



SEGMENTAÇÃO E VOXELIZAÇÃO DO SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO  
ALDERSON RANDO PARA ESTIMATIVA DE DOSES EM RADIOTERAPIA  
UTILIZANDO O CÓDIGO MCNP

Alice Sant'Anna Albuquerque

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

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Rio de Janeiro  
Fevereiro de 2020

SEGMENTAÇÃO E VOXELIZAÇÃO DO SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO  
ALDERSON RANDO PARA ESTIMATIVA DE DOSES EM RADIOTERAPIA  
UTILIZANDO O CÓDIGO MCNP

Alice Sant'Anna Albuquerque

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

Orientadores: Ademir Xavier da Silva

Aprovada por: Prof. Ademir Xavier da Silva  
Dr. Juraci Passos dos Reis Júnior  
Prof. Wilson Freitas Rebello da Silva Junior  
Dra. Mirta Bárbara Torres Berdeguez

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

FEVEREIRO DE 2020

Albuquerque, Alice Sant'Anna

Segmentação e Voxelização do Simulador Antropomórfico Alderson Rando para Estimativa de Doses em Radioterapia Utilizando o código MCNP/Alice Sant'Anna Albuquerque. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2020.

XII, 47 p.: il.; 29, 7cm.

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Dissertação (mestrado) – UFRJ/COPPE/Programa de Engenharia Nuclear, 2020.

Referências Bibliográficas: p. 45 – 47.

1. SIMULADOR. 2. ALDERSON. 3. MCNP6. I. Silva, Ademir Xavier da. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

*Dedico esse trabalho ao meu Avô  
José Guilherme Sant'Anna (In  
memoriam)*

# Agradecimentos

À Deus por ser minha fortaleza nos dias de angústia.

Ao meu Pai Daniel Carrano Albuquerque, pelo apoio incondicional e incentivo às minhas escolhas.

À minha mãe Ivone Costa Sant'Anna Albuquerque, por ser meu modelo de mulher forte e me incentivar todos os dias a ser melhor.

Aos meus irmãos Adriana Sant'Anna Albuquerque e Maurício Sant'Anna Almeida, pelos ensinamentos de vida, amor e dedicação.

Aos meus amigos e companheiros de mestrado Wallthynay Ferreira, Gabriel Casetano Gomes Ribeiro da Silva, Beatriz Machado, Thiago Belo e Ana Carolina de Oliveira, pelos momentos de descontração e aprendizado.

Aos companheiros de Laboratório, em especial a Leandro Barbosa da Silva e Mirta Bárbara Torres Berdeguez, por todo apoio e ajuda durante a realização deste trabalho.

Ao meu coorientador Jardel Lemos Thalhafer, pela disponibilidade, pelos conselhos e orientação.

Ao meu orientador Ademir Xavier da Silva, pelos conselhos, por ter me acolhido em seu laboratório e por todos os ensinamentos.

Às minhas amigas Silvia Scoralich de Carvalho e Monique Portela, pelas conversas e apoio nos momentos mais difíceis.

Ao meu companheiro Gabriel Rodrigues Barbosa, por me ouvir, me apoiar e estar comigo em todos os momentos.

Ao CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico) pelo apoio financeiro.

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

SEGMENTAÇÃO E VOXELIZAÇÃO DO SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO  
ALDERSON RANDO PARA ESTIMATIVA DE DOSES EM RADIOTERAPIA  
UTILIZANDO O CÓDIGO MCNP

Alice Sant'Anna Albuquerque

Fevereiro/2020

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Programa: Engenharia Nuclear

Atualmente, o câncer é uma das principais causas de mortalidade no mundo. Apesar da eficiência da Radioterapia, imprecisões durante o planejamento podem influenciar na qualidade do tratamento, permitindo sérias consequências para o paciente. Dentre os fatores que influenciam a qualidade da radioterapia, predomina a imprecisão do cálculo de dose no sistema de planejamento. Assim, são necessárias novas metodologias que minimizem a imprecisão no cálculo da dose administrada. O objetivo do presente trabalho é desenvolver uma modelagem computacional do simulador antropomórfico Alderson Rando (AR) para estimativa de doses em radioterapia através do código de transporte de radiação MCNP6. Para isso, foi feita a voxelização do Simulador AR, utilizando a segmentação de imagens tomográficas do simulador físico. Através da modelagem computacional, foi analisada a dose equivalente devido à fótons em TLDs localizados nas proximidades do isocentro, quando submetido à teleterapia. O tratamento de radioterapia simulado utilizou a modelagem do acelerador linear Siemens Oncor Expression desenvolvida por Reis Junior (REIS, JUNIOR 2014) [1] para irradiação em três rotações do Gantry ( $0^\circ$ ,  $45^\circ$  e  $180^\circ$ ). As doses absorvidas foram obtidas pelo comando \*F5 utilizado como dosímetro pontual. Os TLDs foram distribuídos em 7 fatias, localizadas na região do tórax. A posição do TLD 5 foi adotada como isocentro, o que se confirma, pois foi o TLD que apresentou maior dose, comprovando que a modelagem desenvolvida estava de acordo com o pretendido. Em todas as fatias analisadas, os TLDs posicionados na região do pulmão esquerdo e mesma direção do feixe terapêutico apresentaram doses mais elevadas.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

SEGMENTATION AND VOXELIZATION OF THE ALDERSON RANDO  
ANTROPOMORPHIC SIMULATOR FOR ESTIMATION OF DOSES IN  
RADIOTHERAPY USING THE MCNP CODE

Alice Sant'Anna Albuquerque

February/2020

Advisor: Ademir Xavier da Silva

Department: Nuclear Engineering

Cancer is one of the leading causes of mortality in the world. Despite of efficiency of Radiotherapy, inaccuracy in planning system can influence in the quality, allowing serious consequences for the patient. Among the factors that influence the quality of radiotherapy, on predominates the inaccuracy of dose calculation . Therefore, new methodologies that minimize the inaccuracy in the calculation of the dose to be administered are required. The aim of the present work is to analyze the photon equivalent dose deposited in healthy organs and tissues submitted to teletherapy treatment, through computer simulation using the radiation transport code MCNP6. For this purpose, a radiotherapy treatment was simulated using the Siemens Oncor Expression linear accelerator for irradiation on two gantry rotations ( $0^\circ$ ,  $45^\circ$  and  $180^\circ$ ) , the computational modeling the patient's body was performed using the Alderson Rando male phantom in voxel, all structures inserted inside the radiotherapy room were also simulated. The absorbed doses were obtained by \*F5 command used as point dosimeter . The TLDs were distributed in 7 slices, all comprised in the thorax region, simulating absorbed dose due to photons in left lung and tissues. The position of TLD 5 was adopted as an isocenter, that is, confirmed, since it was the TLD that presented the highest dose, proving that the modeling developed was in accordance with what was intended. In all the slices analyzed, the TLDs positioned in the left lung region and in the same direction as the therapeutic bundle showed higher doses.

# Sumário

<b>Lista de Figuras</b>	<b>x</b>
<b>Lista de Tabelas</b>	<b>xii</b>
<b>1 Introdução</b>	<b>1</b>
1.1 <b>Justificativa</b> . . . . .	3
1.2 <b>Objetivos</b> . . . . .	3
<b>2 Fundamentação Teórica</b>	<b>4</b>
2.1 Câncer . . . . .	4
2.2 Radioterapia . . . . .	5
2.2.1 Teleterapia . . . . .	7
2.3 Aceleradores Lineares . . . . .	8
2.4 Grandezas Dosimétricas . . . . .	10
2.4.1 Dose Absorvida . . . . .	11
2.4.2 Taxa de Dose . . . . .	11
2.4.3 Dose Equivalente . . . . .	11
2.5 Método de Monte Carlo . . . . .	12
2.5.1 Código Monte Carlo - MCNP6 . . . . .	13
2.6 Simuladores Antropomórficos . . . . .	13
2.6.1 Simuladores Antropomórficos físicos . . . . .	13
2.6.2 Simuladores Computacionais . . . . .	14
2.6.3 Simuladores Antropomórficos Matemáticos . . . . .	15
2.6.4 Simuladores antropomórficos em voxel . . . . .	16
2.7 Técnicas de Aquisição de Imagens . . . . .	17
2.7.1 Tomografia Computadorizada . . . . .	17
2.8 Dosímetros Termoluminescentes . . . . .	18
<b>3 Metodologia</b>	<b>20</b>
3.1 Aquisição e segmentação de imagens tomográficas . . . . .	20
3.1.1 3D-Slicer . . . . .	20
3.2 Definição da posição dos TLDs Simulados . . . . .	22



3.2.1	Descrição dos Dosímetros Termoluminescentes . . . . .	23
3.3	Voxelização do Simulador Antropomórfico Alderson-Rando . . . . .	24
3.4	Código de transporte da radiação utilizado . . . . .	25
3.5	Códigos de visualização dos dados do input através de imagem . . . . .	26
3.6	Estimativa do erro relativo no MCNP . . . . .	26
3.7	Simulação computacional com MCNP6 . . . . .	27
3.7.1	Cálculo de doses . . . . .	27
<b>4</b>	<b>Resultados e Discussões</b>	<b>29</b>
4.1	Desenvolvimento da modelagem computacional do Simulador Antropomórfico Alderson Rando . . . . .	29
4.2	Criação do Arquivo de Entrada MCNP . . . . .	31
4.2.1	TOMO-MC . . . . .	31
4.2.2	AMIGOBBrachy . . . . .	32
4.3	Inserção do Simulador Antropomórfico Alderson Rando à sala de Radioterapia . . . . .	33
4.4	Calculo de Dose equivalente devido a fótons . . . . .	34
<b>5</b>	<b>Conclusões</b>	<b>43</b>
	<b>Referências Bibliográficas</b>	<b>45</b>

# Lista de Figuras

1.1	Estimativa mundial de mortes por Doenças de Agravos Não Transmissíveis Ano 2012 . . . . .	1
1.2	Estimativa mundial de novos casos de câncer em 2018 . . . . .	2
2.1	Processo Metastático . . . . .	4
2.2	Desenvolvimento de um tumor a partir da exposição a agentes cancerígenos . . . . .	5
2.3	Representação de um Acelerador Linear de uso clínico . . . . .	9
2.4	Características do Simulador Antropomórfico Físico AR. . . . .	14
2.5	Características do Modelo Matemático MIRD-5 . . . . .	15
2.6	Características dos Simuladores ADAM E EVA . . . . .	16
2.7	Representação de TC em Voxel . . . . .	17
2.8	Principais Dosímetros Termoluminescentes . . . . .	18
3.1	Módulos de segmentação manual do software 3DSlicer . . . . .	22
3.2	Visualização das fatias 13, 14, 15, 16, 17, 18 e 19 com a representação numérica dos TLDS simulados . . . . .	23
3.3	Descrição dos Dosímetros Termoluminescentes no arquivo de entrada MCNP . . . . .	24
3.4	Visualização do Simulador Antropomórfico Alderson no software AMIGOBachy . . . . .	25
4.1	Visualização da TC de uma fatia do Simulador AR nas diferentes etapas de segmentação. (a): Antes da segmentação.(b): Após segmentação automática.(c): Após segmentação manual. . . . .	30
4.2	Simulador AR com cortes nos planos transversal, sagital e frontal após segmentação automática e manual. (a) Após segmentação automática. (b) Após segmentação manual. . . . .	31
4.3	Arquivo de Entrada do MCNP. (a): Criado através do Software TOMO-MC. (b): Criado através do Software AMIGOBachy. . . . .	33

4.4	Visualização da modelagem da sala de radioterapia com o cabeçote do Siemens Oncor Expression bem como o tronco do Simulador Antropomórfico Alderson. . . . .	34
4.5	Resultados para a Fatia 13. Figura (a): Fatia 13 do Simulador AR. Figura (b): Tabela de Dose Equivalente. Figura (c): Gráfico de Dose Equivalente devido a Fótons. . . . .	35
4.6	Resultados para a Fatia 14. Figura (a): Fatia 14 do Simulador AR. Figura (b): Tabela de Dose Equivalente. Figura (c): Gráfico de Dose Equivalente devido a Fótons. . . . .	36
4.7	Resultados para a Fatia 15. Figura (a): Fatia 15 do Simulador AR. Figura (b): Tabela de Dose Equivalente. Figura (c): Gráfico de Dose Equivalente devido a Fótons. . . . .	37
4.8	Resultados para a Fatia 16. Figura (a): Fatia 16 do Simulador AR. Figura (b): Tabela de Dose Equivalente. Figura (c): Gráfico de Dose Equivalente devido a Fótons. . . . .	38
4.9	Resultados para a Fatia 17. Figura (a): Fatia 17 do Simulador AR. Figura (b): Tabela de Dose Equivalente. Figura (c): Gráfico de Dose Equivalente devido a Fótons. . . . .	39
4.10	Resultados para a Fatia 18. Figura (a): Fatia 18 do Simulador AR. Figura (b): Tabela de Dose Equivalente. Figura (c): Gráfico de Dose Equivalente devido a Fótons. . . . .	40
4.11	Resultados para a Fatia 19. Figura (a): Fatia 19 do Simulador AR. Figura (b): Tabela de Dose Equivalente. Figura (c): Gráfico de Dose Equivalente devido a Fótons. . . . .	41
4.12	Dose Total Equivalente Devido a Fótons . . . . .	42

# Lista de Tabelas

2.1	Tabela Fator de ponderação $W_R$ (ICRp 2007) . . . . .	12
3.1	Tabela Recomendação para interpretação do erro relativo R . . . . .	26

# Capítulo 1

## Introdução

As Doenças de Agravos Não Transmissíveis (DANT) são as principais causa de morte no mundo. Calcula-se que 63% dos 57 milhões de mortes que ocorreram 2008, foram decorrentes de doenças não transmissíveis, principalmente doenças cardiovasculares (48%), cânceres (21%), doenças respiratórias crônicas (12%) e diabetes (3,5%). Essas principais doenças de agravos não transmissíveis compartilham quatro fatores de risco comportamentais: tabaco, dieta insalubre, inatividade física e o uso de álcool, conforme a Figura 1.1 [2].

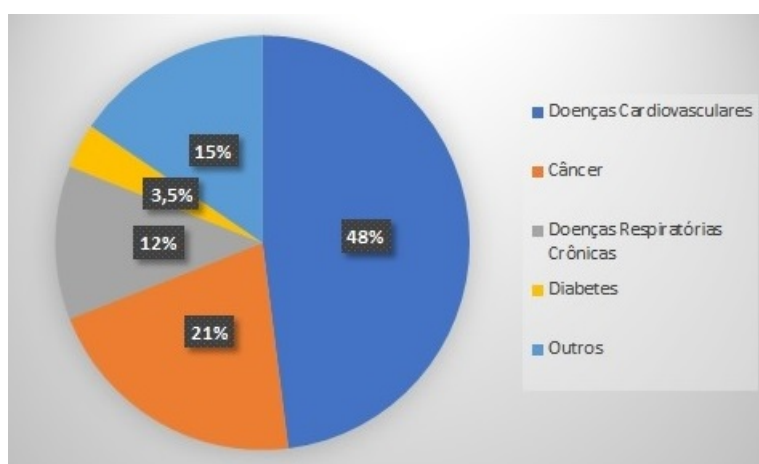
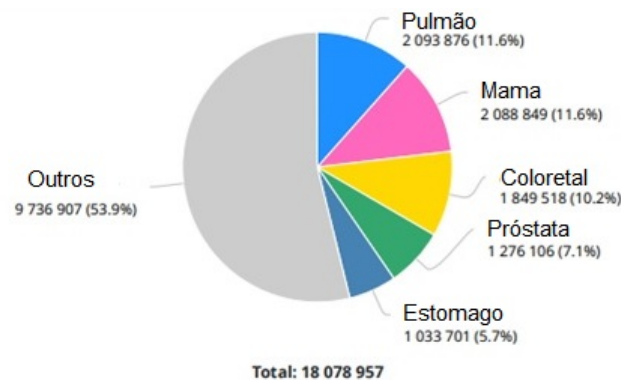


Figura 1.1: Estimativa mundial de mortes por Doenças de Agravos Não Transmissíveis Ano 2012

De acordo com a estimativa da Organização Mundial da Saúde (OMS), o câncer está entre as principais causa de morte antes dos 70 anos de idade em 103 países. Estima-se que em 2018 ocorreram cerca de 18.1 milhões de novos casos e 9.5 milhões de mortes decorrentes de neoplasias. Como é possível observar na Figura 1.2, o câncer de pulmão permanece sendo o mais comum para ambos os sexos, tanto em termos de novos casos, apresentando 11,6% de novos casos, seguido de câncer de mama feminino (11,6%), próstata (7,1%) e câncer colorretal (6,1%), quanto em

termos de óbitos apresentando 18,4% do total de mortes devido à câncer, seguido de câncer colorretal (9,2%), câncer de estômago (8,2%) e câncer de fígado (8,2%) [Globocan, 2018].



Fonte: Globocan, 2018

Figura 1.2: Estimativa mundial de novos casos de câncer em 2018

Segundo o Instituto Nacional de Câncer (INCA), a carga global de novos casos de Câncer em 2030 será de 21,4 milhões, estima-se 13,2 milhões de óbito em decorrência de neoplasias malignas. Os principais fatores para essas taxas globais são o crescimento e envelhecimento da população, a redução na mortalidade infantil bem como a redução na taxa de mortes por doenças infecciosas em países em desenvolvimento [3]. No Brasil, a estimativa para o biênio 2018-2019, é de que ocorram aproximadamente 600 mil casos novos de neoplasias malignas para cada ano, sendo 170 mil ocorrências de novos casos apenas para câncer de pele não melanoma e 420 mil de casos novos das demais neoplasias malignas [4].

