

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS ENERGÉTICAS
E NUCLEARES – PROTEN

**DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO COMPUTACIONAL
PARA CÁLCULOS DE DOSE ABSORVIDA EM ÓRGÃOS E
TECIDOS DO CORPO HUMANO NAS SITUAÇÕES DE
EXPOSIÇÕES ACIDENTAIS**

ADRIANO MÁRCIO DOS SANTOS

Recife – Pernambuco – Brasil
Novembro, 2006.

ADRIANO MÁRCIO DOS SANTOS

**DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO COMPUTACIONAL
PARA CÁLCULOS DE DOSE ABSORVIDA EM ÓRGÃOS E
TECIDOS DO CORPO HUMANO NAS SITUAÇÕES DE
EXPOSIÇÕES ACIDENTAIS**

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares da Universidade Federal de Pernambuco, para obtenção do título de Doutor em Ciências na área de concentração Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

ORIENTADORES:

Prof. Dr. RICHARD KRAMER

Prof. Dr. CARLOS ALBERTO BRAYNER DE OLIVEIRA LIRA

Recife – Pernambuco – Brasil
Novembro, 2006.

Santos, Adriano Márcio dos

Desenvolvimento de um modelo computacional para cálculos de dose absorvida em órgãos e tecidos do corpo humano nas situações de exposições acidentais / Adriano Márcio dos Santos. – Recife : O Autor, 2006.

ix, 111 folhas : il., fig., tab.

Tese (doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2006.

Inclui bibliografia e apêndice.

1. Tecnologia energética e nuclear – Dosimetria e proteção radiológica. 2. Fontes externas de radiação – Exposição acidental. 3. Corpo humano – Órgãos e tecidos – Cálculo de dose absorvida. 4. Modelo computacional MAX/EGS4 – Testes de algoritmo e medidas experimentais. I. Título.

621.039

CDU (2.ed.)

UFPE

621.48

CDD (22.ed.)

BC2006-578

**DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO COMPUTACIONAL
PARA CÁLCULOS DE DOSE ABSORVIDA EM ÓRGÃOS E
TECIDOS DO CORPO HUMANO NAS SITUAÇÕES DE
EXPOSIÇÕES ACIDENTAIS**

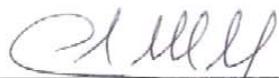
Adriano Márcio dos Santos

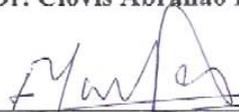
APROVADO EM: 01.11.2006

ORIENTADORES: Prof. Dr. Carlos Alberto Brayner de Oliveira Lira
Prof. Dr. Richard Kramer

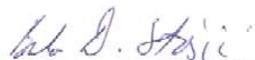
COMISSÃO EXAMINADORA:


Prof. Dr. Richard Kramer – DEN/UFPE

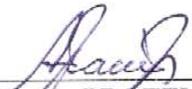

Prof. Dr. Clovis Abrahão Hazin – CRCN/CNEN-PE


Prof. Dr. Hélio Yotiyaz – IPEN-CNEN/SP


Prof. Dr. José Wilson Vieira – UPE


Prof. Dr. Borko Stosic – DF/UFRPE

Visto e permitida a impressão


Coordenador do PROTEN/DEN/UFPE

A Deus, pela tua presença em minha vida.

Dedico,

À minha esposa, com muito carinho...

Aos meus pais e irmãos. Pelo incentivo e compreensão em todos os momentos deste trabalho.

Agradecimentos

Aos meus orientadores, Prof. Dr. Carlos Alberto Brayner e Prof. Dr. Richard Kramer pela orientação que tanto contribuiu para a minha formação científica, além da confiança durante o desenvolvimento deste trabalho.

A Profa. Dra. Helen Jamil Khoury pela sua atenção, sugestões e ainda por ter cedido as instalações do Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes para serem realizados os experimentos com o fantoma Alderson-Rando.

A banca de acompanhamento, Prof. Dr. Clóvis Abraão Hazin, Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima e Prof. Dr. Eduardo Loureiro pelas várias sugestões fornecidas em todas as fases do trabalho.

Aos meus colegas do DEN: Eutrópio, Jucilene, Iran, Poliana, Vinícius, Fábio Rueda, Mário, Cintya, Ferdinand, Paulo Peixoto, Cleomácio, Péricles e Edvânia. A agradável e descontraída companhia de vocês tornou este trabalho ainda mais gratificante.

Ao amigo José Wilson Vieira pelas várias discussões, pelo companheirismo e especialmente pelo incentivo nos momentos de queda.

Aos meus familiares, em especial, Tio Chico e Tio Joca e família. O incentivo de vocês foi muito importante.

As secretárias Magali e Alene, pela atenção e apoio nos momentos necessários.

A todos os funcionários do DEN, sempre prestativos. Meus sinceros agradecimentos.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq)/ Ministério da Ciência e Tecnologia (MCT), pelo suporte financeiro e tecnológico.

