# UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR

# COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR CENTRO REGIONAL DE CIÊNCIAS NUCLEARES DO NORDESTE

Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares

# SIMULAÇÃO DE UM TRATAMENTO RADIOTERÁPICO CRÂNIO-ESPINHAL EM UM FANTOMA DE VOXEL INFANTIL UTILIZANDO ESPAÇOS DE FASE REPRESENTATIVOS DE UM ACELERADOR LINEAR

#### PATRICIA NEVES CRUZ DOS SANTOS

Orientador: Prof. Dr. Fernando Roberto de

**Andrade Lima** 

Co-orientador: Prof. Dr. José Wilson Vieira

Recife, PE Junho, 2016

#### PATRICIA NEVES CRUZ DOS SANTOS

# SIMULAÇÃO DE UM TRATAMENTO RADIOTERÁPICO CRÂNIO-ESPINHAL EM UM FANTOMA DE VOXEL INFANTIL UTILIZANDO ESPAÇOS DE FASE REPRESENTATIVOS DE UM ACELERADOR LINEAR

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares para obtenção do título de Mestre/Doutor em Ciências, Área de Concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

Orientador: Prof. Dr. Fernando Roberto de

**Andrade Lima** 

Co-orientador: Prof. Dr. José Wilson Vieira

Recife, PE Junho, 2016

# LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1- (a) Tratamento de Teleterapia e (b) Tratamento de Braquiterapia	13
Figura 2- Diagrama esquemático de um tubo acelerador.	14
Figura 3- Esquema da série de discos paralelos.	15
Figura 4- Principais componentes do Linac.	16
Figura 5- Paciente posicionado em decúbito ventral para tratamento de Meduloblast	ıoma
imobilizado utilizando uma mascara termoplástica. Os desenhos no corpo representa	am as
delimitações dos dois campos espinhais	17
Figura 6- Diagrama de projeção dos campos crânio-espinhal: (a) campos craniais bilater	rais e
(b) vista lateral de dois campos espinhais onde as setas indicam o isocentro. N	Vessa
imagem, o campo cranial foi rotacionado para alinhar com a borda divergente do ca	ampo
da coluna espinhal.	17
Figura 7- Vista externa e secção transversal da série de fantomas ORNL	20
Figura 8- Fantomas antropomórficos ADAM e EVA.	20
Figura 9- Série B dos Fantomas de voxel. Fantoma de 9 meses, de 4, 8, 11 e 14	anos
respectivamente.	22
Figura 10- Os Fantomas híbridos da Universidade da Flórida.	23
Figura 11- A Família Virtual: Fantoma adulto masculino, fantoma adulto feminino, 11 a	nos e
6 anos, respectivamente	23
Figura 12- Fantomas híbridos Iranianos de 11 anos, (a) modelo masculino e (b) mo	odelo
feminino	24
Figura 13- Vista anterior dos fantomas mesh (a) RPI-AM e (b) RPI-AF	25
Figura 14- Versões <i>mesh</i> e voxel dos fantomas MASH e FASH, respectivamente	26
Figura 15- Fantomas mesh infantis: (a) modelos masculinos 5 e 10 anos, (b) mo	delos
femininos 5 e 10 anos.	26
Figura 16- Fantomas mesh hermafroditas de recém-nascido e 1 ano de idade,	27
Figura 17- Vista frontal e lateral do fantoma mesh MARIA	28
Figura 18- Ilustração do modelo de simulação MC utilizado para aplicações radioterápica	ıs. 31
Figura 19- Interface gráfica do software Autodesk 3D Max	32
Figura 20- Interface gráfica do software DIP.	33

Figura 21- a) Acessórios do modelo <i>mesh</i> feminino, b) Vista frontal e lateral do modelo
contendo cabelo e c) Vista frontal e lateral dos Olhos, cílios, sobrancelha, dentes e
língua35
Figura 22- Objetos 3d do abdômen (a) e Sistema reprodutor feminino (b)
Figura 23- Vista anterior da superfície do modelo feminino infantil
Figura 24- Visualização lateral e frontal da junção das estruturas
Figura 25- Ferramenta <i>SoftSelection</i> aplicada na modelagem da cabeça
Figura 26- Menu MAX do Autodesk 3d
Figura 27- Menu de conversão do DIP para um arquivo TXT
Figura 28- Caixa de diálogo com o número de fatias inserido para criar pilhas *.SGI40
Figura 29- (a) Menu para troca de IDs e (b) Caixa de diálogo onde são informados o ID
Velho e ID Novo41
Figura 30- Caixa de diálogo para adição do contorno
Figura 31- Junção das estruturas: Pele (tecido mole), Músculo ,Tecido Adiposo e Glandular
dos Seios em um arquivo .sgi. Visualização da Fatia 326
Figura 32- Caixa de diálogo padrão onde são inseridos os dados para adição de Linfonodos
em uma região
Figura 33- Menu de adição de linhas, colunas e/ou fatias em uma pilha de imagem SGI44
Figura 34- Caixa de diálogo onde são inseridas a quantidade para adição de linhas, colunas
e/ou fatias44
Figura 35- Caixa de diálogo com os dados de entrada para adicionar Pele45
Figura 36- Parte do arquivo de teste PhSp
Figura 37- Parte do arquivo <i>Linac.txt</i>
Figura 38- Distâncias envolvidas no cálculo da variável F para o MCE SARA_LD48
Figura 39- Arquivo de entrada SARA_LD.egsinp com os parâmetros utilizados na simulação.
50
Figura 40- Valores dos componentes e densidade do Osso Cortical para um indivíduo adulto
de acordo com a publicação da ICRU 44 no código EGSnrc50
Figura 41- Elemento químico, percentual por massa dos elementos, densidade e energia para
fótons e elétrons preenchidas no PEGS Data no EGSnrc
Figura 42- Parte do arquivo da seção de choque gerada para o Osso Cortical infantil52
Figura 43- Menu para conversão de um arquivo *.sgi em um arquivo *.data53

Figura 44-Arquivo *.mortram modificado no valor da densidade do Osso Cortical e nas
dimensões do fantomas, sendo Xmac o número de linhas, Ymac de colunas e Zmac de
fatias do fantoma SARA somados com +2 para o MCD SARA_LD54
Figura 45- Adição do Músculo Abdominal ao modelo Muscular
Figura 46-Vista lateral antes (a) e depois (b) do uso da ferramenta uniform Scale56
Figura 47- Resultado final da modelagem do pé e uso da ferramenta57
Figura 48- Figura Visualização lateral e frontal do fantoma SARA em <i>mesh.</i>
Figura 49- Fatia 459 do órgão Estômago sem conteúdo (a) e com conteúdo (b)58
Figura 50- Distribuição uniforme de Linfonodos na região do abdômen (fatia 479)58
Figura 51- Visualização da Fatia 66 após adição da Pele. Na imagem estão presentes o Tecido
Mole, Músculo, Osso do Crânio e Cérebro
Figura 52- Estruturas do fantoma SARA em voxel
Figura 53- Vista lateral do fantoma SARA com os seguintes órgãos: Cérebro, Olhos,
Glândulas Salivares e Tireóide. O isocentro está indicado na imagem62
Figura 54- Vista frontal do fantoma SARA com os seguintes órgãos: Cérebro, Fígado e Baço.
O isocentro está indicado na imagem63

# LISTA DE TABELAS

Tabela 1- IDs dos órgãos e conteúdos
Tabela 2- Fontes disponíveis para uso no EGSnrc com ênfase na substituição da fonte 13
Isotrópica num Plano Circular pelo Linac47
Tabela 3- Composição do elemento e a densidade de massa do osso cortical51
Tabela 4- órgãos e Tecidos Radiossensíveis e seus fatores de peso ICRP 10359
Tabela 5-Dados das estruturas do Fantoma SARA na versão voxelizada
Tabela 6- Análise do número de partículas de fluências entre as duas projeções (LD e LE)62
Tabela 7- Avaliação dos órgãos próximos ao plano do isocentro
Tabela 8- Avaliação dos órgãos distantes do plano do Isocentro
Tabela 9- Valores de D/INAK e o coeficiente de variância dos órgãos e tecidos presentes no
fantoma SARA65

# Sumário

1. INTRODUÇÃO	9
2. REVISÃO DE LITERATURA	11
2.1 Tumores do Sistema Nervoso Central Infantil	11
2.2 Conceitos de Radioterapia	12
2.1.1 Aceleradores Lineares (Linacs)	14
2.1.2 Técnica Radioterápica Crânio-Espinhal	16
2.2 Modelos Computacionais de Exposição	18
2.2.1 Fantomas Antropomórficos	
2.2.1.1 Fantomas Matemáticos	19
2.2.1.2 Fantomas Tomográficos (de voxel)	21
2.2.1.3 Fantomas Hibridos	22
2.2.1.3 Fantomas Mesh	24
2.2.2 Método Monte Carlo em Dosimetria Numérica	28
2.2.2.1 Principais Códigos MC para uso em Dosimetria Numérica	29
2.2.3 Algoritmo de Fonte Radioativa	30
2.3 Simulação Monte Carlo na Radioterapia	31
2.4 Softwares para uso em Dosimetria Numérica	32
3. MATERIAL E MÉTODOS	34
3.1 Materiais	34
3.2 Metodologia	36
3.2.1 Processo de construção do Fantoma	36
3.2.1.1 Desenvolvimento do Fantoma <i>mesh</i>	36
3.2.1.2 Desenvolvimento do fantoma em voxel	38
3.2.2 Processo de desenvolvimento da fonte Acelerador Linear	45
3.2.1.1 Geração do Espaço de Fase	45
3.2.1.3 Implementação da fonte Acelerador Linear ao Código de usuário no EGSnrc	46
3.2.3 Modificação na seção de choque	50
3.2.4 Acoplamento do fantoma de voxel ao código EGSnrc	53
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO	55
4.1 Resultados do fantoma SARA em mosh	55

4.2	Resultados do fantoma SARA na versão voxel	58
4.3	Avaliações Dosimétricas	62
5. CO	NCLUSÃO E PERSPECTIVAS	66
REFE	RÊNCIAS	67

# 1. INTRODUÇÃO

Neoplasias são alterações celulares que causam o crescimento descontrolado de um determinado grupo celular gerando um novo crescimento tecidual, sendo classificada em tumores benignos ou malignos. Entre as neoplasias pediátricas mais comuns, os tumores do Sistema Nervoso Central (SNC) representam o segundo grupo mais frequente na infância (SALVAJOLI, 2013). É estimado que cerca de 8% a 15% das neoplasias pediátricas sejam representadas por esse grupo e ocorram principalmente em indivíduos menores de 15 anos, com maior incidência aos 10 anos de idade (INCA, 2014).

A Radioterapia é uma especialidade clínica terapêutica que tem como objetivo usar radiação ionizante na destruição células neoplásicas causando o mínimo de dano possível aos tecidos saudáveis adjacentes a região tumoral. A técnica radioterápica crânio-espinhal é empregada em tratamentos de Meduloblastoma e de outros tumores cerebrais que tendem a se espelhar através do líquido Cefalorraquidiano. Essa técnica é realizada com dois campos craniais bilaterais e um ou dois campos espinhais postero-anterior. Segundo o documento da ICRU 50 (Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação), a posição do paciente para irradiação crânio-espinhal é deitado em decúbito ventral utilizando uma máscara termoplástica como acessório para imobilização (ICRU 50, 1993).

Em dados disponíveis na literatura é possível encontrar registros de pacientes pediátricos que sobreviveram a tratamentos radioterápicos do SNC e evoluíram com algum tipo de sequela radioinduzida (GOLDBERG, 2003) (SILVA, 2007) (SALVAJOLI, 2013) (DEMASI, 2015). A idade é um fator importante para possíveis efeitos da radiação e avaliar a distribuição de dose em tratamentos radioterápicos pediátricos é necessário.

Para avaliações dosimétricas em proteção radiológica, não é possível experimentos em seres humanos, por isso são desenvolvidos Modelos Computacionais de Exposição (MCE) que permitem simular a interação da radiação com a matéria através de códigos de transporte de radiação. Um MCE é composto por uma geometria simuladora (Fantoma Antropomórfico, por exemplo), um Código Monte Carlo (MC) e um algoritmo de fonte radioativa.

Fantomas computacionais Antropomórficos são modelos que simulam o corpo humano e apresentam detalhes anatômicos bem definidos. O desenvolvimento de fantomas computacionais pediátricos representa uma parte importante na construção de um MCE, levando em consideração que, muitos dos órgãos e tecidos radiossensíveis ainda estão em desenvolvimento (LIMA, 2011a) (CASSOLA et al., 2013) (AKHLAGI et al., 2013).

O trabalho tem como objetivo desenvolver MCEs nomeados de SARA\_X¹ e avaliar a distribuição de dose em órgãos e tecidos radiossensíveis, segundo a publicação da ICRP 103 (2007) no tratamento radioterápico crânio-espinhal. Para caracterizar a geometria, foi desenvolvido um fantoma *mesh* feminino da idade de 15 anos nomeado SARA (Simulador Antropomórfico para Dosimetria das Radiações Ionizantes em Adolescentes) e acoplado ao código MC EGSnrc (KAWRAKOW, 2013). A fonte representa um Acelerador Linear (Linac) e foi implementada no código de usuário do SARA\_X. Um arquivo espaço de fase (PhSp) foi gerado no software Quimera (OLIVEIRA, 2016) e lido pelo código de usuário. As análises dosimétricas foram feitas por meio do coeficiente de conversão entre dose absorvida/kerma incidente no ar (D/INAK; INAK = INcident Air Kerma) medida a partir da fluência através de uma esfera de raio 5 cm com centro no isocentro do Linac.

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> A parte X do nome SARA\_X indica as projeções dos feixes de fótons.

### 2. REVISÃO DE LITERATURA

Neste item de revisão estão abordados em tópicos e subtópicos os referenciais teóricos acerca do tema.

#### 2.1 Tumores do Sistema Nervoso Central Infantil

O Sistema Nervoso (SN) é formado pelo Sistema Nervoso Central (SNC), Sistema Nervoso Periférico (SNP) e pelo Sistema Nervoso Autônomo (SNA), que juntos coordenam as atividades do corpo humano (SANTOS, 2009). O SNC é composto pelo Encéfalo (Cérebro, Cerebelo e Tronco Encefálico) e Medula Espinhal, que são protegidos pelo Crânio e Coluna Vertebral, respectivamente. Esse sistema é responsável por receber informações do corpo, coordenar e controlar as atividades, assimilar experiências como: memória, aprendizado, inteligência e orientar o corpo humano em relação aos ambientes internos e externos (GRAFF, 2003).

A palavra neoplasia significa "nova formação" e pode ser definida como alterações celulares que causam o crescimento autônomo e descontrolado de um conjunto celular. Com o surgimento de células neoplásicas, é gerado um novo crescimento tecidual, de células geneticamente modificadas, que podem ser classificadas como tumores benignos ou malignos de acordo com o efeito que causam no organismo. Os tumores do SNC são considerados raros, mas atualmente vem ganhando importância devido o aumento, ao longo dos anos, da sua incidência e pela sua alta letalidade (GASPARINI, 2010).

Entre as neoplasias pediátricas mais comuns, os tumores do SNC representam o segundo grupo mais frequentes na infância (SALVAJOLI, 2013). É estimado que cerca de 8% a 15% sejam representadas por este grupo e ocorrem principalmente em indivíduos menores de 15 anos, com maior incidência aos 10 anos de idade (INCA, 2014). A mortalidade causada por esse tipo de neoplasia está entre as mais altas dos cânceres pediátricos (MICHALOWSKI, 2012), sendo responsável por 9,8% dos casos entre 15 a 19 anos (BARROS, 2018). No ano de 2011, 2.812 óbitos de crianças e adolescentes foram relacionados ao câncer infantil, e as neoplasias, em geral, consistiram na causa da morte de 7% entre 1 a 19 anos (INCA, 2014).

Os principais e mais frequentes tipos de neoplasias do SNC na infância são: Astrocitomas de Baixo Grau (38% do total), seguidos pelo Meduloblastoma (15% com maior probabilidade em indivíduos menores de 15 anos), tumores do Tronco Cerebral (10%),

Ependimoma (9%), Gliomas Malignos (6%), Craniofaringioma (6%), Tumores Embrionários –PNET (tumores Neuroectodérmicos primitivos) e outros (5%), tumores da região da Pineal/germinomas Intracranianos (4%), Oligodendroglioma (2%) e outros (2%) (SALVAJOLI, 2013).

