UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FFCLRP – DEPARTAMENTO DE FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA APLICADA À
MEDICINA E BIOLOGIA

EDUARDO DE MATOS RODRIGUES

**Algoritmo de reconstrução de dose a partir de mapas portais de dose
utilizando simulação Monte Carlo**

Ribeirão Preto – SP

Agosto de 2014

EDUARDO DE MATOS RODRIGUES

**Algoritmo de reconstrução de dose a partir de mapas portais de dose
utilizando simulação Monte Carlo**

Dissertação de mestrado apresentada à
Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de
Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

Área de Concentração:
Física Aplicada à Medicina e Biologia.

Orientador(a):
Prof^a. Dr^a. Patrícia Nicolucci

Versão Corrigida

Ribeirão Preto – SP

Agosto de 2014

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

FICHA CATALOGRÁFICA

Rodrigues, Eduardo de Matos

Algoritmo de reconstrução de dose a partir de mapas portais de dose utilizando simulação Monte Carlo / Eduardo de Matos Rodrigues; Prof^ª. Dr^ª. Patrícia Nicolucci. Ribeirão Preto – SP, 2014.

99 f.: il

Dissertação (Mestrado – Programa de Pós-graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia) – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, 2014.

1. Algoritmo de reconstrução de dose. 2. Dosimetria portal. 3. EPID. 4. Radioterapia. 5. Simulação Monte Carlo. 6. PENELOPE

*“Se na vida lhe surgir um limão, não
reclame que ele é azedo, e nem o
jogue fora. Faça uma limonada!”*

(Ditado popular que escutei do Toninho Manchon)

*Dedico esse trabalho aos meus pais
Roberto e Fátima, ao meu irmão
Raphael e às pessoas que eu possa
direta ou indiretamente beneficiar!*

Agradecimentos

Agradeço em primeiro lugar à grande responsável por essa dissertação existir, que é a minha orientadora Prof^a. Dr^a. Patrícia Nicolucci. Agradeço pela orientação, pelos ensinamentos pessoais e profissionais, por servir de exemplo, pelas críticas construtivas e por ter sido de certa forma a minha primeira chefe.

Agradeço à minha querida e amada mãe Fátima e meu querido e amado pai Roberto por todo amor, carinho, preocupação, proteção, apoio, incentivo e exemplo em cada etapa da minha vida. Difícil expressar com palavras a importância de vocês para mim. Eu amo muito vocês!

Agradeço ao meu querido e amado irmão Raphael (Morsa) por todo apoio, amizade e exemplo, pois é uma das pessoas de melhor índole que já conheci nessa vida.

Agradeço aos meus companheiros de laboratório Aninha, Fran, Gi, Thati, Mirko, Laurinha, Gustavo e Cristiano por terem tornado meu ambiente de trabalho muito prazeroso, pelos conselhos profissionais e pessoais, e pelos momentos de descontração, afinal, adaptando uma música do poeta genial Chico Buarque, é muita “treta” concluir uma dissertação, que a gente vai escrevendo de cabeça a rodapé, e a gente vai tomando que também sem um café, ninguém segura esse rojão!

Agradeço a todos os professores do Departamento de Física, pois eles direta ou indiretamente contribuíram para meu crescimento pessoal e profissional. Agradeço especialmente ao Prof. Dr. Martin Eduardo Poletti, professor que tive o grandessíssimo prazer de conhecer e ser aluno, e grande responsável pela escolha da minha carreira e da minha área de atuação.

Agradeço a todos os funcionários do Departamento de Física, em especial à Nilza, por seu profissionalismo extremamente eficiente e exemplar.

Agradeço à Cá (Dr^a Cassiana Viccari) pela amizade, simpatia, companheirismo, conselhos, momentos de descontração, por ter me ensinado a palavra “escaldar” e por ter me ensinado a fazer um bom café.

Agradeço ao meu querido e respeitado veterano Andrelito pela amizade, pelos ensinamentos e por ter sido responsável pela minha iniciação na área científica.

Agradeço aos meus queridos e amados amigos de Itu, Burda, Gre, Kibe, Laurinho, Léo, Lucas e Zé pela amizade e parceria de mais de 15 anos. Infelizmente existe uma grande distância física entre nós, e infelizmente nos vemos muito pouco, mas isso de forma alguma abala o carinho e amor que sinto por vocês. Velha guarda TOP!!

Agradeço à minha querida amiga Biba pela amizade, carinho e apoio nos momentos difíceis!

Agradeço aos meus queridos companheiro(a)s de república Burro, Zozo, Peitinho, Gugu, David, Okuta, Apache, Gambá, Rasc, Genaro, Mastão, Tosco, Bixão e Murça por conviverem ou terem convivido comigo de maneira tão próxima, compartilhando momentos bons e ruins. Repito as palavras do Burro, minha segunda família! Viva a Rep. Tosca!!

Agradeço novamente ao Okuta pela grandessíssima amizade de muitos anos e pelo exemplo, pois é uma das pessoas mais filantrópicas e de bom coração que eu conheço.

Agradeço novamente ao Apache pela amizade e exemplo, por compartilhar filosofias e pensamentos parecidos com os meus, pelos ensinamentos musicais e por ter sido a cereja do bolo da minha teoria da felicidade. Uma honra ter morado com você! Yo man!!

Agradeço novamente ao Gugu (Troxíííssimo) pela amizade, pela sintonia nos pensamentos e filosofias de vida, e por sempre se esforçar em fazer o bem e fazer as pessoas rirem!

Agradeço aos meus queridos amigos da Rep. Vakatulada (Pensador, João Baiano, Kapetinha, Samuca e Yoshi), meus queridos amigos da Rep. Enshark (Gansin, Plezin e Pretinha) e meus queridos amigos Piolho, Mendigueiras, Ity Nelson e Letícia pela amizade, pelas conversas de alto nível, pelas rodas de música e pelos momentos de descontração!

Agradeço à minha querida e amada amiga Cindy pelo carinho, amizade, apoio e exemplo. Exemplo de força, de superação, de determinação, exemplo de pessoa que enfrenta os problemas de frente. Uma lagarta que virou borboleta sem ter um casulo para se proteger.

Agradeço aos meus queridos e amados amigos Rapunzel e Julieto pela grandessíssima amizade de muitos anos, pelos ensinamentos musicais e pelos inúmeros momentos de risada! You know I love you all and I hope you love me too, so let's sing this song together!!

Agradeço aos meus grandes amigos e calouros Benê e Vuvuzela, pela amizade, pela evolução musical conjunta, e por compartilharem filosofias e pensamentos parecidos com os meus.

Agradeço ao anjo disfarçado de mulher Paula Galdini por ser extremamente responsável pela minha índole atual, e pelo meu grande crescimento pessoal e profissional, consequência do relacionamento de seis anos que tivemos. Sempre me lembrarei de você com muito carinho!

Agradeço aos companheiros do “Futebart – The art of football” por praticarem comigo um dos maiores prazeres da minha vida, que é jogar um bom futebol entre amigos.

Agradeço ao inesquecível Renatin (*in memoriam*) pelo exemplo de pessoa que foi em vida. Sempre me lembrarei de você e da sua bondade com muito carinho. Eitcha lelê!

Agradeço a todas as pessoas que participaram de rodas de música comigo, seja tocando algum instrumento, seja cantando, ou simplesmente curtindo o momento em sintonia. Esses momentos foram, são e sempre serão fontes extremamente eficientes de felicidade e paz.

Agradeço à agência de fomento CAPES pelo apoio financeiro.

Lista de Figuras

Figura 1: Feixe de fótons incidindo sobre a seção transversal de área dA referentes a uma esfera de volume dV .	22
Figura 2: Esquema ilustrativo do EPID baseado num sistema de lentes e câmera de TV (STRANDQVIST; ROSENGREN, 1958).	31
Figura 3: (a) Fotografia de um paciente sendo tratado com radioterapia controlada por televisão. (b) Fotografia do monitor de saída (STRANDQVIST; ROSENGREN, 1958).	32
Figura 4: Esquema ilustrativo de um EPID baseado em transistores de filme fino (ANTONUK, 2002).	32
Figura 5: Geometria controle e sistema de coordenadas referencial.	40
Figura 6: Visão lateral da geometria controle.	41
Figura 7: Coeficiente de atenuação linear mássico em função da energia do fóton (Adaptado de http://physics.nist.gov/).	44
Figura 8: Geometria de simulação da consideração feita na equação de reconstrução de dose, com $DSD_E = 35$ cm.	48
Figura 9: Geometria de simulação da consideração feita na equação de reconstrução de dose, com $DSD_E = 1,75$ cm.	48
Figura 10: Geometria de simulação feita para determinar o coeficiente de atenuação linear médio de reconstrução.	49
Figura 11: Arquivo de entrada Dados_de_entrada.in contendo os parâmetros de entrada da simulação realizada para validar a consideração feita na equação de reconstrução de dose, com $DSD_E = 35$ cm.	50
Figura 12: Arquivo de entrada Dados_de_entrada.in contendo os parâmetros de entrada da simulação realizada para validar a consideração feita na equação de reconstrução de dose, com $DSD_E = 1,75$ cm.	52
Figura 13: Arquivo de entrada Dados_de_entrada.in contendo os parâmetros de entrada da simulação realizada para determinar o coeficiente de atenuação linear médio de reconstrução.	53

Figura 14: Diagrama que mostra a orientação das figuras de saída do algoritmo de reconstrução de dose. Os pixels na cor laranja representam os valores considerados. (a) Matrizes M_{DI}^D , $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} . (b) Perfis das matrizes M_{DI}^D , $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif}	56
Figura 15: Arquivo de entrada Dados_de_entrada.in contendo os parâmetros de entrada controle.....	57
Figura 16: Terma relativo referente aos fótons primários (linha verde) e secundários (linha vermelha) em função da posição lateral, para simulação em que $DSD_E = 35$ cm.....	62
Figura 17: Terma relativo referente aos fótons primários (linha verde) e secundários (linha vermelha) em função da posição lateral, para simulação em que $DSD_E = 1,75$ cm.	62
Figura 18: Visão lateral da geometria da Figura 9. Os pontos P_{IAO} e P_{IOA} estão localizados no eixo central.	63
Figura 19: Diagrama para justificar o comportamento da curva de TERMA referente aos fótons secundários da Figura 16 e Figura 17. (a) <i>Voxel</i> centralizado no campo quadrado. (b) <i>Voxel</i> localizado acima do centro do campo quadrado.....	64
Figura 20: TERMA's referente aos fótons primários de ambas as simulações e suas diferenças relativas em função da posição lateral.....	65
Figura 21: Dose relativa referente aos fótons primários e secundários somados e TERMA's relativos referentes às partículas primárias, secundárias e ambas somadas em função da profundidade.	66
Figura 22: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para os parâmetros de irradiação controle. (a) M_{DI}^B (b) M_{DE}^B . (c) M_{DI}^D . (d) $[M_{DI}^D]_{rec}$. (e) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (f) M^{dif}	69
Figura 23: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para os parâmetros de irradiação controle, considerando o fator de reconstrução $Y_0 = 1,0366$. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif}	70
Figura 24: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para o tamanho de campo 2x2 cm ² . (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif}	71
Figura 25: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para o tamanho de campo 3x3 cm ² . (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif}	72
Figura 26: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para o tamanho de campo 4x4 cm ² . (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif}	72
Figura 27: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para o tamanho de campo 5x5 cm ² . (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif}	73

Figura 28: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para o tamanho de campo 6x6 cm². (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} 73

Figura 29: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para o tamanho de campo 8x8 cm². (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} 74

Figura 30: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para o tamanho de campo 12x12 cm². (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} 74

Figura 31: Diferenças relativas médias em função da dimensão do campo quadrado.75

Figura 32: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a espessura 5 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} 77

Figura 33: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a espessura 10 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} 77

Figura 34: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a espessura 15 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} 78

Figura 35: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a espessura 20 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} 78

Figura 36: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a espessura 25 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} 79

Figura 37: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a espessura 35 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} 79

Figura 38: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a espessura 40 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} 80

Figura 39: Diferenças relativas médias em função da espessura do objeto simulador do corpo.81

Figura 40: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a DFS 65 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} 82

Figura 41: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a DFS 70 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} 83

Figura 42: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a DFS 75 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} 83

Figura 43: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a DFS 80 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} 84

Figura 44: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a DFS 90 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif}	84
Figura 45: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a DFS 95 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif}	85
Figura 46: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a DFS 100 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif}	85
Figura 47: Diferenças relativas médias em função da distância Fonte-Superfície.	86
Figura 48: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a distância DSD_E 10 cm (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif}	88
Figura 49: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a distância DSD_E 15 cm (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif}	88
Figura 50: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a distância DSD_E 20 cm (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif}	89
Figura 51: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a distância DSD_E 25 cm (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif}	89
Figura 52: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a distância DSD_E 30 cm (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif}	90
Figura 53: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a distância DSD_E 40 cm (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif}	90
Figura 54: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a distância DSD_E 45 cm (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif}	91
Figura 55: Diferenças relativas médias em função da distância Superfície-Detector.	92

Lista de Siglas

3DCRT – Radioterapia conformacional tridimensional (*3D Conformal Radiation Therapy*)

AAA: Algoritmo analítico anisotrópico (*Anisotropic Analytic Algorithm*)

AAPM: *American Association of Physicists in Medicine*

CCC: *Collapsed Cone Convolution*

DD_ID_E: Distância entre o centro do mapa bidimensional de detectores localizado no objeto simulador do corpo e o centro do mapa bidimensional de detectores localizado no objeto simulador do EPID

DE: Detector externo

DI: Detector interno

DFD_I: Distância entre a fonte e o centro do mapa bidimensional de detectores localizado no objeto simulador do corpo

DFS: Distância entre a fonte e a superfície de entrada do objeto simulador do corpo

DOE: Departamento de Energia dos Estados Unidos (*Department Of Energy*)

DSD_E: Distância entre a superfície de saída do objeto simulador do corpo e o centro do mapa bidimensional de detectores localizado no objeto simulador do EPID

EC-L: *Enhanced Contrast Localization*

EPID: Dispositivo eletrônico de imagem portal (*Electronic Portal Image Device*)

ETPC: Equilíbrio Transiente de Partículas Carregadas

IAO: Interface entre o ar e o objeto simulador

ICRU: Comissão internacional de unidades e medidas de radiação (*International Commission on Radiation Units and Measurements*)

IGRT – Radioterapia guiada por imagem (*Image-Guided Radiation Therapy*)

IMRT: Radioterapia de intensidade modulada (*Intensity-Modulated Radiation Therapy*)

IOA: Interface entre o objeto simulador e o ar

IQD: Inverso do Quadrado da Distância

KERMA: Energia cinética liberada por unidade de massa (*Kinetic Energy Released per unit Mass*)

NTCP: Probabilidade de complicações em tecidos normais (*Normal Tissue Complication Probability*)

PENELOPE: Pacote de simulação Monte Carlo (*PENetration and Energy Loss of Positrons and Electrons*)

PRV: Volume de planejamento dos órgãos de risco (*Planning organ-at-Risk Volume*)

PTV: Volume tumoral de planejamento (*Planning Tumoral Volume*)

RSICC: Centro Computacional de Informação em Proteção Radiológica (*Radiation Shielding Information Computational Center*)

TCP: Probabilidade de controle tumoral (*Tumor Control Probability*)

TERMA: Energia total liberada por unidade de massa (*Total Energy Released per unit Mass*)

TLD: Dosímetro termoluminescente (*Thermoluminescent Dosimeter*)

VMAT: Radioterapia volumétrica modulada em arco (*Volumetric Modulated Arc Therapy*)

Sumário

RESUMO	16
ABSTRACT	17
1. INTRODUÇÃO	18
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	22
2.1 Grandezas e unidades para radiação ionizante	22
2.1.1 Grandezas radiométricas	22
2.1.2 Grandezas dosimétricas	23
2.1.2.1 TERMA	23
2.1.2.2 KERMA colisional.....	24
2.1.2.3 Dose absorvida	26
2.2 Lei da atenuação exponencial.....	27
2.2.1 Fator de <i>build up</i>	28
2.3 Radioterapia externa.....	29
2.3.1 Controle da qualidade para dosimetria <i>in vivo</i>	30
2.3.1.1 Dispositivos eletrônicos de imagem portal (EPID)	31
2.4 Método Monte Carlo	33
2.4.1 Código de simulação Monte Carlo PENELOPE	34
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	39
3.1 Geometria controle	39
3.2 Equação de reconstrução de dose referencial.....	41
3.2.1 Coeficiente de atenuação linear médio de reconstrução	44
3.2.1.1 Simulação computacional.....	46
3.2.1.1.1 Modificação no pacote PENELOPE.....	46
3.2.1.1.2 Geometria de simulação	48
3.2.1.1.3 Parâmetros de entrada	50
3.3 Algoritmo de reconstrução de dose.....	54
3.3.1 Simulação computacional	56
3.3.1.1 Parâmetros de irradiação controle.....	57

3.3.1.2	Tamanho de campo	58
3.3.1.3	Espessura do objeto simulador do corpo.....	59
3.3.1.4	Distância Fonte-Superfície.....	59
3.3.1.5	Distância Superfície-Detector	59
4.	RESULTADOS E DISCUSSÕES	61
4.1	Equação de reconstrução de dose referencial	61
4.1.1	Coefficiente de atenuação linear médio de reconstrução	61
4.2	Algoritmo de reconstrução de dose	67
4.2.1	Fator de reconstrução controle Y_0	68
4.2.2	Fator de reconstrução geral $Y_{C,E,DFS}$ e $DSDE$	71
4.2.2.1	Tamanho de campo	71
4.2.2.2	Espessura do objeto simulador do corpo.....	76
4.2.2.3	Distância Fonte-Superfície.....	82
4.2.2.4	Distância Superfície-Detector	87
4.3	Equação de reconstrução de dose geral $\xi_{C,E,DFS}$ e $DSDE$	93
5.	CONCLUSÕES	94
6.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	95

Resumo

Rodrigues, E. M. *Algoritmo de reconstrução de dose a partir de mapas portais de dose utilizando simulação Monte Carlo*. 2014. 99 p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto-SP, 2014.

Electronic Portal Image Devices (EPID) são dispositivos eletrônicos que foram criados originalmente para aquisição de imagens portais. Atualmente eles também têm sido estudados para reconstrução de dose no plano do eixo central (paralelo ao EPID) na modalidade *transit* (modalidade que considera um material atenuador entre a fonte e o EPID). Neste trabalho foi determinado um algoritmo de reconstrução de dose para relacionar mapas bidimensionais de dose localizados dentro de geometrias que simularam uma situação clínica em radioterapia de forma simplificada. Para tal foram feitas simulações Monte Carlo utilizando o pacote de simulação PENELOPE de maneira que um cubo composto de água representou o corpo do paciente e um paralelepípedo retângulo composto de água representou o EPID. Definiu-se primeiramente a geometria controle e os parâmetros de irradiação controle e então foram feitas simulações para determinar a equação de reconstrução de dose referencial. Uma vez determinada essa equação, foram feitas novas simulações variando o tamanho de campo, espessura do objeto simulador do corpo, distância entre a fonte e a superfície de entrada do objeto simulador do corpo (DFS) e distância entre a superfície de saída do objeto simulador do corpo e o centro do objeto simulador do EPID (DSD_E). Os arquivos de saída dessas simulações alimentaram o programa contendo o algoritmo de reconstrução de dose, feito em MATLAB[®]. Após a aplicação do programa, comparou-se a matriz que representa o mapa bidimensional de distribuição de dose localizado dentro do objeto simulador do corpo com a matriz localizada no mesmo local, reconstruída a partir da matriz que representa o objeto simulador do EPID. Os resultados encontrados neste trabalho mostram que a equação de reconstrução de dose e o algoritmo de reconstrução de dose propostos são válidos com desvios padrão menor que 1,6%.

