínua ou mista. Para uma variável aleatória ξ ser classificada como distribuição discreta, precisa assumir apenas valores distintos $(x_1, x_2, \dots)$. Para que a variável

aleatória ξ seja classificada do tipo distribuição contínua, ela necessita assumir qualquer valor entre os limites x_1 e x_2 , e sua probabilidade estar nesse mesmo intervalo, ou seja, $P(x_1 < \xi < x_2)$. Dessa forma, a função $p(x)$ é chamada de PDF de x , conforme representada abaixo:

$$P(x_1 < \xi < x_2) = \int_{x_1}^{x_2} p(x)dx \quad (2)$$

Normalizando a função $p(x)$, obtém-se:

$$\int_{-\infty}^{\infty} p(x)dx = 1 \quad (3)$$

Associado a essas PDFs, existem as funções de probabilidade cumulativa, ou CPFs (do inglês, *Cumulative Probability Functions*) (YORIYAZ, 2009). Estas, aqui designadas por $p(\xi)$, podem ser descritas como sendo a probabilidade da variável aleatória ξ assumir um valor que é menor ou igual a x , tal que:

$$P(\xi \leq x) = \int_{-\infty}^x p(\xi)d\xi \quad (4)$$

Os principais componentes de uma simulação pelo método de Monte Carlo são as funções de probabilidade (PDF e CPF), além dos números aleatórios. Tendo isso, o processo de simulação ocorre através de técnicas de amostragem, que fazem a ligação entre essas funções de probabilidade e os números aleatórios (YORIYAZ, 2009).

4.2 Código MCNP

Durante a década de 1970, um considerável número de códigos de Monte Carlo foram escritos para aplicação na física médica. Raeside (1976) publicou um artigo de revisão mostrando os princípios desse método e suas primeiras aplicações na área. Desde então, o número de publicações empregando a simulação do transporte de radiação continua aumentando nesse campo, conforme observado na Figura 5 (PUBMED, 2019).

Figura 5 – Número de publicações com os termos “física médica” e “Monte Carlo” no decorrer dos anos.

Fonte: (PUBMED, 2019).

O código MCNP (*Monte Carlo N-Particle*) é um *software* computacional embasado no método de Monte Carlo e desenvolvido por *Los Alamos National Laboratory*, sendo este mantido por *Los Alamos National Security, LLC*.

O MCNP é mundialmente reconhecido e utilizado em vários tipos de projetos e pesquisas para analisar o transporte de radiação envolvendo separadamente nêutrons, fótons ou elétrons, como também as combinações destes. Durante o desenvolvimento deste trabalho de mestrado foi utilizada a versão 6 do código, MCNP6 (PELOWITZ et al., 2013).

O MCNP6 é um código de transporte de radiação de uso geral, dependente do tempo, projetado para rastrear vários tipos de partículas em amplas faixas de energia. Traz consigo a união das versões MCNP5 (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2008) e MCNPX “*Monte Carlo N-Particle eXtended*” (PELOWITZ, 2008), incluindo todos os recursos de ambas.

Primeiramente, o usuário do código configura as simulações criando um arquivo de texto (do inglês, *input*) que será lido pelo MCNP6. Esse arquivo deve conter as informações sobre o problema, tais como a especificação detalhada da geometria, a descrição dos materiais, a localização e as características da fonte de partículas, o tipo de resposta desejada e as técnicas de redução de variância

usadas para melhorar a eficiência. O número de histórias, ou simplesmente nps (do inglês, *number of particles*), executadas não é um indicativo da qualidade da resposta (PELOWITZ et al., 2013).

A geometria utilizada no código é do tipo tridimensional, definida a partir das células geométricas delimitadas pelas superfícies. As células são definidas pelas interseções ou uniões dessas superfícies, e estruturalmente compõem o primeiro bloco do arquivo de texto que será lido pelo MCNP6. As superfícies, por sua vez, são definidas fornecendo coeficientes às equações analíticas de superfície, compondo o segundo bloco.

Por fim, o terceiro bloco fornece quase todas as especificações do problema além da geometria. Através dele são definidos os tipos de partículas, os materiais, as fontes de radiação, a maneira como os resultados devem ser calculados, o nível de detalhe da física das interações das partículas e as técnicas de redução de variância.

No presente trabalho, o código MCNP6 foi utilizado para construir o modelo computacional do arranjo experimental, tanto para um acelerador convencional, assim como do objeto simulador onde as doses foram estimadas. Esses modelos computacionais foram utilizados na avaliação da homogeneidade da distribuição de dose requerida na técnica de tratamento de TBI.

4.3 Tallies

Os cartões de *tally* são usados para especificar o tipo de informação a ser extraída do cálculo de Monte Carlo, podendo estar relacionada, por exemplo, à corrente de partículas, traço médio das partículas ou energia depositada. Esses cartões de especificação não são necessários, mas se nenhum deles for fornecido, nenhum registro será impresso quando o problema for executado e uma mensagem de aviso será emitida. Para obter os resultados, somente o cartão F é necessário; os outros cartões de registro concedem recursos opcionais.

O MCNP6 fornece sete tipos de *tallies* para o cartão F_n , ou seja, sete tipos de registros de resposta diferentes, sendo $n > 0$. Os *tallies* são identificados pelo seu tipo (número) e classe de partícula. Os contadores n recebem os números 1, 2, 4, 5, 6, 7, 8 ou incrementos de múltiplos de 10 deles para *tallies* do mesmo tipo (por exemplo F6, F16, F26, ... , F996), e recebem o designador de partículas: N para nêutrons, P para fótons e E para elétrons. Todos os sete tipos de *tallies* funcionam para nêutrons, seis para fótons e quatro para elétrons (PELOWITZ et al., 2013).

Quando se trabalha com estruturas repetidas (do inglês, *repeated structures*), cujo principal objetivo é a capacidade de descrever apenas uma vez as células e superfícies de qualquer estrutura que apareçam mais de uma vez na geometria, o MCNP6 pode ser incapaz de calcular áreas ou volumes necessários, visto que um universo pode ser repetido um número diferente de vezes em células distintas, e o código não tem como determinar isso. Assim, algumas nomenclaturas precisam ser introduzidas pelo usuário antes da aquisição do *tally*, como por exemplo o cartão SD.

O usuário do MCNP6 precisa inserir o volume de cada *voxel* contido na determinada célula na qual é desejável obter a energia depositada. Nesse caso, é necessário dizer os volumes no cartão SD, que dividirá toda a contagem por esses mesmos volumes (PELOWITZ et al., 2013).

Neste trabalho serão discutidos apenas os *tallies* que foram utilizados para o cálculo da distribuição de dose.

4.3.1 FMESH *Mesh Tally* - Contagem de Malha Sobreposta

Além dos *tallies* padrão, o MCNP6 tem um tipo de registro especial, a contagem de malha sobreposta. A malha é um recurso geométrico de subdividir o volume alvo em pequenos elementos de volume para estimativa da dose. Esse recurso permite que o usuário, através do cartão FMESH n , defina uma contagem de malha sobreposta à geometria do problema. Os contadores n recebem

necessariamente o número 4 (*tally* F4) ou incrementos de múltiplos de 10 para *tallies* do mesmo tipo (por exemplo FMESH4, FMESH14, FMESH24, ... , FMESH104). Abrange nêutrons, fótons ou elétrons, e os resultados são impressos em um arquivo separado, denominado MESHTAL.

Antes de prosseguir com o FMESH, é necessário destacar o *Tally* F4 - Traço Médio do Fluxo por uma Célula (do inglês, “*Track Length Estimate of Cell Flux*”) (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2008). O *tally* F4, dado em partículas/cm², expressa o fluxo médio de partículas por volume e é representado matematicamente pela equação:

$$\phi_V = \frac{1}{V} \int dE \int dt \int dV \int d\Omega \Psi(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t) \quad (5)$$

$\Psi(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t)$ é o fluxo angular (partículas/cm²/sh/MeV/sr), que em outras palavras pode ser descrito como $v \cdot n(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t)$, onde v é a velocidade (cm/sh) multiplicada pela densidade de partículas $n(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t)$ em função do vetor posição da partícula $\vec{r}$ (cm), vetor direção $\hat{\Omega}$, energia E (MeV) e tempo t (sh; 1sh = 10⁻⁸ s). Substituindo essas informações na Equação 5, obtém-se:

$$\phi_V = \frac{1}{V} \int dE \int dV \int d\Omega \int dt \, v n(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t) \quad (6)$$

Dado que $\int d\Omega \, n(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t) = N(\vec{r}, E, t)$ é a densidade de partículas, independente da trajetória, pode-se dizer que:

$$\phi_V = \frac{1}{V} \int dE \int dV \int dt \, v N(\vec{r}, E, t) \quad (7)$$

Por fim, dado que $v \cdot dt = ds$, a expressão que fornece o fluxo médio de partículas por volume pode ser reduzida à Equação 8:

$$\phi_V = \frac{1}{V} \int dE \int dV \int ds \, N(\vec{r}, E, t) \quad (8)$$

Assim como no *tally* F4, a contagem de malha sobreposta pode ser definida pela estimativa do traço médio do fluxo de partículas por uma célula da malha, dada em unidades de partículas/cm², e é calculada pelo código MCNP6 por

$W \frac{T_l}{V}$, onde W é o peso estatístico da partícula, T_l é o comprimento do traço de cada partícula (cm) e V é o volume (cm³), este calculado pelo código ou fornecido pelo usuário. Se um asterisco for adicionado ao cartão, *FMESH n , indica que este valor será multiplicado pela energia E (MeV), ou seja, $\frac{WT_l E}{V}$, e a nova dimensão será dada em unidades de MeV/cm² (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2008).

Em uma simulação não-análoga, isto é, uma simulação baseada nas teorias físicas que descrevem um fenômeno de tal forma que possibilite a simulação de uma quantidade maior de partículas que contribuem para a estimativa da grandeza de interesse sem alterar o resultado final, uma partícula pode assumir um peso estatístico W , tal que cada partícula de Monte Carlo pode representar W partículas físicas reais.

A partícula de Monte Carlo que representa todas estas W partículas teria apenas uma trajetória de "vida". O resultado provocado por cada partícula de Monte Carlo é multiplicado pelo peso, e dessa forma, o resultado que seria resultante das W partículas físicas reais é o resultado final fornecido.

O *tally* do tipo *mesh* pode ser combinado com os cartões DE (*Dose Energy*) e DF (*Dose Function*), com a finalidade de converter fluxo para dose (PELOWITZ et al., 2013). O cartão DE separa as partículas em faixas de energia (MeV) e o cartão DF multiplica as contagens por um fator específico (coeficiente de absorção de energia em massa, dado em cm²/g, em função da energia dos fótons). Neste trabalho, os dados inseridos nos respectivos cartões foram adquiridos através do site do NIST (*National Institute of Standards and Technology*).

Na especificação do cartão FMESH são definidos os parâmetros geometria (*GEOM*), podendo ser do tipo padrão cartesiana (*GEOM* = XYZ); origem do sistema (*ORIGIN*); localização final dos pontos na direção do eixo X (*IMESH*); número de pontos de malha (divisões) na direção do eixo X (*IINTS*); localização final dos pontos na direção do eixo Y (*JMESH*); número de pontos de malha (divisões) na direção do eixo Y (*JINTS*); localização final dos pontos na direção do eixo Z (*KMESH*); número de pontos de malha (divisões) na direção do eixo Z (*KINTS*) (PELOWITZ et al., 2013).

4.3.2 Tally F6 - Energia Depositada

De forma geral, o *tally* F6 calcula a deposição de energia em uma célula, e a equação que descreve esse cálculo é definida por:

$$H_t = \frac{\rho_a}{m} \int dE \int dt \int dV \int d\Omega \sigma_t(E) H(E) \Psi(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t) \quad (9)$$

A energia total depositada em uma célula H_t , dada em MeV/g, é obtida através da multiplicação da variável $\Psi(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t)$ pelo fator $\frac{\rho_a}{m} \cdot \sigma_t(E) H(E)$, seguindo consequentemente com a integração, nos quais $\frac{\rho_a}{m}$ é a densidade atômica (átomos/barn-cm) dividida pela massa da célula (gramas); V é o volume (cm^3); $\sigma_t(E)$ é a seção de choque microscópica total (barns); $H(E)$, *heating number*, é a energia média oferecida ao sistema por colisão (MeV/colisão); $\Psi(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t)$ é o fluxo angular (partículas/ $\text{cm}^2/\text{sh}/\text{MeV}/\text{sr}$), que em outras palavras pode ser descrito como $v \cdot n(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t)$, onde v é a velocidade (cm/sh) multiplicada pela densidade de partículas $n(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t)$ em função do vetor posição da partícula $\vec{r}$ (cm), vetor direção $\hat{\Omega}$, energia E (MeV) e tempo t (sh; $1 \text{ sh} = 10^{-8} \text{ s}$) (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2008).

