INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**RECONSTRUÇÃO DE OBJETOS SIMULADORES SEGMENTADOS
APLICÁVEIS À DOSIMETRIA DE PELE**

PAULA CRISTINA GUIMARÃES ANTUNES

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

Orientador:

Prof. Dr. Paulo de Tarso Dalledone Siqueira

São Paulo

2010

“Poderia calcular o movimento dos corpos celestes, mas não a insanidade das pessoas”

Isaac Newton

Dedico este trabalho aos super-heróis fortes, simples e iluminados que guiam e coloreem minha vida! À minha grande mãe Rosane, às minhas irmãs Aline e Karine e meu grande pai Alírio.

AGRADECIMENTOS

*Gostaria de agradecer, especialmente, ao grande parceiro e idealizador deste trabalho o **Dr. Paulo de Tarso Dalledone Siqueira**, por me orientar e caminhar do meu lado por todos estes anos, desde os tempos de iniciação científica. Por se fazer presente em todas as etapas deste trabalho e ainda completar todas as lacunas, por todas as conversas e discussões diárias que me guiaram tanto profissionalmente quanto pessoalmente e acima de tudo, por ser um grande amigo. Obrigada por acreditar em mim e por todo carinho!*

*Ao **Dr. Hélio Yoriyaz**, por me orientar desde o início da iniciação científica, pela confiança e pela possibilidade de realizar este trabalho. Obrigada por todos os ensinamentos e pela amizade!*

*Ao **Msc. Gabriel Fonseca** por ser o grande companheiro deste trabalho, participando ativamente de todas as etapas, desde a primeira ideia até a formatação final, por carregar o Felipe inúmeras vezes, por todos TLD's achados, perdidos e até os da grama, mas acima de tudo, por toda amizade e carinho!*

*A toda equipe do Serviço de Radioterapia do Hospital das Clínicas da Universidade de São Paulo. À **Dr. Laura Natal** por disponibilizar os equipamentos e permitir nosso contato à rotina do hospital. Em especial à **Gabriela Santos** e à **Laura Furnari**, pelas inúmeras noites irradiando os TLD's.*

*Aos **Grandes Amigos do Centro de Engenharia Nuclear**, por partilharem do dia-a-dia e tornarem o IPEN um pedacinho de casa e um lugar a se sentir muitas saudades. Ao **Dr. Paulo Rogério** por sempre estar disposto a ajudar e tirar todas as dúvidas, além do carinho e da atenção. Ao maior corinthiano de todos os tempos **Gilson**. À querida **Gainê**. Em especial aos bolsistas: **Tá, Mi, Massicano, Cintra, Ari, Thi, Pedrão, Rodrigo, Cabelo, Japa e Rafa**. Valeu pelos estudos, pelas piadas, pelas discussões e por todas as bolachas partilhadas!*

*Ao **Gregório Soares de Souza** por acabar com a minha paciência diariamente e me desconcentrar a cada instante com as zilhões de piadas e ideias perdidas, mas acima de tudo ser o perdido mais querido e o grande parceiro para todas as horas. Obrigada por possuir um bom humor incansável, por todo carinho e, principalmente, por esbanjar alegria no meu dia-a-dia!*

*À **Dayane da Silva**, por ser, sem dúvida nenhuma, uma das pessoas mais sensacionais que a física colocou na minha vida. Obrigada por me surpreender como ninguém. Por todas as histórias vividas ao longo destes anos e pelo maior sorriso! À **Juliana Rodrigues**, pelas marmitas e chocolates maravilhosos, pelos planos mirabolantes, pela parceria, por entender e acompanhar indiretamente todas as etapas deste trabalho e principalmente pelos raptos em período de isolamento!*

*À minha mãe **Rosane Guimarães**, por ser a melhor pessoa, pelo amor maior, por sempre acreditar em mim e sempre estar do meu lado. Por ser minha guia e minha jóia mais rara. Este trabalho é fruto da sua vitória!*

*Ao meu pai **Alírio Neves Antunes**, por ser meu fiel escudeiro e maior parceiro, por ser o grande herói e o maior amor, por estar e fazer parte de tudo. Ao grande pai, aos sonhos gigantes e ao imenso orgulho!*

*Às minhas meninas mais preciosas, minhas irmãs **Aline** e **Karine**, por sempre estarem do meu lado, por serem minhas estrelas guias, confiarem em mim e me apoiarem em todos os momentos, desde as artimanhas da infância. Ly, obrigada por ser minha irmã mais velha do coração mais lindo e estar sempre por perto. Ká, obrigada por ser meu maior orgulho e meu melhor exemplo.*

*À minha avó **Dalva Valdanha Guimarães**, por sempre se preocupar com meus estudos, por me fazer sentir especial esperando ansiosamente os fins de semana, pelos abraços aos sábados de manhã e pelo choro todos os domingos à tarde e, especialmente, pelos pastéis! À tia **Rê**, por sempre me entender e me apoiar, além de ser a melhor matemática de todos os tempos. Obrigada pela grande torcida e pelo pavê mais delicioso!*

*A todos os integrantes da **Toca do Leitão** e da **FAUFÍS**, por serem amigos de república e minha família aqui em SP.*

*A todos meus grandes amigos que fizeram parte desta história e viveram do meu lado por estes 7 anos, construindo uma família do coração e fazendo SP virar minha cidade. Valeu por participarem de todos os momentos, torcerem e acima de tudo entenderem minha ausência para concluir este trabalho. Em especial ao **Thur**, **Legolaz**, **Dotô**, **Cesinha**, **Lex**, **Rodrigão**, **Taís** e **Alê**. Não esquecendo aos agregados da USP, em especial à **Aline Beltrami** por partilhar dos segredos do Excell e diminuir exponencialmente minhas horas de “macaquinha”.*

À casa do norte, a padoca e a rotisseria do Carlos, por serem instituições que abrigaram os melhores ingredientes para grandes discussões a respeito da física e da vida.

*Ao **IPEN** e ao **IFUSP**, pela infra-estrutura e por abrigarem pessoas incríveis.*

*À **CNPQ** pelo financiamento dessa pesquisa.*

RECONSTRUÇÃO DE OBJETOS SIMULADORES SEGMENTADOS APLICÁVEIS À DOSIMETRIA DE PELE

Paula Cristina Guimarães Antunes

RESUMO

A radioterapia é uma modalidade terapêutica que utiliza radiações ionizantes para erradicar as células neoplásicas do organismo humano. Um dos requisitos para o sucesso desta metodologia de tratamento está na utilização adequada dos sistemas de planejamento, os quais, dentre outras informações, estimam a dose a ser administrada aos pacientes. Atualmente, códigos de transporte de radiação têm proporcionado grandes subsídios a estes sistemas de planejamento, uma vez que viabilizam avaliações dosimétricas acuradas nos órgãos e tecidos específicos de um paciente. O modelo utilizado por estes códigos para descrever a anatomia humana de forma realista é denominado Objeto Simulador Segmentado (OSS), que consiste na representação das estruturas anatômicas do corpo em discretos elementos de volume (voxels), os quais são diretamente associados aos dados tomográficos. Atualmente, os OSS possíveis de serem inseridos e processados pelo código de transporte MCNP (*Monte Carlo N-Particle*), apresentam voxels com resoluções da ordem de 3-4 mm. No entanto, tal resolução compromete a discriminação de algumas estruturas finas do corpo, tais como a pele. Neste contexto, o presente estudo propõe a criação de uma rotina de cálculo que discrimine a região da pele, com espessura e localização próximas do real, nos OSS e os habilite para avaliações dosimétricas acuradas. A metodologia proposta consiste na manipulação dos elementos de volume dos OSS de forma a segmentá-los e subdividi-los em diferentes espessuras de pele. A fim de validar os dados obtidos por cálculos, foram realizadas avaliações experimentais de dosimetria de pele em objetos simuladores antropomórficos com dosímetros termoluminescentes. Verificou-se, ao longo deste estudo, a importância de discriminar a região da pele com localização e espessuras próximas do real, uma vez que foram encontradas diferenças significativas entre as estimativas de dose absorvida na região pelas diferentes representações. A metodologia proposta neste estudo far-se-á útil para avaliações dosimétricas acuradas da região de pele para diversos procedimentos radioterápicos, com particular interesse na radioterapia com feixe de elétrons, na qual se destaca a terapia de irradiação de corpo inteiro (TSET – *Total Skin Electron Therapy*), procedimento radioterápico em implementação no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HC-FMUSP).

RECONSTRUCTION OF VOXEL PHANTOMS FOR SKIN DOSIMETRY

Paula Cristina Guimarães Antunes

ABSTRACT

Radiotherapy is a therapeutic modality that utilizes ionizing radiation for the destruction of neoplastic human cells. One of the requirements for this treatment methodology success lays on the appropriate use of planning systems, which performs, among other information, the patient's dose distribution estimate. Nowadays, transport codes have been providing huge subsidies to these planning systems, once it enables specific and accurate patient organ and tissue dosimetry. The model utilized by these codes to describe the human anatomy in a realistic way is known as voxel phantoms, which are represented by discrete volume elements (voxels) directly associated to tomographic data. Nowadays, voxel phantoms doable of being inserted and processed by the transport code MCNP (Monte Carlo N-Particle) presents a 3-4 mm image resolution; however, such resolution limits some thin body structure discrimination, such as skin. In this context, this work proposes a calculus routine that discriminates this region with thickness and localization in the voxel phantoms similar to the real, leading to an accurate dosimetric skin dose assessment by the MCNP code. Moreover, this methodology consists in manipulating the voxel phantoms volume elements by segmenting and subdividing it in different skin thickness. In addition to validate the skin dose calculated data, a set of experimental evaluations with thermoluminescent dosimeters were performed in an anthropomorphic phantom. Due to significant differences observed on the dose distribution of several skin representations, it was found that is important to discriminate the skin thickness similar to the real. The presented methodology is useful to obtain an accurate skin dosimetric evaluation for several radiotherapy procedures, with particular interest on the electron beam radiotherapy, in which highlights the whole body irradiation therapy (TSET), a procedure under implementation at the *Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo* (HC-FMUSP).

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA	iii
AGRADECIMENTOS	iv
RESUMO	vii
ABSTRACT	viii
LISTA DE FIGURAS	x
LISTA DE TABELAS	xv
GLOSSÁRIO	xvi
I INTRODUÇÃO	1
I-1. Justificativa	4
I-2. Objetivos Gerais	5
I-2. 1. Objetivos Específicos	5
II FUNDAMENTOS TEÓRICOS	6
II-1. Grandezas e Unidades Dosimétricas	6
II-2. Interação da radiação ionizante com a matéria	8
II-2.1. Fótons	8
II-2.2. Elétrons	10
II-2.3. Características clínicas dos feixes terapêuticos.	11
II-3. O Método Monte Carlo	15
II-3.1 O Código MCNP	17
II-3.1.1. Partículas transportadas	18
II-3.1.1.1. Transporte de Fótons	18
II-3.1.1.2. Transporte de Elétrons	18
II-3.1.2. Especificações da fonte	19
II-3.1.3. Corte de energia	20
II-3.1.4. Cartão de registro - <i>Tally</i>	21
II-3.1.5. Descrição dos materiais	22
II-3.1.6. Cartões associados	22
II-4. Imagens Médicas	24
II-4.1 Tomografia Computadorizada (CT)	25
II-4.2 Características das Imagens Digitais	26
II-5. Termoluminescência (TL)	28
II-5.1. Modelo TL	29
II-5.2. O Fluoreto de Lítio (LiF)	31
II-5.3. Curva de Emissão TL	32

III REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	33
III-1. Simuladores Antropomórficos	33
III-2. Doenças de Pele	37
III-3. Total Skin Electron Therapy	39
IV - MATERIAIS E MÉTODOS	43
IV-1. Modelagem geométrica	43
IV-1.1. Algoritmo de Segmentação	44
IV-1.1.1. Seleção de regiões anatômicas	44
IV-1.1.2. Redução da resolução da imagem	44
IV-1.1.3. Homogeneização e binarização da região de interesse	50
IV-1.1.4. Identificação dos pixels que representam a pele	51
IV-1.1.5. Classificação dos pixels que representam a pele	51
IV-1.2. Modelagem no código MCNP	54
IV-2. Medidas experimentais	56
IV-2.1. Calibração	58
IV-2.2. Irradiações em Objetos Simuladores Antropomórficos	63
V RESULTADOS E DISCUSSÕES	66
V-1. Modelagem Geométrica	66
V-1. 1. Reconstrução de um Objeto Simulador Segmentado	67
V-1. 2. Construção de um Objeto Simulador Segmentado	69
V-1. 3. Estudo da adequação do recurso de ESTRUTURA REPETIDA	71
V-2. Avaliações dosimétrica da pele	74
V-2. 1. Simulações do MAX	75
V-2.1.1. Feixe de Elétrons	76
V-2.1.2. Feixe de Fótons	79
V-2. 2. OSS RANDO	82
V-2.2.1. Medidas Experimentais x Estimativas de Cálculo	87
V-3. Estudo dos artefatos de discretização	89
V- 4. Simulação de um caso clínico de TSET	94
VI CONCLUSÃO	100
APÊNDICE A - Estudo do Corte Energético	103
APÊNDICE B - Tally *F8 versus F4	106
B.1) Determinação do Fator de Correção	106
B.2) Validação do Fator de Correção	108
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	110
ANEXO	116

LISTA DE FIGURAS

Figura I - 1: Relação hipotética entre a dose depositada no tumor e o controle do dano nos tecidos saudáveis. Dose A – não prejudica o tecido sadio, porém não controla o tumor. Dose C – provoca a erradicação do tumor, entretanto danifica intensamente os tecidos saudáveis adjacentes. Dose B - otimização entre a erradicação do tumor e a preservação dos tecidos saudáveis, relação que representa o objetivo da radioterapia [Saw, 2002].	1
Figura II - 1: Regiões predominantes das três principais interações dos fótons com o meio. A curva da esquerda representa a região de mesma probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico e do efeito Compton, ao passo que a curva da direita coincide a probabilidade de ocorrência do efeito Compton e da produção de pares [Podgorsak, 2005].	9
Figura II - 2: Stopping Power dos elétrons na água - Stopping Power de colisão, radiação e total, utilizando uma escala logarítmica [NIST, 2010].	11
Figura II - 3: PDP de fótons com energias de 6 e 10 MV e PDP de elétrons com energias de 6, 9, 12 e 15 MeV do acelerador linear Varian 2100C do Inrad-USP. As curvas foram obtidas com câmara de ionização, com os parâmetros: distância fonte-superfície 100 cm e campo de irradiação de 10 x 10 cm ²	12
Figura II - 4: Representação dos parâmetros clínicos de uma PDP [Podgorsak, 2005].	13
Figura II - 5: A) Ilustração da dependência da PDP de elétrons com a área do campo de tratamento [Podgorsak, 2005]. B) Ilustração da dependência da PDP de elétrons com a distância fonte- superfície (DFS) medidas com câmara de ionização, utilizando um campo de irradiação de 10 x 10 cm ² e um feixe de elétrons de 6 MeV do acelerador linear Varian 2100 C.	14
Figura II - 6: Esquema ilustrativo da aplicabilidade de soluções de problemas por métodos determinísticos versus métodos estocásticos [Bielajew 2001].	15
Figura II - 7: Ilustração esquemática de aquisição de uma imagem de CT.	25
Figura II - 8: Ilustração esquemática da relação do FOV entre o tamanho da matriz, voxel e pixel em uma imagem tomográfica.	27
Figura II - 9: Representação esquemática do processo de termoluminescência. Transições que ocorrem na irradiação e no aquecimento do material TL [McCreever, 1985].	30
Figura II - 10: Curva TL do TLD – 100, obtida pela irradiação do dosímetro com feixe de elétrons de 9 MeV do acelerador linear Varian 2100C do Inrad-USP.	32
Figura III - 1: Simulador antropomórfico descrito por expressões matemáticas, com volume e formas delimitadas pela combinação e interseção de figuras geométricas – modelo conhecido como MIRD-5 [Fischer e Snyder, 1967].	33

Figura III - 2: OSS construído a partir de imagens médicas, conhecido como MAX (Male Adult Voxel Phantom) [Kramer et al., 2003].	34
Figura III - 3: Pacientes com micose fungóide [Hagedorn et al. 2003].	38
Figura III - 4: Técnica de TSET, relação entre a DFS e o tamanho do plano de tratamento, o qual deve ser grande o suficiente para abranger todo o corpo do paciente.	40
Figura IV - 1: Resumo esquemático da metodologia proposta para a modelagem geométrica de OSS que discriminam adequadamente a região da pele. A - B) Possíveis arquivos de entrada ao algoritmo proposto. C) Modelo de voxel, no qual todo processo de segmentação é realizado, além da discriminação da pele. D) Arquivo de saída do algoritmo proposto, em formato de arquivo de entrada do código MCNP. E) OSS modelado no código MCNP que discrimina a região de pele próxima do real.	44
Figura IV - 2: Imagem segmentada a esquerda e sua representação em valores de identificação à direita.	45
Figura IV - 3: A) Imagem tomográfica sem segmentação, em destaque as intensidades dos pixels. B) Imagem tomográfica segmentada, em destaque as ID's dos pixels. C) Imagem tomográfica segmentada sem interferências de ruído, tais como a mesa.	47
Figura IV - 4: A) Imagem tomográfica segmentada com indicação dos limites da região de interesse. B) Imagem tomográfica segmentada reduzida pela técnica cropping.	48
Figura IV - 5: A) Imagem tomográfica segmentada reduzida e interpolada pela função [nearest neighbour]. B) Imagem tomográfica segmentada reduzida e interpolada pela função [bilinear].	49
Figura IV - 6: A) Imagem tomográfica segmentada, reduzida e homogênea aplicada à função [imfill-holes]. B) Imagem tomográfica segmentada, reduzida e binarizada.	50
Figura IV - 7: Representação esquemática da classificação de pixel para as ID 21 e 25, em razão das possíveis localizações de borda e de seus pixels vizinhos. Em destaque as duas combinações de pele em um pixel, com a região em amarelo representando a pele e a verde tecido interno.	53
Figura IV - 8: Ilustração das localizações de pele em um voxel. A) Conexões de face N6(S). B) Conexões de arestas N12(S). C) Conexões de vértices N8(S).	53
Figura IV - 9: Definição da CÉLULA no código MCNP, pela interseção dos planos x, y e z, as quais quando dispostas em uma sequência modelam a célula do bloco principal.	54
Figura IV - 10: Matriz de pixels associada ao conceito de UNIVERSO, que por sua vez preenche as CÉLULAS em uma disposição que modela a anatomia humana de forma realista.	55

Figura IV - 11: Equipamentos utilizados na rotina experimental dos dosímetros termoluminescentes. A) Estufa Fisher Scientific utilizada no tratamento térmico. B) Acelerador linear Varian Clinac 2100 utilizado nas irradiações. C) Leitora Hashaw 3500 utilizada na leitura dos dosímetros.....	58
Figura IV - 12: Irradiação dos dosímetros, entre placas de água sólida e cone delimitador do feixe de 15x15 cm ²	59
Figura IV - 13: A) Respostas dos TLD para 8 ciclo de irradiações. B) Respostas dos TLD normalizadas pela média de ciclo de leitura.	60
Figura IV - 14: Dispersão dos dosímetros análise dos dados dos TLD's.	60
Figura IV - 15: Valores médios dos TLD's em 6 ciclos de leitura e seus respectivos desvios padrões.	61
Figura IV - 16: Dispersão das respostas TL dos dosímetros. A) Dispersão normalizada pela média de leitura. B) Dispersão das respostas corrigidas pelo fator de calibração individual dos dosímetros.	61
Figura IV - 17: Objeto Simulador antropomórfico RANDO.....	63
Figura IV - 18: A) Fatia do Objeto Simulador RANDO, com orifícios internos para acomodar os dosímetros. B) Fatia de acrílico com orifícios laterais para a acomodação dos dosímetro. Em destaque a vista lateral da referida placa.	64
Figura IV - 19: Objeto Simulador antropomórfico RANDO com acréscimo das fatias de acrílico com orifícios laterais para o posicionamento do TLD.....	64
Figura IV - 20: Geometria de irradiação do objeto simulador RANDO, com fatias de acrílico, no acelerador linear Varian Clinac, 2100C.....	65
Figura V - 1: A) Região da cabeça e pescoço do MAX (Male Adult Voxel Phantom). B) MAX reconstruído com espessura de pele de 0,36 cm, modelo SS. C) MAX reconstruído com espessura de pele de 0,15 cm pela avaliação das N6(S) conexões de faces dos voxels, modelo SC. D) MAX reconstruído pela avaliação das N18(S) conexões vizinhas de faces e aresta um voxel, pele de 0,15 cm, modelo SD.....	67
Figura V - 2: A) Objeto simulador antropomórfico RANDO. B) OSS do RANDO modelado no código MCNP - corte coronal. B) OSS do RANDO modelado no código MCNP- corte sagital.	70
Figura V - 3: Tronco do OSS RANDO, em destaque a composição dos voxels, pele (em branco), tecido adiposo (em verde) e o ar (em vermelho). A) OSS com a região da pele representada pelo modelo de Segmentação Simples (SS) – espessura de 3,9 mm. B) OSS com a região da pele representada pelo modelo Segmentação Classificada (SC) – espessura de 1,5 mm.	71

Figura V - 4: Cilindros constituídos de material representativo de tecido mole (verde) e pele (branco), imersos em ar (vermelho). A) Cilindro Contínuo (CC). B) Cilindro discreto baseado no modelo SS. C) Cilindro discreto baseado no modelo SC. D) Cilindro discreto baseado no modelo SD.	72
Figura V - 5: Ilustração esquemática da geometria de simulação utilizada no MAX.	76
Figura V - 6: Distribuição da dose absorvida na pele de uma fatia do MAX reconstruído, por um feixe de elétrons monoenergético (4 MeV). A) Modelo SS. B) Modelo SC.	77
Figura V - 7: A) Perfil da distribuição de dose absorvida na pele nos modelos SS (3,6 mm de espessura) e SC (1,5 mm de espessura). B) Diferença relativa da dose absorvida na pele nas duas representações apresentadas. C) Representação espacial da diferença relativa da dose absorvida nos elementos de volume.	78
Figura V - 8: Distribuição da dose absorvida na pele de uma fatia do MAX reconstruído, por um feixe de elétrons monoenergético (4 MeV). A) Modelo SS. B) Modelo SC.	80
Figura V - 9: A) Perfil da distribuição de dose absorvida na pele por fótons (4 MeV) em duas representações, SS (3,6 mm de espessura) e SC (1,5 mm de espessura). B) Diferença relativa da dose absorvida na pele nas duas representações apresentadas. C) Representação espacial da diferença relativa da dose absorvida nos elementos de volume.	81
Figura V - 10: Representação ilustrativa da geometria de simulação utilizada no OSS RANDO.	83
Figura V - 11: A) OS RANDO adaptado à dosimetria de pele. B) OSS adaptado as condições experimentais e acrescido a região de pele segundo o modelo SS. À direita do OSS encontra-se o número de identificação das placas de acrílico - Placa 13 (superior), placa 18 (central), placa 23 (inferior).	83
Figura V - 12: A) Perfis da distribuição da dose absorvida, por feixe de elétrons de 6 MeV, nos voxels da pele, da placa 18 do OSS RANDO, com diferentes espessuras. B) Diferença relativa das duas representações de pele.	84
Figura V - 13: Perfil de distribuição da dose absorvida da fatia 18 do OSS RANDO, em escala de cores. A) Modelo SS. B) Modelo SC.	84
Figura V - 14: Perfis da distribuição da dose absorvida, por feixe de elétrons de 6 MeV, nos voxels da pele com diferentes espessuras das fatias 13 e 23 do OSS RANDO (esquerda) e suas respectivas diferenças relativas (direita).	85
Figura V - 15: Perfil de distribuição da dose absorvida da fatia 13 do OSS RANDO, em escala de cores. A) Modelo SS. B) Modelo SC.	86
Figura V - 16: Disposição dos dosímetros termoluminescentes nas Fatias 13 (A), 18(B) e 23(C) à esquerda, e os perfis experimentais e calculados (modelos SS e SC) de dose absorvida relativa, utilizando feixes de elétrons de 6 MeV, à direita.	88

Figura V - 17: Posições relativas adotadas com diferentes níveis do voxel, de uma face exposta ao feixe em relação ao voxel de duas faces expostas ao feixe. A.1) Nível de referência. B.1) Um nível abaixo. C.1) Dois níveis abaixo. D.1) Três níveis abaixo. E.1) Quatro níveis abaixo. F.1) Cinco níveis abaixo. G.1) Cinco níveis ou mais.....	90
Figura V - 18: Tipos de bordas adotadas como padrões. A.2) Tipo de borda de referência - frontal. B.2) Duas faces – frontal e lateral. C.2) Duas faces – frontal e superior. D.2) Duas faces – frontal e inferior. E.2) Três faces – frontal, lateral e superior. F.2) Três faces – frontal, lateral e inferior.	91
Figura V - 19: Perfis das distribuições de dose absorvida, por feixes de elétrons de 6 MeV, das fatias 13 (A), 18(B) e 23(C) do OSS RANDO aplicados fatores de correção dos efeitos artefatos da metodologia de discretização proposta.	93
Figura V - 20: Ilustração esquemática da geometria de irradiação total do corpo com placas espalhadoras e moderadoras do feixe projetadas por Fonseca [2010].....	95
Figura V - 21: A) Distribuição de dose absorvida no plano de tratamento. B) Distribuição de dose na pele do OSS RANDO. Ambos com feixes de elétrons de 6 MeV.....	96
Figura V - 22: A) Distribuições da dose absorvida simuladas no plano de tratamento em um caso típico de TSET, 1 – perfil axial, 2- perfil sagital. B) Distribuições da dose absorvida simuladas na região da pele do OSS RANDO com espessura de pele de 0,15. 1 – perfil axial, 2- perfil sagital. A energia utilizada foi de 6 MeV.....	98
Figura A - 1: Frações de energia absorvida em função da energia inicial dos elétrons em esferas com composição da pele, de tamanhos correspondentes as espessuras utilizadas durante todo o trabalho.	104
Figura B - 1: Diferenças do tally F4 em relação ao tally *F8 em esferas e voxels de pele para energia de 9 MeV com diferentes energias de fatores de correção aplicados ao primeiro intervalo de energia do Stopping Power restrito.....	107
Figura B - 2: Diferença relativa entre as duas metodologias de cálculo nos elementos de volume para diferentes fatores compensadores.	108
Figura B - 3: A) Perfis de dose absorvida em um OSS no formato cilíndrico utilizando diferentes metodologias de cálculo de dose absorvida, *F8 e F4(DE/DF). B) Incertezas relativas ds doses absorvidas pelas duas metodologias.	109

LISTA DE TABELAS

Tabela II - 1: Grandezas calculadas pelos Tallies do código MCNP.	21
Tabela V - 1: Estimativas da representação da massa da pele da região de cabeça e pescoço.....	69
Tabela V - 2: Dados das diferentes representações geométricas e avaliações dosimétricas em um anel cilíndrico de 3,6 mm de altura.....	72
Tabela V - 3: Dados das diferentes representações geométricas e avaliações dosimétricas em um anel cilíndrico de 30 cm de altura.	74
Tabela V - 4: Fatores de correção dos artefatos de discretização – Desnível do voxel.....	91
Tabela V - 5: Fatores de correção para artefatos de discretização - número de faces do voxel expostas ao feixe da fonte.	92

GLOSSÁRIO

AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>
CT	<i>Computerized Tomography</i>
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
DFS	Distância Fonte Superfície
FDP	Função Densidade de Probabilidade
FOV	<i>Field of view</i>
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiological Units and Measurements</i>
MAX	<i>Male Adult Voxel Phantom</i>
MCNP	<i>Monte Carlo N-Particle</i>
MMC	Método de Monte Carlo
OSS	Objeto Simulador Segmentado
PDP	Porcentagem de Dose em Profundidade
SS	Segmentação Simples
SC	Segmentação Classificada
SD	Segmentação Diagonal
SV	Segmentação por Vértice
Tally	Cartão de registro do programa MCNP
TL	Termoluminescência
TLD	<i>Termo Luminescence Dosimetry</i>
TSET	<i>Total Skin Electron Therapy</i>

I INTRODUÇÃO

A descoberta dos raios X pelo físico Wilhem Comrad Röntgen e da radioatividade por Henry Becquerel, Pierre Curie e Marie Slovoska Curie, na última década do século XIX [Segrè, 1980], originaram os estudos e a inserção das radiações ionizantes¹ na medicina para fins diagnósticos e terapêuticos.