SUMÁRIO

	Página
1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DE LITERATURA	5
2.1 – Acidentes Nucleares	5
2.2 – Fantomas.....	11
2.3 – Códigos Monte Carlo	12
3. METODOLOGIA.....	16
3.1. Coeficientes de conversão (CC)	16
3.2. Fantoma MAX.....	18
3.3. Código EGS4.....	19
3.4. Modelo computacional MAX/EGS4	21
3.5. Modelo matemático geral de uma fonte radioativa	24
3.5.1. Formalismo matemático	24
3.5.2. Outros modelos.....	28
3.6. Procedimento experimental	29
3.6.1. Fantoma físico Alderson-Rando.....	29
3.6.2. Fantoma Alderson-Rando virtual	31
3.6.2.1. Segmentação.....	34
3.6.2.2. Técnica da fusão de regiões	35
3.6.3. Dosímetros termoluminescentes (TLD)	36
3.6.4. Preparação experimental.....	37
3.6.5. Preparação computacional.....	40
3.7. Procedimento teórico	42
3.7.1. Acidente radiológico de Yanango	42
3.7.1.1. Geometria da fonte	43
3.7.1.2. Regiões de interesse (ROI)	48
3.7.1.3. Formalismo matemático	49
3.7.2. Acidente radiológico nas instalações de irradiação em Nesvizh.....	50
3.7.2.1. Taxa de exposição devida a uma fonte radioativa linear.....	53
3.7.2.2. Taxa de kerma no ar em pontos em torno de uma fonte linear.....	55
3.7.2.3. Método numérico.....	56
3.7.2.4. Formalismo matemático da fonte.....	57

3.7.2.5. <i>Fantoma MAXB</i>	58
4. RESULTADOS	61
4.1. Fonte geral	61
4.1.1. Distância fonte – plano de entrada do fantoma	61
4.1.2. Variação dos valores do ângulo polar	65
4.1.3. Incidências utilizadas como referências	66
4.2. Fonte geral e outras fontes existentes	67
4.2.1. Fontes paralelas	67
4.2.2. Fontes pontuais divergentes	73
4.3. Medidas com o Alderson-Rando	75
4.3.1. Comparando os resultados.....	75
4.4. Acidente de Yanango, Peru	80
4.4.1. A dose absorvida máxima no voxel.....	80
4.4.2. Distribuição de dose em função da profundidade	82
4.4.3. Distribuição de dose na superfície.....	86
4.4.4. Verificação da dose absorvida máxima na superfície	88
4.4.5. Doses absorvidas em órgãos e tecidos.....	90
4.5. Acidente de Nesvizh, Belarus.....	91
5. CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS	95
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	97
APÊNDICE	108
APÊNDICE 1 – Diagrama de blocos da fonte geral	109

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Regiões do corpo dos trabalhadores da planta de irradiação em São Salvador – El Salvador, que foram expostos pela fonte de ^{60}Co (IAEA, 1990).	10
Figura 2. Distribuição corporal dos efeitos da radiação pelo tempo, na pele da vítima do acidente de Soreq – Israel, após a exposição (IAEA, 1993).	10
Figura 3. Regiões do corpo da vítima do acidente em Nesvizh – Belarus (IAEA, 1996a) onde foram obtidas amostras sanguíneas para contagem de aberrações cromossômicas.	11
Figura 4. Vista frontal (a) e vista lateral (b) do fantoma MAX.	18
Figura 5. Fantoma MAX no sistema de coordenadas cartesianas do EGS4.	22
Figura 6. Localização da fonte no sistema de coordenadas do EGS4.	25
Figura 7. Vetores relacionados com a posição da fonte e o plano central.	26
Figura 8. Vetores relacionados com os co-senos diretores.	27
Figura 9. Fantoma Alderson-Rando feminino do Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes (LMRI).	30
Figura 10. Fatias e orifícios para acomodar TLDs.	30
Figura 11. Aparelho tomográfico do CEMUPE utilizado para obter as imagens tomográficas do fantoma Alderson-Rando.	31
Figura 12. Visão 3D do fantoma ARV, obtida com o <i>software</i> IDL (2002).	32
Figura 13. Visualização da fatia 2 do Fantoma AR: (a) real, (b) CT e (c) segmentada.	33
Figura 14. Visualização da fatia 8 do fantoma AR: (a) real, (b) CT e (c) segmentada.	33
Figura 15. Visualização de um TLD utilizado nos procedimentos experimentais com o fantoma Alderson-Rando.	36
Figura 16. Vista lateral das 11 fatias do fantoma Alderson-Rando.	37
Figura 17. Indicação das posições onde os TLDs foram colocados na fatia 03.	38
Figura 18. Fantoma AR e fonte de césio-137 do LMRI (vista lateral).	39
Figura 19. Fantoma AR e fonte de césio-137 do LMRI.	39
Figura 20. Posição inclinada 30° do fantoma Alderson-Rando com relação à fonte de ^{137}Cs	39
Figura 21. Encapsulamento e conexão de uma fonte de ^{192}Ir	44
Figura 22. Fonte real de ^{192}Ir com cápsula de aço de acordo com a IAEA (2000c) e fonte simulada nos cálculos do MAX/EGS4.	45
Figura 23. Vista postero-anterior (a) e lateral direita (b) do fantoma MAX.	47