A confirmação do diagnóstico é realizada por meio de exames de imagens como Ressonância Magnética (RM) e Tomografia Computadorizada (TC), que não só auxiliam na confirmação como também no planejamento radioterápico caso exista a constatação do diagnóstico. A abordagem em tratamentos pediátricos é sempre uma decisão multidisciplinar, levando em consideração a localização do tumor, o tipo histológico e a idade do paciente. As linhas gerais de tratamento são: Cirurgia, Quimioterapia e Radioterapia.

A Cirurgia possui tanto a finalidade de diagnóstico como de tratamento, seguida das opções terapêuticas, Quimioterapia e Radioterapia, sendo bastante frequente a combinação de tratamentos. Segundo Ferreira (1999), a Radioterapia aplicada em pacientes com Ependimomas eleva a taxa de sobrevivência após cinco anos, e a técnica crânio-espinhal (também chamada de neuroeixo devido à região anatômica) é considerada um tratamento padrão para pacientes com Meduloblastoma (FERREIRA, 1999). Em indivíduos menores de 3 anos, os quais, diagnosticados com tumores com tendências a disseminação Liquórica, a irradiação ao longo do neuroeixo também é uma linha de tratamento. (SALVAJOLI, 2013).

### 2.2 Conceitos de Radioterapia

A Radioterapia é uma especialidade clínica terapêutica que utiliza radiação ionizante na destruição de células neoplásicas. Seu principal objetivo é irradiar a região tumoral causando o mínimo de dano possível aos tecidos saudáveis adjacentes ao tumor. Dependendo da localização da fonte, o tratamento radioterápico pode ser realizado de duas formas: Teleterapia ou Braquiterapia.

Na Teleterapia (Radioterapia Externa) a fonte radioativa é posicionada a uma distância de 80 a 100 centímetros do paciente, ou seja, a radiação que atinge a região de tratamento é emitida por um equipamento de Cobalto 60 ou Linac. A Braquiterapia é definida como curto tratamento e o material radioativo é inserido próximo ou diretamente no tecido tumoral dentro do corpo do paciente por meio de implantes, moldes ou cateteres. Na Figura 1 é possível ilustrar essas definições.

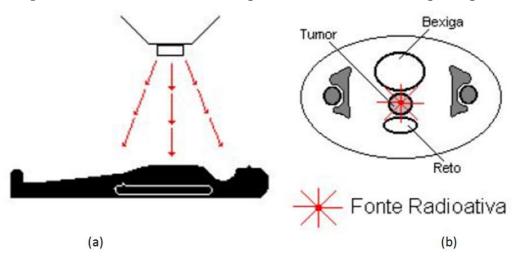


Figura 1- (a) Tratamento de Teleterapia e (b) Tratamento de Braquiterapia.

Fonte: www.ebah.com.br.

O tratamento radioterápico se inicia com o planejamento, onde são definidos alguns fatores como os volumes a serem irradiados, os campos de irradiação e a dose que será administrada. Na Radioterapia é de grande importância obter uma localização precisa do volume alvo para que a dose na região de interesse seja uniforme e as estruturas circunvizinhas saudáveis recebam o mínimo de dose. O planejamento radioterápico possui três objetivos principais: (SCAFF, 1997):

- Localizar o volume tumor (volume visível)
- Localizar o volume alvo (volume do tumor mais a margem de segurança) do paciente;
- Quantificar de forma homogênea a dose no volume tratado (volume contido na região de tratamento).

Inicialmente os pacientes são submetidos a uma simulação com a finalidade de reproduzir a técnica de tratamento de forma que possa ser realizada na irradiação. O paciente é posicionado e imobilizado exatamente como será todo o tratamento em um equipamento chamado de Simulador. O Simulador é uma máquina que possui todos os graus de liberdade do aparelho onde serão realizadas as aplicações, mas não emite energia igual à preconizada para tratamentos, e sim, raios x de energia suficiente para realizar radiografias e escopias. Nessa etapa, também é observado se os campos de irradiação estão englobando com segura o volume tratado (SCAFF, 1997).

A dose a ser administrada depende de fatores como: finalidade do tratamento, radiossensibilidade do tumor, dimensão da lesão, proximidade dos tecidos normais e a

tolerância deles (SALVAJOLI, 2013). Por se tratar de altas doses, normalmente o total a ser administrado é fracionado em doses diárias com valores iguais, e o intervalo entre um fracionamento e outro permite a recuperação das células saldáveis diminuindo possíveis danos futuros.

#### 2.1.1 Aceleradores Lineares (Linacs)

Os Linacs (*Linear Particle Accelerator*) são os equipamentos mais usados nos hospitais em tratamentos de Teleterapia e produzem feixes de energia até 25 MeV. Seu princípio básico de funcionamento é utilizar ondas eletromagnéticas de alta frequência para acelerar elétrons através de um sistema linear de aceleração.

Na produção do feixe em um equipamento Linac os elétrons são ejetados, por emissão termiônica, da fonte de elétrons e entram em um tubo acelerador onde são acelerados por microondas de alta frequência geradas no Magnetron (para energias até 10 MeV) ou Klyston (para energias acima de 10 MeV) (Figura 2). Esse tudo acelerador possui um formato cilíndrico e em seu interior contém vários discos metálicos com pequenos orifícios no meio. Esses discos criam um campo elétrico em sentidos diferentes e são posicionados em séries, ligados aos pares, a geradores capazes de criar campos elétricos variáveis.

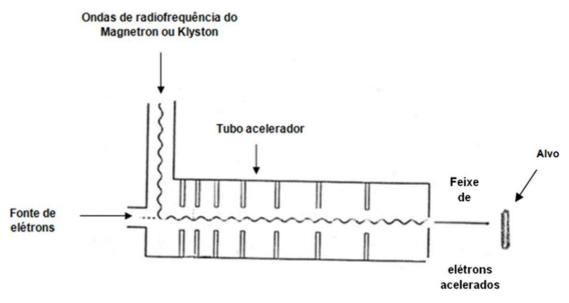


Figura 2- Diagrama esquemático de um tubo acelerador.

Fonte: SCAFF (1997).

Os elétrons ao passarem pelo primeiro par de placas sofrem aceleração e assim seguem para o próximo, sendo a ordem (negativa e positiva) diferente da anterior (Figura 3). Assim, os elétrons são ainda mais acelerados. Em seguida esses elétrons saem do tudo, formam um feixe paralelo e são dirigidos diretamente para o alvo de material tungstênio ou de lâmina metálica (chumbo ou cobre). Em alguns Linacs o tudo acelerador é tão grande que não pode ser posicionado verticalmente no equipamento, sendo consequentemente colocado em horizontal. Nesses casos, o feixe de elétron quando sai do tubo sofrem deflexão magnética antes de colidir com o alvo (SCAFF, 1997).

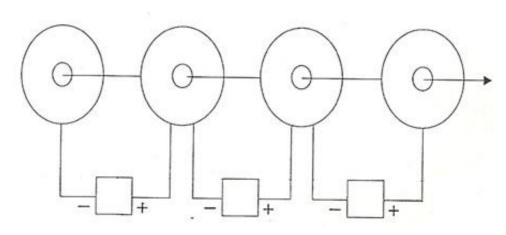


Figura 3- Esquema da série de discos paralelos.

Fonte: SCAFF (1997).

O Linac é montado em um *Gantry* ligado a um *Stand* que contém sistemas de equipamentos, inclusive eletrônicos (SCAFF, 1997). O *Gantry* possibilita realizar movimentos de rotação de 360° e seus principais componentes do cabeçote são: alvo, filtro achatador, câmaras de ionização, espelho feixe de luz, colimadores, indicador óptico e isocentro. O filtro achatador tem a finalidade de atenuar a intensidade do feixe central, fazendo com que a intensidade seja maior no centro e menor nas bordas; as câmaras de ionização garantem que a dose prescrita seja dada; o espelho feixe de luz produz o campo luminoso coincidente com o campo de radiação; os colimadores têm a função de direcionar o feixe limitando o campo radioativo para o tratamento desejado. Os Linacs mais modernos, possuem *colimadores multilâminas (MLC)*, que são um conjunto de folhas que possibilitam modular o feixe de radiação conforme o formato do tumor. O indicador óptico indica a distância foco superfície; o isocentro é o eixo central do campo e geralmente se encontra a

uma distância de 100 cm da fonte. Na Figura 4 é apresentado o Linac e seus principais componentes.

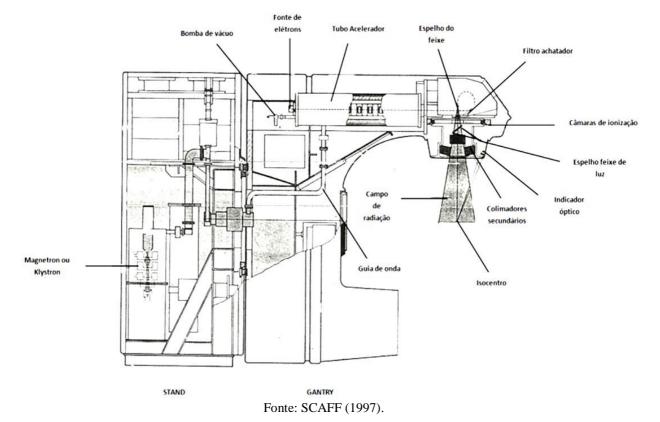


Figura 4- Principais componentes do Linac.

#### 2.1.2 Técnica Radioterápica Crânio-Espinhal

As técnicas na radioterapia têm a finalidade de determinar os campos e organizar a distribuição das isodoses na profundidade de interesse, assim, a região de tratamento é dividida em um ou mais campos. Esses campos podem ser definidos a partir de imagens radiológicas como TC e RM, onde é possível localizar a posição de várias estruturas no campo de tratamento e o volume alvo.

A irradiação crânio-espinhal é empregada em tratamentos de Meduloblastoma e de outros tumores cerebrais que tendem a se espelhar através do líquido Cefalorraquidiano. A posição do paciente a ser irradiado é deitado em decúbito ventral e imobilizado utilizando máscara termoplástica (Figura 5), de acordo com o documento da ICRU 50 (ICRU 50, 1993). A máscara termoplástica é um acessório que auxilia na imobilização da cabeça do paciente e é moldado de acordo com cada indivíduo. Na Radioterapia, é imprescindível que o paciente esteja imobilizado durante todo o tratamento e que o isocentro permaneça no local exato.

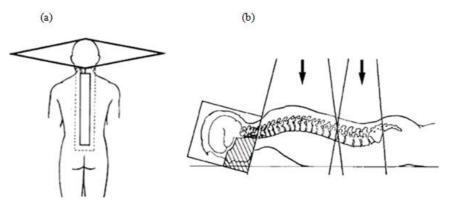
O tratamento é realizado com dois campos craniais laterais opostos e um campo espinhal postero-anterior. Em adolescentes e adultos, geralmente são utilizados dois campos espinhais (FOGLIATA et al., 2011) (Figura 6). Para evitar a junção dos campos ou proteger regiões próximas da irradiação, são realizadas técnicas como a de meio feixe, onde os campos craniais bilaterais têm seu feixe reduzido à metade do campo pelo uso de blocos de proteção ou colimadores e a técnica campo angulado, onde a mesa e/ou o colimador são rotacionados diminuindo a divergência dos campos (KHAN, 2003).

Figura 5- Paciente posicionado em decúbito ventral para tratamento de Meduloblastoma, imobilizado utilizando uma mascara termoplástica. Os desenhos no corpo representam as delimitações dos dois campos espinhais.



Fonte: VIEIRA (2011).

Figura 6- Diagrama de projeção dos campos crânio-espinhal: (a) campos craniais bilaterais e (b) vista lateral de dois campos espinhais onde as setas indicam o isocentro. Nessa imagem, o campo cranial foi rotacionado para alinhar com a borda divergente do campo da coluna espinhal.



Fonte: SALVAJOLI (2013).

Com o aumento da taxa de sobrevivência de crianças e adolescentes submetidos a tratamentos radioterápicos é possível observar alguns efeitos da irradiação ao longo dos anos. Sequelas Neurocognativas por falhas em tratamentos e neoplasias radioinduzidas tem sido um problema para pacientes pediátricos com tumores do SNC e é possível encontrar relatos de sobreviventes ao tratamento de Meduloblastoma que evoluíram com demência severa (SALVAJOLI, 2013). A ototoxidade (reação toxica que gera lesão nas estruturas da orelha interna afetando o sistema auditivo), por exemplo, é um dos efeitos da irradiação em tratamentos crânio-espinhal que pode levar a perda de audição (SILVA, 2007). Efeitos agudos ou tardios em órgãos circunvizinhos a região de tratamento devido à exposição também podem ser observados (DEMASI, 2015).

Segundo Oliveira 2008, técnicas mais otimizadas, como alterações na posição da junção dos campos, podem reduzir os valores da dose em órgãos circunvizinhos diminuindo a probabilidade de efeitos radioinduzidos (OLIVEIRA, 2008).

### 2.2 Modelos Computacionais de Exposição

Para fins de proteção radiológica, cálculos de grandezas de interesse como dose absorvida não podem ser medidos através de experimentos em seres humanos, por isso a necessidade de desenvolver Modelos Computacionais de Exposição (MCE). Esses modelos permitem simular a interação da radiação com a matéria através de códigos de transporte da radiação.

Em simulações utilizando um MCE temos: um simulador (fantoma), representando a geometria a ser irradiada, acoplado a um código Monte Carlo (MC) (que simula o transporte da radiação) e um algoritmo que caracteriza a fonte radioativa desejada. Geralmente, os MCEs desenvolvidos por pesquisadores e estudantes do Grupo de Dosimetria Numérica (GDN) são compostos por um fantoma antropomórfico, um código MC e um algoritmo de fonte radioativa.

#### 2.2.1 Fantomas Antropomórficos

Fantomas utilizados em dosimetria numérica são modelos físicos ou computacionais desenvolvidos com a finalidade de realizar medições dosimétricas em órgãos e tecidos radiosenssíveis. Os fantomas computacionais antropomórficos são de fundamental importância para essas avaliações e seu principal objetivo é reproduzir o mais semelhante

possível à anatomia humana. São denominados antropomórficos os que apresentam detalhes anatômicos como a forma e a distribuição espacial dos órgãos.

A construção de fantomas computacionais pediátricos representa uma parte importante no desenvolvimento de MCEs para avaliações dosimétricas. Na infância, a vulnerabilidade a riscos causados pela exposição à radiação ionizante é maior quando comparado aos adultos, levando em consideração que, muitos dos órgãos e tecidos radiossensíveis ainda estão em desenvolvimento e possuem uma maior esperança de vida após a exposição à radiação ionizante (LIMA, 2011a) (CASSOLA et al., 2013) (AKHLAGI et al., 2013).

Os fantomas computacionais podem ser classificados como: Fantomas matemáticos, fantomas tomográficos (de voxel), fantomas híbridos e fantomas de malha poligonal (*mesh*). Nesta seção, serão abordados os fantomas computacionais já construídos tendo como preferência os modelos infantis.

#### 2.2.1.1 Fantomas Matemáticos

Os fantomas matemáticos foram os primeiros modelos a serem desenvolvidos do corpo humano. O formato do corpo, órgãos e tecidos são combinações de formas geométricas (exemplo: cones, elipsóides, cilíndricos circulares e elípticos, etc...) representados por expressões matemáticas.

O primeiro fantoma antropomórfico matemático é conhecido como MIRD (<u>M</u>edical <u>internal Radioation Dose Committee</u>), desenvolvido em 1969 por Fisher e Snyder. Posteriormente, este fantoma foi aperfeiçoado por Snyder e colaboradores, baseado em dados anatômicos do homem de referência da publicação nº 23 da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) (ICRP 23, 1975) sendo nomeado de MIRD-5 (SNYDER et al., 1969) (SNYDER et al., 1978). A partir desse modelo outros fantomas matemáticos foram desenvolvidos, como a série de fantomas por Christy em 1980 (CHRISTY, 1980) e o ADAM e EVA em 1982 por Kramer. (KRAMER, 1982).

A série de fantomas ORNL (<u>Oak Ridge National Laboratory</u>) desenvolvida por Christy, possui um fantoma recém-nascido, indivíduos de 1, 5, 10 e 15 anos e uma adulta (Figura 7). O fantoma de 15 anos do modelo, nomeado de 15-AF, foi modificado para representar tanto um indivíduo de 15 anos como um adulto do sexo feminino após observar que o peso do corpo e as dimensões de uma mulher adulta de referência da ICRP 23 eram aproximadamente as mesmas da idade de 15 anos. Os demais fantomas são hermafroditas.