Técnicas terapêuticas, como a radioterapia, utilizam o poder de transferência de energia das radiações ionizantes para a destruição de células neoplásicas do organismo humano. No entanto, este processo destrutivo não se limita as células neoplásicas do corpo, em razão destas estarem envoltas ou próximas de células sadias, as quais são igualmente submetidas aos possíveis efeitos da radiação.

Neste sentido, com o intuito de otimizar a relação entre a maximização da dose na lesão e a preservação dos tecidos e órgãos sadios circunvizinhos, utiliza-se na radioterapia a curva conhecida como razão terapêutica [Hall, 1973]. Esta razão considera a relação entre os efeitos físicos e biológicos das radiações para adequar a dose de maior eficácia em um tratamento específico, de acordo com a Figura I-1.

Figura I - 1: Relação hipotética entre a dose depositada no tumor e o controle do dano nos tecidos sadios. Dose A – não prejudica o tecido sadio, porém não controla o tumor. Dose C – provoca a erradicação do tumor, entretanto danifica intensamente os tecidos sadios adjacentes. Dose B - otimização entre a erradicação do tumor e a preservação dos tecidos sadios, relação que representa o objetivo da radioterapia [Saw, 2002].

¹ São consideradas radiações ionizantes qualquer radiação, com ou sem massa de repouso, que possua energia cinética suficiente para remover os elétrons de átomos e moléculas.

Antes da década de 70, a razão terapêutica em um determinado tratamento era viabilizada por sistemas de planejamentos manuais, os quais estimavam a distribuição de dose administrada ao paciente a partir de mapas padrões de isodose². Estes mapas eram inseridos nos contornos dos pacientes com o auxílio de um fio de chumbo [Salvajoli *et al.*, 1999].

Com o advento da Tomografia Computadorizada (CT – *Computerized Tomography*) por Godfrey Newbold Hounsfield em 1972 [Hounsfield, 1973], as técnicas manuais foram substituídas por sistemas de planejamento computacionais, os quais possibilitaram estimativas mais precisas das distribuições de dose sobre a anatomia do paciente.

Estes sistemas de planejamento utilizam de algoritmos matemáticos para simular a interação entre o feixe de radiação e o paciente. No entanto, para que este cálculo seja exequível a uma rotina hospitalar faz-se necessário a inserção de diversas aproximações aos fenômenos físicos simulados.

Neste contexto, atualmente, o Método de Monte Carlo (MMC) tem se tornado uma poderosa ferramenta aos sistemas de planejamento por subsidiar uma dosimetria numérica mais confiável e acurada, uma vez que é capaz de simular a interação da radiação com a matéria e descrevê-la em métodos estatísticos com representações mais fiéis dos fenômenos físicos simulados [Rogers, 2006; Jenkins *et al.*, 1988].

Dentre as metodologias de cálculo que utilizam o MMC, destaca-se o código MCNP (*Monte Carlo N-particle transport*) [Briesmeister, 2001] em razão do seu amplo potencial geométrico, que possibilita a modelagem geométrica de estruturas complexas e heterogêneas em três dimensões, provenientes, por exemplo, de imagens médicas.

A confiabilidade dos cálculos dosimétricos obtidos pelo código MCNP está diretamente relacionada ao grau de acurácia da descrição geométrica do objeto de estudo. Em avaliações das distribuições de dose no corpo humano, por exemplo, esta acurácia é obtida pela junção de imagens médicas ao código MCNP, construindo-se modelos anatômicos realistas representados por uma série de elementos de volume, os voxels (*Volume Element*).

² Isodose: Pontos de uma curva que apresentam a mesma dose absorvida.

Estes modelos anatômicos são denominados na literatura como Objetos Simuladores Segmentados (OSS), destacando-se perante outros modelos de dosimetria numérica por permitirem estimativas dosimétricas próximas dos valores reais, particularmente, em regiões nas quais a dosimetria experimental é uma atividade impraticável [Yoriyaz *et al.*, 2001].

Os OSS possuem órgãos e tecidos discriminados pela quantidade de imagens médicas utilizadas para a modelagem e seus respectivos elementos de resoluções espaciais, os pixels (*Picture Element*). Quanto maior o número de pixels por unidade de comprimento da imagem, maior o grau de diferenciação de suas estruturas.

Atualmente, as imagens de CT são representadas por 512 x 512 pixels [Hendee, 2002], as quais modelam OSS de 512 x 512 voxels por fatia. Estes OSS, por sua vez, tornam-se demasiadamente complexos de serem executados no código MCNP, em razão da quantidade de memória RAM utilizada tanto para suas modelagens quanto para seus processamentos, além de necessitarem de um tempo de simulação expressivo para se obtenham dados dosimétricos confiáveis.

OSS exequíveis no código MCNP, atualmente, apresentam resoluções da ordem de 3 – 4 mm. Entretanto, estas resoluções comprometem algumas informações úteis da imagem, uma vez que limitam a representação de algumas estruturas finas do corpo, tal como a pele. Para o caso específico da pele, segundo estimativas da ICRP 89 publicada no ano de 2003 [ICRP, 2003], apresenta espessura média de aproximadamente 1,5 mm para homens e 1,2 mm para as mulheres.

A impossibilidade de detectar a pele, através da resolução das imagens médicas atuais, compromete a discriminação da mesma nos OSS. Deste modo, torna-se inviável simular a distribuição de dose na pele, utilizando o código MCNP, sem uma subsegmentação dos elementos que compõem a imagem.

Para que seja possível avaliar dosimetricamente a região da pele, fazem-se necessárias manipulações tanto nas imagens formadoras dos OSS, visando a redução de suas resoluções, quanto em seus voxels, os quais são subsegmentados. Esta subsegmentação visa a discriminação da região da pele com espessura e localização próximas do real, e habilita a avaliação da distribuição de dose em toda a extensão da pele de forma acurada nos OSS.

I-1. Justificativa

A pele é o maior órgão do corpo humano e o mais pesado, representando em média de 15 a 16% de toda a massa corporal [ICRP, 2003]. Por ser um órgão de grande extensão e diminuta espessura, avaliações dosimétricas se fazem necessárias tanto na área de radioproteção quanto na área de radioterapia.

Em radioproteção, a pele constitui um dos órgãos elencados cuja soma ponderada das doses equivalentes quantifica a dose efetiva. Já na radioterapia, o interesse da avaliação dosimétrica da pele passa a ser mais acentuado, em virtude desta ser um órgão continuamente exposto a maior parte dos tratamentos, sobretudo, em casos de tumores superficiais, tais como cânceres de pele.

Segundo o Instituto Nacional de Câncer [INCA, 2009], as estimativas da incidência de câncer de pele no Brasil para os anos de 2010 e 2011 são equivalentes e apresentam dados alarmantes, correspondendo a 24 % de todas as neoplasias malignas. Estima-se que o câncer de pele será o de maior incidência na população, com cerca de 120 mil novos casos por ano, seguidos dos cânceres de próstata (52 mil) e mama feminina (49 mil) [INCA, 2009].

Diante destas estimativas, fica evidente a necessidade de se aprimorar os sistemas de planejamento, particularmente, com avaliações dosimétricas acuradas da região da pele que, por sua vez, resultam em procedimentos radioterápicos mais eficazes.

I-2. Objetivos Gerais

Este estudo propõe o desenvolvimento de uma ferramenta de cálculo que visa a modelagem geométrica da pele, com localização e dimensões próximas do real, em Objetos Simuladores Segmentados (OSS) do código MCNP. A fim de habilitá-los a avaliações dosimétricas acuradas da pele.

I-2. 1. Objetivos Específicos

- Criar uma rotina de cálculo que possibilite a inclusão/discriminação da pele em OSS já consagrados na literatura, que não discriminam a região da pele adequadamente, e em OSS personalizados modelados a partir de imagens médicas;
- Discriminar a região da pele com diferentes espessuras nos OSS e avaliar o grau de acurácia das diferentes representações de pele;
- Avaliações dosimétricas acuradas da região da pele dos OSS modelados;
- Realizar uma possível validação das distribuições de dose calculadas com medidas experimentais em objetos simuladores antropomórficos utilizando dosímetros termoluminescentes;
- Estudo da influência de grandes campos de irradiação na distribuição de dose na pele, visando tratamentos de irradiação total da pele (*TSET – Total Skin Electron Therapy*) [AAPM, 1987].

II FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Neste capítulo serão brevemente apresentados os principais conceitos físicos utilizados no presente trabalho, a saber: grandezas e unidades dosimétricas utilizadas na radioterapia; interação de fótons e elétrons com o meio, bem como seus transportes no código MCNP; princípios físicos para a formação de imagens médicas e, por fim, a teoria termoluminescente que rege o funcionamento dos dosímetros utilizados.

II-1. Grandezas e Unidades Dosimétricas

Desde as primeiras aplicações da radiação na medicina houve a necessidade de se compreender e estimar adequadamente seus efeitos na população.

Nos primeiros procedimentos radioterápicos, a quantidade de radiação administrada aos pacientes era limitada pelos efeitos biológicos causados nos tecidos e órgãos irradiados. A pele, em especial, funcionava como dosímetro biológico e determinava a dose de tolerância a partir de sintomas como avermelhamento, descamação e eritemas [Segrè, 1980].

Com o desenvolvimento tecnológico, foram criados instrumentos capazes de quantificar e sistematizar o emprego da radiação a partir da definição de grandezas e unidades dosimétricas.

Atualmente, as grandezas associadas às radiações ionizantes são organizadas e padronizadas por comissões como a Comissão Internacional de Unidades e Medidas da Radiação (ICRU – *International Commission on Radiological Units and Measurements*), criada em 1925, dedicada à elaboração de grandezas e unidades que quantificam as radiações utilizadas em aplicações médicas, bem como a uniformização dos procedimentos de medidas [ICRU, 1958], e a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP – *International Commission on Radiological Protection*), criada em 1928, especialmente, dedicada a elaboração de guias de proteção radiológica com grandezas e valores limitantes aos trabalhadores e a população.

A primeira grandeza introduzida pela ICRU é conhecida como exposição (X) e define a capacidade dos fótons de ionizarem um volume de ar. Ela é matematicamente expressa pelo quociente da soma de todas as cargas de um mesmo sinal (dQ) (negativas ou positivas) liberadas no ar, quando todos os elétrons gerados pelos fótons incidentes em um volume de ar de massa (dm) são completamente parados no ar, equação II-1.

$$X = dQ.dm^{-1} \quad (\text{II-1})$$

Segundo o Sistema Internacional de Unidades e Medidas (SI), a grandeza exposição considera todas as cargas geradas no volume de interesse, em unidades de $[C.kg^{-1}]$, [ICRU, 1980].

Após a definição de exposição, outras grandezas foram introduzidas, das quais se destaca a grandeza de maior importância dosimétrica, conhecida como dose absorvida (D) [ICRU, 1980]. Esta grandeza quantifica a energia absorvida pela matéria quando irradiada por qualquer tipo de radiação, em unidades de $[J.kg^{-1}]$ no SI, recebendo o nome especial a unidade especial *Gray* [*Gy*]. A expressão matemática que define a grandeza dose absorvida é apresentada na equação II-2, pelo quociente da energia média depositada pela radiação ionizante (dE) em um elemento de volume com massa (dm).

$$D = dE.dm^{-1} \quad (\text{II-2})$$

O conceito dose absorvida recebe duas considerações na área de proteção radiológica, uma vez que esta área visa retratar os distintos efeitos da radiação no ser humano [ICRU, 1980], são eles:

- i. Dose Equivalente – na qual é considerada que algumas radiações são mais efetivas que outras para causar efeitos estocásticos³. Expressa pela dose absorvida em um tecido ou órgão ponderada pelo tipo de radiação utilizado na irradiação;
- ii. Dose Efetiva – a qual considera que diferentes órgãos e tecidos apresentam detrimientos diferenciados quando expostos a radiação. Expressa pela soma ponderada das doses equivalentes nos tecidos ou órgãos.

Ambas em unidade de $[J.kg^{-1}]$ no SI, e em unidades especiais de *Sievert* [*Sv*].

³ Efeitos estocásticos são aqueles cuja probabilidade de ocorrência é proporcional à dose de radiação, mesmo para doses muito baixas, não havendo um limiar abaixo do qual se assegure que o efeito não ocorra.

II-2. Interação da radiação ionizante com a matéria

A ICRU [ICRU, 1971] divide as radiações ionizantes em dois grandes grupos, os quais são diferenciados pelos distintos processos de interações com o meio, a saber: radiações diretamente ionizantes e radiações indiretamente ionizantes.

São consideradas radiações diretamente ionizantes partículas com carga, tais como: partículas betas (elétrons e pósitrons), prótons, partículas alfa (núcleos de átomos de hélio) e íons em geral. Estas partículas são capazes de interagir diretamente com o meio por interações coulombianas. Já as radiações indiretamente ionizantes são designadas por partículas sem carga, como os nêutrons e os fótons (raios X ou gama⁴), que depositam energia no meio por intermédio das partículas com carga (transferem energia às partículas carregadas e estas por sua vez depositam energia no meio).

No presente estudo será dada ênfase aos fótons e aos elétrons, por serem as partículas comumente utilizadas nos procedimentos radioterápicos.

II-2.1. Fótons

Os fótons são partículas com grandes livres caminhos médios que podem ou não interagir com os átomos do meio, isto é, os fótons podem interagir com o meio e transferir energia e momento tanto aos átomos como um todo quanto aos elétrons atômicos, ou mesmo para os núcleos, contudo também há a possibilidade dos fótons atravessarem um meio material sem modificá-lo e sem se modificar.

Ao interagir com o meio, as principais interações que ocorrem entre a matéria e os fótons de energias na faixa de poucos keV até dezenas de MeV são [Evans, 1955]:

- i. Espalhamento Rayleigh, também conhecido como Espalhamento Coerente - processo pelo qual ocorre a absorção do fóton pelo átomo, seguindo de uma re-emissão com mesma energia ($h\nu$) e trajetória distinta;
- ii. Efeito Fotoelétrico - processo pelo qual o fóton de energia ($h\nu$) é totalmente absorvido por um elétron atômico, que por sua vez, é ejetado do átomo com energia cinética (K), denominando-se fotoelétron. Para que este evento ocorra, a energia cinética do fóton deve ser superior à energia de ligação do elétron atômico;

⁴ Raio gama é originado de processos nucleares (decaimentos radioativos), ao passo que os raios X são originados de processos eletrônicos (desexcitações atômicas e desacelerações de partículas carregadas).

- iii. Efeito Compton, também conhecido como Espalhamento Inelástico - processo pelo qual um fóton transfere parte de sua energia ($h\nu$) a um elétron orbital fracamente ligado ao átomo, ejetando-o com certa variação angular (Φ), enquanto o fóton incidente é espalhado com ângulo (θ) e energia ($h\nu'$) menor que a inicial;
- iv. Produção de pares, processo pelo qual um fóton interage com um campo nuclear e toda sua energia é convertida em massa de repouso e energia cinética de um par partícula/antipartícula.

Em geral, a probabilidade de interação dos fótons com o meio depende da sua energia ($h\nu$) e do número atômico efetivo (Z_{ef}) do material com o qual o fóton interage. Para energias intermediárias, entre centenas de keV e alguns MeV, o efeito predominante para a maior parte dos elementos da tabela periódica é o efeito Compton. Para números atômicos elevados, o evento mais provável passa a ser o efeito fotoelétrico (para fótons de baixas energias) e a produção de pares (para fótons de altas energias), como pode ser observado na Figura II-1 [Podgorsak, 2005].

Figura II - 1: Regiões predominantes das três principais interações dos fótons com o meio. A curva da esquerda representa a região de mesma probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico e do efeito Compton, ao passo que a curva da direita coincide a probabilidade de ocorrência do efeito Compton e da produção de pares [Podgorsak, 2005].

A faixa de energia comumente utilizada na radioterapia é de 1 a 15 MeV, fótons nessa faixa de energia ao interagirem com o corpo humano de $Z_{ef} \approx 7,5$ sofrem, com maior probabilidade o efeito Compton, como observado na Figura II-1. A predominância deste evento justifica a alta porcentagem de fótons espalhados produzidos no paciente, com menores energias [Evans, 1955].

II-2.2. Elétrons

Os elétrons interagem com a matéria de maneira distinta dos fótons. Enquanto os fótons podem atravessar um meio material realizando poucas interações, perdendo uma pequena parcela de energia ou participando de um número limitado de eventos catastróficos⁵, os elétrons, por possuírem um campo coulombiano de longo alcance, têm maior probabilidade de interagir com todos os átomos do meio ao longo de sua trajetória.

Ao atravessar a matéria, os elétrons podem interagir tanto com os átomos como um todo, quanto somente com os elétrons atômicos ou com os núcleos. A ocorrência de cada tipo de interação depende basicamente da distância entre a trajetória da partícula incidente e o centro do átomo mais próximo, fator conhecido como parâmetro de impacto de interação.

Quando o parâmetro de impacto é superior ao raio atômico do átomo mais próximo, o elétron interage com o átomo como um todo em colisões inelásticas (com transferência de energia). Quando o parâmetro de impacto é aproximadamente do tamanho do raio atômico, a interação passa a ser realizada com os elétrons atômicos. Em casos que o parâmetro de impacto é inferior ao raio atômico, as interações ocorrem com os núcleos dos átomos do meio, em eventos elásticos e inelásticos.

Eventos elásticos ocorrem com probabilidades maiores que os eventos inelásticos e são caracterizados por interações sem perdas de energia cinética ou alterações na trajetória inicial dos elétrons (efeito amplamente utilizado em aceleradores lineares, por possibilitar a abertura no campo de tratamento). Os eventos inelásticos, por sua vez, resultam em radiação de *bremsstrahlung*.⁶

A perda de energia cinética ponderada pela probabilidade de ocorrência de cada tipo de interação ao longo da trajetória dos elétrons (dT) é avaliada pela grandeza conhecida como *Stopping Power* (S), ou poder de freamento. Esta grandeza calcula a taxa de energia cinética perdida pelo elétron (dT) por unidade de comprimento da trajetória na matéria (dx) em um determinado meio de densidade ρ . São consideradas separadamente as perdas de energia por emissão de radiação, no *Stopping Power de Radiação* (S_R), e as

⁵ Um evento é considerado catastrófico quando a perda energética é grande comparada com a energia de repouso das partículas, ou quando sua trajetória é fortemente alterada.

⁶ *Bremsstrahlung* do alemão *Brems*(desaceleração) + *strahlung*(radiação).

perdas por colisões, no *Stopping Power de Colisão* (S_C), equação II-3 [ICRU, 1984; Evans, 1955; Yoshimura, 2009].

$$S = S_C + S_R = [dT.(\rho dx)^{-1}]_C + [dT.(\rho dx)^{-1}]_R = [dT.(\rho dx)^{-1}]_T \quad (\text{II-3})$$

Na Figura II-2 é apresentada a disposição gráfica dos *Stopping Powers* dos elétrons na água, expressos em unidade de $[\text{MeV.cm}^2.\text{g}^{-1}]$. Elétrons com energias inferiores a 1 MeV perdem energia preferencialmente por colisões, já para energias maiores a perda passa a ser principalmente por emissão de radiação.

Figura II - 2: *Stopping Power* dos elétrons na água - *Stopping Power* de colisão, radiação e total, utilizando uma escala logarítmica [NIST, 2010].

O S_R apresenta um crescimento aproximadamente exponencial com o aumento da energia cinética dos elétrons, a partir de 1 MeV. Considerando que a energia do feixe de elétrons utilizada na maior parte dos procedimentos radioterápicos é de 1 a 15 MeV, a contribuição por radiação torna-se uma variável importante.

II-2.3. Características clínicas dos feixes terapêuticos.

Na radioterapia, a característica mais importante a ser avaliada em um feixe terapêutico é a deposição de energia no meio absorvedor, ao longo do seu percurso. Esta deposição é definida como a porcentagem de dose em profundidade (PDP), Figura II-3, medida no eixo central e expressa pela razão percentual da dose a uma profundidade d (D_d) e da dose na profundidade onde a deposição é máxima ($D_{\text{máx}}$), equação II-4.

$$PDP(d) = 100[D_d (D_{M\acute{a}x})^{-1}] \quad (\text{II-4})$$

Na Figura II-3 é apresentada a disposição gráfica de seis PDP's, sendo duas de fótons de 6 e 10 MV e quatro de elétrons, de 6, 9, 12 e 15 MeV.

Figura II - 3: PDP de fótons com energias de 6 e 10 MV e PDP de elétrons com energias de 6, 9, 12 e 15 MeV do acelerador linear Varian 2100 C do Inrad-USP. As curvas foram obtidas com câmaras de ionização com os parâmetros: distância fonte-superfície 100 cm e campo de irradiação de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

O comportamento distinto entre as PDP's de fótons e de elétrons é explicado pelo grande livre caminho médio dos fótons e pela força responsável pelas interações. Os fótons interagem com o meio pela ação de campos eletromagnéticos, atuando sobre partículas carregadas do meio, desta forma, depositam baixas energias superficiais comparadas com a dose máxima depositada ao longo do seu percurso.

A dose inicial depositada por fótons varia com a energia do feixe, quanto maior a energia do feixe menor a porcentagem de dose inicial depositada, em razão dos maiores livres caminhos médios dos fótons. Após a região superficial, a dose aumenta rapidamente alcançando um valor de máximo (região conhecida como *build-up*) seguido por um decréscimo aproximadamente exponencial com o aumento da profundidade. Este comportamento realça a aplicabilidade dos fótons em tratamentos de tumores profundos, uma vez que preservam as regiões superficiais, no caso a pele, e maximizam a deposição interna.

Já os elétrons, por sofrerem múltiplas interações, depositam sua energia máxima logo nos primeiros milímetros do material absorvedor, com altas doses superficiais, seguidos de uma queda abrupta na dose. Este comportamento evidencia a aplicação dos

elétrons para tratamentos de doenças superficiais, uma vez que preservam as regiões mais internas sadias.

Para se avaliar uma PDP diversos parâmetros clínicos foram definidos ao longo da curva (Figura II-4), os quais estão relacionados com parâmetros de alcance capazes de relacionar a dose dentro do paciente com qualquer ponto de referência conhecido, além de possibilitar a intercomparação de distintas PDP's. Os parâmetros definidos são:

R_{100} – Profundidade de dose máxima;

R_{85} – Profundidade de 85% da dose máxima;

R_{50} – Profundidade de 50 % da dose máxima;

R_q – Profundidade do ponto de inflexão, no qual a tangente da região aproximadamente linear se separa da PDP;

R_p – Alcance prático, ponto no qual a tangente da região aproximadamente linear intercepta perpendicularmente a extrapolação linear da região final da PDP, que representa porcentagem de dose de raios-X;

D_s – Dose superficial;

D_x – Dose de raios-X;

Figura II - 4: Representação dos parâmetros clínicos de uma PDP [Podgorsak, 2005].

Estes parâmetros de alcance são obtidos com detectores de radiação em simuladores equivalentes ao tecido ou a água, com valores de referência determinados em condições específicas de profundidade, distância fonte-superfície (DFS) e área do campo de tratamento.

A alteração destas condições específicas de obtenção da PDP modifica o formato de sua curva e consequentemente os valores dos seus parâmetros clínicos. Na Figura II-5a é

possível observar o comportamento de uma PDP em função da área do campo de tratamento. Quanto menor a área do campo de tratamento, maior a influência no formato da PDP, em virtude da maior contribuição de retroespalhamento dos elétrons laterais no eixo central, segundo a teoria de Fermi-Eyges de múltiplos espalhamentos [Hogstrom, 2006]. Já para áreas grandes as curvas apresentam um comportamento mais uniforme, com parâmetros clínicos aproximadamente constantes, uma vez que seus eixos centrais estão mais distantes das bordas dos campos, os quais sofrem contribuições menores dos elétrons laterais espalhados.

A DFS é outra condição que altera o formato de uma PDP, em razão de sua co-dependência com o tamanho do campo de irradiação, Figura II-5b.

Figura II - 5: A) Ilustração da dependência da PDP de elétrons com a área do campo de tratamento [Podgorsak, 2005] para um feixe de elétrons de 20 MeV. B) Ilustração da dependência da PDP de elétrons com a distância fonte- superfície (DFS), medidas com câmara de ionização, utilizando um campo de irradiação de 10 x 10 cm² e um feixe de elétrons de 6 MeV do acelerador linear Varian 2100 C.

Muitos procedimentos radioterápicos utilizam campos de tratamento de 10 x 10 cm² e 15 x 15 cm², os quais resultam em PDP's com comportamentos semelhantes. Contudo, existem diversas técnicas radioterápicas que alteram significativamente o tamanho do campo de tratamento, seja para tamanhos menores, os quais sofrem maiores efeitos dos elétrons laterais espalhados, seja para tamanhos maiores, os quais utilizam valores maiores de DFS, como em técnicas de irradiação total do corpo (TSET) [AAPM, 1987]. Neste contexto, independente da técnica a ser utilizada a avaliação dos parâmetros de uma PDP é uma tarefa imprescindível para tratamentos bem sucedidos.

II-3. O Método de Monte Carlo

O Método de Monte Carlo (MMC) é uma técnica de solução numérica estatística utilizada para a resolução de problemas complexos, especialmente, para aqueles cuja solução determinística é extremamente difícil ou mesmo inviável em razão da quantidade de variáveis envolvidas no problema, muito comuns em situações reais (Figura II-6).

Enquanto métodos determinísticos solucionam problemas pela busca de valores exatos, o MMC soluciona os problemas por valores médios próximos do real, utilizando de técnicas de amostragens de eventos cujas probabilidades de ocorrência são conhecidas, a partir do sorteio de variáveis aleatórias.

Figura II - 6: Esquema ilustrativo da aplicabilidade de soluções de problemas por métodos determinísticos versus métodos estocásticos [Bielajew 2001].

A primeira referência ao MMC é usualmente atribuída à experiência de *Georges Louis Leclerc, Conde de Buffon*, no século XVIII. *Leclerc* calculou a probabilidade de que, ao lançar aleatoriamente uma agulha sobre um plano com linhas paralelas de comprimento L , separadas por uma distância d , a agulha intercepte uma das linhas. Esta probabilidade (P) pode ser estimada pela equação II-5, onde N é o número de vezes que a agulha foi lançada e n o número de possíveis interações [Bielajew, 2001].

$$P = n.(N)^{-1} \quad (\text{II-5})$$

Problemas como este são popularmente conhecidos como de *tentativas e erros*, os quais basearam desde a origem do próprio nome do método, em associação com o famoso cassino de Mônaco – Monte Carlo, até a metodologia de amostragem estatística.

Sua consagração como técnica de solução numérica surgiu na década de 1940, no período do *Projeto Manhattan*, como resolução de problemas de multiplicação de nêutrons em processos de fissão [Bielajew, 2001]. Contudo, a real difusão do método só foi possível mediante o avanço tecnológico da área computacional, em meados da década de 50, com benefícios tanto na velocidade do processamento, quanto na capacidade de armazenar informações. Este avanço tecnológico possibilitou a aplicabilidade do método em diversas áreas, tais como: cálculos de risco, estimativa de fluxo de veículos, previsão do tempo, finanças, física das radiações, entre outros [Jenkins et al., 1988].

A inserção do MMC na física médica ocorreu em meados de 1949, ano da primeira publicação na área, com grande expansão ao longo dos últimos anos [Rogers, 2006]. Esta metodologia simula as possíveis interações das radiações com a matéria, sem a descrição analítica da equação de *Boltzman* que governa o sistema. Os fenômenos físicos são descritos em funções densidades de probabilidade (FDP) pré-definidas no código, as quais são amostradas por números aleatórios.

As amostragens de FDP proporcionam o conhecimento dos possíveis eventos ocorridos com uma determinada partícula. A trajetória da partícula, desde sua criação pela fonte até sua absorção pelo meio, é designada como *história* da partícula.

O comportamento médio da *história* de uma partícula determina uma grandeza física macroscópica e quanto maior o número de histórias processadas, melhor o comportamento médio do sistema e conseqüentemente menor o valor da incerteza estatística associada ao valor médio.

Baseados nesta metodologia foram desenvolvidos diversos códigos, tais como: PENELOPE [Salvat, 2001], EGS [Kawrakow, 2000], ETRAN [Seltzer, 1991], MCNP [Briesmeister, 2001], dentre outros.

Neste presente estudo foi utilizada a versão 5 do código MCNP (*Monte Carlo N-Particle*) em virtude da sua ampla flexibilidade geométrica que permite a utilização em áreas que requerem dados mais acurados como a física médica [Yoriyaz et al., 2000a] e a física de reatores [Spanier et al., 2008].

II-3.1 O Código MCNP

O código de transporte de radiação MCNP foi desenvolvido na década de 50 pelo grupo de pesquisadores de Los Alamos National Laboratory (LANL) [Briemeister, 2001]. Sua atual versão possibilita o transporte de nêutrons, fótons, elétrons, pósitrons, prótons e partículas pesadas, em sistemas com intenso detalhamento geométrico e especificação energética das partículas transportadas [Jenkins *et al.*, 1988].