Figura 24. Parte da coxa do fantoma MAX com a fonte de ^{192}Ir para três diferentes distâncias fonte-superfície (DFSs). S1: DFS = 5,4 mm; S2: DFS = 9,0 mm; S3: DFS = 12,6 mm. Sendo M a localização do voxel que contém a dose absorvida máxima.	48
Figura 25. Posição do trabalhador com relação ao rack da fonte no momento da exposição. .	51
Figura 26. Distribuição de energia para o espectro dos fótons incidentes.	53
Figura 27. Fonte linear encapsulada.	54
Figura 28. Modelo matemático da fonte do acidente de Belarus.	57
Figura 29. Fantoma MAX (a), fantoma MAXB (b), esqueleto do fantoma MAX (c) e esqueleto do fantoma MAXB (d).	59
Figura 30. Projeção Antero-Posterior (a) e Lateral Esquerda (b) do fantoma MAXB com fonte matemática.	60
Figura 31. Incidência AP vista ao longo do eixo X.	63
Figura 32. Incidência AP vista ao longo do eixo Z.	63
Figura 33. Incidência LLAT vista ao longo do eixo Y.	64
Figura 34. Incidência LLAT vista ao longo do eixo Z.	64
Figura 35. Distribuição ao longo da direção Z de partículas incidentes numa projeção AP com variação do ângulo polar.	65
Figura 36. Comportamento CC x Energia numa incidência AP na tireóide.	71
Figura 37. Comportamento CC x Energia numa incidência PA na tireóide.	71
Figura 38. Comportamento CC x Energia numa incidência TOP na próstata.	72
Figura 39. Comportamento CC x Energia numa incidência BOT na próstata.	72
Figura 40. Dose absorvida máxima no voxel por atividade acumulada em função da distância fonte-superfície (DFS). Os valores para 3,6 e 7,0 mm foram obtidos por extrapolação e interpolação, respectivamente.	81
Figura 41. Representação da dose vertical (V) e diagonal (D) por profundidade. Sendo M o voxel da máxima dose absorvida e S1 a fonte de ^{192}Ir na distância DFS = 5,4 mm.	82
Figura 42. Dose absorvida no voxel ao longo da vertical em função da profundidade em DFS = 5,4 mm para uma fonte de ^{192}Ir com dois voxels, uma fonte no ar com dois voxels e os dados da dose absorvida pela profundidade, fornecidos pelo INEN.	83
Figura 43. Dose absorvida no voxel ao longo da diagonal em função da profundidade com DFS = 5,4 mm para a fonte de ^{192}Ir de dois voxels.	85
Figura 44. Distribuição da dose absorvida na coxa em função da profundidade, com DFS = 5,4 mm, M = voxel da dose absorvida máxima, Isodoses: B = 99%, C = 65 – 70%, E = 20 – 30%, F = 10 – 20%, G = 1 – 10%, S1 = fonte de ^{192}Ir	85

Figura 45. Distribuição de dose absorvida com DFS = 5,4 mm, M = voxel da dose absorvida máxima, Regiões: B = 80 – 99%, C = 60 – 79%, D = 40 – 59%, E = 20 – 39%, F = 0,9 – 20%, G = 0,8% (100 Gy), H = 0,1 – 0,7%.	87
Figura 46. Regiões de interesse 1 a 5.	92
Figura 47. Regiões de interesse 6 a 10.	92

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Acidentes Nucleares.	9
Tabela 2. Fatias reais-Fatias virtuais.	32
Tabela 3. Valores dos ângulos polar e azimutal utilizados para reproduzir a posição de exposição do fantoma Alderson-Rando.....	40
Tabela 4. Distribuição de doses em função da profundidade conforme calculado pelo Instituto Nacional de Enfermedades Neoplasicas (INEN), e retirado da IAEA (2000c).....	43
Tabela 5. Distribuição de energia gama e beta para uma fonte não selada de ¹⁹² Ir (DELACROIX <i>et al.</i> , 2002).	44
Tabela 6. Constante de emissão de kerma no ar para algumas fontes (SCAFF, 1997).....	55
Tabela 7. Valores da Taxa de Kerma.	57
Tabela 8. Parâmetros da incidência AP.	62
Tabela 9. Parâmetros da incidência LLAT.	62
Tabela 10. Incidências utilizadas nas simulações.....	66
Tabela 11. Coeficientes de conversão Dose/Kerma para incidência AP.....	67
Tabela 12. Coeficientes de conversão Dose/Kerma para incidência LLAT.....	68
Tabela 13. Coeficientes de conversão Dose/Kerma para incidência TOP.	68
Tabela 14. Coeficientes de conversão Dose/Kerma para incidência LLAT.....	73
Tabela 15. Coeficientes de conversão Dose/Kerma para incidência RLAT.	73
Tabela 16. Variação nos CV de órgãos pequenos numa incidência lateral esquerda pela fonte geral.	74
Tabela 17. Resultados TLD (fatia 2) com o fantoma na posição frontal.....	76
Tabela 18. Resultados TLD (fatia 4) com o fantoma na posição frontal.....	76
Tabela 19. Resultados TLD (fatia 5) com o fantoma na posição frontal.....	76
Tabela 20. Resultados TLD (fatia 9) com o fantoma na posição frontal.....	76
Tabela 21. Resultados TLD (fatia 2) com o fantoma na posição inclinada.....	77
Tabela 22. Resultados TLD (fatia 5) com o fantoma na posição inclinada.....	77
Tabela 23. Resultados TLD (fatia 6) com o fantoma na posição inclinada.....	77
Tabela 24. Resultados TLD (fatia 9) com o fantoma na posição inclinada.....	77
Tabela 25. Resultados TLD (fatia 4) com o fantoma na posição inclinada-girada.	78
Tabela 26. Resultados TLD (fatia 5) com o fantoma na posição inclinada-girada.	78
Tabela 27. Resultados TLD (fatia 6) com o fantoma na posição inclinada-girada.	78
Tabela 28. Resultados TLD (fatia 8) com o fantoma na posição inclinada-girada.	78

Tabela 29. Dose absorvida máxima por atividade acumulada versus DFS.....	80
Tabela 30. Doses absorvidas médias em órgãos e tecidos calculadas para o fantoma MAX. .	90
Tabela 31. Dose absorvida nas ROI para um tempo de exposição de 2 <i>min</i>	93
Tabela 32. Dose absorvida média em órgãos e tecidos seleccionados do fantoma MAXB.....	94

DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO COMPUTACIONAL PARA CÁLCULOS DE DOSE ABSORVIDA EM ÓRGÃOS E TECIDOS DO CORPO HUMANO NAS SITUAÇÕES DE EXPOSIÇÕES ACIDENTAIS

Autor: Adriano Márcio dos Santos

Orientadores: Prof. Dr. Carlos Alberto Brayner e Prof. Dr. Richard Kramer.