As principais modalidades de tratamento de pacientes com neoplasias malignas são: cirurgia, radioterapia e quimioterapia. O tratamento indicado ao paciente pode ser administrado de forma isolada ou através da combinação das modalidades de tais tratamentos. A indicação do tipo de modalidade depende de alguns fatores, tais como perfil da doença, perfil do paciente, grau de evolução e tamanho do tumor, sistema imunológico do paciente, tipo de tecido, entre outros fatores[5].

Atualmente, a radioterapia é indicada como parte do tratamento de cerca de 70% dos pacientes submetidos à alguma modalidade de tratamento de câncer. Em muitos casos, pode ser indicada somente o tratamento local, ou de forma complementar associada a cirurgia e / ou quimioterapia [5].

A dose terapêutica na radioterapia é pré-calculada de acordo com alguns fatores, tais como o tipo, tamanho, localização e estadiamento da lesão, sendo aplicada por um tempo pré-determinado a um volume de tecido que engloba o tumor, visando a erradicação de todas as células tumorais com o menor dano possível às células

normais circunvizinhas [6]. A administração da dose correta tem efeito direto no resultado do tratamento radioterápico. Nos casos de doses menores do que as indicadas, o potencial de cura é reduzido, aumentando portanto a probabilidade de ocorrerem recidiva. Por outro lado, no caso de entrega de doses superiores as doses indicadas, aumenta-se os a severidade de complicações relacionadas ao tratamento podendo gerar complicações como cânceres secundários e até mesmo a morte do paciente.

## 1.1 Justificativa

Tendo em vista, a importância da radioterapia associada a tratamentos de neoplasias malignas, bem como a precisão dos cálculos para dose liberada no volume do tumor, faz-se necessário minimizar a imprecisão na administração da dose durante o tratamento. Neste contexto, o uso de simuladores antropomórficos, suprem a necessidade de avaliação dosimétrica em proteção radiológica, uma vez que, os experimentos *in vivo* são inviáveis. Os modelos de Simuladores antropomórficos em voxel, possibilitam a realização de simulação da interação da radiação com a matéria quando acoplados a códigos de transporte de radiação.

## 1.2 Objetivos

Este trabalho, tem como objetivo desenvolver modelagem computacional do Simulador Antropomórfico Alderson Rando (AR) Masculino para estimativa de doses em radioterapia, utilizando o código de transporte de radiação MCNP6. Assim, foi realizada a voxelização do Simulador AR, através da segmentação de imagens tomográficas do Simulador AR físico. Através da modelagem computacional do AR, foi feita análise da dose equivalente devido à fótons depositada em TLDs em posições próximas a um ponto que foi considerado o isocentro, quando submetidos ao tratamento de teleterapia. Para a simulação do tratamento de radioterapia foi utilizada a modelagem do acelerador linear Siemens Oncor Expression desenvolvida por Reis Junior (REIS JUNIOR, 2014)[1] para irradiação em três rotações do cabeçote do acelerador (0, 45° e 180°), todas as estruturas inseridas dentro da sala de radioterapia também foram simuladas. As doses absorvidas foram obtidas pelo comando \*F5 utilizado como dosímetro pontual (semelhante ao TLD-100) que foram dispostos no Simulador AR em uma matriz de 3cm x 3cm. Os TLDs foram distribuídos em 7 fatias, todas presentes na região do tórax, simulando a dose absorvida devido a fótons no pulmão esquerdo e tecidos vizinhos.

# Capítulo 2

## Fundamentação Teórica

### 2.1 Câncer

Câncer, ou neoplasia maligna, é o nome dado a um conjunto de doenças que têm em comum o crescimento desordenado e a propagação das células. Esse crescimento desordenado, muitas vezes invade os tecidos vizinhos, podendo migrar através da corrente sanguínea ou vasos linfáticos para outras regiões do corpo (metástase), como pode ser observado na Figura 2.1 [2].

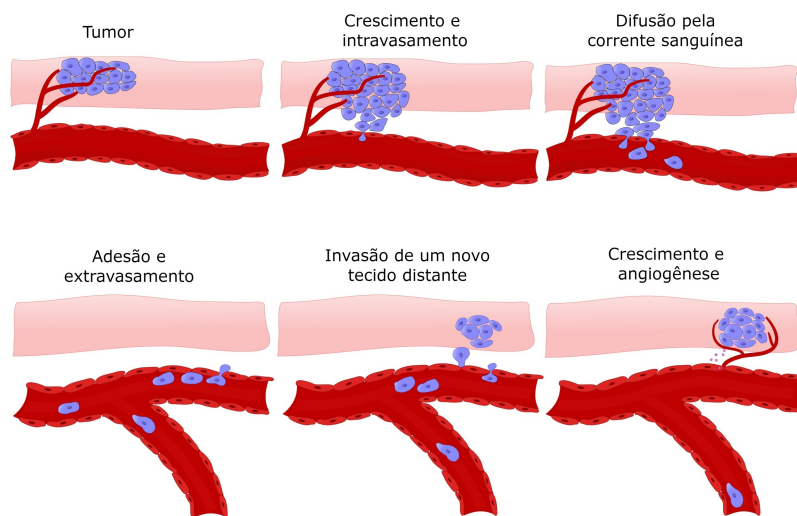


Figura 2.1: Processo Metastático

As neoplasias (neo, do grego "novo" e plasia, do grego "crescimento") podem ser definidas como massas anormais de tecido, com crescimento descontrolado e persistente (Figura 2.2), podendo ser classificadas em benignas e malignas. A neoplasia maligna, caracteriza-se por um processo de três etapas, **iniciação**, **promoção** e **progressão**.

As Alterações genéticas anormais levam a neoplasias malignas, causando uma



transformação no genoma celular. As mutações genéticas podem ser causadas por fatores intrínsecos ou extrínsecos envolvidos nas alterações celulares e moleculares do câncer, esses fatores podem ser, físicos, como radiação ultravioleta; químicos, como o álcool e fumo; e biológicos. Já as benignas, possuem crescimento, em geral, mais lento e ao contrário das neoplasias malignas, elas não tem capacidade de migrar para outros tecidos e órgãos e não reincidem após a remoção [6].

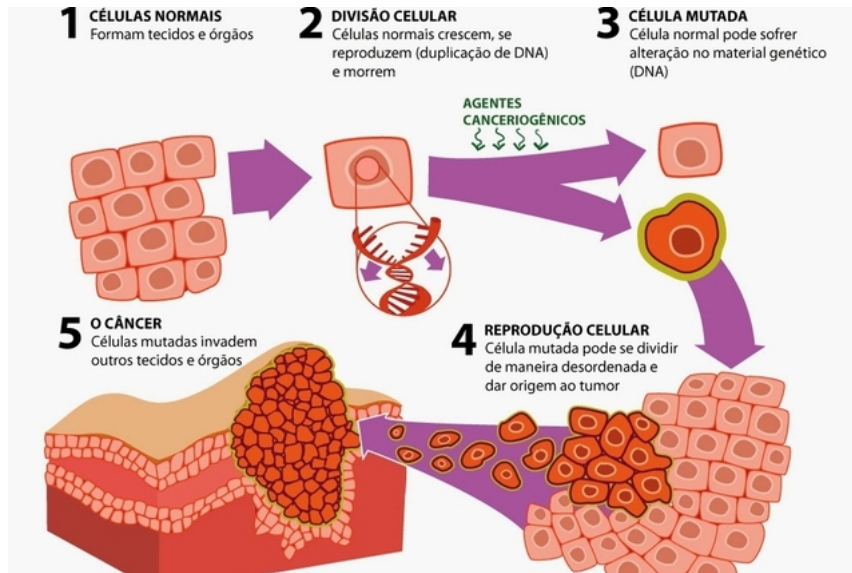


Figura 2.2: Desenvolvimento de um tumor a partir da exposição a agentes cancerígenos

## 2.2 Radioterapia

Radiação nuclear é o nome dado às ondas eletromagnéticas ou partículas emitidas pelo núcleo durante o processo de reestruturação interna, para atingir a estabilidade. Estas, se propagam com uma determinada velocidade. Contêm energia variável desde valores pequenos até muito elevados, carga elétrica e magnética. Podem ser geradas por fontes naturais ou por dispositivos construídos pelo homem. Quando comparadas às radiações emitidas pelas camadas eletrônicas, as radiações nucleares são altamente energéticas, isso ocorre devido à intensidade das forças atuantes dentro do núcleo atômico. A energia da radiação e das grandezas ligadas ao átomo e ao núcleo é geralmente expressa em elétron-volt (eV). Sendo, um eV é a energia cinética adquirida por um elétron ao ser acelerado por uma diferença de potencial elétrica de 1 volt [7].

Ao interagir com a matéria, a radiação incidente pode também transformar, total ou parcialmente, sua energia em outro tipo de radiação. Isso ocorre na geração dos raios-x de freamento, na produção de pares e na radiação de aniquilação [8].

Dependendo da quantidade de energia, a radiação pode ser descrita como ionizante ou não-ionizante, a radiação ionizante possui energia suficientemente para arrancar um elétron de um átomo, transformando em um íon, esse processo é conhecido como ionização. Por sua vez, radiações não-ionizantes são aquelas que não possuem energia suficiente para arrancar um elétron do átomo, provocando apenas a excitação eletrônica do átomo. Desta forma, a energia é absorvida pelo elétron que passa a ocupar orbitais mais externos.

A radioterapia, é uma modalidade de tratamento de câncer que tem como objetivo destruir ou dificultar o crescimento das células tumorais utilizando como meio físico as radiações ionizantes [9]. Esse tratamento consiste na aplicação programada de radiação, com a finalidade de atingir as células cancerígenas, causando o menor dano possível aos tecidos saudáveis adjacentes.

O tratamento de radioterapia pode ser administrado para diferentes finalidades dependendo, dentre outros fatores, do tamanho do tumor. Quando o tumor é muito grande, impossibilitando a cirurgia, o tratamento é feito previamente, com a finalidade de redução do tecido tumoral, uma vez que a neoplasia é reduzida a cirurgia é realizada. A radioterapia também é usada no lugar de um eventual tratamento cirúrgico, afim de erradicar as células cancerígenas eliminando a necessidade de intervenção cirúrgica. Em casos em que a cura do câncer não é possível, a radioterapia é usada com a finalidade de proporcionar uma melhor qualidade de vida do paciente.

Existem alguns tipos de radioterapia disponíveis atualmente para o tratamento de neoplasias malignas, entretanto, as modalidades de tratamento radioterápico mais utilizadas são, a teleterapia, ou radioterapia externa, e a braquiterapia, também conhecida como radioterapia interna. A escolha do tipo de tratamento radioterápico depende do tipo de câncer e da profundidade em que se encontra o tumor.

A teleterapia, é realizada mantendo uma distância física delimitada entre o paciente e a fonte de radiação, nessa modalidade, são utilizados Aceleradores Lineares, aparelhos de cobalto, entre outras fontes de radiação. Já na braquiterapia, são usadas fontes de radiação em contato direto com os tecidos a serem irradiados. A braquiterapia é mais utilizada em tumores que ficam localizados em regiões onde são mais acessíveis, como no colo de útero, boca e brônquios [10].

Uma parcela considerável dos pacientes que apresentam neoplasias malignas, é submetida a tratamentos de radioterapia como parte de seu processo terapêutico em algum momento do curso da doença, segundo Lima, 2013 [5], atualmente, essa parcela é aproximadamente 70% dos pacientes atendidos para tratamento de câncer, podendo a radioterapia ser administrada de forma associada a outros métodos, como a quimioterapia, e a cirurgia, ou até mesmo de forma isolada, quando esta é a primeira opção de tratamento.

### 2.2.1 Teleterapia

Na teleterapia, utiliza-se a irradiação externa através de feixes de radiação ionizante, tais como elétrons, prótons, nêutrons, íons pesados e raios-x. A fonte de radiação é emitida pelo equipamento e é posicionada afastada do paciente a uma distância variável. O feixe útil é colimado na direção do tumor, procurando depositar a dose no mesmo mantendo níveis mínimos aceitáveis de doses nos órgãos circunvizinhos. Os principais aparelhos são os Aceleradores Lineares e os aparelhos de telecobaltoterapia [11]. Em um tratamento de teleterapia, a dose total é fracionada em várias sessões para aumentar o efeito terapêutico sobre as células cancerígenas [5].

Além do fracionamento da dose total administrada, para obter uma maior concentração de dose no tecido tumoral e menor deposição de dose nos tecidos sadios localizados na proximidade do tumor, vários ângulos de inclinação do *Gantry* são utilizados, buscando a maior eficácia do tratamento ao mesmo tempo em que se procura proteger os órgãos sadios circunvizinhos [12].

Ao incidir na região de interesse, o feixe de radiação interage com as células tumorais, ionizando o meio, provocando alterações no DNA das células cancerígenas promovendo alterações no metabolismo dessas células levando a sua morte. A morte celular pode ocorrer pela inativação dos sistemas vitais da célula e/ou por inibição de sua capacidade de reprodução. Para atingir esses objetivos, é necessário avaliar alguns fatores, tais como: a sensibilidade do tumor à radiação utilizada, sua localização, análise quantitativa e qualitativa da radiação e o tempo total administrado da radiação.

A 3D-CRT (Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy) é uma técnica que incorpora o uso de tecnologias de imagem para gerar imagens tridimensionais do tumor de um paciente e órgãos e tecidos próximos que são utilizadas no processo de planejamento do tratamento radioterápico. Em geral, imagens de CT e / ou de ressonância magnética são utilizados para definir as regiões de interesse, bem como estruturas normais adjacentes. Com base nisso, planejamentos complexos são desenvolvidos para fornecer uma distribuição de dose de radiação no paciente, onde as regiões de alta dose estão concentradas nos tumores. Como resultado, uma dose mais alta e mais eficaz de radiação pode ser entregue diretamente às células cancerígenas. Ao mesmo tempo, a quantidade de radiação recebida pelos tecidos saudáveis circundantes pode ser significativamente reduzida. O 3D-CRT permite, por exemplo, que a radiação seja liberada nos tumores de cabeça e pescoço de maneira a minimizar a exposição da medula espinhal, nervo óptico, glândulas salivares e outras estruturas importantes.

A reprodutibilidade do posicionamento do paciente em relação à tomografia (TC)

de planejamento permanece sendo uma das maiores incertezas para este procedimento. Essa imprecisão, é compensada com a ampliação de margens de segurança que podem aumentar a morbidade resultante da irradiação desnecessária de tecidos saudáveis que circundam o alvo a ser irradiado [12].

## 2.3 Aceleradores Lineares

Segundo Rebello (REBELLO, 2007) [13], Aceleradores Lineares, são equipamentos utilizados em tratamentos de radioterapia capazes de acelerar elétrons até grandes velocidades. Os elétrons acelerados podem ser utilizados diretamente no feixe terapêutico ou sofrer colisões com um alvo metálico de alto número atômico. Na colisão com os núcleos dos átomos do alvo, os elétrons desaceleram rapidamente liberando parte da sua energia, relativa à essa perda de velocidade e conseqüentemente gerando raios-x de freamento (bremsstrahlung), essa radiação secundária é utilizada para construir o feixe terapêutico. Quando se deseja produzir um feixe de fótons, os elétrons acelerados são conduzidos até o cabeçote do acelerador para atingir um alvo metálico de tungstênio, ou uma folha espalhadora de alumínio, quando se deseja obter um feixe de elétrons. Esses feixes, são colimados por sistemas específicos para cada caso.

Um Acelerador Linear de uso clínico é constituído por vários componentes, como por exemplo:

- Canhão de elétrons: filamento onde são gerados os elétrons para serem acelerados.
- Estrutura aceleradora: estrutura onde os elétrons são acelerados até atingirem a energia desejada.
- Bomba de vácuo: equipamento responsável por manter o vácuo na seção aceleradora. Circuito gerador de micro-ondas: fonte geradora de micro-ondas (klystron ou magnetron).
- Guia de onda: estrutura responsável por transportar as micro-ondas até a seção aceleradora.
- Circulador e carga d'água: componentes responsáveis por absorver as micro-ondas que não chegam à seção aceleradora.
- Magneto de deflexão: componente responsável por conduzir o feixe de elétrons até o carrossel.
- Carrossel: componente responsável pela localização dos filtros específicos para obtenção de feixes de elétrons ou de fótons.

- Colimadores: componentes responsáveis pela definição do tamanho de campo de radiação a ser utilizado.
- Circuito d'água: responsável pela refrigeração de todo equipamento.

A Figura 2.3 apresenta uma representação de um Acelerador Linear de uso clínico com a representação de alguns componentes descritos nos itens anteriores.