Palavras-chave: Algoritmo de reconstrução de dose, Dosimetria portal, EPID, Radioterapia, Simulação Monte Carlo, PENELOPE

Abstract

Rodrigues, E. M. *Dose reconstruction algorithm from portal dose maps using Monte Carlo simulation*. 2014. 99 p. Thesis (Master of Science) – Faculty of Philosophy, Sciences and Literature of Ribeirão Preto, University of São Paulo, Ribeirão Preto-SP, 2014.

Electronic Portal Image Devices (EPID) were originally created to acquire portal images, but they have also been studied for dose reconstruction in the central axis plane (parallel to the EPID) in transit mode (mode which considers an attenuator material between the source and the EPID). In this work we determined a dose reconstruction algorithm that relate two-dimensional dose maps located within geometries that simulated a clinical situation in simplified form. For this, simulations were performed using the simulation package PENELOPE so that a cube composed of water represented the patient's body and a rectangle parallelepiped composed of water represented the EPID. We defined a control geometry and control irradiation parameters first, then simulations were performed to determine the referential dose reconstruction equation. Once determined this equation, new simulations were performed varying the field size, the body phantom thickness, the distance between the source and the body phantom entrance surface (DFS) and the distance between the body phantom exit surface and the EPID phantom center. The output files of these simulations fed the program containing the dose reconstruction algorithm, wrote in MATLAB[®]. After the program application, we compared the matrix that represents the two-dimensional dose distribution map located within the body phantom with the matrix located at the same site, reconstructed from the matrix that represents the EPID phantom. The results in this work show that the dose reconstruction equation and the dose reconstruction algorithm proposed are valid with less than 1,6% standard deviation.

Keywords: Dose reconstruction algorithm, Portal dosimetry, EPID, Radiotherapy, Monte Carlo simulation, PENELOPE

1. Introdução

Em 1896 o estudante norte americano Emil Grubbe introduziu pela primeira vez uma modalidade de tratamento de tumores que utilizou um feixe de fótons, denominada radioterapia (BEYZADEOGLU; OZYIGIT; EBRULI, 2010). Até a década de 60 o planejamento do tratamento radioterápico era feito utilizando imagens bidimensionais, com campos de radiação baseados em referências ósseas e anatômicas. Poucas configurações de campos de radiação eram utilizadas (paralelos e opostos ou quatro campos), fazendo com que um grande volume de tecido normal fosse irradiado (SALVAJOLI; SOUHAMI; FARIA, 2013). Porém, em meados de 70 surgiu a tomografia computadorizada, técnica que possibilitou a realização de planejamentos radioterápicos tridimensionais baseados em imagens tomográficas. Na década de 90 surgiu a técnica de radioterapia conformacional tridimensional (3DCRT, do acrônimo em inglês *3 Dimensional Conformal Radiation Therapy*) e a técnica de radioterapia de intensidade modulada (IMRT, do acrônimo em inglês *Intensity Modulated Radiation Therapy*), e depois do ano 2000 surgiu a técnica de radioterapia guiada por imagem (IGRT, do acrônimo em inglês *Image Guided Radiation Therapy*) e a técnica de radioterapia volumétrica modulada em arco (VMAT, do acrônimo em inglês *Volumetric Modulated Arc Therapy*), mostrando que os aparelhos utilizados na radioterapia, sua base científica e sua precisão clínica melhoraram consideravelmente ao longo desses anos (SALVAJOLI; SOUHAMI; FARIA, 2013; BHOJ, 2014).

O relatório nº 83 do ICRU (do acrônimo em inglês *International Commission on Radiation Units and Measurements*), publicado em 2010, recomenda o uso de múltiplas restrições de dose tanto no volume tumoral de planejamento (PTV, do acrônimo em inglês *Planning Tumoral Volume*) quanto no volume de planejamento dos órgãos de risco (PRV, do acrônimo em inglês *Planning organ-at-Risk Volume*). Considerando que D_V é a dose absorvida que cobre o volume fracional V , as múltiplas restrições de dose recomendadas pelo ICRU que devem ser utilizadas no PTV são as doses $D_{50\%}$ (Dose média de referência), $D_{95\%}$, $D_{98\%}$ (Dose quase mínima) e $D_{2\%}$ (Dose quase máxima). As restrições de dose que devem ser utilizadas no PRV são específicas para cada caso clínico, e tanto as restrições de dose no PTV quanto as restrições de dose no PRV devem se basear em protocolos clínicos de planejamento

(ICRU REPORT 83, 2010). Uma vez que técnicas radioterápicas como IMRT e VMAT apresentam um alto índice de conformação de dose comparado às técnicas convencionais ou conformacionais 3DCRT (QIU et al., 2014; LAM et al., 2014), e considerando também que o PTV não se encontra na mesma posição durante a aplicação de alguns tipos de tratamento, como o de câncer de pulmão (SHIRATO et al., 2012), é fundamental que seja estabelecido um protocolo de controle da qualidade que inclua a verificação *in vivo* das doses recebidas pelos pacientes em cada fração do tratamento.

Os dispositivos eletrônicos de imagem portal (EPID, do inglês *Electronic Portal Image Device*) foram criados originalmente para aquisição periódica de imagens portais ao longo do tratamento (BLAKE et al., 2013). Porém, estudos recentes mostram que eles também podem ser utilizados para dosimetria *in vivo*, adquirindo mapas portais de dose ao invés de imagens portais (FRANCOIS et al., 2011; FIDANZIO et al., 2011; SABET et al., 2014; BEDFORD; HANSON; HANSEN, 2014; FIDANZIO et al., 2014). Esses dispositivos apresentam muitas vantagens em relação a outros tipos de detectores utilizados para verificação de dose, como o fato de já virem de fábrica conectados à acelerados lineares mais modernos através de um braço robótico, a rápida aquisição de imagem, o fato de não necessitarem de filmes ou cassetes, a alta resolução da imagem, o fato de realizarem medidas bidimensionais e tridimensionais, a análise imediata da imagem e o fato de poder se ajustar o contraste da imagem após a aquisição (AWUSI, 2011; BERRY, 2012). A dose pode ser determinada através da modalidade *non-transit*, em que o mapa de dose é adquirido sem um paciente ou um objeto simulador entre a fonte e o detector, e na modalidade *transit*, em que o mapa de dose é adquirido com um paciente ou um objeto simulador entre a fonte e o detector. Existem métodos que utilizam a modalidade *non-transit* para uma verificação de dose pré-tratamento (PECHARROMÁN-GALLEGO et al., 2011; BARBI et al., 2012; GREER, 2013), e métodos que utilizam a modalidade *transit* para verificação de dose durante o tratamento (FRANCOIS et al., 2011; PECHARROMÁN-GALLEGO et al., 2011; SANKAR et al., 2012; JUNG et al., 2012; MIJNHEER et al., 2013; SABET et al., 2014).

Modelos de reconstrução de mapas bidimensionais de dose se baseiam na retroprojeção do mapa de dose obtido no EPID. Estudos mostram que esse mapa pode ser retroprojetado no plano localizado na saída do paciente (BOELLARD; HERK; MIJNHEER, 1997), no plano localizado no meio do paciente (BOELLARD et al., 1998), no plano localizado no isocentro (BEDFORD; HANSON; HANSEN, 2014), no plano localizado na

profundidade do paciente onde a dose é máxima (ZHU et al., 1995), no plano localizado na entrada do paciente (SPIES et al., 2001) ou em um mapa tridimensional localizado no interior do paciente (PIERMATTEI et al., 2010).

Os algoritmos mais utilizados nos modelos de reconstrução são os de convolução/superposição (MCNUTT et al., 1996), *pencil beam* (feixe estreito) (TILLIKAINEN et al., 2008), algoritmo analítico anisotrópico (AAA) (QIAN et al., 2010), *collapsed cone convolution* (CCC) (ZHOU; SONG, 2010) e simulação Monte Carlo (ELMPT et al., 2006). Com exceção do algoritmo baseado em simulação Monte Carlo, os algoritmos apresentados acima dependem da convolução do TERMA (energia total liberada por unidade de massa, do acrônimo em inglês *Total Energy Released per unit Mass*) referente aos fótons primários com *kernels* de energia depositada referentes às partículas primárias e secundárias obtidos através de simulação Monte Carlo (DESROSIERS, 2013).

Simulação computacional utilizando o método Monte Carlo é uma alternativa eficiente para estudar o comportamento macroscópico do transporte de partículas em um determinado material atenuador (YORIYAZ, 2009; KIRK, 2010). O pacote de simulação computacional PENELOPE (*PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons*) tem sido aplicado na área de radioterapia (BENHDECH et al., 2010; RAMIREZ et al., 2011; MARTÍNEZ-ROVIRA; PREZADO, 2014; MAYORGA et al., 2014), pois ele consegue simular o transporte de fótons, elétrons e pósitrons em diferentes geometrias, compostas de diferentes materiais, para um amplo espectro de energia (de centenas de eV até 1 GeV). Esse pacote possui também uma ferramenta denominada *dose distribution* que possibilita mensurar a dose absorvida nos *voxels* de uma determinada grade tridimensional, possibilitando assim a comparação entre distribuições de dose (SALVAT; FERNÁNDEZ-VAREA; SEMPAY, 2008).

O objetivo deste trabalho é apresentar e validar um algoritmo de reconstrução de dose que relaciona mapas bidimensionais de dose localizados dentro de geometrias regulares e compostas homogeneamente por água, simulando uma situação clínica em radioterapia de forma simplificada. Para tanto, foi utilizado o pacote de simulação Monte Carlo PENELOPE para realizar as simulações considerando variações nos parâmetros de irradiação tamanho de campo, espessura do objeto simulador do corpo, distância entre a fonte e a superfície de entrada do objeto simulador do corpo e distância entre a superfície de saída do objeto

simulador do corpo e a superfície de entrada do objeto simulador do EPID, e foi utilizado o programa MATLAB[®] para aplicar o algoritmo proposto e analisar os resultados.

O capítulo 2 apresenta os fundamentos teóricos deste trabalho. Na primeira metade do capítulo são definidas grandezas radiométricas e dosimétricas, a lei da atenuação exponencial e o fator de *build up*. Na segunda metade do capítulo é definido o conceito de teleterapia, o controle da qualidade aceito hoje nessa modalidade, os dispositivos eletrônicos de imagem portal e, por fim, é apresentado o pacote de simulação Monte Carlo PENELOPE.

O capítulo 3 apresenta os materiais e métodos deste trabalho. Primeiramente é definida a geometria controle, na qual a equação de reconstrução referencial se baseou. Em seguida é definida a equação de reconstrução de dose referencial, e definida também as simulações feitas para determinar essa equação. Por fim, uma vez definida a equação referencial, é apresentado o algoritmo de reconstrução de dose, bem como as simulações feitas para validá-lo, variando-se os parâmetros de irradiação.

O capítulo 4 apresenta os resultados e as discussões deste trabalho. Em primeiro lugar são mostrados e discutidos os resultados da equação de dose referencial, em seguida os resultados do algoritmo de reconstrução de dose e, por fim, o resultado da equação de reconstrução de dose geral.

O capítulo 5 apresenta as conclusões em relação ao algoritmo de reconstrução de dose, e o capítulo 6 apresenta as referências bibliográficas utilizadas neste trabalho.

2. Fundamentos teóricos

2.1 Grandezas e unidades para radiação ionizante

2.1.1 Grandezas radiométricas

Grandezas radiométricas são as grandezas associadas ao campo de radiação produzido por uma fonte. Para descrever um campo de radiação em um ponto P é preciso associá-lo a uma área de seção de choque onde os fótons possam incidir perpendicularmente e ser mensurados. Se essa área for um círculo, centrado em P , os fótons que incidem sobre ela atravessam uma área dA de acordo com a Figura 1 (ATTIX, 2004):

Figura 1: Feixe de fótons incidindo sobre a seção transversal de área dA referentes a uma esfera de volume dV .

Cada fóton que incide dentro do volume dV , independente da direção de origem, passa através de uma mesma área dA perpendicular à essa direção. A fluência é dada então pelo número de fótons dN que atravessam a seção perpendicular de área dA , em unidades de m^{-2} , de acordo com a seguinte relação:

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (1)$$

Se cada fóton desse feixe tem uma energia E , a energia radiante total R é dada pelo produto de N por E . Dessa maneira, a fluência de energia é a grandeza que expressa a energia radiante total R que atravessou a área dA , em unidades de J/m^2 , como mostra a seguinte equação:

$$\Psi = \frac{dR}{dA} = \Phi E \quad (2)$$

Para um feixe polienergético de energias discretas, a fluência média é dada pela equação:

$$\Psi = \Phi \bar{E}, \text{ onde } \Phi = \sum_{i=1}^n (\Phi_E)_i \text{ e } \bar{E} = \frac{\sum_{i=1}^n (\Phi_E)_i E_i}{\sum_{i=1}^n (\Phi_E)_i} \quad (3)$$

Na equação 3 a variável $(\Phi_E)_i$ é a fluência referente à energia E da i -ésima linha espectral, e E_i é a energia referente a essa linha espectral.

As grandezas radiométricas fluência e fluência de energia associadas aos coeficientes de interação dão origem às grandezas dosimétricas, que foram essenciais na equação de reconstrução de dose proposta neste trabalho.

2.1.2 Grandezas dosimétricas

Grandezas dosimétricas são as grandezas que expressam a interação do campo de radiação com a matéria, dada pelo produto da grandeza radiométrica fluência de energia com o coeficiente de interação desse campo com o meio (LNMRI, 2011). Nessa seção serão definidas as grandezas dosimétricas TERMA, KERMA colisional e dose absorvida.

2.1.2.1 TERMA

TERMA é um acrônimo para *Total Energy Released per unit Mass* (energia total liberada por unidade de massa) dado pela energia infinitesimal $d\epsilon_{int}$ das partículas descarregadas que sofreram qualquer tipo de interação em um volume infinitesimal dV de

massa dm , em unidades de J/kg ou Gray (Sistema internacional de unidades), conforme a equação abaixo:

$$\tau = \frac{d\epsilon_{int}}{dm} \quad (4)$$

$$\text{onde } \epsilon_{int} = (\sum_i R_i)_{desc}^{entrou} = (\sum_i N_i E_i)_{desc}^{entrou} \quad (5)$$

A energia ϵ_{int} é o somatório das i energias radiantes devido aos N_i fótons de energia E_i que entraram nesse volume e sofreram qualquer tipo de interação, inclusive os fótons que não transferiram energia cinética para os elétrons (excitação sem transferência de energia) (Ahmed, 2007).

A grandeza TERMA também pode ser escrita como o produto do coeficiente de atenuação linear mássico pela fluência de energia, de acordo com a equação abaixo:

$$\tau = \Psi \frac{\mu}{\rho} \quad (6)$$

E para um feixe polienergético:

$$\tau = \Psi \frac{\bar{\mu}\Psi}{\rho}, \text{ onde } \bar{\mu}\Psi = \frac{\sum_{i=1}^n (\Psi_E)_i (\mu_E)_i}{\sum_{i=1}^n (\Psi_E)_i} \quad (7)$$

De acordo com a equação acima o TERMA é a grandeza fundamental dentre todas as grandezas dosimétricas, pois relaciona a fluência de energia com o coeficiente total de atenuação. O KERMA colisional e a dose são mais específicos, pois relacionam a fluência de energia com o coeficiente de energia transferida líquida e o coeficiente de energia absorvida respectivamente, que serão descritos a seguir.

2.1.2.2 KERMA colisional

KERMA é um acrônimo para *Kinetic Energy Released per unit Mass* (energia cinética liberada por unidade de massa) e a grandeza KERMA colisional é dada pela energia líquida infinitesimal $d\epsilon_{tr}^n$ transferida para as partículas carregadas liberadas por fótons (excluindo a radiação *bremsstrahlung* e a energia passada de uma partícula carregada para outra) em um

volume infinitesimal dV de massa dm , em unidades de J/kg ou Gray (Sistema internacional de unidades), conforme a equação abaixo:

$$K_c = \frac{d\epsilon_{tr}^n}{dm} \quad (8)$$

A energia ϵ_{tr}^n transferida a um determinado volume se relaciona com a energia radiante de acordo com a seguinte relação:

$$\epsilon_{tr}^n = (\sum_i R_i)_{descar}^{entrou} - (\sum_{i'} R_{i'})_{descar}^{saiu} + Q \quad (9)$$

Em que $(\sum_i R_i)_{descar}^{entrou}$ é o somatório das i energias radiantes devido às N_i partículas descarregadas de energia E_i que entraram nesse volume, $(\sum_{i'} R_{i'})_{descar}^{saiu}$ é o somatório das i' energias radiantes devido às $N_{i'}$ partículas descarregadas de energia $E_{i'}$ que saíram desse volume e Q é o somatório referente à energia de repouso, de forma que $Q>0$ para um decréscimo nessa energia (aniquilação de pares, desintegração radioativa) e $Q<0$ para um aumento nessa energia (produção de pares) (ATTIX, 2004).

O KERMA colisional também pode ser escrito como o produto do coeficiente de absorção de energia linear mássico pela fluência de energia, de acordo com a seguinte equação:

$$K_c = \Psi \frac{\mu_{ab}}{\rho} \quad (10)$$

E para um feixe polienergético:

$$K_c = \Psi \frac{\bar{\mu}_{ab}}{\rho} \quad (11)$$

Substituindo a equação 7 na equação 11, obtém-se a relação entre o KERMA colisional e o TERMA:

$$K_c = \tau \frac{\bar{\mu}_{ab}}{\bar{\mu}} \quad (12)$$

Ou seja, o KERMA colisional é a parcela do TERMA que foi absorvida pelo meio. Na região em que existe equilíbrio transiente de partículas carregadas (ETPC) a dose absorvida se

relaciona diretamente com o KERMA colisional, e conseqüentemente com a fluência de energia.

2.1.2.3 Dose absorvida

A dose absorvida é dada pela energia infinitesimal $d\epsilon_c$ cedida a um volume infinitesimal dV de massa dm , em unidades de J/kg ou Gray (Sistema internacional de unidades), conforme a equação abaixo:

$$D = \frac{d\epsilon_c}{dm} \quad (13)$$

A energia ϵ_c cedida a um determinado volume se relaciona com a energia radiante de acordo com a seguinte relação:

$$\epsilon_c = \epsilon_{tr}^n + (\sum_i R_i)_{car}^{entrou} - (\sum_{i'} R_{i'})_{car}^{saiu} \quad (14)$$

Na equação acima $(\sum_i R_i)_{car}^{entrou}$ é o somatório das i energias radiantes devido às N_i partículas carregadas de energia E_i que entraram nesse volume e $(\sum_{i'} R_{i'})_{car}^{saiu}$ é o somatório das i' energias radiantes devido às $N_{i'}$ partículas carregadas de energia $E_{i'}$ que saíram desse volume. Em outras palavras, a energia cedida é a energia líquida transferida por partículas carregadas e descarregadas (ICRU REPORT 85, 2011).

A grandeza dosimétrica dose absorvida se relaciona diretamente com as grandezas de radioproteção dose equivalente e dose efetiva através de fatores de peso que consideram o tipo de radiação e o tipo de tecido, e essas duas grandezas estão diretamente ligadas aos efeitos biológicos determinísticos e estocásticos causados pela radiação ionizante (TAUHATA, et al., 2003).