Em termos de cálculo pelo código MCNP6, a obtenção do *tally* F6 ocorre pelo fator descrito acima multiplicado por $W \cdot T_l$, onde W é o peso estatístico da partícula e T_l é o comprimento do traço de cada partícula (cm), melhor visualizado pela expressão:

$$W T_l \sigma_t(E) H(E) \frac{\rho_a}{m} \quad (10)$$

A seção de choque microscópica total $\sigma_t(E)$ é obtida automaticamente pelo código através de bases de dados nucleares, e o *heating number* $H(E)$ para fótons é determinado pela seguinte equação:

$$H(E) = E - \sum_{i=1}^3 p_i(E) [\bar{E}_{i,out}(E)] \quad (11)$$

De acordo com a Equação 11 mostrada acima, i varia de 1 a 3. Quando $i = 1$, a interação sofrida é do tipo espalhamento Compton; quando $i = 2$, produção de pares ($\bar{E}_{i,out}(E) = 1,022016 \text{ MeV}$); finalmente, quando $i = 3$, absorção fotoelétrica ($\bar{E}_{i,out}(E) = 0$). Continuando com as definições, dado um fóton

incidente de energia E , $p_i(E)$ representa a probabilidade da interação i ocorrer com a intensidade do raio gama incidente da energia E ; $\bar{E}_{i,out}(E)$ é a energia média de saída caso a interação i ocorra (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2008). O *tally* F6 abrange nêutrons, fótons ou nêutrons e fótons.

Fisicamente, o cálculo do *tally* F6 é equivalente ao que chamamos de *kerma* de colisão. *Kerma*, ou energia cinética liberada no meio, dada em J/Kg, ou Gy, é definida como a soma das energias cinéticas iniciais dE de todas as partículas ionizantes carregadas, por exemplo os elétrons, liberadas por partículas não carregadas, os fótons, em um material de massa dm (KHAN; GIBBONS, 2014):

$$K = \frac{dE}{dm} \quad (12)$$

A energia cinética inicial transferida à elétrons pode ser gasta de duas maneiras. Quando há interações com elétrons atômicos do material absorvente, resultando na dissipação local da energia como ionização e excitação, são as chamadas interações de colisão (K_{col}), ou as interações radiativas com núcleos atômicos, na qual os fótons de raios X bremsstrahlung são emitidos à medida que o elétron desacelera (K_{rad}). Portanto, o *kerma* é subdividido em duas partes:

$$K = K_{col} + K_{rad} \quad (13)$$

O *kerma* de colisão, K_{col} , depende da fluência de energia do fóton Ψ e do coeficiente médio de absorção de energia em massa $\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}$, conforme Equação 14:

$$K_{col} = \Psi \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right) \quad (14)$$

4.3.3 *Tally* F8 - Altura de Pulso

Diferentemente de todos os outros *tallies*, que são estimados, por exemplo, a partir de variáveis macroscópicas como corrente ou fluxo, o *tally* F8 registra a energia ou a carga depositada em uma célula a partir de cada partícula primária e secundária, dessa forma registrando cada detecção separadamente, e

não simplesmente atribuindo um valor de energia médio para as interações como nos outros *tallies*, fazendo com que simule um detector físico real, e consequentemente, podendo exigir maior tempo de processamento quando comparado ao *tally* F6.

No *tally* F8, a energia absorvida é proveniente da contagem dos pulsos criados em uma célula, sendo essas contagens feitas nos pontos de origem e nos cruzamentos de superfície. A resposta é calculada ao final de cada história (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2008).

Supondo que X seja uma célula, e que em uma determinada história das partículas, existam K entradas e L saídas nessa célula. Supondo ainda que E_i seja a i -ésima energia de uma partícula entrando na célula X e D_j seja a j -ésima energia da partícula saindo da célula. Assim, a energia total T depositada na célula X pode ser descrita pela equação (PELOWITZ et al., 2013):

$$T = \sum_{i=1}^K E_i - \sum_{j=1}^L D_j \quad (15)$$

O *tally* F8 abrange nêutrons, fótons, elétrons ou fótons e elétrons, e se um asterisco for adicionado, *F8, o MCNP6 multiplicará cada pulso contado em cada faixa de energia pela energia total correspondente, alterando sua unidade de pulsos para MeV.

Fisicamente, o cálculo do *tally* *F8 dividido por unidade de massa é equivalente ao que chamamos de dose absorvida. A dose absorvida, D , é o valor da energia depositada na matéria por unidade de massa em um ponto p , dada em J/Kg, ou Gy. É definida pelo quociente $\frac{d\bar{E}}{dm}$, onde $d\bar{E}$ é a energia média transmitida pela radiação ionizante ao material de massa dm (KHAN; GIBBONS, 2014).

4.4 Espaço de Fase (*Phase Space Data File* - PHSP)

Para o cálculo de dose usando o método de Monte Carlo, é muito importante ter em mãos as informações detalhadas sobre a geometria e os

materiais dos componentes do cabeçote do acelerador linear, a fim da simulação atingir níveis confiáveis de precisão. Uma vez que todas as informações referentes ao cabeçote estiverem disponíveis e a simulação for realizada, a saída de dados será armazenada para cada partícula em um arquivo de dados do espaço de fase (YANG et al., 2004).

O espaço de fase contém informações referentes ao tipo de partícula, carga, energia, posição, direção, origem e peso estatístico. É definido como uma coleção de pseudo-partículas emergentes de uma fonte de radiação usada para tratamento terapêutico. Cada uma dessas pseudo-partículas é marcada de modo que seu registro seja feito apenas uma vez ao passar pela superfície de interesse. Simplificando, a mesma partícula não é registrada além do ponto de interesse onde foi medida (CAPOTE et al., 2006). O termo pseudo-partículas é usado como um representante das partículas físicas reais da fonte. Estas partículas de Monte Carlo, ou pseudo-partículas, possuem pesos estatísticos usados para amostragem no processo de simulação.

O arquivo do espaço de fase é gerado após fótons atravessarem todas as estruturas internas do cabeçote de um acelerador linear, conforme esquematizado na Figura 6 (BRUALLA et al., 2010). Esse arquivo é utilizado pelo MCNP6 através dos cartões SSW (*Surface Source Write*) e SSR (*Surface Source Read*).

SSW é um cartão usado para gravar o arquivo de uma superfície de origem. Durante sua execução, informações da superfície de origem são escritas no WXXA, um arquivo de rascunho. Após sua execução e conclusão normal, o WXXA torna-se WSSA. O arquivo WSSA, previamente criado pelo cartão SSW, precisa ser renomeado para RSSA antes que este possa ser lido pelo cartão SSR (PELOWITZ et al., 2013). Dessa forma, o arquivo RSSA é visto pelo MCNP6 como um plano que contém o registro de todas as informações referentes aos fótons que atravessaram as estruturas internas do cabeçote do acelerador.

Figura 6 – Imagem tridimensional do cabeçote do acelerador linear Varian 600C.

Fonte: (BRUALLA et al., 2010).

No entanto, as informações referentes ao cabeçote do acelerador linear geralmente não apresentam detalhes suficientes para garantir a precisão da simulação, visto que os detalhes de engenharia normalmente são sigilosos e, muitas vezes, não são acessíveis. Portanto, uma abordagem diferente torna-se viável: o espaço de fase pode ser substituído pela modelagem do feixe (YANG et al., 2004).

4.5 Modelo de Fonte Virtual (*Virtual Source Model - VSM*)

A dose absorvida depende do espectro inicial de energia para os fótons primários, bem como das partículas secundárias, ambos gerados no cabeçote do acelerador linear. No entanto, é possível construir um sistema para simular a mesma energia depositada sem explicitar a geometria original do cabeçote do acelerador. Esse procedimento é executado através da modelagem do feixe, é

chamado de modelo de fonte virtual e torna-se uma alternativa ao uso das informações do espaço de fase.

Estudos demonstram que essa alternativa pode economizar tempo computacional e reduzir drasticamente a ocupação de arquivos em disco (MA et al., 1997; MA; ROGERS, 1995). Dessa forma, as simulações de Monte Carlo podem ser mais eficientes com o uso da modelagem do feixe quando comparado com o espaço de fase.

O primeiro passo é criar uma representação apropriada do feixe para um determinado desenho do cabeçote do acelerador linear, baseado nos dados conhecidos do feixe simulado. Essa representação é uma breve descrição matemática do espaço de fase. O armazenamento de dados requerido na representação do feixe é consideravelmente menor quando comparado com os dados do espaço de fase, e dessa forma, otimiza parâmetros para obter uma boa aproximação das doses depositadas (MA et al., 1997).

4.6 Índice Gama (*Gamma Index*)

O comissionamento é uma das partes mais importantes de todo o programa de controle de qualidade, e requer, rotineiramente, a comparação dos dados dosimétricos medidos e calculados. Assim como na rotina clínica, que faz uso do comissionamento na verificação da capacidade dos algoritmos de cálculo de dose em reproduzir os cálculos medidos, este trabalho também faz a comparação de dados dosimétricos medidos e calculados, para posterior validação dos mesmos.

A avaliação qualitativa do cálculo do sistema de planejamento de tratamento é feita pela sobreposição das distribuições das curvas de isodose, usando ferramentas de *software* ou manualmente, usando distribuições de isodose impressas e uma caixa de luz. As curvas de isodose são linhas que passam por pontos de mesma dose, e essas curvas geralmente são desenhadas em intervalos regulares de dose absorvida. Essa avaliação qualitativa destaca áreas de

discordância significativa, mas uma avaliação mais quantitativa pode ser necessária para a aprovação final do sistema (LOW et al., 1998).

Métodos quantitativos comparam diretamente os valores de distribuição de dose medidos e calculados. Um procedimento de garantia de qualidade dos sistemas de planejamento de tratamento foi desenvolvido para comparar essas distribuições de dose, sendo dividido em regiões com alto e baixo gradiente de dose, cada uma com um critério de aceitação diferente (DYK et al., 1993).

Nas regiões de baixo gradiente, as doses são comparadas diretamente, com uma tolerância de aceitação colocado na diferença entre as doses medidas e calculadas. Em regiões de alto gradiente é identificada uma distribuição de diferença de dose, indicando as regiões onde essas distribuições de dose calculadas não concordam com a medição. Nesses casos, o conceito de DTA (*Distance-To-Agreement*) é utilizado para determinar a aceitabilidade do cálculo de dose. DTA é definido como a distância entre um ponto de dados medido e o ponto mais próximo da distribuição de dose calculada que exibe a mesma dose. As avaliações de diferença de dose e DTA se complementam quando usadas como determinantes da qualidade do cálculo da distribuição de dose.

O método utilizado no presente trabalho, intitulado índice gama e desenvolvido por Low et al. (1998), faz comparações entre distribuições de dose medida e calculada. Os valores experimentais são adotados como referência, enquanto que os valores simulados são requeridos para comparação. Nesse método, há um formalismo matemático que descreve os parâmetros diferença de dose e DTA (HARMS et al., 1998). Esses parâmetros diferença de dose e DTA são representados, respectivamente, por ΔD_M e Δd_M , e os valores adotados neste trabalho são $\Delta D_M = 3\%$ e $\Delta d_M = 3\text{ mm}$, com base nos padrões clínicos para feixes de fótons (LOW et al., 1998).

Na Figura 7 é representado, de maneira geométrica, o método índice gama, considerando simultaneamente os parâmetros diferença de dose e DTA. A demonstração é para um único ponto de medição r_m , situado na origem da figura. Nas avaliações clínicas, as comparações são repetidas para todos os outros pontos medidos.

Figura 7 – Representação geométrica dos critérios de avaliação da distribuição de dose utilizando simultaneamente os parâmetros diferença de dose e DTA.

Fonte: (LOW et al.,1998).

Os eixos x e y correspondem à localização espacial r_c da distribuição calculada em relação ao ponto medido. O terceiro eixo, δ , mostra a diferença entre os valores de doses medida $[D_m(r_m)]$ e calculada $[D_c(r_c)]$. O DTA, Δd_M , é representado por um disco no plano $r_m - r_c$ com raio igual a Δd_M . A linha vertical equivale à diferença de dose, com comprimento de $2\Delta D_M$.

Neste método, um elipsoide é selecionado como a superfície que representa o critério de aceitação. A equação que define essa superfície é definida por:

$$1 = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m, r)}{\Delta D_M^2}} \quad (16)$$

onde $r(r_m, r) = |r - r_m|$ e $\delta(r_m, r) = D(r) - D_m(r_m)$. Se qualquer parte da superfície $D_c(r_c)$ cruzar o elipsoide definido na Equação 16, o cálculo passa por r_m (LOW et al.,1998).

A quantidade fixada do lado direito da Equação 16 pode ser usada para identificar o índice de qualidade gama, γ , para cada ponto no plano de avaliação $r_c - r_m$ com relação ao ponto r_m medido,

$$\gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d^2_M} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D^2_M}} \quad (17)$$

onde $r(r_m, r_c) = |r_c - r_m|$ e $\delta(r_m, r_c) = D_c(r_c) - D_m(r_m)$ é a diferença entre os valores de doses calculada e medida, respectivamente (LOW et al., 1998).

Desta forma, os critérios para aprovação / reprovação são definidos como

$$\gamma(r_m) \leq 1, \text{ cálculo aprovado}$$

$$\gamma(r_m) > 1, \text{ cálculo reprovado}$$

De modo geral, o índice gama fornece uma avaliação quantitativa da qualidade do cálculo, tanto em regiões que passam quanto naquelas que falham nos critérios de aceitação. Por fim, é uma ferramenta de grande potencial na avaliação quantitativa de sistemas de planejamento de tratamento tridimensional.

Neste trabalho, as análises e comparações de resultados de distribuições de dose foram realizadas com o método do índice gama. Um algoritmo de análise foi criado em MATLAB (*The MathWorks, Inc.*) pelo professor Dr. Hélio Yoriyaz.