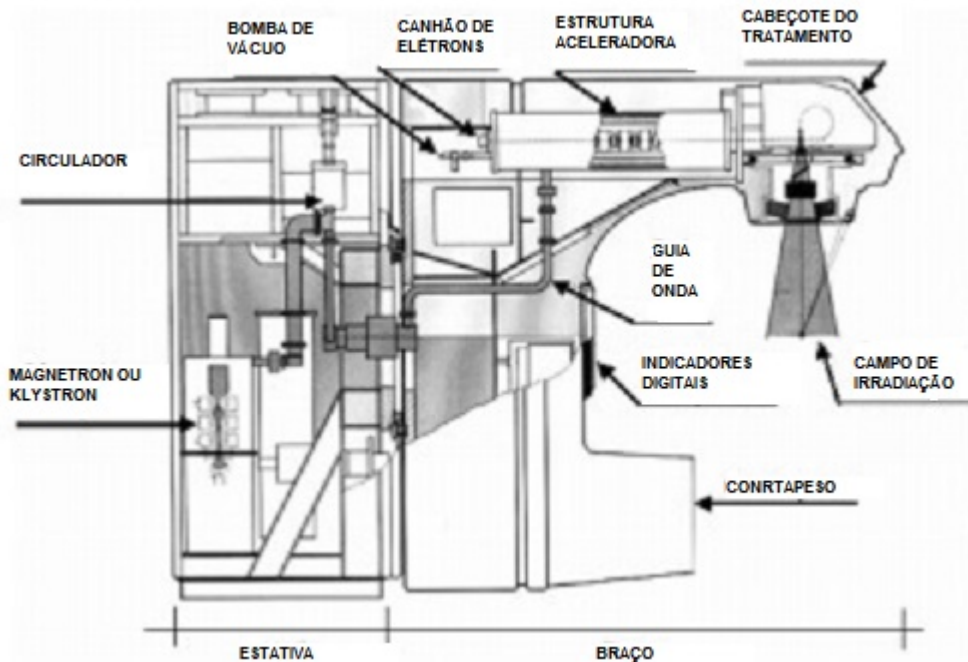


Figura 2.3: Representação de um Acelerador Linear de uso clínico

Os sistemas de seleção, colimação e monitoração encontram-se no cabeçote do acelerador, e são utilizados para obter um feixe homogêneo de radiação. As estruturas que compõem o cabeçote são blindados com chumbo, o que reduz a radiação de fuga que atinge o isocentro.

Para definir o tamanho do campo de irradiação e a homogeneidade do feixe, utiliza-se um sistema de dimensionamento, também localizado do cabeçote do acelerador.

Os componentes do sistema de dimensionamento de um Acelerador Linear são:

- Colimadores primários: esses colimadores são fixos e determinam o maior campo de irradiação. São feitos normalmente de chumbo ou tungstênio e localizados perto do alvo.
- Câmaras monitoras: dois pares de câmaras de ionização interceptam o feixe, detectando sua intensidade e realimentando um sistema eletrônico que verifica a homogeneidade e controla a estabilidade desse feixe.

- Filtro achatador: dispositivo responsável por deixar o feixe de fótons mais homogêneo.
- Folha espalhadora: componente responsável pela criação de um feixe uniforme de elétrons.
- Colimadores secundários: sistema móvel de colimadores que delimita o tamanho do campo de irradiação.
- Cones aplicadores: utilizados para definir os diferentes tamanhos de campo de feixes de elétrons.
- Sistema ótico: indicador luminoso do tamanho do campo de radiação e da DFS.

Nos aceleradores mais modernos, é possível utilizar um colimador de múltiplas lâminas (MLC) para execução da radioterapia conformada. Esse sistema contém um colimador formado por 52, 80 ou 120 lâminas que são comandadas individualmente por um sistema computadorizado, medindo cada uma de 3 mm a 10 mm de largura, e de 20 cm a 40 cm de comprimento. Uma vez que essas lâminas podem se mover de forma independente, é possível de moldar campos de irradiação com formas irregulares de acordo com as formas dos volumes a serem tratados.

## 2.4 Grandezas Dosimétricas

A ICRP (International Commission on Radiological Protection) em conjunto com a ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) é responsável por organizar e padronizar as grandezas dosimétricas que fazem parte do sistema de proteção radiológica.

Dois tipos de grandezas são especificamente definidos para uso em proteção radiológica: as grandezas limitantes, usadas para indicar o risco à saúde humana devido à radiação ionizante; e as grandezas operacionais, que levam em consideração as atividades de radioproteção. Enquanto a ICRP define as grandezas limitantes de radioproteção, a ICRU é responsável pela definição das grandezas físicas básicas e grandezas operacionais.

As grandezas dosimétricas mais relevantes para o estudo de dosimetria em pacientes são:

- Dose Absorvida
- Dose Equivalente
- Dose Efetiva

### 2.4.1 Dose Absorvida

Dose absorvida ( $D$ ) é a grandeza física básica de dose utilizada para todos os tipos de radiação ionizante e geometria irradiada que relaciona o valor esperado para a energia média ( $d\bar{\epsilon}$ ) depositada pela radiação direta e indiretamente ionizante, em um volume de massa infinitesimal  $dm$  de matéria. A dose absorvida, é definida portanto pela razão da energia média  $d\bar{\epsilon}$  aplicada pela radiação depositada no órgão do tecido (T) pela massa  $dm$  daquele órgão.

É dada pela expressão:

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

A dose absorvida é expressa no Sistema Internacional de Unidades em J/kg, também conhecida como gray (Gy). A antiga unidade de Dose Absorvida era o rad, que equivale a  $10^{-2} J/kg$  ou 1cGy.

### 2.4.2 Taxa de Dose

A Taxa de Dose ( $\dot{D}$ ) por sua vez é a grandeza física que mensura a dose absorvida por um determinado volume ( $dD$ ), em um determinado intervalo de tempo ( $dt$ ).

É dada pela expressão:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (2.2)$$

É expressa no Sistema Internacional de Unidades em Gy/s.

### 2.4.3 Dose Equivalente

O conceito de dose absorvida descreve eficientemente a energia depositada pela radiação em um meio material. No caso de baixas taxas de dose e baixas doses, e quando as taxas e doses são distribuídas heterogeneamente no espaço e no tempo, a resposta biológica (efeito biológico) é diferente para doses iguais. Esta diferença pode ser quantificada usando o conceito de eficácia biológica relativa (RBE). A RBE é definida como a razão inversa da dose absorvida de diferentes tipos de radiação entregue ao mesmo local de interesse que produz o mesmo dano (efeito biológico) em um dado organismo, órgão ou tecido. Entretanto, o conceito de RBE não deve ser usado em radioproteção humana, pois isto resultaria em uma enorme variedade

de valores, um para cada alvo biológico e para todos os diferentes tipos de radiações emitidas por todos os diferentes radionuclídeos. Neste caso, é usado um conceito de RBE simplificado. Este novo conceito é chamado de fator de ponderação de radiação ( $W_R$ ) que permite a conversão da dose absorvida em dose equivalente, a qual oferece uma estimativa de dano em função do tipo de radiação. Os valores de  $W_R$  são baseados na ICRP-103 e são mostrados na Tabela 2.1.

Tabela 2.1: Tabela Fator de ponderação  $W_R$ (ICRp 2007)

Tipo de radiação	Fator de ponderação $W_R$
Fótons	1
Elétrons e Múons	1
Prótons e Pions pesados	2
Partículas Alfa, fragmentos de fissão, íons pesados	20
Nêutrons	Função contínua da energia do Nêutron

## 2.5 Método de Monte Carlo

O Método de Monte Carlo (MMC) é um método estatístico baseado no uso de números aleatórios amplamente utilizados na simulação do transporte de radiação na matéria para a obtenção de grandezas físicas de interesse. O MMC pode ser aplicado para solucionar problemas cuja representação possa ser descrita por uma sucessão de processos estocásticos. O MMC é amplamente utilizado na simulação do transporte de radiação na matéria, tais como fluxo de partículas e energia depositada. Nos últimos 60 anos, um grande número de simulações usando MMC foram realizados no campo da física médica, uma vez que o método permite simular o transporte de radiação em configurações complexas, como detectores, linacs e assim por diante [14].

Diferente do método de transporte determinístico que resolve a equação de transporte para o comportamento médio das partículas o Método de Monte Carlo não resolve uma equação explícita, mas obtém respostas simulando partículas individuais e registrando alguns aspectos (contagens) de seu comportamento médio. O comportamento médio das partículas no sistema físico é então inferido (usando o teorema do limite central) a partir do comportamento médio das partículas simuladas. Estes métodos divergem não apenas na maneira de solucionar um problema, mas também no tipo de solução apresentada. Os Métodos determinísticos tipicamente fornecem informações razoavelmente completas ao longo do espaço de fase do problema, já o método de Monte Carlo fornece informações apenas sobre registros específicos solicitados pelo usuário [15].



## 2.5.1 Código Monte Carlo - MCNP6

Entre os códigos mais conhecidos estão: EGSnrc, MCNPX, GEANT4 e PENELOPE. O Monte Carlo N-Particle Transport Code (MCNP), desenvolvido e mantido pelo Laboratório Nacional de Los Alamos, é o código reconhecido internacionalmente para analisar o transporte de radiação envolvendo nêutrons, fótons ou elétrons. A versão MCNP6 apresenta as versões MCNP5 (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2008) e MCNPX “Monte Carlo N-Particle eXtended”, sendo um código de transporte de radiação de uso geral projetado para rastrear vários tipos de partículas em amplas faixas de potência [16].

## 2.6 Simuladores Antropomórficos

Em radioproteção, simuladores antropomórficos são utilizados tanto para avaliação de dose em órgãos, quanto para a calibração individual. Destacam-se entre os principais tipos de simuladores:

- Simuladores Antropomórficos físicos
- Simuladores Antropomórficos Matemáticos
- Simuladores Antropomórficos em voxel

### 2.6.1 Simuladores Antropomórficos físicos

Um simulador físico é composto de materiais sólidos que são radiologicamente equivalentes aos órgãos e tecidos do corpo humano [17].

Como o corpo humano é composto majoritariamente de água, utiliza-se amplamente simuladores de água ou plástico homogeneizados para a calibração de detectores de radiação e sistemas de tratamento. Já os simuladores antropomórficos são mais realistas e representam melhor a heterogeneidade complexa do corpo humano. Esses simuladores geralmente consistem em uma série de materiais equivalentes aos tecidos moldados em formas de órgãos ou ossos para representar as respectivas partes componentes do corpo. Alguns simuladores físicos para medições de doses vêm em fatias com cavidades em locais que correspondem aos órgãos de interesse, facilitando a colocação de dosímetros.

#### Alderson-Rando (AR)

O Simulador Antropomórfico Alderson-Rando (AR)(Figura 2.4) é um simulador físico usado para o mapeamento detalhado da distribuição de doses. Sendo

atualmente o simulador físico mais conhecido e universalmente aceito para simular o corpo humano. O AR é composto de um esqueleto humano, sem membros superiores e inferiores, recoberto de material com características químicas e físicas equivalente ao tecido humano, cujas densidades se baseavam nas "medidas do homem padrão" descritas pela ICRP 23 e atualizada pela ICRP 89. O tronco e a cabeça do simulador são estruturados em seções transversais de 2,5 cm cada, com um total de 1100 orifícios cilíndricos com 6,0 mm de diâmetro, que facilitam o posicionamento de dosímetros termoluminescentes. Existem dois modelos de AR, o adulto feminino e o masculino.



Tecido	Characteristics	Porcentagem
Tecido Mole $\rho = 1,00g.cm^{-3}$	Hidrogênio	8,8 %
	Carbono	66,8%
	Nitrogênio	3,1 %
	oxigênio	21,1 %
Tecido Pulmonar $\rho = 0,32g.cm^{-3}$	Hidrogênio	5,7 %
	Carbono	74,0%
	Nitrogênio	2,0 %
	oxigênio	18,1 %

Figura 2.4: Características do Simulador Antropomórfico Físico AR.

## 2.6.2 Simuladores Computacionais

Desde a década de 1960, a comunidade de ciências radiológicas desenvolve e utiliza de modelos computacionais do corpo humano para estudos de dosimetria. Os modelos desenvolvidos tem se tornado cada vez mais precisos com relação à estrutura interna do corpo humano. Em um simulador computacional são definidos, não só as características exteriores do corpo humano, como também detalhes sobre os órgãos internos como seu volume, massa e forma. Juntamente com as informações sobre as densidades de tecidos e composições químicas, um simulador computacional permite que os códigos de Monte Carlo simulem interações e deposições de energia no corpo para vários tipos de radiação [17].

Paralelamente ao crescimento e evolução das técnicas computacionais, os simuladores computacionais também evoluíram. Passando de simuladores com base em equações quadráticas simples para simuladores voxelizados, baseados em imagens médicas reais do corpo humano.

### 2.6.3 Simuladores Antropomórficos Matemáticos

No simulador Matemático, tecidos, órgãos e o formato do corpo são descritos por equações matemáticas que representam combinações de formas geométricas, como planos, elipsoides, cones, cilindros circulares e elípticos e toros [18]. Em 1969, o primeiro simulador antropomórfico heterogêneo conhecido como MIRD-5 (ou simulador de Snyder-Fisher) foi criado (Figura 2.5), Sendo composto por esqueleto; dois pulmões e tecido mole. A representação dos órgãos internos no MIRD-5 era grosseira, pois as equações simples capturavam apenas a descrição mais geral da posição e da geometria de cada órgão.

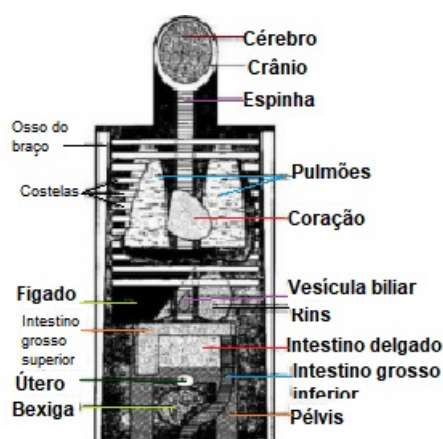


Figura 2.5: Características do Modelo Matemático MIRD-5

Em 1982, foram criados os primeiros modelos matemáticos de sexo distintos, baseados no MIRD-5. O ADAM e EVA (Figura 2.6), que representavam respectivamente um homem e uma mulher adultos. O uso de simuladores distintos em gênero, tornou o cálculo de dose mais preciso. Um dos fatores mais relevantes que foi considerado na separação dos simuladores foi a utilização desses modelos para cálculo de doses externas, uma vez que a mama é um órgão superficial, o que a torna facilmente exposta a fontes de radiação externa, outro fator é que a mama atenua a dose no pulmão quando a irradiação é frontal [18].

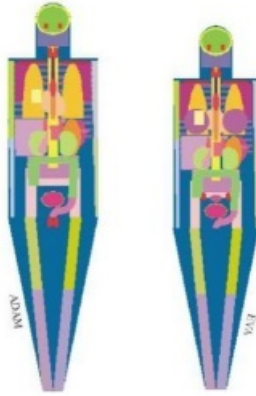


Figura 2.6: Características dos Simuladores ADAM E EVA

#### 2.6.4 Simuladores antropomórficos em voxel

Atualmente, os simuladores antropomórficos mais realistas baseiam-se em voxels (VOLUME piXEL) e são construídos a partir de imagens reais obtidas pela varredura do corpo humano por tomografia computadorizada (Computed Tomography, CT) ou ressonância magnética (Magnetic Resonance Imaging, MRI). Os simuladores Antropomórficos em voxel, são representados por um conjunto de elementos de volume. Esses elementos tridimensionais são obtidos pela multiplicação do tamanho do pixel pela espessura da imagem. A qualidade da imagem formada pelo conjunto de voxel influencia diretamente na qualidade da simulação do simulador antropomórfico e é inversamente proporcional ao tamanho da aresta do voxel (elemento de volume). Assim, quanto menor o elemento de volume, melhor a nitidez da imagem. O valor associado a cada voxel representa a integração de alguma propriedade física que está sendo mensurada no interior do volume, esse valor é um número inteiro, proporcional ao tom de cinza do pixel na imagem correspondente. No caso da tomografia computadorizada, a grandeza física medida é a densidade do tecido. Quanto mais densas as regiões do corpo, maiores serão seus valores de atenuação. Assim, o ar contido nas vias respiratórias e no tubo digestivo tem valores mais negativos [19].

A Figura 2.7 ilustra a representação de uma tomografia computadorizada voxel.

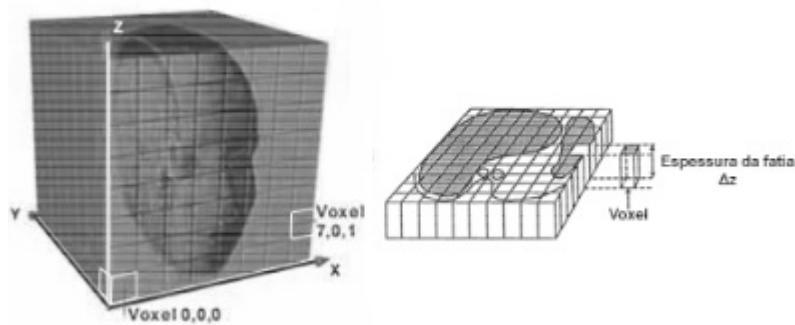


Figura 2.7: Representação de TC em Voxel

## 2.7 Técnicas de Aquisição de Imagens

As técnicas de aquisição de imagens médicas podem ser divididas em invasivas e não invasivas, de acordo com a forma como são obtidas. Os raios-x, ultra-sonografia, tomografia computadorizada e ressonância magnética incluem-se nos métodos não invasivos [19].