COLUNA VERTEBRAL COLUNA VERTEBRAL ADRENAL ESQUERDA ADRENAL ESQUERDA COSTELAS COSTELAS RIM ESQUERDO RIM ESQUERDO OSSO DO BRAÇO DIREITO OSSO DO BRAÇO DIREIJO BAÇO PANCREAS FÍGADO PÂNCREAS ESTÓMAGO VESÍCULA BILIAR FIGADO ESTÔMAGO VESÍCULA BILIAR RECÉM-NASCIDO 1 ANO 5 ANOS 10 ANOS 15-AF ADULTO

Figura 7- Vista externa e secção transversal da série de fantomas ORNL.

Fonte: CHRISTY (1980).

Em 1982, foram desenvolvidos ADAM e EVA representando adultos, sendo um homem e uma mulher. Na Figura 8 temos a visualização dos fantoma.

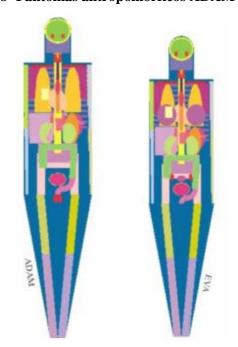


Figura 8- Fantomas antropomórficos ADAM e EVA.

Fonte: KRAMER (1982).

#### 2.2.1.2 Fantomas Tomográficos (de voxel)

Os avanços tecnológicos dos computadores e das aquisições de imagens médicas permitiram a construção de fantomas de voxel. Os fantomas antropomórficos de voxel são construídos a partir das imagens da varredura de TC e RM obtidas de pessoas reais. Esses exames permitem gerar imagens tridimensionais do corpo humano e precisas de órgãos internos. Sendo assim, os modelos de voxel apresentam uma descrição anatômica mais realista comparado aos fantomas matemáticos.

Em 1999, foi desenvolvido na Austrália, nomeado de Adelaide, o fantoma da idade de 14 anos construído com 54 imagens tomográficas do tronco de um paciente (CAON et al., 1999).

Uma família de fantomas de voxel foi produzida por GSF (*Gesellschaft fiir strahlen und umweltforschung*). Nessa família, estão incluídos dois fantomas pediátricos, Baby e Child, construídos com imagens de TC de corpo inteiro. O Baby foi construído com imagens de um indivíduo de 8 meses e o Child com imagens de 7 anos de idade (PETOUSSI-HENSS et al., 2002).

Dois outros fantomas pediátricos também foram construídos a partir de imagens TC por Nipper e colaboradores, um feminino e um masculino. O modelo feminino é de uma recém- nascida de 6 dias de idade e consiste em uma matriz de 512x512x485. O masculino tem aproximadamente 2 meses de idade com matriz de 512x512x438. Esse modelo masculino representa uma criança em estado grave de saúde devido o individuo das imagens não ser saudável (NIPPER et al., 2002).

Uma série de fantomas (série A e série B) foram desenvolvidas pela Universidade da Flórida. A série A é constituída por cinco fantomas pediátricos, sendo eles: um com 9 meses de idade do sexo masculino, outros com 4 e 8 anos de idade do sexo feminino, 11 e 14 anos do sexo masculino. As imagens usadas na construção dos fantomas são de TC da região da cabeça, pescoço e tronco. A série B foi construída com base nos fantomas da série A, sendo incluído aos fantomas membros superiores e inferiores a partir de imagens TC de um indivíduo adulto. (LEE et al., 2005) (LEE et al., 2006). Na Figura 9 observamos em vista frontal a série B dos fantomas de voxel desenvolvidos pela Universidade da Flórida.

Figura 9- Série B dos Fantomas de voxel. Fantoma de 9 meses, de 4, 8, 11 e 14 anos, respectivamente.

Fonte: LEE et al., (2006).

#### 2.2.1.3 Fantomas Hibridos

Os fantomas antropomórficos híbridos são descritos por Representação de Fronteiras – *BREP* (<u>Boundary REP</u>resentation) e unem as melhores características dos modelos já existentes. Pela simplicidade das formas das estruturas, os fantomas matemáticos não apresentam um modelo anatômico muito realístico, e os modelos de voxel, apesar de ser uma representação mais real, é limitado quanto à capacidade de alterar forma, posição e profundidade dos órgãos. Os fantomas híbridos permitem unir a flexibilidade de modelar as estruturas, característica dos modelos matemáticos, e a descrição real anatômica dos modelos de voxel. São construídos a partir de superfícies NURBS (<u>Now Uniform Rational Basis Spline</u>), sendo essa uma técnica de modelagem matemática que permite modificar facilmente a forma de estruturas mais simples as mais complexas através da manipulação de ponto de controle em superfície, podendo também ser construído por modelagem poligonal (*mesh*).

Em 2007, Xu e colaboradores desenvolveram uma série de fantomas de uma mulher grávida e feto em vários estágios gestacionais (3, 6 e 9 meses), nomeados de RPI-3, RPI-6 e RPI-9 (XU et al., 2007).

Uma série de fantomas foi desenvolvida por Lee e colaboradores. A família de fantomas híbridos da Universidade da Flórida é constituída por modelos femininos e masculinos de recém-nascido, 1 ano, 5 anos, 10 anos, 15 anos e adulto, como apresentados na Figura 10 (LEE, et al., 2010). Esses modelos têm como referência os fantomas da série B e

foram ajustados de acordo com os valores para massa dos órgãos e tecidos da ICRP 89 (ICRP 89, 2003).

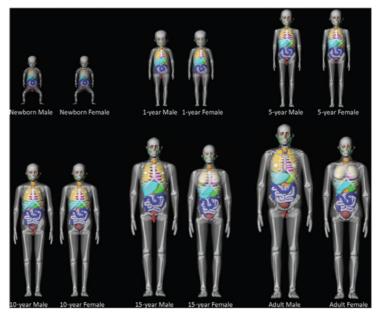
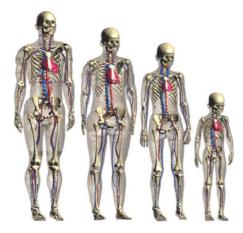


Figura 10- Os Fantomas híbridos da Universidade da Flórida.

Fonte: LEE et al. (2010).

Dois fantomas de crianças foram construídos por Christ e colaboradores. Um representando um indivíduo de seis anos, nomeado Thelonious e outro de 11 anos nomeado Billie, a partir das imagens de RM de indivíduos saudáveis de corpo inteiro. Além dos modelos pediátricos dois fantomas adultos também foram construídos e nomeados de Duke e Ella (CHRIST et al., 2010). A Figura 11 apresenta a Família Virtual desenvolvida.

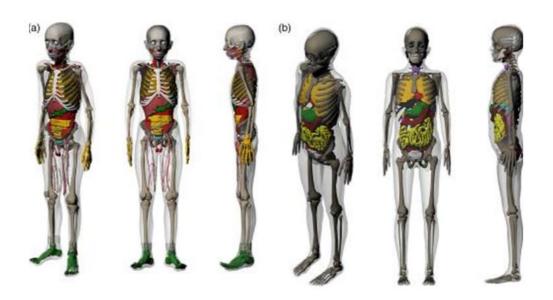
Figura 11- A Família Virtual: Fantoma adulto masculino, fantoma adulto feminino, 11 anos e 6 anos, respectivamente.



Fonte: CHRIST et al., (2010).

Para estimar a dose em pacientes pediátricos iranianos submetidos a exames de TC, dois fantomas de 11 anos foram construídos a partir de imagens de TC e RM. O modelo masculino foi desenvolvido com base em imagens de RM de corpo inteiro de um voluntário do sexo masculino iraniano e o fantoma feminino foi desenvolvido a partir de imagens de TC de uma Iraniana. Na construção do fantoma feminino a técnica de modelagem poligonal (*mesh*) foi usada para modelar algumas estruturas do corpo (AKHLAGI et al., 2013). Na Figura 12 visualizamos os fantomas híbridos iranianos.

Figura 12- Fantomas híbridos Iranianos de 11 anos, (a) modelo masculino e (b) modelo feminino.



Fonte: MOTAVALLI et al. (2013).

Em 2014, um fantoma híbrido feminino grávido de nove meses e feto foram desenvolvidos para estudo em Medicina Nuclear. Os fantomas foram construídos com base em um conjunto de imagens RM da pelve de uma mulher grávida de 9 meses e os dados foram combinados com o fantoma adulto feminino da ICRP e modelagem poligonal (*mesh*). Os órgãos do fantoma foram redimensionados para corresponder à massa da publicação da ICRP. O feto contém 20 órgãos diferentes (HAKIMADAB et al., 2014).

#### 2.2.1.3 Fantomas Mesh

Fantomas de malha poligonal (*mesh*) é a mais nova geração de fantomas antropomórficos (LIMA, 2011b). São construídos utilizando ferramentas disponíveis em

softwares de modelagem 3D e apresentam a vantagem de não precisar utilizar imagens tomográficas, por exemplo, para a construção de órgãos e tecidos. Alguns softwares de modelagem permitem construir qualquer estrutura partindo de um polígono, basta ter as referências necessárias para a construção. Sendo assim, uma estrutura do corpo humano pode ser modelada em um software a partir de informações anatômicas da literatura.

Em avaliações dosimétricas, os fantomas *mesh* passam por um processo onde objetos 3d são voxelizados para acoplamento ao código MC, tendo em vista que, alguns códigos não permitem diretamente o acoplamento desses fantomas.

Dois modelos de fantomas adultos, o RPI-AM, masculino, e o RPI-AF, feminino, produzidos por Zhang e colaboradores foram os primeiros fantomas *mesh* desenvolvidos (ZHANG et al., 2009). Seus objetos 3d foram adquiridos pela internet e ajustado de acordo com o homem de referência da ICRP-89. Na Figura 13 temos a visualização dos fantomas *mesh*.

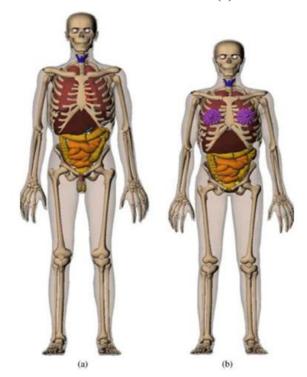


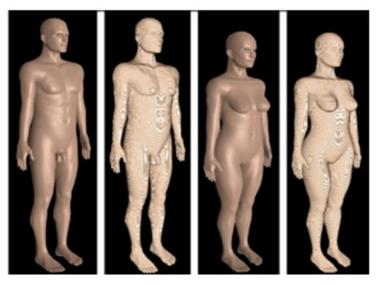
Figura 13- Vista anterior dos fantomas mesh (a) RPI-AM e (b) RPI-AF.

Fonte: ZHANG et al., (2009).

Os fantomas FASH (<u>Feminino Adulto mesh</u>) e MASH (<u>Masculino Adulto mesh</u>) foram desenvolvidos por Cassola e colaboradores em 2010 (Figura 14) e ajustados para representar adultos de referência da ICRP 89 em posição ereta. Alguns órgãos usados nos modelos foram adquiridos em sites da internet e outros desenvolvidos utilizando um *software* livre para

modelagem 3d (CASSOLA et al., 2010a). Posteriormente, dois outros fantomas surgiram a partir desses modelos, um masculino e feminino, em decúbito (CASSOLA et al., 2010b).

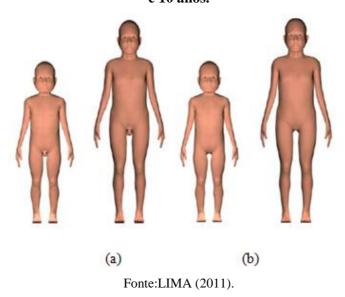
Figura 14- Versões mesh e voxel dos fantomas MASH e FASH, respectivamente.



Fonte: CASSOLA et al., (2010 a)

Dois casais de fantomas *mesh* representando crianças de 5 e 10 anos foram desenvolvidos em 2011 por Lima e são apresentados na Figura 15 (LIMA, 2011a). Os valores publicados para crianças de 5 e 10 anos da ICRP 89 foram os parâmetros usados no ajuste da massa dos órgãos e tecidos. Em sua metodologia, usou modelagem poligonal (*mesh*) para o contorno do corpo e forma de órgãos e tecidos a partir de informações anatômicas.

Figura 15- Fantomas *mesh* infantis: (a) modelos masculinos 5 e 10 anos, (b) modelos femininos 5 e 10 anos.



Em 2013, Cassola e colaboradores (CASSOLA et al., 2013) construíram dois fantomas referência, sendo um recém-nascido e uma criança de 1 ano. As descrições anatômicas para a construção dos fantomas foram retiradas de atlas, livros e imagens fornecidas pelo Departamento de Anatomia da Universidade Federal de Pernambuco –DA/UFPE. A Figura 16 mostra os fanomas *mesh* pediátricos.

Figura 16- Fantomas *mesh* hermafroditas de recém-nascido e 1 ano de idade, respectivamente.



Fonte: CASSOLA et al., (2013).

Cabral (2015) desenvolveu um fantoma de uma mulher grávida e feto caracterizando o final do segundo trimestre para avaliações dosimétricas em gestantes nomeado de MARIA (Modelo Antropomórfico para dosimetria das Radiações Ionizantes em Adultas) (Figura 17) (CABRAL, 2015). O feto desenvolvido nesse modelo não possui detalhes anatômicos como face e órgãos e não possui sexo definido. Os objetos primários para a construção do fantoma partiram de objetos 3d adquiridos pela internet (http://www.cgshape.com/), representando a anatomia dos órgãos e tecidos de uma mulher adulta não grávida. Nessa versão do fantoma MARIA, as massas não estão ajustadas de acordo com os dados da ICRP.

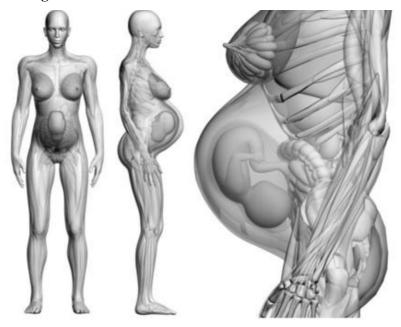


Figura 17- Vista frontal e lateral do fantoma mesh MARIA

Fonte: CABRAL (2015).

#### 2.2.2 Método Monte Carlo em Dosimetria Numérica

O método MC pode ser descrito como um método estatístico que utiliza uma sequência de números aleatórios para realizar uma simulação de interesse (YORIYAZ, 2009). A sua primeira aplicação ocorreu durante a Segunda Guerra Mundial, ao longo das pesquisas do projeto bomba atômica, em que envolvia simulação direta de problemas probabilísticos relacionados à difusão aleatória de nêutrons em materiais de físseis. Esse método foi proposto pelos pesquisadores Von Neumann e Ulam que o denominou de Monte Carlo, em referência a capital Mônaco e seus cassinos e pelo fato de se assimilar ao método aplicado em jogos de roleta (VIEIRA, 2001).

As simulações MC são realizadas por meio de amostragens das funções densidade de probabilidade (FDP). As amostragens são obtidas através de números aleatórios gerados por algoritmos matemáticos, chamados de geradores de números aleatórios. Os resultados de saída são chamados de pseudo-aleatórios por não serem verdadeiramente aleatórios.

A técnica MC pode ser aplicada em muitos segmentos da ciência permitindo simular qualquer processo que dependa de fatores que sejam aleatórios e conhecidos. A interação da radiação com a matéria, por ser um evento probabilístico, pode utilizar um código MC para estudo. Atualmente tem sido um método muito utilizado em simulações envolvendo o

transporte de radiação, o que possibilita realizar cálculos de dose absorvida e outras grandezas de interesse (YORIYAZ, 2009).

Nas simulações de transporte de radiação, inicialmente é necessário escolher a geometria de interesse que será irradiada (exemplo: fantoma antropomórfico), a partir de então, é possível simular a interação da radiação com o fantoma por meio de amostragens aleatórias da FDP. O conjunto de eventos que ocorre com uma partícula começando pela sua saída da fonte até o momento em que ela é absorvida ou sai do sistema é chamado de história da partícula, e essas histórias são geradas por meio das amostragens FDP. O desempenho das partículas no processo de transporte é caracterizado pela posição, direção e energia, que vão determinar o seu comportamento durante a história. A quantidade do número de histórias vai influenciar na qualidade do comportamento do sistema, sendo assim, o aumento do número de histórias da partícula diminui as incertezas estatísticas das grandezas de interesse. Em simulações utilizando um código MC não é possível obter uma solução exata do problema, mas à medida que a quantidade do número de amostragens aumenta é possível ter como resultado uma boa estimativa do valor exato (YORIYAZ, 2009).