4.7 AMIGOBrachy (A Medical Image-based Graphical platfOrmd Brachytherapy)

O software AMIGOBrachy foi desenvolvido na plataforma MATLAB (*The MathWorks, Inc.*) para criar uma interface gráfica eficiente e amigável ao usuário, capaz de processar e integrar imagens médicas com os dados de entrada necessários nas simulações de Monte Carlo (FONSECA et al., 2014), auxiliando na comparação de dados simulados com dados experimentais.

Desenvolvido para fins acadêmicos, a princípio foi elaborado para aplicação em braquiterapia, que é um ramo da especialidade médica na qual se utiliza fontes radioativas seladas colocadas muito próximas da lesão a ser tratada,

ou até mesmo dentro destas, reduzindo a dose no tecido saudável adjacente. No entanto, o *software* também permite seu uso em teleterapia, ou seja, com a fonte de radiação ionizante longe do paciente, como no caso da radioterapia.

O programa fornece os recursos necessários para importar e editar imagens médicas no formato DICOM (módulo *ImView*), com capacidade de segmentá-las de acordo com a HU (módulo *Segmentation*), criando mapas de materiais e mapas de densidade, conforme ilustrado na Figura 8. No caso do uso em teleterapia, há a possibilidade de desenhar um contorno sobre a imagem, ou seja, desenhar uma região que representaria o detector de radiação, por exemplo, uma câmara de ionização (módulo *ImEdit*).

Figura 8 – Ilustração dos mapas de materiais e mapas de densidade gerados pelo *software* AMIGOBBrachy após segmentação do *phantom*: nos eixos, representação dos *voxels* de acordo com o tamanho do *phantom* (512 x 512 x 368) e escala.

Fonte: *Software* AMIGOBBrachy.

Na Figura 9 mostra-se, de maneira simplificada, a seção em que são definidos os parâmetros de simulação, tais como regiões de interesse do *phantom*, que tem por objetivo reduzir a camada de ar ao redor deste, diminuindo assim o

tempo de simulação; *phantom* homogêneo ou heterogêneo; optar entre uma fonte de radiação embutida no próprio *software* ou acoplar ao *input* uma fonte criada pelo respectivo usuário; energia de corte; seleção do nps e do *tally*. Na implementação atual, o código MCNP6 é utilizado para as simulações.

Figura 9 – Interface gráfica do *software* AMIGOBBrachy: representação simplificada da seção em que são definidos os parâmetros de simulação.

Fonte: *Software* AMIGOBBrachy.

4.8 *Phantom* Antropomórfico ATOM®

A CIRS (*Computerized Imaging Reference Systems, Inc.*), fabricante da linha ATOM® de *phantoms* de dosimetria de tecido equivalente para imagiologia médica e radioterapia, foi fundada em 1983 com a missão de aperfeiçoar a metodologia existente de simulação de tecidos e fornecer padrões de referência para a tomografia computadorizada (ATOM®, 2012).

Os *phantoms* ATOM® compõem uma linha completa de *phantoms* antropomórficos, constituída por modelos que abrangem desde um homem adulto,

mulher adulta, crianças de dez, cinco e um ano de idade, além do recém-nascido, conforme demonstrado na Figura 10.

Figura 10 – *Phantoms ATOM®*: homem adulto (modelo 701), mulher adulta (modelo 702), dez anos de idade (modelo 706), cinco anos de idade (modelo 705), um ano de idade (modelo 704) e recém-nascido (modelo 703), da esquerda para a direita, respectivamente.

Fonte: (CIRS, 2013).

São projetados para investigar a dose de órgãos, dose efetiva de corpo inteiro, bem como a verificação da entrega de doses de radiação terapêutica. É a única linha de *phantoms* de dosimetria que variam em tamanhos desde recém-nascidos até adultos, baseada nas recomendações da ICRP 23 (*International Commission on Radiological Protection*) e ICRU 48 (*International Commission on Radiation Units & Measurements*). No caso deste trabalho em particular, foi utilizado o modelo 701, que corresponde a um homem adulto de 173 cm com 73 kg (CIRS, 2013).

Os *phantoms* ATOM® são confeccionados em resinas epóxi, simulando tecido equivalente, ilustrado na Figura 11. Cada *phantom* é seccionado com seções tradicionais de 25 mm de espessura. Através dele é possível realizar a dosimetria específica de um órgão, acomodar uma ampla variedade de detectores e, além disso, todos os ossos são homogêneos e formulados para representar a composição óssea média apropriada para a idade do modelo correspondente (CIRS, 2013).

O *phantom* antropomórfico ATOM® modelo 701, patrimônio do Hospital Beneficência Portuguesa de São Paulo, foi o objeto simulador utilizado no presente trabalho para a realização dos experimentos, como também para as simulações do tratamento. Após a aquisição das CTs, essas foram inseridas no *software* AMIGOBrachy.

Figura 11 – Radiografia do *phantom* ATOM®.

Fonte: (CIRS, 2013).

4.9 *Phantom* para Dosimetria Absoluta em Água

Para a obtenção dos dados experimentais de dosimetria absoluta em água foi utilizado um *phantom* simulador *Oxygen* modelo OXDOS01-01, construído em acrílico cristal com 10 mm de espessura e dimensões 30 x 30 x 40 cm³, patrimônio do Hospital Beneficência Portuguesa de São Paulo, conforme ilustrado na Figura 12a. Acoplado a esse sistema, e representado pela Figura 12b, há um posicionador manual de câmara *Oxygen* modelo OXDOS01-10, mecanismo este que permite precisão no posicionamento de câmaras de ionização no interior do *phantom* simulador (OXIGEN, 2014).

Figura 12 – Em a) *phantom* simulador *Oxygen* modelo OXDOS01-01 e em b) posicionador manual de câmara *Oxygen* modelo OXDOS01-10.

Fonte: (OXIGEN, 2014).

4.10 Placas de Água Sólida

Na maioria das vezes, pacientes submetidos a procedimentos radioterápicos apresentam reações de pele. Sinais típicos são a vermelhidão, irritação e coceira, podendo a pele tornar-se seca e escamosa.

A dose absorvida na região superficial da pele varia rapidamente com a profundidade no tecido (NILSSON; SORCINI, 1989). De acordo com a literatura, a

medida de dose na pele é dependente de alguns fatores como a contaminação eletrônica causada pelo feixe de radiação, tamanho de campo, bandejas, geometria do paciente e obliquidade do feixe (geometria da irradiação) (KRON et al., 1993).

Na rotina clínica da técnica de tratamento de TBI, sabe-se que é de grande interesse alcançar uma proposta de distribuição de dose mais homogênea no paciente. Tendo em vista a forma que este procedimento é realizado atualmente, infelizmente não há uniformidade de dose ao longo do corpo todo do paciente, pois este possui regiões com espessuras diferentes, além do campo de radiação ser grande (SCAFF, 2010).

Para a obtenção dos dados experimentais de carga depositada na câmara de ionização, e conseqüentemente a dose entregue na superfície (pele), foram utilizadas 20 placas de água sólida empilhadas, cada uma com dimensões de 30 x 30 x 1 cm³, patrimônio do Hospital Beneficência Portuguesa de São Paulo.

Não se restringindo apenas na faixa dos feixes usados em radioterapia, as características da radiação de fótons para a água sólida são próximas às da água. Conseqüentemente, a água sólida pode ser utilizada tanto para a confecção de *phantoms*, assim como na produção de modelos de calibração e padronização de feixes de radioterapia (CONSTANTINOU; ATTIX; PALIWAL, 1982).

4.11 Câmara de Ionização *Farmer* Modelo *PTW-Freiburg* 30013

Câmaras de ionização do tipo *Farmer* são empregadas, por exemplo, para realizar medidas dosimétricas no contexto da radioterapia. Destinam-se à dosimetria absoluta em água ou em *phantoms* de estado sólido.

A câmara de ionização à prova d'água *Farmer* modelo *PTW-Freiburg* 30013, do tipo cilíndrica, patrimônio do Hospital Beneficência Portuguesa de São Paulo, foi utilizada na realização da parte experimental deste trabalho.

O modelo *PTW-Freiburg* 30013 possui volume sensível de 0,6 cm³. Abrange uma faixa de energia de fótons variando de 30 kV a 50 MV, e uma faixa

de energia de elétrons de 10 MeV a 45 MeV. Na Figura 13, observa-se seu design. De maneira geral, a parede da câmara é constituída por material do tipo grafite com uma capa protetora de acrílico, e o eletrodo é feito de alumínio (PTW, 2017).

A fim de informações mais detalhadas, a composição da parede da câmara é 0,335 mm de acrílico ($\rho = 1,19 \text{ g/cm}^3$) e 0,09 mm de grafite ($\rho = 1,85 \text{ g/cm}^3$); para o eletrodo, 1,15 mm de alumínio com pureza de 99,98% ($\rho = 2,7 \text{ g/cm}^3$); por fim, a capa protetora, com 4,55 mm de acrílico ($\rho = 1,19 \text{ g/cm}^3$). As dimensões dos diâmetros do volume sensível da câmara e da parede que envolve esse volume sensível são 1,15 mm e 6,95 mm, respectivamente (PTW, 2017).

Figura 13 – Design da câmara de ionização *Farmer* modelo *PTW-Freiburg* 30013.

Fonte: (PTW, 2017).

As câmaras de ionização são detectores a gás. O sistema consiste basicamente de um capacitor preenchido com gás isolante elétrico (ar). Quando a radiação ionizante atravessa as paredes da câmara e ioniza os átomos do ar em seu interior, produz pares de cargas. É interessante que as paredes externas da câmara sejam espessas, de modo que a probabilidade do fóton interagir nela ou no volume sensível seja grande, detectando os raios gama. Ao ser aplicada uma diferença de potencial entre as paredes da câmara e o eletrodo coletor, cria-se um campo elétrico dentro do volume da câmara. O eletrodo coletor, por sua vez, coleta

a carga de ionização e fornece a corrente elétrica gerada para um dispositivo de medição de carga, o eletrômetro (KHAN; GIBBONS, 2014).

Eletrômetros são circuitos eletroeletrônicos especiais projetados para medir cargas elétricas com precisão, visto que a carga a ser medida pode ser muito pequena. O eletrômetro *PTW-Freiburg UNIDOS E* modelo T10009, patrimônio do Hospital Beneficência Portuguesa de São Paulo, foi utilizado juntamente com a câmara de ionização durante a realização das medidas experimentais deste trabalho (PTW, 2014).

4.12 Acelerador Linear Varian Unique

Em 2009, o acelerador linear da marca Varian modelo Unique com energia de 6 MV de fóton foi lançado. O Unique possibilita a realização de radiocirurgias estereotáticas e radioterapias de precisão para tratamentos em qualquer parte do corpo onde o uso da radiação seja o mais indicado. Devido à possibilidade de gerenciamento referente ao posicionamento do paciente com precisão, o Unique oferece tratamentos de qualidade ao mesmo tempo em que minimiza o risco aos tecidos saudáveis adjacentes (VARIAN, 2018).

Apesar da técnica de tratamento utilizada na parte experimental deste trabalho ser a conformacional 3D, devido ao modo como o TBI é realizado, o acelerador Varian Unique, patrimônio do Hospital Beneficência Portuguesa de São Paulo, apresenta técnicas de tratamento avançadas, com tecnologias mais sofisticadas, tais como RapidArc, IMRT e terapia em arco dinâmico.

A radioterapia conformacional 3D tem vantagem sobre a técnica convencional 2D, pois poupa uma quantidade maior de tecidos adjacentes à região de tratamento causando menos efeitos colaterais. De maneira geral, nessa técnica as imagens adquiridas por tomografia computadorizada são transferidas ao computador de planejamento para criar uma imagem tridimensional do tumor, possibilitando que múltiplos feixes de radiação possam ser conformados

exatamente para o contorno da área alvo de tratamento. As etapas da radioterapia conformacional 3D são:

- i. pré-planejamento, à medida que se faz necessário moldar acessórios como uma máscara ou colchão a vácuo;
- ii. aquisição da tomografia de planejamento, na qual o paciente deverá ser posicionado da mesma forma que irá realizar o tratamento, de modo que o procedimento seja reproduzível;
- iii. simulação do tratamento, a fim de localizar a região a ser tratada;
- iv. planejamento técnico, onde o físico médico faz o planejamento do tratamento através do sistema de planejamento - *Eclipse Treatment Planning System*, no caso do acelerador linear Varian Unique (VARIAN, 2019);
- v. após a aprovação do planejamento pelo médico radioterapeuta, há a confecção dos blocos de material de elevado número atômico, construídos para conformar os limites do campo, protegendo as regiões sadias;
- vi. tratamento em si.

4.13 Verificação da Equivalência entre Aceleradores: Metodologia

Com o objetivo de verificar se o espaço de fase do acelerador linear Varian 600C poderá ser utilizado para o acelerador linear Varian Unique, primeiramente o andamento deste trabalho se dedicou nos cálculos de porcentagem de dose profunda, ou PDP, e perfil de dose, com o intuito de simular o acelerador Varian 600C. Esses resultados foram comparados com dados experimentais de dosimetria absoluta em água do acelerador linear Varian Unique de 6 MV, fornecidos pelo Hospital Beneficência Portuguesa de São Paulo. Uma vez validados os dados, o espaço de fase do acelerador linear Varian 600C estará representando a fonte de radiação do mesmo.