RESUMO

A exposição a um campo de radiação pode ser de natureza médica, ambiental, ocupacional ou acidental, mas em todos os casos, o principal objetivo é a determinação da dose absorvida no corpo inteiro ou a distribuição da dose absorvida em órgãos e tecidos específicos. Nos anos recentes, as estimativas de dose absorvida no corpo humano se tornaram mais precisas devido aos avanços da tecnologia moderna nas áreas de instrumentação e desenvolvimento de computadores. Além dos dosímetros e métodos biodosimétricos, existem os modelos computacionais de exposição baseados nos métodos Monte Carlo (MC) para o cálculo da dose absorvida em órgãos e tecidos. Para simular corretamente os processos de transporte da radiação no corpo humano, o código computacional MC pode ser acoplado a um fantoma antropomórfico de voxels, que atualmente pode ser considerado como a melhor representação da natureza do corpo humano para o propósito de determinação da dose absorvida. Neste trabalho, um modelo computacional de exposição foi desenvolvido pelo acoplamento do código Monte Carlo EGS4 ao fantoma de voxels MAX, que foi adequadamente modificado para permitir especialmente a avaliação da dose absorvida em humanos expostos a fontes externas de radiação em situações acidentais.

Para adaptar facilmente o modelo de exposição MAX/EGS4 as situações acidentais, uma fonte pontual generalizada foi desenvolvida para ser colocada em posições arbitrárias com respeito ao corpo humano. As propriedades funcionais desta fonte pontual generalizada foram verificadas com um fantoma Alderson-Rando (AR). O fantoma físico AR foi digitalizado por um tomógrafo computadorizado e as imagens segmentadas do fantoma AR virtual foram subseqüentemente conectadas ao código MC EGS4. Os dados das exposições experimentais do fantoma físico AR foram comparados aos resultados obtidos de correspondentes simulações de exposições do fantoma AR virtual com o código MC EGS4.

Aplicações do modelo de exposição acidental MAX/EGS4 foram demonstradas neste estudo para dois acidentes radiológicos selecionados que aconteceram em Yanango (Peru) e Nesvizh (Belarus). De acordo com as informações relatadas nos correspondentes relatórios da IAEA (International Atomic Energy Agency), as condições de exposição dos dois acidentes foram simuladas com o modelo de exposição MAX/EGS4, e no caso do acidente em Nesvizh (Belarus) incluiu uma modificação na postura do fantoma MAX. Os resultados mostraram que o modelo de exposição MAX/EGS4 pode ser ajustado corretamente para condições de irradiações específicas, e doses absorvidas em tecidos e órgãos radiosensíveis resultantes de exposições acidentais podem ser determinadas com precisão suficiente, condição crucial para o tratamento médico de indivíduos expostos.

Palavras Chaves: Acidentes Radiológicos, fantasmas de voxels, EGS4, Alderson-Rando.

DEVELOPMENT OF A COMPUTACIONAL MODEL FOR CALCULATIONS OF ABSORBED DOSE TO ORGANS AND TISSUES OF THE HUMAN BODY IN SITUATIONS OF ACCIDENTAL EXPOSURES

Author: Adriano Márcio dos Santos

Advisers: Prof. Dr. Carlos Alberto Brayner e Prof. Dr. Richard Kramer.

ABSTRACT

Exposure to a radiation field may be of medical, environmental, occupational or accidental nature, but in all cases the main objective is the determination of the whole body absorbed dose or the distribution of absorbed dose to specific organs and tissues. In recent years, estimates of the radiation absorbed dose in the human body have become more accurate due to the advances of modern technology in the areas of instrumentation and computer development. Apart from dosimeters and biodosimetric methods, there exist computational exposure models based on Monte Carlo (MC) methods for the calculation of absorbed doses to organs and tissues. To properly simulate the radiation transport processes in the human body, the computational MC code should be coupled to an anthropomorphic voxel phantom, which currently can be considered as the best true to nature representation of the human body for the purpose of absorbed dose determination. In this work, a computational exposure model was developed by coupling the Monte Carlo EGS4 code to the MAX voxel phantom, which was adequately modified to allow especially for the evaluation of absorbed dose to humans exposed to external radiation sources in accidental situations.

In order to easily adapt the MAX/EGS4 exposure model to accidental situations, a generalized point source was developed which can be positioned at arbitrary locations with respect to the human body. Proper functioning of this generalized point source was verified with an Alderson-Rando (AR) phantom. The physical AR phantom was scanned by a computer tomograph and the segmented images of the virtual AR phantom were subsequently connected to the EGS4 MC code. Data from experimental exposures of the physical AR phantom were then compared to the results obtained from corresponding exposures simulations of the virtual AR phantom with the EGS4 MC.

Application of the MAX/EGS4 accidental exposure model will be demonstrated in this study for two selected radiation accidents which happened in Yanango (Peru) and Nesvizh (Belarus). According to information given in corresponding reports of the International Atomic Energy Agency (IAEA) exposure conditions of the two accidents have been simulated with the MAX/EGS4 exposure model, which in case of the accident in Nesvizh (Belarus) included a modification of the posture of the MAX phantom. The results show that the MAX/EGS4 exposure model can properly be adjusted to specific irradiation conditions, and absorbed doses to radiosensitive tissues and organs resulting from accidental exposures can be determined with sufficient accuracy which is crucial for the medical treatment of the exposed individuals.