Para uma simulação ser bem sucedida, é necessário que o código utilizado seja de referência e preciso. Dentre os mais conhecidos e com diversas publicações em dosimetria temos: EGSnrc, MCNPX, GEANT4 e PENELOPE. Cada código possui suas próprias características quanto à energia e o tipo de transporte de radiação (elétrons, prótons, nêutrons, etc...), sendo assim, o usuário escolhe o código que melhor simula a sua situação de interesse.

#### 2.2.2.1 Principais Códigos MC para uso em Dosimetria Numérica

- EGSnrc = O EGS (<u>electrons gamma shower</u>) é um código MC que simula o transporte de elétrons e fótons em uma geometria arbitrária para energias acima de alguns KeV até centenas de GeV (KAWRAKOW, 2013). O EGSnrc é uma versão estendida e melhorada do sistema de código EGS4, desenvolvido pelo National Research Council- NRC (<u>concelho nacional de pesquisa do Canadá</u>), sendo sua estrutura basicamente a mesma do EGS4. A interface de usuário nesse código é bem flexível e fornece um ambiente onde é possível desenvolver arquivos de entrada com informações necessárias para realizar a simulação. Esses arquivos podem ser construídos com base em dados fornecidos pelo próprio ambiente do EGSnrc ou pelo usuário.
- MCNPX = MCNP (<u>Monte Carlo N-Particle</u>) foi desenvolvido no laboratório LANL (<u>Los Alamos National Labratory</u>) nos Estados Unidos (BRIESMEISTER, 2001), é um código

de uso geral que permite simular o transporte de nêutrons, fótons e elétrons. A faixa de energia para fótons e elétrons é de 1 KeV até 100 MeV. O MCNPX (<u>Monte Carlo N-Particle extended</u>) é uma versão estendida do MCNP4C. Essa versão permite o transporte de 34 tipos de partículas, onde podemos destacar o transporte de nêutrons, elétrons e fótons individualmente ou acoplados para uma ampla faixa de energia.

- GEANT4 = GEANT (<u>Geometry and Tracking</u>) (AGOSTINELLI, et al., 2003) é um código MC distribuído gratuitamente pelo Centro Europeu de Pesquisas Nucleares-CERN. O GEANT4 é uma versão aperfeiçoada GEANT3 e simula o transporte de elétrons, prótons, nêutrons, fótons e interações ópticas.
- PENELOPE = (<u>Penetration and Energy Loss of Positron and Electrons</u>) simula o transporte de pósitrons, fótons, elétrons na faixa de energia até 1 GeV (SALVAT et al., 2011). Sua distribuição é gratuita pela Nuclear Energy Agency- NEA (*Agência de Energia Nuclear*). Em seu código encontramos sub-rotinas FORTRAN que são organizadas em 4 arquivos básicos que contém sub-rotinas de: transporte de partículas, geometria, gerenciamento do tempo da simulação e métodos de redução variacional.

#### 2.2.3 Algoritmo de Fonte Radioativa

Em simulações MC, após definir a geometria e o código é preciso de um algoritmo que descreva que tipo de fonte radioativa será simulada. O estado inicial das partículas que compõe a fonte radiativa contém informações quanto à energia, a posição inicial e a direção do vôo.

Nas simulações que envolvem o transporte de radiação através de um fantoma utilizando o código EGS, é preciso informar as sete variáveis que controlam a posição e a direção do vôo inicial das partículas e a colimação da fonte. Sendo assim, uma fonte radioativa é uma sub-rotina que contém (VIEIRA, 2004):

- As coordenadas da posição (em cm) do ponto de entrada, PE = (xE, yE, zE), que situam a partícula em relação ao sistema de referência do fantoma;
- Os cossenos diretores,  $(\cos\alpha, \cos\beta, \cos\gamma)$ , que informam a direção inicial de voo;
- E o rótulo da posição do voxel na matriz 3D onde a partícula incidiu (*iVoxel*).

Pesquisadores e estudantes do GDN vêm desenvolvendo algoritmos para diversas situações envolvendo radiação. Em 2004 (VIEIRA, 2004), foi desenvolvido um algoritmo para simular fontes de irradiação externa com fótons em aplicações operacionais médicas e ambientais, que serviu como base para o desenvolvimento de outras pesquisas (COSTA,

2011; ALVES, 2013; CABRAL, 2015). Com o objetivo de simular a radiação natural terrestre atuando sobre uma pessoa em posição ortostática foi desenvolvido um algoritmo em que simula uma fonte planar (LEAL NETO, 2008; VIEIRA, 2013; VIEIRA, 2015).

### 2.3 Simulação Monte Carlo na Radioterapia

O Método MC tem se mostrado eficiente fornecendo resultados mais realísticos para avaliações de dose em planejamentos radioterápicos, permitindo simular o transporte da radiação em configurações complexas como detectores, Linacs e etc. As simulações aplicadas na radioterapia são divididas em duas etapas. Na primeira etapa é simulada a produção do feixe de radiação pelo Linac e o espaço de fase (*PhSp – Phase Space*) é gerado, em seguida, na segunda etapa, é realizada a simulação do transporte de radiação e a avaliação da energia depositada na região de interesse (OLIVEIRA, 2013).

Para simular a produção de feixe de um Linac, é necessário definir os componentes do cabeçote do *Gantry* que influenciam no feixe de saída. Para obter o PhSp, é definido uma região de detecção ou volume sensível localizado na parte de cima do colimador secundário, que armazena as informações das partículas que o atravessam (Figura 18). O PhSp é um conjunto informações sobre o estado inicial das partículas como energia, posição (x, y e z), direção (cosα, cosβ, cosγ) e peso estatístico, tornando-se um Linac virtual que pode ser usado em diferentes simulações (OLIVEIRA, 2013).

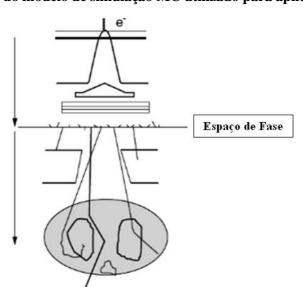


Figura 18- Ilustração do modelo de simulação MC utilizado para aplicações radioterápicas.

Fonte: OLIVEIRA (2013).

### 2.4 Softwares para uso em Dosimetria Numérica

Os *softwares* abordados a seguir possuem ferramentas específicas que permitem desenvolver algumas etapas do processo de construção de fantomas computacionais.

• Autodesk 3Ds MAX (AUTODESK, 2015): É um software de modelagem 3d que permite criar animações, jogos e imagens tridimensionais. Versões gratuitas do software para estudantes, professores, instituições e de avaliação são disponibilizadas. A interface do usuário é bastante flexível, o que facilita utilizar, mas é necessário conhecimento técnico das ferramentas. A área de trabalho é dividida em quatro visões chamadas de Viewport, que ajudam na visualização tridimensional do objeto, como mostra a Figura 19. O 3Ds Max possui uma coleção de Standard Primitives, que são figuras geométricas básicas como Box, Cone, Cylinder, Plane, etc..., e a partir delas objetos mais complexos podem ser criados. Um exemplo disso é feto do fantoma MARIA desenvolvido por Cabral (CABRAL, 2015). Na Dosimetria Numérica, esse tipo de modelagem é usada para construir modelos do corpo humano em mesh. O modelo mesh pode ser definido como um conjunto de vértice, arestas e faces que juntos dão forma ao objeto 3d.

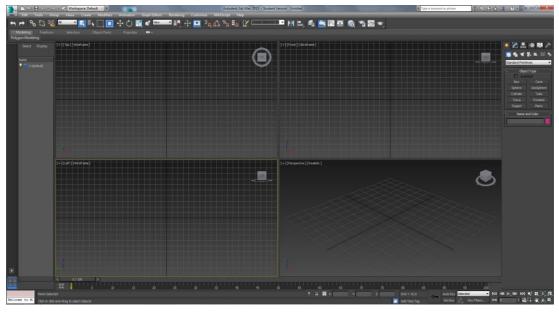


Figura 19- Interface gráfica do software Autodesk 3D Max.

Fonte: A autora.

DIP: O DIP (<u>Processador de Imagem Digital</u>) foi desenvolvido com a finalidade de integrar várias ferramentas que auxiliam na construção de fantomas computacionais para MCEs, já que, dificilmente é possível encontrar todas as ferramentas específicas em um só *software*. O seu menu possui itens e sub-itens com diversas técnicas de segmentação para melhoramento de imagens digitais e outros para resolução de problemas específicos de artigos, dissertações e teses produzidos por estudantes e pesquisadores do GDN. No DIP é possível realizar conversões de arquivos, editar e visualizar imagens (VIEIRA, 2009). Atualmente em seu menu foi implementada uma ferramenta que permite voxelizar objetos 3d e possui outras que auxiliam no processo de voxelização, como exemplo, conversão de um arquivo \*.obj em um arquivo \*.txt, de um arquivo \*.txt em pilhas de imagens \*.sgi (<u>Simulações Gráficas Interativas</u>), realizar troca de Ids (*Números Identificadores*) e unir pilhas \*.sgi. Recentemente foi implementado no menu a opção de adicionar Linfonodos em uma região do fantoma e vizualização 3d de fantomas na versão voxel. Na Figura 20 visualizamos a interface do *software* DIP.

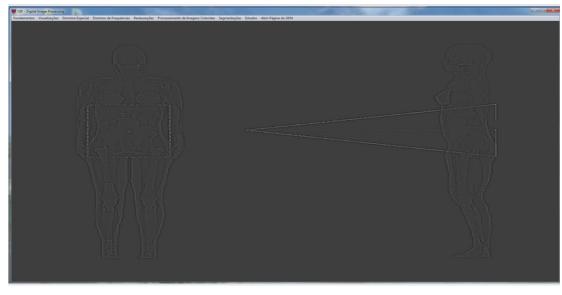


Figura 20- Interface gráfica do software DIP.

Fonte: A autora.

# 3. MATERIAL E MÉTODOS

#### 3.1 Materiais

Os computadores e *softwares* usados nessa pesquisa são encontrados no Laboratório de Dosimetria Numérica (LDN), localizado no Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Pernambuco (IFPE). O sistema computacional operacional utilizado foi o Windows 7 Ultimate 64 Bits Service Pack 1, processador Intel(R) Core(TM) i7 com memória (RAM) de 24,0 GB, e os *softwares* estão listados a seguir:

- Autodesk 3Ds Max: Versão 2015 gratuita para estudantes, professores, instituições e avaliação;
- DIP: usado para realizar conversões de arquivos e diversas operações na construção do fantoma;
- Microsoft Visual Studio: Plataforma de programas da Microsoft para construção de softwares em várias linguagens de programação, entre elas C#, utilizado para organizar o arquivo espaço de fase para leitura no código EGSnrc;
- Geany: Editor de texto semelhante ao bloco de notas;
- Quimera: Sistema computacional desenvolvido por Oliveira (2016) baseado no código MC Geant4 para avaliações dosimétricas em radioterapia. Nesse software foi gerado o PhSp;
- EGSnrc: Código MC utilizado para simulação e resultados dosimétricos.

O desenvolvimento do fantoma feminino de 15 anos teve como base três objetos primários: 1) modelo *mesh* feminino infantil, 2) Fantoma MARIA e 3) modelo *mesh* feminino adulto não grávido. O modelo *mesh* feminino infantil foi obtido por meio da compra na internet (<a href="www.turbosquid.com">www.turbosquid.com</a>) com o objetivo de representar o contorno da Pele. A Figura 21 apresenta os acessórios que compõem o material adquirido.

Figura 21- a) Acessórios do modelo *mesh* feminino, b) Vista frontal e lateral do modelo contendo cabelo e c) Vista frontal e lateral dos Olhos, cílios, sobrancelha, dentes e língua.

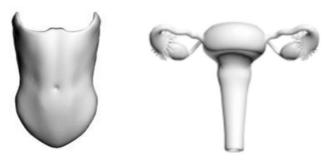


Fonte: A autora.

Os objetos 3d que caracterizam os órgãos e tecidos presentes no fantoma MARIA foram os mesmos utilizados no desenvolvimento do fantoma. Por ter como característica a gravidez, durante a construção do fantoma MARIA, foram modificadas algumas estruturas do modelo *mesh* feminino não grávido, utilizado como objeto primário para o seu desenvolvimento (CABRAL, 20015). Estruturas como Músculo e o Sistema Reprodutor foram modelados para caracterizar uma gestação e por isso não foi possível utilizá-los na construção do modelo infantil. Contudo, o Músculo Abdominal e o Sistema Reprodutor do modelo adulto feminino não grávido foram usados e são apresentados na Figura 22.

O MCE da FASH (FSTA= *Fash Standing*) foi utilizado nesse trabalho como base para a construção dos MCEs desenvolvidos.

Figura 22- Objetos 3d do abdômen (a) e Sistema reprodutor feminino (b).



Fonte: A autora.

### 3.2 Metodologia

Neste item estão apresentados em etapas o desenvolvimento dos MCEs SARA\_X. O processo de construção do fantoma SARA (<u>Simulador Antropomórfico para Dosimetria das Radiações Ionizantes em Adolescentes</u>) foi dividido em duas partes: 1) Desenvolvimento do fantoma na versão *mesh* e 2) Desenvolvimento do fantoma em voxel.

As etapas de construção para representação da fonte Linac estão descritas em dois passos: 1) O PhSp foi gerado por meio do *software* Quimera e salvo em um arquivo lido pelo código de usuário do EGSnrc e 2) A implementação da fonte no código do usuário.

Algumas modificações no arquivo da seção de choque e o acoplamento do fantoma ao EGSnrc também estão descritos nesse item.

#### 3.2.1 Processo de construção do Fantoma

#### 3.2.1.1 Desenvolvimento do Fantoma mesh

O desenvolvimento do fantoma na versão *mesh* foi realizado utilizando as ferramentas disponíveis no *software* Autodesk 3Ds Max 2015 versão gratuita. Inicialmente todos os assessórios que compõem o modelo feminino infantil como cabelo, olhos, dentes, língua e os demais, foram excluídos por não interessar compor o fantoma em desenvolvimento, permanecendo apenas a superfície *mesh* para caracterizar o contorno do corpo (Figura 23).

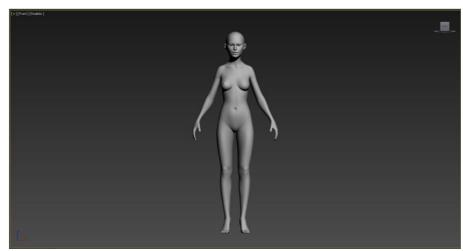


Figura 23- Vista anterior da superfície do modelo feminino infantil.

Fonte: A autora.

Os objetos 3d que constituem o fantoma MARIA foram usados para caracterizar os órgãos e tecidos do fantoma SARA. Por se tratar de um fantoma grávido alguns objetos do fantoma MARIA foram excluídos, sendo eles: a superfície *mesh*, estruturas fetais, o Músculo Abdominal e o Sistema Reprodutor. Para representação do Músculo Abdominal e do Sistema Reprodutor foram adicionados os objetos presentes no modelo *mesh* feminino adulto não grávido. A ferramenta *Attach*, que agrupa estruturas transformando-as em um único objeto, foi usada para unir a estrutura Abdominal com o sistema Muscular do modelo.

A superfície *mesh* do modelo infantil sofreu algumas mudanças em suas dimensões antes da junção com todos os objetos. O modelo era menor com relação às demais estruturas e foi necessário redimensionar seu tamanho utilizando a ferramenta *Uniform Scale*. Após escalonar e unir as estruturas ficou perceptível, como mostra a Figura 24, que a superfície precisava ser ajustada para que todos os objetos fossem inseridos no contorno e modelar o pé para posição anatômica

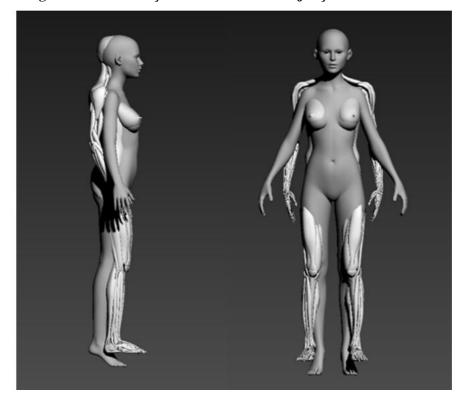


Figura 24- Visualização lateral e frontal da junção das estruturas.

Fonte: A autora.

Ferramentas como *SoftSelection*, *Relax*, *Symmetry*, *TurboSmooth*, de movimentação e rotação foram as mais utilizadas. A Figura 25 mostra o exemplo do uso da ferramenta

softSelection, onde as cores representam a sua influência na região selecionada, sendo o vermelho a cor de maior influência e o azul a menor.