Na região de ETPC a dose absorvida é proporcional ao KERMA colisional, então nessa região tem-se a seguinte relação para um feixe monoenergético:

$$D = CK_c \quad (15)$$

Onde C é uma constante de proporcionalização invariante em relação à profundidade. Se o feixe for polienergético a relação passa a ser escrita da seguinte forma:

$$D = C_{\bar{\mu}} K_c \quad (16)$$

Nesse caso C é função do coeficiente de atenuação linear médio $\bar{\mu}$ do material atenuador (ATTIX, 2004). Substituindo a equação 12 na equação 16 tem-se a relação da dose absorvida com o TERMA, relação fundamental para a determinação da equação de reconstrução de dose proposta neste trabalho, dada por:

$$D = C_{\bar{\mu}} \tau \frac{\bar{\mu}_{ab}}{\bar{\mu}} \quad (17)$$

Substituindo a equação 7 na equação acima, obtém-se a relação da dose absorvida com a fluência de energia, de acordo com:

$$D = C_{\bar{\mu}} \Psi \frac{\bar{\mu}_{ab}}{\rho} \quad (18)$$

Ou seja, numa profundidade que se tenha estabelecido o ETPC é possível relacionar a grandeza dosimétrica dose absorvida com a grandeza radiométrica fluência de energia. Essa relação é importante pois dessa forma consegue-se calcular a dose absorvida em função da profundidade L através da equação que expressa a lei da atenuação exponencial que vale para as grandezas radiométricas.

2.2 Lei da atenuação exponencial

Um fóton de energia E pertencente a um feixe largo (área $A > 0$) de N fótons monoenergéticos paralelos tem a probabilidade μ , por unidade de espessura, de sofrer qualquer tipo de interação ao incidir perpendicularmente em um material absorvedor de espessura L . Dessa maneira o feixe sofre um decréscimo de dN fótons em uma espessura dL de acordo com a seguinte equação:

$$dN = -N\mu dL \quad (19)$$

Considerando que esse feixe possui N_0 fótons antes de incidir sobre o material absorvedor e N_L fótons transmitidos por esse material, resolvendo a equação diferencial acima se obtém uma nova equação:

$$N_L = N_0 e^{-\mu L} \quad (20)$$

Essa é a equação que representa a lei da atenuação exponencial, e a probabilidade μ é o coeficiente de atenuação linear desse meio, dado em cm^{-1} . Essa equação também é válida para a fluência de energia, de forma que ao substituir as equações 1 e 2 na equação 20 se tem a nova relação:

$$\Psi_L = \Psi_0 e^{-\mu L} \quad (21)$$

A equação acima relaciona as fluências de energia Ψ_L e Ψ_0 . Para um feixe polienergético a equação que representa a lei da atenuação exponencial da fluência de energia é escrita da seguinte forma:

$$\Psi_L = \Psi_0 e^{-\bar{\mu}_{\Psi_L} L}, \text{ onde } \bar{\mu}_{\Psi_L} = \frac{\sum_{i=1}^n (\Psi_{L,E})_i (\mu_E)_i}{\sum_{i=1}^n (\Psi_{L,E})_i} \quad (22)$$

Em teoria essa equação é válida somente para partículas primárias, ou seja, as partículas secundárias são produzidas mas não são contadas em Ψ_L . É possível se criar através de simulações computacionais detectores virtuais capazes de obter a fluência de energia somente de fótons primários, porém um detector real não consegue fazer a distinção entre fótons primários e secundários. Dessa forma, a fluência de energia transmitida Ψ_L calculada através de uma simulação, considerando somente fótons primários, é menor do que a fluência de energia transmitida Ψ'_L calculada através de um detector real. A razão de Ψ'_L por Ψ_L resulta em um número maior que 1, chamado de fator de *build up*.

2.2.1 Fator de *build up*

O fator de *build up* B é o fator que se multiplica a uma grandeza para torná-la válida para fótons primários e secundários. Ele se aplica a qualquer grandeza física em física radiológica, como a fluência de energia, kerma ou dose (ATTIX, 2004). A relação do fator de *build up* com a grandeza física é expressa pela seguinte equação:

$$B_{L,E,A,DSD_E} = \frac{[G]_p + [G]_s}{[G]_p} \quad (23)$$

Onde $[G]_p$ é a grandeza relativa aos fótons primários e $[G]_s$ a grandeza relativa aos fótons secundários. Esse fator é função da espessura L do material absorvedor, da energia E dos fótons incidentes, da área A do feixe incidente e da distância DSD_E entre a superfície de

saída do absorvedor e o detector (JOHNS; CUNNINGHAM, 1983). Com a correção do fator B a equação 22 passa a ser escrita da seguinte maneira:

$$[\Psi_L]_{p+s} = [\Psi_0]_p e^{-\bar{\mu}_L B} \quad (24)$$

$$\text{com } B = \frac{[\Psi_L]_p + [\Psi_L]_s}{[\Psi_L]_p} \quad (25)$$

O segundo membro da equação 24 pode ser reescrita em termos do coeficiente de atenuação linear médio efetivo $\bar{\mu}'$:

$$[\Psi_0]_p e^{-\bar{\mu}_L B} = [\Psi_0]_p e^{-\bar{\mu}'_{L,B} L} \rightarrow \bar{\mu}'_{L,B} = \bar{\mu}_L - \frac{\ln(B)}{L} \quad (26)$$

O coeficiente de atenuação linear médio efetivo $\bar{\mu}'_{L,B}$ é função do fator de *build up* e da espessura do atenuador, e pode apresentar valores menores ou iguais a $\bar{\mu}_L$. O fator de *build up* B foi fundamental na equação de reconstrução de dose proposta neste trabalho, pois através dele foi possível separar o TERMA devido aos fótons primários do TERMA devido aos fótons primários e secundários somados, ambos medidos em simulações computacionais.

2.3 Radioterapia externa

A radioterapia é uma modalidade de tratamento que utiliza a radiação ionizante para controle ou erradicação tumoral, visando maximizar a probabilidade de controle tumoral (TCP) e concomitantemente minimizar a probabilidade de complicações em tecidos normais (NTCP). A braquiterapia é a modalidade de tratamento que utiliza radioisótopos localizados em contato ou próximos à área de tratamento, enquanto que a teleterapia ou radioterapia externa é a modalidade de tratamento que utiliza a radiação ionizante gerada por uma fonte localizada fora do paciente (SALVAJOLI; SOUHAMI; FARIA, 2013).

Os equipamentos utilizados na teleterapia são os de kilovoltagem (fótons com energia de 40 a 150 kV), ortovoltagem (fótons com energia de 150 a 500 kV), telecobaltoterapia (fótons gama de 1,25 MV de energia) e megavoltagem (fótons com energia de 4 a 25 MV). A radiação gama na telecobaltoterapia é produzida por pequenos *pellets* do radioisótopo Cobalto 60 que se encontram encapsulados em um cilindro metálico de aproximadamente 2cm de altura por 2cm de diâmetro. Os fótons nos equipamentos de kilovoltagem e ortovoltagem são

produzidos por tubos de raios-x, enquanto que nos equipamentos de megavoltagem os mesmos são produzidos por aceleradores lineares (INCA, 2014). Lesões superficiais como tumores de pele e cicatrizes queloidianas são tratadas com equipamentos de menor energia, enquanto que tumores profundos são tratados com os equipamentos de alta energia (SALVAJOLI; SOUHAMI; FARIA, 2013). Considerando a energia da radiação ionizante gerada por esses equipamentos, e considerando também o tempo que os pacientes ficam expostos a tal radiação, é essencial que seja estabelecido um protocolo de controle de qualidade do tratamento para verificar se a dose prescrita foi realmente entregue no PTV.

2.3.1 Controle da qualidade para dosimetria *in vivo*

O protocolo de controle da qualidade atual brasileiro e norte americano, definidos respectivamente pelo TEC DOC – 1151 (INCA, 2001) e pelo *report* 46 da AAPM referente ao TG-40 (AAPM REPORT 46, 1994), recomendam para garantia de qualidade da implementação do tratamento de cada paciente somente realizar dosimetrias *in vivo* utilizando dosímetros termoluminescentes (TLD) ou algum outro dosímetro *in vivo* em estruturas críticas (AAPM REPORT 87, 2005), e realizar imagens de portal semanalmente, sendo a primeira imagem de portal antes da primeira aplicação.

As imagens portais foram primeiramente realizadas através de filmes radiográficos inseridos em cassetes, porém possuíam baixo contraste devido à alta energia da radiação incidente. Em 1997 foi desenvolvida a combinação tela-filme, em que um filme utilizando o sistema EC-L (do inglês *Enhanced Contrast Localization*) foi inserido entre duas telas intensificadoras, aumentando o contraste em 3,5 vezes (DICKERSON; HAUS; HUFF, 1997). Entretanto filmes radiográficos apresentam algumas desvantagens, como o tempo considerável entre a exposição e a revelação, a dependência do negatoscópio para a visualização do filme e a baixa latitude. Essas limitações serviram de incentivo para o desenvolvimento dos dispositivos eletrônicos de imagens portais (ANTONUK, 2002).

2.3.1.1 Dispositivos eletrônicos de imagem portal (EPID)

Dispositivos eletrônicos de imagem portal (EPID) são dispositivos que foram criados na década de 50 e originalmente desenvolvidos para realização de imagens portais. Um dos primeiros sistemas que utilizou esses dispositivos foi a radioterapia controlada por televisão (do inglês *television-controlled pendulum therapy*), no qual fótons de 200 kV de energia eram transmitidos através do paciente, atingiam um tubo intensificador, e a luz de saída era direcionada para uma câmera de TV através de um sistema de lentes (STRANDQVIST; ROSENGREN, 1958), conforme esquematizado na Figura 2. A Figura 3 (a) apresenta uma fotografia de um paciente sendo tratado com esse sistema, e a Figura 3 (b) apresenta uma fotografia do monitor de saída, onde o tubo escuro e vertical na figura é um tubo de borracha contendo grãos de chumbo para geração de contraste, inserido no esôfago do paciente.

Figura 2: Esquema ilustrativo do EPID baseado num sistema de lentes e câmera de TV (STRANDQVIST; ROSENGREN, 1958).

(a)

(b)

Figura 3: (a) Imagem de um paciente sendo tratado com radioterapia controlada por televisão. (b) Imagem do monitor de saída (STRANDQVIST; ROSENGREN, 1958).

Na década de 80 surgiu o sistema de fluoroscopia associado às técnicas de telecobaltoterapia e teleterapia de megavoltagem, com energias 1,25 MeV e 6 MV respectivamente (BAILY; HORN; KAMPP, 1980). Seguindo a linha cronológica, em 1990 e 2000 surgiram os dispositivos eletrônicos que utilizaram respectivamente matrizes de câmaras de ionização (MERTEENS; VANHERK; WEEDA, 1985; MERTEENS et al, 1990) e matrizes de transistores de filme fino (TFT) (STREET et al, 1997; MUNRO; BOUIUS, 1998) de detecção direta e indireta (Figura 4) ao invés de telas intensificadoras. A compacidade foi a grande vantagem apresentada por esses dispositivos.

Figura 4: Esquema ilustrativo de um EPID baseado em transistores de filme fino (ANTONUK, 2002).

A fluência de energia da radiação que incide em um determinado *voxel* de um EPID é proporcional ao sinal elétrico gerado nesse *voxel*. Dessa maneira, a imagem portal é obtida convertendo o mapa dos sinais elétricos gerados nos *voxels* do EPID em um mapa de escala de cinza. Estudos recentes tem considerado o uso desse dispositivo para dosimetria *in vivo*, através da calibração e conversão dos mapas de sinais elétricos em mapas de doses (FRANCOIS et al., 2011; FIDANZIO et al., 2011; SABET et al., 2014; BEDFORD; HANSON; HANSEN, 2014; FIDANZIO et al., 2014).

2.4 Método Monte Carlo

O método Monte Carlo é um método numérico que utiliza números aleatórios como ferramenta para calcular grandezas não aleatórias de problemas complexos de muitas variáveis independentes (GOODMAN, 2006). Esse método tornou-se prático somente em meados do século XX, após o surgimento dos computadores digitais, pois estes permitiam gerar números pseudo-aleatórios e fazer cálculos extensos. Atualmente esse método é utilizado rotineiramente por engenheiros, cientistas, matemáticos, estatísticos e economistas (DUNN; SHULTIS, 2012).

O método Monte Carlo aplicado ao transporte de radiação consiste em simular o percurso total de N partículas primárias através de um processo iterativo. Cada percurso total percorrido por uma íésima partícula primária é visto como uma sequência randômica de pequenos percursos. Ao final de cada pequeno percurso uma partícula possui diferentes probabilidades de sofrer diferentes tipos de interação, e a interação sofrida, a energia perdida e sua nova direção são definidas através de equações associadas a geradores de números pseudoaleatórios. Dependendo da interação sofrida a partícula pode produzir partículas secundárias, de maneira que uma determinada iteração de índice $i+1$, relacionada com a partícula primária de índice $i+1$, só é iniciada quando todos os percursos totais das partículas secundárias produzidas pela partícula primária de índice i forem simulados (SALVAT, FERNÁNDEZ-VAREA; SEMPAU, 2008). Dessa forma, o método Monte Carlo aplicado ao transporte de radiação permite calcular distribuições de dose simulando um feixe clínico de radioterapia (BELOSI et al, 2014) .

O Centro Computacional de Informação em Proteção Radiológica, do inglês *Radiation Shielding Information Computational Center* (RSICC), fundado em 1963, é o repositório central de softwares de transporte de radiação do Departamento de Energia dos Estados Unidos (DOE). Até 2010, o RSICC coletou mais de 200 códigos envolvendo o método Monte Carlo (KIRK, 2010). Os códigos mais populares em transporte de radiação são o COG, EGSnrc, GEANT4, MCNPX, MCSHAPE, PENELOPE, SCALE, SRIM e o TRIPOLI (DUNN; SHULTIS, 2012).

2.4.1 Código de simulação Monte Carlo PENELOPE

O pacote de simulação Monte Carlo PENELOPE (*PENetration and Energy Loss Of Positrons and Electrons*) é um conjunto de arquivos escritos na linguagem FORTRAN que servem para simular o transporte de fótons, elétrons e pósitrons com energias entre 50 eV e 1 GeV em diferentes geometrias, compostas de diferentes materiais.

O arquivo *penelope.f* contém as sub-rotinas de transporte. O algoritmo de transporte é baseado num modelo que combina bancos de dados numéricos com modelos analíticos de seção de choque para os diferentes mecanismos de interação sofridos pelos fótons, elétrons e pósitrons (SALVAT; FERNÁNDEZ-VAREA; SEMP AU, 2008). Os Fótons são simulados de maneira detalhada, ao passo que os elétrons e os pósitrons são simulados por um procedimento misto. Todas as interações que os fótons sofrem até serem absorvidos são simuladas, enquanto que para os elétrons e os pósitrons somente as interações com um ângulo de espalhamento θ e uma energia cedida W maiores que valores de corte pré-selecionados θ_c e W_c são simuladas detalhadamente. Para ângulos de espalhamento e energias cedidas menores que os valores de corte, o transporte de elétrons e pósitrons é simulado de maneira condensada, através de distribuições de espalhamentos múltiplos. Cada partícula simulada pelo PENELOPE é associada a um vetor chamado ILB(5), e as posições desse vetor são definidas da seguinte forma:

- ILB(1): Geração da partícula (1=Primária; 2,3,4...=Secundária)
- ILB(2): Tipo de partícula (1=elétrons; 2=fótons e 3=pósitrons)
- ILB(3): Mecanismo de interação ICOL (Tabela 1) que originou uma determinada partícula, válido somente para ILB(1)>1
- ILB(4): Valores diferentes de zero estão associados à partículas emitidas por eventos de relaxação atômica
- ILB(5): Posição do vetor que pode ser definida pelo usuário. O valor definido é transferido para todos os descendentes da partícula

Tabela 1: Tipo de mecanismo de interação sofrido por uma partícula.

ICOL	Elétrons	Fótons	Pósitrons
1	Evento fraco artificial	Espalhamento coerente	Evento fraco artificial
2	Colisão elástica Forte	Espalhamento incoerente	Colisão elástica forte
3	Colisão inelástica forte	Absorção fotoelétrica	Colisão inelástica forte
4	Emissão bremsstrahlung forte	Produção de pares	Emissão bremsstrahlung forte
5	Ionização	-	Ionização
6	-	-	Aniquilação
7	Interação delta	Interação delta	Interação delta
8	Interação auxiliar	Interação auxiliar	Interação auxiliar

A posição 5 do vetor ILB foi utilizada neste trabalho para diferenciar corretamente partículas primárias de partículas secundárias. A modificação feita no pacote PENELOPE será melhor explicada na seção 3.2.1.1.1.

O arquivo *pengeom.f* contém as sub-rotinas de geometria, e é responsável pela construção de corpos homogêneos limitados por superfícies quádricas definidas pelo usuário no arquivo de geometria *geometria.geo*. O arquivo *penvared.f* contém as sub-rotinas que permitem a aplicação de métodos básicos de redução de variância, como a divisão de partículas (*splitting*), roleta russa e interações forçadas. Por fim, o arquivo *timer.f* contém as sub-rotinas referentes ao tempo de simulação.

Para realizar uma simulação é necessário criar um programa executável *penmain.exe* a partir do arquivo *penmain.f*. Esse arquivo contém o programa principal genérico para o transporte de fótons, elétrons e pósitrons em geometrias quádras, e nele estão inclusos os arquivos *penelope.f*, *pengeom.f*, *penvared.f* e *timer.f*. Quando o programa *penmain.exe* é executado, ele faz a leitura do arquivo de entrada *entrada.in* e do arquivo de geometria *geometria.geo*, ambos definidos pelo usuário.

O arquivo de entrada contém os parâmetros de entrada que são lidos pelo programa *penmain.exe* linha por linha, e as 7 primeiras colunas de uma determinada linha contém palavras-chave. Dessa forma, o PENELOPE atribui à uma variável associada a uma determinada palavra-chave o que estiver escrito nas colunas seguintes (com exceção do que estiver escrito entre colchetes). Segue abaixo as palavras-chaves utilizadas neste trabalho e seus significados:

- Definição da fonte
 - TITLE: Título da simulação
 - SKPAR: Tipo de partícula
 - Valores de entrada: 1=elétrons, 2=fótons e 3=pósitrons
 - SPECTR: Espectro de energia
 - Valores de entrada: Limite inferior da energia do canal e sua probabilidade
 - SPOSIT: Coordenadas da fonte
 - Valores de entrada: Posição X, Y e Z (cm)
 - SPYRAM: Feixe piramidal
 - Valores de entrada: Ângulos θ_L , θ_U , φ_L e φ_U (°)
- Dados do material e parâmetros de simulação
 - MFNAME: Nome do arquivo associado ao material
 - MSIMPA: Parâmetros de simulação
 - Valores de entrada: energia de absorção das partículas EABS(1=elétrons, 2=fótons e 3=pósitrons), parâmetros C_1 (deflexão angular média produzida por múltiplos espalhamentos elásticos entre dois eventos elásticos fortes), C_2 (perda fracional máxima de energia entre dois eventos elásticos fortes), W_{CC}

(energia máxima perdida por colisões inelásticas fortes) e W_{CR}
(energia máxima perdida por emissões *bremsstrahlung* fortes).

- Arquivo de definição de geometria
 - GEOMFN: Nome do arquivo associado à geometria
- Distribuição de dose
 - GRIDX: Coordenadas dos limites inferiores e superiores do paralelepípedo retângulo no eixo X
 - GRIDY: Coordenadas dos limites inferiores e superiores do paralelepípedo retângulo no eixo Y
 - GRIDZ: Coordenadas dos limites inferiores e superiores do paralelepípedo retângulo no eixo Z
 - GRIDBN: Quantidade de *voxels* nos eixos X, Y e Z
- Propriedades da simulação
 - RESUME: Nome do arquivo *dump* que a simulação lerá ao ser iniciada
 - DUMPTO: Nome do arquivo *dump* gerado na simulação
 - DUMPP: Período em que os resultados da simulação são escritos no arquivo *dump*
 - NSIMSH: Número de partículas primárias
 - TIME: Tempo de simulação

A ferramenta de distribuição de dose é uma ferramenta que, ao ser definida, faz com que o programa calcule a dose absorvida num determinado *voxel* localizado dentro de um paralelepípedo retângulo de $N_X \times N_Y \times N_Z$ *voxels*, cujas superfícies limitantes são paralelas aos eixos cartesianos.