Key words: Radiological accidents, voxel phantoms, EGS4, Alderson-Rando.

1. INTRODUÇÃO

Quando um indivíduo é acidentalmente exposto a fontes externas de radiação, é importante conhecer o valor das doses recebidas pelas diferentes partes do corpo. Embora o tratamento fornecido após a exposição seja baseado nos sintomas iniciais apresentados, é importante conhecer a dose na pele, nos tecidos subjacentes, nos órgãos e sistemas do corpo, além de qualquer dano que possa afetar a capacidade subsequente de recuperação e que deve ser levado em consideração nos tratamentos adicionais.

Normalmente, estimativas preliminares podem ser feitas rapidamente após um acidente. Porém, estimativas detalhadas levam algum tempo – dias ou semanas, dependendo das circunstâncias. Embora a gravidade e os primeiros sintomas forneçam uma indicação das doses envolvidas, medidas físicas e/ou cálculos baseados na situação do acidente devem ser feitos. Isso envolve freqüentemente uma reconstituição do acidente, baseada em informações fornecidas pela(s) vítima(s) e

outras testemunhas no momento. Essas medidas, em muitos casos, podem ser realizadas na cena do acidente e algum tempo depois.

As técnicas de avaliação da dose absorvida no corpo humano, por causa dos avanços tecnológicos, se tornaram mais exatas na obtenção dos resultados estimados. Nessas estimativas, independentemente da situação ser ocupacional ou acidental, o interesse maior é obter a dose absorvida no corpo inteiro ou em alguns órgãos específicos, dependendo do caso avaliado.

A dosimetria é a avaliação quantitativa da dose absorvida pelo indivíduo. Os dosímetros são os instrumentos utilizados para esta avaliação. Após a exposição, eles indicam o valor de uma quantidade física em função da calibração do detector, que pode ser interpretada em termos da dose absorvida no indivíduo. São também chamados de dosímetros integradores, pois acumulam as informações por eles recebidas. Os dosímetros pessoais mais utilizados são os de filme fotográfico, cristais termoluminescentes (TLD) e a câmara de ionização de bolso, também conhecida como caneta dosimétrica (IPEN, 2002).

Outro método de estimar a dose faz uso da biodosimetria. Essa é bastante usada em casos acidentais ou suspeitas de exposições e baseia-se na investigação de efeitos biológicos induzidos objetivando relacioná-los com as doses absorvidas. Entre os indicadores empregados na biodosimetria, a quantificação de aberrações cromossômicas é o método mais confiável na avaliação de uma exposição à radiação ionizante (IAEA, 2001).

Além dos dosímetros pessoais e da biodosimetria, existem os modelos computacionais baseados em métodos Monte Carlo para o cálculo da dose absorvida

em órgãos. O uso desses métodos necessita de um modelo antropomórfico matemático (SNYDER, 1978; ROUX *et al.*, 2001) ou de voxels (KRAMER *et al.*, 2003) conectado a um código que simule o transporte de radiação na matéria (NELSON, 1985; SEMPAU, 2000).

Neste trabalho, foram desenvolvidos três modelos computacionais:

- o modelo computacional MAX/EGS4, usado para testar a fonte generalizada e simular um acidente radiológico;
- o modelo computacional MAXB/EGS4, usado para simular o acidente radiológico de Belarus, que exigiu modificações na postura original do fantoma MAX. O resultado dessas modificações gerou o novo fantoma de voxels MAXB;
- e o modelo computacional ARV/EGS4 que foi usado para validar os resultados dosimétricos da fonte generalizada através de comparações com medidas obtidas em laboratório utilizando o fantoma físico Alderson-Rando (AR). O AR foi escaneado por um tomógrafo computadorizado e as imagens primárias obtidas foram digitalizadas e segmentadas, gerando um conjunto 3D nomeado AR virtual.

Para executar estes três modelos, uma fonte de geometria generalizada (pontual, linear ou volumétrica) foi desenvolvida de tal forma que pode ser posicionada arbitrariamente em torno de um dos fantasmas de voxels.

Os acidentes selecionados para a execução dos modelos MAX/EGS4 e MAXB/EGS4 foram, respectivamente, os ocorridos em Yanango (Peru) e em Nesvizh (Belarus).

O algoritmo da fonte geral, o fantoma com postura personalizada e os passos para a construção de um fantoma de voxels a partir de um fantoma físico, entre outros, ilustram o caráter inovador deste estudo e constituem contribuições para estudos em Dosimetria Numérica que requeiram o desenvolvimento de um modelo computacional específico de exposição externa.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Este capítulo divide-se em três partes:

- A primeira, que está relacionada diretamente com o tema deste trabalho e relata acidentes nucleares;
- A segunda descreve a evolução dos fantasmas desde os modelos matemáticos até os de voxels;
- E a terceira aborda os códigos Monte Carlo mais frequentemente utilizados em dosimetria numérica.

2.1 – Acidentes Nucleares

Acidentes nucleares são caracterizados por campos de intensa radiação não intencional, liberação não controlada de grandes quantidades de material radioativo, exposição ou contaminação de seres vivos ou do meio ambiente, e sérios danos ou morte das vítimas.