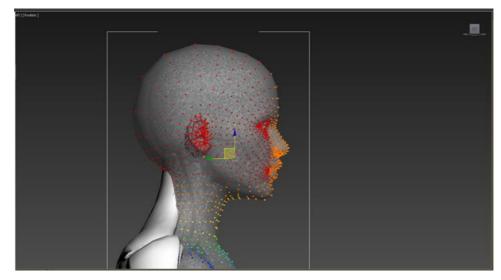


Figura 25- Ferramenta SoftSelection aplicada na modelagem da cabeça.

Fonte: A autora.

O *Symmetry* permite que modificações realizadas em um lado possam ser reproduzidas do outro, o que facilitou a modelagem dos braços, pernas, entre outras estruturas. Os seios do modelo também foram modificados tendo seu tamanho redimensionado. A finalidade da ferramenta *TurboSmooth* é suavizar as faces do objeto dando um aspecto mais realístico e foi utilizada após todas as modificações.

#### 3.2.1.2 Desenvolvimento do fantoma em voxel

Voxelizar o fantoma *mesh* é importante para o acoplamento do fantoma ao código MC. Essa etapa foi realizada no DIP, e para facilitar a leitura nesse *software*, o arquivo binário \*. max, que é o fantoma SARA na versão *mesh*, foi convertido em um arquivo \*.obj. A conversão foi realizada utilizando a opção *Export selected* do menu do Autodesk 3Ds Max, como apresentado na Figura 26, que possibilita exportar objetos 3D criados em \*. max no formato \*.obj. Esse formato é um arquivo de texto onde as coordenadas são representadas por números e textos.

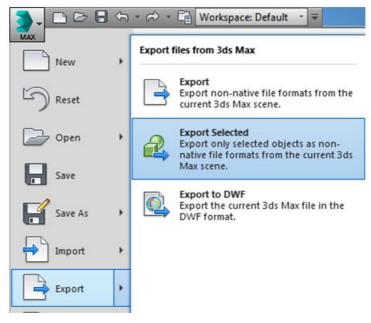


Figura 26- Menu MAX do Autodesk 3d.

Após a conversão de \*. max para \*.obj, em um dos subitens do menu no DIP foi realizado o segundo passo para a voxelização do fantoma: converter o arquivo \*.obj em um \*.txt através do menu Estudos – Artigos, Dissertações e Teses – Construção de fantomas - voxelização de Fantomas OBJ – Converter um Arquivo OBJ em Arquivo TXT...(Figura 27)

Artigos, Dissertações e Teses

Micro-Dosimetria Óssea

Micro-Dosimetria Óssea

Imagens Sintéticas

Prototipagem...

Converter um Arquivo TXT Contendo um Meta-Fantoma OBJ e Salvar Pilhas SGI com uma Coleção de Órgãos (Conteúdos)...

Ler um Arquivo TXT Contendo um Meta-Fantoma OBJ e Salvar uma Pilha SGI com uma Coleção de Órgãos (Contronos)...

Ajustes Monte Carlo em Fantomas SGI

Figura 27- Menu de conversão do DIP para um arquivo TXT.

Fonte: A autora.

A partir de um arquivo \*. txt é possível criar pilhas dos órgãos e tecidos voxelizados no formato \*.sgi, sendo esse, o formato adotado pelos pesquisadores do GDN como padrão para fantomas voxelizados. As pilhas em \*.sgi são obtidas seguindo o menu Estudos – Artigos, Dissertações e Teses- construção de Fantomas – Voxelização de Fantomas OBJ - ler um arquivo TXT contendo um Meta-fantoma OBJ e salvar pilhas SGI para cada órgão (conteúdos).

Nessa opção uma caixa de diálogo é aberta onde é inserido, como dado de entrada, a quantidade de fatias do fantoma. Para determinar a quantidade de fatias do fantoma SARA foi necessário primeiro obter a altura referência para idade de 15 anos do sexo feminino. A altura utilizada foi 1,61cm, publicada na ICRP 89 como altura referência para o sexo feminino de 15 anos (ICRP 89, 2002). Esse valor foi dividido pelo número de voxel (0,12) tendo como resultado 1342 fatias. Na caixa de diálogo o valor inserido foi 1340, conforme mostra a Figura 28, visto que, em uma etapa posterior, duas fatias serão adicionadas ao modelo.

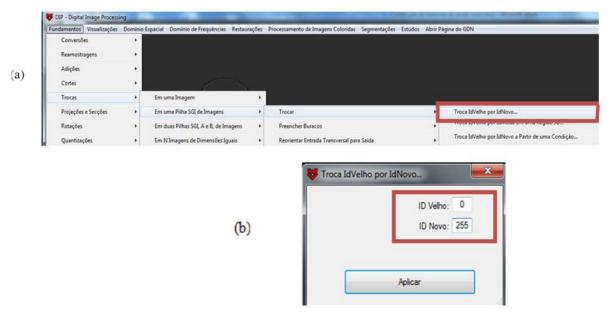
Figura 28- Caixa de diálogo com o número de fatias inserido para criar pilhas \*.SGI.

Fonte: A autora.

Após os dados serem inseridos e aplicar, é inicializada a voxelização das estruturas e arquivos de saída são salvos. Os arquivos de saída salvos pelo DIP são os órgãos/ tecidos voxelizados e enumerados na mesma ordem em que aparecem no arquivo \*.obj, sendo essa numeração o número identificador (IDs) de cada estrutura. 87 arquivos para o fantoma SARA foram salvos.

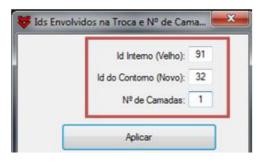
Alguns passos foram realizados nessa etapa voxel, como: trocas de IDs, adicionar conteúdo a órgãos, unir as pilhas no formato \*.sgi, adicionar Linfonodos e Pele. Os arquivos que foram salvos pelo DIP têm o ID relacionado ao modelo do fantoma na versão *mesh*. Os IDs dos órgãos/tecidos do fantoma foram modificados para os mesmos usados pela *FASH*, o que facilita posteriormente o acoplamento do fantoma SARA ao Código EGSnrc, seguindo o menu conforme mostra a Figura 29a. Nessa opção, após selecionar a pilha \*.sgi uma caixa de diálogo é aberta onde é informado o ID atual do fantoma (*Id Velho*) e o ID pelo qual deseja trocar (*Id Novo*) (Figura 29b). Essa operação foi realizada com todas as estruturas.

Figura 29- (a) Menu para troca de IDs e (b) Caixa de diálogo onde são informados o ID Velho e ID Novo.



Alguns órgãos como o Estômago, Vesícula Biliar, Intestino Delgado, Intestino Grosso e Bexiga tiveram conteúdo adicionado. Para realizar a adição foi necessário criar um contorno no órgão utilizando o menu *Estudos- Artigos, Dissertações e Teses — Construção de Fantomas- Ajustes determinísticos em Fantomas SGI — Adicionar Contorno(s) de Voxels em um órgãos*. Na caixa de diálogo, que aparece após selecionar a pilha desejada, é informado o *Id interno (Velho)*, que é preenchido com o valor do ID do órgão, o *Id do Contorno (Novo)*, que será preenchido com o ID do conteúdo que deseja criar. A Figura 29 mostra o exemplo onde o ID velho 91 é do Estômago e o ID de contorno é 30 (o número identificador para o conteúdo do estômago) e o *Nº de Camadas* que permaneceu sendo 1.

Figura 30- Caixa de diálogo para adição do contorno.



Após adicionar o contorno, o que antes era órgão passou a ser conteúdo e o contorno agora representa o órgão, sendo assim, os IDs das estruturas estão invertidos e precisam ser trocados. Para solucionar esse problema a ferramenta de trocas de ID é novamente utilizada realizando a troca entre os IDs do contorno e do conteúdo. Na Tabela 1 são apresentados os IDs dos órgãos e conteúdos utilizados.

Tabela 1- IDs dos órgãos e conteúdos.

ID Órgão	Órgão	ID Conteúdo
89	Vesícula Biliar	30
91	Estômago	32
93	Intestino Delgado	34
95	Intestino Grosso	36
97	Bexiga	38

Fonte: A autora.

Como as estruturas foram voxelizadas separadamente foi necessário junta-las em um único arquivo. Os menus Fundamentos — Adições — Unir N pilhas SGIs com Base em uma lista ordenada de IDs (dos que podem ser para os que não podem ser trocados) e Estudos-Artigos, Dissertações e Teses — Construção de Fantomas — Operação com Fantomas SGI — Juntar N pilhas SGIs com mesma dimensão e mesmo nome base foram usados. O primeiro diretório foi utilizado para juntar estruturas que não deveriam ficar sobrepostas a outras maiores, sendo assim, foi possível colocar em uma caixa de diálogo a ordem dos IDs das estruturas quanto à preferência; o segundo foi utilizado para juntar os ossos, por exemplo, e unir todas as pilhas em um só arquivo. A Figura 31 apresenta a união de mais de uma estrutura em um único arquivo .sgi.

Figura 31- Junção das estruturas: Pele (tecido mole), Músculo ,Tecido Adiposo e Glandular dos Seios em um arquivo .sgi. Visualização da Fatia 326.



Os Linfonodos foram adicionados ao modelo sendo representados por estruturas esféricas por meio de distribuição uniforme de voxel. As regiões que possuem Linfonodos são pescoço, as fossas axilares, os trígonos femorais, e ao redor dos grandes vasos do tórax e abdome. Muitos também são encontrados nas vizinhanças dos intestinos delgados e grossos e na parede posterior do abdome (LIMA, 2011b). Seguindo o menu *Estudos – Artigos, Dissertações e Teses – Construção de Fantomas – Ajuste Monte Carlo em Fantomas SGI – Adicionar, Uniformemente Esferas em uma Região do Fantoma (Linfonodos)... foi criada uma distribuição uniforme de Linfonodos em várias regiões.* 

Na Figura 32 é apresentada a caixa de diálogo onde são introduzidos os dados necessários para realizar a distribuição na região escolhida. Para definir o local em que os Linfonodos são adicionados, foi inserido na *Localização da Região* a coluna, linha e fatia que se inicia a área; em *Dimensões da Região*, os valores da coluna e linha são informados indicando onde a região termina, e na opção *Fatias*, é definida a quantidade de fatias que contém naquela área, sendo o valor, o resultado da subtração da fatia inicial com a última. Com essa adição, alguns voxels do local precisam ser "trocados" pelos voxels dos Linfonodos, e na opção *idNovo e VtldsVelhos* é inserido o ID do Linfonodo (41) e os IDs das estruturas vizinhas que podem ser "trocadas". Os IDs 42 (Pele (tecido mole)) e 6 (Músculos) foram escolhidos para a troca. O Raio Mínimo e Máximo utilizado foi 1, para os dois, e a quantidade foi determinada de acordo com cada região.

Figura 32- Caixa de diálogo padrão onde são inseridos os dados para adição de Linfonodos em uma região.

mensões da Região 478 258 105 Novo e VtldsVelhos 41 2,6,42,48 -	Nome	Colunas	Linhas	Fatias	
Novo e VtldsVelhos 41 2,6,42,48 -	Localização da Região	0	0	325	
	Dimensões da Região	478	258	105	
sioMin, RaioMax e Qte 1 3 7000 Aplica	IdNovo e VtldsVelhos	41	2,6,42,48	_	
	RaioMin, RaioMax e Qte	1	3	7000	Aplicar

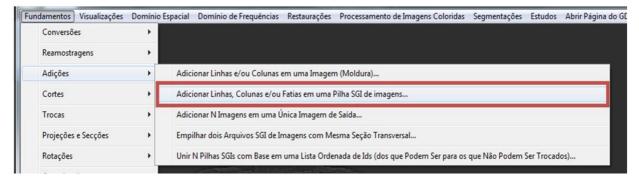
Fonte: A autora.

A distribuição de Linfonodos da *FASH* foi utilizada como referência para identificar as regiões no fantoma SARA. As informações quanto à localização, dimensão e quantidade para cada distribuição no fantoma foram inseridas na caixa de diálogo. O menu de simetria do

DIP foi utilizado para que a adição realizadas em um lado fossem reproduzidas no outro seguindo o diretório: Estudos- Artigos, Dissertações e Tese -Construção de fantoma - Operações com fantoma SGI- Simetria.

A superfície *mesh* foi chamada de tecido mole no fantoma e uma nova Pele foi adicionada ao modelo utilizando o DIP. Antes da adição foi necessário primeiro acrescentadas duas fatias ao fantoma, no topo e na base, seguindo o menu da Figura 33, e na caixa de diálogo aberta está informada a quantidade de fatias acrescentadas (Figura 34).

Figura 33- Menu de adição de linhas, colunas e/ou fatias em uma pilha de imagem SGI.



Fonte: A autora.

Figura 34- Caixa de diálogo onde são inseridas a quantidade para adição de linhas, colunas e/ou fatias.



Fonte: A autora.

Para adicionar a Pele, foi utilizado o diretório *Fundamentos – Troca –Em uma pilha SGI de imagens entre IdVelho e Id contorno (ex. Pele)*, e na caixa de diálogo as informações foram preenchidas de acordo com a Figura 35 sendo o ID da Pele 1.

Id Velho: 0
Id Novo: 1
Id Vizinho de Id Velho: 42

Aplicar

Figura 35- Caixa de diálogo com os dados de entrada para adicionar Pele.

#### 3.2.2 Processo de desenvolvimento da fonte Acelerador Linear

## 3.2.1.1 Geração do Espaço de Fase

A distribuição de fótons da fonte Linac é dada por meio de um arquivo PhSp. Essa distribuição é lida pelo código do usuário e uma quantidade de fótons necessária para a simulação é sorteado nela. Um sorteio significa o estado inicial de uma dada história do fóton, onde a partir de então, o EGSnrc transporta o fóton, simula interações destes com os átomos do meio, avalia a quantidade de energia depositada e calcula a dose absorvida em cada região de interesse.

O PhSp de teste utilizado no desenvolvimento desse trabalho foi gerado por meio do *software* Quimera, que possui a modelagem de um Linac da marca *Varian (Varian Medical Systems)* de 6 MeV e salvo como arquivo de texto. Esse contém as seguintes informações: posição (X,Y), sendo a posição de Z constante, os cossenos diretores (cosα, cosβ, cosγ), as energias (em MeV) e o tipo de partícula (gama). Na Figura 36 é vizualizado parte do arquivo gerado.

Figura 36- Parte do arquivo de teste PhSp

```
Phase Space II
2.250000e+01
-3.999000e+02
X (mm), Y (mm), DirX,
                             DirZ,
                                    Energ (MeV),
                                                   Partic
                      DirY,
                                                    5.7324 gamma
0.801825 -4.664 0.000899971 -0.00799974 0.999968
5.29807 -1.30774 0.00980046 -0.00320015 0.999947
                                                    1.3478 gamma
1.66474 7.53151 0.00390008 0.0120002 0.99992 2.6345 gamma
-2.01215 3.55035 -0.0037999 0.00619984 0.999974
                                                   2.106
4.24915 -0.7197 0.00779976 -0.000399988
                                        0.99997 2.9522 gamma
-3.55975 -3.09245 -0.00699979 -0.0033999 0.99997 3.551
                                                           gamma
```

Um *software* do tipo *in-house* denominado *EspacoFace* foi desenvolvido utilizando o *Microsoft Visual Studio* versão 2013, em linguagem C#, para organizar, retirar informações que não serão usadas e salvar o arquivo de forma que possa ser lido pelo código EGSnrc. *Softwares in-house* são *softwares* produzidos com a finalidade de solucionar questões internas não sendo necessariamente disponibilizados para o mercado.

Nas duas primeiras linhas do arquivo, foram definidos a quantidade de amostras e o 100 cm (considerada a distância da fonte até o isocentro). A posição Y,Z, os cossenos diretores ( $\cos\alpha$ ,  $\cos\beta$ ,  $\cos\gamma$ ) e as energias foram organizadas com 10 espaçamentos . A energia em Mev foi convertida para KeV, pois o código EGSnrc lê nessa unidade de medida. O arquivo foi salvo em \*.txt e nomeado *Linac* (Figura 37).

Figura 37- Parte do arquivo Linac.txt

```
773843

100.0

0.801825 -4.664000 0.998882 0.008009 -0.046588 5732.4

5.298070 -1.307740 0.998514 0.052902 -0.013058 1347.8

1.664740 7.531510 0.997038 0.016598 0.075092 2634.5

-2.012150 3.550350 0.999168 -0.020105 0.035474 2106.0

4.249150 -0.719700 0.999073 0.042452 -0.007190 2952.2

-3.559750 -3.092450 0.998890 -0.035558 -0.030890 3551.0
```

Fonte: A autora.