O arquivo de geometria contém os parâmetros das superfícies limitantes escritas em termos da seguinte equação:

$$F(x, y, z) = A_{xx}x^2 + A_{xy}xy + A_{xz}xz + A_{yy}y^2 + A_{yz}yz + A_{zz}z^2 + A_x x + A_y y + A_z z + A_0 = 0 \quad (27)$$

Os corpos também são definidos no arquivo de geometria com base nas superfícies limitantes, podendo estas ser um plano, um par de planos paralelos, uma esfera, um cilindro, um cone, um parabolóide ou um hiperbolóide. Cada arquivo de material *material.mat* é associado a um determinado índice de acordo com a ordem que ele é escrito no arquivo de entrada, e é através

desse índice que é definido o material que um determinado corpo é composto no arquivo de geometria.

Após o término de uma simulação, é gerado um arquivo de saída contendo informações como o tempo da simulação, velocidade da simulação, número de partículas primárias simuladas, quantidade de partículas transmitidas, absorvidas e retroespalhadas, as energias depositadas nos diferentes corpos e por fim os últimos valores das sementes geradoras de números aleatórios. Se for utilizada a ferramenta *dose distribution*, serão gerados também arquivos de saída associados a essa ferramenta, contendo informações como a dose depositada em cada *voxel* e a posição de cada *voxel*.

3. Materiais e métodos

Neste capítulo é apresentada a metodologia utilizada para a realização desse trabalho, que se encontra dividida em três subcapítulos principais. No primeiro subcapítulo é mostrada a geometria controle, que teve a intenção de simular uma situação clínica de forma simplificada. Na sequência é apresentado o desenvolvimento da equação de reconstrução de dose referencial, que relaciona a dose obtida no mapa bidimensional de detectores localizado dentro do objeto simulador do EPID com a dose obtida no mapa bidimensional de detectores localizado no objeto simulador do corpo considerando o fator de reconstrução referencial Y_{ref} . Por fim, no último subcapítulo é apresentado o algoritmo de reconstrução de dose considerando diferentes parâmetros de irradiação, o que possibilitou calcular o fator de reconstrução geral $Y_{C,E,DFS e DSD_E}$ e a equação de reconstrução de dose geral $\xi_{C,E,DFS e DSD_E}$.

3.1 Geometria controle

O primeiro passo em definir o algoritmo de reconstrução de dose foi definir uma geometria que fosse simples o suficiente para conseguir se reproduzir através de uma simulação computacional, e complexa o suficiente para que o algoritmo de reconstrução determinado através das simulações utilizando essa geometria pudesse ser aplicado também em uma situação real em etapas futuras. Dessa forma a geometria controle foi composta de duas formas geométricas: um cubo de dimensões $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ para representar o objeto simulador do corpo do paciente e um paralelepípedo retângulo de dimensões $30 \times 3,5 \times 30 \text{ cm}^3$ para representar o objeto simulador do EPID. No centro de cada objeto simulador foi inserido um mapa bidimensional de 49×49 voxels de dimensões $0,5 \times 0,5 \times 0,5 \text{ cm}^3$ cada, totalizando um volume de $24,5 \times 0,5 \times 24,5 \text{ cm}^3$ (dimensões próximas às dimensões de detectores comerciais). O material dos objetos simuladores e dos mapas bidimensionais foi composto de água, e fora deles composto de ar. Os dois objetos simuladores foram irradiados por um feixe piramidal polienergético de 6 MV encontrado na literatura (SHEIKH-BAGHERI; ROGERS, 2002), com área de dimensões $10 \times 10 \text{ cm}^2$ no centro do objeto simulador do corpo. A Figura 5 mostra

a geometria controle dos objetos simuladores, a geometria controle do feixe e o sistema de coordenadas referencial adotado:

Figura 5: Geometria controle e sistema de coordenadas referencial.

Onde DFS é distância entre a fonte e a superfície de entrada do objeto simulador do corpo, DFD_1 a distância entre a fonte e o centro do mapa bidimensional interno, DD_1D_E a distância entre os centros dos mapas bidimensionais e DSD_E a distância entre a superfície de saída do objeto simulador do corpo e o centro do objeto simulador do EPID. Escolheu-se a espessura de 3,5 cm para o objeto simulador do EPID porque se considerou uma capa de *build up* de espessura 1,5 cm de cada lado do mapa de detectores (no eixo y: capa de *build up* de 1,5 cm + detector de 0,5 cm + capa de *build up* de 1,5 cm = 3,5 cm), que é igual à distância de máxima dose do feixe de 6 MV utilizado penetrando em um material atenuador composto de água.

Uma vez estabelecida a geometria controle, a seguir será apresentada a equação que relaciona a dose em um ponto no centro de um *voxel* do mapa bidimensional do EPID com a dose em um ponto no mapa bidimensional do corpo, ambos os pontos colineares em relação ao ponto que representa a fonte.

3.2 Equação de reconstrução de dose referencial

O segundo passo para desenvolver o algoritmo de reconstrução de dose foi determinar a equação referencial que rege essa reconstrução, de forma que ela relacionasse as doses mensuradas nos *voxels* do mapa bidimensional do EPID com as doses mensuradas nos *voxels* do mapa bidimensional do corpo. Para tal foram feitas algumas considerações que serão discutidas ao longo dessa seção.

Doses absorvidas em diferentes profundidades não se relacionam através de uma equação, a menos que estejam na região de equilíbrio transiente de partículas carregadas. Nessa região a dose absorvida se relaciona diretamente com o KERMA colisional, e consequentemente com o TERMA e a fluência de energia, e dessa maneira ela pode ser escrita em termos da equação que representa a lei da atenuação exponencial. Existe uma ferramenta no pacote PENELOPE que mede a fluência de energia que atravessou um determinado volume, porém não existe uma ferramenta que meça o KERMA colisional ou o TERMA nesse volume. Dessa forma, considerando a aproximação de um detector real, e considerando a dificuldade de implementação, optou-se por modificar o pacote PENELOPE e criar uma ferramenta para medir o TERMA em um determinado *voxel*, procedimento que será explicado melhor ao longo desse capítulo.

A equação da reconstrução de dose foi definida com base na Figura 6:

Figura 6: Visão lateral da geometria controle.

Na figura acima, os pontos P_{DE} , P_{IAO} , P_{IOA} , P_{DI} e o ponto que representa a fonte são colineares. P_{DE} é o ponto localizado no centro de um determinado *voxel* do mapa bidimensional do EPID (detector externo), P_{IAO} o ponto localizado na interface ar-objeto, P_{IOA} o ponto localizado na interface objeto-ar e P_{DI} o ponto localizado no centro (em relação ao eixo y) do mapa bidimensional do corpo (detector interno). Dessa maneira, utilizaram-se as equações 7, 18 e 24 para determinar a equação que relaciona as doses nos mapas de detectores interno e externo da seguinte forma:

$$[D_{P_{DI}}]_{P+S} = [D_{P_{DE}}]_{P+S} \times \quad (28a)$$

$$Y_{ref} \times \quad (28b)$$

$$e^{[\bar{\mu}_{\text{Água}}]_P (DP_{DI}P_{IOA})} e^{[\bar{\mu}'_{Ar}]_P (DP_{IOA}P_{IAO})} e^{[\bar{\mu}''_{\text{Água}}]_P (DP_{IAO}P_{DE})} \times \quad (28c)$$

$$\frac{B_{P_{DI}} (DFP_{DI})^2}{B_{P_{DE}} (DFP_{DE})^2} \quad (28d)$$

$$, \text{ onde } Y_{ref} = \left[\frac{C_{P_{DI}}}{C_{P_{DE}}} \right]_{P+S} \frac{\left[\frac{\bar{\mu}_{ab,P_{DI}}}{\bar{\mu}_{P_{DI}}} \right]_{P+S}}{\left[\frac{\bar{\mu}_{ab,P_{DE}}}{\bar{\mu}_{P_{DE}}} \right]_{P+S}} = 1 \quad (29)$$

$$, \left\{ \begin{array}{l} [\bar{\mu}_{\text{Água}}]_P = \frac{\ln \left\{ \left[\frac{\tau_{P_{DI}}}{\tau_{P_{IOA}}} \right]_P \right\}}{(DP_{DI}P_{IOA})} \\ [\bar{\mu}'_{Ar}]_P = \frac{\ln \left\{ \left[\frac{\tau_{P_{IOA}}}{\tau_{P_{IAO}}} \right]_P \right\}}{(DP_{IOA}P_{IAO})} \\ [\bar{\mu}''_{\text{Água}}]_P = \frac{\ln \left\{ \left[\frac{\tau_{P_{IAO}}}{\tau_{P_{DE}}} \right]_P \right\}}{(DP_{IAO}P_{DE})} \end{array} \right. \quad (30)$$

$$e \left\{ \begin{array}{l} B_{P_{DI}} = \frac{[\tau_{P_{DI}}]_P + [\tau_{P_{DI}}]_S}{[\tau_{P_{DI}}]_P} \\ B_{P_{DE}} = \frac{[\tau_{P_{DE}}]_P + [\tau_{P_{DE}}]_S}{[\tau_{P_{DE}}]_P} \end{array} \right. \quad (31)$$

A equação 28 encontra-se dividida em **a**, **b**, **c** e **d** para facilitar a análise, de forma que as partes **b**, **c** e **d** multiplicam o segundo membro da parte **a**. A notação $[]_p$ representa as variáveis referentes somente aos fótons primários, $[]_s$ representa as variáveis referentes somente aos fótons secundários e $[]_{p+s}$ representa as variáveis referentes a todos os fótons, primários e secundários. A notação $DP_X P_Y$ representa a distância entre os pontos P_X e P_Y . Na parte **a**, $D_{P_{DI}}$ é a dose absorvida no ponto P_{DI} igualada à $D_{P_{DE}}$, que é a dose absorvida no ponto P_{DE} . A razão das constantes de proporcionalização entre dose e KERMA colisional nos pontos P_{DI} e P_{DE} multiplicada pela razão das razões entre os coeficientes de absorção e os coeficientes de interação nos pontos P_{DI} e P_{DE} foi igualada uma variável denominada **fator de reconstrução** (equação 29), representada pela letra grega Υ e presente na parte **b** da equação 28. Essas variáveis relacionam a dose absorvida com o TERMA, conforme apresentado na equação 17. Na condição de referência, assumiu-se que o fator de reconstrução referencial $\Upsilon_{ref} = 1$. Na parte **c** existem três exponenciais provenientes da equação que representa a lei da equação exponencial, onde cada expoente contém o coeficiente de atenuação linear médio referente a cada meio que o feixe percorreu multiplicado às devidas distâncias percorridas nesse meio. Os coeficientes de atenuação foram determinados em função dos TERMA's onde o feixe inicia e termina sua trajetória num determinado meio e em função da distância percorrida pelo feixe nesse meio, como mostra a equação 30. Por fim, na parte **d** se encontra a razão dos fatores de *build up* nos pontos P_{DI} e P_{DE} , que são função dos TERMA's primários e secundários (equação 31), multiplicada pela relação que representa a lei do inverso do quadrado da distância (IQD) para as distâncias DFP_{DI} e DFP_{DE} . Os fatores de *build up* foram calculados na aplicação do algoritmo de reconstrução de dose, que será discutido mais para frente.

Uma vez definida a equação referencial que relaciona as doses nos pontos P_{DI} e P_{DE} considerando o fator de reconstrução referencial, o próximo passo então foi determinar o valor do coeficiente de atenuação linear médio de reconstrução.

3.2.1 Coeficiente de atenuação linear médio de reconstrução

Considerando-se a geometria controle, à medida que o feixe primário penetra no objeto simulador do corpo, o espectro de energia relacionado a esse feixe vai perdendo as componentes de baixa energia, uma vez que o coeficiente de atenuação linear da água é maior para elas, como pode ser visto na Figura 7:

Figura 7: Coeficiente de atenuação linear mássico em função da energia do fóton (Adaptado de <http://physics.nist.gov/>).

Dessa forma a energia média $\bar{E}$ vai aumentando ao longo da profundidade até a profundidade da interface entre a superfície de saída do objeto simulador do corpo e o ar, representado pelo ponto P_{IOA} da Figura 6. Uma vez que o feixe polienergético de 6 MV é emitido da fonte com uma energia média por fóton de $\bar{E} = 2.5081 \text{ MV}$, calculada a partir da equação 3, no ponto P_{IOA} a energia média por fóton passa a valer $\bar{E}_{P_{IOA}} > 2.5081 \text{ MV}$. Se for associada uma área infinitesimal dA perpendicular ao feixe nos pontos P_{IOA} e P_{IAO} , pode se relacionar as fluências de energia nesses pontos de acordo com a equação 22:

$$[\Psi_{P_{IAO}}]_P = [\Psi_{P_{IOA}}]_P e^{-[\bar{\mu}_{ar}]_P (DP_{IAO} P_{IOA})} \quad (32)$$

O feixe que atravessa essa área infinitesimal dA foi considerado paralelo, e por isso não se aplicou correção de divergência. Considerando que o coeficiente de atenuação linear do ar referente à $\bar{E} = 2.5081$ possui valor $\bar{\mu} = 4,836 \times 10^{-5} \text{ cm}^{-1}$, e considerando que, de acordo com a geometria controle, $DP_{IOA}P_{IAO} = 33,25/\cos \theta \text{ cm}$, ao substituir esses valores na equação 32 ela passa a ser reescrita da seguinte forma:

$$[\Psi_{P_{IAO}}]_P > [\Psi_{P_{IOA}}]_P e^{-(4,836 \times 10^{-5} \text{ cm}^{-1})(\frac{33,25}{\cos \theta} \text{ cm})} \rightarrow \frac{[\Psi_{P_{IAO}}]_P}{[\Psi_{P_{IOA}}]_P} > 99,84\% \quad (33)$$

Uma vez que em P_{IAO} se tem mais de 99,84% da fluência de energia que se tem em P_{IOA} , foi considerado que $[\Psi_{P_{IAO}}]_P \cong [\Psi_{P_{IOA}}]_P$ e consequentemente $[\tau_{P_{IAO}}]_P \cong [\tau_{P_{IOA}}]_P$. Dessa forma, o $[\bar{\mu}'_{Ar}]_P$ da parte **c** da equação 28 passa a valer 0, e a parte **c** passa a ser escrita como:

$$e^{[\bar{\mu}_{\text{Água}}]_P (DP_{DI}P_{IOA} + DP_{IAO}P_{DE})} \quad (34)$$

$$, \text{ onde } [\bar{\mu}_{\text{Água}}]_P = \frac{\ln\left\{\frac{[\tau_{P_{DI}}]_P}{[\tau_{P_{DE}}]_P}\right\}}{(DP_{DI}P_{IOA} + DP_{IAO}P_{DE})} \quad (35)$$

Ou seja, desconsiderando o ar no cálculo do coeficiente de atenuação. Para verificar a aproximação considerada foi feita uma simulação computacional que será explicada ao longo desse capítulo. Após essa consideração, a equação 28 pôde ser escrita da seguinte forma:

$$[D_{P_{DI}}]_{P+S} = [D_{P_{DE}}]_{P+S} e^{[\bar{\mu}_{\text{Água}}]_P (DP_{DI}P_{IOA} + DP_{IAO}P_{DE})} \frac{B_{P_{DI}}}{B_{P_{DE}}} \Upsilon_{ref} \quad (36)$$

$$, \text{ onde } [\bar{\mu}_{\text{Água}}]_P = \frac{\ln\left\{\frac{[\tau_{P_{DI}}]_P}{[\tau_{P_{DE}}]_P} \frac{(DFP_{DI})^2}{(DFP_{DE})^2}\right\}}{(DP_{DI}P_{IOA} + DP_{IAO}P_{DE})} \quad (37)$$

Na equação 37 o coeficiente de atenuação foi escrito também em função da relação que representa a lei do IQD.

Uma vez definido que o fator de reconstrução referencial é constante, a atenuação da dose absorvida e do TERMA passam a ser regidas por uma exponencial com o mesmo coeficiente de atenuação referentes às partículas primárias, denominado coeficiente de atenuação linear médio de reconstrução, dado pela seguinte relação:

$$\left[\frac{D_{PDI}}{D_{PDE}} \right]_{P+S} = \left[\frac{\tau_{PDI}}{\tau_{PDE}} \right]_{P+S} = e^{\left[\bar{\mu}_{\text{agua}} \right]_P (D_{PDI} P_{IOA} + D_{PIAO} P_{DE}) \frac{B_{PDI}}{B_{PDE}}} \quad (38)$$

Para verificar a aproximação considerada em que se desconsidera o ar entre o objeto simulador do corpo e do EPID, e para calcular o coeficiente de atenuação linear médio de reconstrução foram feitas simulações computacionais que serão explicadas ao longo desse capítulo.

3.2.1.1 Simulação computacional

Para validar a consideração feita na equação de reconstrução de dose e para determinar o coeficiente de atenuação linear médio de reconstrução, foram feitas simulações computacionais utilizando o pacote de simulação Monte Carlo PENELOPE. Esse pacote não possui uma ferramenta que meça o TERMA em um determinado *voxel*, então o primeiro passo antes de se fazer as simulações foi modificar o PENELOPE de forma que ele passasse a ter essa ferramenta.

3.2.1.1.1 Modificação no pacote PENELOPE

O pacote PENELOPE possui uma ferramenta padrão que mede a distribuição de dose absorvida em um paralelepípedo retângulo de lados paralelos aos eixos X, Y e Z contendo $N_X \times N_Y \times N_Z$ *voxels*, mas não possui uma ferramenta que meça o TERMA nas mesmas condições. Dessa forma o pacote foi modificado para existir essa nova ferramenta.

Um fóton possui uma probabilidade de sofrer uma interação ao penetrar em um determinado meio. Se esse fóton sofrer uma interação, o PENELOPE verifica se foi definida pelo usuário a ferramenta de distribuição de doses. Uma vez que essa ferramenta foi definida, o PENELOPE verifica se esse fóton se encontra dentro de um *voxel* do paralelepípedo. Caso o

fóton tenha sofrido uma interação dentro desse paralelepípedo, o PENELOPE calcula o índice do *voxel* e contabiliza a dose absorvida. Para criar a ferramenta de distribuição de TERMA, foi utilizada a mesma lógica no arquivo *penmain.f* para definir um paralelepípedo contendo $N_X \times N_Y \times N_Z$ *voxels* e testar se um determinado fóton sofreu uma interação dentro de um *voxel* desse paralelepípedo. A diferença é que, ao invés de contabilizar a dose depositada por um feixe de fótons, essa nova ferramenta contabiliza o espectro de energia discreto dos fótons que incidiram em um determinado *voxel* e sofreram qualquer tipo de interação, considerando a energia que eles tinham antes de sofrer essa interação. Uma vez adquirido o espectro de energia, o TERMA pode ser calculado de acordo com as equações 4 e 5.