### 2.7.1 Tomografia Computadorizada

A tomografia refere-se ao corte de um objeto a partir de dados de transmissão ou reflexão coletados, iluminando o objeto de várias direções diferentes. A primeira aplicação médica utilizou radiografias para formar imagens de tecidos com base no coeficiente de atenuação de raios-x. Mais recentemente, também foram realizadas imagens médicas com radioisótopos, ultra-som e ressonância magnética.

A palavra Tomografia, derivada da palavra grega “Tomos” (“corte” ou “fatia”), e “Grafos” (“escrita”). Essa técnica é altamente dependente de computadores para realização dos cálculos referentes às informações coletadas durante a emissão e rotação dos raios-x, a isso deve-se o nome Tomografia Computadorizada (TC).

Na TC, o feixe de raios-x que atravessa o corpo é muito colimado e fino, reduzindo sobremaneira a produção de raios secundários que degradariam a imagem. Diferentemente do estudo radiológico convencional, os raios-x não impressionam filmes após atravessarem o corpo, mas são captados por detectores de fótons e as medidas de atenuação tissular são calculadas e armazenadas no computador. Tais medidas são feitas em Unidades de Hounsfield (UH) [20].

## 2.8 Dosímetros Termoluminescentes

Alguns materiais cerâmicos, após serem expostos à radiação ionizante e sofrer excitação de um meio material por energia térmica, emitem luz. A este fenômeno, dá-se o nome de radiotermoluminescência ou termoluminescência. A emissão de luz pode resultar de fluorescência, quando ocorre espontaneamente, e de fosforescência, quando é necessário aplicar energia para que ela seja vista. Os dosímetros termoluminescentes (TLDs) são utilizados para medir doses resultantes do fenômeno da termoluminescência, estes podem ser encontrados em diversos formatos e composições. Entre os principais TLD, destacam-se:  $LiF : Mg, Ti$ ;  $CaF_2 : Dy$ ;  $CaSO_4 : Dy$ ;  $CaF_2 : Mn$ ;  $LiF : Mg, P, Cu$ ;  $Li_2B_4O_7 : Mn$ . A Figura 2.8 ilustra alguns tipos de TLDs mais utilizados. Em geral o mais amplamente utilizado em dosimetria é dosímetro composto por fluoreto de lítio em forma de chip, por ser facilmente manipulado e apresenta boas condições de repetibilidade e reprodutibilidade. A importância da termoluminescência para a dosimetria de radiação deve-se ao fato de que a quantidade de luz emitida é proporcional à dose absorvida pelo material irradiado.

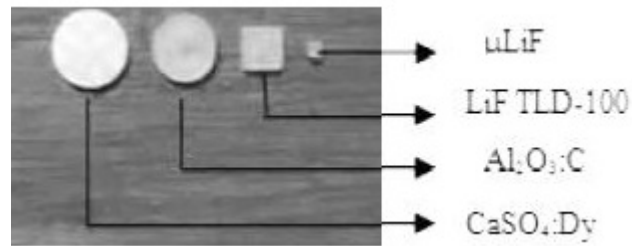


Figura 2.8: Principais Dosímetros Termoluminescentes

Embora muitos compostos cerâmicos possuam propriedades termoluminescentes, um material termoluminescente deve apresentar algumas características específicas para poder ser utilizado como dosímetro. Como características específicas que um dosímetro termoluminescente deve apresentar destacam-se:

- Alta concentração de elétrons ou buracos e alta eficiência de emissão de luz associada com o processo de recombinação;
- Estabilidade de armadilhamento dos elétrons ou buracos nas armadilhas à temperatura em que o material vai ser utilizado;
- Espectro de emissão TL com comprimentos de onda entre 300 e 500 nm, evitando interferência da emissão incandescente, infravermelha, do próprio equipamento de medida;

- Temperatura do pico principal entre 180 e 250 °C;
- Curva de emissão simples, de preferência com um único pico, para maior facilidade de operação e interpretação da leitura.
- Fácil tratamento térmico de reutilização;
- Resistência a alguns fatores ambientais (por exemplo: luz, umidade, solventes orgânicos, poluição e gases);
- Uma resposta que varie linearmente para um amplo intervalo de dose absorvida;
- Baixo custo e facilidade de obtenção.

# Capítulo 3

## Metodologia

### 3.1 Aquisição e segmentação de imagens tomográficas

Os Simuladores de voxel podem ser construídos a partir de imagens DICOM obtidas por tomografia computadorizada ou ressonância magnética. Na construção de um simulador antropomórfico por imagens tomográficas, a qualidade original dos dados é crucial para a representação fiel das estruturas internas do corpo. As imagens fornecem informações detalhadas da anatomia do corpo humano.

O Simulador em voxel construído neste trabalho foi obtido a partir de imagens de tomografia computadorizada do Simulador Antropomórfico Físico Alderson Rando masculino. As imagens em DICOM foram aprimoradas a partir do processo de segmentação automática e manual usando o software 3DSlicer [21].

#### 3.1.1 3D-Slicer

O software 3D-Slicer é uma plataforma de código aberto para processamento e visualização tridimensional de imagens médicas e para pesquisa em terapia guiada por imagem. Construído ao longo de duas décadas com o apoio do **National Institutes of Health** e da comunidade mundial de desenvolvedores, o 3D-Slicer oferece ferramentas gratuitas de processamento de plataforma cruzada para médicos, pesquisadores e o público em geral [21].

#### Principais Módulos do 3D-Slicer

Dentre os diversos módulos que o software 3D-Slicer possui, destacam-se treze módulos principais:

- **Welcome:** O módulo padrão quando o 3D Slicer é iniciado. O painel apresenta opções para carregar dados e personalizar o 3D Slicer. Abaixo dessas opções



estão as caixas suspensas que contêm informações essenciais para o uso do 3D Slicer.

- Annotations: Permite a criação e edição de anotações ou informações suplementares. Atualmente, as réguas e as regiões de interesse (ROIs) são suportadas.
- Markups: Permite a criação e edição de marcações associadas a uma cena.
- Data: lista os objetos atualmente em cena e permite operações básicas como pesquisar, renomear, excluir e mover.
- DataStore: permite que os usuários baixem e carreguem conjuntos de dados.
- DICOM: integra o suporte ao DICOM do CTK e DCMTK.
- Editor: permite a segmentação manual de volumes.
- Models: Carrega e ajusta os parâmetros de exibição dos modelos. Permite ao usuário alterar a aparência e organizar modelos de superfície 3D.
- Scene Views: ferramenta para organizar várias 'exibições ao vivo' dos dados na cena. O usuário pode criar qualquer número de visualizações e parâmetros de controle
- SubjectHierarchy: O módulo SubjectHierarchy atua como um ponto central de organização de dados no Slicer. Os nós da hierarquia de assunto fornecem recursos para os nós de dados subjacentes, incluindo clonagem, transformação em massa, exibição / ocultação em massa, recursos específicos de tipo e operações básicas de nó, como excluir ou renomear.
- Transforms: este módulo é usado para criar e editar matrizes de transformação. Você pode estabelecer essas relações movendo os nós da lista Transformable para a lista Transformed ou arrastando os nós sob os nós Transformation no módulo Data.
- Volume Rendering: fornece visualização interativa de dados de imagem 3D.
- Volumes: Usado para alterar a aparência de vários tipos de volume.

Através do módulo Welcome as imagens do Alderson em DICOM foram importadas para o 3DSlicer. Posteriormente, para a segmentação manual do Simulador Alderson, foi utilizado o módulo Editor do 3D-Slicer, que conta com uma série de ferramentas para a segmentação manual. A Figura 3.1 Apresenta uma visualização

dos módulos de segmentação manual disponíveis no 3DSlicer, com ênfase para os módulos mais utilizados.

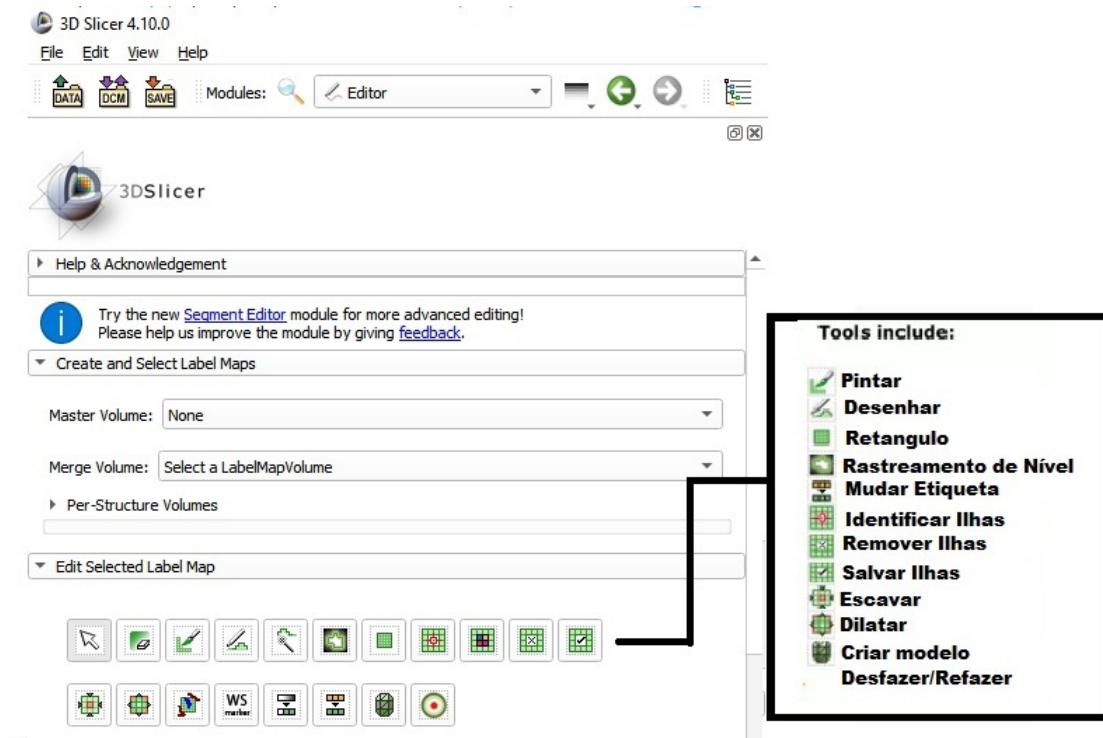


Figura 3.1: Módulos de segmentação manual do software 3DSlicer

## 3.2 Definição da posição dos TLDs Simulados

A posição de cada dosímetro termoluminescente simulado foi selecionada para cobrir os tecidos irradiados e os pulmões do Simulador Alderson submetido a um protocolo padrão de tratamento de radioterapia para câncer de pulmão (Figura 3.2). Trinta TLDs foram selecionados, dispostos em sete fatias. Esses TLDs foram numerados de acordo com a posição geral dos orifícios presentes no simulador físico, a fim de facilitar sua identificação, permitindo comparação adicional com posteriores dados experimentais.



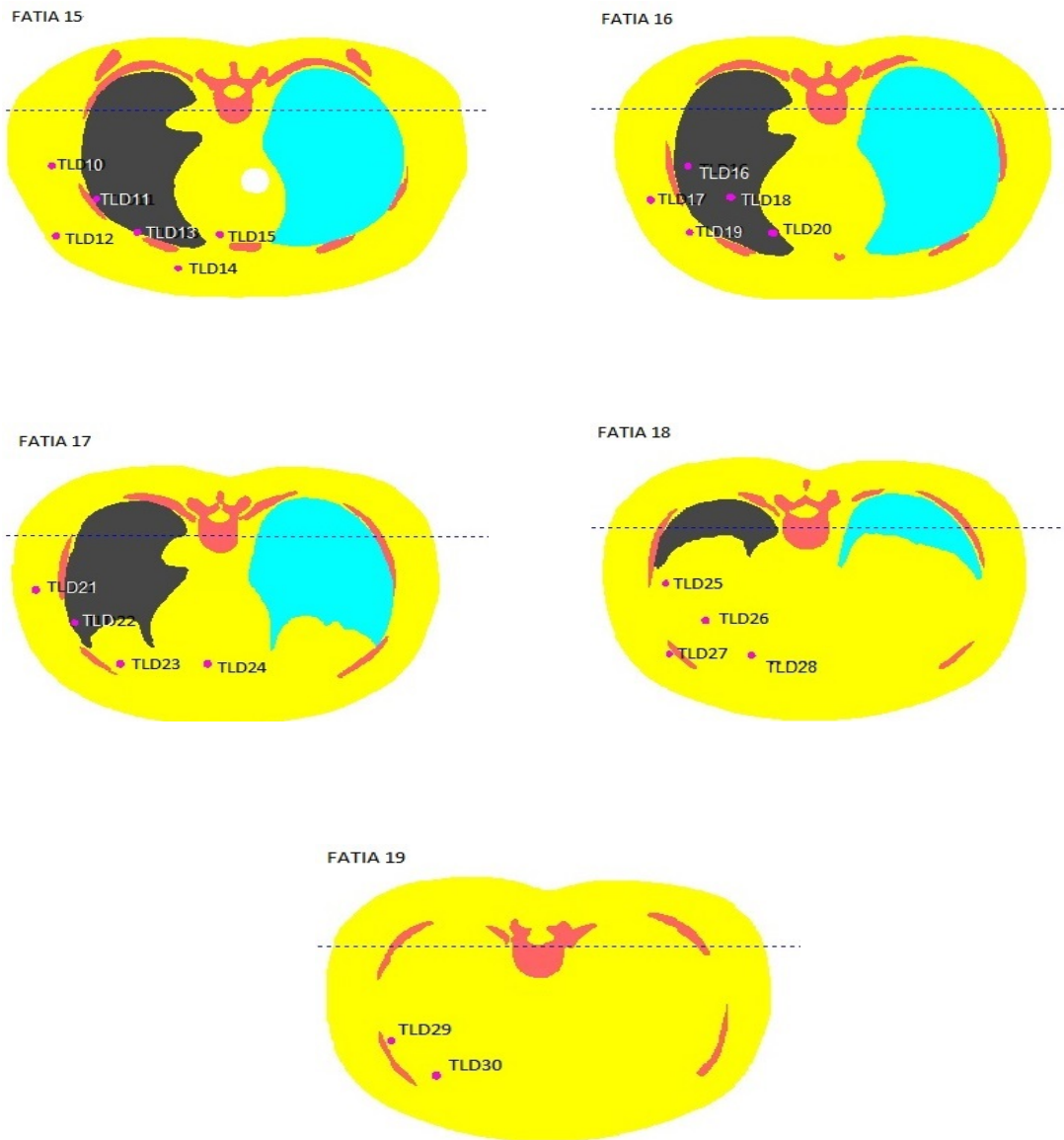


Figura 3.2: Visualização das fatias 13, 14, 15, 16, 17, 18 e 19 com a representação numérica dos TLDS simulados

### 3.2.1 Descrição dos Dosímetros Termoluminescentes

Os dosímetros termoluminescentes, foram descritos utilizando a tally \*F5 (Figura 3.3) que nos permite simular um dosimetro pontual, como o TLD, ou fluxo através de um anel. Dando o resultado em  $MeV/cm^2$ , nos permitindo calcular a deposição de energia em MeV através da área da secção transversal de cada TLD.

```

tlds camada 13
*F15:P 4.7 -4.5 -38 0.16 $tld1
*F25:P 4.7 -7.5 -35 0.16 $tld2
*F35:P 4.7 -10.5 -32 0.16 $tld3
tlds camada 14
*F45:P 2.3 -1.5 -38 0.16 $tld4
*F55:P 2.3 -4.5 -35 0.16 $tumor
*F65:P 2.3 -7.5 -38 0.16 $tld6
*F75:P 2.3 -7.5 -32 0.16 $tld7
*F95:P 2.3 -10.5 -38 0.16 $tld8
*F105:P 2.3 -10.5 -29 0.16 $tld9
tlds camada 15
*F115:P -0.4 -4.5 -38 0.16 $tld10
*F125:P -0.4 -7.5 -35 0.16 $tld11
*F135:P -0.4 -10.5 -38 0.16 $tld12
*F145:P -0.4 -10.5 -32 0.16 $tld13
*F155:P -0.4 -10.5 -26 0.16 $tld14
*F165:P -0.4 -13.5 -29 0.16 $tld15
c tlds camada 16
c *F175:P -2.8 -4.5 -35 0.16 $tld16
c *F185:P -2.8 -7.5 -38 0.16 $tld17
c *F195:P -2.8 -7.5 -32 0.16 $tld18
c *F205:P -2.8 -10.5 -35 0.16 $tld19
c *F215:P -2.8 -10.5 -29 0.16 $tld20
c tlds camada 17
c *F225:P -5.2 -4.5 -38 0.16 $tld21
c *F235:P -5.2 -7.5 -35 0.16 $tld22
c *F245:P -5.2 -10.5 -32 0.16 $tld23
c *F255:P -5.2 -10.5 -26 0.16 $tld24
c tlds camada 18
c *F265:P -7.7 -4.5 -35 0.16 $tld25
c *F275:P -7.7 -7.5 -32 0.16 $tld26
c *F285:P -7.7 -10.5 -35 0.16 $tld27
c *F295:P -7.7 -10.5 -29 0.16 $tld28
c tlds camada 19
c *F305:P -10.3 -7.5 -35 0.16 $tld29
c *F315:P -10.3 -10.5 -22 0.16 $tld30

```

Figura 3.3: Descrição dos Dosímetros Termoluminescentes no arquivo de entrada MCNP

### 3.3 Voxelização do Simulador Antropomórfico Alderson-Rando

Após o processo de segmentação das imagens tomográficas do Simulador Antropomórfico Alderson, utilizou-se o software AMIGOBrachy [22] para converter as imagens DICOM do AR já segmentadas em um arquivo de entrada MCNP. O software AMIGOBrachy oferece a opção de construção de arquivo de entrada em voxel, como mostra a Figura 3.4.