Através da modelagem de um *phantom* de água, com dimensões de $42 \times 42 \times 42 \text{ cm}^3$, tamanho de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e SSD de 100 cm, foram calculados, pelo código MCNP6, valores de PDP e perfil de dose do acelerador

linear Varian 600C, com o intuito de se estabelecer equivalência entre dois aceleradores de mesma energia de fótons. Para comparar e sobrepor as curvas experimentais e calculadas, os dados foram normalizados de acordo com a maior leitura. O número de histórias adotado nas simulações foi 3×10^{10} . O arquivo de resposta das simulações foi gerado pelo *tally* *F8 (“Altura de Pulso”).

A PDP pode ser entendida como a normalização da distribuição de dose ao longo do eixo central (KHAN; GIBBONS, 2014). Para seu cálculo, expresso em porcentagem, é necessário fazer a relação entre o valor de dose absorvida em determinada profundidade d , D_d , e o valor de dose máxima absorvida a uma profundidade de referência d_0 , $D_{máx}$, em relação ao eixo central do feixe de radiação, conforme ilustrado na Figura 14.

$$PDP = \frac{D_d}{D_{máx}} 100\% \quad (18)$$

Nas curvas de PDP, *build up* corresponde a região entre a superfície irradiada e a profundidade onde a dose atingiu o valor máximo (acúmulo). Em outras palavras, a fluência de elétrons e a dose absorvida pela matéria aumentam com a profundidade até certo ponto, diminuindo à medida que os fótons vão sendo absorvidos. Consequentemente, a dose absorvida inicialmente aumenta com a profundidade, atingindo um valor máximo a partir do qual passa a decrescer.

Sabendo que a dose ao longo do eixo central confere apenas parte da distribuição de dose, as medidas de perfis de dose do feixe de radiação têm por objetivo ampliar essa distribuição, visto que estas são realizadas em planos perpendiculares ao central, geralmente nas profundidades de 1,5 cm, 5,0 cm, 10,0 cm e 20,0 cm. Nos aceleradores lineares de 6 MV de fótons, a profundidade de dose máxima ocorre em 1,5 cm.

Figura 14 – Representação geral do aparato para cálculo de PDP, onde d é uma profundidade qualquer e d_0 é a profundidade de referência da dose máxima, $D_{máx}$ (sem escala).

Fonte: Autor da dissertação.

4.14 Modelo de Fonte Virtual para Campos Alargados: Metodologia

Devido à indisponibilidade de espaço de fase para campos alargados, o andamento do projeto se deu com uma proposta diferente: a modelagem do feixe usando modelo de fonte virtual.

Baseado em estudos anteriores (RUCCI et al., 2014, 2016), foram simulados, pelo código MCNP6, modelos de fonte virtual para dois tamanhos de campo: $40 \times 40 \text{ cm}^2$ e $40 \times 40 \text{ cm}^2$ na diagonal, isto é, colimador rotacionado 45° , sendo este último tamanho de campo necessário na simulação da técnica de tratamento de TBI. O número de histórias adotado nas simulações foi de 3×10^{10} , exceto para o caso da PDP de campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$ na diagonal, que foi de 1×10^{11} , e a resposta das simulações foi gerada pelo *tally* *F8 (“Altura de Pulso”).

Deve-se salientar que o campo utilizado na técnica de tratamento de TBI, 40 x 40 cm² rotacionado 45°, foi simulado como um campo quadrado de 56 x 56 cm² (no isocentro, isto é, a 1 m da fonte). Assim, o campo projetado é de 56 x 370 cm².

Na Tabela 1, apresenta-se a descrição dos parâmetros considerados na construção do modelo de fonte virtual para campo de 40 x 40 cm² e na Tabela 2, campo de 40 x 40 cm² rotacionado 45°. Pequenos ajustes em relação aos dados apresentados nos trabalhos originais foram feitos para melhor aproximação com dados experimentais de dosimetria absoluta em água, do acelerador linear Varian Unique de 6 MV, disponibilizados pelo Hospital Beneficência Portuguesa de São Paulo.

Tabela 1 – Descrição detalhada do modelo de fonte virtual para campo alargado: 40 x 40 cm².

Parâmetro	Valor adotado
Dimensões da fonte primária	2 x 2 cm ²
Espectro de energia	1 MeV, 3 MeV e 5 MeV
Probabilidades do espectro de energia	68,0%, 26,0% e 6,0%
Energia de corte para elétrons	0,2 MeV
Energia de corte para fótons	0,03 MeV
Abertura da fonte	11,33°

Fonte: Adaptado de (RUCCI et al., 2014, 2016).

De acordo com os dados apresentados na Tabela 1, apenas os valores do parâmetro “espectro de energia” foram baseados em estudos anteriores (RUCCI et al., 2014, 2016).

Tabela 2 – Descrição detalhada do modelo de fonte virtual para campo alargado: 40 x 40 cm² rotacionado 45°.

Parâmetro	Valor adotado
Dimensões da fonte primária	1 x 1 cm ²
Espectro de energia	1 MeV, 3 MeV e 5 MeV
Probabilidades do espectro de energia	76,36%, 19,36% e 4,28%
Energia de corte para elétrons	0,1 MeV
Energia de corte para fótons	0,01 MeV
Abertura da fonte	13,85°

Fonte: Adaptado de (RUCCI et al., 2014, 2016).

De acordo com os dados apresentados na Tabela 2, os valores dos parâmetros “dimensões da fonte primária”, “espectro de energia”, “probabilidades do espectro de energia”, “energia de corte para elétrons” e “energia de corte para fótons” foram baseados em estudos anteriores (RUCCI et al., 2014, 2016).

Para o campo de 40 x 40 cm², um *phantom* de dimensões 50 x 50 x 50 cm³ foi simulado, e através dele, foram calculadas as medidas de PDP. As medidas de perfis de dose para quatro profundidades diferentes foram calculadas em um *phantom* de dimensões 60 x 60 x 50 cm³. Por se tratar de um tamanho de campo padrão, a SSD empregada nesses casos foi o valor convencional de 100 cm.

Quando considerado o campo de 40 x 40 cm² rotacionado 45°, um *phantom* de dimensões 200 x 200 x 50 cm³ foi simulado, e através dele, foram calculados os valores de PDP e perfis de dose para duas profundidades, 5,0 cm e 10,0 cm. Visto que o tamanho de campo aqui adotado é referente ao campo utilizado nos tratamentos de TBI, a SSD necessariamente foi de 370 cm.

Em virtude da intensidade e da não uniformidade dos fótons de alta energia produzidos em um acelerador linear, um filtro aplainador é adicionado na linha do feixe, sendo projetado para fornecer um perfil de feixe uniforme quando

são considerados grandes tamanhos de campo, normalmente campos de até 40 x 40 cm² (PÖNISCH et al., 2006).

Ainda baseado em estudo anterior (RUCCI et al., 2016), um filtro aplainador virtual de cobre foi simulado, ou simplesmente VFF (do inglês, *Virtual Flattening Filter*), apresentando altura h variável de acordo com o tamanho de campo considerado. Sua base encontra-se a 12,5 cm de distância da fonte virtual e suas dimensões estão representadas na Figura 15. Na Figura 16, é esquematizado o modelo utilizado na simulação.

Figura 15 – Filtro aplainador virtual. Conforme dimensões, para o campo de 40 x 40 cm², $h = 0,17$ cm, e para o campo de 40 x 40 cm² rotacionado 45°, $h = 0,12$ cm (sem escala).

Fonte: Autor da dissertação.

Para comparar e sobrepor as curvas experimentais e calculadas, os dados foram normalizados de acordo com a maior leitura. Essa metodologia não foi aplicada nos gráficos de perfis de dose para SSD igual a 370 cm. Nesses casos, para obter melhores curvas de sobreposição, a normalização dos valores foi feita a partir da média das leituras de 0 a 60 cm de distância do raio central.

Figura 16 – Ilustração simplificada do modelo simulado: fonte virtual com filtro aplainador virtual adicionado na linha do feixe, e SSD variando conforme tamanho de campo (sem escala).

Fonte: Autor da dissertação.

4.15 Configuração Geométrica que Melhor Reproduz a Distribuição de Dose na Pele: Metodologia

Nesta etapa do trabalho foi feita uma análise para determinar a configuração geométrica mais adequada para a câmara de ionização *PTW-Freiburg 30013*, que melhor reproduzisse a distribuição de dose na pele. Para isso, foi analisada a diferença entre a dose calculada depositada na pele do paciente e a leitura experimental da carga depositada na câmara de ionização, pois o conjunto câmara de ionização e capa de *build up* (capa para equilíbrio eletrônico) encontram-se a aproximadamente 1,84 cm de distância da superfície (pois o raio ao redor do volume sensível da câmara é 0,3475 cm e o raio da capa de *build up* utilizada no experimento equivale a 1,5 cm).

Foi realizado, no Hospital Beneficência Portuguesa de São Paulo, um experimento com 20 placas de água sólida empilhadas, cada uma com dimensões

de $30 \times 30 \times 1 \text{ cm}^3$, a fim de determinar a carga depositada na câmara de ionização *PTW-Freiburg 30013*.

As medidas foram realizadas utilizando-se o acelerador linear Varian Unique de 6 MV com *gantry* rotacionado 85° , de forma que o feixe central incidisse na face perpendicular das placas, ou seja, no centro do *phantom*, conforme ilustrado na Figura 17. A unidade monitora, ou UM, utilizada durante as irradiações foi 500 UM, a uma taxa de 200 UM/min. Unidade monitora corresponde a unidade na qual o aparelho é calibrado para emitir radiação, e 1 UM equivale a 1 cGy, ou 0,01 Gy, em condições específicas, isto é, campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e SSD de 100 cm na profundidade de dose máxima; a determinação da dose absorvida por unidade monitora em outras condições depende de cálculo baseado em protocolos, por exemplo TRS-398 (ANDREO et al., 2006). Os parâmetros dosimétricos considerados foram os mesmos adotados pelo serviço de radioterapia do hospital para a técnica de tratamento de TBI (campo de $40 \times 40 \text{ cm}^2$ rotacionado 45° e SSD de 370 cm).

Figura 17 – Arranjo experimental referente às placas de água sólida.

Fonte: Autor da dissertação.

Três irradiações foram feitas, sendo a primeira com a câmara de ionização posicionada na frente do *phantom*, a segunda leitura com a câmara

posicionada no meio do *phantom* e, por fim, a terceira com a câmara atrás do *phantom*. Todos os dados foram normalizados pela leitura da frente.

O aparato experimental foi simulado pelo código MCNP6. Todos os dados foram normalizados pela leitura da frente. O número de histórias adotado nas simulações foi de 3×10^{10} , e a resposta das simulações foi gerado pelo *tally* *F8 (“Altura de Pulso”).

De acordo com a literatura, a composição elementar das placas de água sólida consiste em 8,1% H, 67,2% C, 2,4% N, 19,9% O₂, 0,1% Cl e 2,3% Ca (ICRU, 1989) e a densidade é da ordem de 1,015 g/cm³ (HUBBELL; SELTZER, 1995). Em todas as simulações, o material adotado na composição da câmara de ionização foi água.

Diversos arranjos geométricos (modelos) foram testados para verificar o arranjo que melhor reproduzisse a distribuição de dose na pele. No modelo 1 foram modelados, na parte interna do *phantom*, três discos de um milímetro de espessura cada, representando a região da pele, nas três posições de medidas diferentes, conforme Figura 18, a fim de estimar a medida de dose na pele.

Figura 18 – Arranjo geométrico do modelo 1: três discos de um milímetro de espessura cada, nas três posições de medidas diferentes (sem escala).

Fonte: Autor da dissertação.

No modelo 2, três elipsoides de volumes semelhantes ao volume sensível da câmara de ionização foram modelados na parte interna do *phantom*, nas três posições de medidas diferentes, conforme ilustrado pela Figura 19, a fim de estimar a medida de dose na pele.

Figura 19 – Arranjo geométrico do modelo 2: três elipsoides de volumes semelhantes ao volume sensível da câmara de ionização modelados na parte interna do *phantom*, nas três posições de medidas diferentes (sem escala).

Fonte: Autor da dissertação.

No modelo 3, o conjunto câmara de ionização e capa de *build up* foram modelados na parte externa do *phantom*. No interior do *phantom* a câmara de ionização foi simulada sem a capa de *build up*, pois a câmara estava posicionada no centro do *phantom*, em outras palavras, estava posicionada no interior de uma das placas de água sólida. Na Figura 20, é esquematizado o modelo 3.

Figura 20 – Arranjo geométrico do modelo 3: reprodução do experimento (sem escala).

Fonte: Autor da dissertação.

O mesmo esquema de irradiação foi feito para o modelo 4, porém, nesse caso, o *phantom* teve seu tamanho aumentado a ponto de englobar o conjunto câmara de ionização e capa de *build up* para seu interior, para comparar seus resultados com o modelo 3.

Na busca de obter melhores resultados, nos demais casos, mantendo-se o conjunto câmara de ionização e capa de *build up* modelados na parte externa do *phantom* (idem modelo 3), mudanças foram feitas apenas nas dimensões da capa de *build up*. Seu comprimento passou de 6,0 cm para 4,0 cm no modelo 5, e nos demais modelos, mantendo-se o comprimento de 4,0 cm, apenas sua espessura foi alterada, passando de 1,5 cm para 1,0 cm no modelo 6; 0,75 cm no modelo 7; 0,5 cm no modelo 8 e 0,3 cm no modelo 9.