Para adquirir separadamente o TERMA referente aos fótons primários do TERMA referente aos fótons secundários, foi feita outra modificação. No pacote PENELOPE existe um vetor de 5 posições denominado ILB(5), definido no capítulo 2, que descreve a origem das partículas secundárias. Uma vez que o algoritmo do PENELOPE considera como fóton primário um fóton espalhado por efeito Compton, descartou-se utilizar a primeira posição desse vetor como parâmetro de classificação. Por outro lado, a última posição desse vetor é uma posição cujo valor pode ser definido pelo usuário, e esse valor é transferido para todos os descendentes da partícula correspondente, então a alternativa foi utilizar essa posição. Dessa forma, alterou-se o arquivo *penelope.f* de maneira que, se um determinado fóton sofrer uma interação, qualquer que seja, a posição ILB(5) recebe um valor diferente de zero relacionado com o tipo de interação que sofreu, e esse valor será transmitido para todos os descendentes. Se esse fóton sofrer outra interação, diferente da primeira, ILB(5) receberá um outro valor, também diferente de zero, referente a essa interação. Dessa forma, um fóton ao sofrer uma interação é considerado primário se a variável ILB(5) for igual a zero. Essa alteração possibilitou contabilizar separadamente o TERMA referente aos fótons primários do TERMA referente aos fótons secundários.

Os parâmetros de entrada das simulações foram escolhidos visando uma alta precisão, porém isso custou tempo de simulação. Dessa forma, para diminuir esse tempo de simulação, a ferramenta de distribuição de dose e a ferramenta de distribuição de TERMA foram triplicadas. Com essas modificações feitas, foi possível realizar as simulações computacionais para determinar os parâmetros da equação de reconstrução de dose.

3.2.1.1.2 Geometria de simulação

Para validar a consideração feita na seção 3.2.1, na qual foi definido que $[\tau_{P_{IAO}}]_P \cong [\tau_{P_{IOA}}]_P$, foram feitas duas simulações utilizando duas geometrias diferentes. Uma simulação utilizou a geometria controle conforme apresentado na Figura 5, porém considerando somente o mapa bidimensional do objeto simulador do EPID, como mostrado na figura abaixo:

Figura 8: Geometria de simulação da consideração feita na equação de reconstrução de dose, com $DSD_E = 35\text{ cm}$.

A outra simulação utilizou a geometria apresentada na figura abaixo:

Figura 9: Geometria de simulação da consideração feita na equação de reconstrução de dose, com $DSD_E = 1,75\text{ cm}$.

A geometria da figura acima utilizou os mesmos parâmetros da Figura 8, porém foi considerado $DSD_E = 1,75$ cm ao invés de $DSD_E = 35$ cm, ou seja, o objeto simulador do EPID foi justaposto ao objeto simulador do corpo. Dessa forma foi obtido o mapa bidimensional do TERMA primário no objeto simulador do EPID na simulação utilizando a geometria controle, aplicou-se a devida correção em relação à divergência do feixe (IQD) para a mesma distância do mapa bidimensional obtido através da simulação utilizando a geometria da Figura 9, e os mapas bidimensionais foram comparados.

Para determinar o coeficiente de atenuação linear médio de reconstrução, foram feitas simulações utilizando a geometria da Figura 10, que utilizou os mesmos parâmetros da geometria da Figura 9, porém as doses $[D]_{P+S}$ e os TERMA's $[\tau]_P$, $[\tau]_S$ e $[\tau]_{P+S}$ foram obtidos em *voxels* de dimensões $0,5 \times 0,5 \times 0,5$ cm³ ao longo do eixo central em 22 profundidades diferentes do objeto simulador do corpo.

Figura 10: Geometria de simulação feita para determinar o coeficiente de atenuação linear médio de reconstrução.

Os três primeiros *voxels* (situados em $y = 0,5$ cm; $y = 1$ cm e $y = 1,5$ cm) tiveram espaçamento de $0,5$ cm para se ter uma melhor resolução na região de *build up*, os dois últimos *voxels* (situados em $y = 13,5$ cm e $y = 16,75$ cm) tiveram espaçamento de $3,25$ cm e o restante dos *voxels* tiveram espaçamento de $1,5$ cm. Dessa forma foram comparadas as curvas

de $[D]_{P+S}$ e $[\tau]_{P+S}$ e foi feito um ajuste de decaimento exponencial na curva de $[\tau]_P$ para se obter o coeficiente de atenuação linear médio de reconstrução.

3.2.1.1.3 Parâmetros de entrada

As simulações realizadas para validar a consideração feita na seção 3.2.1 utilizaram diferentes arquivos de entrada. A simulação que utilizou a geometria da Figura 8 teve o seguinte arquivo de entrada:

```

Arquivo Editar Formatar Exibir Ajuda
TITLE Simulação para validar a consideração feita em 3.2.1 com EPID na posição controle
.
>>>>>>> Source definition.
SKPAR 2 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SPECTR 250000 0.0000214
SPECTR 500000 0.000126
SPECTR 750000 0.000131
SPECTR 1000000 0.000114
SPECTR 1250000 0.0000976
SPECTR 1500000 0.0000836
SPECTR 1750000 0.0000725
SPECTR 2000000 0.0000623
SPECTR 2250000 0.0000535
SPECTR 2500000 0.0000459
SPECTR 2750000 0.0000395
SPECTR 3000000 0.0000347
SPECTR 3250000 0.0000298
SPECTR 3500000 0.0000261
SPECTR 3750000 0.0000225
SPECTR 4000000 0.0000191
SPECTR 4250000 0.0000166
SPECTR 4500000 0.0000138
SPECTR 4750000 0.0000114
SPECTR 5000000 0.00000904
SPECTR 5250000 0.00000655
SPECTR 5500000 0.00000409
SPECTR 5750000 0.0000014
SPECTR 6000000 0.0000000434
SPECTR 6000000 -1
.
SPOSIT 0 -85 0 [coordinates of the source]
SPYRAM 87.1376 92.8624 87.1376 92.8624 [Rectangular beam; angles in deg]
.
>>>>>>> Material data and simulation parameters.
MFNAME agua.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.25e5 5e3 1.25e5 0.01 0.01 1e5 1e5 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME ar.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.25e5 5e3 1.25e5 0.01 0.01 1e5 1e5 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
.
>>>>>>> Geometry definition file.
GEOMFN Geometria.geo [Geometry file, up to 20 chars]
.
>>>>>>> Dose distribution.
GRIDX -12.25 12.25 [X coordinates of the enclosure vertices]
GRIDY 64.75 65.25 [Y coordinates of the enclosure vertices]
GRIDZ -12.25 12.25 [Z coordinates of the enclosure vertices]
GRIDBN 49 1 49 [Numbers of bins]
EPID
.
>>>>>>> Job properties
RESUME dump2.dmp [Resume from this dump file, 20 chars]
DUMPTO dump2.dmp [Generate this dump file, 20 chars]
DUMPP 3600 [Dumping period, in sec]
.
NSIMSH 1e9 [Desired number of simulated showers]
TIME 1e9 [Allotted simulation time, in sec]
.
END [Ends the reading of input data]

```

Figura 11: Arquivo de entrada Dados_de_entrada.in contendo os parâmetros de entrada da simulação realizada para validar a consideração feita na equação de reconstrução de dose, com $DSD_E = 35$ cm.

De acordo com arquivo de entrada da Figura 11, foram escolhidos os seguintes parâmetros:

- **Definição da fonte:** Fonte localizada em (0 cm, -85 cm, 0 cm) irradiando um feixe piramidal de fótons primários de espectro discreto de 6 MV, de maneira a se ter um campo de 10x10 cm² na posição (0 cm, 15 cm, 0 cm)
- **Dados do material e parâmetros de simulação:** Os materiais utilizados foram água e ar, e os parâmetros de simulação utilizados foram os mesmos para ambos os materiais, com EABS(1) = 125 keV, EABS(2) = 5 keV, EABS(3) = 125 keV, C1 = C2 = 0,01 e WCC = WCR = 100 keV. A escolha dos parâmetros de simulação foi feita visando uma alta precisão de simulação.
- **Arquivo de definição de geometria:** Foi utilizado o arquivo Geometria.geo, que definiu a geometria da Figura 8.
- **Distribuição de dose:** Foi utilizada a ferramenta de distribuição de dose para criar o mapa bidimensional de detectores do objeto simulador do EPID, e a palavra “EPID” escrita na última linha indica que a ferramenta de distribuição de TERMA foi ativada.
- **Propriedades da simulação:** Os dados essenciais da simulação foram gravados a cada 3600 segundos em um arquivo chamado dump2.dmp. A simulação foi realizada até atingir 1 bilhão de partículas primárias ou até atingir 1 bilhão de segundos (critérios de parada)

A simulação que utilizou a geometria da Figura 9 teve o seguinte arquivo de entrada:

```

Arquivo  Editar  Formatar  Exibir  Ajuda
TITLE  Simulação para validar a consideração feita em 3.2.1 com EPID justaposto
.
>>>>>>> Source definition.
SKPAR  2                                     [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SPECTR 250000 0.0000214
SPECTR 500000 0.000126
SPECTR 750000 0.000131
SPECTR 1000000 0.000114
SPECTR 1250000 0.0000976
SPECTR 1500000 0.0000836
SPECTR 1750000 0.0000725
SPECTR 2000000 0.0000623
SPECTR 2250000 0.0000535
SPECTR 2500000 0.0000459
SPECTR 2750000 0.0000395
SPECTR 3000000 0.0000347
SPECTR 3250000 0.0000298
SPECTR 3500000 0.0000261
SPECTR 3750000 0.0000225
SPECTR 4000000 0.0000191
SPECTR 4250000 0.0000166
SPECTR 4500000 0.0000138
SPECTR 4750000 0.0000114
SPECTR 5000000 0.00000904
SPECTR 5250000 0.00000655
SPECTR 5500000 0.00000409
SPECTR 5750000 0.0000014
SPECTR 6000000 0.000000434
SPECTR 6000000 -1
SPOSIT 0 -85 0                               [Coordinates of the source]
SPYRAM 87.1376 92.8624 87.1376 92.8624       [Rectangular beam; angles in deg]
.
>>>>>>> Material data and simulation parameters.
MFNAME  agua.mat                             [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA  1.25e5 5e3 1.25e5 0.01 0.01 1e5 1e5 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME  ar.mat                              [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA  1.25e5 5e3 1.25e5 0.01 0.01 1e5 1e5 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
.
>>>>>>> Geometry definition file.
GEOMFN  Geometria.geo                       [Geometry file, up to 20 chars]
.
>>>>>>> Dose distribution.
GRIDX  -12.25 12.25                         [X coordinates of the enclosure vertices]
GRIDY  31.50 32.00                         [Y coordinates of the enclosure vertices]
GRIDZ  -12.25 12.25                         [Z coordinates of the enclosure vertices]
GRIDBN  49 1 49                            [Numbers of bins]
EPID
.
>>>>>>> Job properties
RESUME  dump2.dmp                           [Resume from this dump file, 20 chars]
DUMPTO  dump2.dmp                           [Generate this dump file, 20 chars]
DUMPP   3600                                [Dumping period, in sec]
.
NSIMSH  1e9                                [Desired number of simulated showers]
TIME    1e9                                [Allotted simulation time, in sec]
.
END                                           [Ends the reading of input data]

```

Figura 12: Arquivo de entrada Dados_de_entrada.in contendo os parâmetros de entrada da simulação realizada para validar a consideração feita na equação de reconstrução de dose, com $DSD_E = 1,75$ cm.

Os parâmetros de entrada utilizados nessa simulação foram os mesmos da simulação anterior, diferindo-se apenas no arquivo *Geometria.geo*, que definiu a geometria da Figura 9, e diferindo-se também na posição Y (profundidade) do mapa bidimensional do objeto simulador do EPID.

As simulações realizadas para determinar o coeficiente de atenuação linear médio de reconstrução também utilizaram diferentes arquivos de entrada:

```

Arquivo  Editar  Formatar  Exibir  Ajuda
TITLE  Simulação para determinar o coeficiente de atenuação linear médio de reconstrução
.
>>>>>> Source definition.
SKPAR  2                                     [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SPECTR 250000 0.0000214
SPECTR 500000 0.000126
SPECTR 750000 0.000131
SPECTR 1000000 0.000114
SPECTR 1250000 0.0000976
SPECTR 1500000 0.0000836
SPECTR 1750000 0.0000725
SPECTR 2000000 0.0000623
SPECTR 2250000 0.0000535
SPECTR 2500000 0.0000459
SPECTR 2750000 0.0000395
SPECTR 3000000 0.0000347
SPECTR 3250000 0.0000298
SPECTR 3500000 0.0000261
SPECTR 3750000 0.0000225
SPECTR 4000000 0.0000191
SPECTR 4250000 0.0000166
SPECTR 4500000 0.0000138
SPECTR 4750000 0.0000114
SPECTR 5000000 0.00000904
SPECTR 5250000 0.00000655
SPECTR 5500000 0.00000409
SPECTR 5750000 0.0000014
SPECTR 6000000 0.000000434
SPECTR 6000000 -1
.
SPOSIT 0 -85 0                               [Coordinates of the source]
SPYRAM 87.1376 92.8624 87.1376 92.8624      [Rectangular beam; angles in deg]
.
>>>>>> Material data and simulation parameters.
MFNAME  agua.mat                             [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.25e5 5e3 1.25e5 0.01 0.01 1e5 1e5 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME  ar.mat                              [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.25e5 5e3 1.25e5 0.01 0.01 1e5 1e5 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
.
>>>>>> Geometry definition file.
GEOMFN  Geometria.geo                       [Geometry file, up to 20 chars]
.
>>>>>> Dose distribution.
GRIDX  -12.25 12.25                         [X coordinates of the enclosure vertices]
GRIDY  0.25 0.75                           [Y coordinates of the enclosure vertices]
GRIDZ  -12.25 12.25                         [Z coordinates of the enclosure vertices]
GRIDBN 49 1 49                             [Numbers of bins]
EPIID
.
>>>>>> Dose distribution.
GRIDX1 -12.25 12.25                         [X coordinates of the enclosure vertices]
GRIDY1 0.75 1.25                           [Y coordinates of the enclosure vertices]
GRIDZ1 -12.25 12.25                         [Z coordinates of the enclosure vertices]
GRIDB1 49 1 49                             [Numbers of bins]
EPIID
.
>>>>>> Dose distribution.
GRIDX2 -12.25 12.25                         [X coordinates of the enclosure vertices]
GRIDY2 1.25 1.75                           [Y coordinates of the enclosure vertices]
GRIDZ2 -12.25 12.25                         [Z coordinates of the enclosure vertices]
GRIDB2 49 1 49                             [Numbers of bins]
EPIID
.
>>>>>> Job properties
RESUME  dump2.dmp                           [Resume from this dump file, 20 chars]
DUMPTO  dump2.dmp                           [Generate this dump file, 20 chars]
DUMPP  3600                                [Dumping period, in sec]
.
NSIMSH 1e9                                  [Desired number of simulated showers]
TIME 1e9                                    [Allotted simulation time, in sec]
.
END                                           [Ends the reading of input data]

```

Figura 13: Arquivo de entrada Dados_de_entrada.in contendo os parâmetros de entrada da simulação realizada para determinar o coeficiente de atenuação linear médio de reconstrução.

Os parâmetros de entrada utilizados nessa simulação foram os mesmos da simulação anterior, diferindo-se na ferramenta de distribuição de dose. Em cada simulação foi utilizada três ferramentas de distribuição de dose com a ferramenta de aquisição de TERMA ativada, e foram realizadas várias simulações até se obter as doses $[D]_{P+S}$ e os TERMA's $[\tau]_P$, $[\tau]_S$ e $[\tau]_{P+S}$ nos *voxels* centrais para 22 diferentes profundidades.

3.3 Algoritmo de reconstrução de dose

No início desse capítulo foi definida a geometria controle, que teve a intenção de simular uma situação clínica de forma simplificada, e foi definida também a equação de reconstrução de dose referencial para relacionar as doses mensuradas nos *voxels* do mapa bidimensional do EPID com as doses mensuradas nos *voxels* do mapa bidimensional do corpo. Dessa forma, o próximo passo foi determinar o algoritmo de reconstrução de dose e, após a análise da aplicação do algoritmo nas simulações considerando diferentes parâmetros de irradiação, determinou-se também o fator de reconstrução geral e a equação de reconstrução de dose geral.

Quando uma simulação é iniciada, o algoritmo do pacote PENELOPE é executado até atingir um dos critérios de parada (número de partículas primárias ou tempo de simulação) definidos no arquivo de entrada. Uma vez atingido um desses critérios, o PENELOPE encerra o processo iterativo e escreve os resultados da simulação em alguns arquivos de saída. Existem seis arquivos de saída que são relevantes para o algoritmo de reconstrução, que são os arquivos *Dose_I.dat*, *TERMA_Primario_I.dat* e o *TERMA_Secundario_I.dat*, contendo respectivamente as doses absorvidas, os TERMA's referentes aos fótons primários e os TERMA's referentes aos fótons secundários computados nos *voxels* da ferramenta de distribuição de dose localizada no objeto simulador do corpo, e os arquivos *Dose_E.dat*, *TERMA_Primario_E.dat* e *TERMA_Secundario_E.dat* contendo as mesmas grandezas, porém nos *voxels* da ferramenta de distribuição de dose localizada no objeto simulador do EPID. Dessa forma, o algoritmo de reconstrução de dose foi escrito utilizando o programa MATLAB[®], e esquematizado da seguinte forma:

- **Parâmetros de entrada:** Em primeiro lugar o algoritmo carrega os seis arquivos de entrada *Dose_I.dat*, *TERMA_Primario_I.dat*, *TERMA_Secundario_I.dat*, *Dose_E.dat*, *TERMA_Primario_E.dat*, *TERMA_Secundario_E.dat*, e armazena seus valores respectivamente nas matrizes M_{DI}^D , $M_{DI}^{[\tau]P}$ e $M_{DI}^{[\tau]S}$, referentes ao detector interno, e nas matrizes M_{DE}^D , $M_{DE}^{[\tau]P}$ e $M_{DE}^{[\tau]S}$, referentes ao detector externo.
- **Fator de *build up* B_{DE} :** Em seguida os elementos da matriz M_{DE}^D são divididos pelos elementos de mesmo índice da matriz bidimensional dos

fatores de *build up* M_{DE}^B , que foram calculados a partir das matrizes $M_{DE}^{[\tau]P}$ e $M_{DE}^{[\tau]S}$ de acordo com a equação 23, de forma a se obter $M_{DE}^{D/BDE} = M_{DE}^D / M_{DE}^B$.

- **Redimensionamento:** Nessa etapa a distribuição de dose armazenada na matriz $M_{DE}^{D/BDE}$ é redimensionada para corrigir a divergência do feixe, de forma que se tenha o mesmo tamanho de campo nas distribuições de dose armazenadas nas matrizes M_{DI}^D e M_{DE}^D , resultando na matriz $[M_{DE}^{D/BDE}]_{red}$.
- **Fator de *build up* B_{DI} :** Antes da aplicação da equação de reconstrução é calculada a matriz bidimensional dos fatores de *build up* M_{DI}^B a partir das matrizes $M_{DI}^{[\tau]P}$ e $M_{DI}^{[\tau]S}$, de acordo com a equação 23.
- **Equação de reconstrução de dose:** Nesse momento é calculada a matriz bidimensional da dose reconstruída $[M_{DI}^D]_{rec}$ de acordo com a seguinte equação:

$$[M_{DI}^D]_{rec} = [M_{DE}^{D/BDE}]_{red} e^{[\bar{\mu}_{\text{Água}}]_P \left[\frac{\left(\frac{\text{espessura}}{2} \right) + 1,75}{\cos \theta} \right]} M_{DI}^B \Upsilon_{ref} \quad (39)$$

$$, \text{ onde } [\bar{\mu}_{\text{Água}}]_P = \ln \left\{ \left[\frac{\tau_{PDI}}{\tau_{PDE}} \right]_P \frac{(DFD_I)^2}{(DFD_E)^2} \right\} / \left[\frac{\left(\frac{\text{espessura}}{2} \right) + 1,75}{\cos \theta} \right] \quad (40)$$

Onde a variável “espessura” no expoente é a espessura do objeto simulador do corpo. O coeficiente de atenuação foi calculado através de um ajuste exponencial considerando a DFS controle, então ao se variar a distância Fonte-Superfície deve-se fazer a correção de IQD nesse coeficiente conforme a equação 37.