O grande destaque deste código perante outros códigos que também utilizam o MMC está em seu pacote geométrico, que permite a manipulação de muitos elementos de volume (voxels) e a modelagem de estruturas complexas e heterogêneas.

A grande dificuldade deste método está relacionada ao tempo computacional expressivo necessário para a obtenção de dados dosimétricos confiáveis. Atualmente, os esforços de pesquisadores da área estão justamente focalizados em formas e métodos que reduzam o tempo de cálculo computacional e mantenham a acurácia dos resultados obtidos, de forma a possibilitar a inserção definitiva do código MCNP nas rotinas hospitalares.

A estrutura de um arquivo de entrada do código MCNP é composta de três blocos distintos, a saber:

- 1º Bloco da Geometria – destinado a modelagem da geometria a ser simulada pela união ou interseção de diferentes superfícies;
- 2º Bloco das Superfícies – destinado a descrição das superfícies geométricas, as quais são pré-estabelecidas pelo código e definidas por mnemônicos e parâmetros matemáticos associados às respectivas equações matemáticas;
- 3º Bloco dos parâmetros físicos – destinado as especificações da fonte, com a descrição do tipo de partícula simulada, respectivas energias, a direção e o sentido de propagação das partículas, o tempo de simulação, a energia de absorção, os materiais que compõem a geometria, os resultados que se buscam pela simulação do MMC, dentre outros parâmetros de simulação.

II-3.1.1. Partículas transportadas

O código MCNP, nas versões 4C e 5 utilizadas neste trabalho, permite a simulação do transporte de fótons, elétrons e nêutrons. O tipo de partícula a ser transportada pelo código é definido pelo cartão MODE, o qual é responsável por habilitar o modelo físico a ser simulado, bem como as seções de choque e bibliotecas a serem acessadas. A habilitação do modelo é realizada pela associação do cartão aos caracteres representativos podendo ser N, P ou E, para nêutrons, fótons e elétrons, respectivamente.

II-3.1.1.1. Transporte de Fótons

O transporte de fótons no código MCNP é realizado pela simulação de cada possível interação sofrida por estes durante suas trajetórias, de maneira análoga ao que ocorre na natureza.

Os possíveis fenômenos físicos sofridos pelos fótons são descritos em métodos estatísticos, utilizando de números aleatórios amostrados pelas seções de choque especificadas nas bibliotecas do código, as quais caracterizam e especificam as possíveis interações dos fótons, tais como: espalhamento Compton, espalhamento coerente (Rayleigh), efeito fotoelétrico e produção de pares. Faz-se necessário a inclusão de algumas aproximações na descrição dos fenômenos físicos para que o processamento seja executado.

O código permite a simulação de fótons na faixa de 1 keV a 100 GeV (intervalo obtido em função da disponibilidade de dados de seção de choque).

II-3.1.1.2. Transporte de Elétrons

O transporte de elétrons no código MCNP é realizado de maneira distinta dos fótons, em razão do número grande de interações realizadas ao longo de sua história. Para quantificar a diferença do número de interações, Schaart *et al.* [2002] exemplificam que um fóton com energia 0,5 MeV sofre cerca de 10 colisões ao ser atenuado, para uma energia equivalente a 0,0625 eV, ao passo que um elétron em igual circunstância de atenuação sofre aproximadamente 10^5 colisões. Este valor expressivo no número de interações dos elétrons torna impraticável a simulação individual dos mesmos, como ocorre com os fótons.

Neste contexto, para a simulação dos elétrons é necessário a utilização de modelos físicos capazes de sintetizar as múltiplas interações dos elétrons em interações macroscópicas [Jenkins *et al.*, 1988], tal como a teoria proposta por *Fermi-Eyges* [Hogstrom *et al.*, 2006].

Segundo *Fermi-Eyges*, a variação máxima de energia do elétron e seu ângulo de espalhamento é resultado da somatória de várias pequenas deflexões angulares e pequenas perdas de sua energia cinética ao longo de sua trajetória. Deste modo, um conjunto de interações individuais dos elétrons pode ser sintetizado em uma única interação.

O código MCNP subdivide a trajetória do elétron em pequenos segmentos (*step*), escolhidos de forma a ser extenso o suficiente para englobar o maior número possível de colisões, para que a teoria de múltiplos espalhamentos seja válida e ao mesmo tempo, curto o suficiente para que a energia perdida neste segmento seja pequena. Esta aproximação é conhecida como Método das Histórias Condensadas (MHC) [Yoriyaz *et al.*, 2000a; Bielajew, 2001; Briemeister, 1997] e possibilita a simulação de elétrons na faixa de energia de 1 keV a 1 GeV.

Este algoritmo de transportes de elétrons é baseado da versão 3.0 do *Integral Tiger Series* (ITS 3.0) [Halbleib *et al.*, 1992], baseado no código ETRAN (*Electron Transport*) [Seltzer, 1991; Schaart *et al.*, 2002].

II-3.1.2. Especificações da fonte

A definição do termo fonte no código MCNP é realizada por sua especificação geométrica, com cartões que delimitam sua extensão e posição espacial, e física com cartões que definem a energia e o tipo de partículas geradas, bem como sua direção de propagação, os quais serão brevemente explicitados a seguir:

[SDEF] – permite a descrição geométrica de fontes genéricas, tais como: pontuais, cilíndricas, esféricas, quadradas, retangulares, dentre outras formas;

[PAR] – especifica o tipo de partícula gerada pela fonte, o qual é designado ao valor 1 para nêutrons (padrão do código), 2 para fótons e 3 para elétrons. Somente um tipo de partícula pode ser gerado pela fonte, as partículas secundárias a serem transportadas são definidas pelo cartão MODE;

[ERG] – determina a energia inicial das partículas geradas pela fonte;

[VEC] – referencial de definição do eixo cartesiano;

[DIR] – direção de propagação das partículas em associação ao cartão VEC.

A estes parâmetros pode-se atribuir valores discretos ou contínuos, pela associação dos cartões de distribuição SI/SP aos termos da fonte. Estes cartões de distribuições SI/SP apresentam as informações da variável em certos intervalos e normaliza-os por suas probabilidades particulares.

II-3.1.3. Corte de energia

O corte energético é uma ferramenta do código MCNP que permite estabelecer a energia mínima para que as partículas sejam transportadas. Esta ferramenta utiliza o cartão CUT:*n* para especificar a energia de corte e o tipo de partícula na qual ele é aplicado, podendo ser N(nêutrons), P(fótons) ou E(elétrons).

O código MCNP utiliza como valores padrões de corte, a energia de 1 keV tanto para elétrons quanto para fótons, ou seja, quando as partículas atingem esta energia sua história é encerrada pela deposição local de sua energia. A utilização do cartão CUT:*n* permite o usuário atribuir valores de energia superiores aos automaticamente assumidos pelo código, de modo que as histórias das partículas possam ser encerradas com energias maiores.

A grande contribuição deste cartão está relacionada ao tempo computacional para que se obtenham resultados com incertezas confiáveis. Ao limitar o transporte das partículas com energia superiores à energia de corte, o tempo de simulação individual de cada partícula é reduzido, de forma que é possível a simulação de um número maior de eventos para um mesmo tempo de processamento, resultando na redução das incertezas dos valores estimados.

Contudo, a escolha do corte energético deve ser tal que não introduza erros ao resultado final estimado, ou seja, é necessário que se avalie as interações possíveis das partículas cujo transporte foi interrompido, e que esta interrupção não acarrete alterações significativas nos resultados alcançados.

II-3.1.4. Cartão de registro - *Tally*

A estimativa da grandeza física simulada pelo método de Monte Carlo é descrita no código MCNP por cartões de registro, conhecidos como *tallies*. Estes cartões especificam as metodologias de cálculo realizadas pelo código e registram as estimativas das grandezas obtidas, tais como: fluxo, energia depositada, energia absorvida, pulso, carga, entre outras informações.

Os *tallies* são descritos no código MCNP por mnemônicos, sendo o mnemônico *F_n* imprescindível para o registro das informações obtidas, no entanto, existem cartões opcionais utilizados para acrescentar ou modificar as grandezas estimadas pelo cartão *F_n* [Briesmeister, 2002].

O mnemônico *F_n* é capaz de receber sete especificações distintas, por meio da especificação da variável *n* (valores de 1 a 8, excetuando-se o 3). Estes valores discriminam as grandezas físicas computadas pelo código. Na Tabela IV-1 estão apresentados os *tallies* permitidos pelo código MCNP, juntamente com as especificações das partículas habilitadas a cada metodologia de cálculo e as unidades de medidas dos registros obtidos.

Tabela II - 1: Grandezas calculadas pelos Tallies do código MCNP.

Mnemônico	Partícula	Descrição física	Unidade de medida -F _n -	Unidade de medida -*F _n -
F1	N, P, E	Corrente integrada sobre uma superfície	Partícula	MeV
F2	N, P, E	Fluxo médio sobre uma superfície	Partícula/cm ²	MeV/cm ²
F4	N, P, E	Estimativa do comprimento do caminho médio da partícula na célula	Partícula/cm ²	MeV/cm ²
F5	N, P	Fluxo em um ponto	Partícula/cm ²	MeV/cm ²
F6	N, P	Estimativa da energia média depositada em uma célula	MeV/g	Jerks/cm ²
F7	N	Estimativa da deposição de energia média de fissão de uma célula	MeV/g	Jerks/cm ²
F8	E, P	Distribuição de pulsos de energia	Pulsos	MeV

Os *tallies* são definidos no código pela associação dos mnemônicos ao tipo de partícula contabilizada pelo cartão, seguindo da distinção do local a ser realizada o cálculo, CÉLULAS ou SUPERFÍCIES discriminadas nos arquivos de entrada.

Vale ressaltar que nos *tallies* F1 e F2 os cálculos são limitados a SUPERFÍCIES, ao passo que todos os outros se aplicam em CÉLULAS.

Os valores registrados pelos *tallies* são apresentados juntamente com suas incertezas estatísticas para um desvio padrão. Segundo o manual do código MCNP, resultados com incertezas superiores a 50 % são considerados inapropriados e descartáveis, de 10 a 20 % são considerados questionais e inferiores a 10% são aceitos e confiáveis, exceto para detectores pontuais, os quais são confiáveis com incertezas inferiores a 5%.

Neste estudo, foram utilizados *tallies* *F8 e F4. O *F8 por ser o *tally* padrão do código MCNP para dosimetria, uma vez que contabiliza a energia média depositada nas CÉLULAS, e o *tally* F4, que pode ser usado na estimativa da dose absorvida pela associação do comprimento do caminho de uma partícula com o *stopping power restrito* [Schaart, 2002].

II-3.1.5. Descrição dos materiais

A descrição dos materiais que compõem a geometria no código MCNP é realizada pela definição da composição isotópica de cada material, com o auxílio do cartão *Mn*, onde *n* corresponde a um valor aleatório definido pelo usuário para distinguir os diferentes materiais utilizados.

As especificações dos materiais são definidas pela associação do número atômico do material (Z), do número de massa (A) e da fração atômica ao cartão *Mn*, no formato [ZZZAAA. fração].

Esta estrutura permite o código acessar bibliotecas de seções de choque e *stopping power* próximos aos definidos pelo ICRU-37 [ICRU, 1984], de forma que os materiais sejam representados com composições próximas ao real.

Existem diversas bibliotecas disponíveis no código, específicas a cada tipo de partícula, sendo possível o usuário utilizar a que melhor se adequa a sua simulação.

II-3.1.6. Cartões associados

Além das informações apresentadas nas seções anteriores, um arquivo de entrada do código MCNP deve conter outras informações para a execução do código.

A seguir são apresentados alguns cartões fundamentais para execução do código:

[IMP] – Este cartão possibilita o usuário atribuir importâncias distintas as diferentes regiões de estudo. À medida que aumenta-se a importância em uma determinada região, aumenta-se o número de partículas que incidiram na mesma. Importâncias com valores iguais a zero [$IMP = 0$] definem regiões com transporte nulo de partículas, ou seja, todas as partículas ao incidirem nesta região têm seu transporte encerrado sem deposição de energia.

Neste estudo, utilizou-se o cartão [$IMP = 0$] para limitar a região de ar ao tamanho mínimo possível que englobasse todo o problema e [$IMP = 1$] para todas pertencentes ao estudo.

[CTME] – Cartão de delimitação do tempo de simulação. Neste cartão o usuário declara o tempo que deseja realizar uma simulação do código em minutos. Após atingir este valor o código encerra os processos de simulação, concluindo os processos de amostragens já inicializados.

[NPS] – Cartão de delimitação do número de histórias simuladas. Neste cartão o usuário delimita a extensão da simulação pelo número de histórias que deseja simular até a finalização do problema. Caso o usuário declare tanto o tempo de simulação quanto o número de histórias, a simulação é finalizada com o valor inferior seja ele o tempo de simulação ou o número de histórias, qual o código alcançar primeiro.

[DBCN] – Este cartão permite alterar o algoritmo de indexação da matriz energética utilizada no transporte de elétrons. Esta alteração se faz necessária para corrigir erros sistemáticos observados no algoritmo de indexação. Neste estudo foi utilizado o cartão DBCN 17j 1, herdado do código ITS [Schaart *et al.*, 2002].

[DE/DF] – Estes cartões permitem a modelagem de funções de doses dependentes das energias, utilizado para converter fluência em dose absorvida.

II-4. Imagens Médicas

Imagens médicas são representações das estruturas anatômicas do corpo com informações dos contornos, formas, densidades, localizações dos tecidos e órgãos internos [Khan, 2003]. Sua origem data de 1845, quando *Röntgen* estudava comportamento de um feixe proveniente de um tubo de raios catódicos [Segrè, 1980], e ao acaso observou a formação de imagens das estruturas internas do corpo.

Logo após a descoberta da possibilidade de obter o registro das estruturas internas do corpo, as imagens médicas ganharam repercussão no meio acadêmico e entre a população em geral, sendo rapidamente inserida na prática clínica como meio de auxílio diagnóstico.

Somente em 1972 ocorreu à grande inovação no ramo das imagens médicas, com o surgimento da tomografia computadorizada (CT - *Computerized Tomography*) por *Godfrey Newbold Hounsfield*. Esta técnica possibilitou o registro de imagens seccionadas do corpo humano, as quais diferem das radiografias convencionais que, por sua vez, representam as estruturas do corpo em sobreposição. Com o advento da CT diversas outras técnicas de imagens seccionadas passaram a ser desenvolvidas, tais como: PET (*Positron Emission Tomography*), SPECT (*Single Photon Emission Computed Tomography*), MRI (*Magnetic Resonance Imaging*), entre outras [Sprawls, 1995].

Atualmente, todas estas técnicas utilizam o formato padrão DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) [2010] para o registro das imagens médicas, o qual consiste em um conjunto de regras para armazenar e transmitir informações médicas em formato eletrônico, utilizadas para estabelecer uma linguagem comum aos equipamentos diferentes, de marcas distintas, possibilitando a troca de informações.

O princípio físico utilizado para a formação de uma imagem são os mesmos para a maior parte das técnicas citadas anteriormente, os quais se baseiam na capacidade de que diferentes composições do corpo humano absorvem energia de radiação de formas distintas, excetuando-se a ressonância magnética por não utilizar radiação ionizante na formação das imagens [Khan, 2003].

II-4.1 Tomografia Computadorizada (CT)

O princípio físico utilizado para a formação de uma imagem de CT é o mesmo de uma radiografia convencional. A grande diferença encontra-se no formato do feixe que incide no paciente, que por sua vez determina as possíveis projeções das imagens. Na radiografia convencional, o feixe de raios X apresenta um formato piramidal e obtêm imagens com projeções diretas das estruturas anatômicas. Já em imagens de CT o feixe é colimado por uma pequena fenda em formato de leque, resultando em imagens seccionadas das estruturas anatômicas.

Em imagens seccionadas, o feixe é projetado e aberto em formato de leque abrangendo os extremos do corpo humano, equivalente a uma fatia. Após a interação com o paciente, o feixe é detectado sensibilizando os detectores. Como apresentado Figura II-7, a rotação sincronizada e simultânea do feixe de raios X e dos detectores sobre o paciente em 360° permite a aquisição de uma imagem seccionada do objeto de estudo.

Figura II - 7: Ilustração esquemática de aquisição de uma imagem de CT.

A relação entre o número de fótons incidentes e emergentes no corpo humano possibilita o cálculo da perda energética por interação no paciente, pela lei de atenuação apresentada na equação II-6.

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (\text{II-6})$$

Onde I_0 é a intensidade inicial do feixe incidente, I é a intensidade do feixe medido pelos detectores após a interação com o paciente, x é espessura percorrida pelo feixe e μ o coeficiente de atenuação médio do meio, que representa a seção de choque de interação entre cada fóton e o meio. Contudo, a equação II-6 é válida para meios

homogêneos, os quais apresentam valores constantes de coeficientes de atenuação do meio. Em meios heterogêneos, como o corpo humano, a equação II-6 é modificada para considerar os diferentes meios do corpo, para tanto são avaliados diferentes coeficientes de atenuação ($\mu_1, \mu_2, \mu_3, \dots, \mu_n$) das distintas composições. Na equação II-7 são considerados dois valores distintos de coeficientes.

$$I = I_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2)} \quad (\text{II-7})$$

O feixe incide no objeto de estudo com orientações diferentes em um mesmo plano, determinando os diferentes coeficientes ao longo de um plano. Os detectores recebem os fótons e transforma-os em sinais analógicos, a associação destes detectores a algoritmos matemáticos, os quais convertem as diferenças de voltagens em unidades digitais, resultam nas imagens médicas.

Há uma convenção para traduzir a intensidade dos pixels em tons de cinza, quando um feixe é totalmente absorvido ele passa a ser representado por um pixel na tonalidade branca, quando um feixe é pouco absorvido ele é representado por pixels na tonalidade preta, já para feixes parcialmente absorvidos seus pixels são representados por diferentes tonalidades de cinza. Especialmente em CT, a escala utilizada para uniformizar a representação de cinza recebe nome de unidade de *Hounsfield*, em homenagem ao cientista que desenvolveu a CT.

II-4.2 Características das Imagens Digitais

Uma imagem médica digital consiste em uma matriz de elementos conhecidos como pixels, os quais são representados pela função $S(x, y)$, onde S determina o valor da intensidade do pixel na posição espacial (x, y) [Gonzalez, 2002].

As imagens médicas são caracterizadas, principalmente, pelas informações do tamanho da matriz, pelo tamanho dos pixels, pelo campo de visão conhecido como FOV (*Field of View*), pela escala de cinza utilizada, entre outras informações.

A quantidade de pixels que constituem uma matriz determina a resolução espacial de uma dada imagem. Deste modo, quanto maior o número de pixels que formam uma imagem, melhor a resolução e, consequentemente, a distinção das estruturas da imagem. Atualmente, as imagens médicas apresentam resoluções da ordem de 64 x 64, 128 x 128,

256 x 256, 512 x 512 e 1024 x 1024 pixels. Usualmente com tamanhos múltiplos de 2, em razão das características binárias dos sistemas digitais.

Para uma dada imagem, o tamanho individual dos pixels determina o poder de detalhamento de suas estruturas, em razão dos pixels representarem um único valor. O número de pixels de uma imagem está relacionado ao tamanho do FOV, expresso em unidade de comprimento.

O FOV representa o tamanho máximo que o objeto em estudo ocupa na matriz. A partir do FOV é possível determinar o tamanho do pixel, isto é, o comprimento da informação que o pixel irá representar. Em representação do abdômen, por exemplo, o FOV utilizado é próximo de 50 cm em imagens de 512 x 512 pixels, obtendo pixels próximos de 1 mm. No entanto, FOV's menores são utilizados para estruturas mais delicadas do corpo, possibilitando a discriminação adequada das estruturas. O ouvido, por exemplo, utiliza um FOV de aproximadamente 1,2 mm com pixels de 0,25 mm [Hendee and Ritenour, 2002].

Na Figura II-8 é apresentada a relação entre o FOV, os pixels e os voxels em uma imagem, com a intensidade do pixel determinada pela função $S(x, y)$ e convertida em escala de cinza.

Figura II - 8: Ilustração esquemática da relação do FOV entre o tamanho da matriz, voxel e pixel de uma imagem tomográfica.

As imagens digitais podem ser obtidas em dois planos básicos: plano axial (perpendicular ao eixo do corpo) e plano coronal (paralelo ao eixo do corpo na visão frontal). Estes dois planos permitem a reconstrução do plano sagital (paralelo ao eixo do corpo na visão lateral) e em três dimensões.

II-5. Termoluminescência (TL)

A primeira referência científica sobre termoluminescência (TL) ocorreu na *Royal Society of London*, no ano de 1663. Neste encontro, *Robert Boyle* apresentou a comunidade científica um trabalho no qual era observado uma luz durante o aquecimento de um diamante no escuro. Segundo *MccKever* [1985], com o passar dos anos diversos trabalhos começaram a observar a TL, entretanto com interpretações errôneas a respeito de sua origem, as quais sugeriam que a TL originava-se da transformação direta de calor em luz.

Somente em 1945, a TL foi corretamente interpretada por *Randall e Wilkins* [MccKever, 1985], os quais formalizaram a teoria atual que consiste na emissão termicamente estimulada da luz por materiais aquecidos (isolantes ou semicondutores), que previamente absorveram e armazenaram energia.

Em particular, a emissão térmica da luz pelos materiais termoluminescentes é diretamente dependente do processo de irradiação e do aquecimento do material até a temperatura de emissão, de modo que uma remissão de luz só é possível mediante a um novo processo de exposição do material à radiação e posterior aquecimento.

O princípio fundamental que governa a TL é o mesmo dos fenômenos luminescentes, nos quais após o material absorver energia de radiação, os mesmo emitem uma luz característica (material termoluminescente), de maior comprimento de onda.

Os fenômenos luminescentes são classificados em relação ao tempo característico (τ_c) decorrido entre a absorção de energia da radiação incidente e a emissão de luz pelo material. Quando este processo ocorre espontaneamente e o τ_c é inferior a $10^{-18}s$ o fenômeno é classificado como fluorescência, ao passo que se o τ_c é superior a $10^{-18}s$ o fenômeno é classificado em fosforescência, classe que inclui a TL [MccKever, 1985].

Os materiais TL mais comuns são os sólidos dielétricos, o vidro e alguns compostos orgânicos (polietileno e teflon), com aplicações em diversas áreas tais como: geológicas, arqueológicas, dosimétricas, entre outras. Com destaque nas aplicações dosimétricas, as quais tiveram origem em trabalhos publicados por Daniel *et al.* [1953], com a descoberta de que alguns materiais apresentavam intensidade TL proporcional à dose absorvida de radiação, tais como: LiF, CaF₂, CaSO₄, Li₂B₄O₇, MgSiO₄, BeO.

A ampla utilização dos materiais TL em dosimetria se deve a suas pequenas dimensões, fator que possibilita medidas com alta resolução espacial, além de possuírem

uma faixa ampla de doses mensuráveis (entre 1μGy a 10Gy), serem em sua grande maioria insensíveis à luz visível, à umidade e reutilizáveis [McCKeever, 1985].

II-5.1. Modelo TL

O modelo termoluminescente é explicado pelo movimento periódico dos elétrons em um sólido cristalino, teoria de bandas dos sólidos [Eisberg *et al.* 1974; McCKeever 1985]. Segundo a solução da equação de Schroedinger ao confinar o movimento de um elétron a uma região limitada, este só pode ocupar estados discretos de energia. Em um sólido as energias possíveis dos elétrons estão agrupadas em faixas permitidas, as quais se encontram separadas por uma faixa proibida em razão da periodicidade do potencial criado por íons de uma rede cristalina [Eisberg *et al.* 1974; Knoll, 1989; McCKeever 1985]. A ocupação destas faixas de energias permitidas, conhecidas como bandas, é descrita pela função de densidade de estados, equação II-8.

$$N(E) = Z(E)f(E) \quad (\text{II-8})$$

Onde $N(E)$ é a densidade de estados ocupados, $Z(E)$ a densidade dos estados possíveis e $f(E)$ a função de distribuição de *Fermi-Dirac*, dada pela equação II-9.

$$f(E) = \frac{1}{e^{(E-E_f)/kT} + 1} \quad (\text{II-9})$$

Na equação II-9, E_f é a energia do nível de Fermi, energia do nível mais energético ocupado pelos elétrons a temperatura de zero absoluto. Nesta temperatura, todos os níveis de energia abaixo de E_f estão completamente preenchidos, em faixas de energia conhecidas como banda de valência (BV), ao passo que os níveis acima E_f , faixa conhecida como banda de condução (BC) estão completamente vazios.

Com o aumento da temperatura, a probabilidade de ocupação dos elétrons passa a ser governada pela função distribuição de Fermi-Dirac (equação II-9) [Eisberg *et al.* 1974; McCKeever 1985], logo alguns elétrons podem ser excitados e atravessarem a faixa de energia proibida, conhecida como banda proibida (BP), localizando-se nos níveis mais energéticos, BC, onde permanecem livres para migrar pelo material.

A zona proibida em materiais ideais é despovoada de elétrons, no entanto, a introdução de impurezas ao material causa defeitos às redes cristalinas e quebras na periodicidade e na simetria do potencial coulombiano entre os íons da rede [McCKeever 1985], resultando na permissão de estados de energia antes proibidos, chamados de estados metaestáveis ou armadilhas.

Na Figura II-9 é apresentado os níveis energéticos com estados metaestáveis de um sólido, no qual ocorre a termoluminescência, pela alteração na população dos estados eletrônicos em decorrência das transições de estados de energia.

A excitação de um elétron da BV para a BC (transição 1) gera um buraco na BV (ausência de carga negativa), os quais torna-se livres para se locomover em suas respectivas bandas e ao mesmo tempo suscetíveis a serem atraídos pelo potencial coulombiano criado pelos estados metaestáveis, de modo que podem ser armadilhados (transições 2 e 4). Estes processos ocorrem durante a irradiação do material.

Figura II - 9: Representação esquemática do processo de termoluminescência. Transições que ocorrem na irradiação e no aquecimento do material TL [McCKeever, 1985].

Os elétrons e buracos permanecem armadilhados até que recebam energia suficiente para serem liberados (transições 3 e 5), tornando-se novamente livres para se moverem no cristal. Em materiais termoluminescentes a energia necessária para liberar os elétrons ou buracos deve ser significativamente superior a energia térmica ambiente, uma vez que estes são estáveis à temperatura ambiente.

Os elétrons e os buracos estando livres pelo cristal podem recombinar-se com portadores de carga de sinais opostos previamente armadilhados nos chamados centro de recombinação (transições 6 e 7), os quais distinguem-se das armadilhas por serem mais

profundos e conseqüentemente necessitem de mais energia na liberação das cargas armadilhadas.

No processo de recombinação ocorre liberação de energia na forma de luz, sendo que o centro no qual ocorre essa recombinação denomina-se centro de luminescência. A luz liberada pela recombinação é justamente a luz observada durante o aquecimento do material em medidas TL, a qual é diretamente proporcional à radiação inicial.

II-5.2. O Fluoreto de Lítio (LiF)

Dentre os diversos materiais termoluminescentes utilizados para fins dosimétricos, destaca-se o fluoreto de lítio (LiF), por possuir uma alta eficiência TL intrínseca⁷ [Knoll, 1989], não ser solúvel em água e ser um material tecido equivalente, isto é, apresenta número atômico efetivo próximo ao do tecido humano ($Z_{\text{LiF}} = 8,2$ e $Z_{\text{Tecido Humano}} = 7,4$) tornando-se apto a aplicações clínicas.

Em contrapartida, a eficiência TL intrínseca de um cristal de LiF puro não é significativa para que o mesmo seja considerado um dosímetro termoluminescente (TLD - *Dosimetry thermoluminescence*), necessitando acrescer ao cristal substâncias dopadoras (impurezas) que criam defeitos na rede cristalina e proporcionam uma TL radio-induzida ao cristal.

Atualmente os TLD's mais utilizados são dopados com magnésio e titânio (LiF:Mg, Ti) e recebem identificações relacionadas a suas proporções isotópicas de ^6Li e ^7Li , tais como: TLD-100 (lítio em composição natural), TLD-600 (95,62% de ^6Li e 4,38% ^7Li) e TLD-700 (99,993% ^7Li e 0,007% de ^6Li) [McC Keever, 1985].

O TLD-600 apresenta uma seção de choque mais efetiva para nêutrons térmicos (com energia inferior a 0,5 eV), uma vez que sua dopagem é feita com maiores proporções de ^6Li , ao passo que o TLD-700 apresenta uma pequena seção de choque de captura para nêutrons térmicos, medindo especialmente a energia depositada por fótons [McC Keever, 1985].