Na década de 1950, podem ser destacados três acidentes ocorridos em 1957:

- Em setembro: Um vazamento de radioatividade na usina russa de Chelyabinsk contaminou 270 mil pessoas;
- Em outubro: Um incêndio num reator nuclear em Liverpool, Inglaterra, provocou a contaminação radioativa de vários quilômetros quadrados. Para se ter uma idéia da gravidade deste acidente, somente em 1983 o governo britânico estimou que morreram 39 pessoas de câncer como consequência destas exposições;
- Em dezembro: Na antiga União Soviética, o superaquecimento de um tanque para resíduos nucleares provocou uma explosão que liberou compostos radioativos numa área de 23.000 km^2 . Mais de 30 pequenas comunidades, numa área de 1.200 km^2 , deixaram de existir e cerca de 17.200 pessoas foram evacuadas. Um relatório de 1992 informou que 8.015 pessoas já haviam morrido até aquele ano em decorrência dos efeitos do acidente.

Estes exemplos mostram que o ano de 1957 foi, particularmente, desastroso para a humanidade do ponto de vista da manipulação de material radioativo.

A fundação da IAEA (International Atomic Energy Agency) em 1957, como resposta ao medo e as expectativas resultantes da descoberta da energia nuclear, teve o objetivo de estudar as causas de acidentes nucleares ocorridos e, conseqüentemente, prevenir de ocorrências análogas.

Na década de 1960, foram registrados acidentes de diversas naturezas. Por exemplo, na Suécia (1961) e na Alemanha (1964) ocorreram acidentes causados por material contaminado; no México (1962), por fontes radioativas; na China (1963), por irradiadores; e nos Estados Unidos (1965), por aceleradores.

Entre os anos de 1970 e 1980, o mais grave acidente ocorreu na usina nuclear de Three Mile Island, na Pensilvânia, em 1979, quando toda a usina esteve em risco de derretimento. O acidente foi causado por falha de equipamento e erro operacional na avaliação das condições do reator. A falha de equipamento causou uma perda gradual da água de resfriamento no núcleo do reator, o que resultou em fusão parcial das varetas de elemento-combustível e urânio, e na liberação de material radioativo. A limpeza da área do acidente durou até 1993, quando foi colocada sob armazenagem monitorada.

Dois acidentes graves envolvendo a população e o meio ambiente ocorreram na década de 1980: o acidente de Chernobyl, na Ucrânia (1986), e o acidente de Goiânia, no Brasil (1987). Em Chernobyl, duas explosões sucessivas na sala de um dos reatores – unidade 4, das instalações nucleares da cidade, destruíram o telhado do edifício e deixaram o reator exposto. Com isso, grandes quantidades de material radioativo foram liberadas na forma de nuvens radioativas com aproximadamente 2 *km* de altura e levadas ao longo das porções ocidentais da Rússia, para a Europa Oriental e Ocidental e em pequenas quantidades para o Hemisfério Norte (IAEA, 1991). Neste acidente verificaram-se casos de contaminações externa e interna. Na cidade de Goiânia, uma fonte de ^{137}Cs com atividade de 50 *TBq* (1375 *Ci*) foi abandonada no prédio fechado de uma clínica de radioterapia, teve seu encapsulamento rompido em um ferro velho e contaminou o público (IAEA, 1988). Atraídos pela luminescência do Césio, pessoas o manipularam e distribuíram entre parentes e amigos. Ao longo da semana seguinte, centenas de pessoas, sem saber, foram expostas à radiação. Algumas crianças e adultos o esfregaram no corpo e

outros, inadvertidamente, consumiram a comida que estava contaminada com o pó radioativo. Além disso, estabelecimentos comerciais e residências também foram contaminados, requerendo uma grande operação de limpeza que durou seis meses.

Outros acidentes registrados envolvendo fontes radioativas ocorreram nos Estados Unidos (1981) e Marrocos (1984); e com irradiadores na Noruega, 1982 e El Salvador, 1989 (IAEA, 1990).

Da década de 1990 até os tempos atuais, o número de casos envolvendo fontes radioativas industriais teve um aumento significativo quando comparado com outras fontes de radiação (por exemplo, irradiadores, aceleradores, rejeitos, etc.). Esses casos podem ser verificados na listagem mostrada da Tabela 1. Deve-se salientar que essa Tabela reúne informações coletadas em diversos artigos, alguns dos quais com informações como a localização precisa, a descrição dos eventos e outros enfatizando o pós-acidente e detalhes.

Acidentes em plantas de irradiação, como os de El Salvador (IAEA, 1990), Israel (IAEA, 1993) e Belarus (IAEA, 1996a), envolveram trabalhadores do sistema de esterilização de materiais agrícolas e produtos hospitalares, com fontes de ^{60}Co , que tiveram regiões do corpo expostas, principalmente mãos, pernas, braços, cabeça, face e pequenas partes do tórax (Figura 1, Figura 2 e Figura 3).

Para acidentes como o de Belarus (descrito com mais detalhes no capítulo 3), do Vietnã (IAEA, 1996b), da Geórgia (IAEA, 2000a) e da Federação Russa (IAEA, 2001), a postura da vítima no momento da exposição também deve ser considerada quando se quiser estimar a distribuição de dose absorvida no seu corpo.

Outros acidentes registrados envolvem aceleradores de partículas (IAEA, 2001), rejeitos nucleares (IAEA, 1998) e material abandonado e vendido como ferro velho (IAEA, 2000b).

Em todos os casos citados, as informações disponíveis sobre o evento são muito importantes e ajudam no desenvolvimento de modelos computacionais e, conseqüentemente, numa avaliação dosimétrica mais confiável.

Tabela 1 – Acidentes Nucleares.