- **Parâmetros de saída:** As figuras de saída são os mapas bidimensionais referentes às matrizes M_{DI}^D , $[M_{DI}^D]_{rec}$, um mapa bidimensional referente à matriz M^{dif} contendo as diferenças relativas elemento a elemento $M^{dif}(i, j) = (M_{DI}^D(i, j) - [M_{DI}^D]_{rec}(i, j)) / M_{DI}^D(i, j)$ entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$, e uma última figura contendo somente a linha de elementos central das matrizes M_{DI}^D , $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} . A orientação das figuras de saída é mostrada na Figura 14:

Figura 14: Diagrama que mostra a orientação das figuras de saída do algoritmo de reconstrução de dose. Os pixels na cor laranja representam os valores considerados. (a) Matrizes M_{DI}^D , $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} . (b) Perfis das matrizes M_{DI}^D , $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} .

Essas linhas foram chamadas de “perfis” no próximo capítulo, e elas representaram muito bem o padrão da distribuição de dose devido à simetria do campo quadrado, facilitando assim a análise do comportamento dos mapas bidimensionais.

Uma vez estabelecido o algoritmo de reconstrução de dose, foram feitas simulações variando os parâmetros de irradiação tamanho de campo, espessura do objeto simulador do corpo, DFS e DSD_E para verificar sua validade. O resultado dessas simulações serviu também para determinar o fator de reconstrução geral e a equação de reconstrução geral.

3.3.1 Simulação computacional

Para validar o algoritmo de reconstrução de dose foram feitas simulações computacionais utilizando a geometria e os parâmetros de entrada controle, e também utilizando geometrias e parâmetros de entrada que consideraram a variação dos parâmetros de irradiação tamanho de campo, a espessura do objeto simulador do corpo, a distância entre a fonte e a superfície de entrada do objeto simulador do corpo e a distância entre a superfície de saída do corpo e o centro do objeto simulador do EPID. O arquivo de entrada controle foi escrito da seguinte maneira:

3.3.1.1 Parâmetros de irradiação controle

Para verificar a validade do algoritmo perante os parâmetros de irradiação controle, foi feita uma simulação utilizando a geometria controle (Figura 5), e utilizando o seguinte arquivo de entrada controle:

```
Arquivo  Editar  Formatar  Exibir  Ajuda
TITLE  Simulação para validar o algoritmo utilizando os parâmetros de irradiação controle
.
>>>>>>> Source definition.
SKPAR  2                                     [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SPECTR 250000 0.0000214
SPECTR 500000 0.000126
SPECTR 750000 0.000131
SPECTR 1000000 0.000114
SPECTR 1250000 0.0000976
SPECTR 1500000 0.0000836
SPECTR 1750000 0.0000725
SPECTR 2000000 0.0000623
SPECTR 2250000 0.0000535
SPECTR 2500000 0.0000459
SPECTR 2750000 0.0000395
SPECTR 3000000 0.0000347
SPECTR 3250000 0.0000298
SPECTR 3500000 0.0000261
SPECTR 3750000 0.0000225
SPECTR 4000000 0.0000191
SPECTR 4250000 0.0000166
SPECTR 4500000 0.0000138
SPECTR 4750000 0.0000114
SPECTR 5000000 0.00000904
SPECTR 5250000 0.00000655
SPECTR 5500000 0.00000409
SPECTR 5750000 0.0000014
SPECTR 6000000 0.000000434
SPECTR 6000000 -1
.
SPOSIT 0 -85 0                                     [Coordinates of the source]
SPYRAM 87.1376 92.8624 87.1376 92.8624             [Rectangular beam; angles in deg]
.
>>>>>>> Material data and simulation parameters.
MFNAME agua.mat                                     [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.25e5 5e3 1.25e5 0.01 0.01 1e5 1e5        [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME ar.mat                                       [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.25e5 5e3 1.25e5 0.01 0.01 1e5 1e5        [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
.
>>>>>>> Geometry definition file.
GEOMFN Geometria.geo                               [Geometry file, up to 20 chars]
.
>>>>>>> Dose distribution.
GRIDX -12.25 12.25                                 [X coordinates of the enclosure vertices]
GRIDY 14.75 15.25                                 [Y coordinates of the enclosure vertices]
GRIDZ -12.25 12.25                                 [Z coordinates of the enclosure vertices]
GRIDBN 49 1 49                                     [Numbers of bins]
EPID
.
>>>>>>> Dose distribution.
GRIDX1 -12.25 12.25                                [X coordinates of the enclosure vertices]
GRIDY1 64.75 65.25                                [Y coordinates of the enclosure vertices]
GRIDZ1 -12.25 12.25                                [Z coordinates of the enclosure vertices]
GRIDB1 49 1 49                                     [Numbers of bins]
EPID
.
>>>>>>> Job properties
RESUME dump2.dmp                                    [Resume from this dump file, 20 chars]
DUMPTO dump2.dmp                                    [Generate this dump file, 20 chars]
DUMPP 3600                                          [Dumping period, in sec]
.
NSIMSH 1e9                                          [Desired number of simulated showers]
TIME 1e9                                            [Allotted simulation time, in sec]
.
END                                                  [Ends the reading of input data]
```

Figura 15: Arquivo de entrada Dados_de_entrada.in contendo os parâmetros de entrada controle.

De acordo com arquivo de entrada acima, foram escolhidos os seguintes parâmetros:

- **Definição da fonte:** Para o DFS controle utilizou-se a fonte localizada em (0 cm, -85 cm, 0 cm)
- **Definição do campo:** Para o tamanho de campo controle utilizou-se o campo de 10x10 cm² na posição (0 cm, 15 cm, 0 cm)
- **Dados do material e parâmetros de simulação:** Os materiais utilizados foram água e ar, e os parâmetros de simulação utilizados foram os mesmos para ambos os materiais, com EABS(1) = 125 keV, EABS(2) = 5 keV, EABS(3) = 125 keV, C1 = C2 = 0,01 e WCC = WCR = 100 keV. A escolha dos parâmetros de simulação foi feita visando uma alta precisão de simulação.
- **Arquivo de definição de geometria:** Para a DFS controle, espessura controle do objeto simulador do corpo e DSD_E controle foi utilizado o arquivo Geometria.geo, que definiu a geometria da Figura 5, considerando DFS = 85 cm, espessura = 30 cm e DSD_E = 35 cm.
- **Distribuição de dose:** Para a distância DSD_E controle o mapa bidimensional de distribuição de dose foi centrado em Y= 65 cm.
- **Propriedades da simulação:** Os dados essenciais da simulação foram gravados a cada 3600 segundos em um arquivo chamado dump2.dmp. A simulação foi realizada até atingir 1 bilhão de partículas primárias ou até atingir 1 bilhão de segundos (critérios de parada)

Para as simulações utilizando diferentes parâmetros de irradiação foram utilizados diferentes geometrias e diferentes arquivos de entrada.

3.3.1.2 Tamanho de campo

Para verificar a validade do algoritmo perante diferentes tamanhos de campo, foram feitas simulações utilizando os tamanhos de campo 2x2 cm², 3x3 cm², 4x4 cm², 5x5 cm², 6x6 cm², 8x8 cm², 10x10 cm² e 12x12 cm². Em todas essas simulações foram utilizadas a mesma geometria controle (Figura 5), porém diferentes arquivos de entrada. Os arquivos de entrada utilizados se basearam no arquivo de entrada controle (Figura 15), de forma que para cada simulação considerou-se diferentes valores de SPYRAM. Cada conjunto de valores de SPYRAM definiu uma geometria de campo piramidal associada a um determinado valor de campo quadrado citado acima.

3.3.1.3 Espessura do objeto simulador do corpo

Para verificar a validade do algoritmo perante diferentes espessuras do objeto simulador do corpo, foram feitas simulações utilizando as espessuras 5 cm, 10 cm, 15 cm, 20 cm, 25 cm, 30 cm, 35 cm e 40 cm. As geometrias dessas simulações se basearam na geometria controle (Figura 5), de maneira que para cada simulação considerou-se as espessuras citadas acima, com distância entre centro do objeto simulador do corpo e centro do objeto simulador do EPID fixada em 50 cm. Os arquivos de entrada utilizados se basearam no arquivo de entrada controle (Figura 15), de forma que para cada simulação considerou-se diferentes arquivos de geometria *Geometria.geo*, cada qual definindo uma espessura de objeto simulador do corpo citada.

3.3.1.4 Distância Fonte-Superfície

Para verificar a validade do algoritmo perante diferentes distâncias entre a fonte e a superfície de entrada do corpo (DFS), foram feitas simulações utilizando as distâncias 65 cm, 70 cm, 75 cm, 80 cm, 85 cm, 90 cm, 95 cm e 100 cm. Em todas essas simulações foram utilizadas a mesma geometria controle da Figura 5, porém diferentes arquivos de entrada. Os arquivos de entrada utilizados se basearam no arquivo de entrada controle (Figura 15), de forma que para cada simulação considerou-se diferentes valores de SPOSIT e SPYRAM. Cada conjunto de valores de SPOSIT definiu a posição da fonte associada a um determinado valor de DFS citado, e cada conjunto de valores de SPYRAM definiu uma geometria de campo piramidal de maneira a se ter um campo de 10x10 cm² na posição (0 cm, 15 cm, 0 cm).

3.3.1.5 Distância Superfície-Detector

Para verificar a validade do algoritmo perante diferentes distâncias entre a superfície de saída do corpo e o centro do objeto simulador do EPID (DSD_E), foram feitas simulações utilizando as distâncias 10 cm, 15 cm, 20 cm, 25 cm, 30 cm, 35 cm, 40 cm e 45 cm. As geometrias dessas simulações se basearam na geometria controle da Figura 5, de maneira que para cada simulação considerou-se as distâncias DSD_E citadas acima. Os arquivos de entrada utilizados se basearam no arquivo de entrada controle, de forma que para cada simulação

considerou-se diferentes arquivos de geometria *Geometria.geo*, cada qual definindo uma posição do centro do objeto simulador do EPID associada a uma distância DSD_E citada, e considerou-se também diferentes valores de GRIDY1, cada qual definindo uma posição do centro do mapa bidimensional do objeto simulador do EPID associada a uma distância DSD_E citada.

4. Resultados e discussões

Neste capítulo serão apresentados os resultados das simulações que foram necessárias para determinar o coeficiente de atenuação linear médio de reconstrução da equação de reconstrução de dose referencial e geral, serão apresentados os resultados do algoritmo de reconstrução de dose utilizando a geometria controle dos parâmetros de irradiação (tamanho de campo, espessura, DFS e DSD_E) e também utilizando valores diferentes desses parâmetros, será definido o fator de reconstrução geral e por fim será apresentada a equação de reconstrução de dose geral.

4.1 Equação de reconstrução de dose referencial

Para definir a equação de reconstrução de dose referencial foram realizadas simulações que serviram para validar a consideração feita na seção 3.2.1 e determinar o coeficiente de atenuação linear médio de reconstrução $[\bar{\mu}_{\text{Água}}]_P$. Essa equação foi a equação utilizada na aplicação do algoritmo na seção 4.2.

4.1.1 Coeficiente de atenuação linear médio de reconstrução

Para validar a consideração feita na seção 3.2.1, na qual foi definido que $\tau_{P_{IAO}} \cong \tau_{P_{IOA}}$, foram feitas duas simulações utilizando duas geometrias diferentes. Uma simulação utilizou a geometria da Figura 8 (EPID na posição controle, com DSD_E = 35 cm), e a outra utilizou a geometria da Figura 9 (EPID justaposto ao objeto simulador, com DSD_E = 1,75 cm). Os TERMA's $[\tau]_P$ e $[\tau]_S$ foram obtidos nos mapas bidimensionais do objeto simulador do EPID contendo 49x49 detectores de dimensões 0,5x0,5x0,5 cm³, porém nos resultados a seguir considerou-se somente o *voxel* localizado no centro do mapa bidimensional e os *voxels* justapostos lateralmente em relação à esse *voxel*, de forma a se ter um mapa monodimensional de 49x1 detectores (25 *voxels* de cada lado, paralelos ao eixo X).

O resultado dessas simulações é apresentado nas Figuras 16 e 17, que mostram os TERMA referente aos fótons primários ($[\tau]_P$) e secundários ($[\tau]_S$) normalizados em relação ao TERMA total $[\tau]_{P+S}$ na profundidade de máximo TERMA, ambos em porcentagem e em função da posição lateral (perpendicular ao eixo central). Na Figura 16 foi utilizado o objeto simulador do EPID na posição controle, e na Figura 17 o mesmo se encontra justaposto ao objeto simulador do corpo, com as devidas correções de IQD.

Figura 16: TERMA relativo referente aos fótons primários (linha verde) e secundários (linha vermelha) em função da posição lateral para a simulação que utilizou a distância $DSD_E = 35$ cm.

Figura 17: Terma relativo referente aos fótons primários (linha verde) e secundários (linha vermelha) em função da posição lateral para a simulação que utilizou a distância $DSD_E = 1,75$ cm.

Analisando-se as figuras acima, nota-se que os TERMA's referentes aos fótons primários possuem valores praticamente constantes em relação à posição lateral. Os fótons primários são gerados na fonte, e eles atingem um determinado *voxel* do mapa bidimensional de acordo com a seguinte figura:

Figura 18: Visão lateral da geometria da Figura 9. Os pontos P_{IAO} e P_{IOA} estão localizados no eixo central.

Dessa forma, a fluência de energia que atinge o detector é dada pela seguinte equação:

$$\Psi_L = \Psi_0 e^{\bar{\mu}_{Ar} \left(\frac{DFP_{IAO}}{\cos \theta_{P_{DE}}} \right)} e^{\bar{\mu}'_{\text{Água}} \left(\frac{DP_{IAO} P_{DE}}{\cos \theta_{P_{DE}}} \right)} \quad (41)$$

Nessa simulação o valor máximo que o ângulo $\theta_{P_{DE}}$ apresentou foi $\theta_{P_{DE}} = 2,86^\circ$, então é válido afirmar que nesse caso $\cos \theta_{P_{DE}} \cong 1$. Dessa forma todos os detectores terão aproximadamente o mesmo valor de fluência de energia referente às partículas primárias, e consequentemente o mesmo valor de TERMA referente também às partículas primárias. Essa conclusão também é válida para a geometria da Figura 8, onde o objeto simulador do EPID se encontra na posição controle.

Nas Figuras 16 e 17, nota-se também que os TERMA's referentes aos fótons secundários (linha vermelha) possuem valores máximos no *voxel* central, e seu valor vai

diminuindo à medida que se aproxima das bordas do campo. Isso pode ser explicado pelo diagrama abaixo:

Figura 19: Diagrama para justificar o comportamento da curva de TERMA referente aos fótons secundários da Figura 16 e Figura 17. (a) *Voxel* centralizado no campo quadrado. (b) *Voxel* localizado acima do centro do campo quadrado.

A cor azul representa o objeto simulador, a cor vermelha representa o campo quadrado, e o quadrado verde representa o *voxel*. De acordo com a Figura 19 (a), se um *voxel* estiver no centro de um campo ele receberá contribuição de TERMA referente aos fótons secundários que foram gerados em toda dimensão desse campo. Ao deslocar esse *voxel* para outra posição, como mostra a Figura 19 (b), ainda dentro das dimensões do campo quadrado, a contribuição de TERMA referente aos fótons secundários que ele passa a receber é menor, pois a falta da contribuição de TERMA referente aos fótons secundários que seriam gerados na área A não é compensada pela contribuição de TERMA referente aos fótons secundários gerados na área B. As áreas são iguais, porém a área B se encontra mais distante em relação ao *voxel* da Figura 19 (b) do que a área A, então o feixe gerado em B consequentemente sofre mais atenuação. Se os fótons secundários tivessem necessariamente a mesma direção de origem dos fótons primários, os comportamentos dos TERMA's referentes aos fótons secundários das Figuras 16 e 17 seriam semelhantes, assim como o comportamento observado entre os TERMA's primários. Porém, uma vez que os fótons secundários não possuem direção de origem fixa, e considerando também que os mapas bidimensionais do EPID nas duas simulações estão localizados em profundidades diferentes, a curva dos TERMA's

referentes aos fótons secundários na Figura 16 é mais suavizada em relação à mesma curva na Figura 17.

Na Figura 20 são apresentadas as curvas de TERMA sobrepostas, referentes aos fótons primários das duas simulações, e a sua diferença relativa. Na curva de diferença relativa são desconsiderados os *voxels* localizados nos limites do campo, uma vez que apresentam valores subestimados de TERMA referente aos fótons primários (somente parte do *voxel* recebe fluência de energia referente a esses fótons).

Figura 20: TERMA's referente aos fótons primários de ambas as simulações e suas diferenças relativas em função da posição lateral.

Analisando-se essa figura, nota-se que as duas curvas de TERMA possuem comportamentos e valores semelhantes, e a diferença relativa entre elas flutua em torno do ponto $y = 0\%$ onde a maioria dos pontos se encontra dentro do intervalo de -5% a 5% . Uma vez que foi feita a correção de IQD para o mapa bidimensional na posição controle, essa curva passou por um processo de interpolação que prejudicou os valores localizados na borda do campo, justificando a diferença relativa elevada nessa região. A diferença relativa média foi de $0,27\%$ e o desvio padrão $3,11\%$. Dessa forma, as curvas de TERMA referente aos fótons primários foram consideradas iguais, tornando assim válida a consideração feita na seção 3.2.1.

Para determinar o coeficiente de atenuação linear médio de reconstrução, foram feitas simulações utilizando a geometria da Figura 10, onde as doses $[D]_{P+S}$ e os TERMA's $[\tau]_P$, $[\tau]_S$ e $[\tau]_{P+S}$ foram obtidos em *voxels* de dimensões $0,5 \times 0,5 \times 0,5 \text{ cm}^3$ ao longo do eixo central em 22 profundidades diferentes do objeto simulador do corpo.

O resultado dessas simulações é apresentado na Figura 21, que mostra a dose $[D]_{P+S}$ depositada por partículas primárias e secundárias somadas, normalizadas em relação à dose na profundidade de máxima dose, e mostra também os TERMA's referentes aos fótons primários ($[\tau]_P$), secundários ($[\tau]_S$), e ambos somados ($[\tau]_{P+S}$), normalizados em relação TERMA total ($[\tau]_{P+S}$) na profundidade de máximo TERMA. Os valores de dose e TERMA se encontram em porcentagem e são apresentados em função da profundidade ao longo do eixo central.

Figura 21: Dose relativa referente aos fótons primários e secundários somados e TERMA's relativos referentes às partículas primárias, secundárias e ambas somadas em função da profundidade.