O TLD-100 é sensível a fótons e elétrons, sendo um dos dosímetros mais utilizados clinicamente, por possuir lítio na composição natural e conseqüentemente o que é mais

⁷ Eficiência TL intrínseca é a razão entre a emissão TL por unidade de massa por dose absorvida pelo material.

acessível financeiramente. Os dopantes Mg e Ti encontram-se nas proporções aproximadas de 120 ppm e 13 ppm, respectivamente [McC Keever, 1985].

II-5.3. Curva de Emissão TL

A análise quantitativa da TL é realizada pela curva de emissão TL obtida durante o aquecimento do material. Esta curva é modelada pelo monitoramento da intensidade luminosa em função da temperatura de aquecimento e é característica de cada dosímetro. Na Figura II-10 é apresentada a curva de emissão TL característica do TLD-100, que apresenta à corrente (nA) no eixo das ordenadas do lado esquerdo e a temperatura (linha vermelha) no lado direito, no eixo das abscissas são apresentados os canais de leitura da fotomultiplicadora.

Figura II - 10: Curva TL do TLD – 100, obtida pela irradiação do dosímetro com feixe de elétrons de 9 MeV do acelerador linear Varian 2100 C do Inrad-USP.

Segundo a teoria termoluminescente a intensidade de emissão de luz TL é proporcional à taxa de desarmadilhamento dos elétrons (ou buracos) que foram armadilhados durante a irradiação, os quais são liberados pelo aquecimento do material. A probabilidade de escape dos elétrons armadilhados está associada à profundidade das armadilhas e a temperatura de aquecimento.

Ao despovoar os centros de luminescência são emitidos valores máximos de intensidade luminosa, os quais modelam os picos na curva de emissão TL. Estes picos são resultados de diferentes níveis energéticos de armadilhamento (profundidades). Na Figura II-10 é possível observar 4 picos de emissão TL, que indicam quatro diferentes tipos de armadilhas. A área sob cada um dos picos está relacionada com o número de armadilhas preenchidas, que por sua vez está associado à energia inicialmente absorvida.

III REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

III-1. Simuladores Antropomórficos

As simulações computacionais conquistaram espaço significativo na física médica nas últimas décadas, uma vez que possibilitam procedimentos clínicos mais acurados por meio de estimativas dos efeitos da radiação em regiões, nas quais a dosimetria experimental torna-se uma atividade extremamente complexa de ser realizada, por exemplo, órgãos internos do corpo humano.

Para que fosse possível estimar os efeitos da radiação nas regiões do corpo, fez-se necessário a criação de um modelo computacional que representasse o corpo humano da forma mais fiel possível.

O primeiro modelo antropomórfico heterogêneo foi proposto por Fischer e Snyder [1967;1968], representando um hermafrodita (homem adulto com útero, seios e ovário), de 20 a 30 anos com 70 kg de massa e 1,74 m de altura. Com dados anatômicos baseados no conceito de “Homem de Referência” para aplicações em proteção radiológica, publicados no ICRP 23 [1975]. Neste modelo, os órgãos e tecidos eram descritos por expressões matemáticas de figuras geométricas simples como: planos, cilindros, elipsóides e esferas, Figura III-1.

Figura III - 1: Simulador antropomórfico descrito por expressões matemáticas, com volume e formas delimitadas pela combinação e interseção de figuras geométricas – modelo conhecido como MIRD-5 [Fischer e Snyder, 1967].

A publicação deste modelo no Pamphlet No. 5 do *Medical Internal Radiation Dose Committee* da *Society of Nuclear Medicine*, o consagrou na literatura pelas iniciais MIRD-5 (também conhecido como “Snyder-Fisher”).

A grande repercussão deste modelo na comunidade acadêmica resultou em uma série de versões melhoradas de novos modelos antropomórficos, representando diferentes idades e sexos, tais como os modelos de sexos distintos ADAM e EVA, publicados por Kramer et al. [1982].

Por mais de duas décadas os simuladores antropomórficos derivados do modelo MIRD-5, permitiram avanços importantes no campo das avaliações de dose em órgãos diferentes do corpo humano. Contudo, apesar do grande esforço dos pesquisadores em buscar descrições matemáticas cada vez mais precisas das estruturas do corpo, a metodologia de representação proposta era bastante limitada e distante da realidade.

Como alternativa às limitações impostas, de representação da anatomia humana dos simuladores antropomórficos, surgiu uma nova metodologia para a construção de modelos antropomórficos, os conhecidos Objetos Simuladores Segmentados (OSS) baseados em imagens médicas, Figura III-2.

Figura III - 2: OSS construído a partir de imagens médicas, conhecido como MAX (Male Adult Voxel Phantom) [Kramer et al., 2003].

Esta nova metodologia de representação do corpo humano foi viabilizada pelo grande avanço tecnológico das imagens médicas, permitindo o desenvolvimento da geometria específica de um paciente em modelos antropomórficos mais realistas e, conseqüentemente, avaliações dosimétricas mais acuradas.

Nesta representação, a descrição da anatomia do corpo humano consiste em uma matriz tridimensional, cujos elementos são pequenos volumes denominados voxels. Para cada elemento de volume é atribuído a propriedade de um material, os quais por sua vez estão associados às intensidades dos pixels das imagens médicas.

Esta metodologia foi inicialmente proposta por Gibbs et al. [1984], e independentemente por Willians et al. [1986], com rápida aceitação perante o público acadêmico. Atualmente, existem diversos OSS consagrados na literatura, representando diferentes sexos e idades, a saber: ZUBAL et al. [1994], NORMAN [Dimbylow, 1995], VIPMAN [Spitzer et al., 1998], VOXELMAN [Petoussi-Henss et al., 2002], MAX [Kramer et al., 2003], dentre outros.

O MAX (*Male Adult Voxel Phantom*) é um OSS que representa um homem adulto padrão de 175,3 cm de altura e 74,6 kg de massa. Suas informações anatômicas derivam do OSS VOX_TISS⁸ [Zubal et al., 2000] que foram ajustadas para atender as especificações do Homem de Referência, publicadas na ICRP 89 [2003] e na ICRU 44 [1989], quanto à composição e à densidade dos tecidos.

Os ajustes deste OSS segundo as especificações da ICRP 89 visam representações mais fiéis dos órgãos e dos tecidos, sobretudo, em termos de massa para a proteção radiológica. No entanto, a resolução dos elementos de volume (tamanho dos voxels) limita a representação das estruturas dos OSS. Regiões com espessuras inferiores às dimensões dos voxels, como a pele, são erroneamente representadas.

A espessura dos voxels do MAX é de 3,6 mm de aresta, valor este que superestima a espessura da pele em, aproximadamente, duas vezes os valores especificados pela ICRP 89 (1,5 mm). Esta superestimativa em termos de massa total da pele é próxima de 102,3 % (6.676 g) em relação à massa estimada a um homem adulto padrão pelo ICRP 89 (3.300 g) [Kramer, 2003].

Além desta inconsistência quanto à representação da espessura da pele, outro problema do MAX está associado à localização/distribuição errônea desta região, uma vez que os voxels designados à pele não se limitam aos do contorno do corpo, como pode ser observado na Figura III-2. Em algumas regiões internas do corpo são encontrados falsos voxels de pele.

⁸ OSS disponível para a comunidade científica no *website* da Universidade de Yale [Zubal, 2000], com a região do tronco segmentada em 40 órgãos e tecidos e a região da cabeça em 56 tecidos distintos.

A representação de pele do MAX foi totalmente herdada do OSS do VOX_TISS8. Kramer et al. [2003] ao ajustarem os valores anatômicos com os recomendados pelo ICRP 89, não incluíram a segmentação e discriminação correta da pele. No entanto, viabilizaram avaliações dosimétricas na região por alterações no procedimento de cálculo executado pelo código EGS⁹ [Kawakow e Rogers, 2000], na distinção da deposição de energia aos primeiros 1,5 mm do voxel. Ao distinguir a região da pele pelo depósito de energia, Kramer et. al. incorporaram aos cálculos uma representação de pele próxima ao valor recomendado pela ICRP 89, subestimando a massa da pele em 1,4 % (3.254,8 g).

Soluções para o problema da discriminação da pele próxima ao real foram propostas em 2006, pelos mesmos pesquisadores, com o advento da versão refinada do MAX, o MAX 06 [Kramer et al, 2006]. Este novo OSS é constituído por voxels de 1,2 mm de aresta, os quais possibilitaram não só a inserção de órgãos e tecidos antes não discriminados, como a representação mais adequada de órgãos e tecidos delgados e irregulares.

O MAX 06 superestima a massa total da pele em 2,5 % (3.383,9 g) em relação ao valor especificado pela ICRP 89. Contudo, esta maior resolução dos voxels atualmente compromete sua compilação e execução no código MCNP, em razão da quantidade de informação despendida para sua representação.

Esta impossibilidade de acoplar e inserir o MAX 06 ao código MCNP faz com que as avaliações dosimétricas da região da pele, utilizando os modelos propostos por Kramer et al. [2003, 2006], no código MCNP, sejam limitadas ao modelo antigo do MAX, com voxels de 3,6 mm e superestimativa da massa da pele de 102,5 %.

Neste contexto, enfatiza-se a necessidade do algoritmo de segmentação proposto neste estudo, uma vez que a reconstrução do MAX pelo mesmo permite avaliações dosimétricas do modelo no código MCNP, com representações de pele mais acuradas e próximas das especificações do ICRP 89.

⁹ EGS – código que simula o transporte de radiação utilizando o Método de Monte Carlo.

III-2. Doenças de Pele

A pele, em termos anatômicos, é um órgão integrante do sistema conhecido como tegumentar (responsável pela proteção dos corpos dos seres vivos). Dentro deste sistema, as principais funções da pele são: a proteção dos tecidos e órgãos internos do corpo, a regulação da temperatura, a reserva de nutrientes, bem como suas funções sensoriais. Ela é constituída essencialmente de três camadas [Wolff *et al.*, 2008]:

- i. *Epiderme* (também conhecida como epitélio escamoso estratificado) - cuja principal função é a proteção do organismo. Constituída, principalmente, por queratinócitos, agentes que produzem a queratina (uma proteína resistente e impermeável), e melanócitos (células produtoras de melanina, substância que determina a cor da pele);
- ii. *Derme* – cuja principal função é proporcionar resistência a pele, uma vez que é composta de fibroblastos fusiformes que produzem colágenos (proteínas fibrosas), além de elastina (fibras elásticas);
- iii. *Hipoderme* (tecido subcutâneo) – designada pela camada de tecido adiposo adjacente.

A camada da epiderme apresenta profundidades diferentes ao longo das regiões do corpo, em razão de seu poder de adaptação e das funções desempenhadas. Com zonas mais espessas, zonas de maiores atritos, tais como as palmas dos pés e das mãos, e zonas mais diminutas, zonas maleáveis e em constantes movimentos, tais como as pálpebras e as articulações [ICRP, 2003].

Existem diversas doenças radiossensíveis que podem acometer a região da pele, destacando-se os cânceres de pele, os quais são subdivididos em dois grupos: Melanoma, câncer originado nos melanócitos com alta taxa de letalidade, e Não-Melanoma, câncer de maior incidência no Brasil, que apresenta taxas menores de mortalidade e é designado por todos os outros tipos de câncer de pele, como os basocelulares, epidermóides e espinocelulares.

No Brasil estima-se, para o ano de 2011, que a porcentagem total de incidência de novos casos de cânceres, cerca de 1,2 % correspondam aos cânceres de pele do tipo Melanoma e 23,3 % aos Não-Melanoma, somando-se 24,5 % em neoplasias cutâneas [INCA, 2009]. Contudo, mesmo sendo o tipo de câncer com maior número de ocorrência,

este também é o de maior probabilidade de cura, particularmente, quando detectado em estágios iniciais e tratado de forma adequada e oportuna.

Além dos cânceres de pele, outros tipos de neoplasias podem acometer a região cutânea, tal como a micose fungóide e sua variável leucêmica Síndrome de Sézary¹⁰ [Lansigan et al., 2008; Criscione et al., 2007], formas mais frequentes de linfomas cutâneos de célula T. Estes linfomas compreendem um grupo de doenças relacionadas à malignidade dos linfócitos-T, os quais são encarregados pela defesa da pele. A ação linfoproliferativa destes linfócitos causa anomalias inicialmente na pele com grandes chances de disseminação para os outros órgãos do corpo, quando não tratadas adequadamente e em tempo hábil.

A micose fungóide recebe este nome em razão da sua aparência, seu aspecto assemelha-se a cogumelos ou fungos, sobretudo, nos estágios avançados (Figura III-3).

Figura III - 3: Pacientes com micose fungóide [Hagedorn et al., 2003].

Estudos recentes indicam o aumento da incidência de casos desta doença desde 1973, atingindo, sobretudo, homens na faixa etária de 45 a 69 anos, com menores probabilidades de incidência em crianças e mulheres. Segundo as estimativas, nos EUA a cada 1 milhão de pessoas entre 45 e 69 anos, 3 apresentam sintomas de micose fungóide [Becker et al., 1995].

Por ser uma doença crônica e expansiva, quando não tratada de forma adequada e em tempo hábil, dissemina-se aos nodos linfáticos, ao sangue, a medula óssea, ao fígado e outros órgãos internos, acarretando a morte do paciente [Becker et al., 1995].

¹⁰ Forma mais agressiva dos linfomas cutâneos de célula-T, podendo ocorrer independentemente da micose fungóide ou como uma progressão da mesma.

As técnicas de tratamento disponíveis, atualmente, para a maior parte das neoplasias cutâneas consistem em técnicas cirúrgicas, radioterapia, quimioterapia, fototerapia, medicamentos tópicos (pomadas) e drogas. Dentre estas técnicas destaca-se a radioterapia, por possibilitar resultados melhores e efeitos colaterais restritos à região irradiada.

Os primeiros procedimentos radioterápicos propunham a utilização de feixes de raios X para tratamentos de neoplasias cutâneas. No entanto, a utilização deste tipo de partícula não obteve resultados satisfatórios para este tipo de tratamento, em razão do alto poder de penetração das partículas, ocasionando, em muitos casos a supressão da medula óssea [Scholtz, 1902].

A substituição dos raios X por feixes de elétrons permitiu a consagração deste procedimento como técnica de tratamento, uma vez que a deposição de energia apresenta um alcance limitado às regiões superficiais, reduzindo o dano aos tecidos sadios adjacentes. [Trump *et al.*, 1953].

III-3. Total Skin Electron Therapy

Existem diversos procedimentos radioterápicos voltados ao tratamento do câncer de pele, dentre os quais se destaca a técnica conhecida como TSET (*Total Skin Electron Therapy*) para o tratamento de doenças expansivas e proliferativas, tais como a micose fungóide e a síndrome de Sézary [AAPM, 1987].

A primeira aplicação desta técnica utilizou um gerador de Van der Graaff de 2,5 MeV no ano de 1953, mesmo ano que os elétrons começaram a ser utilizados em procedimentos clínicos [Trump *et al.*, 1953]. Esta metodologia rapidamente conquistou certa notoriedade na comunidade científica e cerca de quatro anos depois já estava sendo clinicamente utilizada pela Universidade de Stanford [Karzmark *et al.*, 1960].

Este tratamento consiste em irradiar, de forma homogênea e uniforme, a superfície total do paciente utilizando feixes de elétrons de altas energias (entre 4 e 10 MeV), com a preocupação de limitar a deposição de dose às regiões superficiais.

Dada a necessidade de irradiar uniformemente uma área maior que a comumente utilizada em procedimentos radioterápicos convencionais, cerca de $200 \times 80 \text{ cm}^2$ com uma uniformidade na região central ($160 \times 60 \text{ cm}^2$) de 8 % na vertical e 4 % na horizontal,

segundo o protocolo que define os requisitos para a realização de um procedimento de TSET, o AAPM (*American Association of Physicists in Medicine*) publicação número 23 [AAPM, 1987], faz-se necessário algumas alteração na geometria de irradiação.

Para tanto, a primeira alteração na geometria de tratamento utiliza o conceito descrito na lei da distância ao quadrado, na qual o aumento da distância entre a fonte e a superfície do paciente (DFS) resulta no aumento da área do plano de tratamento (Figura III-3) (em razão do formato cônico do feixe utilizado).

A DFS comumente utilizada em tratamentos convencionais de radioterapia é de 1 m, já em tratamentos de TSET são normalmente utilizados distâncias de 2 a 7 m, ajustadas, sobretudo, perante as limitações físicas impostas à sala de tratamento [AAPM, 1987].

Figura III - 4: Técnica de TSET, relação entre a DFS e o tamanho do plano de tratamento, o qual deve ser grande o suficiente para abranger todo o corpo do paciente.

A segunda alteração consiste na inserção de uma folha espalhadora do feixe e moderadora¹¹ de energia à saída do acelerador. Esta folha visa o aumento da área irradiada, uma vez que aumenta o espalhamento dos elétrons, além de superficializar a deposição de energia, em razão de degradar a energia das partículas.

O material desta folha deve ser cuidadosamente estudado, uma vez que necessita atender a relação de alto poder de espalhamento dos elétrons e baixa contaminação de fótons, os quais são gerados das interações dos elétrons com os átomos da folha. Quanto maior o número atômico da placa, maior o poder de espalhamento do feixe. No entanto,

¹¹ A energia do feixe deve ser degradada em casos que a energia disponível ao tratamento de TSET apresenta a deposição máxima em regiões posteriores a pele.

maior a produção de fótons de *bremsstrahlung*, os quais são partículas penetrantes indesejáveis para o tratamento de doenças superficiais.

Segundo o protocolo AAPM 23, a contaminação de fótons desejável para TSET é de 1% da energia máxima depositada, ao passo que contaminações superiores a 4 % são consideradas insatisfatórias e inviabilizam a realização dos procedimentos.

Esta contaminação expressiva de fótons é justificada pelo acréscimo das folhas espalhadoras e moderadoras de energia. No entanto, deve-se levar em consideração contribuições provenientes do aumento da camada de ar entre a fonte e o paciente, bem como, a porcentagem dos fótons gerados dentro do próprio acelerador, resultado da interação dos elétrons com as paredes do acelerador, câmaras de ionização, colimadores e aplicadores [Gur *et al.*, 1979].

Além desta contaminação por raios X, as alterações na geometria de tratamento, para atender os requisitos impostos a realização da técnica de TSET, alteram significativamente outras características do feixe tratamento, tal como a uniformidade.

A uniformidade no plano de tratamento é um fator de extrema importância para a qualidade dos procedimentos de TSET. Segundo Kumar [1977], diferenças da uniformidade no plano de tratamento próximas de 7,5 %, podem acarretar variações próximas de 15 % na superfície do paciente, as quais são justificadas pela anatomia irregular da superfície dos pacientes. Em algumas regiões críticas do corpo, denominadas por regiões de “auto-blindagem” (sola do pé, parte superior da cabeça, coxas, região perineal, seios e partes sobrepostas), a diferença na energia depositada pode chegar a aproximadamente 30 a 40 % da intenção de dose.

O conhecimento destas regiões críticas e a quantificação de suas diferenças é uma tarefa de extrema importância, uma vez que permite uma posterior melhora na uniformização do tratamento aplicando-se irradiações compensadoras, com campos auxiliares de elétrons ou raios X de ortovoltagem¹², ou mesmo proteções durante alguma etapa do tratamento, em regiões com exposições maiores ou mais sensíveis a radiação, tais como o nariz, olhos, parte superior dos pés e mãos.

Neste contexto, o conhecimento acurado da distribuição de dose na superfície do paciente, atendendo seus contornos anatômicos passa a ser um procedimento de extrema

¹² Raios X na faixa de energia de 100 a 300 kV.

importância para que se consiga avaliar a uniformidade do tratamento e suas regiões críticas.

Uma ferramenta importante que possibilita avaliar de forma acurada as alterações causadas pela modificação da geometria do tratamento na uniformidade e na dose recebida pelo paciente é o código MCNP. Uma vez que permite a reconstrução de toda geometria de tratamento, desde a modelagem da fonte de irradiação (pela construção do cabeçote do acelerador [Wieslander, 2007] ou por procedimentos empíricos [Fonseca *et al.*, 2009a]) até as estruturas do paciente, através de OSS, possibilitando uma avaliação acurada da uniformidade no plano de tratamento e na superfície do paciente, bem como, a deposição energética no paciente, com a avaliação dos pontos críticos de dose [Yoriyaz, 2000b].

IV - MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo destina-se à apresentação da metodologia utilizada neste estudo, subdividida em duas seções.

- A seção IV. 1 – destina-se a apresentação da rotina de cálculo desenvolvida de discriminação da pele, com localização e espessura próximas do real, em OSS, bem como, a modelagem geométrica destes no código MCNP;
- A seção IV. 2 – destina-se a descrição dos procedimentos experimentais realizados neste estudo, tais como: a metodologia de calibração proposta aos dosímetros termoluminescentes (TLD-100), bem como, a utilização dos mesmos em um objeto simulador antropomórfico para avaliações dosimétricas da pele.

IV-1. Modelagem geométrica

A modelagem geométrica de OSS que contemplem a região da pele próxima do real é realizada em duas etapas distintas.

- A primeira etapa (seção IV-1.1) – consiste na criação de uma rotina de cálculo de segmentação de regiões e discriminação da pele, aplicável tanto a OSS já modelados no código MCNP, que não discriminam adequadamente a região de pele, quanto a imagens médicas formadoras de OSS personalizados;
- A segunda etapa (seção IV-1.2) – destina-se a modelagem geométrica dos OSS que discriminam a região de pele com espessura e localização próximas do real no código MCNP, os quais se tornam habilitados à avaliações dosimétricas acuradas da pele.

A representação esquemática da metodologia proposta para a modelagem geométrica é apresentada na Figura IV-1, com os possíveis arquivos de entradas (Figura IV-1A e B), o formato no qual são realizadas as manipulações (Figura IV-1C), o arquivo

de saída da rotina de cálculo desenvolvida (Figura IV-1D) e, por fim o OSS que discrimina a região de pele próxima do real (Figura IV-1E).

Figura IV - 1: Resumo esquemático da metodologia proposta para a modelagem geométrica de OSS que discriminam adequadamente a região da pele. A - B) Possíveis arquivos de entrada ao algoritmo proposto. C) Modelo de voxel, no qual todo processo de segmentação é realizado, além da discriminação da pele. D) Arquivo de saída do algoritmo proposto, em formato de arquivo de entrada do código MCNP. E) OSS modelado no código MCNP que discrimina a região de pele próxima do real.

Todo o processo de discriminação da pele foi realizado em um microcomputador que detém a licença do software MATLAB® (*Matrix Laboratory*) - versão R2009b e suas bibliotecas (*toolboxes*) de processamento de imagens [MathWorks, 2010]. Este computador possui processador Intel® Core™ 2 Duo CPU T5450 @1.66GHz, 3062MB de memória RAM. Com sistema operacional Microsoft Windows Vista™ Home Premium de 32 bits.

IV-1.1. Algoritmo de Segmentação

Segmentar uma imagem é o processo de subdividir seus elementos (pixels) em múltiplas regiões, mediante a análise de suas características comuns [Gonzalez, 2002].

Ao segmentar uma imagem, os valores das intensidades dos pixels são associados a identificações (ID), as quais são atribuídas pelo usuário para distinguir regiões diferentes. Em imagens médicas os pixels que possuam tons de cinza próximos e pertencem à mesma região (mesmo órgão) são representados por valores idênticos de ID, de modo a formar regiões homogêneas entre si. Na Figura IV-2 é apresentada uma imagem segmentada, a região do ar designada para a ID zero e a região da pele para a ID 1.

Os OSS representados em arquivos de entrada do código MCNP necessitam de um pré-processamento que os converta para o formato de matriz de voxel, de modo que a mesma metodologia de discriminação de pele possa ser utilizada em imagens médicas e em arquivos de entrada do código.

Vale ressaltar que todas as descrições de segmentação apresentadas ao longo das próximas seções serão exemplificadas em duas dimensões, somente para facilitar a argumentação. A terceira dimensão consiste em uma extensão, utilizando a mesma lógica.

IV-1.1.1 Seleção de regiões anatômicas

A primeira manipulação proposta utiliza a técnica de segmentação conhecida como limiarização (*Thresholding*). Esta técnica avalia a similaridade dos pixels para distingui-los em regiões distintas, utilizando um limiar t para classificar a qual região o pixel pertence. Para cada n valores de limiar, $n+1$ regiões são criadas [Gonzalez, 2002].

Inicialmente, as imagens médicas foram segmentadas por três valores de limiares (t_1, t_2 e t_3), os quais delimitam os intervalos de quatro regiões distintas, avaliando os tons de cinza, a saber: região que representa o ar, com tons de cinza inferiores ao limiar t_1 , designada a ID A ; região que representa o pulmão, com tons de cinza superiores ou iguais ao limiar t_1 e inferiores ao limiar t_2 , designada a ID P ; região que representa os tecidos internos, com tons de cinza superiores ou iguais ao limiar t_2 e inferiores ao limiar t_3 , designada a ID T ; e por fim, a região dos ossos, com tons de cinza superiores ou iguais ao limiar t_3 , designada a ID O . Estas avaliações são representadas pelas equações IV-1A, 1B, 1C e 1D, respectivamente.

$$S(x, y) < t_1 \in A \Rightarrow Ar \quad (IV-1A)$$

$$t_1 \leq S(x, y) < t_2 \in P \Rightarrow Pulm\tilde{a}o \quad (IV-1B)$$

$$t_2 \leq S(x, y) < t_3 \in T \Rightarrow Tecido \text{ Interno} \quad (IV-1C)$$

$$S(x, y) \geq t_3 \in O \Rightarrow Osso \quad (IV-1D)$$

Onde $S(x,y)$ é o tom de cinza do pixel nas coordenadas espaciais x e y .

Uma imagem tomográfica convencional, apresentada na Figura IV-3A, foi submetida ao processo de segmentação proposto pelas equações IV-1A, 1B, 1C e 1D, obtendo-se a imagem segmentada da Figura IV-3B. Nesta nova imagem os pixels que pertencem à mesma região apresentam valores idênticos de ID.

Esta técnica de limiarização, no entanto, pode acarretar segmentações errôneas na distinção de tons de cinza muito próximas, como é o caso das regiões que representam o pulmão e o ar, bem como, as regiões da mesa utilizada para acomodar os pacientes durante a aquisição das imagens e os ossos (Figura IV-3B). Alguns pixels destas regiões podem ser erroneamente segmentados, pois apresentam tons de cinza equivalentes.

Para tanto, fez-se necessário a aplicação de um novo processo de segmentação conhecido como crescimento de região. Esta técnica segmenta uma região pela expansão de uma região de interesse, mediante a análise das propriedades de similaridades dos pixels vizinhos [Gonzalez, 2002]. Inicialmente, designa-se um pixel central médio $S(x_m, y_m)$ para a região de interesse, a qual é posteriormente expandida mediante a análise da similaridade de seus pixels vizinhos. Esta região é expandida até que ocorra uma descontinuidade entre as intensidades dos pixels vizinhos.

A Figura IV-3B, foi submetida à segmentação por crescimento de regiões, resultando na Figura IV-3C, na qual a região de interesse passa a ser restrita somente aos pixels que pertencem ao corpo do paciente e todas as informações irrelevantes ao estudo são eliminadas, como a mesa de acomodação.

Figura IV - 3: A) Imagem tomográfica sem segmentação, em destaque as intensidades dos pixels. B) Imagem tomográfica segmentada, em destaque as ID's dos pixels. C) Imagem tomográfica segmentada da região de interesse livre de informações oriundas dos procedimentos de aquisição, tais como a mesa.

A associação das duas técnicas de segmentação apresentadas (limiarização e crescimento de regiões) são procedimentos de extrema importância para a modelagem

geométrica correta dos OSS, especialmente, para a representação da região da pele. Visto que alguns pixels pertencentes à região do ar, antes de serem segmentados, são representados por tons de cinza próximos aos da região de interesse, cuja distinção é imperceptível ao olho humano, mas com valores significativos para provocar interferências no processo de discriminação da pele.

IV-1.1.2 Redução da resolução da imagem

A redução da resolução das imagens formadoras dos OSS é uma importante etapa para a modelagem de OSS no código MCNP (leitura do arquivo de entrada e execução do mesmo), em razão da capacidade de memória requerida tanto para modelagem quanto para o processamento do código.

Neste estudo foram utilizados dois processos distintos de redução da resolução das imagens. O primeiro processo é conhecido como *cropping* (“recorte”) [Gonzalez, 2002], que visa a otimização da área da imagem representada pela região de interesse (anatomia do paciente). Esta técnica consiste na detecção dos pixels localizados nos extremos da região de interesse da imagem, pixels mínimos e máximos da região de interesse $[(x_{\min}, y), (x_{\max}, y), (x, y_{\min}), (x, y_{\max})]$, Figura IV-4A.