4.16 Trabalhos com *Phantom* Antropomórfico ATOM® e Software AMIGOB^{Brachy}: Metodologia

4.16.1 Cálculos com Câmara de Ionização

Com o modelo de fonte virtual para campo de 40 x 40 cm² rotacionado 45° em mãos, utilizado nos tratamentos da técnica de TBI, e a configuração geométrica mais adequada (modelo geométrico simples) para simular a câmara de ionização *PTW-Freiburg* 30013, obtida durante análises dos resultados com as placas de água sólida, obtiveram-se meios para alcançar esta etapa do trabalho.

Foi realizado, no Hospital Beneficência Portuguesa de São Paulo, um experimento com o *phantom* antropomórfico ATOM®, sendo este composto por 39 fatias. A câmara de ionização, em conjunto com a capa de *build up*, foi fixada em cinco posições diferentes, de modo que ocupasse a região da cabeça, pescoço, tórax, abdômen e pelve, sendo representada respectivamente pelas intersecções das fatias de número 2 e 3 (cabeça), 10 e 11 (pescoço), 15 e 16 (tórax), 25 (abdômen – raio central) e, para finalizar, 32 e 33 (pelve). Ressaltando que a câmara de ionização sempre era fixada de acordo com o lado que estava penetrando a irradiação.

As irradiações AP - PA do *phantom* foram realizadas utilizando-se o acelerador linear Varian Unique de 6 MV com *gantry* rotacionado 90°. A unidade monitora utilizada durante as irradiações foi 1706 UM, a uma taxa de 600 UM/min. Os parâmetros dosimétricos considerados foram os mesmos adotados pelo serviço de radioterapia do hospital para a técnica de tratamento de TBI. Na Figura 21, ilustra-se a fixação da câmara de ionização nas irradiações PA.

Figura 21 – Irradiações posteriores: cinco diferentes posicionamentos da câmara de ionização.

Fonte: Autor da dissertação.

Através dos recursos disponibilizados pelo *software* AMIGOBachy, necessários para importar e editar imagens médicas do *phantom* ATOM®, foi possível segmentá-las de acordo com a HU. No caso deste trabalho foram considerados quatro materiais, sendo estes ar (-1000 a -800), pulmão (-850 a -600), tecido mole (-100 a 500) e osso (600 a 5000). Adicionalmente, para evitar que algum *voxel* permaneça sem material declarado, a água é acrescentada automaticamente. Outro recurso oferecido pelo *software* é a possibilidade de desenhar um contorno sobre a imagem, ou seja, desenhar uma região que representaria o detector de radiação, nesse caso a câmara de ionização, conforme demonstrado na Figura 22.

Ambas irradiações foram simuladas na configuração das estruturas repetidas pelo código MCNP6 a fim de reproduzir o experimento e analisar o grau de homogeneidade da distribuição de dose durante um tratamento de TBI. O modelo utilizado para reproduzir a câmara de ionização foi baseado na melhor configuração obtida durante o experimento das placas de água sólida, descrito anteriormente.

Figura 22 – Em a) detectores desenhados na região anterior do *phantom* e em b) detectores desenhados na região posterior do *phantom*, com a finalidade de reproduzir as irradiações.

Fonte: Software AMIGOBBrachy.

Todos os dados foram normalizados pela leitura da câmara de ionização posicionada na cabeça do *phantom* e as análises da diferença percentual entre essas leituras seguiram a Equação 19. O número de histórias adotado nas simulações foi de 2×10^{10} , e a resposta das simulações foi gerado pelo *tally* F6 (“Energia Depositada”).

$$Diferença \% = \left(\frac{Valor\ simulado - Valor\ experimental}{Valor\ experimental} \right) 100 \quad (19)$$

4.16.2 Cálculos com Blindagem para Pulmão

O pulmão é um dos órgãos de maior importância quanto a heterogeneidade tecidual ao transporte de radiação devido às amplas variações de densidade ocasionadas pelo ciclo respiratório, idade, patologias pulmonares, entre outros. Na técnica de tratamento de TBI, todos os órgãos de risco também fazem parte do volume alvo, isto é, do volume a ser tratado. Diante desse cenário, a dose para os pulmões, órgão de maior risco, deve ser reduzida.

Em um tratamento de TBI a dose de referência total não deve ser superior a 12 Gy, embora doses mais altas possam contribuir para melhorar o

controle da doença, evidências apontam que também causam um rápido aumento na taxa de complicações graves. Normalmente, o tratamento é feito de maneira fracionada, visto que a fração única caiu em desuso (QUAST, 2006).

Devido à heterogeneidade tecidual do pulmão, sua dose de referência total é limitada de 8 a 10 Gy (AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, 2017; DELLA VOLPE et al., 2002). Geralmente, os tratamentos são realizados de maneira fracionada, por exemplo seis frações (duas frações por dia durante três dias).

De acordo com um consenso internacional, o ponto de referência para a especificação da dose no volume alvo é definido no meio do abdômen, na altura do umbigo. Os demais pontos de referência são selecionados ao longo da linha média do corpo. A dose pulmonar é definida como a média da dose nos pontos médios de ambos os pulmões (AAPM, 1986).

Para reduzir a dose no pulmão, blindagens são utilizadas. Blocos de cerrobend (liga metálica cuja composição é 50,0% Bi, 26,7% Pb, 13,3% Sn e 10,0% Cd) (SCAFF, 2010) são usados na rotina clínica para a confecção dos blocos de blindagem. O modelo adotado pelo Hospital Beneficência Portuguesa de São Paulo, assim como nesse trabalho, pode ser observado pelo contorno sobre a radiografia de pulmão do *phantom* antropomórfico ATOM® na Figura 23.

Dois blocos de cerrobend foram simulados para blindar os pulmões, conforme modelo do elipsoide seccionado em dois planos, representado na Figura 24. As equações dos elipsoides utilizados na irradiação AP, para o modelo dos blocos referentes à blindagem dos pulmões direito e esquerdo, respectivamente, são mostradas pelas Equações 20 e 21:

$$\left(\frac{x-36,71}{12,50}\right)^2 + \left(\frac{y-17,20}{2,02}\right)^2 + \left(\frac{z+170,22}{0,76}\right)^2 = 1 \quad (20)$$

$$\left(\frac{x-36,71}{12,50}\right)^2 + \left(\frac{y-25,70}{2,02}\right)^2 + \left(\frac{z+170,22}{0,76}\right)^2 = 1 \quad (21)$$

Analogamente, para a irradiação PA, o modelo dos blocos referentes à blindagem dos pulmões direito e esquerdo, são descritos pelas Equações 22 e 23, respectivamente:

$$\left(\frac{x-36,71}{12,50}\right)^2 + \left(\frac{y-17,20}{2,02}\right)^2 + \left(\frac{z+220,13}{0,76}\right)^2 = 1 \quad (22)$$

$$\left(\frac{x-36,71}{12,50}\right)^2 + \left(\frac{y-25,70}{2,02}\right)^2 + \left(\frac{z+220,13}{0,76}\right)^2 = 1 \quad (23)$$

Figura 23 – Radiografia de pulmão do *phantom* antropomórfico ATOM®: contorno referente ao modelo adotado na confecção dos blocos de blindagem.

Fonte: Hospital Beneficência Portuguesa de São Paulo.

Tendo como base o procedimento adotado no Hospital Beneficência Portuguesa de São Paulo, e considerando os parâmetros dosimétricos para a técnica de tratamento de TBI, foi simulada uma bandeja de acrílico de dimensões 29,9 x 29,9 x 0,5 cm³ a 65,4 cm de distância da fonte virtual (essa é a distância que a bandeja, após ser anexada ao *gantry*, encontra-se da fonte do acelerador linear). Na simulação, uma folha de chumbo em formato triangular foi anexada à bandeja, a fim de compensar a diferença de espessura das regiões da cabeça e do pescoço. Seu formato é triangular devido ao campo ser rotacionado, isto é, na diagonal. Para a irradiação AP, a folha de chumbo conta com espessura de 2 mm, e para a

irradiação PA, 1 mm (espessuras fornecidas pelo hospital). Na Figura 25, apresenta-se o modelo simulado.

Figura 24 – Em a) elipsoide e em b) elipsoide seccionado em dois planos representando o modelo do bloco para blindagem do pulmão.

Fonte: Autor da dissertação.

Figura 25 – Representação simplificada do modelo simulado: fonte virtual com filtro aplainador virtual adicionado na linha do feixe, bandeja de acrílico com folha de chumbo anexada, blocos de cerrobend para blindar os pulmões e *phantom* ATOM® posicionado para irradiação AP (sem escala).

Fonte: Autor da dissertação.

Pelas imagens de CT do *phantom* ATOM®, verificou-se que o comprimento do pulmão é de aproximadamente 25 cm, e que para o caso da irradiação AP, a distância do centro do pulmão até a fonte virtual é de 384,2 cm; para o caso da irradiação PA, 382,84 cm. Com base na escala da radiografia de pulmão do *phantom* (procedimento necessário para o hospital confeccionar os blocos de blindagem), na relação matemática de semelhança de triângulos e simulações para os primeiros ajustes, estabeleceu-se as dimensões do modelo dos blocos referentes à blindagem dos pulmões, conforme parâmetros descritos nas Equações 20 - 23.

Com o *software* AMIGOBBrachy foi possível desenhar os contornos que representariam os pontos para análise da distribuição de dose, sendo o ponto de referência no abdômen, e os demais, na cabeça, pescoço, interno ao pulmão direito, tórax e interno ao pulmão esquerdo, compreendidos pela Figura 26.

Figura 26 – Sinalização dos pontos para análise da distribuição de dose.

Fonte: *Software* AMIGOBBrachy.

Quatro simulações foram feitas nesta etapa do trabalho, sendo duas na posição AP e duas na posição PA. Uma das irradiações AP foi realizada sem blindagem nenhuma, e a segunda irradiação com blindagem, possibilitando a comparação dos resultados obtidos. O mesmo segue para as irradiações PA.

Conforme apontado pelo relatório *Task Group 21* (TG21), a água é o material recomendado para a dosimetria de *phantoms* (AAPM, 1983). Portanto, nas simulações, o material adotado na composição do *phantom* ATOM® e na especificação dos cartões DE e DF, estes utilizados no *FMESH, é a água.

Todos os dados foram normalizados pela leitura referente ao abdômen do *phantom*, e as análises da diferença percentual entre essas leituras seguiram a Equação 24. O número de histórias adotado nas simulações para a criação de uma malha sobre cada um dos seis pontos a serem medidos foi de 1×10^{10} , e a resposta das simulações foi gerado pelo *FMESH (“Contagem de Malha Sobreposta”). O número de histórias adotado nas simulações da criação de uma malha sobreposta ao longo do *phantom* todo, possibilitando assim uma análise de gráficos quantitativos de isodose, foi de 1×10^9 .

$$Diferença \% = \left(\frac{Valor\ com\ blindagem - Valor\ sem\ blindagem}{Valor\ sem\ blindagem} \right) 100 \quad (24)$$

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Verificação da Equivalência entre Aceleradores

A comparação entre PDPs experimental e simulada obtidas com espaço de fase é mostrada na Figura 27.

A incerteza estatística do método de Monte Carlo atingiu valor máximo de 0,22% para PDP de espaço de fase. O conjunto calibração da câmara de ionização (ANDREO et al., 2006) e parte experimental atingiu erro global de 1,5% para todos os experimentos. O teste de índice gama mostrou que aproximadamente 97% dos pontos satisfazem o critério de 3% / 3mm entre as curvas experimental e simulada.

Figura 27 – Comparação entre PDPs experimental e simulada obtidas com espaço de fase, para campo de 10 x 10 cm².

Fonte: Autor da dissertação.

Na sequência, são apresentados os gráficos da comparação entre perfis de dose experimental e simulado obtidos com espaço de fase. As análises foram feitas para quatro profundidades de medida, sendo 1,5 cm, 5,0 cm, 10,0 cm e 20,0 cm, representados pelas Figuras 28, 29, 30 e 31, respectivamente.

A incerteza estatística do método de Monte Carlo para perfis de dose de espaço de fase atingiu valor máximo de 3,23% para perfil a 1,5 cm de profundidade, 1,09% para 5,0 cm de profundidade, 0,69% para 10,0 cm de profundidade e 0,58% para 20,0 cm de profundidade. O teste de índice gama mostrou que em todos os casos houve uma aprovação superior a 90%, satisfazendo o critério de 3% / 3mm entre as curvas experimental e simulada.

Figura 28 – Comparação entre perfis de dose experimental e simulado obtidos com espaço de fase, na profundidade de medida de 1,5 cm, para campo de 10 x 10 cm².

Fonte: Autor da dissertação.

Figura 29 – Comparação entre perfis de dose experimental e simulado obtidos com espaço de fase, na profundidade de medida de 5,0 cm, para campo de 10 x 10 cm².

Fonte: Autor da dissertação.

Figura 30 – Comparação entre perfis de dose experimental e simulado obtidos com espaço de fase, na profundidade de medida de 10,0 cm, para campo de 10 x 10 cm².