Analisando-se a Figura 21, na região entre as profundidades 1,5 cm e 31,75 cm os pontos referentes às doses absorvidas $[D]_{P+S}$ (círculos magentas) apresentam valores relativos percentuais muito próximos dos pontos referentes aos TERMA's $[\tau]_{P+S}$ (círculos pretos) e se encontram localizados dentro das barras de erro dos pontos referentes à $[\tau]_{P+S}$. Isso significa que o fator de reconstrução é constante nessa região. O coeficiente de atenuação linear médio

de reconstrução $[\bar{\mu}_{\text{Água}}]_p$ foi encontrado fazendo um ajuste de decaimento exponencial para os pontos referentes aos TERMA's das partículas primárias (triângulos verdes), e o valor obtido foi $[\bar{\mu}_{\text{Água}}]_p = 0,06537 \text{ cm}^{-1}$. Boellard et al. (1997) sugere em seu trabalho que a dose no centro de um objeto simulador pode ser calculada através da média aritmética $D_{\text{meio}}^{\text{arit}} = (D_{\text{entrada}} + D_{\text{saída}})/2$ e também através da média geométrica $D_{\text{meio}}^{\text{geom}} = \sqrt{D_{\text{entrada}} D_{\text{saída}}}$, em que D_{entrada} é a dose na profundidade de máxima dose d_m e $D_{\text{saída}}$ é a dose na profundidade *espessura* - d_m , ambas no eixo central e corrigidas pelo IQD de acordo com Huyskens et al (1994). Calculando-se essas médias utilizando os valores de D_{entrada} e $D_{\text{saída}}$ da Figura 21, encontrou-se $D_{\text{meio}}^{\text{arit}} = 51,34\%$ e $D_{\text{meio}}^{\text{geom}} = 45,84\%$, uma diferença relativa de +6,12% e -5,15% respectivamente em relação ao valor esperado da dose no centro do objeto simulador $D_{\text{meio}} = 48,2\%$. A média aritmética considera que a dose decai linearmente com a profundidade, enquanto que a média geométrica considera que a dose decai exponencialmente ao longo profundidade, com um coeficiente de atenuação constante. Essas considerações são válidas somente para pequenas espessuras, justificando assim as diferenças relativas observadas.

4.2 Algoritmo de reconstrução de dose

Para validar o algoritmo de reconstrução de dose e determinar o fator de reconstrução controle Y_0 , o fator de reconstrução geral $Y_{C,E,DFS,DSE}$ e a equação de reconstrução de dose geral $\xi_{C,E,DFS,DSE}$ considerando diferentes parâmetros de irradiação, foram realizadas simulações utilizando os parâmetros de irradiação controle (tamanho de campo, espessura do objeto simulador do corpo, distância entre a fonte e a superfície de entrada do objeto simulador do corpo e distância entre a superfície de saída do objeto simulador do corpo e o centro do objeto simulador do EPID), e também utilizando sete variações para cada parâmetro. Uma vez terminadas as simulações, seus arquivos de saída *Dose_I.dat*, *TERMA_Primario_I.dat*, *TERMA_Secundario_I.dat*, *Dose_E.dat*, *TERMA_Primario_E.dat* e *TERMA_Secundario_E.dat* foram carregados no programa MATLAB® e o algoritmo de reconstrução de dose foi aplicado. A matriz de reconstrução de dose $[M_{DI}^D]_{\text{rec}}$ foi definida a partir da matriz M_{DE}^D , que representa a dose mensurada nos mapas bidimensionais do objeto simulador do EPID, e foi comparada a matriz M_{DI}^D , que representa a dose mensurada nos

mapas bidimensionais do objeto simulador do corpo. A comparação foi feita através da matriz M^{dif} , que contém os valores de diferença relativa elemento a elemento (relativa à M_{DI}^D). As flutuações em torno do valor de diferença relativa média são consequência da baixa estatística das simulações, em também consequência da interpolação feita para redimensionar a matriz M_{DE}^D .

Nas figuras referentes aos perfis das matrizes M_{DI}^D , $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} foram traçadas linhas tracejadas horizontais para representar a diferença relativa média. As figuras que mostram as matrizes completas M_{DI}^D , $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} apresentam valores de dose e diferença relativa somente na região em que se aplica o fator de *build up* (região que existe feixe primário), e são desconsiderados também os *voxels* localizados nos limites do campo, uma vez que apresentam valores subestimados de TERMA referente aos fótons primários (somente parte do *voxel* recebe fluência de energia referente a esses fótons). Todos os valores de dose de uma simulação foram normalizados em relação à dose no elemento central da matriz M_{DI}^D dessa simulação.

4.2.1 Fator de reconstrução controle Y_0

Para verificar a validade do algoritmo de reconstrução de dose e determinar o fator de reconstrução controle Y_0 , foram feitas simulações utilizando a geometria controle (Figura 5) e os parâmetros de entrada controle (Figura 15).

A Figura 22 apresenta os resultados referentes aos parâmetros de irradiação controle, com tamanho de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, espessura do objeto simulador de 30 cm, DFS de 85 cm e DSD_E de 35 cm, mostrando em (a) a matriz M_{DI}^B , em (b) a matriz M_{DE}^B , em (c) a matriz M_{DI}^D , em (d) a matriz $[M_{DI}^D]_{rec}$, em (e) os perfis das matrizes M_{DI}^D , $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} e em (f) a matriz M^{dif} .

Figura 22: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para os parâmetros de irradiação controle. (a) M_{DI}^B (b) M_{DE}^B . (c) M_{DI}^D . (d) $[M_{DI}^D]_{rec}$. (e) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (f) M^{dif} .

Os mapas bidimensionais do fator de *build up* das figuras (a) e (b) apresentam valores maiores no centro e valores menores nas bordas, sendo que esse comportamento é mais acentuado no mapa bidimensional do objeto simulador do corpo. A justificativa para esse comportamento é a mesma dada para as curvas de $[\tau]_S$ da Figura 16 e de Figura 17, uma vez que o fator de *build up* é calculado com base nos TERMA's $[\tau]_P$ e $[\tau]_S$. Percebe-se através

das figuras (c), (d) e (e) que as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ possuem padrões semelhantes, e os valores da matriz M_{DI}^D são maiores que os valores da matriz $[M_{DI}^D]_{rec}$. Nota-se também que a matriz M^{dif} em (e) e em (f) oscilam em torno de um valor médio, sendo sua média e seu desvio padrão igual a $3,53 \pm 1,17\%$. Essa diferença está associada ao fator de reconstrução γ_0 , e para essa diferença relativa média ser igual a zero esse fator deve valer $\gamma_0 = 1,0366$. A Figura 23 apresenta os resultados referentes aos parâmetros de irradiação controle considerando essa correção no fator de reconstrução.

Figura 23: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para os parâmetros de irradiação controle, considerando o fator de reconstrução $\gamma_0 = 1,0366$. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

Com o novo fator de reconstrução a nova média e seu desvio padrão passam a ser $0,00 \pm 1,22\%$. Devido ao baixo valor de desvio padrão concluiu-se que o algoritmo é válido para os parâmetros de irradiação controle, e o fator de reconstrução para esses parâmetros vale $\gamma_0 = 1,0366$. Elmt et al (2008) analisou alguns modelos de reconstrução por retroprojeção, e de acordo com sua análise esses modelos obtiveram uma acurácia em torno de 3%, condizendo com a acurácia obtida neste trabalho.

A seguir serão apresentados os resultados para validar o algoritmo e determinar o fator de reconstrução utilizando parâmetros de irradiação diferentes da geometria controle.

4.2.2 Fator de reconstrução geral $Y_{C,E,DFS \text{ e } DSD_E}$

Para verificar a validade do algoritmo de reconstrução de dose e determinar o fator de reconstrução $Y_{C,E,DFS,DSD_E} = f_C(C) f_E(E) f_{DFS}(DFS) f_{DSD_E}(DSD_E)$, foram feitas simulações utilizando diferentes parâmetros de irradiação, e cada um associado a uma determinada geometria e um determinado arquivo de entrada. As quatro seções a seguir contém sete figuras, cada qual associada a uma variação de um determinado parâmetro, então a análise delas foi feita somente após a última figura de cada seção. As figuras mostram em (a) os perfis das matrizes M_{DI}^D , $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} e em (b) a matriz M^{dif} .

4.2.2.1 Tamanho de campo

Para verificar a validade do algoritmo de reconstrução de dose e determinar a função $f_C(C)$, foram feitas simulações utilizando a geometria controle (Figura 5) e os parâmetros de entrada controle (Figura 15), porém com os tamanhos de campo 2x2 cm², 3x3 cm², 4x4 cm², 5x5 cm², 6x6 cm², 8x8 cm² e 12x12 cm².

A Figura 24 apresenta os resultados referentes ao tamanho de campo 2x2 cm², com diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ de $3,33 \pm 1,04\%$.

Figura 24: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para o tamanho de campo 2x2 cm². (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

A Figura 25 apresenta os resultados referentes ao tamanho de campo 3x3 cm², com diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ de $3,05 \pm 1,13\%$.

Figura 25: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para o tamanho de campo 3x3 cm². (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

A Figura 26 apresenta os resultados referentes ao tamanho de campo 4x4 cm², com diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ de $3,31 \pm 1,13\%$.

Figura 26: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para o tamanho de campo 4x4 cm². (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

A Figura 27 apresenta os resultados referentes ao tamanho de campo 5x5 cm², com diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ de $3,64 \pm 1,33\%$.

Figura 27: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para o tamanho de campo 5x5 cm². (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

A Figura 28 apresenta os resultados referentes ao tamanho de campo 6x6 cm², com diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ de $3,75 \pm 1,25\%$.

Figura 28: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para o tamanho de campo 6x6 cm². (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

A Figura 29 apresenta os resultados referentes ao tamanho de campo 8x8 cm², com diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ de $3,71 \pm 1,28\%$.

Figura 29: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para o tamanho de campo 8x8 cm². (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

A Figura 30 apresenta os resultados referentes ao tamanho de campo 12x12 cm², com diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ de $3,38 \pm 1,28\%$.

Figura 30: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para o tamanho de campo 12x12 cm². (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

Analisando-se as figuras referentes aos perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ (a) para os diferentes tamanhos de campo, nota-se que os padrões dos perfis de M_{DI}^D (linha preta tracejada) são diferentes apenas na largura, devido à variação do tamanho de campo, e apresentam valores maiores de dose em relação aos perfis de $[M_{DI}^D]_{rec}$ (linha roxa). Nota-se também que os valores da matriz M^{dif} vistos em perfil (a) e em toda sua totalidade (b) oscilam em torno de

um valor médio. As diferenças relativas médias referentes a cada tamanho de campo e seus desvios padrão são apresentados na Figura 31.

Figura 31: Diferenças relativas médias em função da dimensão do campo quadrado.

Na figura acima a linha tracejada representa a média das diferenças relativas médias, igual a $3,46 \pm 0,43\%$. Através da figura acima pode-se concluir que o fator de reconstrução é aproximadamente constante com a variação do tamanho de campo, então a função f_c foi considerada constante para todos os valores de tamanho de campo, com $f_c = 1$ e $Y_c = 1,0358$. A Tabela 2 apresenta as diferenças relativas médias referentes aos diferentes tamanhos de campo considerando $Y_c = 1,0358$. Boellard et al (1997) também obteve um comportamento linear para uma variação do tamanho de campo entre 4 cm^2 e 144 cm^2 utilizando a distância $\text{DSD}_E = 35 \text{ cm}$.

Tabela 2: Diferenças relativas médias entre M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ para os diferentes tamanhos de campo considerando o fator de reconstrução $Y_c = 1,0358$.

Dimensão do campo quadrado (cm)	Diferença relativa média (%)
2	$-0,013 \pm 1,08$
3	$-0,41 \pm 1,17$
4	$-0,14 \pm 1,17$
5	$0,19 \pm 1,38$
6	$0,31 \pm 1,30$
8	$0,26 \pm 1,32$
10	$0,07 \pm 1,21$
12	$-0,07 \pm 1,32$

Os valores baixos de desvio padrão provam que o algoritmo de reconstrução de dose é válido para diferentes tamanhos de campo.

4.2.2.2 Espessura do objeto simulador do corpo

Para verificar a validade do algoritmo de reconstrução de dose e determinar a função $f_E(E)$, foram feitas simulações utilizando a geometria controle (Figura 5) e os parâmetros de entrada controle (Figura 15), porém com as espessuras de objeto simulador do corpo iguais a 5 cm, 10 cm, 15 cm, 20 cm, 25 cm, 35 cm e 40 cm. As distâncias entre centro do objeto simulador do corpo e centro do objeto simulador do EPID foram fixadas em 50 cm.

A Figura 32 apresenta os resultados referentes à espessura 5 cm, com diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ de $3,53 \pm 0,74\%$.

Figura 32: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a espessura 5 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

A Figura 33 apresenta os resultados referentes à espessura 10 cm. A diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ foi de $4,71 \pm 0,79\%$.

Figura 33: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a espessura 10 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

A Figura 34 apresenta os resultados referentes à espessura 15 cm. A diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ foi de $5,20 \pm 0,85\%$.

Figura 34: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a espessura 15 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

A Figura 35 apresenta os resultados referentes à espessura 20 cm. A diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ foi de $5,18 \pm 1,02\%$.

Figura 35: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a espessura 20 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

A Figura 36 apresenta os resultados referentes à espessura 25 cm. A diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ foi de $4,60 \pm 1,08\%$.

Figura 36: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a espessura 25 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

A Figura 37 apresenta os resultados referentes à espessura 35 cm. A diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ foi de $2,26 \pm 1,39\%$.

Figura 37: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a espessura 35 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

A Figura 38 apresenta os resultados referentes à espessura 40 cm. A diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ foi de $0,18 \pm 1,60\%$.

Figura 38: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a espessura 40 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

Analisando-se as figuras referentes aos resultados da aplicação do algoritmo de reconstrução de dose para as diferentes espessuras do objeto simulador do corpo, nota-se que os padrões dos perfis de M_{DI}^D (linha preta tracejada) são mais suavizados para menores valores de espessura, e à medida que se aumenta a espessura o *voxel* central vai apresentando valores maiores em relação aos *voxels* da borda. A justificativa para esse comportamento é a mesma dada para o comportamento da Figura 17, de forma que o padrão do perfil para baixas espessuras assemelha-se mais com o perfil do TERMA referente aos fótons primários porque nesse caso se tem menos contribuição de fótons secundários. Nota-se também que à medida que se aumenta a espessura as diferenças relativas médias também aumentam até atingir um valor de máximo (espessura 15 cm), depois decrescem até a última espessura, e os desvios padrão aumentam com o aumento da espessura, como pode ser visto na Figura 39.

Figura 39: Diferenças relativas médias em função da espessura do objeto simulador do corpo.

Diferentemente do tamanho de campo, os valores de diferença relativa média não apresentam um valor aproximadamente constante com a variação da espessura. Isso ocorre devido ao fato das distâncias DFD_I e $DD_I D_E$ serem fixas, o que faz com que a contribuição de dose por fótons secundários em relação à contribuição total (fótons primários e secundários) no mapa bidimensional de detectores do objeto simulador do corpo varie consideravelmente com a variação dos valores de espessura, e consequentemente a função f_E e o fator de reconstrução, pois estes estão relacionados com fótons primários e secundários. Os desvios padrão aumentam com o aumento da espessura porque aumentar a espessura implica em menos fótons atingindo o objeto simulador do EPID, e menos fótons contribuindo para a dose resulta em uma pior estatística. O comportamento da curva na Figura 39 está de acordo com os resultados obtidos por Boellard et al (1997). Boellard analisou a dose espalhada na saída de um objeto simulador homogêneo em função de sua espessura para um feixe polienergético de 8 MV e obteve um resultado semelhante ao encontrado neste trabalho, porém com ponto de máximo para espessura de 10 cm. Essa diferença está relacionada com os desvios padrão e as energias utilizadas.

Dessa forma, a função f_E e consequentemente Y_E não são constantes com a variação da espessura do objeto simulador do corpo. Porém, uma vez determinada essa função, a reconstrução de dose é feita com desvios padrão pequenos, concluindo-se assim que o algoritmo de reconstrução de dose é válido para diferentes espessuras.

4.2.2.3 Distância Fonte-Superfície

Para verificar a validade do algoritmo de reconstrução de dose e determinar a função $f_{DFS}(DFS)$, foram feitas simulações utilizando a geometria controle (Figura 5) e os parâmetros de entrada controle (Figura 15), porém com as distâncias Fonte-Superfície 65 cm, 70 cm, 75 cm, 80 cm, 90 cm, 95 cm e 100 cm.

A Figura 40 apresenta os resultados referentes à distância fonte-superfície 65 cm, com diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ de $3,63 \pm 1,22\%$.

Figura 40: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a DFS 65 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

A Figura 41 apresenta os resultados referentes à distância fonte-superfície 70 cm, com diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ de $3,66 \pm 1,20\%$.

Figura 41: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a DFS 70 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

A Figura 42 apresenta os resultados referentes à distância fonte-superfície 75 cm, com diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ foi de $3,59 \pm 1,28\%$.

Figura 42: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a DFS 75 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

A Figura 43 apresenta os resultados referentes à distância fonte-superfície 80 cm, com diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ de $3,58 \pm 1,19\%$.

Figura 43: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a DFS 80 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

A Figura 44 apresenta os resultados referentes à distância fonte-superfície 90 cm, com diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ de $3,70 \pm 1,14\%$.

Figura 44: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a DFS 90 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

A Figura 45 apresenta os resultados referentes à distância fonte-superfície 95 cm, com diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ de $3,77 \pm 1,13\%$.

Figura 45: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a DFS 95 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

A Figura 46 apresenta os resultados referentes à distância fonte-superfície 100 cm, com diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ de $3,73 \pm 1,20\%$.

Figura 46: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a DFS 100 cm. (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

Analisando-se as figuras referentes aos perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ para as diferentes distâncias Fonte-Superfície, nota-se que os padrões dos perfis de M_{DI}^D (linha preta tracejada) são muito parecidos, pois mudar a distância Fonte-Superfície praticamente não altera a contribuição de dose por fótons secundários em relação à contribuição total (fótons primários e secundários) nos mapas bidimensionais de detectores dos objetos simuladores do corpo. Os perfis de M_{DI}^D também apresentam valores maiores de dose em relação aos perfis de $[M_{DI}^D]_{rec}$

(linha roxa). Nota-se também que os valores da matriz M^{dif} vistos em perfil (a) e em toda sua totalidade (b) oscilam em torno de um valor médio. As diferenças relativas médias e seus desvios padrão referentes a cada tamanho de campo são apresentados na Figura 47.

Figura 47: Diferenças relativas médias em função da distância Fonte-Superfície.

Na figura acima a linha tracejada representa a média das diferenças relativas médias, igual a $3,65 \pm 0,42\%$. Através da figura acima se conclui que o fator de reconstrução é aproximadamente constante com a variação da distância DFS, então a função f_{DFS} também foi considerada constante para todos os valores de DFS, de forma que $f_{DFS} = 1$. Uma vez que f_C e f_{DFS} são constantes, calculou-se um valor médio para ambos os fatores Y_C e Y_{DFS} resultando no fator de reconstrução $Y_{C,DFS} = 1,0368$. A Tabela 3 apresenta as diferenças relativas médias referentes aos diferentes tamanhos de campo e referente aos diferentes valores de DFS considerando $Y_{C,DFS} = 1,0368$.

Tabela 3: Diferenças relativas médias entre M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ para os diferentes valores de tamanho de campo e DFS considerando o fator de reconstrução $Y_{C,DFS} = 1,0368$.

Dimensão do campo quadrado (cm)	Diferença relativa média (%)	DFS (cm)	Diferença relativa média (%)
2	$-0,23 \pm 1,08$	65	$0,08 \pm 1,27$
3	$-0,51 \pm 1,17$	70	$0,11 \pm 1,24$
4	$-0,24 \pm 1,17$	75	$0,04 \pm 1,32$
5	$0,10 \pm 1,38$	80	$0,03 \pm 1,24$
6	$0,21 \pm 1,30$	85	$-0,02 \pm 1,21$
8	$0,16 \pm 1,32$	90	$0,16 \pm 1,18$
10	$-0,02 \pm 1,21$	95	$0,23 \pm 1,17$
12	$-0,17 \pm 1,32$	100	$0,19 \pm 1,24$

Os valores baixos de desvio padrão provam que o algoritmo de reconstrução de dose é válido concomitantemente para diferentes valores de distância Fonte-Superfície e diferentes valores de tamanho de campo considerando $Y_{C,DFS} = 1,0368$.