## 3.2.1.3 Implementação da fonte Acelerador Linear ao Código de usuário no EGSnrc

O MCE FSTA foi utilizado como base para o desenvolvimento dos MCEs SARA\_X, sendo esse, composto pelo código EGSnrc e pelo fantoma de voxel FASH acoplado, disponível para download na página do *Caldose.org* (<a href="http://www.caldose.org/">http://www.caldose.org/</a>). A pasta do FSTA foi salva dentro de uma pasta nomeada *EGS\_HOME*, seguindo o diretório

C:\HEN\_HOUSE\EGS\_HOME e é constituída por arquivos lidos durante a compilação e execução da simulação, sendo eles: o código do usuário (\*.mortram), arquivos obrigatórios para compilação (\*.make e \*.makefile), arquivo com os espectros (\*.mspectra), arquivo onde são inseridas as informações de entrada para execução (\*.egsinp), o fantoma FASH em \*.data (FASH3\_sta.data) e as micromatrizes (micro10x.data, micro12x.data, micro15x.data, micro20x.data e micro55x.data).

No \*.mortram é possível encontrar 14 algoritmos de fontes radioativas já implementadas e disponíveis para uso com formatos do tipo pontual, linear, planar e volumar. A fonte Linac foi construída no rotulo de número 13 e a fonte *Isotrópica num Plano Circular* foi substituída (Tabela 2).

Tabela 2- Fontes disponíveis para uso no EGSnrc com ênfase na substituição da fonte 13

\*Isotrópica num Plano Circular\* pelo Linac.\*\*

Identificador d	la Fonte Descrição da Fonte
1	Paralela, AP (antero-posterior)
2	Paralela, PA (postero-anterior)
3	Paralela, LD (lateral direita)
4	Paralela, LE (lateral esquerda)
5	Paralela, Rotacional
6	Pontual, AP (anterior-posterior)
7	Pontual, PA (posterior-anterior)
8	Pontual, LD (lateral direita)
9	Pontual, LE (lateral esquerda)
10	Pontual, Rotacional
11	Isotrópica no Espaço (4π)
_ 12	Isotrópica no Hemisfério Superior (2π)
13	Isotrópica num Plano Circular → Linac
14	Exposição Interna

Fonte: Vieira (2004).

A implementação do algoritmo da fonte Linac no código do usuário foi desenvolvida em três passos. No primeiro passo foram realizados os seguintes cálculos iniciais:

As dimensões físicas do paralelepípedo contendo as informações do fantoma, foram obtidas com as coordenadas do voxel (*x<sub>voxel</sub>*, *y<sub>voxel</sub>*, *z<sub>voxel</sub>*), em cm, e as dimensões, em pixel, do paralelepípedo (*NX*, *YX*, *ZX*),

$$(x_{\text{max}}, y_{\text{max}}, z_{\text{max}}) = (NX * x_{voxel}, NY * y_{voxel}, NZ * z_{voxel})$$

As coordenadas do centro do paralelepípedo,

$${C = (x_C, y_C, z_C) = 0.5*(x_{max}, y_{max}, z_{max})}$$

• A coordenadas mínimas e máximas do paralelepípedo,

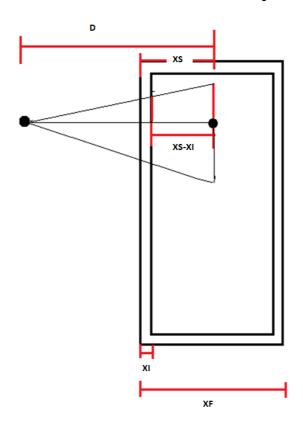
$$\begin{cases} (x_I, y_I, z_I) = (1, 1 * x_{voxel}, x_I, x_I) \\ (x_F, y_F, z_F) = (x_{max} - x_I, y_{max} - y_I, z_{max} - z_I) \end{cases}$$

- O raio da esfera localizada no centro do isocentro para cálculo de fluência: R= 5cm
- Sendo a distribuição de fótons no isocentro, uma variável F definida como,

$$F = \begin{cases} \frac{D - (XS - XI)}{D}, \text{ se LD} \\ \frac{D - (XF - XS)}{D}, \text{ se LE} \end{cases}$$

vai transferir essa distribuição para cada uma das faces do paralelepípedo (lateral direita -LD e lateral esquerda -LE). A Figura 38 apresenta as distâncias envolvidas no cálculo para o LD.

Figura 38- Distâncias envolvidas no cálculo da variável F para o MCE SARA\_LD.



No segundo passo, foi definido um módulo vetor sobre a reta diretora (tt=  $x_{voxel}$  =0,12 cm). Um número aleatório é sorteado e escolhe uma linha dos vetores correspondente ao estado inicial do fóton, sendo esse a posição (x, y e z), direção ( $\cos\alpha$ ,  $\cos\beta$ ,  $\cos\gamma$ ) e energia. Usando o parâmetro tt e o estado inicial sorteado em um laço loop-while interno o ponto P é transportado usando as atribuições paramétricas,

$$P = \begin{cases} x \leftarrow x + tt \cdot \cos \alpha \\ y \leftarrow y + tt \cdot \cos \beta \\ z \leftarrow z + tt \cdot \cos \gamma \end{cases}$$

as dimensões do paralelepípedo (NX, YX, ZX) são calculadas,

$$\begin{cases} NX = (\text{int})(x/x_{voxel}) \\ NY = (\text{int})(y/y_{voxel}), \\ NZ = (\text{int})(z/z_{voxel}) \end{cases}$$

e, se o ID do voxel correspondente for igual a 0, o laço é repetido. Caso contrário, o estado inicial está definido.

O terceiro passo é realizado para verificar se o fóton definido no laço anterior irá passar através da esfera de R=5cm e centro (XS, YS, ZS) usada para avaliar a fluência INAK. Para isso, são calculados:

$$\begin{cases} tt = (XS - x) \cos \alpha + (YS - y) \cos \beta + (ZS - z) \cos \gamma \\ x_{teste} = x + tt \cdot \cos \alpha \\ y_{teste} = y + tt \cdot \cos \beta \\ z_{teste} = z + tt \cdot \cos \gamma \\ R_{teste} = \sqrt{(x_{teste} - XS)^2 + (y_{teste} - YS)^2 + (z_{teste} - ZS)^2} \end{cases}$$

Se  $R_{teste} \leq R$ , a rotina que calcula INAK para a energia do fóton atual é chamada e a porção de INAK calculada é adicionada a uma variável real, também definida fora do laço das histórias e inicializada com 0, que, no final da simulação, corresponderá ao INAK total. Dois MCEs foram salvos para as duas projeções, sendo o lateral direito o SARA\_LD e o lateral esquerdo o SARA\_LE, diferenciados apenas no cálculo da variável F.

O arquivo \*.egsinp foi adaptado e as principais variáveis foram modificadas utilizando os parâmetros vistos na Figura 39 para o SARA\_LD. Nesse arquivo, estão definidos a dimensão do voxel (cm), o número de saídas simuladas (1), o número da fonte (*IGE*) e as variáveis Xs,Ys e Zs identificando a posição do isocentro no fantoma. Esse ponto foi definido a partir do número da fatia, linha e coluna, localizando o isocentro, multiplicados pelo valor

do voxel (0,12). A simulação foi realizada com 5x10<sup>7</sup> histórias (*NTIM*), sendo esse, um número típico de simulações MC em dosimetria externa. O arquivo de entrada do MCE SARA\_LE é simular a esse, diferenciados no nome do arquivo de saída (*RESULTS IN FILE*).

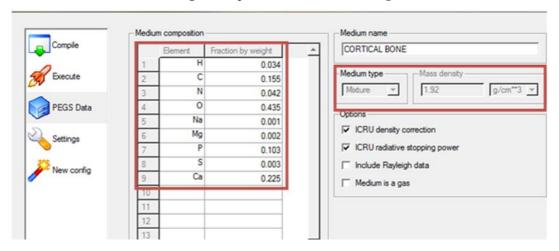
Figura 39- Arquivo de entrada SARA\_LD.egsinp com os parâmetros utilizados na simulação.

Fonte: A autora.

### 3.2.3 Modificação na seção de choque

A seção de choque (\*.pegs4dat) é um arquivo que possui informações dos materiais que constituem cada tecido do corpo humano existentes no fantoma em função das energias (interação por unidade de massa). A partir desse arquivo, é possível determinar a deposição da radiação através dos órgãos e tecidos. O código EGSnrc utiliza os valores de referência da publicação da ICRU 44 (1962) para gerar a seção de choque, como exemplificado na Figura 40.

Figura 40- Valores dos componentes e densidade do Osso Cortical para um indivíduo adulto de acordo com a publicação da ICRU 44 no código EGSnrc.



A composição química de um determinado tecido dentro de um indivíduo varia de um para o outro. Fatores como sexo, metabolismo, hábitos alimentares, estado de saúde e idade podem influenciar nessa composição. O Osso Cortical, por exemplo, muda consideravelmente desde a infância até a fase adulta (ICRU 44, 1989). A Tabela 3 apresenta valores correspondentes ao Osso cortical publicados pela ICRU 44 a partir de amostras com 24 adultos (entre 20-74 anos), 10 crianças (6-13 anos) e 4 crianças (2-5 anos).

Tabela 3- Composição do elemento e a densidade de massa do osso cortical

Composição Elementar (percentual por massa)						
Amostra	Н	С	N	О	Outros	Densidade da massa (Kg m-3)
24 adultos (20 -74 anos)	3.4	15.5	4.2	43.5	0.1 Na, 0.2 Mg, 10.3 P, 0.3 S	1920
					22.5 Ca	
10 Crianças (6-13 anos)	3.9	15.8	4.4	45.0	0.2 Mg, 9.8 P, 20.9 Ca	1830
4 crianças (2-5 anos)	4.0	15.7	4.5	45.7	0.2 Mg, 10.1 P, 20.1 Ca	1800

Fonte:ICRU 44, 1989 (adaptada).

O arquivo seção de choque da *FASH* foi utilizado nesse trabalho e contém as informações dos materiais para um indivíduo adulto. Observou-se que alguns elementos químicos presentes no Osso Cortical de adultos não estão presentes na infância, como o Sódio (*Na*) e o Enxofre (*S*), assim como a densidade também não é a mesma. Com isso, foi gerada uma nossa seção de choque para o osso cortical no próprio EGSnrc utilizando a densidade e o percentual por massa dos elementos químicos da amostra de 10 crianças.

A Figura 41 apresenta o *PEGS Data*, onde são preenchidos os dados para gerar a seção de choque. Informações quanto aos componentes e valores, a densidade e a energia usada para fótons e elétrons estão descritos na imagem. Na Figura 42 temos o arquivo gerado pelo EGSnrc.

Figura 41- Elemento químico, percentual por massa dos elementos, densidade e energia para fótons e elétrons preenchidas no PEGS Data no EGSnrc

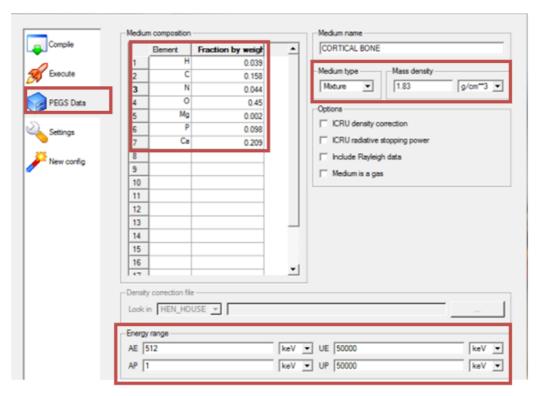


Figura 42- Parte do arquivo da seção de choque gerada para o Osso Cortical infantil

```
MEDIUM=CORTICAL BONE
                                STERNCID=CORTICAL BONE
MIXT, RHO= 1.8300E+00, NE= 7, IUNRST=0, EPSTFL=0, IAPRIM=0
ASYM=H , Z= 1., A= 1.008, PZ= 3.86916E-02, RHOZ= 3.90000E-02
ASYM=C , Z= 6., A= 12.011, PZ= 1.31544E-02, RHOZ= 1.58000E-01
ASYM=N ,Z= 7.,A=
                 14.007, PZ= 3.14135E-03, RHOZ= 4.40000E-02
                  15.999, PZ= 2.81261E-02, RHOZ= 4.50000E-01
ASYM=0 , Z= 8., A=
ASYM=MG, Z=12., A=
                  24.312, PZ= 8.22639E-05, RHOZ= 2.00000E-03
ASYM=P , Z=15., A=
                  30.974, PZ= 3.16396E-03, RHOZ= 9.80000E-02
ASYM=CA, Z=20., A=
                   40.080, PZ= 5.21457E-03, RHOZ= 2.09000E-01
                              1.00000E-03
   1.50684E+01
                 5.12000E-01
                                             5.00000E+01
            0 150
    0 2000
                       0
                                  0
   9.99981E-01 -2.17297E-01
                             4.98645E-02
                                            9.95745E-01 -2.33240E-01
   9.52000E-01
                1.00023E+00 -1.84149E-01
                                             3.55007E-02
                                                          1.01460E+00
  -2.37656E-01
                9.52000E-01
                               1.00035E+00 -1.67100E-01
                                                           2.56471E-02
   1.02429E+00 -2.39927E-01
                               9.52000E-01
                                             9.99981E-01 -2.17930E-01
```

No arquivo \*.pegs4dat da FASH as informações relacionadas ao Osso Cortical adulto foram substituídas pelos novos valores gerados. As informações dos demais tecidos permaneceram as mesmas no arquivo. Após a substituição, o arquivo nomeado de CSECT\_F20\_sta.peg4 foi renomeado para CSECT\_SARA15.pegs4.

## 3.2.4 Acoplamento do fantoma de voxel ao código EGSnrc

A avaliação dosimétrica utilizando o fantoma SARA só é possível a partir do seu acoplamento ao código EGSnrc. A primeira etapa para realização o acoplamento é converter o arquivo que fantoma final foi salvo (\*.sgi) por um arquivo lido pelo código. O *software* DIP foi utilizado para realizar a conversão do arquivo \*.sgi em um do tipo \*.data por meio do diretório apresentado na Figura 43.

Fundamentos Visualizações Domínio Espacial Domínio de Frequências Restaurações Processamento de Imagens Coloridas Segmentações Estudos Abrir Página do GDN Imagem 2D Conversões N Imagens de Dimensões Diferentes em uma Pilha SGL... Adições Arquivos Binários em Arquivos de TXT. N Imagens A e M Imagens B (N >= M) em N Imagens Formadas com a A ∩ B... Cortes N Imagens de Entrada em M Imagens de Saída.. M Pilhas SGI Segmentadas com Imagens de Mesma Dimensão em suas Imagens Tra M Pilhas SGI Segmentadas de Mesma Dimensão em N Imagens Ladrilhadas. Uma Pilha SGI Monocromática em suas Imagens Transversais. M Pilhas SGI Monocromáticas com Imagens de Mesma Dimensão em suas Imagens Transversais. M Pilhas SGI Monocromáticas de Mesma Dimensão em N Imagens Ladrilhadas... Uma Pilha SGI em uma Pilha SID... Uma Pilha SID em uma Pilha SGL. Uma Pilha SGI em um Arquivo de Texto Lido nos MCEs com o EGSnrc..

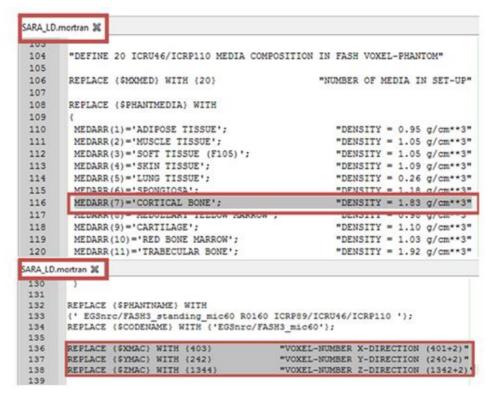
Figura 43- Menu para conversão de um arquivo \*.sgi em um arquivo \*.data.

Fonte: A autora.

Na segunda etapa são realizadas modificações em três arquivos, sendo eles: \*.make, \*.makefile e \*.mortram, para o acoplamento do fantoma SARA.

O \*.make e \*.makefile sofrem modificações internas, onde são informados no *USER\_CODE* e \$id o nome do MCE, sendo necessário também renomear o \*.make. O \*.mortram é o código principal do EGSnrc e deve ser nomeado da mesma forma que os outros arquivos (Figura 44) . Nesse código, foi modificado a densidade para o Osso Cortical de acordo com o valor descrito na seção de choque, os valores quanto às dimensões do fantoma somado com +2 e modificações internas relacionadas à substituição do nome FASH\_sta por SARA\_LD ou SARA\_LE.