Após a determinação dos pixels pertencentes aos extremos da imagem, toda informação contida nestes limites é recortada da imagem, gerando uma nova imagem reduzida, Figura IV-4B.

Figura IV - 4: A) Imagem tomográfica segmentada com indicação dos limites da região de interesse. B) Imagem tomográfica segmentada reduzida pela técnica *cropping*.

O segundo processo de redução consiste na aplicação de técnicas de interpolação dos pixels, mediante a utilização da função de redimensionamento [imresize] do software MATLAB®. Esta função utiliza de diferentes metodologias para redimensionar uma matriz de pixel, dentre as quais se destacam:

- [nearest neighbour] - função que interpola os pixels pela eliminação dos vizinhos mais próximos sem modificar suas ID's, Figura IV-5A;
- [bilinear] - função que interpola os pixels pela média dos pixels vizinhos e altera suas ID's para os valores médios, Figura IV-5B.

Estas técnicas reduzem as matrizes de pixels em valores percentuais, por exemplo: uma imagem com resolução de 512 x 512 pixels ao ser reduzida em 50 % pela função [nearest neighbour], perde metade dos pixels no domínio espacial x e y por eliminação alternada, resultando em uma imagem com resolução de 256 x 256 pixels. Nesta técnica, os pixels não eliminados mantêm suas ID's próprias, ao passo que a mesma redução pela função [bilinear] resulta em uma nova imagem também com resolução de 256 x 256 pixels, mas com ID's resultantes das médias aritméticas de quatro pixels.

A combinação destas duas metodologias resulta na redução da imagem com perda mínima de informação para discriminação da região da pele, uma vez que a função [bilinear] permite registrar os contornos da região de interesse de forma suave, ao passo que a função [nearest neighbour] permite a identificação inicial dos pixels, sem perda de informação dos órgãos internos.

Figura IV - 5: A) Imagem tomográfica segmentada reduzida e interpolada pela função [nearest neighbour]. B) Imagem tomográfica segmentada reduzida e interpolada pela função [bilinear].

IV-1.1.3 Homogeneização e binarização da região de interesse

Desta etapa em diante, as manipulações propostas são aplicáveis tanto a imagens médicas segmentadas e reduzidas, quanto aos OSS pré-processados. O objetivo primordial deste estudo é a discriminação adequada da região da pele, fazendo-se necessário uma descrição fidedigna do contorno do corpo para sua representação correta.

A homogeneização das matrizes é um processo importante para eliminar algumas falsas segmentações provenientes dos procedimentos de segmentações anteriores. Tal como a segmentação dos pixels que representam o pulmão, que apresentam algumas ID's equivalentes a região do ar. Para tanto, foi utilizada a função [imfill-holes] do software MATLAB®, a qual os pixels são homogeneizados por valores médios dos pixels vizinhos. Na Figura IV-6A é apresentada uma imagem homogeneizada.

Figura IV - 6: A) Imagem tomográfica segmentada, reduzida e homogênea aplicada à função [imfill-holes]. B) Imagem tomográfica segmentada, reduzida e binarizada.

Após a homogeneização, todos os pixels pertencentes à região de interesse são binarizados pela avaliação de suas ID's (equação IV-2). Todos os pixels cujos valores de ID difere da ID do ar são designados à região de interesse. Deste modo todos os pixels que pertencem ao núcleo da imagem são agrupados em uma única região (B), de acordo com a Figura IV-6B.

$$se \ ID(x, y) \neq ID_{Ar} \rightarrow (x, y) \in B \quad (IV-2)$$

Vale ressaltar que em todos os procedimentos de segmentação a sequência das técnicas aplicadas são de extrema importância para a modelagem geométrica correta dos OSS, uma vez que buscam reduzir as informações que crescem memória e tempo

computacional para as avaliações dosimétricas acuradas da pele utilizando o código MCNP.

IV-1.1.4 Identificação dos pixels que representam a pele

Após a binarização dos pixels da região de interesse da imagem, a etapa seguinte consiste em determinar os pixels que pertencem ao contorno desta região, em razão destes serem os pixels que representam a pele.

A detecção dos pixels do contorno do objeto de estudo é realizada com o auxílio da técnica de segmentação conhecida como *neighbourhood pixel* (pixels vizinhos). Esta técnica analisa todas as possíveis conexões vizinhas de um pixel por critérios escolhidos pelo usuário, avaliando até 8 conexões, sendo 4 conexões vizinhas de arestas e 4 conexões vizinhas de vértices [Gonzalez, 2002].

Neste estudo foram avaliadas, inicialmente, as conexões de arestas dos pixels, conhecidas como N4(S), as quais foram avaliadas buscando-se selecionar os pixels pertencentes à região de interesse (região B) que possuíam uma ou mais de suas faces na fronteira com a região de não interesse (região A). Os pixels selecionados foram associados a uma nova região, representativa da borda (região C), equação IV-3.

$$se \ ((x+1, y) \vee (x-1, y) \vee (x, y+1) \vee (x, y-1)) \in A \rightarrow (x, y) \in C \quad (IV-3)$$

Onde o símbolo “ $\vee$ ” significa “ou”. Esta avaliação acresce à imagem uma nova região C (borda), representada por uma única camada de pixels.

IV-1.1.5 Classificação dos pixels que representam a pele

A modelagem correta da região da pele, com espessura e localização próximas do real, necessita de um grau de detalhamento superior à resolução permitida pelo tamanho dos pixels.

Para tanto, os pixels anteriormente designados para a região de contorno do corpo (região C), são submetidos a um novo processo de segmentação de *neighbourhood pixel*, no qual são avaliadas as conexões de um pixel, determinando não só as arestas bem como os vértices que fazem fronteira com a região A (não interesse).

A representação da pele em um pixel pode estender-se à combinação de 4 arestas e 4 vértices, os quais são arranjados em combinações binomiais para representar n tipos característicos de pele em p possíveis localizações, de acordo com a equação IV-4.

$$C_{n,p} \binom{n}{p} = \frac{n!}{p!(n-p)!} \quad (\text{IV-4})$$

Na avaliação das 4 arestas do pixel N4(S) são possíveis 14 combinações distintas de localização de pele, ao passo que na avaliação das 4 arestas e dos 4 vértices, N8(S) conexões, são possíveis 254 combinações distintas de localização de pele. No entanto, neste estudo das 254 combinações, somente 24 delas apresentaram combinações com alguma significância para serem discriminadas no algoritmo proposto, restando 230 combinações com baixas ou praticamente nenhuma probabilidade de ocorrências.

As 24 possíveis combinações de pele utilizadas foram associadas cada qual com uma distinta ID, representativa da mesma, utilizada para a modelagem da região da pele no código MCNP. Na equação IV-5 é exemplificada a avaliação de N4(S) conexões de um pixel que pertence à região de borda (região C) e sua associação a uma ID específica a sua conexão (no caso 21, atribuída aleatoriamente pelo usuário para especificar esta conexão).

$$se \quad (\{[(x-1, y) \wedge (x, y+1)] \in A\} \wedge \{[(x+1, y) \wedge (x, y-1)] \in B\}) \rightarrow ID(x, y) = 21 \quad (\text{IV-5})$$

Onde o símbolo “ $\wedge$ ” significa “E”. Caso o vizinho da esquerda e acima pertençam à região A (não interesse da imagem) e os vizinhos da direita e de baixo pertençam à região B (região de interesse), este pixel é classificado para a região de pele associada ao ID 21, específico a esta conexão, de acordo com a Figura IV-7.

Figura IV - 7: Representação esquemática da classificação de pixel para as ID 21 e 25, em razão das possíveis localizações de borda e de seus pixels vizinhos. Em destaque as duas combinações de pele em um pixel, com a região em amarelo representando a pele e a verde tecido interno.

Em razão desta segmentação, os pixels da região de borda são divididos em duas regiões: tecido interno e pele, com a região da pele localizada na interface entre a região de interesse e de não interesse (primeiros 1,5 mm do pixel, cor amarela em destaque na Figura IV-7), ao passo que o restante do pixel é representado por tecido interno (verde).

Todas as manipulações apresentadas ao longo desta seção foram descritas para pixels (duas dimensões), porém a modelagem de OSS próximas do real é realizada em três dimensões, com pixels substituídos por voxels $ID(x,y,z)$.

Os procedimentos utilizados para discriminação da pele são os mesmo, no entanto, o número de combinações de regiões para representação da pele é significativamente maior. Em um voxel existem $N6(S)$ conexões de faces, $N12(S)$ conexões de arestas e $N8(S)$ conexões de vértices, Figura IV-8 A, B e C respectivamente. A combinação das $N6(S)$ conexões de faces possibilitam 62 representações distintas de pele, ao passo que a combinação de $N18(S)$ conexões de faces e arestas possibilitam 3.994 representações, por fim, a combinação das $N26(S)$ conexões de faces, arestas e vértices proporcionam 4.248 representações distintas de voxel de pele.

Figura IV - 8: Ilustração das localizações de pele em um voxel. A) Conexões de face $N6(S)$. B) Conexões de arestas $N12(S)$. C) Conexões de vértices $N8(S)$.

No algoritmo proposto foram avaliadas as combinações com maior probabilidade de ocorrência das N18(S) conexões de faces e arestas de um voxel, as quais foram designadas em 105 representações distintas de voxels de pele. Este valor deve-se à baixa ou nenhuma significância na representação das combinações restantes, além da maior complexidade na descrição de todas as possíveis conexões no algoritmo, fator que aumentaria o tempo de processamento.

Após esta etapa de classificação dos voxels que pertencem à pele, o algoritmo converte a matriz segmentada no formato de arquivo de entrada do código MCNP.

IV-1.2. Modelagem no código MCNP utilizando ESTRUTURA REPETIDA

Esta seção destina-se à descrição da modelagem geométrica do objeto de estudo no código MCNP. Particularmente, toda a modelagem realizada neste trabalho fez uso do recurso do código MCNP conhecido como ESTRUTURA REPETIDA, o qual se destaca por permitir a modelagem de estruturas complexas, irregulares e heterogêneas em até três dimensões [Briesmeister, 2002], além de possibilitar avaliações da distribuição de dose espacial de uma região ou mesmo avaliações médias em um determinado órgão.

O princípio utilizado nesta técnica baseia-se na capacidade de definir, pela interseção de planos em x , y e z , somente uma vez, uma estrutura unitária denominada CÉLULA e repeti-la inúmeras vezes, dispondo-a em uma sequência de modo a definir um volume geométrico a ser simulado, de maneira análoga a blocos de montar (Figura IV-9).

Figura IV - 9: Modelagem geométrica, pela interseção dos planos x , y e z , de uma CÉLULA no código MCNP, e sua disposição em uma sequência modelando a CÉLULA do bloco principal.

Em virtude da possibilidade de definir uma única vez diversas estruturas, essa ferramenta possibilita a redução de dados no arquivo de entrada e, consequentemente, a redução da quantidade de memória computacional alocada.

Cada CÉLULA unitária tem sua composição e material específico, os quais podem ser alterados, facilitando a modelagem de volumes irregulares e heterogêneos. Uma CÉLULA unitária pode ser preenchida diretamente por um material definido no código, resultando em geometrias homogêneas, ou pelo conceito de UNIVERSO.

O conceito de UNIVERSO no código MCNP utiliza a hierarquia de camadas para a definição de uma geometria, podendo ser representado por uma simples CÉLULA ou por uma coleção de CÉLULAS, tal como uma rede ou malha constituída de várias CÉLULAS que se repetem [Yorizaz, 2000a; Briesmeister, 2002]. Uma vez que o UNIVERSO é definido, ele pode ser utilizado para preencher outras CÉLULAS, criando-se outros sub-níveis de definição geométrica.

Para a modelagem dos OSS, cada ID da matriz de voxel segmentada é associada a uma especificação de UNIVERSO, o qual por sua vez é associado ao material que esta ID representa ou mesmo ao tipo de borda de pele designado pelo algoritmo de segmentação, preenchendo uma célula unitária. A disposição das CÉLULAS preenchidas por UNIVERSOS modelam as estruturas da anatomia humana de forma realista no código, conforme apresentado na Figura IV-10.

Figura IV - 10: Matriz de pixels associada ao conceito de UNIVERSO, que por sua vez preenche as CÉLULAS em uma disposição que modela a anatomia humana de forma realista.

A fim de avaliar a qualidade desta ferramenta e as possíveis interferências nas estimativas dos cálculos de dose absorvida, foi proposta a modelagem de um objeto de estudo utilizando duas diferentes metodologias.

A primeira consiste em representar o objeto de estudo utilizando de superfícies cilíndricas pré-definidas pelo código, modelando um cilindro contínuo de 25,5 cm de diâmetro e 3,6 mm de altura. Este sistema visa a representação aproximada de uma única fatia do corpo humano, constituída de um disco cilíndrico de material equivalente ao tecido

interno humano ($\rho = 1,05 \text{ g/cm}^3$) envolto por uma casca cilíndrica, de material equivalente a pele humana ($\rho = 1,09 \text{ g/cm}^3$), circundado por ar. A segunda metodologia consiste na mesma representação do cilindro, utilizando do recurso ESTRUTURA REPETIDA, mediante o uso do algoritmo de segmentação proposto neste estudo, descrevendo-o discretamente.

Inicialmente foram modelados quatro sistemas, estudando-se as diferenças entre as distintas representações de pele permitidas pelo algoritmo proposto, comparando-as com a representação do objeto do estudo de forma contínua. Numa segunda etapa foi modificada a altura dos cilindros para 30 cm, buscando-se uma representação aproximada da extensão do corpo humano, atendendo a proporções.

IV-2. Medidas experimentais

Para validar os resultados obtidos por cálculo nas avaliações das distribuições de dose na pele foram realizadas medidas experimentais no Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo – InRad – HCFMUSP.

Os experimentos consistiram em avaliações dosimétricas da pele, em geometrias específicas possíveis de serem reproduzidas por simulação do código MCNP, utilizando dosímetros termoluminescente de fluoreto de lítio dopados com magnésio e titânio, conhecidos como TLD-100 (LiF:Mg;Ti), em formato de paralelepípedo de $3 \times 3 \times 1 \text{ mm}^3$, fabricado pela empresa *Harshaw Chemical Company/Bicron*.

A escolha deste tipo de dosímetro em detrimento a outros tipos, tais como o TLD-600 e TLD-700, câmara de ionização, filmes, dentre outros, é justificada por ser um dosímetro pequeno, possível de ser utilizado sobre a própria pele do paciente, ser sensível tanto a elétrons quanto a fótons, possibilitar medidas com alta resolução espacial, possuir ampla faixa de dose mensurável (cerca de $1\mu\text{Gy}$ a 10Gy), ser insensível à luz visível e à umidade, e por ser reutilizável.

A utilização destes dosímetros consiste na seguinte rotina experimental:

Tratamento térmico: Realizado entre sucessivas irradiações com o objetivo de “zerar” a dose de radiação absorvida pelos dosímetros. Os eventuais sinais

termoluminescentes devido à radiação de fundo, ou mesmo, resquícios de irradiações anteriores são eliminados.

Neste procedimento ocorre a desocupação de armadilhas mais profundas que não foram liberadas durante o processo de leitura, além de devolver o equilíbrio termodinâmico dos defeitos do material perturbados pela irradiação.

O tratamento térmico empregado segue as recomendações do fabricante e foi realizado com o auxílio de uma estufa *Fisher Scientific* modelo 650-58 (Figura IV-11A), controlada eletronicamente, conforme recomendação do fabricante:

- a) 100°C por 120 minutos;
- b) 400°C por 60 minutos;
- c) Resfriamento até a temperatura ambiente.

Irradiação: Os dosímetros foram irradiados com feixes de elétrons do acelerador linear VARIAN CLINAC 2100C (Figura IV-11B), com condições de irradiação, parâmetros dosimétricos e energia nominal do feixe determinados para o procedimento experimental desejado.

As irradiações foram realizadas em objetos simuladores, os quais são construídos de materiais equivalentes ao tecido humano, cujas propriedades de absorção e espalhamento da radiação simulam da melhor maneira possível os tecidos biológicos (ICRU, 1979).

Leitura: A obtenção das respostas termoluminescentes foi realizada com o auxílio da leitora *Harshaw* modelo 3500 (Figura IV-11C). O aquecimento do TLD é realizado por passagem de corrente elétrica pela placa no qual o TLD está posicionado, até a temperatura de 300°C, com taxa de aquecimento de $10^{\circ}\text{C.s}^{-1}$, em uma atmosfera rica em gás nitrogênio.

A luz emitida pelo TLD é captada por uma fotomultiplicadora que permite a análise da curva de emissão termoluminescente na faixa de 50°C a 300°C.

Neste estudo foi utilizado como parâmetro da intensidade TL a área sob a curva TL, embora a altura do pico máximo também pudesse ter sido utilizada.

Figura IV - 11: Equipamentos utilizados na rotina experimental dos dosímetros termoluminescentes. A) Estufa Fisher Scientific utilizada no tratamento térmico. B) Acelerador linear Varian Clinac 2100 utilizado nas irradiações. C) Leitora Hashaw 3500 utilizada na leitura dos dosímetros.

Este procedimento (tratamento térmico/irradiação/leitura) corresponde a um ciclo de irradiação. O número de ciclos realizados está associado ao número de experimentos e ao grau de confiabilidade dos resultados desejados.

IV-2.1. Calibração

Em geral, os dosímetros termoluminescentes apresentam grande dispersão em suas respostas TL, seja por características intrínsecas como diferença de massa, dopagem, quantidade de defeitos ou por variações durante os procedimentos de rotina (tratamento e leitura). Essas variações tornam necessários procedimentos de calibração e seleção dos mesmos, antes do seu uso efetivo, para que se obtenham resultados mais precisos das respostas TL [McKeever, 2005; Fill, 1999].

O procedimento de calibração proposto neste estudo consiste em aplicar a cada dosímetro um fator de correção individual baseado na reprodutibilidade de suas respostas em relação à média do grupo, diminuindo a dispersão dos resultados obtidos. Este procedimento otimiza o número de dosímetros utilizáveis, uma vez que elimina os procedimentos de seleção baseados na faixa de resposta dos dosímetros.

A calibração consistiu em submeter 124 TLD's, de um mesmo lote (que apresentam a mesma composição e mesma data de fabricação), a condições idênticas e reprodutíveis de irradiação.

Os dosímetros foram posicionados no isocentro do acelerador linear em uma placa de acrílico de 1 cm de espessura, com perfurações para acomodar os dosímetros, inserida entre duas placas de água sólida¹³ de 30 x 30 cm², sendo a inferior de 3 cm de espessura, para simular o meio de irradiação e obter o equilíbrio eletrônico na medida, e a superior com 1,9 cm de espessura, para localizar os dosímetros na região de equilíbrio eletrônico, onde a energia deposita é conhecida (região de *build-up*). A irradiação foi realizada com feixe de elétrons com energia de 9 MeV em um campo de tratamento de 15 x 15cm², a uma distância da fonte (SSD) de 98,1 cm, como mostrado na Figura IV-12.

Figura IV - 12: Irradiação dos dosímetros, entre placas de água sólida e cone delimitador do feixe de 15x15 cm².

As respostas TL foram analisadas por meio de 8 ciclos de irradiações, nas quais os dosímetros foram posicionados de forma aleatória sob a placa de acrílico, de modo a garantir que as respostas dos dosímetros não fossem influenciadas pelo posicionamento na irradiação. Os dosímetros foram agrupados em função de sua respectiva leitura, Figura IV-13A, possibilitando o conhecimento da dispersão dos dados.

¹³ Solid Water RW3, confeccionado com materiais poliméricos equivalentes à água, densidade de 1,045 g.cm⁻³, composição de C₈H + 2.1%TiO₂, número atômico efetivo próximo ao do tecido mole [ICRU, 1992].

Figura IV - 13: A) Respostas dos TLD para 8 ciclos de irradiações. B) Respostas dos TLD normalizadas pela média de ciclo de leitura.

A análise dos histogramas das leituras dos TLD's (Figura IV-13A) evidência o comportamento discrepante nas respostas dos dosímetros (devido às diferenças dos intervalos entre a irradiação e a leitura, além de eventuais diferenças na eficiência do tratamento térmico). Uma vez que todas as 8 irradiações foram realizadas de forma idêntica, a discrepância entre os dados é justificada por variações não controladas e indesejáveis inerentes aos procedimentos experimentais, tais como: variações na energia depositada nos dosímetros, temperatura, tempo entre a irradiação e leitura, entre outros fatores.

A normalização das respostas dos dosímetros pela média do seu lote nas respectivas irradiações busca eliminar estes fatores externos não controlados, em razão de todos os dosímetros terem sido submetidos às mesmas condições, em cada ciclo de irradiação. O agrupamento dos dosímetros em função de suas respostas normalizadas pela média das leituras é apresentado na Figura IV-13B.

Após a normalização das respostas considera-se eliminado todos os fatores externos, resultando em dosímetros submetidos a idênticos procedimentos experimentais. No entanto, pode-se observar um comportamento discrepante, em relação à média, nas respostas das leituras 6 e 7, evidenciada pela presença de dois pontos de máximos no histograma.

O agrupamento das respostas dos dosímetros em todas as leituras (Figura IV-14A), evidencia a não reprodutibilidade média nas respostas das leituras 6 e 7, justamente as leituras discrepantes do histograma. Uma vez que o objetivo proposto é avaliar a

reprodutibilidade dos dosímetros e estas leituras não se ajustam as demais, as mesmas foram descartadas da análise para a determinação de fatores de calibração mais apropriados, resultando em um bom comportamento médio de todos os dosímetro independente do ciclo de irradiação e diminuindo, significativamente, a dispersão dos dados, como se pode observar na Figura IV-14B.

Figura IV - 14: Dispersão dos dosímetros análise dos dados dos TLD's.

Na Figura IV-15 é possível observar os valores médios dos dosímetros em 6 irradiações com seus respectivos desvios padrões. A média dos desvios padrões dos 124 TLD's analisados é próxima a 10 %, dos quais 14 TLD's apresentam desvios padrões superiores a 10 %, estes descartados por não apresentarem respostas reprodutíveis à radiação.

Figura IV - 15: Valores médios dos TLD's em 6 ciclos de leitura e seus respectivos desvios padrões.

Desvios padrões da ordem de 10 % são valores aceitáveis a alguns procedimentos radioterápicos, como para TSET. No entanto, visando a correção das respostas dos dosímetros em razão das diferentes sensibilidades à radiação, foram determinados fatores de calibração individual aos mesmos. Estes fatores foram obtidos pela avaliação do comportamento médio dos dosímetros em relação ao seu lote e determinado pelas médias aritméticas das leituras normalizadas, considerando-se somente 6 das 8 leituras realizadas (excluíram-se as leituras 6 e 7), conforme explicitado na equação IV-6.

$$F_{calj} = \frac{1}{N_i} \sum_{i=1}^{N_i=6} \left(\frac{L_{ij}}{\left(\frac{1}{N_j} \sum_{j=1}^{N_j=124} L_{ij} \right)} \right) \quad (IV-6)$$

Sendo j a variável referente dos TLD's, i a variável do ciclo de irradiação, N_j a quantidade de TLD's e L_{ij} a leitura do dosímetro na irradiação i . O F_{calj} é o fator de calibração individual dos dosímetros obtido pela normalização da leitura do TLD pela média do lote na respectiva leitura.

As respostas individuais dos dosímetros corrigidas em relação à média do grupo na respectiva irradiação apresentam uma dispersão média de 10 % (Figura IV-16A). Com a aplicação dos fatores de calibração individuais (F_{calj}) (resposta de cada dosímetro dividida por seu respectivo fator de calibração), as dispersões nos valores das leituras apresentam uma queda significativa, resultando em uma dispersão média próximas de 4 %, como observado na Figura IV-16B.

Figura IV - 16: Dispersão das respostas TL dos dosímetros. A) Dispersão normalizada pela média de leitura. B) Dispersão das respostas corrigidas pelo fator de calibração individual dos dosímetros.

IV-2.2. Irradiações em Objetos Simuladores Antropomórficos

As medidas experimentais da dose na pele em representações mais realistas com propriedades físicas e geométricas semelhantes às de um paciente real foram realizadas em um objeto simulador antropomórfico, comumente utilizado em sistemas de planejamento radioterápicos, conhecido como *RANDO PHANTOM* produzido por *The Phantom Laboratory* - (Salem, NY) e popularmente conhecido como Felipe, Figura IV-17.

Figura IV - 17: Objeto Simulador antropomórfico RANDO.

O *RANDO* consiste em um objeto simulador de cabeça e tronco (sem membros superiores e inferiores), segmentado em três regiões, tecido mole, pulmão e esqueleto. O esqueleto é de uma pessoa asiática envolto por uma borracha de material equivalente ao tecido mole com densidade $0,985 \text{ g/cm}^3$ e número atômico efetivo de 7,3. Estes valores são baseados nas “Medidas do Homem Padrão” [ICRP, 1975] e representam a composição nominal de gorduras, fluidos, músculos, dentre outros tecidos do corpo humano. Os pulmões são modelados na situação expandida de ar, com o mesmo número atômico e densidade de $0,320 \text{ g/cm}^3$.

As propriedades físicas e geométricas do *RANDO* correspondem a de um adulto típico de estatura de 1,75 m e peso corporal de 73,5 kg, constituído por 36 fatias de 2,5 cm de espessura, numeradas de 0 a 35 em ordem crescente a partir da cabeça.

Cada fatia apresenta orifícios internos distribuídos de forma a permitir a inserção de TLD's, os quais podem ser alocados de modo a mapear as distribuições de dose interna (Figura IV-18A). Este tipo de objeto simulador, contudo apresenta-se inadequado para

medidas de distribuição de dose na pele, uma vez que não permite a acomodação de dosímetros na região de contorno (pele).

Devido a este empecilho, foram projetadas e construídas três placas de acrílico, de 1 cm de espessura cada, ajustadas aos contornos do *RANDO* com orifícios laterais que permitem a inserção dos TLD's na região da pele. Os TLD's foram acomodados nestes orifícios, os quais contêm profundidades equivalentes a espessura do TLD, de forma que os mesmos pudessem ser posicionados na região correspondente à pele. Cada fatia contém 10 orifícios espalhados ao longo de suas laterais, Figura IV-18B.

Figura IV - 18: A) Fatia do Objeto Simulador *RANDO*, com orifícios internos para acomodar os dosímetros. B) Fatia de acrílico projetada e construída, com orifícios laterais para a acomodação dos dosímetro. Em destaque a vista lateral da referida placa.

A profundidade dos orifícios é de extrema importância para que se consiga medir de forma acurada a dose na pele, caso os dosímetros fossem localizados acima da superfície do *RANDO*, medir-se-ia a dose de entrada na pele, que difere da dose na pele.

As placas foram inseridas entre as fatias do tronco do *RANDO*, de acordo com a Figura IV-19.

Figura IV - 19: Objeto Simulador antropomórfico *RANDO* com acréscimo das fatias de acrílico com orifícios laterais para o posicionamento do TLD.

O objeto simulador *RANDO* modificado, foi submetido a um ciclo de 10 irradiações com feixes de elétrons de 6 MeV, a uma distância da fonte (SSD) de 100 cm. O campo de tratamento utilizado foi de $36 \times 36 \text{ cm}^2$, tamanho de máxima abertura (acionado pela inserção de uma placa de identificação codificada, localizada à saída do acelerador), correspondente ao utilizado em tratamentos de TSET (*Total Skin Electron Therapy*) [AAPM, 1987]. A geometria de irradiação é apresentada na Figura IV-20.

Figura IV - 20: Geometria de irradiação do objeto simulador RANDO, adaptado a dosimetria de pele, utilizando o acelerador linear Varian Clinac 2100C.

V RESULTADOS E DISCUSSÕES

Este capítulo destina-se à apresentação dos resultados e das discussões da metodologia proposta neste estudo, subdivididos em quatro seções.

- A seção V.1 – destina-se a modelagem geométrica dos OSS no código MCNP, que discriminam a região da pele, através da aplicação do algoritmo proposto na seção IV-1, além de avaliar a adequação da metodologia utilizada em suas representações e a acurácia necessária para discriminação da região da pele;
- A seção V.2 – apresenta as avaliações dosimétricas da pele nos OSS habilitados à dosimetria de pele pela metodologia proposta, bem como, os estudos de uma possível validação dos resultados por medidas experimentais em objetos simuladores antropomórficos utilizando dosímetros termoluminescentes;
- A seção V.3 – destina-se à apresentação dos estudos dos efeitos de voxelização, acentuados com a metodologia de representação proposta nas avaliações da distribuição de dose na pele, bem como, possíveis fatores de correção aos mesmos;
- A seção V.4 – destina-se à aplicação da metodologia de discriminação de pele em OSS no estudo de um caso clínico típico de irradiação de corpo inteiro com feixe de elétrons TSET.