Fonte: Autor da dissertação.

Figura 31 – Comparação entre perfis de dose experimental e simulado obtidos com espaço de fase, na profundidade de medida de 20,0 cm, para campo de 10 x 10 cm².

Fonte: Autor da dissertação.

Diante dos dados apresentados, nota-se que o índice gama ficou acima de 90% em todos os casos, ou seja, mais de 90% dos pontos foram aprovados. Analisando-se a sobreposição das curvas para os gráficos de PDP e perfis de dose em diferentes profundidades de medida, assim como o índice gama e os respectivos erros estatístico e experimental, é possível validar a proposta de utilização de um espaço de fase genérico, o qual poderá ser utilizado posteriormente para simulação de qualquer modelo, desde que com a mesma energia.

5.2 Modelo de Fonte Virtual para Campos Alargados

5.2.1 Campo de 40 x 40 cm²

Inicialmente são apresentados os resultados obtidos da comparação entre PDPs experimental e simulada, para campo de 40 x 40 cm², conforme mostrados na Figura 32.

A incerteza estatística do método de Monte Carlo atingiu valor máximo de 1,75% para PDP de modelo de fonte virtual para campo de 40 x 40 cm². O conjunto calibração da câmara de ionização (ANDREO et al., 2006) e parte experimental atingiu erro global de 1,5% para todos os experimentos. O teste de índice gama mostrou que aproximadamente 90% dos pontos satisfazem o critério de 3% / 3mm entre as curvas experimental e simulada.

Figura 32 – Comparação entre PDPs experimental e simulada obtidas com modelo de fonte virtual, para campo de 40 x 40 cm².

Fonte: Autor da dissertação.

As análises dos gráficos da comparação entre perfis de dose experimental e simulado pelo modelo de fonte virtual para campo de 40 x 40 cm² foram feitas para quatro profundidades de medida, sendo 1,5 cm, 5,0 cm, 10,0 cm e 20,0 cm, representados pelas Figuras 33, 34, 35 e 36, respectivamente.

A incerteza estatística do método de Monte Carlo para modelo de fonte virtual atingiu valor máximo de 0,24% para perfil de dose a 1,5 cm de profundidade, 0,20% para 5,0 cm de profundidade, 0,17% para 10,0 cm de profundidade e 0,16% para 20,0 cm de profundidade. O teste de índice gama mostrou 77,55% de aprovação para a profundidade de medida de 1,5 cm, 89,11% de aprovação para a profundidade de 5,0 cm, 88,43% de aprovação para a profundidade de 10,0 cm e 83,0% de aprovação para a profundidade de 20,0 cm.

Figura 33 – Comparação entre perfis de dose experimental e simulado obtidos com modelo de fonte virtual, na profundidade de medida de 1,5 cm, para campo de 40 x 40 cm².

Fonte: Autor da dissertação.

Figura 34 – Comparação entre perfis de dose experimental e simulado obtidos com modelo de fonte virtual, na profundidade de medida de 5,0 cm, para campo de 40 x 40 cm².

Fonte: Autor da dissertação.

Figura 35 – Comparação entre perfis de dose experimental e simulado obtidos com modelo de fonte virtual, na profundidade de medida de 10,0 cm, para campo de 40 x 40 cm².

Fonte: Autor da dissertação.

Figura 36 – Comparação entre perfis de dose experimental e simulado obtidos com modelo de fonte virtual, na profundidade de medida de 20,0 cm, para campo de 40 x 40 cm².

Fonte: Autor da dissertação.

Diante dos dados apresentados na Figura 32, referente à comparação entre PDPs experimental e simulada, observa-se que o índice gama alcançou praticamente 90% de aprovação, enquanto que a média para as curvas de perfil de dose foi de 84,52% de aprovação. Analisando-se a sobreposição das curvas, assim como o índice gama e os respectivos erros estatístico e experimental, a proposta

de utilização de um modelo de fonte virtual fica válida, e poderá ser utilizada posteriormente na criação de um banco de dados, considerando outros tamanhos de campo.

5.2.2 Campo de 40 x 40 cm² rotacionado 45°

Os resultados obtidos da comparação entre PDPs experimental e simulada, para campo de 40 x 40 cm² rotacionado 45°, são mostrados na Figura 37.

A incerteza estatística do método de Monte Carlo atingiu valor máximo de 1,26% para PDP de modelo de fonte virtual para campo de 40 x 40 cm² rotacionado 45°. O conjunto calibração da câmara de ionização (ANDREO et al., 2006) e parte experimental atingiu erro global de 1,5% para todos os experimentos. O teste de índice gama mostrou que aproximadamente 95% dos pontos satisfazem o critério de 3% / 3mm entre as curvas experimental e simulada.

Figura 37 – Comparação entre PDPs experimental e simulada obtidas com modelo de fonte virtual, para campo de 40 x 40 cm² rotacionado 45°.

Fonte: Autor da dissertação.

As verificações dos gráficos da comparação entre perfis de dose experimental e simulado pelo modelo de fonte virtual para campo de 40 x 40 cm² rotacionado 45° foram feitas apenas para duas profundidades de medida disponíveis na parte experimental, sendo 5,0 cm e 10,0 cm, representados pelas Figuras 38 e 39, respectivamente.

A incerteza estatística do método de Monte Carlo para modelo de fonte virtual de campo rotacionado atingiu valor máximo de 1,12% para perfil de dose a 5,0 cm de profundidade e 1,01% para 10,0 cm de profundidade. O teste de índice gama mostrou 60,0% de aprovação para a profundidade de medida de 5,0 cm e 80,0% de aprovação para a profundidade de medida de 10,0 cm.

Figura 38 – Comparação entre perfis de dose experimental e simulado obtidos com modelo de fonte virtual, na profundidade de medida de 5,0 cm, para campo de 40 x 40 cm² rotacionado 45°.

Fonte: Autor da dissertação.

Figura 39 – Comparação entre perfis de dose experimental e simulado obtidos com modelo de fonte virtual, na profundidade de medida de 10,0 cm, para campo de 40 x 40 cm² rotacionado 45°.

Fonte: Autor da dissertação.

De acordo com a Figura 37, o índice gama apresentou 94,64% de aprovação para as curvas de PDPs, diferentemente dos valores obtidos para os gráficos de perfis de dose, que ficaram abaixo da margem de 90% de aprovação. Esse resultado pode ser explicado, primeiramente, pelo fato do índice gama não funcionar bem com poucas leituras de comparação, como ocorreu no caso das medidas experimentais (apenas 10 pontos disponíveis, ilustrados na cor azul). Outro fator que explica esse resultado é a falta de conhecimento a respeito da qualidade dessas medidas experimentais disponibilizadas pelo hospital.

A partir da verificação da sobreposição das curvas experimental e simulada através do modelo de fonte virtual para os gráficos de PDP e perfis de dose em diferentes profundidades de medida, assim como o índice gama e considerando os respectivos erros estatístico e experimental, é possível validar a proposta de utilização de um modelo de fonte virtual.

Assim, com a criação do modelo de fonte virtual para campo de 40 x 40 cm² rotacionado 45°, será possível simular os cálculos da distribuição de dose para a técnica de tratamento de TBI.

5.3 Configuração Geométrica que Melhor Reproduz a Distribuição de Dose na Pele

Na Tabela 3, são apresentados os dados experimentais e simulados referentes ao experimento com as placas de água sólida. Os dados experimentais são referentes à carga, portanto dados em nC, e os dados simulados representam cálculos de dose absorvida, nesse caso dados em MeV/g, ambos normalizados pela configuração da câmara de ionização posicionada na frente das placas.

A incerteza estatística do método de Monte Carlo, no geral, atingiu valor máximo de 0,75% e o conjunto calibração da câmara de ionização (ANDREO et al., 2006) e parte experimental atingiu erro global de 1,5% para todos os experimentos.

Tabela 3 – Dados experimentais e simulados referentes ao experimento com as placas de água sólida e câmara de ionização posicionada na frente, no meio e atrás das placas de água sólida.

Posição	Exp.	Mod. 1	Mod. 2	Mod. 3	Mod. 4	Mod. 5	Mod. 6	Mod. 7	Mod. 8	Mod. 9
Frente	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0
Meio	80,016	113,499	89,222	68,357	67,893	69,539	71,866	73,222	76,302	80,617
Atrás	50,490	69,728	58,192	41,285	40,374	43,474	45,777	46,740	48,308	51,010

Fonte: Autor da dissertação.

De acordo com a análise dos dados do arranjo geométrico do modelo 1 (Mod. 1), no qual foram considerados discos de um milímetro de espessura representando a pele, os valores encontram-se distantes dos valores experimentais. A suposição para esse caso é que a dose recebida pela pele seria de fato diferente da dose indicada na câmara de ionização, devido ao volume desta ser consideravelmente maior que a espessura da pele considerada.

No segundo modelo (Mod. 2), foi observado o comportamento da dose em elipsoides de volumes semelhantes ao volume sensível da câmara de

ionização, porém os dados obtidos também ficaram distantes dos valores experimentais esperados. Essa análise foi realizada a fim de se verificar a influência da geometria no cálculo de dose.

A proposta do terceiro e quarto modelos (Mod. 3 e 4) foi comprovar que os dois sistemas são equivalentes, ou seja, simular a câmara de ionização do lado de fora do phantom significa o mesmo que simular a câmara do lado de dentro do phantom, pois, neste caso, fica assegurado o equilíbrio eletrônico com o uso da capa de *build up*.

No quinto modelo (Mod. 5), mantendo-se a configuração do modelo 3, a única mudança foi no comprimento da capa de *build up*, que passou de 6,0 cm para 4,0 cm. Os valores obtidos não trouxeram grandes modificações.

Os arranjos geométricos dos quatro últimos modelos (Mod. 6 até Mod. 9) foram realizados para criar um modelo geométrico que melhor concordasse com os valores experimentais. Nesses casos, o comprimento da capa de *build up* foi fixado em 4,0 cm e variou-se apenas a sua espessura, desde 1,5 cm até 0,3 cm.

Como pode ser observado na Tabela 3, o melhor resultado foi obtido considerando a espessura de 0,3 cm para a capa de *build up*, correspondente ao modelo 9. A configuração desse modelo de câmara de ionização e capa de *build up* foi utilizado nas simulações dos experimentos com *phantom* ATOM®, cujos resultados estão apresentados no item 5.4 a seguir.

5.4 Trabalhos com *Phantom* Antropomórfico ATOM® e Software AMIGOBrachy

5.4.1 Cálculos com Câmara de Ionização

Na Tabela 4, são apresentados os valores de dose experimentais e simulados referentes ao experimento com o *phantom* antropomórfico ATOM®

irradiado na posição AP. Os dados experimentais referem-se às medidas de carga coletada, portanto dados em nC, e os dados simulados representam cálculos de dose absorvida, dados em MeV/g. Para comparação, os resultados foram normalizados em relação à dose na região da cabeça para todos os casos.

Na Tabela 5, apresentam-se os dados experimentais e simulados normalizados referentes ao experimento com o *phantom* antropomórfico ATOM® irradiado na posição PA.

A incerteza estatística do método de Monte Carlo atingiu valor máximo de 1,22% para a irradiação AP e valor máximo de 1,21% para a irradiação PA. O conjunto calibração da câmara de ionização (ANDREO et al., 2006) e parte experimental atingiu erro global de 1,5% para todos os experimentos.

Tabela 4 – *Phantom* antropomórfico ATOM® irradiado na posição AP: dados experimentais e simulados referentes às cinco posições da câmara de ionização, e diferença percentual entre as leituras.

Irradiação	Posição da câmara de ionização					
	AP	Cabeça	Pescoço	Tórax	Abdômen	Pelve
Experimental		100,0	98,154	98,056	94,238	97,436
Simulado		100,0	96,969	97,248	96,772	96,870
Diferença %		0	-1,207	-0,824	2,689	-0,581

Fonte: Autor da dissertação.

Na Tabela 6, observa-se a dose total depositada no *phantom* antropomórfico ATOM® irradiado nas posições AP e PA e diferença percentual entre leituras experimental e simulada.

Tabela 5 – *Phantom* antropomórfico ATOM® irradiado na posição PA: dados experimentais e simulados referentes às cinco posições da câmara de ionização, e diferença percentual entre as leituras.

Irradiação	Posição da câmara de ionização					
	PA	Cabeça	Pescoço	Tórax	Abdômen	Pelve
Experimental		100,0	98,852	99,051	95,099	99,589
Simulado		100,0	97,436	98,303	96,990	98,375
Diferença %		0	-1,432	-0,755	1,989	-1,219

Fonte: Autor da dissertação.

Tabela 6 – Dose total referente ao *phantom* antropomórfico ATOM® irradiado nas posições AP e PA: dados experimentais e simulados referentes às cinco posições da câmara de ionização, e diferença percentual entre leituras experimental e simulada.

Soma	Posição da câmara de ionização				
AP e PA	Cabeça	Pescoço	Tórax	Abdômen	Pelve
Experimental	100,0	98,502	98,552	94,667	98,510
Simulado	100,0	97,202	97,775	96,881	97,622
Diferença %	0	-1,320	-0,788	2,339	-0,901

Fonte: Autor da dissertação.

Para ambas as irradiações, AP e PA, a diferença percentual entre as leituras experimentais realizadas com câmara de ionização e as leituras simuladas pelo método de Monte Carlo se mantiveram abaixo de 2,69%, garantindo uma boa reprodução do experimento.