Ano	Local	Fonte de Radiação
1990	Israel	Irradiador
1990	Espanha	Acelerador
1991	Belarus	Irradiador
1991	USA	Acelerador
1991	França	Acelerador
1992	Vietnã	Acelerador
1992	China	Fonte radioativa
1992	USA	Fonte radioativa
1993	Rússia	Solução contaminada
1994	Estônia	Rejeitos radioativos
1996	Costa Rica	Fonte radioativa
1996	Iran	Fonte radioativa
1997	Geórgia	Fonte radioativa
1997	Rússia	Fonte radioativa
1998	Turquia	Fonte radioativa
1999	Japão	Solução contaminada
1999	Peru	Fonte radioativa
2000	Tailândia	Fonte radioativa
2000	Egito	Fonte radioativa
2001	Panamá	Fonte radioativa
2001	Polônia	Raio-X
2002	Bolívia	Fonte radioativa

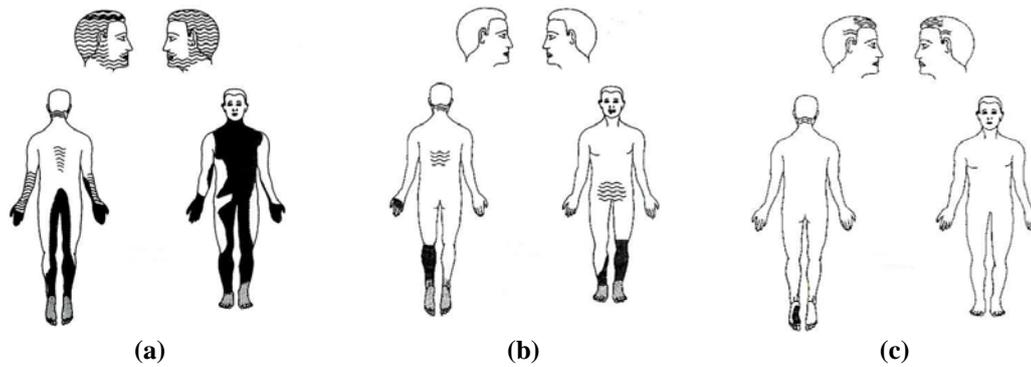


Figura 1. Regiões do corpo dos trabalhadores da planta de irradiação em São Salvador – El Salvador, que foram expostos pela fonte de ^{60}Co (IAEA, 1990).

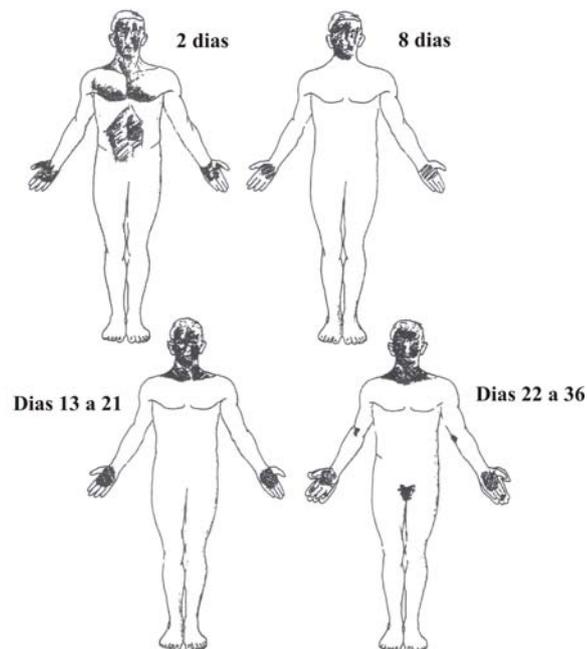


Figura 2. Distribuição corporal dos efeitos da radiação pelo tempo, na pele da vítima do acidente de Soreq – Israel, após a exposição (IAEA, 1993).

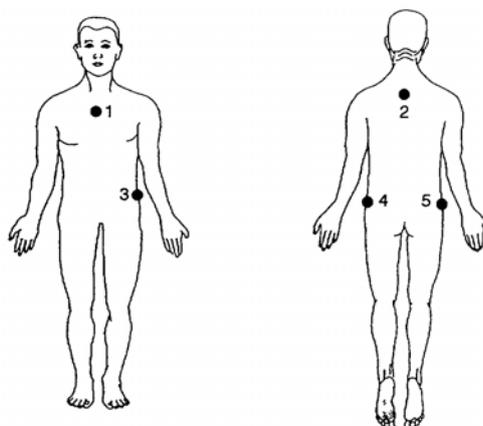


Figura 3. Regiões do corpo da vítima do acidente em Nesvizh – Belarus (IAEA, 1996a) onde foram obtidas amostras sanguíneas para contagem de aberrações cromossômicas.

2.2 – Fantomas

Os fantomas físicos existentes atualmente são feitos de acrílico e acrílico preenchido com água. Os fantomas cilíndricos, por exemplo, são constituídos de acrílico preenchido com água e possuem dimensões apropriadas para simular a cabeça e o tronco humanos, de modo a reproduzir as condições de espalhamento no corpo irradiado. As dimensões do fantoma adulto são: *160 mm* de diâmetro para a cabeça e *300 mm* de diâmetro para o tronco, conforme recomendado pela Agência Internacional de Energia Atômica (CASTRO, 2005).

Dentre os fantomas antropomórficos existentes, o Alderson-Rando é o mais conhecido e universalmente aceito como boa opção para simular o corpo humano. Esse fantoma possui duas versões: uma equivalente a um adulto masculino típico com estatura de *175 cm* e massa corporal de *73,5 kg* e a outra, equivalente a um adulto feminino típico com estatura de *155 cm* e massa corporal de *50 kg*. Ambas sem os membros superiores e inferiores. Vale salientar que estes dados já estão atualizados pela ICRP 89 (2003).