V-1. Modelagem Geométrica

A modelagem geométrica de OSS capazes de avaliar corretamente a distribuição de dose na pele pelo código MCNP, é realizada pela associação do algoritmo de segmentação proposto, neste estudo, à ferramenta conhecida como ESTRUTURA REPETIDA deste código.

V-1. 1. Reconstrução de um Objeto Simulador Segmentado

A reconstrução dos OSS pelo algoritmo proposto é viável a todos OSS do código MCNP que não discriminam a região da pele, ou mesmo, aos que a contemplam, mas com especificações (espessuras e localizações) errôneas.

Para que seja possível discriminar a região da pele de forma adequada, os OSS são inicialmente submetidos a um pré-processamento que visa suas conversões ao formato de matriz de voxels, a partir do qual todo o procedimento de segmentação da pele é realizado.

A fim de exemplificar esta possível reconstrução, a região de cabeça e pescoço do MAX [Kramer *et al.*, 2003], constituída por 90 fatias, cada qual com 11.691 voxels de $3,6 \times 3,6 \times 3,6 \text{ mm}^3$ (Figura V-1A) foi submetida ao algoritmo proposto possibilitando sua reconstrução em três novos modelos, Figura V-1B-D.

Figura V - 1: A) Região da cabeça e pescoço do MAX (Male Adult Voxel Phantom). B) MAX reconstruído com espessura de pele de 0,36 cm, modelo SS. C) MAX reconstruído com espessura de pele de 0,15 cm pela avaliação das N6(S) conexões de faces dos voxels, modelo SC. D) MAX reconstruído pela avaliação das N18(S) conexões vizinhas de faces e aresta um voxel, pele de 0,15 cm, modelo SD.

O primeiro modelo reconstruído elimina os falsos voxels de pele (localizados em regiões internas) presentes no OSS, de forma que a representação da pele seja restrita aos voxels que fazem fronteira com os voxels que representam o ar (voxels de contorno do corpo). Neste modelo não é alterada a espessura da pele do OSS, uma vez que esta ainda se encontra discriminada pela totalidade do volume do voxel, como pode ser observado no destaque da Figura V-1B. Ao longo deste estudo, usaremos a notação Segmentação Simples (SS), para denominar as representações nas quais a região de pele é designada pela totalidade do volume do voxel.

O segundo modelo proposto visa adequar a espessura da pele ao valor especificado pela ICRP 89. Para tanto, os voxels anteriormente discriminados como pertencentes à pele, são submetidos a uma nova avaliação que objetiva a classificação segundo as conexões de faces vizinhas N6(S). Esta classificação determina as possíveis localizações de pele nas faces do voxel, subdividindo-o em duas regiões: pele (1,5 mm mais próximos à fronteira com o ar) e tecido adiposo (2,1 mm internos do OSS), representadas, respectivamente, pelas cores brancas e verdes (Figura V-1. C). Ao longo do texto, esta representação de pele será expressa pela notação Segmentação Classificada (SC).

O terceiro modelo representa a pele com espessura idêntica ao segundo. No entanto, a quantidade de voxels pertencentes à região da pele, neste modelo, é superior, em virtude da avaliação mais refinada das conexões do voxel que se estendem as arestas. São consideradas as N18(S) conexões dos voxels, resultando na inserção de elementos à pele. Esta representação é denominada pela notação Segmentação Diagonal (SD), Figura V-1D. Em destaque o acréscimo do terceiro voxel à região da pele.

A massa da pele, na região da cabeça e do pescoço, do MAX é estimada em 827,9 g. Esta mesma região ao ser reconstruída pelo modelo SS passa a estimar a massa da pele em 833,9 g, correspondendo a um acréscimo de 0,72 % em relação ao valor estimado do MAX original. Este aumento deve-se a inclusão de novos voxels de pele, em regiões de interface entre uma fatia e outra, regiões estas anteriormente não designadas à pele. Com isto, o novo modelo passa a discriminar corretamente a pele em todo contorno anatômico.

Ao representar a pele no modelo SC, com a subdivisão dos voxels em pele e tecido adiposo, segundo os critérios de avaliação das N6(S) faces do voxel, têm-se uma redução para 287,05 g, o que representa 65,3 % em relação ao MAX original. Esta representação possibilita uma representação mais realista segundo as especificações da ICRP 89.

Na Tabela V-1 são apresentadas as massas de pele, da região da cabeça e pescoço, dos modelos reconstruídos propostos, bem como, a estimativa de alteração percentual da massa da pele para cada modelo construído. Nesta tabela também foi incluída a estimativa de avaliação das N26(S) possíveis conexões de um voxel (conexões de faces, arestas e vértices), Segmentação por Vértices (SV). No entanto, esta representação não foi utilizada na reconstrução do MAX, em virtude da complexidade envolvida de sua representação.

Tabela V - 1: Estimativas da representação da massa da pele da região de cabeça e pescoço.

	Massa de pele (g)	$\left(\frac{M_{Recons.} - M_{MAX}}{M_{MAX}} \right)$ (%)
MAX	827,9	-
Segmentação Simples (SS)	833,9	+ 0,72
Segmentação Classificada (SC)	287,1	- 65,30
Segmentação Diagonal (SD)	351,3	- 57,60
Segmentação por Vértice (SV)	362,54	-56,20

A avaliação dos distintos modelos propostos de discriminação da pele, em relação à representação original do MAX (Tabela V-1), apresenta um acréscimo de massa de pele no modelo SS, a qual é justificada em função das regiões descontínuas do OSS. Deste modo, a reconstrução baseada no modelo SS, por designar a pele em todos os voxels pertencentes ao contorno do OSS, acrescenta massa em sua representação.

As demais representações SC, SD e SV, por serem associadas à espessura de 1,5 mm reduzem significativamente a massa da pele. Dentre elas, quanto maior o refinamento na avaliação das conexões de um voxel, menor a diferença da massa do modelo em relação à massa do MAX.

V-1. 2. Construção de um Objeto Simulador Segmentado

A associação de imagens médicas ao algoritmo de segmentação proposto possibilita a modelagem de OSS personalizados que discriminam a região da pele próxima da real, permitindo avaliações dosimétricas acuradas de um paciente específico pelo código MCNP.

O algoritmo proposto trabalha com imagens médicas de diferentes formatos: DICOM, JPEG, PNG e BITMAP, as quais são automaticamente e ordenadamente acessadas compondo uma matriz tridimensional.

Numa primeira etapa deste estudo foram utilizadas imagens de CT, disponibilizadas pelo Hospital das Clínicas da Universidade de São Paulo, do OS antropomórfico RANDO, Figura V-2A. A escolha de imagens provenientes deste OS antropomórfico deve-se a facilidade e praticidade de realização de experimentos para posterior avaliação da metodologia proposta (seção V-3.2.1.).

Na Figura V-2B-C são apresentados os cortes coronal e sagital do OSS construído pelo algoritmo proposto a partir das imagens de CT do OS RANDO. Este OSS foi segmentado em quatro regiões distintas, pulmão, esqueleto, tecido interno (regiões discriminadas no OS RANDO), e pele (acrescida pelo algoritmo).

Figura V - 2: A) Objeto simulador antropomórfico RANDO. B) OSS do RANDO modelado no código MCNP - corte coronal. C) OSS do RANDO modelado no código MCNP- corte sagital.

Para a construção do OSS apresentado na Figura V-2 foram utilizadas 400 imagens de CT, cada qual com resolução de 512 x 512 pixels. Estas imagens foram reduzidas e interpoladas pelo algoritmo de segmentação proposto para resolução de 105 x 62 pixels, de modo a modelarem um OSS possível de ser executado pelo código MCNP, com pixels da ordem de 3,9 mm.

Foram construídos dois OSS do OS RANDO. O primeiro com espessura de pele de 3,9 mm, baseado no modelo SS, Figura V-3A. O segundo com espessura de pele de 1,5 mm, baseado modelo SC, Figura V-3B.

Figura V - 3: Tronco do OSS RANDO, em destaque a composição dos voxels, pele (em branco), tecido adiposo (em verde) e o ar (em vermelho). A) OSS com a região da pele representada pelo modelo de Segmentação Simples (SS) – espessura de 3,9 mm. B) OSS com a região da pele representada pelo modelo Segmentação Classificada (SC) – espessura de 1,5 mm.

Valendo-se da avaliação da representação de massa do OSS MAX (seção V-1. 1.), nesta seção a modelagem limitou-se somente às representações mais fidedignas aos valores de referência especificados pela ICRP 89.

V-1. 3. Estudo da adequação do recurso de ESTRUTURA REPETIDA

A fim de verificar a adequação do recurso ESTRUTURA REPETIDA do código MCNP na modelagem do objeto de estudo e nas avaliações dosimétricas, foram modelados quatro cilindros no código, utilizando de diferentes metodologias de construção e de discriminação da pele.

O primeiro sistema proposto foi modelado por meio de superfícies cilíndricas pré-definidas pelo código, as quais foram utilizadas na descrição de uma estrutura contínua com espessura de pele de 1,5 mm (Figura V-4) denominado Cilindro Contínuo (CC).

O segundo sistema consiste na representação discreta do primeiro sistema, modelado com auxílio do algoritmo de segmentação proposto, cuja discriminação da pele foi baseada no modelo SS, com voxels de 3,6 mm de aresta (Figura V-4B).

O terceiro e o quarto sistema foram modelados de forma idêntica ao segundo, no entanto com distintas representações de pele. O terceiro cilindro foi construído baseado no modelo SC, restringindo a região de pele aos primeiros 1,5 mm do voxel (Figura V-4C), ao passo que o quarto cilindro, foi construído pelo modelo SD, acrescentando ao modelo de representação da pele as conexões de arestas dos voxels (Figura V-4D).

Figura V - 4: Cilindros constituídos de material representativo de tecido mole (verde) e pele (branco), imersos em ar (vermelho). A) Cilindro Contínuo (CC). B) Cilindro discreto baseado no modelo SS. C) Cilindro discreto baseado no modelo SC. D) Cilindro discreto baseado no modelo SD.

Os quatro modelos foram simulados utilizando-se um feixe de elétrons monoenergéticos (6 MeV), plano, uniforme, incidindo lateralmente aos cilindros. O cartão utilizado como estimador da energia depositada na pele (anel cilíndrico) foi o *tally* *F8, com resposta em MeV. Todos os resultados obtidos apresentaram incertezas inferiores a 1% dos valores médios.

As estimativas de massa e resultados das avaliações dosimétricas para os distintos sistemas estão agrupados na Tabela V-2, com suas respectivas diferenças em relação à representação contínua (*Dif. Rel. de massa e Dif. Dose Rel. Contínuo*), bem como o termo FOM (Figura de Mérito – *Figure of Merit*) que é um parâmetro associado à eficiência da simulação.

Tabela V - 2: Dados das diferentes representações geométricas e avaliações dosimétricas em um anel cilíndrico de 3,6 mm de altura.

<i>Cilindro (modelo)</i>	<i>Massa de Pele (g)</i>	<i>Dif. Rel. de massa (%)</i>	<i>Energia Dep. na Pele (10^{-1}) (MeV)</i>	<i>Dose Absorvida (10^{-2}) (MeV/g)</i>	<i>Dif. Dose Rel. Contínuo (%)</i>	<i>FOM (10^{+5})</i>
Contínuo (CC) (Pele 1,5 mm)	4,70	-	$4,349 \pm 0,002$	$9,255 \pm 0,003$	-	2,8
Discreto (SS) (Pele 3,6 mm)	9,97	+112,4	$8,221 \pm 0,002$	$8,240 \pm 0,002$	-10,9	1,04
Discreto (SC) (Pele 1,5 mm)	5,24	+11,7	$4,358 \pm 0,002$	$8,318 \pm 0,002$	-10,1	1,04
Discreto (SD) (Pele 1,5 mm)	5,99	+27,5	$5,761 \pm 0,002$	$9,637 \pm 0,002$	+4,1	1,04

A análise das diferentes modelagens dos cilindros, em avaliações de massa, corrobora as conclusões obtidas no OSS MAX, uma vez que a representação discreta que melhor se aproxima do valor de massa da representação contínua é a baseada no modelo de Segmentação Classificada (SC), com superestimativa inferior a 12%. As outras representações baseadas nos modelos SS e SD apresentam maiores discrepâncias dos valores obtidos em relação ao da geométrica contínua, com superestimativas de massa próximas a 112 e 27 %, respectivamente.

A estimativa de energia depositada também apresenta o melhor resultado para o modelo SC, com diferença da ordem de 0,2 % em relação ao cilindro contínuo. No entanto este melhor desempenho quanto à representação da massa e estimativa da energia depositada não é reproduzido em termos de dose absorvida na pele, apresentando diferenças próximas de 10 %.

Com diferença na estimativa de dose absorvida próxima a 4 %, o modelo SD suplanta os modelos SC e SS, compensando a sobre-representação da massa pela superestimação da energia depositada.

Pode-se, também observar, na Tabela V-2 o parâmetro FOM, que avalia a eficiência do resultado obtido por simulação e sua confiabilidade. Esta grandeza é indiretamente proporcional ao produto do tempo computacional pelo quadrado da incerteza relativa do valor médio obtido. Quanto maior o valor da FOM maior a eficiência do processo de estimativa dos resultados alcançados. Verifica-se que mesmo para um sistema simples, como o proposto, a alteração da representação do cilindro contínuo para o cilindro discreto, acarreta num incremento do custo computacional da ordem de 180 %.

Os valores apresentados na Tabela V-2 são referentes a uma única fatia do OSS, praticamente reduzindo o problema a duas dimensões. Uma estimativa mais realista é apresentada na Tabela V-3, com cilindros extensos, com 30 cm de altura, aos quais foram acrescentadas as regiões de pele, não somente nas laterais, como também nas tampas dos cilindros.

Tabela V - 3: Dados das diferentes representações geométricas e avaliações dosimétricas em um anel cilíndrico de 30 cm de altura.

<i>Cilindro</i>	<i>Massa de Pele (g)</i>	<i>Dif. Rel. de massa (%)</i>	<i>Energia Dep. na Pele (10^{-1}) (MeV)</i>	<i>Dose Absorvida (10^{-4}) (MeV/g)</i>	<i>Dif. Dose Rel. Contínuo (%)</i>	<i>FOM (10^{+3})</i>
Contínuo (CC) (Pele 1,5 mm)	553,9	-	$1,3834 \pm 0,0003$	$2,4977 \pm 0,0005$	-	34,7
Discreto (SS) (Pele 3,6 mm)	1203,53	+ 117,3	$2,5534 \pm 0,0003$	$2,1216 \pm 0,0002$	- 15,1	10
Discreto (SC) (Pele 1,5 mm)	595,70	+ 7,5	$1,3482 \pm 0,0002$	$2,2633 \pm 0,0002$	- 9,4	10
Discreto (SD) (Pele 1,5 mm)	655,77	+ 18,4	$1,8364 \pm 0,0009$	$2,8005 \pm 0,0002$	+ 12,1	0,4

Na Tabela V-3 é apresentado novamente uma sobre-representação na massa da pele dos cilindros discretos. Todavia, as diferenças nos valores apresentados são reduzidas para os modelos com espessura da pele de 1,5 mm, modelos SC e SD, sobretudo pela facilidade da representação das tampas da casca cilíndrica, que estão dispostas paralelamente a um dos planos utilizados na formação da ESTRUTURA REPETIDA. Nesta geometria, as melhores estimativas de massa e de energia depositada são, mais uma vez, apresentadas pelo modelo SC. Este modelo também apresenta os melhores resultados quando se comparam as diferenças nas estimativas de dose e de desempenho da simulação. Particularmente quanto a este parâmetro, pode-se observar uma queda acentuada no desempenho de obtenção do resultado simulado, com a redução da FOM em uma ordem de grandeza.

Neste sentido, buscando-se atender a relação entre melhor representação de massa de pele e avaliação dosimétrica mais confiável, o modelo mais apropriado é o de Segmentação Classificada (SC), que discrimina a região da pele pelo volume parcial do voxel e avaliação somente das N6(S) conexões de face de um voxel.

V-2. Avaliações dosimétrica da pele

Após a modelagem dos OSS no código, com a discriminação da região da pele, os mesmos foram avaliados dosimetricamente mediante especificações da composição dos materiais e densidades dos órgãos e tecidos, com valores baseados na ICRU 44

[ICRU, 1989]. Além da definição dos parâmetros físicos do problema no código MCNP, tais como: as especificações da fonte (energia, posição, extensão, distribuição e tipo de radiação simulada), parâmetros limitadores como tempo ou extensão da simulação (quantidade de histórias/partículas) e, especialmente, a grandeza cujo valor se deseja estimar, o resultado da simulação.

O processamento destes OSS acarreta numa redução acentuada da FOM, ou seja, num aumento significativo do tempo de computação para obtenção de resultados com aceitáveis incertezas estatísticas. Para contornar tal dificuldade, foram adotados alguns procedimentos de redução de variância:

- alteração do corte de energia, com o aumento do limite inferior da energia necessária para o elétron ser transportado pelo código; e
- alteração da metodologia de cálculo, alterando o procedimento de estimativa da energia depositada do *tally *F8* pelo acoplamento dos cartões *DE / DF* ao *tally F4*.

Contudo para que se obtenham resultados confiáveis, ou mais precisamente acurados, é necessário um entendimento e controles adequados dos métodos de redução de variância adotados. Nos Apêndices A e B são apresentados os estudos da determinação do valor de corte energético em 60 keV, o qual possibilita um ganho em termos de tempo computacional de aproximadamente 80%, e da alteração da metodologia de cálculo para determinação da dose absorvida pela conversão de cartões de fluência, de forma a obter um ganho computacional de 18%.

Após a adequação dos OSS às limitações impostas pelo código MCNP, as diferentes metodologias de representação de pele foram avaliadas no OSS MAX e no OSS RANDO. Por fim, para validação dos resultados obtidos por cálculo foram realizadas medidas experimentais no simulador antropomórfico RANDO com o auxílio de dosímetros termoluminescentes.

As simulações no código MCNP utilizaram a biblioteca de dados de interação de elétrons [el032] e de fótons [mcnplib02], com todas as simulações realizadas em um microcomputador pertencente ao Centro de Engenharia Nuclear do IPEN, com um processador de quatro núcleos Intel® Core™ 2 Quad. CPU Q9550 @2.83GHz, 8062MB de memória RAM e sistema operacional Linux.

V-2. 1. Simulações do MAX

V-2. 1.1. Feixe de elétrons

As versões reconstruídas do MAX, na seção V-1.1, foram inseridas nos arquivos de entrada do código MCNP com discriminação limitada a duas regiões: tecido interno (homogeneizando todos os órgãos internos) e pele. Esta simplificação das estruturas internas dos OSS é justificada pela redução de memória despendida para o processamento de regiões, as quais, inicialmente são irrelevantes para o estudo da distribuição de dose na pele.

A geometria de simulação proposta consiste na modelagem de uma fonte monoenergética de elétrons de 4 MeV, em formato retangular de $24,2 \times 0,36 \text{ cm}^2$, localizada a 1 cm da orelha esquerda do OSS, como esquematizado na Figura V-5. Foram simulados elétrons e fótons secundários, através da função MODE E P do código, estimando a dose absorvida nos voxels específicos da pele¹⁴.

Figura V - 5: Ilustração esquemática da geometria de simulação utilizada no MAX.

A incerteza relativa obtida é inferior a 1 % em todos os voxels analisados. Para tanto foram simuladas 2×10^8 histórias por um tempo computacional de 3.216 minutos ($FOM = 3,1 \times 10^{-4}$).

As distribuições de dose absorvida, em unidades de MeV/g.partícula, são apresentadas na Figura V-6 para os dois modelos de representação de pele. Na Figura V-6A é apresentado o perfil da distribuição de dose para a região da pele com

¹⁴ A discriminação dos voxels específicos da pele foi possível pela criação de uma rotina de cálculo ao algoritmo de segmentação proposto, que seleciona os voxels da pele e suas respectivas posições obtendo como arquivo de saída e estrutura aceita pelo *tally* do código MCNP.

espessura de 3,6 mm, para a fatia 36 do MAX, modelo Segmentação Simples (SS), ao passo que na Figura V-6B é apresentada a distribuição de dose para a mesma fatia, com espessura de pele de 1,5 mm, modelo Segmentação Classificada (SC).

Inicialmente foram avaliados somente os modelos SS e SC, uma vez que os demais modelos apresentaram resultados insatisfatórios na relação de representação de massa e estimativa de dose na pele (seção V-2).

Figura V - 6: Distribuição da dose absorvida na pele de uma fatia do MAX reconstruído, por um feixe de elétrons monoenergético (4 MeV). A) Modelo SS. B) Modelo SC.

As maiores doses absorvidas são apresentadas em tons de vermelho escuro. No lado oposto à incidência do feixe no OSS (direita da Figura V-6), a dose absorvida nos voxels da pele é significativamente menor sendo imperceptível na escala utilizada. A dose nesta região é proveniente, unicamente, dos fótons gerados nas interações dos elétrons com o meio, uma vez que a deposição de energia dos elétrons é limitada aos primeiros centímetros dos OSS.

A estimativa de dose absorvida pela pele exposta ao feixe no modelo SS, Figura V-6A, é aproximadamente 0,2 MeV/g.partícula, a qual superestima, em média, 5 % a estimativa de dose absorvida pela mesma região de pele no modelo SC, Figura V-6B. Ao superestimarmos a espessura da pele, consequentemente, superestimamos a dose absorvida na região.

Para avaliações mais detalhadas das distribuições de dose absorvidas nos elementos de volume, são dispostos graficamente os perfis comparativos das doses absorvidas nos OSS, Figura V-7A. São apresentadas as estimativas de dose apenas de um único voxel por

corte coronal (eixo vertical da Figura V-6), adotando-se como critério de escolha o voxel mais próximo à fonte (situado mais à esquerda da Figura V-6).

Figura V - 7: A) Perfil da distribuição de dose absorvida na pele nos modelos *SS* (3,6 mm de espessura) e *SC* (1,5 mm de espessura). B) Diferença relativa da dose absorvida na pele nas duas representações apresentadas. C) Representação espacial da diferença relativa da dose absorvida nos elementos de volume.

Na Figura V-7B é possível avaliar as diferenças de dose absorvida entre as representações de pele, com pontos mais discrepantes próximos de 7,5 %. Estas diferenças são localizadas espacialmente na Figura V-7C, de forma que foram divididas em três grandes grupos para facilitar a localização dos pontos críticos no depósito de energia: diferenças médias entre 3,5 % e 5,5 % representadas pela cor amarela, diferenças superiores a 5,5 % representadas pela cor vermelha e inferiores a 3,5 % pela cor azul.

Ao observarmos os perfis espaciais das distribuições de dose na pele (Figura V-6), observamos claramente mudanças abruptas nas tonalidades entre voxels vizinhos, as quais são representadas pelo comportamento oscilatório na estimativa de dose absorvida na pele apresentado na Figura V-7A.

Uma análise mais cuidadosa da Figura V-6, permite observar que os pontos de vales estão representados, preferencialmente, por voxels de duas faces de pele expostas diretamente ao feixe, ao passo que seus voxels adjacentes (localizados um nível imediatamente abaixo) apresentam valores mais altos para estimativas de dose absorvida, representando os pontos de pico.

Este comportamento é explicado pela localização da região de *build-up* do feixe simulado, a qual se encontra numa profundidade além da espessura dos voxels da pele. Deste modo, a energia depositada nestes voxels é proveniente não só da incidência direta do feixe da fonte (externo), mas também de uma contribuição do feixe espalhado dentro do OSS (interno). A contribuição interna é estimada em aproximadamente 10 % da contribuição externa (feito observado pela amplitude média dos picos da Figura V-7), resultando em maiores doses absorvidas localizadas nas regiões mais internas do OSS.

Na Figura V-7C pode-se localizar os pontos nos quais a diferença relativa entre as distintas representações de pele são maiores (pontos mais discrepantes apresentados na Figura V-7B). Estes pontos encontram-se justamente nos voxels com um número maior de faces expostas ao feixe externo e que estão localizados em camadas imediatamente mais profundas.

Neste contexto, o número de faces dos voxels expostas ao feixe externo e ao feixe interno determina e justifica a oscilação nas avaliações dosimétricas apresentadas nas Figuras V-6 e 7. Este comportamento oscilatório justifica-se, unicamente, à metodologia de representação discreta (voxels) utilizada na representação dos OSS.

V-2. 1.2. Feixe de Fótons

Uma vez que a pele é um órgão costumeiramente irradiado na maior parte dos procedimentos radioterápicos, as avaliações dosimétricas utilizando tanto feixe de elétrons como de fótons se fazem necessários.

Para tanto uma análise similar à apresentada na seção anterior, na mesma fatia do MAX, foi realizada com feixe de fótons nos mesmos OSS. A energia inicial das partículas geradas pela fonte (fótons) foi mantida em 4 MeV. Na Figura V-8 são apresentadas as distribuições espaciais de dose absorvida na pele para os modelos SS e SC.

Figura V - 8: Distribuição da dose absorvida na pele de uma fatia do MAX reconstruído, por um feixe de fótons monoenergético (4 MeV). A) Modelo SS. B) Modelo SC.

Na Figura V-8 é possível observar o alto poder de penetração do feixe de fótons nos OSS, cuja máxima deposição de dose ocorre no lado oposto à incidência da fonte (fonte localizada à esquerda do OSS).

A estimativa de dose absorvida na região da pele voltada para a fonte, segundo o modelo SS, Figura V-8A, é aproximadamente de $1,7 \times 10^{-3}$ MeV/g.partícula, superestimando em média 25 % a dose absorvida na mesma região do modelo SC, Figura V-8B.

Esta diferença pode ser explicada pelo perfil de deposição energética do feixe de fótons que apresenta um crescimento acentuado nos primeiros milímetros de interação com o OSS. Este gradiente de dose encontra-se entre a superfície de incidência do feixe e estende-se até o ponto de equilíbrio eletrônico (como podemos observar em uma PDP de fótons, Figura II-3). Desta forma, como as espessuras da pele representadas pelos diferentes modelos se encontram nesta região de alto gradiente, quanto menor a espessura da pele, menor é a energia média depositada. Esta discrepância entre os valores estimados de dose limita-se aos primeiros milímetros, não sendo observada para profundidades superiores ao equilíbrio eletrônico, conforme podemos verificar na Figura V-8.

Na Figura V-9 são apresentadas estimativas de cálculo dos perfis de distribuições de dose absorvida para diferentes espessuras de pele e suas respectivas diferenças relativas. Vale ressaltar que os perfis apresentados referem-se à lateral esquerda dos OSS (lateral mais próxima à fonte) e, que apenas um único voxel por corte coronal (mais próximo da fonte) é representado.

Ao se observar a Figura V-9A verifica-se que a estimativa de energia depositada por fótons é duas ordens de grandeza inferior a da estimada para elétrons incidindo com a mesma energia, reiterando a maior adequabilidade destes últimos para tratamento de tumores superficiais. Nota-se, aqui também, a existência de um padrão oscilatório entre os valores estimados de dose, onde os valores de mínimo ocorrem em voxels com 2 faces expostas ao meio externo e os de máximo ocorrem nos voxels vizinhos que se encontram numa camada mais profunda.

Figura V - 9: A) Perfil da distribuição de dose absorvida na pele por fótons (4MeV) em duas representações, SS (3,6 mm de espessura) e SC (1,5 mm de espessura). B) Diferença relativa da dose absorvida na pele nas duas representações apresentadas. C) Representação espacial da diferença relativa da dose absorvida nos elementos de volume.

As diferenças relativas das distribuições de dose para os modelos SS e SC, apresentadas na Figura V-9B, são mais acentuadas para fótons do que para elétrons, as quais podem ser subdivididas em dois grandes grupos. O primeiro com diferenças médias de 50 % e o segundo com diferenças médias de 25 %, como observado na Figura V-9C.

Analisando-se estes grupos, pode-se encontrar um padrão entre seus voxels. O primeiro, de menores diferenças, é designado por voxels com duas faces expostas a incidência direta do feixe da fonte (externo). O segundo grupo, de maiores diferenças relativas, é designado por voxels com apenas uma face exposta ao feixe externo. Este comportamento é, justamente, o oposto do apresentado com feixe de elétrons (Figura V-7), em virtude do distinto gradiente de dose nos primeiros milímetros de uma PDP de elétrons e de fótons (Figura II-3).