Figura 44-Arquivo \*.mortram modificado no valor da densidade do Osso Cortical e nas dimensões do fantomas, sendo *Xmac* o número de linhas, *Ymac* de colunas e *Zmac* de fatias do fantoma SARA somados com +2 para o MCD SARA\_LD.



## 4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados estão organizados em tópicos, abordando as versões finais do modelo SARA em mesh e voxel, assim como os resultados das principais modificações e adições no modelo.

Os resultados dosimétricos apresentados são parciais e relacionados ao PhSp de teste utilizado, simulando as duas projeções laterais do crânio (SARA\_LD e SARA\_LE). Comparações entre os MCEs foram realizadas com o intuito de verificar se a fonte, a saída dos fótons e a leitura do arquivo estão corretas. É esperando que nos órgãos em torno do plano Y e Z, contendo o isocentro, à dose seja estatisticamente a mesma para as duas projeções, assim como, nos órgãos distantes desse ponto, em relação a uma fonte e outra, apresentem resultados diferentes. A *D/INAK* e o coeficiente de variância (%)<sup>2</sup> foram avaliados nos órgãos e tecidos moles radiossensíveis listados pela ICRU 103 (2007). A dose efetiva não foi calculada, pois nem todos os tecidos ósseos estão segmentados no fantoma SARA.

### 4.1 Resultados do fantoma SARA em mesh

O desenvolvimento do Fantoma SARA partiu de três objetos primários, sendo necessário realizar algumas adições e modificações. O Músculo Abdominal foi agrupado ao Sistema Muscular por meio da ferramenta *Attach* e na Figura 45 é apresentada essa adição.

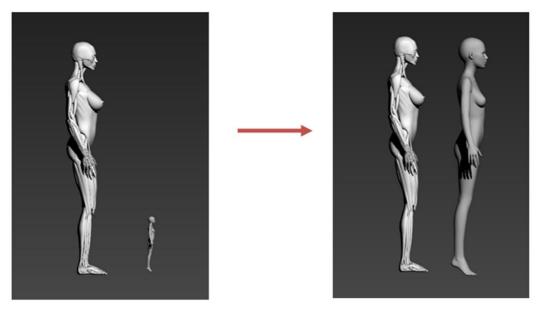
\_

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> Função usada para avaliar as incertezas estatísticas dos MCEs.

Figura 45- Adição do Músculo Abdominal ao modelo Muscular.

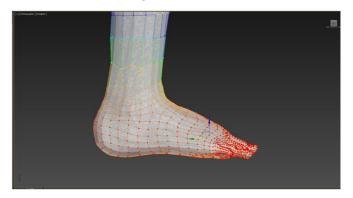
A superfície *mesh* do modelo feminino infantil, quando comparada às demais estruturas era menor, e antes de uni-las, foi preciso redimensionar seu tamanho. A ferramenta *Uniform Scale* foi utilizada e o resultado pode ser visto na Figura 46.

Figura 46-Vista lateral antes (a) e depois (b) do uso da ferramenta uniform Scale.



Com a junção dos objetos, modificações no contorno da superfície *mesh* foram realizadas e algumas estruturas modeladas por meio do uso das ferramentas presentes no *software* Autodesk 3Ds max. A Figura 47 apresenta o resultado da modelagem do pé.

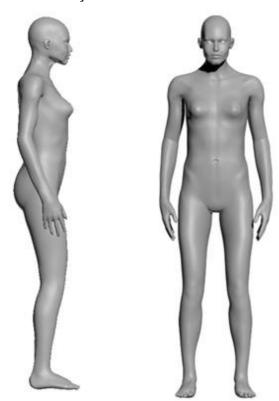
Figura 47- Resultado final da modelagem do pé e uso da ferramenta SoftSellection.



Fonte: A autora.

Após os ajustes, é visualizado na Figura 48 o resultado final do fantoma SARA na versão mesh.

Figura 48- Figura Visualização lateral e frontal do fantoma SARA em mesh.



## 4.2 Resultados do fantoma SARA na versão voxel

Com a voxelização das estruturas foi possível realizar trocas de IDs (para o posterior acoplamento ao código MC), adicionar conteúdo a órgãos, unir pilhas \*.sgi, adicionar Linfonodos em uma região e Pele. A Figura 49 apresenta o resultado final do Estômago antes (a) e depois (b) da adição do conteúdo.

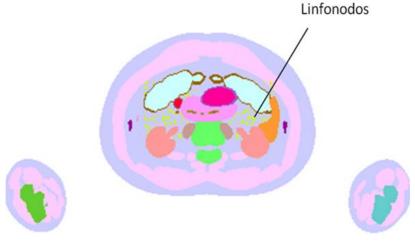
Figura 49- Fatia 459 do órgão Estômago sem conteúdo (a) e com conteúdo (b).



Fonte: A autora.

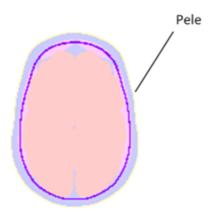
A distribuição de Linfonodos no fantoma SARA foi realizada por meio do software DIP e a Figura 50 mostra essa adição em uma das regiões onde foram adicionados.

Figura 50- Distribuição uniforme de Linfonodos na região do abdômen (fatia 479).



A superfície mesh foi considerada tecido mole no modelo e uma nova Pele foi adicionada. O resultado final pode ser visto na Figura 51.

Figura 51- Visualização da Fatia 66 após adição da Pele. Na imagem estão presentes o Tecido Mole, Músculo, Osso do Crânio e Cérebro.



Fonte: A autora.

A versão do fantoma SARA em voxel contém 401 colunas, 240 linhas, 1342 fatias e 31 estruturas. Muitos dos órgãos e tecidos radiossensíveis publicados na ICRP 103 (2007) estão presentes no fantoma, exceto a Medula Ossea, Muscosa Oral e Próstata (por se tratar de um modelo feminino). Na Tabela 4 é possível observar o fator de peso recomendado para 28 órgão e tecidos radiossensíveis publicados. As informações relacionadas as estruturas presentes no fantoma SARA, número de IDs, número de voxel, volume e densidade estão descritas na Tabela 5.

Tabela 4- órgãos e Tecidos Radiossensíveis e seus fatores de peso ICRP 103.

Órgãos/Tecidos	$\mathbf{W}_{\mathbf{T}}$	$\sum W_T$
Medula óssea, Cólon, Pulmões, Estômago, Mamas, Demais tecidos*	0,12	0,72
Gônadas	0,08	0,08
Bexiga, Esôfago, Fígado, Tireoide	0,04	0,16
Superfície do osso, Cérebro, Glândulas salivares, Pele	0,01	0,04
	Total	1

<sup>\*</sup>Demais tecidos: Adrenais, Vesícula Biliar, Coração, Rins, Linfonodos, Músculos, Mucosa Oral, Pâncreas, Próstata, Intestino Delgado, Baço, Timo e Útero.

Fonte: ICRP 103 (2007).

Tabela 5-Dados das estruturas do Fantoma SARA na versão voxelizada.

ID	Órgão/Tecido	Nº de Voxels	Volume (cm <sup>3</sup> )	Densidade (g/cm³)
1	Olhos	7500	12,96	1,05
2	Adrenais	9798	16,93	1,03
3	Parede da Bexiga	2844	4,91	1,04
4	Cérebro	528522	913,29	1,05
6	Parede do Cólon	30977	53,53	1,04
7	Seios, Glandular	14633	25,28	1,02
8	Rins	56810	98,17	1,05
9	Fígado	211008	364,62	1,05
10	Pulmão	1925320	3326,95	0,26
11	Músculo	9067954	15669,42	1,05
12	Esôfago	13799	23,84	1,03
13	Ovários	1584	2,73	1,04
14	Pâncreas	16551	28,6	1,05
15	Tecido Adiposo	12501378	21602,38	1,04
16	Intestino, Delgado	38553	66,62	1,04
17	Pele	1460789	2524,24	1,09
18	Baço	55753	96,34	1,04
19	Parede do Estômago	9715	16,78	1,04
20	Glândulas Salivares	16893	29,19	1,03
21	Timo	3984	6,88	1,03
22	Tireoide	1588	2,74	1,04
23	Vias Aéreas Respiratórias	53234	91,99	1,03
24	Útero	12445	21,5	1,03
25	Tecido Adiposo	395749	683,85	0,95
26	Parede do Coração	32227	55,69	1,05
27	Tecido Linfático	129834	224,35	1,03
28	Parede da Vesícula Biliar	2528	4,37	1,03
29	Esqueleto, Média	2796208	4831,85	1,37
30	Osso Cortical, corpo Inteiro	2791482	4823,68	1,83
113	Cartilagem, Dentes	4726	8,17	1,10
114	Corpo Inteiro, Média	29398178	50800,05	1,02

Na Figura 52 são apresentados alguns dos órgãos e tecidos do fantoma SARA, como Cérebro, Seios (Adiposo e Glandular), Adrenais, Rins, entre outras, na visão frontal e lateral.

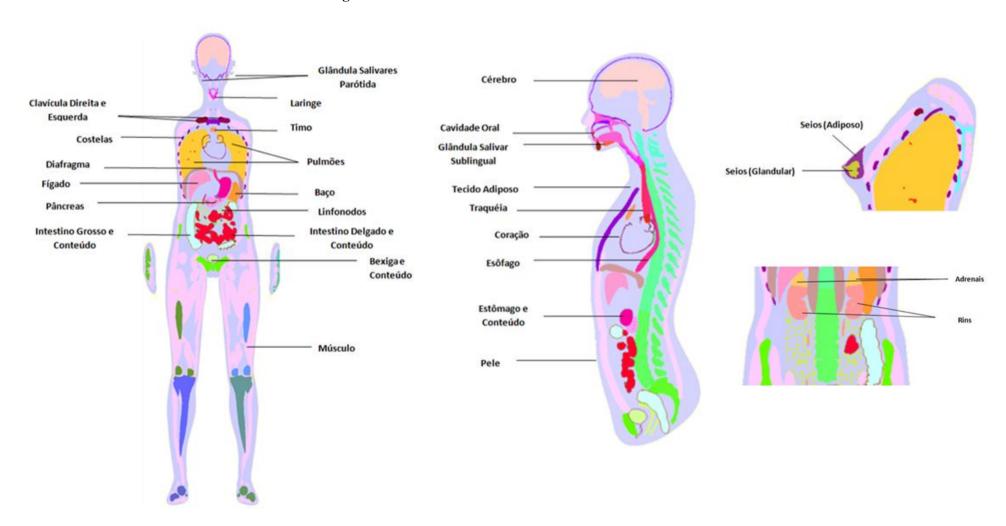


Figura 52- Estruturas do fantoma SARA em voxel.

# 4.3 Avaliações Dosimétricas

O número de partículas de fluência foram analisadas e estão apresentadas na Tabela 6. Como observado, o número de partículas é estatisticamente a mesma, o que possibilita a comparação entre os dois MCEs.

Tabela 6- Análise do número de partículas de fluências entre as duas projeções (LD e LE).

Projeção do feixe	Número de Histórias	Número de Partículas de Fluência
SARA_LD SARA_LE	5,00E+07 5,00E+07	20569541 20557096
		\$

Fonte: A autora.

Espera-se que a dose nos órgãos em torno do plano Y e Z contendo o isocentro seja a mesma para as duas projeções. Quatro órgãos foram analisados: Olhos, Cérebro, Glândulas Salivares e Tireóide (Figura 53). Os resultados na Tabela 7 mostram que a D/INAK esses órgãos corresponderam ao esperado.

Figura 53- Vista lateral do fantoma SARA com os seguintes órgãos: Cérebro, Olhos, Glândulas Salivares e Tireóide. O isocentro está indicado na imagem.

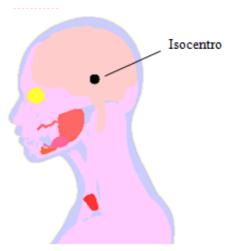


Tabela 7- Avaliação dos órgãos próximos ao plano do isocentro.

		D/INAK	(Gy/Gy)	Coeficiente de	Variância (%)
ID	Órgão	SARA_LD	SARA_LE	SARA_LD	SARA_LE
1	Olhos	2,1377E+02	2,1361E+02	0.97	0.97
4	Cérebro	5,4066E+03	5,3579E+03	0.06	0.06
20	Glândulas Salivares	8,0993E+03	8,2147E+03	0.20	0.20
22	Tireóide	1,0992E+02	1,1199E+02	2.34	2.32

Dois órgãos distantes do plano contendo o isocentro também foram avaliados. O Fígado e o Baço foram escolhidos para análise devido a sua posição anatômica no corpo humano (direito e esquerdo, respectivamente) (Figura 54). A Tabela 8 apresenta os valores da dose nas duas projeções, onde nota-se que a D/INAK no Fígado foi maior na projeção LE comparada com a direita, diferentemente do Baço, que a maior dose foi obtida na projeção LD. A diferença da D/INAK nesses órgãos era esperada devido à direção da saída dos fótons (fótons emitidos na direita saem do lado esquerdo, e vice versa), pois a energia dos fótons contidos no espaço são altas.

Figura 54- Vista frontal do fantoma SARA com os seguintes órgãos: Cérebro, Fígado e Baço. O isocentro está indicado na imagem.

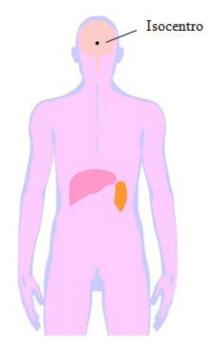


Tabela 8- Avaliação dos órgãos distantes do plano do Isocentro.

	D/INAK (Gy/Gy)		Coeficiente de	Variância (%)
Órgão	SARA_LD	SARA_LE	SARA_LD	SARA_LE
Fígado	2,6413E+00	3,3544E+00	1.07	1.05
Baço	2,5192E+00	1,5964E+00	2.36	2.40
-	Fígado	Órgão         SARA_LD           Fígado         2,6413E+00           Baço         2,5192E+00	Órgão         SARA_LD         SARA_LE           Fígado         2,6413E+00         3,3544E+00	Órgão         SARA_LD         SARA_LE         SARA_LD           Fígado         2,6413E+00         3,3544E+00         1.07           Baço         2,5192E+00         1,5964E+00         2.36

Para fins de proteção radiológica, seria preciso calcular a dose efetiva. A Tabela 9 apresenta a D/INAK e o coeficiente de variância para os órgãos e tecidos moles radiossensíveis, segundo a ICRP 103 (2007), presentes no fantoma SARA. Foi observado que em quatro estruturas, sendo elas: parede da Vesícula Biliar, parede da Bexiga, Ovários e Útero, o coeficiente de variância foi alto. Isso ocorreu, devido à distância em relação à fonte e pelo fato de serem órgãos pequenos, o que eleva o erro estatístico.

Tabela 9- Valores de D/INAK e o coeficiente de variância dos órgãos e tecidos presentes no fantoma SARA.

		D/INAK (	D/INAK Gy/Gy		Variância (%)
ID	Órgão/Tecido	SARA_LD	SARA_LE	SARA_LD	SARA_LE
1	Olhos	2,1377E+02	2,1361E+02	0.97	0.97
2	Adrenais	1,9923E+00	2,4456E+00	5.15	5.24
3	Parede da Bexiga	1,2572E-01	6,6879E-02	37.66	39.81
4	Cérebro	5,4066E+03	5,3579E+03	0.06	0.06
6	Parede do Cólon	4,8381E-01	5,4001E-01	5.80	5.42
7	Seios, Glandular	1,1435E+01	1,1511E+01	2.24	2.25
8	Rins	1,4294E+00	1,4278E+00	2.75	2.80
9	Fígado	2,6413E+00	3,3544E+00	1.07	1.05
10	Pulmão	1,3720E+01	1,4174E+01	0.38	0.37
11	Músculo	1,8624E+02	1,8776E+02	0.06	0.06
12	Esôfago	4,7414E+01	4,6737E+01	2.12	2.16
13	Ovários	1,1398E-01	1,3153E-01	51.56	46.38
14	Pâncreas	1,0689E+00	1,0793E+00	5.50	5.48
15	Tecido Adiposo	3,9483E+02	4,0446E+02	0.04	0.04
16	Intestino, Delgado	5,5894E-01	5,1954E-01	4.93	5.13
17	Pele	1,9306E+02	2,2515E+02	0.10	0.10
18	Baço	2,5192E+00	1,5964E+00	2.36	2.40
19	Parede do Estômago	1,8564E+00	1,8992E+00	5.21	4.98
20	Glândulas Salivares	8,0993E+03	8,2147E+03	0.20	0.20
21	Timo	1,9518E+01	2,1082E+01	2.91	2.80
22	Tireóide	1,0992E+02	1,1199E+02	2.34	2.32
23	Vias Aéreas Respiratórias	5,3374E+03	5,3052E+03	0.15	0.15
24	Útero	1,3953E-01	1,0761E-01	16.14	20.74
25	Tecido Adiposo	4,0484E+00	4,3112E+00	0.73	0.71
26	Parede do Coração	1,1946E+01	1,2302E+01	1.27	1.25
27	Tecido Linfático	4,9015E+02	4,9569E+02	0.20	0.20
28	Parede da Vesícula Biliar	1,4273E+00	1,6519E+00	11.39	11.49
29	Esqueleto, Média	3,4173E+02	3,4124E+02	0.07	0.07
30	Osso Cortical, corpo Inteiro	2,5449E+02	2,5412E+02	0.07	0.07
113	Cartilagem, Dentes	1,7507E+03	1,7456E+03	0.60	0.60
114	Corpo Inteiro, Média	3,9945E+02	4,0487E+02	0.02	0.02

## 5. CONCLUSÃO E PERSPECTIVAS

O presente trabalho teve como objetivo principal desenvolver MCEs para as projeções do tratamento radioterápico crânio espinhal e avaliar a distribuição de dose em órgãos e tecidos radiossensíveis para proteção radiológica.