Analisando-se a diferença percentual entre as leituras experimental e simulada mostradas na Tabela 6, nota-se que houve uma diferença máxima de 2,34% entre dados experimentais e simulados. Observa-se também que, experimentalmente, ocorreu uma diferença máxima de 5,33% entre a dose entregue nos cinco diferentes pontos de leitura e, de acordo com os valores

calculados, diferença máxima de 3,12% entre a dose entregue nos pontos estudados.

Diante dos valores apresentados, é possível observar um grau de homogeneidade na distribuição de dose durante essa reprodução de um tratamento de TBI.

5.4.2 Cálculos com Blindagem para Pulmão

Os resultados para os cinco pontos de leitura, obtidos por simulação de Monte Carlo, referente às comparações entre *phantom* antropomórfico ATOM® irradiado com e sem blindagem para pulmão são apresentados nas Tabelas 7 e 8, para irradiações AP e PA, respectivamente. Por questões de comparação, tanto os dados experimentais quanto os dados simulados foram normalizados em relação à dose na região do abdômen.

Para as irradiações AP, a incerteza estatística do método de Monte Carlo atingiu valor máximo de 0,23% para o caso sem blindagem, e 0,27% com blindagem. Nas irradiações PA, a incerteza estatística do método de Monte Carlo atingiu valor máximo de 0,25% para o caso sem blindagem, e 0,27% com blindagem.

Tabela 7 – *Phantom* antropomórfico ATOM® irradiado na posição AP: dados simulados com e sem adição de blocos de cerrobend para blindagem de pulmão, e diferença percentual entre os casos.

Irradiação	Posição de leitura					
	AP	Cabeça	Pescoço	Pulmão D.	Tórax	Pulmão E. Abdômen
Sem blindagem		102,312	121,970	116,456	103,470	119,547
Com blindagem		102,404	121,830	79,010	102,880	81,247
Diferença %		0,090	-0,114	-32,154	-0,570	-32,038

Fonte: Autor da dissertação.

Tabela 8 – *Phantom* antropomórfico ATOM® irradiado na posição PA: dados simulados com e sem adição de blocos de cerrobend para blindagem de pulmão, e diferença percentual entre os casos.

Irradiação	Posição de leitura					
	PA	Cabeça	Pescoço	Pulmão D.	Tórax	Pulmão E.
Sem blindagem	97,696	103,850	122,643	97,166	122,883	100,0
Com blindagem	97,622	103,346	85,782	96,152	86,226	100,0
Diferença %	-0,076	-0,485	-30,055	-1,043	-29,831	0

Fonte: Autor da dissertação.

Analisando-se a diferença percentual entre os casos com e sem blindagem para a irradiação AP, a quantidade de radiação recebida pelo pulmão com blindagem é, em média, 32,096% menor quando comparado com a quantidade de radiação recebida pelo pulmão sem blindagem (lembrando que a atenuação depende da espessura da blindagem utilizada).

A mesma ideia é observada na irradiação PA, na qual a média da quantidade de radiação recebida pelo pulmão com blindagem é da ordem de 29,943% menor em relação à quantidade de radiação recebida pelo pulmão sem blindagem.

Seguindo o protocolo da técnica de tratamento de TBI adotado pelo Hospital Beneficência Portuguesa de São Paulo, a dose de referência total para o ponto de referência (abdômen) é 1200 cGy; com o fracionamento, 600 cGy na irradiação AP e 600 cGy na irradiação PA.

Considerando-se que a dose fracionada aplicada na região do abdômen em cada irradiação, AP e PA, seja 600 cGy. A dose de referência total para os demais pontos, com base nas diferenças percentuais entre os casos com e sem blindagem, são apresentadas na Tabela 9.

Tabela 9 – *Phantom* antropomórfico ATOM® irradiado nas posições AP e PA: doses relativas à cada irradiação e dose total com base nas diferenças percentuais entre os casos com e sem blindagem para cabeça, pescoço, pulmão direito, tórax, pulmão esquerdo e abdômen.

Dose (cGy)	Posição de leitura					
	Cabeça	Pescoço	Pulmão D.	Tórax	Pulmão E.	Abdômen
Irradiação AP	600,540	599,316	407,076	596,580	407,772	600,0
Irradiação PA	599,544	597,090	419,670	593,742	421,014	600,0
Total	1200,1	1196,4	826,7	1190,3	828,8	1200,0

Fonte: Autor da dissertação.

De acordo com literatura mencionada previamente, a dose pulmonar é definida como a média da dose nos pontos médios de ambos os pulmões. Dessa forma, tem-se que a dose pulmonar fracionada para o *phantom* simulado é 827,75 cGy.

Nas Figuras 40, 41 e 42 são mostradas imagens qualitativas da soma das doses de corpo total AP e PA, com e sem blindagem, para três profundidades de medida no *phantom*, 4,98 cm, 12,43 cm e 19,90 cm respectivamente, obtidas através da malha sobreposta ao longo do *phantom* todo.

Para as irradiações AP, a incerteza estatística do método de Monte Carlo atingiu valor máximo de 1,71% para o caso sem blindagem, e 1,72% com blindagem. Nas irradiações PA, a incerteza estatística do método de Monte Carlo atingiu valor máximo de 1,72% para o caso sem blindagem, e 1,77% com blindagem.

Figura 40 – Soma das doses de corpo total AP e PA para *phantom* antropomórfico ATOM®: em a) sem blindagem e em b) com blindagem, referente à profundidade de 4,98 cm no *phantom* (fatia 10 do KINTS).

Fonte: Autor da dissertação.

Figura 41 – Soma das doses de corpo total AP e PA para *phantom* antropomórfico ATOM®: em a) sem blindagem e em b) com blindagem, referente à profundidade de 12,43 cm no *phantom* (fatia 25 do KINTS).

Fonte: Autor da dissertação.

Figura 42 – Soma das doses de corpo total AP e PA para *phantom* antropomórfico ATOM®: em a) sem blindagem e em b) com blindagem, referente à profundidade de 19,90 cm no *phantom* (fatia 40 do KINTS).

Fonte: Autor da dissertação.

Diante dos resultados obtidos, a adição de blindagem diminuiu consideravelmente a distribuição de dose no pulmão do *phantom* antropomórfico ATOM® irradiado, respeitando o limite de dose total para pulmão de 8 a 10 Gy, conforme discutido anteriormente.

Embora o modelo dos blocos referentes à blindagem não sobreponha totalmente os pulmões, nota-se nos gráficos de isodose com adição de blindagem uma distribuição de dose mais homogênea ao longo do *phantom*.

6 CONCLUSÃO

Neste trabalho, um modelo de fonte virtual para campos alargados foi desenvolvido, o que possibilitou a realização de estudos dosimétricos para TBI, uma técnica não convencional. Sabendo-se que pode vir a ser aprimorado, as análises dos dados experimentais e calculados validaram o modelo e sugerem que fontes virtuais podem substituir a falta de informações referente à geometria e aos materiais constituintes do cabeçote do acelerador linear, informações estas requeridas na utilização de um espaço de fase.

O *software* AMIGOBrachy apresenta uma interface gráfica eficiente e amigável ao usuário. Através dele, é possível unir imagens médicas com as simulações do código MCNP, demonstrando potencial acadêmico para a área que foi desenvolvido. A versão utilizada contou com a implementação de novos recursos, o que possibilitou desenhar os contornos que representaram os pontos de análise da distribuição de dose, apesar das dificuldades encontradas para corrigir o real posicionamento destes na simulação.

Realizaram-se medidas experimentais de dose de corpo total, utilizando câmara de ionização em objeto simulador antropomórfico. Os resultados se mostraram satisfatórios, principalmente os resultados calculados, pois ficaram abaixo do recomendado pela ICRU (precisão geral de $\pm 5\%$), apontando homogeneidade na distribuição de dose durante a reprodução do tratamento de TBI.

Para investigar a dose total entregue ao pulmão, realizaram-se cálculos de dose com e sem blindagem, para fins de comparação. De acordo com os resultados obtidos, a adição de blindagem diminuiu significativamente a distribuição de dose no pulmão do *phantom* antropomórfico ATOM®, respeitando o limite de dose total. O valor alcançado foi de 8,28 Gy para o pulmão. Esses resultados podem contribuir com a rotina clínica da técnica de tratamento de TBI, visto que o sistema de planejamento de tratamentos convencionais não fornece essas informações.

Uma vez proposto o modelo dos blocos referentes à blindagem, alterações que visem melhorar a geometria empregada e, conseqüentemente, a qualidade dos gráficos de isodose, são bem vindas para dar prosseguimento ao trabalho apresentado.

A metodologia de cálculo desenvolvida neste trabalho com o uso do método de Monte Carlo, juntamente com o *software* AMIGOB_{Brachy}, foram úteis para demonstrar a adequação do procedimento de TBI em termos dosimétricos. Além disso, esta metodologia mostrou-se uma ferramenta de cálculo de dose muito importante para estudos futuros que visem aumento da eficácia nesta modalidade de tratamento, pois permite, através de simulações, estimar distribuições de dose de forma detalhada e precisa, auxiliando no planejamento do tratamento de TBI.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMERICAN ASSOCIATION FOR CANCER RESEARCH. *What is cancer?* Disponível em: <<https://www.aacrfoundation.org/Pages/what-is-cancer.aspx>>. Acesso em: 25 abr. 2018.

AAPM - AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams. AAPM Task Group 21, Radiation Therapy Committee. *Medical Physics*, v. 10, n. 6, p. 741-771, 1983.

AAPM - AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. *The physical aspects of total and half body irradiation*. AAPM Report 17. United States of America: American Institute of Physics, Inc., 1986.

AMERICAN CANCER SOCIETY. *If you have Acute Lymphocytic Leukemia (ALL)*. Disponível em: <<https://www.cancer.org/cancer/acute-lymphocytic-leukemia/if-you-have-acute-lymphocytic-leukemia.html>>. Acesso em: 25 abr. 2018.

AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY. *ACR–ASTRO practice parameter for the performance of total body irradiation*. 2017. Disponível em: <<https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/TBI.pdf>>. Acesso em: 03 dez. 2018.

ANDREO, P.; BURNS, D. T.; HOHLFELD, K.; HUQ, M. S.; KANAI, T.; LAITANO, F.; SMYTH, V.; VYNCKIER, S. *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water*. IAEA TRS-398. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2006.

ANDREO, P. Monte Carlo techniques in medical radiation physics. *Physics in Medicine & Biology*, v. 36, n. 7, p. 861-920, 1991.

ATOM[®] dosimetry phantoms - adult male phantom model 701-D user guide. Virginia: Computerized Imaging Reference Systems, Inc., 2012. 11 p.

BRASIL. Ministério da Saúde. *Agência Nacional de Vigilância Sanitária - ANVISA*. Resolução RDC nº 20, de 02 de fevereiro de 2006. Estabelece o regulamento técnico para o funcionamento de serviços de radioterapia, visando a defesa da saúde dos pacientes, dos profissionais envolvidos e do público em geral. Brasília: Diário Oficial da União da República Federativa do Brasil, 06 fev. 2006.

BRUALLA, L.; PALANCO-ZAMORA, R.; DUCH, M. A.; SEMPAU, J. *Phase-space files documentation for: Varian Clinac 600C photon beams and Varian Clinac 2100C/D electron beams*. June, 2010.

CAPOTE, R.; JERAJ, R.; MA, C. -M.; ROGERS, D. W. O.; SÁNCHEZ-DOBLADO, F.; SEMPAU, J.; SEUNTJENS, J.; SIEBERS, J. V. *Phase-space database for external beam radiotherapy*. International Nuclear Data Committee: summary report of a consultants' meeting. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2006.

CHAKAROVA, R.; KRANTZ, M. A Monte Carlo evaluation of beam characteristics for total body irradiation at extended treatment distances. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, v. 15, n. 3, p. 182-189, 2014.

CHAKAROVA, R.; MÜNTZING, K.; KRANTZ, M.; HEDIN, E.; HERTZMAN, S. Monte Carlo optimization of total body irradiation in a phantom and patient geometry. *Physics in Medicine & Biology*, v. 58, n. 8, p. 2461-2469, 2013.

CHRIST, G. The dosimetry of total body irradiation at the University of Tübingen. *Journal Europeen de Radiotherapie*, v. 3, n. 4, p. 211-212, 1982.

CIRS - TISSUE SIMULATION & PHANTOM TECHNOLOGY. *Atom® dosimetry phantoms, models 701 - 706*. 2013. Disponível em: <[http://www.cirsinc.com/file/Products/701_706/701%20706%20ATOM%20PB%20080718\(1\).pdf](http://www.cirsinc.com/file/Products/701_706/701%20706%20ATOM%20PB%20080718(1).pdf)>. Acesso em: 25 set. 2018.

CONSTANTINO, C.; ATTIX, F. H.; PALIWAL, B. R. A solid water phantom material for radiotherapy x-ray and gamma-ray beam calibrations. *Medical Physics*, v. 9, n. 3, p. 436-441, 1982.

CUNHA, J. S.; CAVALCANTE, F. R.; SOUZA, S. O.; SOUZA, D. N.; SANTOS, W. S.; CARVALHO JÚNIOR, A. B. Estimation of dose rates at the entrance surface for

exposure scenarios of total body irradiation using MCNPX code. *Radiation Physics and Chemistry*, v. 140, p. 447-451, 2017.