V-2. 2. OSS RANDO

Os dois modelos de OSS do RANDO, construídos na seção V-1.2., foram inseridos no código MCNP com especificações de composição dos tecidos e órgãos discriminados. No entanto, foram inseridas algumas alterações a estes OSS, de forma que pudessem discriminar somente duas regiões: pele e tecido interno.

A segmentação dos órgãos internos busca a otimização dos processos de simulação e faz-se realizável, uma vez que as avaliações dosimétricas destas regiões não acrescentam informações relevantes as estimativas da pele. Deve-se excetuar nestas considerações o retroespalhamento para as regiões de pele localizadas próximas dos ossos (crânio e tórax).

A geometria de simulação proposta para estes OSS visa a simulação dos procedimentos experimentais, apresentados na seção IV-3.2., de forma a permitir posteriores validações da metodologia de discriminação da pele proposta neste estudo.

A complexidade em se reproduzir um procedimento de radioterapia no código MCNP, estende-se desde a modelagem do paciente até a representação confiável do feixe de radiação utilizado no código. Para tanto, reproduziu-se, neste estudo, o feixe de irradiação do acelerador linear VARIAN 2100C do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo a partir do feixe reconstruído no código MCNP por *Fonseca et al.* [2010].

Este espectro foi reconstruído por métodos empíricos com base em medidas experimentais de planura e PDP do acelerador. Para esta reconstrução cria-se uma fonte no código MCNP e realiza-se simulações de forma a adequar seus parâmetros (como energia, direção angular e uniformidade) aos valores experimentais. Esta metodologia torna-se uma ferramenta extremamente útil quando não se têm à disposição informações de geometria e composição dos componentes internos do acelerador, de forma que não é possível modelá-lo no código [*Yoriyaz et al.*, 2007].

A fonte simulada consiste na representação do espectro de energia do acelerador nas condições de abertura máxima do campo, para a qual foram realizados os experimentos da seção V-3.1. Na sua reconstrução, a fonte foi representada no código por uma superfície quadrada de dimensões reduzidas $0,1 \times 0,1 \text{ mm}^2$. No entanto, o feixe produzido por esta fonte apresenta formato cônico, distinto do feixe de tratamento do acelerador. Desta forma, para uma reprodução mais fiel do feixe de tratamento do acelerador, foi acrescida, a 49 cm da fonte, uma superfície delimitadora do feixe, quadrada, com abertura central de $20,6 \times 20,6 \text{ cm}^2$, representando a saída do acelerador, de acordo com a ilustração apresentada na Figura V-10.

Figura V - 10: Representação ilustrativa da geometria de simulação utilizada no OSS RANDO.

Para a reprodução fiel do experimento, os OSS modelados na Figura V-3 foram adaptados segundo as condições de irradiação para dosimetria de pele, apresentadas na seção IV-3.2.. Foram modeladas três placas de acrílico, cada qual com 1 cm de espessura na região do tronco dos OSS, espaçadas segundo a configuração experimental, Figura V-11.

Figura V - 11: A) OS RANDO adaptado à dosimetria de pele. B) OSS adaptado as condições experimentais e acrescido a região de pele segundo o modelo SS. À direita do OSS encontra-se o número de identificação das placas de acrílico - Placa 13 (superior), placa 18 (central), placa 23 (inferior).

A DFS utilizada foi de 100 cm com área do campo de irradiação de 36 x 36 cm² no plano de tratamento (plano paralelo à superfície do objeto de estudo).

Os cálculos foram realizados até que as incertezas relativas obtidas alcançassem valores inferiores a 1 %. Para tanto foram simuladas $1,8 \times 10^8$ histórias por um tempo computacional de 8.760 minutos ($FOM = 1,4 \times 10^{-4}$). Na Figura V-12 são apresentados os perfis de distribuição axial de dose absorvida na pele, da placa central (18) do OSS RANDO, para diferentes representações de espessuras, modelos SS e SC, e suas respectivas diferenças relativas.

Figura V - 12: A) Perfis da distribuição da dose absorvida, por feixe de elétrons de 6 MeV, nos voxels da pele da placa 18 do OSS RANDO, com diferentes espessuras. B) Diferença relativa das duas representações de pele.

Observa-se na Figura V-12 A que os perfis de dose estimados para os dois modelos de representação de pele distribuem-se predominante numa faixa próxima da $2,1 \times 10^{-3}$ MeV/g.partícula, com a presença de picos apresentando valores da ordem de 10 % acima deste patamar. Estes picos correspondem às estimativas de dose nos voxels de uma face que se encontram numa camada mais profunda aos seus voxels vizinhos de 2 faces, conforme ilustrado na Figura V-13, pelos voxels em vermelho.

Figura V - 13: Perfil de distribuição da dose absorvida, por feixe de elétrons de 6 MeV, da fatia 18 do OSS RANDO, em escala de cores. A) Modelo SS. B) Modelo SC.

Os pontos em vermelho (picos), nos perfis apresentados na Figura V-13, são elucidados por estes voxels estarem mais susceptíveis ao feixe interno espalhado, recebendo uma contribuição interna média de 10 % na dose absorvida.

Pode-se observar que esta superestimativa de 10 % na dose absorvida, nos voxels imediatamente localizados um nível abaixo dos de face dupla, coincide para estimativas utilizando feixes de elétrons nos diferentes OSS modelados neste estudo, Figura V-7 e 12. É importante enfatizar que mesmo para diferentes energias do feixe, o comportamento dos perfis e a porcentagem superestimada dos picos foram concordantes. Esta evidência nos indica um comportamento padrão entre a contribuição do feixe espalhado na estimativa da dose absorvida.

Na Figura V-14 são apresentados os perfis das duas outras placas inseridas no OS RANDO, 13 e 18, respectivamente. À esquerda, os perfis de distribuição de dose estimados para os modelos SS e SC de representação da pele, bem como as diferenças relativas obtidas entre os respectivos modelos, à direita.

Figura V - 14: Perfis da distribuição da dose absorvida, por feixe de elétrons de 6 MeV, nos voxels da pele com diferentes espessuras. Fatias 13 e 23 do OSS RANDO (esquerda) e suas respectivas diferenças relativas (direita).

Avaliando os perfis das fatias 13 e 23 na Figura V-14, observamos um comportamento oscilatório mais acentuado, com a presença de picos e vales nos perfis no modelo SC, para as duas fatias.

Na fatia 13, os vales são os efeitos mais acentuados, subestimando a dose absorvida em valores próximos de 31 %, ao passo que na fatia 23 ocorre uma inversão no comportamento, os picos passam a ser mais evidentes, com superestimativa média na dose absorvida em torno de 17 %.

Os pontos de picos correspondem às estimativas de dose nos voxels com mesma característica apresenta na Figura V-13, voxels com uma face exposta diretamente ao feixe, localizados em uma camada mais profunda aos seus voxels vizinhos de 2 faces expostas ao feixe externo, os quais são representados pelos pontos de vale, conforme ilustrado no perfil disposto graficamente da fatia 13 do OSS RANDO, Figura V-15.

Figura V - 15: Perfil de distribuição da dose absorvida, por feixe de elétrons de 6 MeV, da fatia 13 do OSS RANDO, em escala de cores. A) Modelo SS. B) Modelo SC.

Na Figura V-15, é possível observar claramente a localização dos pontos de vale (amarelo) e de pico (vermelho) do perfil de estimativa da distribuição de dose absorvida da fatia 13. Este comportamento, no entanto, é invertido para a fatia 23, uma vez que os de duas faces expostas ao feixe externo passam a ser representados por picos, ao passo que os voxels de uma face localizados um nível abaixo, os vales.

Esta oscilação nos perfis deve-se a inclinação do feixe em relação aos voxels, em virtude destas serem fatias localizadas em regiões, nas quais o feixe incide com maior inclinação angular. A inversão do comportamento oscilatório entre as fatias 13 e 18 deve-se os distintos níveis dos voxels em relação à fatia imediatamente acima e imediatamente abaixo do voxel.

Avaliando-se as estimativas médias das distribuições de dose absorvida nas três fatias do OSS RANDO, encontramos valores próximos de $2 \times 10^{-3} \text{MeV/g.partícula}$, sendo que em média o modelo SS superestima em 4 % a energia depositada na pele do modelo SC. No entanto, esta superestimativa é invertida, em todas as fatias, nas regiões da lateral do campo. O modelo SC passa a superestimar em média 10 % a dose absorvida do modelo SS.

Este efeito é explicado pela maior angulação do feixe nas laterais do campo e, sobretudo, pelo contorno dos OSS, uma vez que o feixe incide com maior obliquidade nos voxels, proporcionando um depósito de energia preponderante nos primeiros milímetros dos voxels.

Voxels com 1,5 mm de pele ao receberem a mesma quantidade de energia dos voxels de 3,9 mm, por apresentarem volume menor apresentam maiores estimativas de dose absorvida. Este efeito é observado em todas as regiões nas quais o feixe de elétrons incide com inclinações angulares acentuadas em relação ao voxel. Esta evidência valida a necessidade da subdivisão dos voxels em pele e tecido adiposo para a correta avaliação dosimétrica da pele, especialmente, em regiões com curvaturas acentuadas.

V-2. 2. 1. Medidas Experimentais x Estimativas de Cálculo

Buscando-se avaliar qual seria a melhor representação de pele proposta neste estudo, foram realizadas medidas experimentais de dosimetria de pele no OS RANDO. Nestas medidas, dosímetros termoluminescentes foram alocados nos orifícios laterais das fatias de acrílico inseridas no OS RANDO. Os dosímetros foram distribuídos ao longo de pontos específicos, os quais estão representados na Figura V-16 A-C.1, pelos pontos em vermelhos.

Na Figura V-16 A-C.2 são apresentadas as comparações os perfis da distribuição da dose absorvida nos voxels da pele obtidos por simulação para as duas diferentes representações de pele (modelo SS e SC) e os valores experimentais, representados pela média de 10 medidas realizadas com TLD's. As incertezas nos valores simulados das Figuras V-16 A-C.2 referem-se somente à precisão estatística envolvida no processo de amostragem. Já as incertezas experimentais, referem-se ao desvio padrão da média das

respostas de diferentes TLD's corrigidas por fatores de calibração individuais (seção IV-3.1)

Todos os valores estão normalizados pela estimativa de dose no ponto central na respectiva irradiação: posição 5 da Fatia 13 (Figura V-16 A.1); posição 6 nas Fatias 18 (Figura V-16 B.1) e 23 (Figura V-16 C.1).

Figura V - 16: Disposição dos dosímetros termoluminescentes nas Fatias 13 (A), 18(B) e 23(C) à esquerda, e os perfis experimentais e calculados (modelos SS e SC) de dose absorvida relativa, utilizando feixes de elétrons de 6 MeV, à direita.

Os perfis relativos das doses experimentais e calculadas apresentam o mesmo comportamento. No entanto, os dados experimentais obtidos não permitem a diferenciação quanto à metodologia de cálculo mais adequada, uma vez que estes não apresentam precisão suficiente que possibilite esta avaliação.

As incertezas experimentais apresentadas devem-se tanto a variação da resposta individual dos dosímetros, quanto a imprecisão dos seus posicionamentos durante os procedimentos de irradiação nas placas de acrílico utilizadas como suporte.

Todas as curvas experimentais apresentaram respostas ligeiramente superiores para os pontos próximos à extremidade direita do OS, evidenciando uma ligeira assimetria do feixe utilizado nas irradiações. Este efeito não foi reproduzido nas avaliações calculadas, já que a fonte utilizada nas simulações consiste em uma fonte simétrica aos eixos da abscissa e da ordenada, evidenciando um problema de caracterização da fonte utilizada.

V-3. Estudo dos artefatos de discretização

A representação da anatomia do corpo humano em elementos de volume discretos acresce as estimativas de dose alguns artefatos provenientes da metodologia utilizada. Estes artefatos são designados por pontos oscilantes nos perfis de dose absorvida e pronunciados, sobretudo, nas regiões de fronteiras do OSS, voxels que fazem fronteira com o ar, os quais são justamente objeto de interesse neste estudo por representarem a região da pele.

Uma análise cuidadosa do comportamento dos perfis apresentados ao longo deste estudo permitiu distinguir parâmetros de comportamento dos efeitos espúrios (artefatos) da metodologia proposta. Estes parâmetros foram avaliados tomando-se como referência os dados das avaliações dosimétricas da fatia 18 (fatia central) do OSS RANDO (seção V-3.2), em duas etapas.

A primeira etapa consistiu na avaliação da posição do voxel (profundidade), em relação ao seu voxel adjacente. Foram avaliados os valores médios e suas respectivas incertezas para os diferentes desníveis apresentados na Figura V-17.

Figura V - 17: Posições relativas adotadas de diferentes desníveis do voxel, de uma face exposta ao feixe em relação ao voxel de duas faces expostas ao feixe. A.1) Nível de referência. B.1) Um nível abaixo. C.1) Dois níveis abaixo. D.1) Três níveis abaixo. E.1) Quatro níveis abaixo. F.1) Cinco níveis abaixo. G.1) Seis níveis ou mais.

Os valores médios das doses absorvidas dos voxels selecionados nos desníveis apresentados na Figura V-17, apresentaram ótimos comportamentos com baixas incertezas relativas médias. Este bom comportamento evidencia um padrão para a deposição máxima e mínima de energia nos voxels.

A região de *build-up* do feixe de elétrons está localizada em regiões internas do OSS. Este fator torna significativa a contribuição do feixe espalhado dentro do OSS, na composição da dose, quando comparado ao feixe diretamente da fonte. Neste sentido, o nível/profundidade do voxel em relação ao seu voxel vizinho determina o nível de interferência na deposição de energia dos voxels individuais, uma vez que a energia depositada no voxel é proveniente tanto do feixe externo (feixe da fonte), quanto da região de *build-up* do seu voxel adjacente.

Após a avaliação destes parâmetros, foi possível determinar fatores de correção para os diferentes níveis apresentado na Figura V-17. Estes fatores foram obtidos, pela razão da dose absorvida média no nível avaliado e da dose absorvida média na posição de referência ($D_{\text{Nível}}/D_{\text{referência}}$).

Na Tabela V- 4 estão agrupados os valores dos fatores de correção para os voxels de cada um dos desníveis apresentados na Figura V-17.

Tabela V - 4: Fatores de correção dos artefatos de discretização – Desnível do voxel.

	<i>Fator de Normalização pela posição dos voxels</i>
A.1 – Nível referência	1,000
B.1 – Um Nível	0,923
C.1 – Dois Níveis	0,800
D.1 – Três Níveis	0,850
E.1 – Quatro Níveis	1,250
F.1 – Cinco Níveis	3,000
G.1 – Acima de cinco Níveis	4,400

Após a determinação dos fatores de correção pelo estudo dos distintos desníveis dos voxels em relação a seu voxel adjacente, a segunda etapa da avaliação dos parâmetros de comportamento oscilatórios consistiu na análise do número de faces do voxel expostas diretamente ao feixe da fonte e das faces expostas às contribuições do feixe espalhado.

Esta correção deve-se ao fato da contribuição do feixe espalhado ser significativa para a composição da dose absorvida total. A Figura V-18 ilustra os tipos de voxels para os quais foram adotados fatores de correção devido ao número de faces, determinados pela frequência de incidência nas fatias do OSS RANDO. Em destaque a contribuição do feixe externo (seta preta) e do feixe interno (seta vermelha).

Figura V - 18: Tipos de bordas adotadas como padrões. A.2) Borda de referência - face frontal. B.2) Duas faces – frontal e lateral. C.2) Duas faces – frontal e superior. D.2) Duas faces – frontal e inferior. E.2) Três faces – frontal, lateral e superior. F.2) Três faces – frontal, lateral e inferior.

Uma análise análoga à realizada para os diferentes desníveis dos voxels em relação aos seus voxels adjacentes, calculando-se valores médios para voxels com mesmas

características, foi aplicada para as distintas faces dos voxels, expostas ao feixe externo e ao feixe interno.

Na Tabela V- 5 estão apresentados os valores dos fatores de correção para cada tipo de voxel discriminado na Figura V-18 em relação ao tipo de borda adotado como referência. Em destaque o plano de localização das faces de pele.

Tabela V - 5: Fatores de correção para artefatos de discretização - número de faces do voxel expostas ao feixe da fonte.

	<i>Fator de Normalização pelo número de faces expostas ao feixe da fonte</i>
A.2 – Uma Face (frontal)	1
B.2 – Duas Faces (frontal/lateral)	1,03
C.2 – Duas Faces (frontal/superior)	1,4
D.2 – Duas Faces (frontal/inferior)	0,79
E.2 - Três Faces (frontal/lateral/superior)	1,15
F.2 – Três Faces (frontal/lateral/inferior)	0,82

A junção das duas avaliações dos voxels, nível de profundidade em relação ao voxel adjacente e número de faces expostas diretamente ao feixe, determinam os fatores de correção finais, os quais permitem a redução dos artefatos da metodologia de discretização.

Para avaliar os fatores de correção adotados, os perfis simulados das fatias do OSS RANDO, apresentados nas Figuras V-12 e V-14, foram reconstruídos aplicando-se os fatores de correção propostos (Figura V-19).

Figura V - 19: Perfis das distribuições de dose absorvida, por feixes de elétrons de 6 MeV, das fatias 13 (A), 18(B) e 23(C) do OSS RANDO aplicados fatores de correção dos efeitos artefatos da metodologia de discretização proposta.

Mediante a aplicação dos fatores de correção aos perfis de distribuição de dose simulados, obtêm-se distribuições bem mais comportadas, com redução significativa da

amplitude das oscilações. As oscilações restantes devem-se em partes a própria flutuação estatística dos dados. Contudo, ainda podemos observar alguns pontos oscilantes não justificados pelos perfis de distribuição, os quais necessitam uma avaliação mais acurada do número de faces de um voxel e dos desníveis em relação não somente aos voxels laterais, mas também dos verticais.

Avaliações mais detalhadas são possíveis pela inclusão de todos os diferentes tipos de borda de pele designados pelo algoritmo proposto, adotando-se um fator de correção para cada tipo de borda e nível. No entanto, este trabalho é extremamente complexo, ficando como sugestão a trabalhos futuros.

A determinação de fatores de correção para os artefatos de discretização associados a metodologia de representação dos OSS possibilita avaliações mais acuradas das distribuições de dose na pele. Neste estudo, a utilização de 7 níveis distintos em associação com 6 tipos de borda se fizeram suficientes e serão aplicados longo da próxima seção.

Vale-se ressaltar que os fatores de correção calculados servem para todas as distribuições de dose absorvida por feixe de elétrons na pele, independente do OSS utilizado. Para validar, os fatores calculados foram utilizados na fatia 36 do MAX reconstruindo, obtendo perfis mais comportados e com menores amplitudes de oscilação.

V-4. Simulação de um caso clínico de TSET

Em tratamentos de pele, a uniformidade com a qual a mesma é irradiada, bem como, a dose absorvida e o poder de penetração do feixe, são os fatores mais importantes a serem previamente avaliados para o sucesso dos procedimentos.

A uniformidade na superfície do paciente está associada à uniformidade do feixe no plano de tratamento, no entanto, não se pode afirmar que a mesma uniformidade no plano de tratamento seja reproduzida na superfície do paciente, uma vez que a anatomia do paciente é constituída de superfícies com diferentes curvaturas e regiões sobrepostas.

Neste sentido, os planejamentos dos tratamentos de pele devem ser realizados atendendo às variações dos contornos do corpo, para que seja possível avaliar corretamente a dose administrada. Dada esta necessidade, OSS funcionam como uma valiosa ferramenta aos sistemas de planejamento, uma vez que permitem avaliações da uniformidade na

superfície do paciente, bem como sua distribuição de dose. Para avaliar esta possibilidade e, especialmente, o quão reprodutível é a uniformidade de um plano de tratamento na superfície do paciente, foi proposta a simulação no código MCNP de um campo de tratamento típico de TSET utilizando o OSS RANDO (Figura V-2).

A escolha desta técnica de tratamento é justificada pelos bons resultados obtidos em casos clínicos, além desta ser uma técnica em estudo para uma possível implementação no serviço de radioterapia do HCFMUSP.

Para tanto, o OSS RANDO (Figura V-2), com espessura de pele próxima do real (modelo SC), foi inserido no código MCNP, juntamente com o espectro reconstruído do acelerador linear do serviço de radioterapia do HCFMUSP [Fonseca *et al.*, 2010].

A geometria de simulação proposta foi adequada à reprodução de um tratamento típico de TSET [AAPM, 1987]. Para tanto aumentou-se a DFS para 2,95 m e incorporou-se uma folha espalhadora e moderadora à saída do acelerador. Tanto a DFS como o material da folha espalhadora, localização e espessura foram estudadas e avaliadas por Fonseca [2010].

Uma ilustração da geometria de simulação realizada é apresentada na Figura V-20.

Figura V - 20: Ilustração esquemática da geometria de irradiação total do corpo com placas espalhadoras e moderadoras do feixe projetadas por Fonseca [2010].

Os cálculos foram realizados até que as incertezas relativas fossem da ordem de 4 % no plano de tratamento e de 3 % na superfície do OSS. Estas distintas incertezas devem-se à composição das regiões analisadas. No OSS a região na qual se avaliou a energia depositada corresponde à pele, já no plano de tratamento, avaliou-se a deposição

de energia nos voxels de ar, resultando em um menor número de interações e, consequentemente, em maiores incertezas estatísticas.

Foram simuladas $8,9 \times 10^9$ histórias, utilizando um tempo computacional de 140.904 minutos. Esta baixa eficiência na obtenção de resultados ($FOM \sim 4,4 \times 10^{-7}$) deve-se não só à complexidade da geometria proposta como também da quantidade de resultados solicitados (um resultado para cada voxel do plano de tratamento e da pele). Na Figura V-21 são apresentadas as distribuições de dose no plano de tratamento e na região de pele do OSS RANDO.

Figura V - 21: A) Distribuição de dose absorvida no plano de tratamento. B) Distribuição de dose na pele do OSS RANDO. Ambos com feixes de elétrons de 6 MeV.

Na Figura V-21 A é apresentado o comportamento da distribuição de dose absorvida relativa no plano de tratamento normalizada pelo ponto central. Pode-se observar uma maior intensidade do campo na região central em torno de 10 %, com uma variação máxima de 15 % nas laterais do campo. A irregularidade observada nas intensidades da distribuição de dose (pontos em vermelho) deve-se às flutuações estatísticas. Como a quantidade de voxels no plano de tratamento é de $3,6 \times 10^4$ e a incerteza na estimativa de dose por voxel é, em média, 4 %, é possível observar valores diferindo de até 15 % do valor médio (4σ), justificando os pontos em vermelho da Figura V-20 A.

Na Figura V-21 B é apresentado a distribuição de dose no perfil sagital do OSS, com distribuição de dose normalizada pelo seu ponto central. Pode-se observar o comportamento do feixe na superfície do paciente, avaliando-se a uniformidade da distribuição de dose bem como, as regiões de críticas do corpo.

A dose absorvida em algumas regiões do OSS é inferior em até 20 %, tais como a região cervical, ao passo que outras regiões como o nariz são superiores (em média 20%). Estas estimativas corroboram os dados da bibliografia [AAPM, 1987], nas quais o nariz encontra-se numa lista de regiões que necessitam de maior atenção, e muitas vezes são poupados no tratamento utilizando-se de blindagens apropriadas.

A diferença abrupta entre as intensidades dos voxels vizinhos na superfície do plano de tratamento devem-se aos artefatos de discretização da metodologia proposta. A correção destes artefatos pelos fatores de correção propostos na seção V-4, permitiu avaliar a uniformidade da distribuição de dose na superfície do paciente com erros sistemáticos reduzidos.

Na Figura V-22 são apresentados os perfis axiais e sagitais, normalizados por seus respectivos pontos centrais, de distribuição de dose no plano de tratamento (Figura V-22 A) e na região da pele do OSS (Figura V-22 B).

Figura V - 22: A) Distribuições da dose absorvida simuladas no plano de tratamento em um caso típico de TSET, 1 – perfil axial, 2- perfil sagital. B) Distribuições da dose absorvida simuladas na região da pele do OSS RANDO com espessura de pele de 0,15. 1 – perfil axial, 2- perfil sagital. A energia utilizada foi de 6 MeV.

Na Figura V-22 A.1 é possível observar o comportamento da distribuição de dose no plano de tratamento, com uma região central com uniformidade próxima de 5 % e uma ligeira redução ao se aproximar das extremidades do eixo horizontal, totalizando uma uniformidade próxima de 10% ao longo de todo do eixo axial. Junto à superfície do OSS, Figura V-22 B.1, verifica-se a uniformidade na distribuição de dose na parte central do eixo horizontal com uma queda abrupta nos pontos extremos do OSS. Isto se deve, em parte, ao efeito da diminuição da intensidade do feixe, mas principalmente, à obliquidade do feixe incidente, que por sua vez deve-se à associação da curvatura do OSS com a abertura do feixe incidente.

Analisando-se os perfis sagitais, Figura V-22 A.2, é possível observar um comportamento discrepante entre os perfis do plano de tratamento e do OSS. Apesar do perfil no plano de tratamento ser constituído de dados menos flutuantes, as diferenças entre os perfis do plano de tratamento e da superfície do OSS são maiores, verifica-se claramente os efeitos anatômicos no perfil do OSS. Pode-se observar uma região central mais uniforme, com diferenças médias de 5 %, associada à região do tronco e um declínio à esquerda na região da cabeça e pescoço, com diferenças da ordem de 20 %. Além de uma região de vale, próximo aos 10 cm, designada por variações de nível entre a região do tronco e das pernas.

Estas maiores discrepâncias na região de contorno do corpo enfatizam a real necessidade de se discriminar a região da pele adequadamente nos OSS, uma vez que as estimativas do modelo SS são subestimadas, justamente, nestas regiões. Desta forma, na busca por tratamentos mais uniformes estas regiões poderiam ser erroneamente irradiadas, em virtude de este modelo subestimar a dose nas regiões com curvaturas acentuadas.

Os resultados obtidos comprovam a necessidade da real discriminação da pele nos OSS, contudo, estes dados necessitam ser aprimorados para que sejam reduzidas as flutuações estatísticas e validadas as diferenças de uniformidades encontradas dos perfis.

Neste contexto verifica-se a importância da metodologia adotada neste trabalho, proporcionando maiores subsídios aos sistemas de planejamento com dados dosimétricos acurados das estimativas de dose na pele.

VI CONCLUSÃO

Este estudo desenvolveu uma metodologia importante que permite a discriminação da pele em OSS, habilitando-os a uma avaliação dosimétrica acurada, além de adequá-los as limitações impostas pelo código MCNP para que os resultados obtidos sejam confiáveis e processados em tempos computacionais razoáveis.

A possibilidade de habilitar um OSS já consagrado no meio acadêmico ou mesmo de construir um OSS específico a partir de imagens médicas amplia a aplicabilidade da metodologia proposta.

A seguir são apresentadas as conclusões acerca das questões levantadas ao longo deste estudo:

- O algoritmo de segmentação proposto apresentou-se como uma ferramenta adequada à discriminação da pele. As técnicas de segmentação adotadas, bem como a redução das resoluções das imagens foram um artifício de extrema importância para que fosse viável a construção de OSS que discriminam a região da pele, no código MCNP;
- A reconstrução do MAX permitiu avaliar a aplicabilidade da ferramenta proposta em OSS já consagrados da literatura. A correta discriminação da pele neste OSS se fez necessária em razão das regiões descontínuas associadas a sua construção, validando a metodologia de reconstrução proposta;
- A discriminação da pele pela avaliação das possíveis conexões vizinhas do voxel, permitiu verificar que um maior refinamento nas conexões de um voxel não se justifica em termos de representação da massa próxima do real. A representação de pele no modelo SS, superestima a espessura da pele em aproximadamente duas vezes o valor especificado pelo ICRP 89. Já o modelo SC, de espessura de pele 1,5 mm, não só apresenta as melhores reconstruções da pele em termo de massa, como também apresenta os resultados mais acurados de energia (eventualmente dose), com um custo mais aceitável do que modelos mais refinados (SD e SV);

- As estimativas da avaliação dosimétrica da pele apontam que o modelo SS apresenta sistematicamente estimativas maiores tanto para feixe de elétrons como para fótons. Para a energia do fóton de 4 MeV estas diferenças são próximas de 25 %, fator que poderia impor um limite muito conservador no tempo de tratamento para lesões profundas. Já para feixes de elétrons estas diferenças são menores, com estimativas próximas de 5 %. No entanto, em regiões de curvatura e, especialmente, nas laterais do feixe esta superestimativa do modelo SS em relação ao modelo SC em dose absorvida, é invertida. Este comportamento comprova a necessidade de se discriminar a região da pele adequadamente para avaliações dosimétricas acuradas, sobretudo, nas regiões de curvatura do corpo com feixe de elétrons, as quais apresentam uma superestimativa no modelo SC, em dose absorvida, próximas de 20 %;
- Os fatores de correção adotados permitiram a redução do comportamento oscilatório dos perfis de 21 % para 4 %, validando a importância de sua aplicação para avaliações acuradas da distribuição de dose na pele dos OSS. Contudo, acredita-se que existam outros fatores que ainda devem ser corrigidos;
- As medidas experimentais realizadas buscaram validar o melhor modelo de representação de pele nos OSS. Contudo, em virtude da ordem de grandeza das diferenças de dose absorvida entre os modelos serem inferiores as incertezas experimentais, não foi possível distinguir o modelo que melhor representa o real. No entanto, obtiveram-se resultados bem comportados, validando os perfis de distribuição de doses calculadas;
- Os procedimentos radioterápicos que utilizam grandes campos, como os de TSET, aumentam a necessidade de representação correta da pele, uma vez que abrangem regiões com contornos acentuados e maiores inclinações angulares do feixe, nas quais são encontradas as maiores diferenças entre os modelos. Além de uma contribuição expressiva de fótons em virtude da maior DFS, partículas com as quais a diferença entre os modelos são acentuadas;
- As simulações do caso típico de TSET mostram, que algumas regiões do corpo a uniformidade do plano de tratamento pode ser alterada em 20 % na superfície do paciente, especialmente, em regiões com maiores curvaturas, como a cabeça e as pernas.