Um fantoma feminino da idade de 15 anos foi construído utilizando a técnica de modelagem poligonal *mesh* e posteriormente voxelizado. A versão voxel do fantoma nomeado SARA é composto por 31 estruturas, incluindo muitos dos órgãos e tecidos moles radiossensíveis presentes na ICRP 103, bem como o esqueleto completo com apenas um tecido ósseo, o Cortical. O algoritmo da fonte Linac foi implementado no código de usuário do EGSnrc e a sua distribuição de fótons foi dada por meio de um arquivo PhSp, de teste, gerado pelo *software* Quimera e lido pelo código do usuário.

Os resultados foram impressos no formato de arquivos de texto e analises dosimétricas foram feitas. Para essas análises, foram utilizados os coeficientes de D/INAK. Os resultados dosimétricos mostraram qualitativamente que a fonte está correspondendo ao que se esperava quanto à projeção dos fótons e leitura do arquivo.

Como perspectiva para defesa de dissertação, os MCEs SARA\_CT e SARA\_CL da coluna torácica e lombar serão desenvolvidos a partir de arquivos contendo espaços de fases com esses tratamentos. Mais detalhes serão acrescentados, como por exemplo, a definição da posição do espaço de fase nos próprios PhSp. Outro detalhe relevante é que os novos arquivos terão mais amostras que as 773843 presentes no arquivo usado, o que tornam as simulações mais robustas.

Como perspectiva para além da dissertação, o fantoma desenvolvido em posição ortostática será convertido para decúbito, e certamente a posição de alguns órgãos e tecidos serão alterados. O fantoma SARA será ajustado quanto à massa dos órgãos e tecidos de acordo com os valores de referência publicados no documento da ICRP 89 para a idade de 15 anos do sexo feminino e o tecido ósseo atual, será segmentado em Cortical, Trabecular e Medular.

# REFERÊNCIAS

AGOSTINELLI, S. Geant4: A simulation toolkit. Geant4 Collaboration, 2003, 86 p.

AKHLAGHI, P.; HASHEM, M. H.; LALEH, R. M. Dose Estimations for Iranian 11-year-old Pediatric Phantoms Undergoing Computed Tomography Examinations. Journal of Radiation Research. Vol 56, No 4, 2013, 646-655 p.

ALVES, M. S. Desenvolvimento de um Sistema Computacional para Edição de Objetos 3D e Análise de Resultados Dosimétricos. Dissertação de Mestrado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2013, 129 p.

AUTODESK. **3DS MAX 2015**. **Software de modelagem**. Disponível em: <a href="http://www.autodesk.com.br/products/3ds-max/overview">http://www.autodesk.com.br/products/3ds-max/overview</a> Acesso em: 06 mar. 2015.

BARROS, C. A. Conhecimentos e Práticas Relacionadas às Neoplasias Malignas Pediátricas mais Frequentes: Avaliando os Estudantes de uma Faculdade de Medicina de Pernambuco. Dissertação de Mestrado, Instituto Materno-Infantil,IMIP, Recife, Pernambuco, 2008, 104 P.

BRIESMEISTER, J. F. MCNP: A general Monte Cano N-Particle Transport Code, Version 4C. Los Alamos National Laboratory. Report. LA-13709-M, 2001.

CABRAL, M. O. M. Desenvolvimento de Um Modelo Computacional de Exposição para Uso em Avaliações Dosimétricas em Gestantes. Dissertação de Mestrado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2015, 94 p.

CAON, M.; BIBBO, G.; PATTISON, J. An EGS4-READY Tomographic Computational Model of a 14-Year-Old Female Torso for Calculating Organ Doses From CT Examinations. Physics in Medicine and Biology. Vol 44, No 9, 1999.

CASSOLA, V. F.; LIMA, V. J.; KRAMER, R.; KHOURY, H. J. **FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: I. Development of the anatomy**. Physics in Medicine and Biology, vol. 55, No. 1, 2010a.

CASSOLA, V. F.; KRAMER, R.; BRAYNER, C.; KHOURY, H. J. Posture-specific phantoms representing female and male adults in Monte Carlo-based simulations for radiological protection. Physics in Medicine and Biology, vol. 55, No. 15, 2010b.

CASSOLA, V. F.; KRAMER, R.; LIMA, V. J. M.; BRONW, K. R. **Development of Newborn and 1-year-old Reference Phantoms Based on Polygon Mesh Surfaces**. Journal of Radiological Protection. Vol 33, No 3, 2013.

CHRISTY, M. Mathematical Phantoms Representing Children of Various Ages for Use in Estimates of Internal Dose. Health and Safety Research Division, Oak Ridge, Tennessee 37830, 1980.

CHRIST, A.; KAINZ, W.; HAHN, E.H.; HONEGGER, K.; ZEFFERER, M.; NEUFELD, E.; RASCHER, W.; JANKA, R.; BAUTZ, W.; CHEN, J.; KUEFER, B.; SCHMITT, P.; HOLLENBACH, H. P.; SHEN, J.; OBERLE, M.; SZCZERBA, D.; KAN, A.; GUAG, J. W.; KUSTE, N. The Virtual Family- Development of surface-base anatomical models of two adults and two children for dosimetric simulations. Physics in Medicine and Biology. Vol, 55, No 23, 2010.

COSTA, K. S. S. Desenvolvimento de Modelos Antropomórficos Patológicos usando Técnica de Modelagem 3D para Dosimetria Numérica. Dissertação de Mestrado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2011, 64 p.

DEMASI, O. F. Anormalidades Dentárias em Crianças Submetidas a Tratamento Antineoplásico para Neoplasias do Sistema Nervoso Central. Dissertação de Mestrado, FMUSP, São Paulo, 2015, 63 p.

EBAH. **Rede Social para o Compartilhamento acadêmico**. Disponível em: <a href="http://www.ebah.com.br">http://www.ebah.com.br</a> > Acesso em: 08 fev. 2016.

FERREIRA, R. M. Tumores do Sistema Nervoso Central: Fatores Prognósticos Relacionados à sobrevida de Crianças e Adolescentes em duas Coortes Hospitalares. Tese de Doutorado, Fundação Oswaldo Cruz, Rio de Janeiro, 1999, 183 p.

FOGLIATA, A.; B, S.; CAFARO, I.; WEBER, C. D. Cranio-Spinal Irradiation With Volumetric Modulated arc Therapy: A Multi-institutional treatment experience. Radiotherapy and Oncology. Vol 99, No 1, 2011, 79-85 p.

GASPARINI. B. Mortalidade por Tumores do Sistema Nervoso Central no Município do Rio de Janeiro, 1980-2007. Dissertação de Mestrado, FIOCRUZ, ENSP, Rio de Janeiro, 2010, 77 p.

GOLDBERG, T. B. L.; RODRIGUES, M. A. M.; TAKATA, R. T.; NOGUEIRA. C.R; FALEIROS, A.T.S. **Deficiência de Hormônio do Crescimento após Radioterapia por Meduloblastoma na Infância: Relato de Caso**. Academia Brasileira de Neurologia (ABNEURO). Vol 61, No. 2B, 2003.

GRAFF, F. Anatomia Humana. Sexta Edição. São Paulo: Manole, 2003. 900p.

HAKIMADAB, H. M.; AZGHADI, E. H.; MOTOVALLI, L. R. **Development of a 9-Months Pregnant Hybrid Phantom and its Internal Dosimetry for Thyroid Agents**. Journal of Radiation Research. Vol 55, no 4, 2014.

ICRP. **International Commission on Radiological Protection**. Report on the Task Group on Reference Man. ICRP Publication 23. 1975.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection reference values. ICRP Publication 89. 2002.

ICRP. **International Commission on Radiological Protection**. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. 2007.

ICRU. **International Commission on Radiological Units e Measurements**. Tissues Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurament.. ICRU Publication 44. 1989

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy. ICRU Publication 50. 1993.

INCA. **Instituto Nacional do Câncer**. Estimativa 2014 Incidência de Câncer no Brasil. Rio de Janeiro, 2014.

KAWRAKOW, I.; ROGERS, D. W. O.; TESSIER, F.; WALTERS, B. R. B. **The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport**. NRCC Report PIRS-701. National Research Council of Canada, Ottawa, K1A OR6, 2013, 311 p.

KHAN, F. M. **The Physics of Radiation Therapy**.Terceira edição. Estados Unidos.Lippincott Williams e Wilkins. 2003, 608 p.

KRAMER, R., ZANKL, M., WILLIAMS, G.; DREXLER, G. The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods. Part I: The Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical Phantoms. GSF-Bericht S-885. GSF-National Research for Environment and Health, Neuherberg, Germany, 1982.

LEE, C.; WILLIAMS, J. L.; LEE, C.; BOLCH, W. E. The UF **Seires of Tomographic Computational Phantoms of Pediatric Patients**. Physics in Medicine and Biology. Vol 23, No 12, 2005.

LEE, C.; LEE, C.; WILLIAMS, J. L.; BOLCH, W. E. Whole-body Voxel Phantoms of Pediatric Patients- UF Series B. Physics in Medicine and Biology. Vol 51, No 18, 2006.

LEAL NETO, V.; VIEIRA, J. W.; LIMA, F. E. A. Uso das distribuições Erlang e Exponencial para Simular uma Fonte Radioativa Isotrópica no Solo. Scientia Plena. Vol 4, No 11, 2008, 6 p.

LEE, C.; LODWICK, D.; HURTADO, J.; PAFUNDI, D.; WILLIAMS, J. L.; BOLCH, W. E. **The UF family of Reference Hybrid Phantoms for Computational Radiation Dosimetry.** Physics in Medicine and Biology. Vol 55, No 2, 2010.

LIMA, V. J. M.; CASSOLA, V. F.; KRAMER, R.; VIEIRA, J. W. **Development of 5- and-10 year- old Pediatric Phantoms Based on Polygon Mesh Surfaces**. Medical Physics. Vol 38, No 8, 2011a.

LIMA, V. J. M. Desenvolvimento de Fantomas Mesh Infantis, Morfologicamente Consistentes com a Anatomia Humana, para Uso em Dosimetria. Tese de Doutorado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2011b, 92 p.

MICHALOWSKI, M. B.; LORENA, C.F.; RECH, A.; SANTIAGO, P.; LORENZONI, M.; TANIGUCHI, A.; PEREIRA, W. V.; DAUDT, L. E. Diagnóstico Precoce em Oncologia Pediátrica: Uma urgência Médica. Bol Cient Pediatr. Vol 1, No 1, 2012.

NIPPER, J. C.; WILLIAMS, J. L.; BOLCH, W. E. Creation of Two Tomographic Voxel Models of Pediatric Patients in The First Year of Life. Physics in Medicine and Biology. Vol 47, No 17, 2002.

OLIVEIRA, A. C. H.; VIREIRA, J. W.; SANTANA, M. G.; LIMA, F. R. A. Monte Carlo Simulation of a Medical Linear Accelerator for Generation of Phase Spaces. INAC, ABEN, 2013.

OLIVEIRA, A. C. H. Desenvolvimento de um Sistema Computacional Baseado no Código GEANT4 para Avaliações Dosimétricas em Radioterapia. Tese de Doutorado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2016, 76 p.

OLIVEIRA, F. L. **Avaliação da Dose em Radioterapia Crânio-Espinhal para Meduloblastoma**. Dissertação de Mestrado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2008.

PETOUSSI-HENSS, N.; ZANKL, M.; FILL, U.; REGULLA, D. The GDF Family of Voxel Phantoms. Physics in Medicine and Biology. Vol 47, No 1, 2002.

SALVAT, F.; FERNANDEZ-VAREA, J.M.; SEMPAU, J. **PENELOPE-2011: A code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. Tutorial for PENELOPE (version 2011).** Nuclear Energy Agency, Workshop Proceedings, Barcelona, Spain, 2011, 384 p.

SALVAJOLI, V. F.; SOUHAMI, L.; FARIA, S. L. **Radioterapia em Oncologia**. Segunda edição. São Paulo: Atheneu,2013,1312 p.

SANTOS, C. V.; TOSCANO, S. A.; VIDSIUNAS, A. K. **Radiologia: Anatomia Humana-Noções Básicas**. Primeira Edição. São Paulo: Martinari, 2009, 293 p.

SCAFF, L. M. Física da Radioterapia. São Paulo: Sarvier, 1997.

SILVA, A. M.; LATORRE, A. R. D. O.; CRISTOFANI, L. M.; ODONE FILHO, V. A **Prevalência de Perdas Auditivas em Crianças e Adolescentes com Câncer**.Revista Brasileira Otorrinolaringol. Vol 73, No 5, 2007, 608-614 p.

SNYDER, W. S.; FORD, M. R.; WARNER, G. G.; FISHER, H. L. **MIRD Pamphlet No. 5.** Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. Journal of Nuclear Medicine, vol. 10, No. 3, 1969.

SNYDER, W. S.; FORD, M. R.; WARNER, G. G. MIRD. Estimates of specific absorbed fractions for photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging, 1978, 70 p.

VIEIRA, A. L. Avaliação da Ototoxicidade em Pacientes Portadores de Meduloblastoma Submetidos à Radioterapia com Reforço de Dose com Intensidade Modulada do Feixe (IMRT). Tese de Doutorado, FMUSP, São Paulo, 2011, 120 p.

VIEIRA, J. W. Uso de técnicas Monte Carlo para Determinação de Curvas de Isodose em Braquiterapia. Dissertação de Mestrado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2001, 88 p.

VIEIRA, J. W. Construção de um Modelo Computacional de exposição para cálculos dosimétricos utilizando o código Monte Carlo EGS4 e fantomas de voxels. Tese de Doutorado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2004, 101 p.

VIEIRA, J. W.; LIMA, F. R. A Software to Digital Imagem Processing to bem Used in the VOxel Phantom Development. Cellular and Molecular Biology. Vol 55, No 3, 2009, 16-22 p

VIEIRA, J. W.; NETO LEAL, V.; LIMA, J. M. L.; LIMA, F. R. A. Desenvolvimento de Algotimos Simuladores de Fontes Radioativas Planares para Uso em Modelos Computacionais de Exposição. Brazilian Journal of Radiation Sciences. Vol 1, No 1, 2013.

VIEIRA, J. W.; NETO LEAL, V.; LIMA, J. M. L.; DOMINGUES, A. O.; LIMA, F. R. A. Otimização de Variáveis Radiais na Modelagem de Fontes Radiativas Planares Usando Métodos Monte Carlo não paramétricos. Proceeding Series of the Brazilian Society of Computational and Applied Mathematics. Vol 3, No 1, 2015.

XU, X. G., TARANENKO, V.; ZHANG, J.; SHI, C. A boundary representation method for designing wholebody radiation dosimetry models: pregnant females at the ends of three gestational periods-P3,-P6 and-P9. Physics in Medicine and Biology. vol. 52, No. 23, 2007.

YORIYAZ, H. **Método de Monte Carlo: Princípios e Aplicações em Física Médica.** Revista Brasileira de Física Médica, 3, 1, 2009.

ZHANG, J.; NA, Y. H.; CARACAPPA, P. F.; XU, X. G. **RPI-AM** and **RPI-AF**, a pair of meshbased, size-adjustable adult male and female computational phantoms using **ICRP-89** parameters and their calculations for organ doses from monoenergetic photon beams. Physics in Medicine and Biology, vol. 54, No. 19, 2009.