4.2.2.4 Distância Superfície-Detector

Para verificar a validade do algoritmo de reconstrução de dose e determinar a função $f_{DSD_E}(DSD_E)$, foram feitas simulações utilizando a geometria controle (Figura 5) e os parâmetros de entrada controle (Figura 15), porém com as distâncias Superfície-Detector 10 cm, 15 cm, 20 cm, 25 cm, 30 cm, 35 cm, 40 cm e 45 cm.

A Figura 48 apresenta os resultados referentes à distância fonte-detector 10 cm, com diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ de $2,80 \pm 1,08\%$.

Figura 48: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a distância DSD_E 10 cm (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

A Figura 49 apresenta os resultados referentes à distância fonte-detector 15 cm, com diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ de $3,07 \pm 1,01\%$.

Figura 49: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a distância DSD_E 15 cm (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

A Figura 50 apresenta os resultados referentes à distância fonte-detector 20 cm, com diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ de $3,27 \pm 1,07\%$.

Figura 50: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a distância DSD_E 20 cm (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

A Figura 51 apresenta os resultados referentes à distância fonte-detector 25 cm, com diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ de $3,46 \pm 1,05\%$.

Figura 51: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a distância DSD_E 25 cm (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

A Figura 52 apresenta os resultados referentes à distância fonte-detector 30 cm, com diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ de $3,54 \pm 1,10\%$.

Figura 52: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a distância DSD_E 30 cm (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

A Figura 53 apresenta os resultados referentes à distância fonte-detector 40 cm, com diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ de $3,55 \pm 1,27\%$.

Figura 53: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a distância DSD_E 40 cm (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

A Figura 54 apresenta os resultados referentes à distância fonte-detector 45 cm, com diferença relativa média entre as matrizes M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ de $3,67 \pm 1,22\%$.

Figura 54: Resultados do algoritmo de reconstrução de dose para a distância DSD_E 45 cm (a) Perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ e M^{dif} em função da posição lateral. (b) M^{dif} .

Analisando-se as figuras referentes aos perfis de M_{DI}^D e $[M_{DI}^D]_{rec}$ para diferentes distâncias DSD_E, nota-se que os padrões dos perfis de M_{DI}^D (linha preta tracejada) são os mesmos para todos os valores de DSD_E, e apresentam valores maiores de dose em relação aos perfis de $[M_{DI}^D]_{rec}$ (linha roxa). A única parcela de contribuição de dose no mapa bidimensional do objeto simulador do corpo que é alterada com a variação da distância DSD_E é a parcela de contribuição referente ao feixe retroespalhado no objeto simulador do EPID, e essa contribuição é praticamente nula, justificando assim os mesmos comportamentos observados nos perfis de M_{DI}^D . Nota-se também que os valores da matriz M^{dif} vistos em perfil (a) e em toda sua totalidade (b) oscilam em torno de um valor médio. As diferenças relativas médias e seus desvios padrão referentes a cada tamanho de campo são apresentados na Figura 55.

Figura 55: Diferenças relativas médias em função da distância Superfície-Detector.

Percebe-se que os valores apresentam um leve aumento até a DSD_E de 30 cm, e depois desse valor as diferenças relativas médias permanecem praticamente constante, com valor semelhante as diferenças relativas médias encontradas para os diferentes tamanhos de campo e diferentes distâncias Fonte-Superfície. Uma vez que o feixe transmitido pelo objeto simulador do corpo é composto de fótons primários e secundários, o aumento da distância entre os objetos simuladores faz com que menos fótons secundários cheguem até o objeto simulador do EPID, e a partir de uma certa distância essa variação passa a ser insignificante. Boellard et al (1997) concluiu em seu trabalho que a contribuição de dose espalhada é praticamente constante para DSD_E > 50 cm, enquanto Renner (2013) e Bart (2014) concluíram que a contribuição de dose espalhada é praticamente constante para DSD_E > 35 cm, resultados condizentes com os resultados obtidos neste trabalho.

Dessa forma, a função f_{DSD_E} e consequentemente Y_{DSD_E} são constantes com a variação da distância Fonte-Superfície apenas para distâncias maiores que 30 cm, e os valores baixos de desvio padrão permitem concluir que o algoritmo de reconstrução de dose é válido para diferentes distâncias Superfície-Detector.

4.3 Equação de reconstrução de dose geral $\xi_{C,E,DFS \text{ e } DSD_E}$

Em 4.1.1 foi definido o coeficiente de atenuação linear médio de reconstrução $[\bar{\mu}_{\text{Água}}]_P$, e em 4.2.2 foram definidas as funções $f_C(C)$, $f_E(E)$, $f_{DFS}(DFS)$ e $f_{DSD_E}(DSD_E)$.

Dessa forma, determinou-se a equação de reconstrução de dose geral $\xi_{C,E,DFS \text{ e } DSD_E}$:

$$[D_{P_{DI}}]_{P+S} = [D_{P_{DE}}]_{P+S} Y_{C,E,DFS,DSD_E} e^{[\bar{\mu}_{\text{Água}}]_P (D^{P_{DI}P_{IOA}} + D^{P_{IAO}P_{DE}}) \frac{B_{P_{DI}}}{B_{P_{DE}}}} \quad (39)$$

$$, \text{ com } [\bar{\mu}_{\text{Água}}]_P = 0,05622 + \frac{\ln\left\{\frac{(DFP_{DI})^2}{(DFP_{DE})^2}\right\}}{(D^{P_{DI}P_{IOA}} + D^{P_{IAO}P_{DE}})} \text{ cm}^{-1} \quad (40)$$

Considerando a geometria controle e os parâmetros de entrada controle, o fator de reconstrução vale $Y_0=1,0366$. Considerando diferentes tamanhos de campo, espessura do objeto simulador, DFS e DSD_E , o fator de reconstrução passa a valer:

$$Y_{C,E,DFS,DSD_E} = 1,0368 f_C(C) f_E(E) f_{DFS}(DFS) f_{DSD_E}(DSD_E) \quad (41)$$

$$, \text{ onde } \begin{cases} f_C = 1 \\ f_{DFS} = 1 \\ f_{DSD_E} \approx 1 \text{ para } DSD_E \geq 30 \text{ cm} \end{cases} \quad (42)$$

A equação de reconstrução de dose proposta neste trabalho aplicada em uma situação real depende de simulações computacionais para determinar os valores dos fatores de *build up* em P_{DI} e P_{DE} .

5. Conclusões

A análise dos resultados obtidos em relação ao algoritmo de reconstrução de dose permitiu concluir que, devido aos valores pequenos de desvio padrão em torno da diferença relativa média (desvio padrão máximo de 1,6% para espessura de 40 cm), a equação de reconstrução de dose geral $\xi_{C,E,DFS}$ e DSD_E e o algoritmo de reconstrução de dose proposto neste trabalho são válidos para reconstruções de dose utilizando uma geometria cúbica regular que simula uma situação clínica de radioterapia de forma simplificada, possuindo faces planas, composta homogeneamente por água e considerando a variação dos parâmetros de irradiação tamanho de campo, espessura do objeto simulador do corpo, distância entre a fonte e a superfície de entrada do objeto simulador do corpo e distância entre a superfície de saída do objeto simulador do corpo e o centro do objeto simulador do EPID.

É possível dar continuidade a esse trabalho realizando simulações utilizando um maior número de partículas primárias, geometrias irregulares de composições heterogêneas, e dessa forma obter uma equação de reconstrução de dose e consequentemente um algoritmo de reconstrução de dose que consiga reconstruir mapas bidimensionais de dose mais fidedignos comparados a uma situação clínica real.

6. Referências Bibliográficas

AAPM REPORT 46. **Comprehensive QA for radiation oncology**. Report of taskgroup n° 40 of the Radiation Therapy Committee. Medical physics, v. 21, 1994.

AAPM REPORT 87. **Diode *in vivo* dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy**. Report of taskgroup n° 62 of the Radiation Therapy Committee. Medical physics, feb. 2005.

AHMED, S. N. **Physics & Engineering of Radiation Detection**. 1st ed. San Diego: Elsevier, 2007.

ANTONUK, L. E. **Electronic portal imaging devices: a review and historical perspective of contemporary technologies and research**. Physics in medicine and biology, v. 47, p. R31-R65, mar, 2002

ATTIX, F. H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. Weinheim: WILEY-VCH, 2004.

AWUSI, K. **Transit dosimetry based on water equivalent path length measured with an amorphous silicon electronic portal imaging device**. Glasgow: University of Glasgow, 2011

BAILY, N. A.; HORN, R. A.; KAMPP, T. D. **Fluoroscopic visualization of megavoltage therapeutic x ray beams**. International Journal of Radiation Oncology – biology – physics, v. 6, p. 935-939, 1980.

BARBI, G. L. et al. **Caracterização de um sistema eletrônico de aquisição de imagem portal para dosimetria em radioterapia**. Revista Brasileira de Física Médica, v. 6, p. 45-49, 2012.

BEDFORD, J. L.; HANSON, I. M.; HANSEN, V. N. **Portal dosimetry for VMAT using integrated images obtained during treatment**. Medical Physics, v. 41, p. 021725, feb. 2014.

BELOSI, M. F. et al. **Monte Carlo simulation of TrueBeam flattening-filter-free beams using Varian phase-space files: Comparison with experimental data**. Medical physics, v. 41, p. 051707, may. 2014.

BENHDECH, Y. et al. **New method to perform dosimetric quality control of treatment planning system using PENELOPE Monte-Carlo and anatomical Digital Test Objects**. Proceedings of SPIE-The International Society for Optical Engineering, v. 7622, p. 762250, 2010.

BERRY, S. L. **Transit Dosimetry for Patient Treatment Verification with an Electronic Portal Imaging Device**. New York: Columbia University, 2012.

BEYZADEOGLU, M.; OZYIGIT, G.; EBRULI, C. **Basic Radiation Oncology**. 1st ed. Berlin: Springer, jun. 2010.

BHOJ, G. **Literature review on IMRT and VMAT for prostate cancer**. American Journal of Cancer Review, v. 2, p. 1-5, feb. 2014.

BLAKE, S. J. **Characterization of a novel EPID designed for simultaneous imaging and dose verification in radiotherapy**. Medical Physics, v. 40, p. 091902, sep. 2013.

BOELLARD, R. et al. **New method to obtain the midplane dose using portal *in vivo* dosimetry**. International Journal of Radiation Oncology – biology – physics, v. 41, p. 465-474, may. 1998.

BOELLARD, R.; HERK, M. V.; MIJNHEER, B. J. **A convolution model to convert transmission dose images to exit dose distributions**. Medical Physics, v. 24, p. 189-199, feb. 1997.

BRASIL. Ministério da saúde. Instituto nacional de câncer. **Programa de qualidade em radioterapia. Curso de atualização para técnicos em radioterapia. Programa teórico**. Disponível em: <http://www.inca.gov.br/pqrt/download/tec_int/pqrt_curso_atual_tec_rdtrp_p3.pdf>. Acesso em: 13 Ago. 2014.

BRASIL. Ministério da saúde. Instituto nacional de câncer. **Programa de qualidade em radioterapia. TEC DOC – 1151. Aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia. Protocolo de controle da qualidade**. Rio de Janeiro, 2001 Disponível em: <http://www.inca.gov.br/pqrt/download/PQRT_TECDOC_1151_port.pdf>. Acesso em: 13 Ago. 2014.

DESROSIERS, C. **Calculation algorithms in radiation therapy treatment planning systems**. AAMD Region III annual meeting. Indianapolis: Indiana University, apr. 2013.

DICKERSON, R. E.; HAUS, A. G.; HUFF, K. E. **Development of a novel, high contrast, cassette/film/screen system for radiation therapy portal localization imaging**. Physics of medical imaging – Medical imaging, v. 3032, p. 520-529, feb. 1997.

DUNN, W. L.; SHULTIS, J. K. **Exploring Monte Carlo Methods**. Amsterdam: Elsevier, 2012

ELMPT, W. J. C. V. et al. **A Monte Carlo based three-dimensional dose reconstruction method derived from portal dose images**. Medical Physics, v. 33, p. 2426-2434, jul. 2006.

ELMPT, W et al. **A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry**. Radiotherapy and oncology, v. 88, p. 289-309, sep. 2008.

FRANCOIS, P. et al. ***In vivo* dose verification from back projection of a transit dose measurement on the central axis of photon beams**. Physica Medica, v. 27, p. 1-10, jan. 2011.

FIDANZIO, A. et al. **Generalized EPID calibration for *in vivo* transit dosimetry**. Physica Medica, v. 27, p. 30-38, jan. 2011.

FIDANZIO, A. et al. **Quasi real time *in vivo* dosimetry for VMAT**. Medical Physics, v. 41, p. 062103, jun. 2014.

GOODMAN, J. **Principles of Scientific Computing**. New York: New York University, p.180, apr. 2006

GREER, P. B. **3D EPID based dosimetry for pre-treatment verification of VMAT – methods and challenges**. Journal of Physics Conference Series, v. 444, p. 012010, 2013.

HUYSKENS, D.; VANDAM, J.; DUTREIX, A. **Midplane dose determination using in-vivo dose measurements in combination with portal imaging**. Physics in medicine and biology, v. 39, p. 1089-1101, jul. 1994

ICRU REPORT 83. **Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT)**. Journal of the ICRU, v. 10, p. 1-106, ap. 2010.

ICRU REPORT 85. **Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation (Revised)**. Journal of the ICRU, v. 11, p. 1-32, oct. 2011.

JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. **The Physics of Radiology**. 4. Ed. Springfield: Charles C Thomas, 1983.

JUNG, J. W. et al. **Fast transit portal dosimetry using density-scaled layer modeling of aSi-based electronic portal imaging device and Monte Carlo method**. Medical Physics, v. 39, p. 7593-7602, dec. 2012.

KIRK, B. **Overview of Monte Carlo radiation transport codes**. Radiation Measurements, v. 45, p. 1318-1322, dec. 2010.

LAM, T. K.-M. et al. **A comparison of IMRT and VMAT technique for treatment of rectal cancer**. American Association of Medical Dosimetrists 39th Annual Meeting, 2014.

LNMRI. **Grandezas e Unidades para Radiação Ionizante**. Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes. Rio de Janeiro, out. 2011.

MARTÍNEZ-ROVIRA, I.; PREZADO, Y. **Minibeam radiation therapy for the management of osteosarcomas: A Monte Carlo study**. Medical Physics, v. 41, p. 061706, jun. 2014.

MAYORGA, P. A. et al. **Monte Carlo study for designing a dedicated “D”-shaped collimator used in the external beam radiotherapy of retinoblastoma patients**. Medical Physics, v. 41, p. 011714, jan. 2014.

MCNUTT, T. R. et al. **Modeling dose distributions from portal dose images using the convolution/superposition method**. Medical Physics, v. 23, p. 1381-1392, aug. 1996.

MERTEENS, H.; VANHERK, M.; WEEDA, J. **A liquid ionization detector for digital radiography of therapeutic megavoltage photon**. Physics in medicine and biology, v. 30, p. 313-321, 1985.

MERTEENS, H. et al. **First clinical experience with a newly developed electronic portal imaging device**. International Journal of Radiation Oncology – biology – physics, v. 18, p. 1173-1181, may. 1990.

MEYER, J. L. **IMRT, IGRT, SBRT - Advances in the treatment Planning and Delivery of Radiotherapy**. 2007.

MIJNHEER, B. et al. **In vivo dosimetry in external beam radiotherapy**. Medical Physics, v. 40, p. 070903, 2013.

- MORRIS, B. A. **An efficient approach to EPID transit dosimetry**. Baton Rouge: Louisiana State University, aug. 2014.
- MUNRO, P.; BOUIUS, D. C. **X-ray quantum limited portal imaging using amorphous silicon flat-panel arrays**. Medical Physics, v. 25, p. 689-702, feb. 1998.
- PECHARROMÁN-GALLEGO, R. et al. **Simplifying EPID dosimetry for IMRT treatment verification**. Medical Physics, v. 38, p. 983-992, feb. 2011.
- PIERMATTEI, A. et al. **Dose-guided radiotherapy for lung tumors**. Medical & Biological engineering & computing, v. 48, p. 79-86, jan. 2010.
- QIAN, J. et al. **Dose reconstruction for volumetric modulated arc therapy (VMAT) using cone-beam CT and dynamic log files**. Physics in medicine and biology, v. 55, p. 3597-3610, jul. 2010.
- QIU, J. J. et al. **Dosimetric comparison of 3D conformal, IMRT, and V-MAT techniques for accelerated partial-breast irradiation (APBI)**. Medical Dosimetry, v. 39, p. 152-158, 2014.
- RAMIREZ, J. L. V. et al. **Dosimetry of small radiation field in inhomogeneous medium using alanine/EPR minidosimeters and PENELOPE Monte Carlo simulation**. Radiation Measurements, v. 46, p. 941-944, sep. 2011.
- MATH RESOLUTIONS, LLC. Wendel Deam Renner. **Method and system reconstruct treatment dose to a patient from integrated exit-transit images or radiation fields taken during treatment**. US8605857 B1, 10 Dec. 2013.
- SABET, M. et al. **Transit dosimetry in dynamic IMRT with an a-Si EPID**. Medical & Biological engineering & computing, v. 52, p. 579-588, jul. 2014.
- SALVAJOLI, J. V.; SOUHAMI, L.; FARIA, S. L. **Radioterapia em Oncologia**. 2nd ed. São Paulo: Atheneu, 2013.
- SALVAT, F.; FERNÁNDEZ-VAREA, J. M.; SEMPAY, J. **PENELOPE, a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport**. Barcelona: Universitat de Barcelona, Facultat de Física, 2008.
- SANKAR, A. P. et al. **DC – Towards Adaptive Radiation Therapy: Integrating Cone Beam CT with Transit Dosimetry for quantitative dose analysis**. 2nd Dosimetry Check (Transit Dosimetry) User Meeting & Symposium, 2012
- SHEIKH-BAGHERI, D.; ROGERS, D W O. **Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code**. Medical Physics, v. 29, p. 391-402, mar. 2002.
- SHIRATO, H. et al. **Real-time 4-D radiotherapy for lung cancer**. Cancer science, v. 103, p. 1-6, jan. 2012.
- SPIES, L. et al. **An iterative algorithm for reconstructing incident beam distributions from transmission measurements using electronic portal imaging**. Physics in medicine and biology, v. 46, p. N203-N211, aug. 2001.
- STRANDQVIST, M.; ROSENGREN, B. **Television-controlled pendulum therapy**. British journal of radiology, v. 31, p. 513-515, 1958.

STREET, R. A. et al. **Amorphous silicon sensor arrays for X-ray and document imaging.** Thin solid films, v. 296, p. 172-176, march. 1997.

TAUHATA, L. et al. **Radioproteção e Dosimetria Fundamentos.** Instituto de Radioproteção e Dosimetria – CNEM, ago. 2003.

TILLIKAINEN, L. et al. **A 3D pencil-beam-based superposition algorithm for photon dose calculation in heterogeneous media.** Physics in Medicine and Biology, v. 53, p. 3821-3839, jul. 2008.

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

ZHOU, Z.; SONG, W. **A study of dose calculation based on collapsed cone convolution algorithm.** 3rd International conference on biomedical engineering and informatics (BMEI 2010), v. 1-7, p. 1331-1335, 2010.

ZHU, Y.; JIANG, X.; DYK, J. V. **Portal dosimetry using a liquid ion chamber matrix: Dose response studies.** Medical Physics, v. 22, p. 1101-1106, jul. 1995.