A metodologia proposta neste trabalho permite a construção de OSS personalizados que discriminam adequadamente a região da pele e viabilizam avaliações dosimétricas acuradas da região, este fator permite auxiliar ainda mais os sistemas de planejamentos, tanto para estimativas de procedimentos normais de teleterapia, nos quais a pele é continuamente irradiada e, sobretudo, em procedimentos nos quais a pele é o próprio objeto de tratamento. Atualmente a inserção desta metodologia nos centros hospitalares não é viável em termos de tempo computacional, no entanto, vale como subsídio para estimativas médias de uma população, utilizando para isso OSS já consagrados na literatura.

Como atividades futuras propõem-se estudar: melhores fatores de correção aos artefatos da metodologia de representação discreta dos OSS, visando o conhecimento mais acurado da distribuição de dose; melhores descrições do termo fonte, considerando a assimetria do feixe; medidas experimentais de dose absoluta buscando-se a validação do melhor modelo de segmentação da pele; melhores técnicas de redução de variância visando a otimização do tempo de processamento necessário para que obtenha dados dosimétricos acurados, viabilizando a inserção da metodologia a uma rotina hospitalar.

APÊNDICE A - Estudo do Corte Energético

O corte energético é um cartão do código MCNP de extrema importância para a otimização dos processos de simulação em termos de tempo computacional. Este cartão limita a energia mínima para qual a partícula é transportada. Quando a partícula atinge a energia delimitada pelo corte, sua história é encerrada pela deposição local de toda sua energia. Este processo de limitar a energia de transporte da partícula proporciona um ganho expressivo no tempo de processamento do código.

No entanto, a energia de interrupção da história da partícula, deve ser um valor a ser cuidadosamente estudado, uma vez que pode acarretar erros aos valores estimados finais. Para se atribuir a energia de corte devem-se considerar as futuras interações e a contribuição das mesmas para o resultado final. Ao limitar a energia de corte, o transporte da partícula é reduzido e, conseqüentemente, o número de partículas secundárias geradas pela mesma e por sua vez, o tempo de simulação. Os valores atribuídos ao corte devem ser os maiores possíveis, no entanto, não devem acrescentar erros significativos aos resultados.

A determinação do valor adequado para o corte de energia está diretamente associado ao tamanho da CÉLULA. A história da partícula deve ser encerrada quando seu livre caminho médio for inferior ao tamanho da CÉLULA percorrida. De modo, que mesmo que a partícula continuasse a ser simulada até depositar toda sua energia, o depósito ocorreria dentro da mesma CÉLULA.

Para estimar o melhor corte para as avaliações dosimétricas da região da pele, foram modeladas esferas com tamanhos e composições correspondentes à região de pele utilizada neste estudo, com raios entre 0,39 cm (maior espessura de pele proposta) a 0,0075 cm (correspondente a um vigésimo da menor espessura de pele utilizada), imersas em meio correspondente ao ar.

Estas esferas foram avaliadas por fontes pontuais centralizadas nas esferas isotropicamente, com energias iniciais variando de 0,01 a 1 MeV, utilizando o *tally* *F8 para estimar a energia depositada nas esferas. Na Figura A-1 estão agrupados os resultados destas simulações em termos de fração de energia absorvida pelas diferentes esferas, em relação à energia inicial das partículas criadas na fonte.

Figura A - 1: Frações de energia absorvida em função da energia inicial dos elétrons em esferas com composição da pele, de tamanhos correspondentes as espessuras utilizadas durante todo o trabalho.

É possível observar na Figura A-1 que as curvas de fração de energia depositada pelos elétrons na própria esfera fonte têm comportamento semelhante para todos os tamanhos de esferas. Todos os grupos de curva se mantêm próximo de 100% para baixas energias, fator que indica que praticamente todos os elétrons gerados pela fonte permaneceram na esfera e depositam sua energia localmente, com fugas desprezíveis.

Com o aumento de energia das partículas geradas pela fonte, ocorre um decréscimo abrupto na fração de energia absorvida pela esfera, uma vez que o depósito de energia passa a ser realizado parcialmente fora da esfera, em razão do livre caminho médio das partículas serem superiores ao tamanho da CÉLULA. Para valores maiores de energia, a fração absorvida chega a valores aproximadamente, indicando uma alta taxa de fuga.

Adotando como referência um vigésimo da espessura da pele especificada pela ICRP 89 e buscando-se valores de frações de energia absorvida próximos a 100 % com fugas inferiores a 1 %, o valor estimado para o corte energético é de 0,06 MeV (em destaque no gráfico).

O corte energético encontrado foi avaliado a partir da comparação da razão entre dose absorvida sem corte energético e com corte energético nas mesmas esferas

anteriormente simuladas, de modo que a diferença encontrada entre as estimativas foi de aproximadamente 0,05%, não expressiva em avaliações dosimétricas.

O ganho computacional em termos de redução do tempo de processamento foi de aproximadamente 80%, o qual é justificado pela redução do número de partículas simuladas. As partículas secundárias que seriam simuladas igualmente passam a depositar energia localmente. O corte energético adotado atende o compromisso de não atribuir erros as avaliações dosimétricas, uma vez que o livre caminho médio dos elétrons nesta energia é de 6.10^{-3} cm, ou seja, as partículas limitadas serão justamente as quais depositariam energia na pele.

A utilização do corte energético permite um ganho expressivo em termos de tempo computacional, o qual muitas vezes torna-se um fator limitante em se tratando de OSS em razão de sua complexidade geométrica.

APÊNDICE B - *Tally *F8 versus tally F4*

O *tally *F8* é utilizado, no código MCNP, para estimar a energia depositada por elétrons e fótons em unidade de MeV/partícula. A metodologia empregada neste cartão consiste em quantificar a variação da energia de uma partícula, ao entrar e sair da região de interesse, de forma análoga às interações físicas.

Os resultados obtidos por esta metodologia são acurados e confiáveis, no entanto, por estimarem explicitamente a perda energética das partículas o tempo de processamento necessário para se obter resultados com baixas incertezas relativas é expressivo.

Com o objetivo de simplificar a metodologia utilizada para fins dosimétricos, o código MCNP permite adequações ao *tally F4* que possibilitam a conversão da sua resposta para o cálculo da dose absorvida.

O *tally F4* calcula a fluência de energia em uma CÉLULA pelo comprimento do caminho dos elétrons na mesma, conhecido como *track length*. Este *tally* ao ser associado ao *stopping power restrito* de energia, pelo cartões auxiliares DE/DF , tem sua resposta convertida para dose absorvida, em unidades de MeV/g.partícula.

No entanto, o uso do *tally F4* modificado necessita de algumas adaptações, uma vez que se utiliza o *stopping power restrito*, que não considera energias abaixo de um certo limiar, para sua conversão. Deste modo, são introduzidos erros intrínsecos as estimativas, uma vez que as interações de baixas energias são desconsideradas.

Estes erros intrínsecos podem ser corrigidos através da determinação de fatores de correções compensadores, que visam corrigir o *stopping power restrito* para que este inclua todas as interações das partículas, as quais foram limitadas pela energia de corte. Este fator é obtido pela razão da energia depositada calculada pelo *tally *F8* e do *tally F4* (D_{*F8}/D_{F4}). Tal fator é introduzido ao intervalo correspondente aos elétrons de menor energia (denominado 1º intervalo), compensando as perdas energéticas não computadas.

B.1) Determinação do Fator de Correção

O fator de correção, neste estudo, foi estimado pelas razões das diferentes metodologias de dose absorvida em elementos de volume, constituídos de material equivalente a pele ($\rho=1,09 \text{ g/cm}^3$), em formatos de esferas (com raios de 0,075, 0,18, 0,2

e 0,3 cm) e voxels (com arestas de 0,15 e 0,36 cm) distribuídos aleatoriamente em um cilindro de ar. Esta geometria foi analisada por meio de uma fonte de elétrons de 9 MeV, variando-se os fatores de correção para diferentes energias. Os dados obtidos estão agrupados na Figura B-1, com as diferenças relativas entre os dois *tallies* para diferentes esferas (E₁ a E₄) e diferentes voxels (V₁ a V₉).

*Figura B - 1: Diferenças do tally F4 em relação ao tally *F8 em esferas e voxels de pele para energia de 9 MeV com diferentes energias de fatores de correção aplicados ao primeiro intervalo de energia do Stopping Power restrito.*

Na Figura B-1 podemos observar o mesmo comportamento médio para todos os elementos de volume analisados. Quanto maior a energia do fator de compensação, maior a divergência entre os resultados, ao passo que para menores energias de fatores de compensação maior a convergência entre os dados. Uma interpolação linear entre os resultados permitiu obter, pela interseção das retas no eixo das abscissas, valores entre 142 e 170 MeV/g.cm².

Para avaliar o melhor valor estimado, do fator de compensação, para um número maior de elementos de volume. Os valores médios encontrados na Figura B-1 foram avaliados individualmente cada elemento em função das diferenças relativas das metodologias de cálculo, Figura B-2.

Figura B - 2: Diferença relativa entre as duas metodologias de cálculo nos elementos de volume para diferentes fatores compensadores.

Na Figura B-2 é possível observar que a diferença relativa de maior discrepância, para todas as energias analisadas, é próxima de 4 %. O *tally* *F8 em média, superestima a dose absorvida pelo *tally* F4, na maior parte dos elementos de volume, para a menor energia do primeiro intervalo (142 MeV/g.cm²), no entanto, para maiores valores de energia (170 MeV/g.cm²) o *tally* *F8 subestima a dose do F4.

Buscando o valor que atenda a maior parte dos elementos de volume, com menor diferença entre o *F8 e o F4, o melhor valor encontrado para fator de compensação do *stopping power restrito* é de 163 MeV/g.partícula. Neste sentido, adotando-se este fator de correção ao intervalo de menor energia do *Stopping Power restrito*, pode-se adequar o cálculo do *tally* F4 para dose absorvida sem acrescentar erros significativos aos valores estimados.

B.2) Validação do Fator de Correção

Para avaliar a adequabilidade do fator de correção estimado (163 MeV/g.partícula) nas avaliações dosimétricas de OSS. Foram realizadas comparações entre as distintas metodologias de cálculo, considerando todas as correções e adequações apresentadas, no cilindro modelado na seção V-2, o qual representa a região de pele baseadas no modelo SC (pele de 0,15 cm de espessura). Foi utilizada uma fonte de elétrons de 9 MeV, disposta na lateral dos cilindros.

Para avaliar a diferença nas estimativas de dose absorvida na região da pele, bem como, o ganho proporcionado pela alteração da metodologia de cálculo, o tempo de processamento foi fixado em 900 minutos. Os dados estimados estão apresentados na Figura B-3, cujos perfis obtidos correspondem à lateral do cilindro localizada ao lado da fonte.

Figura B - 3: A) Perfis de dose absorvida em um OSS no formato cilíndrico utilizando diferentes metodologias de cálculo de dose absorvida, *F8 e F4(DE/DF). B) Incertezas relativas das doses absorvidas pelas duas metodologias.

Ao observarmos os perfis de distribuição de dose absorvida no cilindro para as diferentes metodologias, encontramos valores muito próximos. A dose absorvida do *tally* *F8 é em média 0,5% maior que a *tally* F4, pequena o suficiente para não ser observada na escala utilizada na Figura B-3.1.

O comportamento oscilatório nos perfis deve-se a artefatos de simulação provenientes a metodologia de representação discreta dos cilindros.

Avaliando-se as incertezas obtidas nas duas metodologias, temos que para um valor fixo de tempo encontramos que as incertezas relativas do *tally* *F8 são em média 12 % superiores as do *tally* F4. Neste sentido, a conversão do *tally* F4 para dose absorvida, adequando as devidas correções mostra-se uma opção vantajosa em termos de otimização de processamento. Uma vez que possibilita um ganho computacional de até 18% na incerteza dos valores, com uma diferença estimada na dose total de 0,5 % e pontual máxima de 1,2 %, as quais não são significantes para a dosimetria numérica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 AAPM - American Association of Physicists in Medicine Task Group 30. ***Total skin electron therapy: Technique and dosimetry. Report 23*** New York: American Institute of Physics, 1987.
- 2 ANTUNES, P. C. G., Siqueira, P.T.D., Yoriyaz, H., Fonseca, G.P., Reis e G., Furnari, I., ***Reconstruction of Segmented Human Voxel Phantoms for Skin Dosimetry.*** International Nuclear Atlantic Conference – INAC – Rio de Janeiro, Brazil. (2009).
- 3 ATTIX, F. H., ***Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry,*** Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim (2004).
- 4 BECKER, M., Hoppe, R.T. and Knox, S.J., ***Multiple course of high-dose total skin electron beam therapy in the management of mycoses fungoides.*** J. Rad. Onc. Biol. Phys. Vol. 32, No. 5, pp.1445-1449 (1995).
- 5 BIELAJEW, A. F., ***Fundamentals of the Monte Carlo Method for neutral and charged particle transport,*** (2001).
- 6 BRIESMEISTER, J. F., ***MCNP – A general Monte Carlo N-Particle transport code, version 5,*** Los Alamos National Laboratory Report, LA-13709-M, 2001.
- 7 CRISCIONE, V. D. and Weinstock, M.A., ***Incidence of cutaneous T-cell lymphoma in the United States: 1973-2002.*** Arch. Dermatol., Vol. 143, pp. 854-859 (2007).
- 8 DANIELS, F., Boyd, C.A. and Saunders, D. F., ***Thermoluminescence as a research tool,*** Science, 117, pp.343 (1953).
- 9 DIMBYLOW, P.J., ***The development of realistic voxel phantoms for electromagnetic field dosimetry.*** Proc. Int. Workshop on Voxel Phantom Development (National Radiological Protection Board, Chilton, UK, 6-7 July (1995).
- 10 EISBERG, R. and Resnick, R., ***Quantum physics of atoms, molecules, solids, nuclei and particle.*** John Wiley & Sons, Inc (1974).
- 11 EVANS, R. D., ***The Atomic Nucleus,*** McGraw, McGraw-Hill, New York (1955).
- 12 FILL, U., Regulla, D. and Regulla, M., ***PC-Assisted Dose Assessment in Clinical TL Dosimetry and QA Programmes.*** GSF report D-85758, (1999).
- 13 FISCHER, H. L. and Snyder ***Distribution of dose in the body from a source of gamma rays distributed uniformly in an organ.*** Report ORNL-4168 Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, TN, USA (1967).
- 14 FISCHER, H. L. and Snyder ***Distribution of dose in the body from a source of gamma rays distributed uniformly in an organ.*** Proc. 1st Int. Cong Radiation Protection (Oxford: Pergamon) pp 1473-86 (1968).

- 15 FONSECA, G.P, Yoriyaz,, H., Siqueira, P.T.D, Antunes, P.C.G., Furnari, L. e Santos, G.R., ***Reconstrução do espectro do acelerador linear Varian Clinac 2100c do serviço de radioterapia do Hospital das Clínicas da Universidade de São Paulo através do software MCNP4C baseado no método de Monte Carlo.***, congresso de Radioterapia, Florianópolis, Brasil (2009).
- 16 FONSECA, G. P., ***Projeto e construção de placas espalhadoras e degradadoras de energia para uso em radioterapia com feixe de elétrons para doenças de pele.*** Dissertação de Mestrado - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN/CNEN-SP, São Paulo. Orientador: Hélio Yoriyaz (2010).
- 17 GIBBS, S. J., Pujol, A., Chen, T. S., Malcolm, A. W. and James, A. E., ***Phatient Risk from Interproximal Radiography.*** Oral Surg. Oral Med. Pathol., Vol. 58, pp. 347-354 (1984).
- 18 GONZALEZ, R. C. and Woods, R. E., ***Digital Image Processing***, Second edition, Prentice Hall (2002).
- 19 GUR, D., Bukovitz, G. and Serago, C., ***Photon contamination in 8-20-MeV electron beams from a linear accelerator.*** Med. Phys. Vol. 6, No. 2, Mar./Apr. (1979).
- 20 HAGEDORN, M., Hasche, E., Kober, B. and Sander, C. A., ***Langzeitergebnisse der Ganzhaut-ilektronen bestrahlung (GET) in der Therapieder Mycosis fungoides,*** Hautarzt-Springer. 54, Verlang (2003).
- 21 HALBLEID, J.A., Kensek, R.P., Mehlhorn, T.A., Valdez, G.D., Seltzer, S.M. and Berger, M.J. ***ITS Version 3.0: integrated TIGER series of coupled electron/photon Monte Carlo transport codes*** Report SAND91-1634 (Sandia National Laboratories) (1992).
- 22 HALL, E. J. and Giaccia, A. J., ***Radiobiology for the radiologist***, Philadelphi Lippincott William & Wilkin (2006).
- 23 HENDEE, W.R. and Ritenour, E.R., ***Medical Imaging Physics***, fourth edition, Wiley-Liss, NY (2002).
- 24 HOGSTROM, K. and Almond, P., ***Review of electron beam therapy physics***, Phys. Med. Biol., Vol.51, pp.455-489 (2006).
- 25 HOUNSFIEL, G. N., ***Computerized transverse axial scanning (tomography). Part I: Description of system. Part II: Clinical applications. British Journal of Radiology.*** Vol. 56, pp. 1016-1022 (1973).
- 26 ICRP - International Commission on Radiological Protection, ***Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values 89***, ICRP Report n° 89, Pergamon Press, Oxford (2003).
- 27 ICRP - International Commission on Radiological Protection, ***Recommendations of the International Commission on Radiological Protection***, ICRP Report n°60, Pergamon Press, Oxford (1991).

- 28 ICRP - International Commission on Radiological Protection, ***Reference Man: Anatomical, Physiological and Metabolic Characteristics***, ICRP Report n° 23, Pergamon Press, Oxford (1975).
- 29 ICRP - International Commission on Radiological Protection, ***The 2007 recommendations of the international commission on radiological protection***. ICRP Report n° 103, Stockholm (2007).
- 30 ICRU - International Commission on Radiological Units e Measurements, ***Phantoms and computational models in therapy, diagnosis and protection***, ICRU Report n° 48, Bethesda, Maryland (1992).
- 31 ICRU - International Commission on Radiological Units e Measurements, ***Quantitative concepts and dosimetry in radiobiology***, Report n° 30, Bethesda, MD, (1979).
- 32 ICRU - International Commission on Radiological Units e Measurements, ***Radiation Dosimetry: Electron Beams with Energies Between 1 and 50 MeV***, ICRU Report n° 35, Bethesda, Maryland (1984).
- 33 ICRU - International Commission on Radiological Units e Measurements, ***Radiation Quantities and Units***, ICRU Report n° 19, Bethesda, Maryland (1971).
- 34 ICRU - International Commission on Radiological Units e Measurements, ***Radiation Quantities and Units***, ICRU Report n° 33, Bethesda, Maryland (1980).
- 35 ICRU - International Commission on Radiological Units e Measurements, ***Stopping Powers for electrons and positrons***. ICRU Report n° 37, Bethesda, Maryland (1984).
- 36 ICRU - International Commission on Radiological Units e Measurements, ***Tissues Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement***, ICRU Report n° 44, Bethesda, MD (1989).
- 37 INCA - ***Estimativa 2010: Incidência de Câncer no Brasil.***, Instituto Nacional de Câncer - Rio de Janeiro: INCA/MS (2009).
- 38 JENKINS T. M., Nelson W. R. and Rindi A., ***Monte Carlo Transport of Electrons and Photons***, Ettore Majorana Science Series, Plenum Press, New York, 1988.
- 39 KARZMARK, C. J., Loevinger, R., Steele, R.E. and Weissbluth, M., ***A technique for large-field superficial electron therapy***. Radiology. Vol. 74, pp. 664-44 (1960).
- 40 KAWRAKOW I. and Rogers D. W. O., ***The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport National Research Council of Canada***, Ottawa, Canada, PIRS-701, Webpage: <http://www.irs.inms.nrc.ca/inms/irs/EGSnrc.html> (2000).
- 41 KHAN, F.M., ***The Physics of Radiation Therapy***, 3rd Edition, Lippincot Williams & Wilkins, Baltimore, (2003).
- 42 KNOLL, G.F., ***Radiation Detection and Measurement***, John Wiley&Sons (1989).

- 43 KRAMER, R., Vieira, J. W., Khoury, H. J., Lima, F. R. A. and Fuelle, D., *All about MAX: a male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry*, Phys. Med. Biol., Vol.48, pp.1239-62 (2003).
- 44 KRAMER, R., Khoury, H. J., Vieira, J.W. and Lima, V.J.M., *MAX06 and FAX06: update of two adult human phantoms for radiation protection dosimetry*, Phys. Med. Biol., Vol.51, pp.3331-3346, (2006).
- 45 KRAMER, R., Zankl, M., Willians, G. and 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-Report S-885 National Research for Environment and Health, Neuherberg, Germany (1982).
- 46 KUMAR, P. P., Henschke, U. K. and Nibhanupudy, J. R., *Problems and solutions in achieving uniform dose distribution in superficial total body electron therapy*. J. Natl. Med. Assoc. 69:645-647 (1977).
- 47 LANSIGAN, F., Choi, J. and Foss, F. M. *Cutaneous T- cell Lymphoma*. Hematol Oncol. Clin N Am 22 pp.979-996 (2008).
- 48 MATLAB® version R2009b. Natick, Massachussetts: The Mathwork Inc., (2010).
- 49 MCKEEVER, W. S., *Thermoluminescence of Solids*. 1^a edition, Cambridge University Press (1985).
- 50 NIST – National Institute of Standards and Technology, Physics Laboratory – Base de dado disponível em: <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Star/Text/ESTAR.htm>. Acessado em: 22 out. 2010.
- 51 PETOUSSI-HENSS N, Zankl M, Fill U. and Regulla D., *The GSF family of voxel phantoms*, Phys. Med. Biol. 47, 89-106 (2002).
- 52 PODSGORSK. E.B., *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students - Dosimetry and Medical Radiation Physics*- International Atomic Energy Agency; Vienna, Austria, (2005).
- 53 ROGERS, D.W.O., *Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics*, Med. Biol., Vol. 51, pp. 287-R301, 2006.
- 54 SALVAT F., Fernandez-Varea J.M., Acosta E. and Sempau J., *PENELOPE – A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport*, Workshop Proceedings Issy-les-Moulineaux, France 5-7, Nuclear Energy Agency –, 2001.
- 55 SAVAJOLI, J. V., Souhami, L. e Faria, S.L., *Radioterapia em Oncologia – MEDSI*, 1999.
- 56 SAW, C.B., *Therapeutic Radiological Physics* – UNMC, 2002.
- 57 SCHAART, D. R., Jansen, J. T. M., Zoetelief, J. and Leege, P. F. A., *A comparison of MCNP4C electron transport with ITS 3.0 experiment at incident energies between*

- 100 keV and 20 MeV: influence of voxel size, substeps and energy indexing algorithm.** Phys. Med. Biol. 47, pp. 1459-1484 (2002).
- 58 SCHOLTZ, W., *Ueber den einfluese der roentgenstrahlen auf die haut in gesunden und krankein zustande.* Arch. Dermat. Syph (Berlin), vol. 59, pp.421-449 (1902)
 - 59 SEGRÉ, E., *Dos raios-X aos quarks: físicos modernos e suas descobertas.* 1ª edição. Universidade de Brasília (1980).
 - 60 SELTZER, S. M., *Electron-photon Monte Carlo calculations: the ETRAN code.* Appl. Radiat. Isot. Vol. 42, pp-917-41 (1991).
 - 61 SPANIER, J. and Gelbard, E.M. *Monte Carlo Principles and Neutron Transport Problems.* Dover Publications (2008).
 - 62 SPITZER, V. M. and Whitlock D. G. *Atlas of the Visible Human Male*, Boston, M.A, Jones and Bartlett. (1998).
 - 63 SPRAWLS, P.J. *Physical Principles of Medical Imaging*, Second Edition, Medical Physics Publishin, Madison Wisconsin (1993).
 - 64 TRUMP, J. G., *High energy electrons for treatment of extensive superficial malignat lesions.* Am. J. Roentgenol Rad. Ther. Nucl. Med, Vol. 69, pp. 623-629 (1953).
 - 65 WIESLANDER, E., Knöös, T., *A virtual-accelerator-based verification of a Monte Carlo dose calculation algorithm for electron beam treatment planning in clinical situations.* Radiotherapy and Oncology, Vol. 82, pp.208-217 (2007).
 - 66 WOLFF, K., Goldsmith, L.A., Katz, S.I., Gilchrest, B.A., Paller, A.S. and Leffell, D.J., *Fitzpatrick's Dermatology in General Medicine.* Mc GrawHill Medical, United states of America (2008).
 - 67 YORIYAZ, H., Santos, A., Stabin, M. and Cabezas, R., *Absorbed fractions in a voxel-based phantom calculated with the MCNP-4B code.* Med. Phys., Vol.27, No. 7, pp.1555-1562 (2000a).
 - 68 YORIYAZ, H., *Desenvolvimento de uma metodologia computacional para cálculos em dosimetria interna.* Tese (Doutoramento) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN/CNEN-SP, São Paulo. Orientador: Adimir dos Santos (2000b).
 - 69 YORIYAZ, H., Siqueira, P.T.D., Andrade, D. A., Fonseca, G. P., Antunes, P.C.G. e Souza, G.S., *Estudos dos Parâmetros Clínicos em Radioterapia com Feixes de Elétrons.* Projeto FAPESP, 2007.
 - 70 YORIYAZ, H., Stabin M. G. and Santos, A., *Monte Carlo MCNP-4B-Based Absorbed dose Distribution Estimates for Patient-Specific dosimetry*, J. Nucl. Med, Vol.42, No.4, pp.662-69, 2001.
 - 71 YOSHIMURA, E. M., *Física das Radiações: Interação da radiação com a matéria*, Revista Brasileira de Física Médica. Vol. 3, No. 1, pp 57-67 (2009).

- 72 ZUBAL, G., Harrel, C., Smith, E., Ratner, Z., Gindi, G. and Hoffer, P., *Computerized three-dimensional segmented human anatomy*, Med. Phys., Vol.21, pp.299-302 (1994).
- 73 ZUBAL, I. G., *The Zubal phantom data, voxel-based anthropomorphic phantoms* (webpage: [HTTP://noodle.med.yale.edu/phantom](http://noodle.med.yale.edu/phantom)), (2000).

ANEXO – Estimativas para o ano de 2010 de números de casos novos de câncer

<i>Localização Primária Neoplasia maligna</i>	<i>Estimativas de Casos Novos</i>		
	<i>Masculino</i>	<i>Feminino</i>	<i>Total</i>
Próstata	52.350	-	52.350
Mama Feminina	-	49.240	49.240
Traqueia, Brônquios e Pulmão	17.800	9.830	27.630
Cólon e Reto	13.310	14.800	28.110
Estômago	13.820	7.680	21.500
Colo do Útero	-	18.430	18.430
Cavidade Oral	10.330	3.790	14.120
Esôfago	7.890	2.740	10.630
Leucemias	5.240	4.340	9.580
Pele Melanoma	2.960	2.970	5.930
Pele não Melanoma	53.410	60.440	113.850
Outras Localizações	59.130	78.770	137.900
Total	236.240	253.030	489.270

- Números arredondados para 10 ou múltiplos de 10

FONTE – Estimativa 2010: Incidência de Câncer no Brasil/ Instituto Nacional de Câncer - Rio de Janeiro: INCA, 2009.