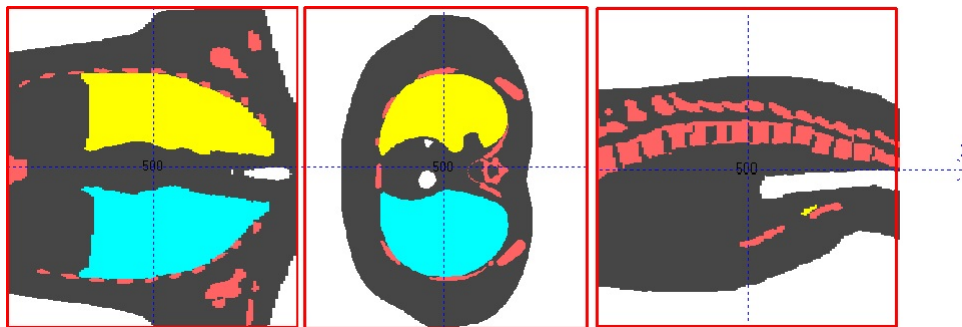
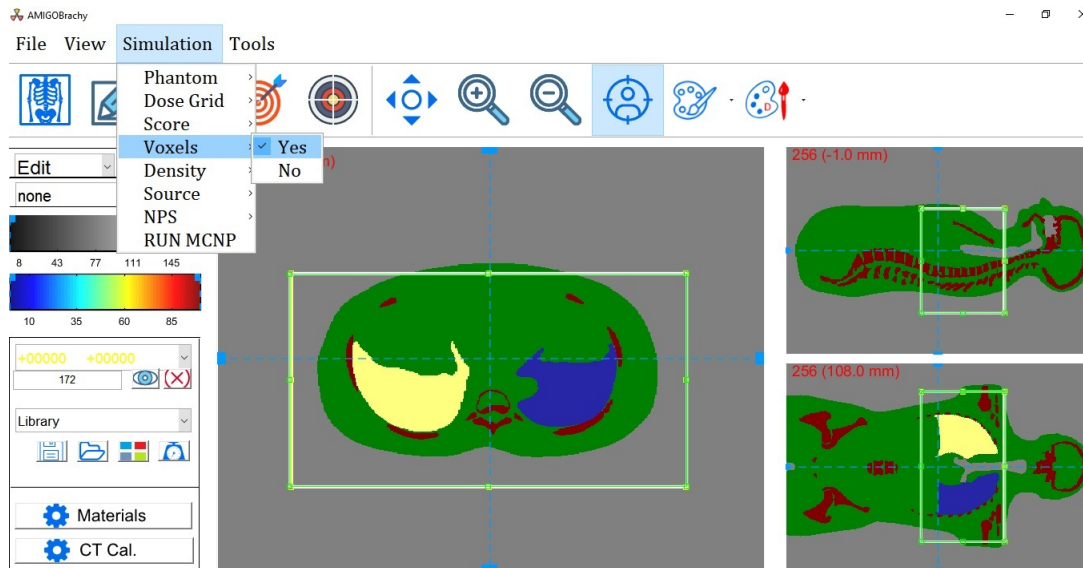


Figura 3.4: Visualização do Simulador Antropomórfico Alderson no software AMIGOBrachy

### 3.4 Código de transporte da radiação utilizado

O código de transporte de partículas MCNP6 foi utilizado, sendo a versão mais recente do código de transporte MCNP, capaz de transportar 37 tipos de partículas. Essa versão pode ser descrita de forma simplificada como uma fusão das versões do MCNP5 e MCNPX. O MCNP6 foi criado pela fusão de linhas de codificação do MCNPX em uma versão LANL do MCNP5 que já havia sido atualizada para usar mais recursos do Fortran 90 e adaptada ao transporte de prótons. Como as linhas do Fortran foram extraídas do MCNPX, conflitos em nomes de variáveis, dimensionalidade e comprimentos do array, blocos comuns, lógica de chamada de sub-rotina, parâmetros conectados, configurações padrão de parâmetros, partículas transportadas, processamento de cartão de entrada, mecânica de compilação e construção e formatos de arquivo de saída foram resolvidos [23].

### 3.5 Códigos de visualização dos dados do input através de imagem

Para a visualização dos dados do input para verificação dos dados presentes no arquivo de entrada do MCNP, foram utilizados dois softwares, o Moritz Geometry tool e o Vised, que permitiram a visualização dos componentes da sala de radioterapia, cabeçote do acelerador linear Siemens Oncor Expression, bem como a visualização do Simulador Alderson Rando já segmentado contendo todos os TLDs simulados.

A visualização do arquivo de entrada foi de extrema utilidade para determinação da posição do AR dentro da sala de radioterapia, descrição das posições dos TLDs utilizados dentro do Simulador AR e posicionamento do feixe útil a 100 cm de distância entre seu início e o isocentro adotado, situado no pulmão esquerdo. A visualização através do moritz também possibilitou a visualização das inclinações do gantry utilizadas para o protocolo de tratamento de câncer de pulmão.

### 3.6 Estimativa do erro relativo no MCNP

O erro relativo, é definido pelo desvio padrão estimado da média  $S_{\bar{x}}$ , dividido pela média estimada  $\bar{x}$ . No MCNP, a quantidade requerida para esta estimativa do erro são calculados após cada história completada pelo método de Monte Carlo. Assim, podemos descrever R como uma medida da boa qualidade dos resultados calculados. O erro relativo R pode ser usado para formar intervalos de confiança sobre o principal valor estimado. Quando próximo a um número infinito de eventos, há uma chance de 68% que o resultado verdadeiro esteja situado na faixa  $\bar{x}(1\pm)$ . O erro relativo R é proporcional a  $\frac{1}{\sqrt{N}}$ , onde N é o número de histórias. Desta forma, para reduzir R à metade, o número de histórias deve ser o quádruplo. O erro relativo é utilizado para a avaliação dos resultados do presente trabalho, e um guia para interpretação do erro relativo pode ser observado na Tabela 3.1.

Tabela 3.1: Tabela Recomendação para interpretação do erro relativo R

Valores de R	Classificação da grandeza calculada
0,5 a 1,0	Não significativa ou descartável
0,2 a 0,5	Pouco significativa ou confiável
0,1 a 0,2	Questionável
< 0,1	Geralmente digna de confiança, exceto para detectores pontuais
< 0,05	Geralmente confiável para detectores pontuais

## 3.7 Simulação computacional com MCNP6

Para o cálculo da dose, 30 TLDs foram simulados entre as fatias 13 e 19 do Simulador Antropomórfico Alderson Rando. Além disso, um dos dosímetros termoluminescentes foi selecionado para simular a dose recebida por um tumor localizado no pulmão esquerdo do paciente. As doses foram calculadas usando o comando tally \*F5, que fornece como resposta fluência por unidade de área. Foram utilizados dois fatores de conversão, o primeiro foi utilizado para obter a dose absorvida por unidade de massa. A conversão foi feita multiplicando o resultado obtido por Tally \*F5 em  $MeV/cm^2$  pela área do TLD e dividindo pela massa do TLD, obtendo o resultado em MeV/g. Posteriormente, o segundo fator de conversão foi utilizado para obter a dose absorvida em J/kg (Gy).

A posição do Simulador AR foi definida de acordo com o planejamento proposto para o tratamento de teleterapia de câncer de pulmão usando as inclinações do *Gantry* e  $0^\circ$ ,  $45^\circ$  e  $180^\circ$  que foram obtidas através o comando \*tr no MCNP. O software Moritz Geometry Toll possibilitou a visualização da geometria descrita no arquivo de entrada do MCNP. Embora a segmentação tenha sido feita utilizando toda a extensão do Simulador Alderson, para fins de redução do tempo de simulação, utilizou-se apenas o tronco do AR, simulando a região definida entre as fatias 13 e 19, que receberão os TLDs.

### 3.7.1 Cálculo de doses

Normalmente o MCNP calcula a dose absorvida assumindo que a energia cinética transferida por partículas carregadas é depositada localmente. Esta condição é satisfeita quando o equilíbrio de partículas carregadas é assegurado [24]. Nesta condição o MCNP pode calcular a dose absorvida através do comando F6, ou dos comandos F4 e F5 utilizando funções de conversão de fluência para dose (comandos DE/DF) que são fornecidas pela literatura.

A simulação do tratamento foi realizada para os três ângulos de inclinação do *Gantry* propostos pelo protocolo de tratamento adotado. O comando utilizado foi o \*F5, que nos permite simular um dosimetro pontual, como o TLD, ou fluxo através de um anel. Dando o resultado em  $MeV/cm^2$ , nos permitindo calcular a deposição de energia em MeV através da área da secção transversal de cada TLD. Como critério de aceitação da simulação, adotou-se o erro relativo, quando este se encontrava baixo (menor que 5%).

Para este trabalho, o procedimento adotado para cálculo de dose seguiu três etapas principais:

- Simulação computacional da modelagem com o AR, de acordo com o protocolo

de tratamento para câncer de pulmão;

- Organização dos dados obtidos pela simulação no MCNP em uma tabela em excel;
- Cálculo de dose equivalente.

Após a simulação, foi gerada uma tabela em excel, para calcular a dose equivalente em cada tld simulado. Os valores de dose foram normalizados pela dose no tumor e somados para obter a dose em cada tld ao final de cada seção de tratamento para as três rotações do *Gantry*. Por fim, a dose equivalente para fótons foi calculada através da multiplicação da dose absorvida pelo peso da radiação para fótons ( $w_R$ ), apresentados na Tabela 2.1.



# Capítulo 4

## Resultados e Discussões

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos no presente trabalho, que podem ser divididos em quatro partes.

- Desenvolvimento da modelagem computacional do Simulador AR
- Criação do Arquivo de Entrada MCNP
- Inserção do Simulador Antropomórfico Alderson Rando à sala de Radioterapia
- Cálculo de Dose equivalente devido a fótons

### 4.1 Desenvolvimento da modelagem computacional do Simulador Antropomórfico Alderson Rando

As imagens do Simulador Antropomórfico Alderson Rando foram obtidas através de tomografias computadorizadas do Simulador físico AR, foram adquiridas 326 fatias no padrão DICOM que varreram toda extensão do simulador físico. Após aquisição das imagens tomográficas, foi iniciado o processo de segmentação, para isso foi utilizado o software 3DSlicer [21]. O processo de segmentação é necessário para definir recursos de interesse nos dados de imagem para quantificação e análise.

O processo de segmentação de imagens consiste na divisão de seus elementos (pixels) em múltiplas regiões, analisando suas características comuns, podendo ser feito automaticamente ou de forma manual, trabalhando fatia por fatia. Embora o 3DSlicer apresente ferramentas que permitem a segmentação automática, na qual o software identifica os diferentes níveis de escala de cinza (Escala de Hounsfield) e relaciona com as características de cada órgão, a perfeição desse processo depende diretamente da qualidade das TCs. Uma vez que muitos fatores como ruído de

imagem, espessura de corte, baixa resolução de contraste e resolução de alto contraste, podem influenciar na qualidade das TCs, o processo de segmentação se torna mais complexo do que a identificação automática dos tons de cinza e correlação com órgãos e tecidos. Sendo assim, o processo manual é indispensável para uma segmentação mais precisa. No processo de segmentação manual todas as 326 fatias do AR foram analisadas separadamente, possibilitando identificar as imprecisões resultantes da qualidade das imagens tomográficas. Neste processo, o número de Hounsfield de cada pixel foi identificado visualmente de forma minuciosa.

A Figura 4.1 mostra a diferença entre as imagens de uma fatia do Simulador AR, é possível evidenciar imprecisões no processo de aquisição da imagem tomográfica, antes da segmentação automática, após segmentação automática e depois da segmentação manual.

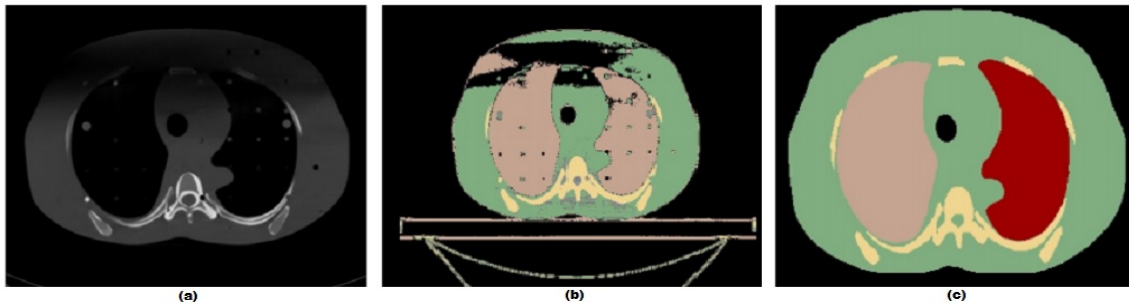


Figura 4.1: Visualização da TC de uma fatia do Simulador AR nas diferentes etapas de segmentação. (a): Antes da segmentação.(b): Após segmentação automática.(c): Após segmentação manual.

O processo de segmentação foi dividido em duas etapas, ambas feitas através do software 3D-Slicer. Inicialmente foi feita a segmentação automática do Simulador AR, que revelou imprecisões durante a aquisição de imagens tomográficas. Assim, foi necessário complementar o processo de segmentação através da a segmentação manual. A segmentação manual foi feita utilizando um atlas anatômico com delineamento das bordas da estrutura óssea, pulmão esquerdo, direito e tecido mole. Para isso, foi necessário trabalhar na melhoria de cada fatia da imagem, identificando o número de Hounsfield de cada órgão ou tecido segmentado separadamente e de forma minuciosa.

Em quase todas as fatias, o 3D-Slicer não foi capaz de identificar o número de UH dos ossos, identificando-os como tecido mole, alguns dos orifícios do AR também foram confundidos com tecido mole ou ossos. Nota-se também que a segmentação automática identificou como pulmão áreas que deveriam ser identificadas como tecido mole. Todas essas imprecisões tornaram o processo de segmentação muito mais demorado e complexo do que o previsto, uma vez que somente através de uma análise

minuciosa de cada uma das 326 fatias, foi possível fazer a identificação correta de cada órgão e tecido que compõem o simulador, conforme apresentado na Figura 4.2.

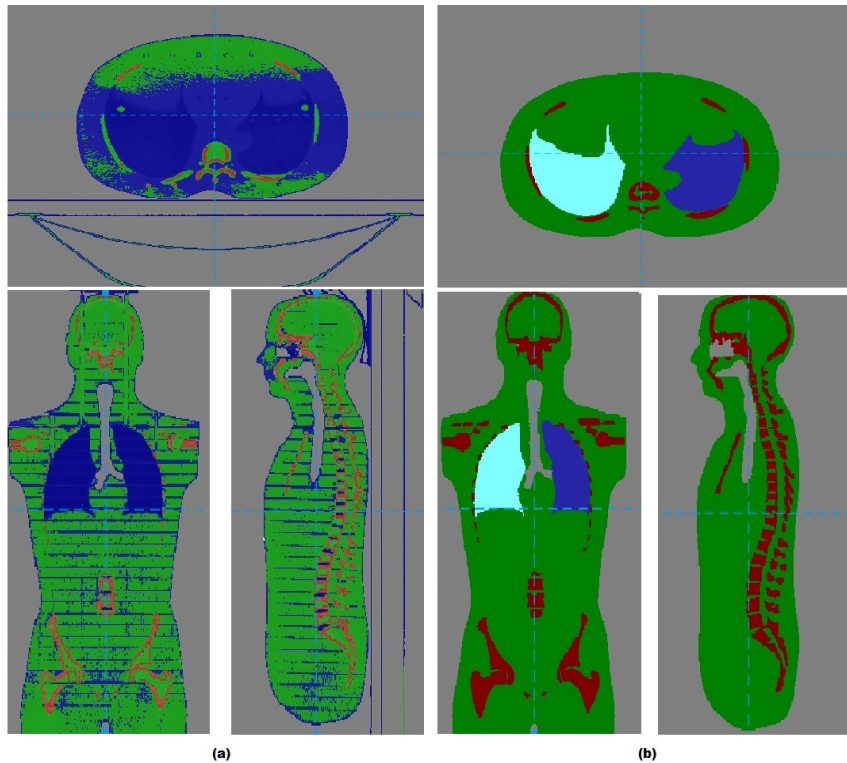


Figura 4.2: Simulador AR com cortes nos planos transversal, sagital e frontal após segmentação automática e manual. (a) Após segmentação automática. (b) Após segmentação manual.

## 4.2 Criação do Arquivo de Entrada MCNP

As imagens obtidas após o processo de segmentação foram salvas no formato DICOM e convertidas em arquivo de entrada MCNP (input) através de dois softwares, AMIGOBrachy e TOMO-MC.

### 4.2.1 TOMO-MC

O Software Tomo-MC pode ler sequências de imagens no formato BMP, sendo assim, foi necessário converter as imagens salvas em DICOM para o formato BMP. A construção do arquivo de entrada através do TOMO-MC foi dividida em três etapas.