CUNNINGHAM, J. R.; WRIGHT, D. J. A simple facility for whole-body irradiation. *Radiology*, v. 78, n. 6, p. 941-949, 1962.

DELLA VOLPE, A.; FERRERI, A. J. M.; ANNALORO, C.; MANGILI, P.; ROSSO, A.; CALANDRINO, R.; VILLA, E.; LAMBERTENGHI-DELILIERI, G.; FIORINO, C. Lethal pulmonary complications significantly correlate with individually assessed mean lung dose in patients with hematologic malignancies treated with total body irradiation. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, v. 52, n. 2, p. 483-488, 2002.

DESSAUER, F. A new design for radiotherapy (German). *Archives of Physical Medicine*, v. 2, n. 1, p. 218-223, 1907.

DYK, J. V.; BARNETT, R. B.; CYGLER, J. E.; SHRAGGE, P. C. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, v. 26, n. 2, p. 261-273, 1993.

FONSECA, G. P.; RENIERS, B.; LANDRY, G.; WHITE, S.; BELLEZZO, M.; ANTUNES, P. C. G.; SALES, C. P. de; WELTEMAN, E.; YORIYAZ, H.; VERHAEGEN, F. A medical image-based graphical platform - features, applications and relevance for brachytherapy. *Brachytherapy*, v. 13, n. 6, p. 632-639, 2014.

GEANT4 COLLABORATION. *Geant4 user's guide for application developers - Version 10.2*. 385 p. 2015.

HARMS, W. B.; LOW, D. A.; WONG, J. W.; PURDY, J. A. A software tool to quantitatively evaluate 3D dose calculation algorithms. *Medical Physics*, v. 25, n. 10, p. 1830-1836, 1998.

HEUBLEIN, A. C. A preliminary report on continuous irradiation of the entire body. *Radiology*, v. 18, n. 6, p. 1051-1062, 1932.

HUBBELL, J. H.; SELTZER, S. M. *Tables of x-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients 1 keV to 20 MeV for elements $z = 1$ to 92 and*

48 additional substances of dosimetric interest. 1995. Disponível em <<http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef>>. Acesso em: 25 set. 2018.

ICRU - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS & MEASUREMENTS. *Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement*. ICRU Report 44. United States of America: International Commission on Radiation Units and Measurements, 1989.

INCA - INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA. Ministério da Saúde. Coordenação de Prevenção e Vigilância. *Estimativa 2018: incidência de câncer no Brasil*. Rio de Janeiro: INCA, 2017. 128 p.

INTERNATIONAL AGENCY FOR RESEARCH ON CANCER. *Cancer fact sheets: all cancers excluding non-melanoma skin cancer*. 2018. Disponível em: <<http://gco.iarc.fr/today/data/factsheets/cancers/40-All-cancers-excluding-non-melanoma-skin-cancer-fact-sheet.pdf>>. Acesso em: 25 out. 2018.

INTERNATIONAL AGENCY FOR RESEARCH ON CANCER. *Population fact sheets: world*. 2012. Disponível em: <<http://gco.iarc.fr/today/fact-sheets-populations?population=900&sex=0#>>. Acesso em: 25 abr. 2018.

KASSAEE, A.; XIAO, Y.; BLOCH, P.; GOLDWEIN, J.; ROSENTHAL, D. I.; BJARNGARD, B.E. Doses near the surface during total body irradiation with 15 MV X rays. *International Journal of Cancer*, v. 96, n. S1, p. 125-130, 2001.

KAWRAKOW, I.; MAINEGRA-HING, E.; Rogers, D. W. O.; TESSIER, F.; WALTERS, B. R. B. *The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport*. Report PIRS-701. National Research Council Canada, 2018.

KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P. *The physics of radiation therapy*. 5. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2014. 572 p.

KHAN, F. M.; MOORE, V. C.; LEVITT, S. H. Effects of various atomic number absorbers on skin dose for 10 MV X rays. *Radiology*, v. 109, n. 1, p. 209-212, 1973.

KRON, T.; ELLIOT, A.; WONG, T.; SHOWELL, G.; CLUBB, B.; METCALFE, P. X-ray surface dose measurements using TLD extrapolation. *Medical Physics*, v. 20, n. 3, p. 703-711, 1993.

KUBO, H.; RUSSELL, M. D.; WANG, C. C. Use of 10 MV spoiled X-ray beam for treatment of head and neck tumors. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, v. 8, n. 10, p. 1795-1798, 1982.

LEUKEMIA & LYMPHOMA SOCIETY. *Facts and statistics*. 2017. Disponível em: <<http://www.lls.org/facts-and-statistics/facts-and-statistics-overview#General%20Blood%20Cancers>>. Acesso em: 26 abr. 2018.

LEUNG, P. M. K.; RIDER, W. D.; WEBB, H. P.; AGET, H.; JOHNS, H.E. Cobalt-60 therapy unit for large field irradiation. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, v. 7, n. 6, p. 705-712, 1981.

LIU, X.; LACK, D.; RAKOWSKI, J. T.; KNILL, C.; SNYDER, M. Fast Monte Carlo simulation for total body irradiation using a ⁶⁰Co teletherapy unit. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, v. 14, n. 3, p. 133-149, 2013.

LOW, D. A.; HARMS, W. B.; MUTIC, S.; PURDY, J. A. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical Physics*, v. 25, n. 5, p. 656-661, 1998.

LUTZ, W. R.; CHIN, L. M. Design and characteristics of a 4 MV total body irradiator. In: *Dosimetry in Radiotherapy*, Vienna, v. 2, p. 211-220, 1988. Proceedings of an International Symposium on Dosimetry in Radiotherapy organized by the International Atomic Energy Agency in co-operation with the World Health Organization, 1987, Vienna.

MA, C. -M.; FADDEGON, B. A.; ROGERS, D. W. O.; MACKIE, T. R. Accurate characterization of Monte Carlo calculated electron beams for radiotherapy. *Medical Physics*, v. 24, n. 3, p. 401-416, 1997.

MA, C. -M.; ROGERS, D. W. O. *Beam characterization: a multiple-source model*. National Research Council of Canada Report: PIRS-0509C. Ottawa: NRC; 1995.

MATLAB. The MathWorks, Inc. 2018. Disponível em: <<https://www.mathworks.com/products/matlab.html>>. Acesso em: 26 abr. 2018.

NILSSON, B.; SORCINI, B. Surface dose measurements in clinical photon beams. *Acta Oncologica*, v. 28, n. 4, p. 537-542, 1989.

OXIGEN. *Catálogo de produtos 2014 - Revisão 08*. 2014. Disponível em <<http://www.oxford.com.br/catalogo.pdf>>. Acesso em: 25 set. 2018.

PASQUINI, R.; COUTINHO, E. Fundamentos e biologia do transplante de células-tronco hematopoiéticas. In: ZAGO, M. A.; FALCÃO, R. P.; PASQUINI, R. *Tratado de hematologia*. São Paulo: Atheneu, 2012. cap. 75. p. 711-729.

PELOWITZ, D. B. (Editor); GOORLEY, J. T.; JAMES, M. R.; BOOTH, T. E.; BROWN, F. B.; BULL, J. S.; COX, L. J.; DURKEE, J. W.; ELSON, J. S.; FENSIN, M. L.; FORSTER, R. A.; HENDRICKS, J. S.; HUGHES, H. G.; JOHNS, R. C.; KIEDROWSKI, B. C.; MARTZ, R. L.; MASHNIK, S. G.; MCKINNEY, G. W.; PRAEL, R. E.; SWEETZ, J. E.; WATERS, L. S.; WILCOX, T. A.; ZUKAITIS, A. *MCNP6TM user's manual - Version 1.0*. LA-CP-13-00634, Rev. 0. Los Alamos National Security, LLC, 2013.

PELOWITZ, D. B. (Editor). *MCNPXTM user's manual - Version 2.6.0*. LA-CP-07-1473. Los Alamos National Security, LLC, 2008.

PETTI, P. L.; GOODMAN, M. S.; SISTERSON, J. M.; BIGGS, P. J.; GABRIEL, T. A.; MOHAN, R. Sources of electron contamination for the Clinac-35 25-MV photon beam. *Medical Physics*, v. 10, n. 6, p. 856-861, 1983.

PLA, M.; CHENERY, S. G.; PODGORSK, E. B. Total body irradiation with a sweeping beam. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, v. 9, n. 1, p. 83-89, 1983.

PÖNISCH, F.; TITT, U.; VASSILIEV, O. N.; KRY, S. F.; MOHAN, R. Properties of unflattened photon beams shaped by a multileaf collimator. *Medical Physics*, v. 33, n. 6, p. 1738-1746, 2006.

PTW farmer chamber - ionization chamber type 30013 user manual. Germany: PTW - Freiburg, 2017. 45 p.

PTW unidos E - PTW universal dosimeter firmware 1.10 or higher user manual. Germany: PTW - Freiburg, 2014. 67 p.

PUBMED. *National Center for Biotechnology Information - NCBI*. U.S. National Library of Medicine. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/>>. Acesso em: 20 jan. 2019.

QUAST, U. Physical treatment planning of total body irradiation - patient translation and beam zone method. *Medical Physics*, v. 12, n. 5, p. 567-574, 1985.

QUAST, U. Whole body radiotherapy: a TBI-guideline. *Journal of Medical Physics*, v. 31, n. 1, p. 5-12, 2006.

RAESIDE, D. E. Monte Carlo principles and applications. *Physics in Medicine & Biology*, v. 21, n. 2, p. 181-197, 1976.

REDOME - INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA (INCA). Ministério da Saúde. *Registro nacional de doadores voluntários de medula óssea*. Rio de Janeiro. Disponível em: <<http://redome.inca.gov.br/medula-ossea/o-que-e-o-transplante-de-medula-ossea/>>. Acesso em: 26 abr. 2018.

RUCCI, A.; CARLETTI, C.; CRAVERO, W.; STRBAC, B. Use of IAEA's phase-space files for the implementation of a clinical accelerator virtual source model. *Physica Medica*, v. 30, n. 2, p. 242-248, 2014.

RUCCI, A.; CARLETTI, C.; CRAVERO, W.; STRBAC, B. Use of IAEA's phase-space files for virtual source model implementation: extension to large fields. *Physica Medica*, v. 32, n. 8, p. 1030-1033, 2016.

SAHLER, O. D. Development of a room specifically designed for total body irradiation. *Radiology*, v. 72, n. 2, p. 266-267, 1959.

SBTMO - SOCIEDADE BRASILEIRA DE TRANSPLANTE DE MEDULA ÓSSEA. *Conheça os tratamentos beneficiados pelo transplante de medula óssea*. Rio de

Janeiro. Disponível em: <<http://www.sbtmo.org.br/release.php?id=20>>. Acesso em: 26 abr. 2018.

SCAFF, L. *Física na radioterapia: a base analógica de uma era digital*. Volume 2. São Paulo: Editora Projeto Saber, 2010. 654 p.

SERBAN, M.; SEUNTJENS, J.; ROUSSIN, E.; ALEXANDER, A.; TREMBLAY, J. R.; WIERZBICKI, W. Patient-specific compensation for Co-60 TBI treatments based on Monte Carlo design: a feasibility study. *European Journal of Medical Physics*, v. 32, n. 1, p. 67-75, 2016.

TEIXEIRA, L. A.; FONSECA, C. O. *De doença desconhecida a problema de saúde pública: o INCA e o controle do câncer no Brasil*. Rio de Janeiro: Ministério da Saúde, 2007. 172 p.

VARIAN. *Eclipse treatment planning system - get more speed, control, and care*. Disponível em: <<https://www.varian.com/oncology/products/software/treatment-planning/eclipse-treatment-planning-system>>. Acesso em: 20 jan. 2019.

VARIAN. *Unique system - tratamento dedicado ao câncer*. 2018. Disponível em: <<https://www.varian.com/pt-br/oncology/products/treatment-delivery/unique-system?cat=overview>>. Acesso em: 25 set. 2018.

WEBSTER, E. W. Physical considerations in the design of facilities for the uniform whole-body irradiation of man. *Radiology*, v. 75, n. 1, p. 19-32, 1960.

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 Security, LLC, 2008.

X-5 Monte Carlo Team. *MCNP - A general Monte Carlo n-particle transport code - Version 5. Volume II: user's guide*. LA-CP-03-0245. Los Alamos National Security, LLC, 2008.

YANG, J.; LI, J. S.; QIN, L.; XIONG, W.; MA, C. -M. Modelling of electron contamination in clinical photon beams for Monte Carlo dose calculation. *Physics in Medicine & Biology*, v. 49, n. 12, p. 2657-2673, 2004.

YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em física médica. *Revista Brasileira de Física Médica*, v. 3, n. 1, p. 141-149, 2009.

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Diretoria de Pesquisa, Desenvolvimento e Ensino
Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 – Cidade Universitária CEP: 05508-000
Fone/Fax(0XX11) 3133-8908
SÃO PAULO – São Paulo – Brasil
<http://www.ipen.br>

**O IPEN é uma Autarquia vinculada à Secretaria de Desenvolvimento, associada
à Universidade de São Paulo e gerida técnica e administrativamente pela
Comissão Nacional de Energia Nuclear, órgão do
Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação.**