- Primeira Etapa: O software identificou os materiais e densidades dos órgãos e tecidos presentes nas imagens tomográficas.
- Segunda Etapa: Foi feita a seleção da região tridimensional em que a simulação será realizada. Nesta etapa foi considerada a pretensão de analisar a dose

equivalente devido fótons para órgãos e tecidos saudáveis circunvizinhos a uma massa tumoral submetida a um tratamento teleterapia e localizada no pulmão direito, sendo assim optou-se pela criação de dois modelos distintos, um selecionando todo o corpo do Simulador AR e outro selecionando como região de interesse apenas o tronco, entre as fatias 13 e 19 do simulador.

- Terceira Etapa: Nesta etapa é definida a geometria da fonte, suas partículas de energia e número de histórias. Como o programa foi inicialmente usado para criar arquivos de entrada para o cálculo de Segurança de Radiação no MCNP, o arquivo gerado utiliza sempre a tally F8 que fornece o resultado como energia absorvida. Uma vez que o nosso interesse era fazer uma análise de dose através da simulação de TLDs, após o TOMO-MC gerar o arquivo de entrada a tally F8 foi substituída pela tally \*F5 que permite simular um dosímetro pontual e fornece o resultado em  $MeV/cm^2$ .

#### 4.2.2 AMIGOBrachy

O software AMIGOBrachy [22] pode ler sequências de imagens em DICOM, dispensando a conversão das imagens para o formato BMP. Assim como o software 3DSlicer [21], o AMIGOBrachy também oferece ferramentas para segmentação manual e automática, entretanto, o processo de segmentação manual ainda apresenta limitações. Optou-se portanto por utilizar o AMIGOBrachy apenas para construção do arquivo de entrada.

Uma vez que as imagens DICOM foram importadas para o AMIGOBrachy, os índices de UH definidos no processo de segmentação no 3DSlicer foram adicionados manualmente para identificação de cada órgão e tecido pelo AMIGOBrachy, em seguida é feita a seleção da região tridimensional em que a simulação será realizada, assim como na segunda etapa do processo de construção de arquivo de entrada através do TOMO-MC, nesta etapa optou-se pela criação de dois modelos distintos, um selecionando todo o corpo do Simulador AR e outro selecionando apenas o tronco, entre as fatias 13 e 19, onde foram posteriormente modelados 30 dosímetros pontuais. Posteriormente, o software permite definir o tamanho de voxel, o tipo de fonte de radiação e o número de histórias. Nesta etapa, optou-se por gerar um arquivo de entrada sem fonte.

Embora os dois softwares tenham sido eficientes, o arquivo de entrada gerado através do TOMO-MC apresentou algumas imprecisões durante a simulação computacional, sendo assim, decidiu-se utilizar apenas o input gerado pelo AMIGOBrachy. Os dois arquivos de entrada, gerados pelo TOMO-MC e AMIGOBrachy, podem ser observados na Figura 4.3.

```

INPUT FILE TO MCNP CREATED BY TOMO_MC 3. Milian 2009. 27/12/2018 16:39:22
c complex lattice
888 0 -401 302 -403 304 -405 306 fill=999 imp:p=1 imp:e=1
889 0 -301 302 -303 304 -305 306 lat=1 u=999 imp:p=1 imp:e=1
fill=0:511 0:511 0:325
255 72521r 1 6r 255 499r 1 22r 255 484r 1 31r 255 475r 1
39r 255 468r 1 44r 255 323r 1 22r 255 117r 1 49r 255 317r 1
27r 255 113r 1 53r 255 307r 1 37r 255 109r 1 58r 255 301r 1
43r 255 105r 1 63r 255 295r 1 48r 255 100r 1 67r 255 292r 1
52r 255 95r 1 70r 255 287r 1 57r 255 92r 1 75r 255 281r 1
62r 255 89r 1 77r 255 277r 1 66r 255 87r 1 80r 255 274r 1
69r 255 84r 1 82r 255 271r 1 73r 255 81r 1 85r 255 267r 1
76r 255 79r 1 88r 255 263r 1 80r 255 76r 1 91r 255 259r 1
83r 255 74r 1 94r 255 256r 1 85r 255 73r 1 95r 255 253r 1
88r 255 71r 1 98r 255 250r 1 90r 255 69r 1 100r 255 248r 1
92r 255 67r 1 102r 255 246r 1 94r 255 65r 1 104r 255 244r 1
95r 255 65r 1 105r 255 241r 1 98r 255 63r 1 107r 255 239r 1
100r 255 62r 1 108r 255 237r 1 102r 255 60r 1 109r 255 236r 1
104r 255 59r 1 110r 255 233r 1 106r 255 58r 1 112r 255 230r 1
109r 255 56r 1 115r 255 227r 1 111r 255 55r 1 116r 255 225r 1
112r 255 54r 1 118r 255 223r 1 114r 255 53r 1 119r 255 221r 1
115r 255 52r 1 121r 255 219r 1 117r 255 51r 1 122r 255 218r 1
118r 255 50r 1 122r 255 217r 1 119r 255 49r 1 124r 255 215r 1
120r 255 48r 1 126r 255 213r 1 122r 255 47r 1 127r 255 211r 1
123r 255 46r 1 129r 255 209r 1 125r 255 45r 1 129r 255 208r 1
126r 255 44r 1 131r 255 206r 1 128r 255 43r 1 132r 255 204r 1
130r 255 41r 1 134r 255 203r 1 130r 255 41r 1 135r 255 201r 1
132r 255 39r 1 136r 255 201r 1 132r 255 39r 1 137r 255 200r 1
133r 255 37r 1 139r 255 198r 1 134r 255 37r 1 139r 255 198r 1
134r 255 36r 1 141r 255 196r 1 136r 255 35r 1 141r 255 195r 1
137r 255 35r 1 142r 255 193r 1 138r 255 35r 1 142r 255 193r 1
138r 255 35r 1 143r 255 191r 1 140r 255 33r 1 144r 255 191r 1
140r 255 33r 1 144r 255 190r 1 141r 255 32r 1 145r 255 190r 1

c Phant.
500 0 501 -502 503 -504 505 -506 fill=999 imp:p=1
600 0 -606 605 -604 603 -602 601 lat=1 u=999 imp:p=1
fill 0:267 0:447 0:325 &
5 14329r 17 7r 5 251r 17 5 17 17r 5 243r 17 27r &
5 236r 17 32r 5 229r 17 40r 5 223r 17 45r 5 217r 17 50r &
5 213r 17 55r 5 209r 17 58r 5 206r 17 62r 5 202r 17 65r &
5 199r 17 69r 5 195r 17 73r 5 191r 17 76r 5 186r 17 81r &
5 183r 17 84r 5 180r 17 87r 5 177r 17 90r 5 175r 17 92r &
5 172r 17 95r 5 170r 17 97r 5 168r 17 99r 5 166r 17 101r &
5 163r 17 104r 5 161r 17 106r 5 159r 17 108r 5 157r 17 110r &
5 154r 17 113r 5 152r 17 115r 5 150r 17 117r 5 148r 17 119r &
5 146r 17 121r 5 144r 17 123r 5 143r 17 124r 5 141r 17 125r &
5 140r 17 127r 5 137r 17 130r 5 135r 17 132r 5 133r 17 133r &
5 132r 17 135r 5 130r 17 136r 5 129r 17 138r 5 127r 17 139r &
5 127r 17 140r 5 125r 17 142r 5 123r 17 143r 5 123r 17 144r &
5 121r 17 146r 5 120r 17 146r 5 119r 17 147r 5 119r 17 148r &
5 117r 17 75r 13 7r 17 66r 5 116r 17 73r 13 11r 17 64r &
5 115r 17 73r 13 15r 17 62r 5 113r 17 72r 13 18r 17 61r &
5 113r 17 71r 13 19r 17 61r 5 112r 17 72r 13 20r 17 61r &
5 110r 17 72r 13 22r 17 60r 5 110r 17 72r 13 22r 17 60r &
5 110r 17 71r 13 24r 17 59r 5 109r 17 72r 13 24r 17 60r &
5 107r 17 73r 13 24r 17 61r 5 106r 17 73r 13 24r 17 61r &
5 105r 17 74r 13 24r 17 61r 5 105r 17 73r 13 25r 17 62r &
5 104r 17 73r 13 25r 17 62r 5 104r 17 74r 13 24r 17 63r &
5 102r 17 75r 13 24r 17 63r 5 102r 17 75r 13 24r 17 63r &
5 102r 17 75r 13 24r 17 64r 5 100r 17 77r 13 23r 17 64r &
5 100r 17 78r 13 22r 17 64r 5 99r 17 81r 13 20r 17 64r &
5 99r 17 84r 13 16r 17 66r 5 98r 17 86r 13 14r 17 66r &
5 97r 17 89r 13 12r 17 67r 5 96r 17 91r 13 9r 17 68r &
5 95r 17 94r 13 6r 17 69r 5 95r 17 172r 5 94r 17 172r &

```

Figura 4.3: Arquivo de Entrada do MCNP. (a): Criado através do Software TOMO-MC. (b): Criado através do Software AMIGOBachy.

### 4.3 Inserção do Simulador Antropomórfico Alderson Rando à sala de Radioterapia

Após a segmentação e criação do arquivo de entrada MCNP, o Simulador antropomórfico Alderson Rando foi inserido à sala de radioterapia, contendo todos os componentes da sala bem como o acelerador linear, como é possível observar na Figura 4.3. Foi feita a modelagem computacional de um protocolo de tratamento para câncer de pulmão obtido a partir do banco de dados de pacientes do Instituto Nacional de Câncer (INCA). Nesta etapa, foram encontrados alguns obstáculos para a inserção do simulador à sala de radioterapia, alguns componentes do acelerador apresentavam conflitos com o Simulador AR, sendo necessário a identificação de cada célula, superfície e material, trocando a numeração dos que apresentavam conflito. Foi necessário também identificar a posição correta do simulador para o tratamento, rotacionando através do cartão \*TR que realiza uma transformação de coordenada na geometria do simulador e do gantry para adequação ao tratamento. Após o posicionamento correto do AR e a eliminação dos conflitos decorrentes da inserção do simulador, optou-se por modelar um protocolo de tratamento dividido em duas fases, compostas por três ângulos de inclinação do gantry. Na primeira fase, o gantry foi rotacionado por dois ângulos, 0° e 180°, utilizando o cartão \*tr

para cada uma das rotações. Na segunda fase, também através do cartão \*TR, rotacionou-se o gantry pelo ângulo de 45°. Para a modelagem do equipamento de radioterapia, foi utilizada o acelerador linear Siemens Oncor, desenvolvido por Reis Junior (REIS JUNIOR, 2014) [1], utilizando a mesma energia para simulação dos feixes de elétrons adotada no trabalho de validação da modelagem do acelerador Siemens, de 6MeV. A Figura 4.4 apresenta o Simulador AR já inserido na sala de radioterapia.

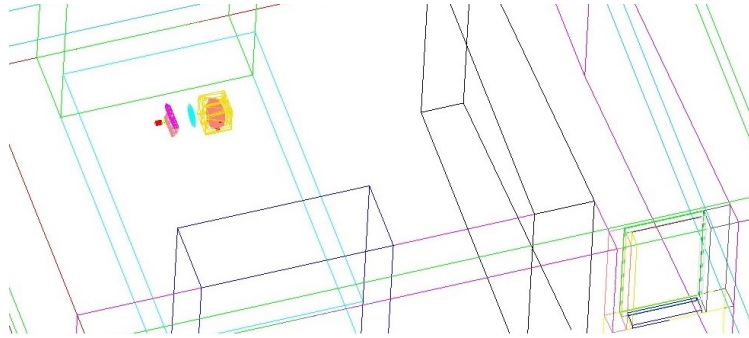


Figura 4.4: Visualização da modelagem da sala de radioterapia com o cabeçote do Siemens Oncor Expression bem como o tronco do Simulador Antropomórfico Alderson.

## 4.4 Cálculo de Dose equivalente devido a fótons

A simulação do tratamento foi realizada para os três ângulos de inclinação do gantry (0°, 45 e 180), seguindo o protocolo de tratamento de câncer de pulmão do Instituto Nacional de Câncer. O comando utilizado foi o \*F5, que nos permite simular um dosímetro pontual, similar ao TLD-100, dando o resultado em  $MeV/cm^2$ , nos permitindo calcular a deposição de energia em MeV através da área da secção transversal de cada TLD. Como critério de aceitação da simulação, adotou-se o erro relativo (menor que 5%). Foram posicionados 30 dosímetros pontuais, sendo o TLD 5, localizado na fatia 14 utilizado para a simulação do tumor.

A Figura 4.5, apresenta os resultados obtidos pela simulação do tratamento adotado para a fatia 13 do simulação AR, onde foram posicionados 3 TLDs, todos na região do pulmão esquerdo e proximidades. O Simulador Alderson Rando é formado por fatias transversais de 2,5cm de espessura, numeradas de forma crescente a partir do todo da cabeça do simulador. As fatias selecionadas neste trabalho estão compreendidas na região do tórax do Simulador AR. A fatia 13, portanto, encontra-se à 2,5cm do isocentro, adotado na posição do TLD 5. O Simulador AR, apresenta orifícios em uma matrix de 3cm x 3cm ideais para inserção de dosímetros TLDs, a posição dos TLDs, respeitou a posição dos orifícios presentes no simulador físico.

Assim, estabelecendo um plano cartesiano centrado no isocentro (TLD 5), observa-se que uma vez que a fatia 13 encontra-se à 2,5cm do isocentro no eixo z, todos os TLDs presentes na fatia 13 também encontram-se à 2,5cm no eixo z do isocentro. Fazendo uma análise do plano xy, observa-se que o TLD 1 encontra-se à 3cm de distância no eixo x e o TLD 2 à 3cm de distancia no eixo y, enquanto o TLD 3 encontra-se à 6cm em ambos os eixos, nota-se que decorrente do TLD estar mais afastado do isocentro, este apresenta uma dose até 45% menor que os demais.

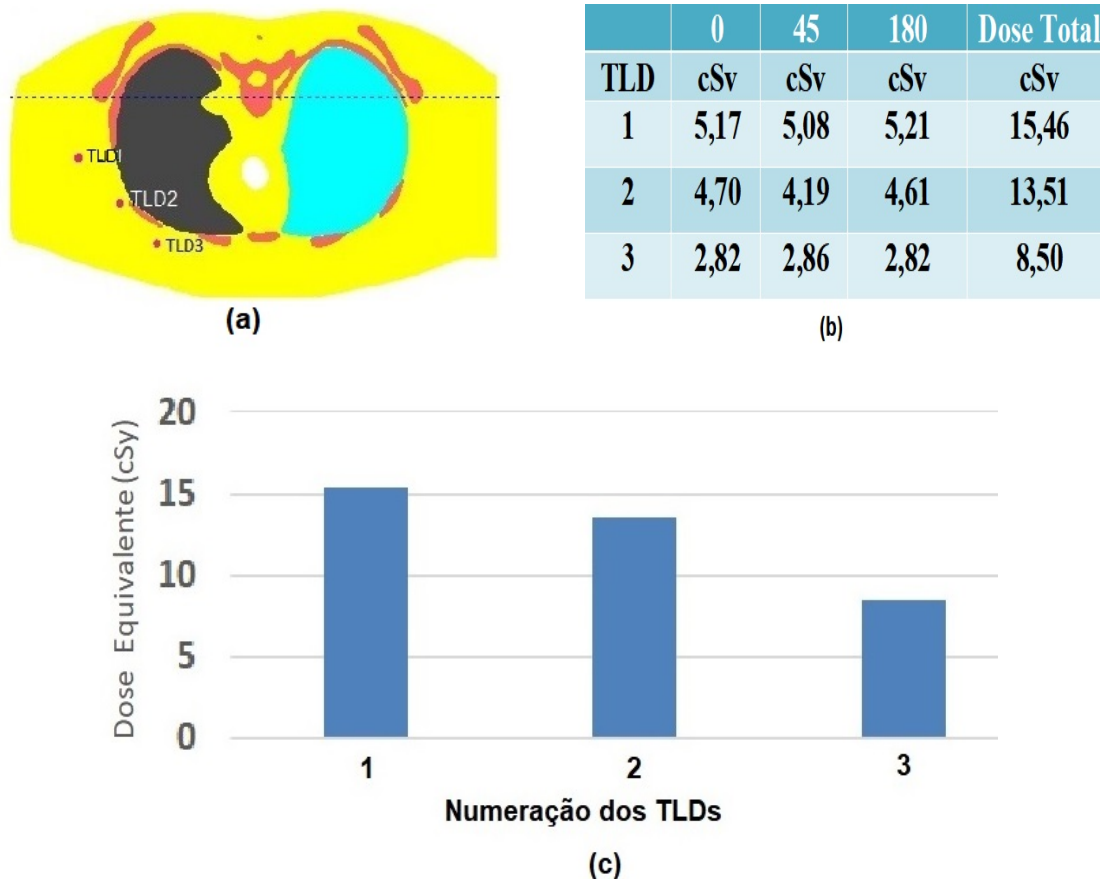


Figura 4.5: Resultados para a Fatia 13. Figura (a): Fatia 13 do Simulador AR. Figura (b): Tabela de Dose Equivalente. Figura (c): Gráfico de Dose Equivalente devido a Fótons.

A Figura 4.6, apresenta os resultados obtidos pela simulação do tratamento adotado para fatia 14 do simulador AR, onde foram posicionados 6 TLDs. A posição do TLD 5 foi escolhida como isocentro, o que se confirma, pois foi o TLD que apresentou maior dose. Comprovando portanto, que a modelagem desenvolvida estava de acordo com o pretendido. Os TLDs 7 e 9 localizados no pulmão esquerdo, encontram-se na mesma direção do feixe terapêutico, apresentando uma dose mais elevada que os demais. A dose equivalente mais baixa encontrada nesta fatia, encontra-se no TLD 8, posicionado à 6 cm do isocentro no eixo x.

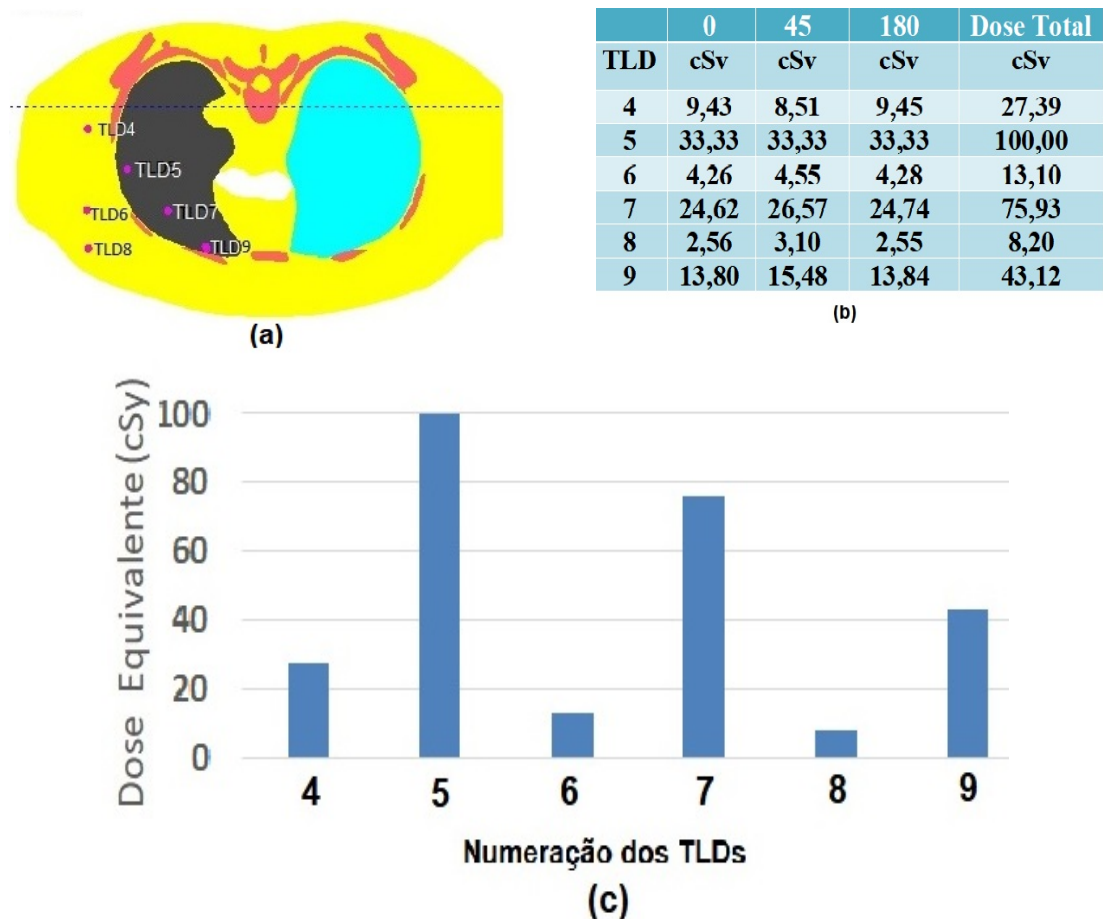


Figura 4.6: Resultados para a Fatia 14. Figura (a): Fatia 14 do Simulador AR. Figura (b): Tabela de Dose Equivalente. Figura (c): Gráfico de Dose Equivalente devido a Fótons.

A Figura 4.7, apresenta os resultados obtidos pela simulação do tratamento adotado para fatia 15 do simulador AR, onde também foram posicionados 6 TLDs. A fatia 15 encontra-se afastada de apenas 2,5cm do isocentro no eixo z, novamente, os TLDs 10, 11, 13 e 14, posicionados na mesma direção do feixe terapêutico, apresentaram uma dose mais elevada. O TLD 15 fora da ideção do eixo terapêutico e posicionado à uma distância de 6cm no eixo y e 3cm no eixo y do isocentro, apresentou dose 90% menor que a maior dose da fatia e 93,8% menor que a dose no isocentro.



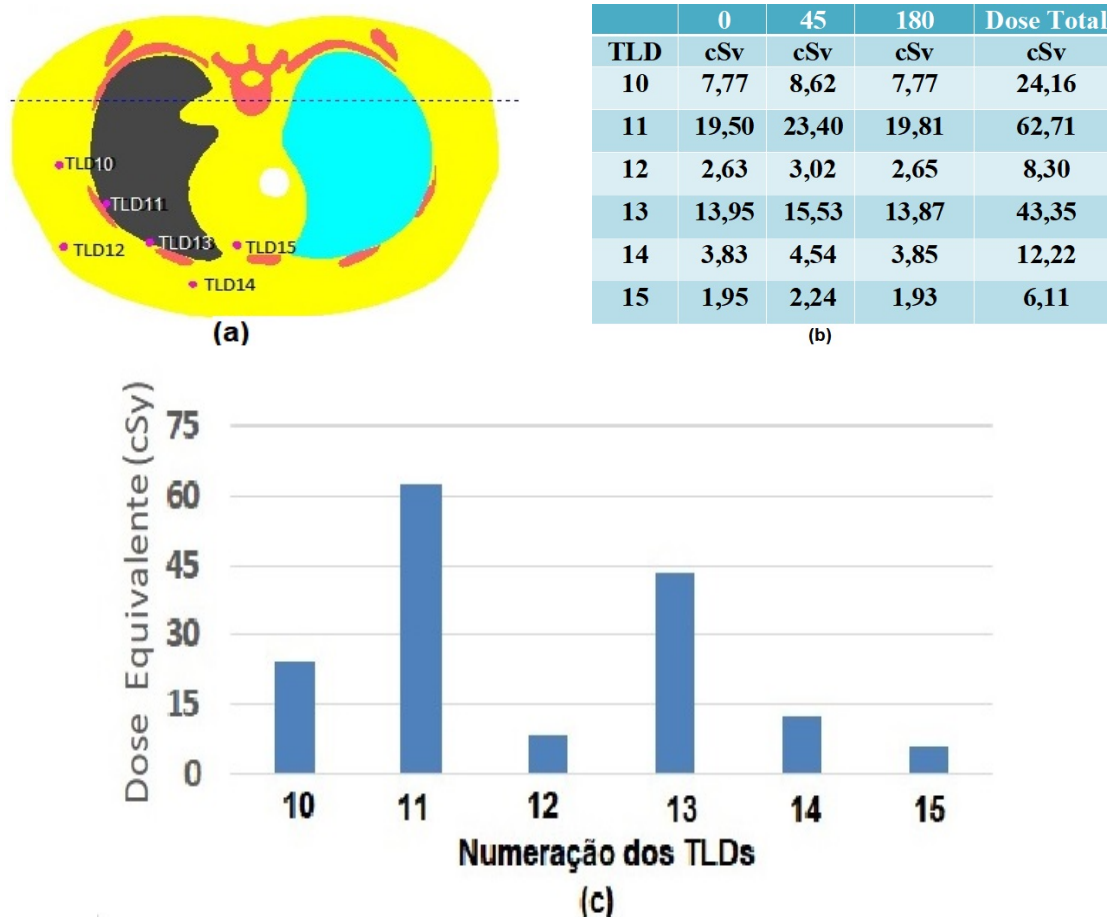


Figura 4.7: Resultados para a Fatia 15. Figura (a): Fatia 15 do Simulador AR. Figura (b): Tabela de Dose Equivalente. Figura (c): Gráfico de Dose Equivalente devido a Fótons.

A Figura 4.8, apresenta os resultados obtidos pela simulação do tratamento adotado para fatia 16 do simulador AR, onde foram posicionados 5 TLDs. Novamente, os TLDs 16, 18 e 20 localizados no pulmão esquerdo e na direção do feixe terapêutico apresentaram uma dose mais elevada que os demais TLDs da fatia 16. O TLD 16, encontra-se na mesma posição no plano xy do isocentro, estando afastado apenas no eixo z, nota-se que este TLD apresentou uma dose muito próxima à dose no isocentro.

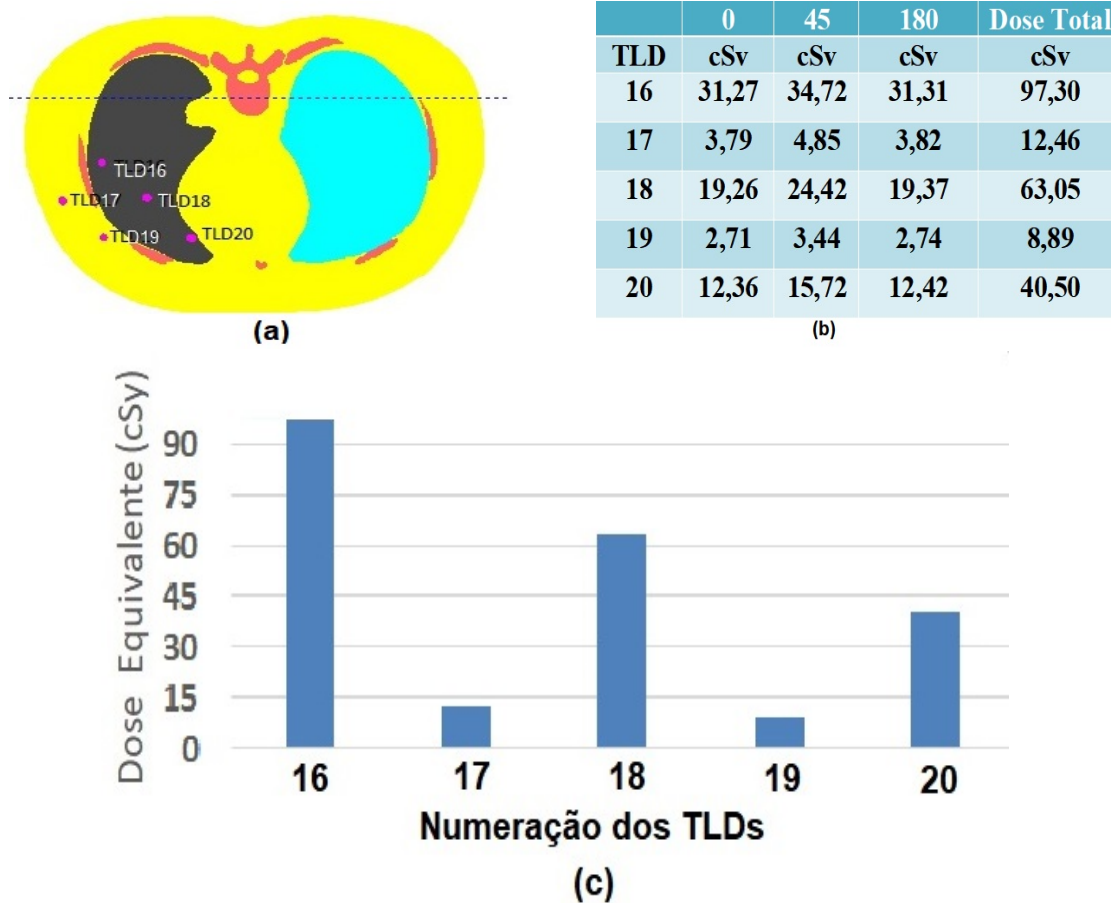


Figura 4.8: Resultados para a Fatia 16. Figura (a): Fatia 16 do Simulador AR. Figura (b): Tabela de Dose Equivalente. Figura (c): Gráfico de Dose Equivalente devido a Fótons.

A Figura 4.9, apresenta os resultados obtidos pela simulação do tratamento adotado para fatia 17 do simulador AR, onde foram posicionados 4 TLDs. Os TLDs 23 e 24 apresentam doses menores, semelhantes aos TLDs localizadas nas fatias 18 e 19, uma vez que se encontram mais distantes do isocentro. O TLD 22 posicionado no pulmão esquerdo, apresentou a maior dose da fatia, com dose até 83,5% maior que a do TLD 23.

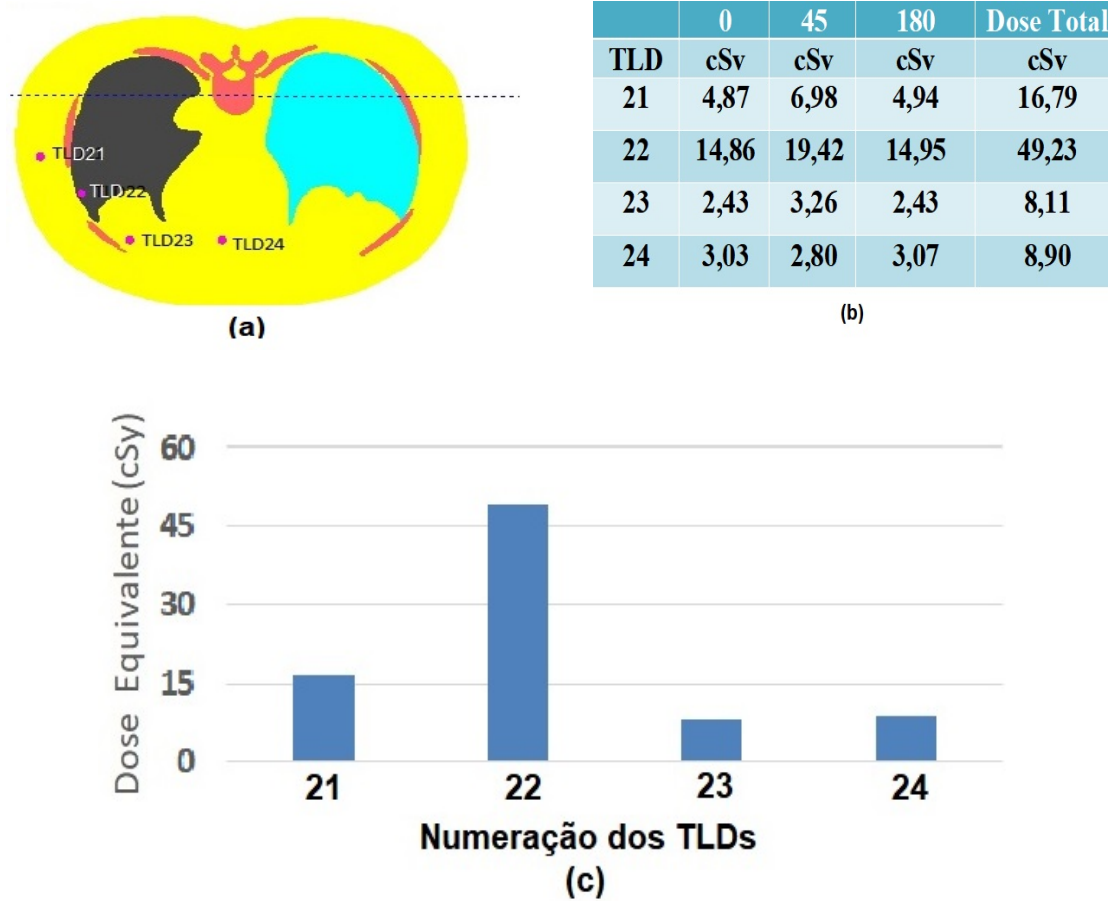


Figura 4.9: Resultados para a Fatia 17. Figura (a): Fatia 17 do Simulador AR. Figura (b): Tabela de Dose Equivalente. Figura (c): Gráfico de Dose Equivalente devido a Fótons.

A Figura 4.10, apresenta os resultados obtidos pela simulação do tratamento adotado para fatia 18 do simulador AR, onde foram posicionados 4 TLDs, todos localizados na região do tecido mole do simulador AR. o TLD 25 apresentou a maior dose da fatia, 58% maior que a menor dose apresentada no TLD 27. Novamente, o TLD com dose mais elevada, encontra-se na mesma posição no plano xy do isocentro e distando de 10 cm no eixo z.

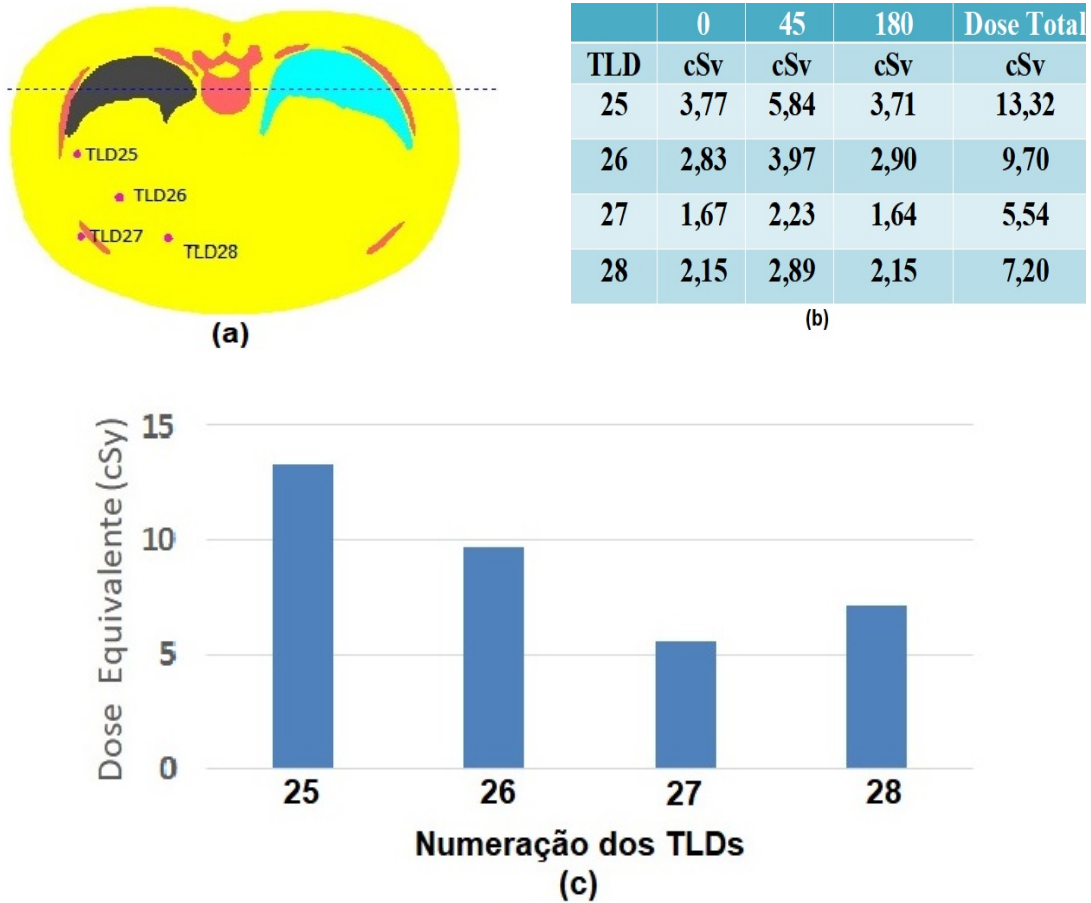


Figura 4.10: Resultados para a Fatia 18. Figura (a): Fatia 18 do Simulador AR. Figura (b): Tabela de Dose Equivalente. Figura (c): Gráfico de Dose Equivalente devido a Fótons.

A Figura 4.11, apresenta os resultados obtidos pela simulação do tratamento adotado para fatia 19 do simulador AR, onde foram posicionados 2 TLDs todos na região de tecido mole. A fatia 19, localizada a 12,5 cm do isocentro, apresentou as menores doses absorvidas entre os 30 TLDs simulados. A dose apresentada no TLD 30 foi aproximadamente 95% menor que a dose no isocentro.

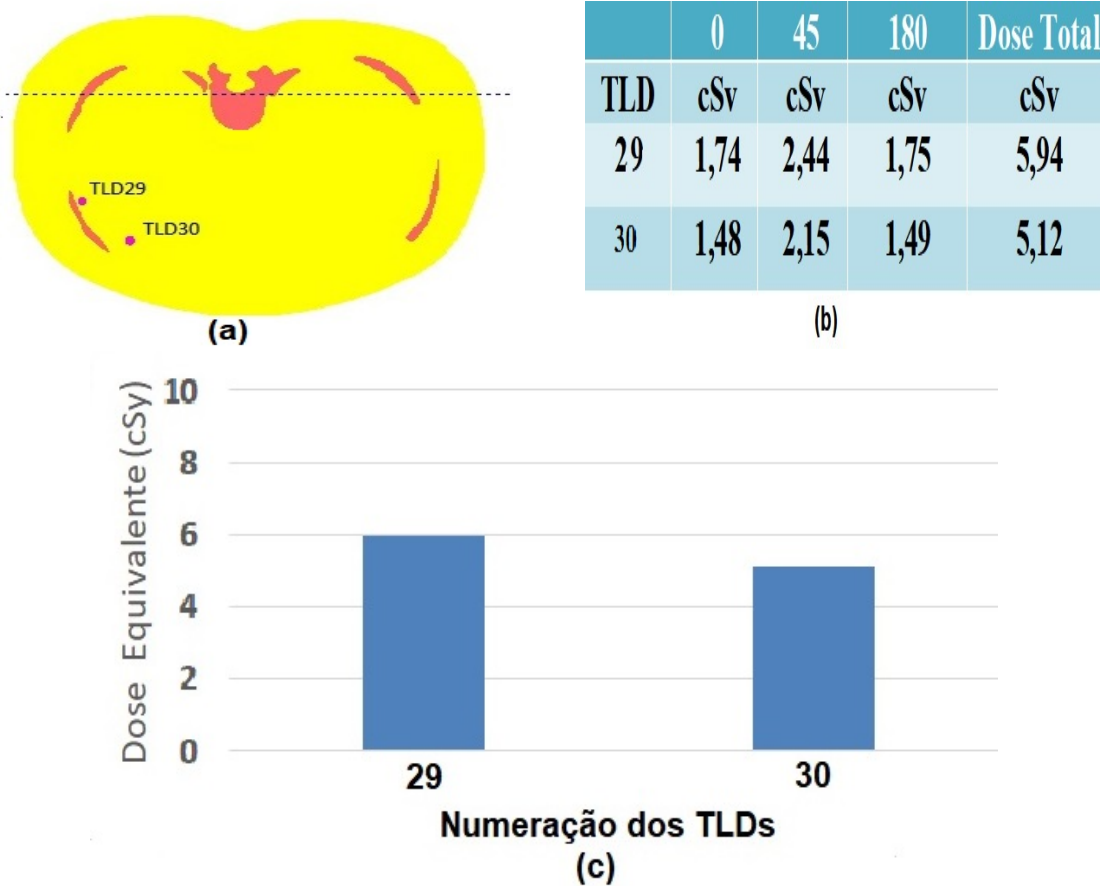


Figura 4.11: Resultados para a Fatia 19. Figura (a): Fatia 19 do Simulador AR. Figura (b): Tabela de Dose Equivalente. Figura (c): Gráfico de Dose Equivalente devido a Fótons.

As fatias selecionadas neste trabalho estão compreendidas na região do tórax do simulador AR. Foram selecionadas imagens tomográficas correspondentes as fatias 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19 do Simulador Alderson, distando uma das outras de 2,5cm no eixo z. Como critério de aceitação da simulação, adotou-se o erro relativo, todas as simulações tiveram um número de histórias superior a  $10^7$  e todas as Tallys apresentaram um erro inferior a 3%. Em todas as fatias analisadas, os TLDs posicionados na região do pulmão esquerdo e mesma direção do feixe terapêutico apresentaram doses mais elevadas. Nota-se também que as fatias mais distantes, 18 e 19, apresentam menores doses, como é possível observar na Figura 4.12, uma vez que encontram-se a pelo menos 10cm de distância do isocentro.

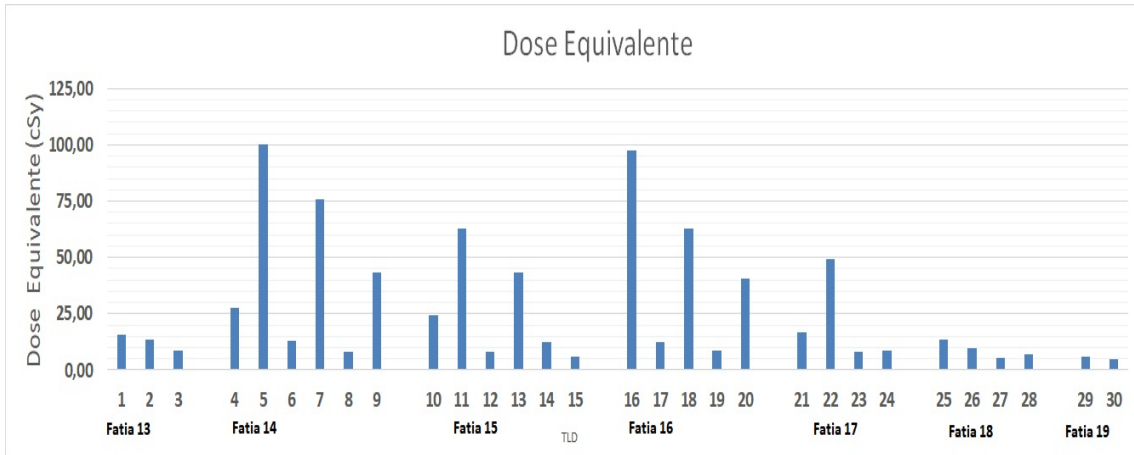


Figura 4.12: Dose Total Equivalente Devido a Fótons

# Capítulo 5

## Conclusões

Este trabalho, teve como objetivo desenvolver uma modelagem computacional do Simulador Antropomórfico Alderson Randro (AR) Masculino para estimativa de doses em radioterapia, utilizando o código de transporte de radiação MCNP6. Para isso, foi feita a voxelização do Simulador AR, através da segmentação de imagens tomográficas do simulador AR físico. Através da modelagem computacional, foi feita uma análise da dose equivalente devido a fótons depositada em TLDs localizados nas proximidades do isocentro, quando submetido à teleterapia.

O processo de segmentação do Simulador Antropomórfico AR se mostrou mais complexo do que o esperado, uma vez que a imprecisão na aquisição das imagens tomográficas tornaram a segmentação automática inviável. O processo de segmentação precisou ser feito de forma manual, analisando pixel por pixel e fatia por fatia. Ao comparar as imagens antes e depois da segmentação manual, conclui-se que a modelagem computacional do simulador AR foi bem desenvolvida.

Para a simulação do tratamento de radioterapia foi adotado o protocolo de tratamento estabelecido pelo INCA para tratamento de câncer de pulmão considerando como isocentro um tumor localizado na fatia 15 e posicionado no pulmão esquerdo do simulador Alderson Rando. O feixe terapêutico foi gerado através do acelerador Siemens Oncor Expression operando com energia de 6 MV utilizando a modelagem desenvolvida por Reis Junior (REIS JUNIOR, 2014)[1] para irradiação em três rotações do cabeçote do acelerador que foram obtidas através do cartão \*TR no MCNP (0°, 45° e 180°), de acordo com o protocolo de tratamento adotado. Todas as estruturas inseridas dentro da sala de radioterapia também foram simuladas. As doses absorvidas foram obtidas pelo comando \*F5 utilizado como dosímetro pontual (semelhante ao TLD-100).

Foram simulados 30 TLDs distribuídos em 7 fatias (13 a 19) do simulador e dispostos em uma matriz 3cm x 3cm posicionados ao redor do tumor. Para essa análise, a tally utilizada foi a \*F5, que fornece como resposta a fluência por unidade de área. Para a análise de dose absorvida foram utilizados dois fatores de conversão,

o primeiro foi utilizado para obter a dose absorvida por unidade de massa em MeV/g. A conversão foi feita multiplicando o resultado obtido por Tally \*F5 em MeV/cm pela área do TLD e dividindo pela massa de cada órgão ou tecido analisado. Obtendo o resultado em MeV/g. Posteriormente, o segundo fator de conversão apresentado na equação foi utilizado para obter a dose absorvida na unidade Gy.

As fatias selecionadas neste trabalho estão compreendidas na região do tórax do simulador AR, distando uma das outras de 2,5cm no eixo z. Como critério de aceitação da simulação, adotou-se o erro relativo, todas as simulações tiveram um número de histórias de superior a  $10^7$  e todas as Tallys apresentaram um erro inferior a 3%. A posição do TLD 5 foi adotada como isocentro, o que se confirma, pois foi o TLD que apresentou maior dose, comprovando que a modelagem desenvolvida estava de acordo com o pretendido. Em todas as fatias analisadas, os TLDs posicionados na região do pulmão esquerdo e mesma direção do feixe terapêutico apresentaram doses mais elevadas. Nota-se também que as fatias mais distantes, 18 e 19, apresentam menores doses, uma vez que encontram-se a pelo menos 10cm de distância do isocentro.



# Referências Bibliográficas

- [1] JUNIOR, J. R., SALMON, H., MENEZES, A., et al. “Simulation of Siemens ONCOR™ Expression linear accelerator using phase space in the MCNPX code”, *Progress in Nuclear Energy*, v. 70, pp. 64–70, 2014.
- [2] ORGANIZATION, W. H., OTHERS. “Global action plan for the prevention and control of noncommunicable diseases 2013-2020. Geneva: World Health Organization; 2013”. 2013.
- [3] ESTIMATIVA, I. “incidência de câncer no Brasil”, *Rio de janeiro: INCA*, 2014.
- [4] ESTIMATIVA, I. “incidência de câncer no Brasil”, *Rio de janeiro: INCA*, 2018.
- [5] DE LIMA, B. C., LOPRETO, C. A. R., JUNIOR, L. C. L. “Modalidades da radioterapia: teleterapia, braquiterapia e radiocirurgia”, .
- [6] DE CASTRO, J. F. L. *Oncologia Oral*. Editora Universitária UFPE, 2001.
- [7] TAUHATA, L., SALATI, P., DI PRINZIO, R., et al. *Radioproteção e dosimetria:fundamentos*. CBPF, 2003.
- [8] “FIOCRUZ,RADIACÃO”. [http://www.fiocruz.br/biosseguranca/Bis/lab\\_virtual/radiacao.html](http://www.fiocruz.br/biosseguranca/Bis/lab_virtual/radiacao.html). Accessed: 2019-09-30.
- [9] MOURÃO, A. P., OLIVEIRA, F. A. D. “Fundamentos de Radiologia e imagem”, *São Caetano do Sul: Difusão*, 2009.
- [10] MARTA, G. N., HANNA, S. A., SILVA, J. L. F. D., et al. “Câncer de próstata localizado: teleterapia, braquiterapia, ou prostatectomia radical?:[Carta ao Editor]”, *Diagn. tratamento*, v. 17, n. 2, 2012.
- [11] GRIMALDI, N., SARMENTO, V., PROVEDEL, L., et al. “Conduta do cirurgião-dentista na prevenção e tratamento da osteorradionecrose: revisão de literatura”, *Rev Bras Cancerol*, v. 51, n. 4, pp. 319–24, 2005.
- [12] THALHOFER, J. L. *MODELAGEM COMPUTACIONAL PARA AVALIAÇÃO DE DOSES DE RADIAÇÃO EM ÓRGÃOS SADIOS DE*

*PACIENTES SUBMETIDOS AO TRATAMENTO DO CÂNCER DE PULMÃO*. Tese de Doutorado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2016.

- [13] DA SILVA JUNIOR, W. F. R. *BLINDAGEM PARA PROTEÇÃO DE PACIENTES CONTRA NÊUTRONS GERADOS NOS ACELERADORES LINEARES UTILIZADOS EM RADIOTERAPIA*. Tese de Doutorado, UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO, 2008.
- [14] BELLEZZO, M. *Desenvolvimento de um software de Monte Carlo para transporte de fótons em estruturas de voxels usando unidades de processamento gráfico*. Tese de Doutorado, Universidade de São Paulo, 2014.
- [15] WATERS, L. S., OTHERS. “MCNPX user’s manual”, *Los Alamos National Laboratory*, 2002.
- [16] MASHNIK, S. G. “Validation and verification of MCNP6 against high-energy experimental data and calculations by other codes. II. The LAQGSM testing primer”, *LANL Report LA-UR-11-05627*, 2011.
- [17] XU, X. G., ECKERMAN, K. “Computational phantoms for radiation dosimetry: a 40-Year history of evolution”, *Handbook of anatomical models for radiation dosimetry*, v. 1, pp. 3–41, 2010.
- [18] KRAMER, R., VIEIRA, J., KHOURY, H., et al. “All about MAX: a male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry”, *Physics in Medicine & Biology*, v. 48, n. 10, pp. 1239, 2003.
- [19] DE CONCLUSÃO, P. P. O. T. *TÍTULO: BUSCA DE IMAGENS BASEADA NO CONTEÚDO: APLICAÇÃO EM IMAGENS MÉDICAS ÁREA: Inteligência Artificial Palavras-chave: Redes neurais. Processamento de imagens. Similaridade. Imagens médicas*. Tese de Doutorado, UNIVERSIDADE REGIONAL DE BLUMENAU.
- [20] SILVA, A. C. “Algoritmos para Diagnostico Assistido de Nodulos Pulmonares Solitarios em Imagens de Tomografia Computadorizada”, *Rio de Janeiro: PUC*, v. 1, n. 1, 2004.
- [21] FEDOROV, A., BEICHEL, R., KALPATHY-CRAMER, J., et al. “3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network”, *Magnetic resonance imaging*, v. 30, n. 9, pp. 1323–1341, 2012.
- [22] FONSECA, G. P., ANTUNES, P. C., YORIYAZ, H., et al. “A brachytherapy model-based dose calculation algorithm-AMIGOBrachy”, 2013.

- [23] GOORLEY, J. T., JAMES, M. R., BOOTH, T. E., et al. *Initial MCNP6 release overview-MCNP6 version 1.0*. Relatório técnico, Los Alamos National Lab.(LANL), Los Alamos, NM (United States), 2013.
- [24] GOORLEY, T., OLSHER, D. “Using MCNP5 for medical physics applications”. In: *American Nuclear Society Topical Meeting–Monte Carlo*, pp. 17–21, 2005.