A história dos fantasmas computacionais humanos teve início com os fantasmas matemáticos, cujas formas do corpo, órgãos e tecidos eram definidas através de combinações de equações matemáticas representando superfícies planas cilíndricas, cônicas, elípticas ou esféricas. O primeiro modelo antropomórfico heterogêneo foi desenvolvido por SNYDER *et al.* (1969 e 1978).

Nas décadas de 1970 e 1980, foram desenvolvidos modelos matemáticos pediátricos para representar crianças e adolescentes de várias idades (HWANG *et al.*, 1975, 1976; CRISTY, 1980; CRISTY & ECKERMAN, 1987; FRANÇOIS *et al.*, 1988). Outros pesquisadores desenvolveram modelos similares, conhecidos como "ADAM" e "EVA" (KRAMER *et al.*, 1982) para adultos masculinos e femininos.

Como uma extensão e melhoria dos modelos matemáticos, novos tipos de fantasmas foram introduzidos (GIBBS *et al.*, 1984; WILLIAMS *et al.*, 1986), sendo obtidos de dados CT (Computer Tomography) de pessoas reais e definidos por um conjunto de pequenas unidades cúbicas chamadas voxels. A partir deste recurso foi iniciada a construção de uma família de modelos de voxels abrangendo várias idades (ZANKL *et al.*, 1988; VEIT *et al.*, 1989). Outros modelos de voxels representaram partes do corpo (GANDHI & FURSE, 1996; OLLEY & EXCELL, 1996; STUCHLY *et al.*, 1996; ZUBAL *et al.*, 1996; CAON *et al.*, 1999) ou o corpo inteiro (ZUBAL *et al.*, 1994; DIMBYLOW, 1996; SAITO *et al.*, 2001; KRAMER *et al.*, 2003).

2.3 – Códigos Monte Carlo

Através das técnicas Monte Carlo acopladas a programas computacionais conhecidos por códigos Monte Carlo, os processos das interações individuais de cada

partícula em um meio são estabelecidos, sendo esses processos acompanhados pelos códigos até que as partículas sejam absorvidas ou saiam da região de interesse. Dessa forma é obtida a dose absorvida no meio ou, dependendo do tipo de estudo, no corpo humano.

Na década de 1990, um dos primeiros códigos de transporte MC, o MORSE-CG (EMMET, 1975), e que atualmente não é utilizado, foi incorporado aos códigos: a) DEEP (YAMAGUCHI, 1991), que tinha a capacidade de calcular a dose efetiva e a dose equivalente em 60 tipos de tecidos e era usado para calcular a dose efetiva em modelos adultos; e b) JEUNESSE (YAMAGUCHI, 1994) que era utilizado para calcular doses efetivas de acordo com a faixa etária.

Em 1978, o sistema de códigos EGS (Electron-Gamma Shower) foi formalmente introduzido (FORD & NELSON, 1978) como um pacote de programas chamado EGS3. Atualmente existem duas versões bastante utilizadas desse sistema: o EGS4 (NELSON *et al.*, 1985) um código MC que simula o transporte da radiação (elétrons ou fótons) em uma geometria arbitrária para partículas com energias acima de 10 keV e abaixo de alguns TeV , simulando processos físicos como: produção de Bremsstrahlung, perda de energia aplicada a partículas carregadas em interações discretas, produção de pares, espalhamento Compton, espalhamento coerente (Rayleigh) e efeito fotoelétrico; e o EGSnrc (KAWRAKOW *et al.*, 2005), que é uma versão estendida e melhorada do EGS4 para a simulação MC do transporte acoplado de elétrons e fótons, na faixa de energias de 1 keV até 10 GeV .

Outro código desenvolvido foi o ETRAN - Electron TRANsport (SELTZER, 1991). Nesse código, a perda de energia por colisão, nos pequenos

segmentos de caminho, era retirada de uma distribuição de Landau. E para estender o campo de aplicações para geometrias tridimensionais complexas, vários outros códigos - ZTRAN, ZEBRA, SANDYL, ACCEPT - foram desenvolvidos com base no ETRAN. Esses códigos foram reorganizados nas Séries Tigre Integradas (ITS). A versão ITS 1.0 foi incorporada ao transporte de nêutrons e fótons do código MCNP (BRIESMEISTER, 1993), agora citado como MCNP4-4A.

O código de propósito geral MCNP foi desenvolvido no Laboratório Nacional de Los Alamos e tem capacidade de simular geometrias complexas em três dimensões através da opção de entrada conhecida como estrutura repetida, para elétrons, fótons e nêutrons ou para o transporte acoplado destas partículas. As novas versões deste código são o MCNP5 e MCNPX. Informações destas versões podem ser obtidas em MCNP (2004).

Em 1994, foi desenvolvido o código FANEUT (KUROCHKIN, 1994), especialmente para o cálculo das características da dose absorvida de nêutrons e fótons secundários em tecidos e materiais equivalentes.

O DPM - Dose Planning Method, é um código Monte Carlo de alta velocidade e exatidão (SEMPAU *et al.*, 2000), e foi projetado para o planejamento da exposição na radioterapia. Possui geometria definida por um grande número de voxels e, em algumas aproximações na descrição dos processos físicos envolvidos, assume que os voxels são feitos com materiais de baixo número atômico, tais como: água, pulmão, osso, etc.

O Geant4 é um conjunto de ferramentas computacionais para a simulação da passagem de partículas através da matéria. Inclui uma completa faixa de

funcionalidades tais como, trajetória de partículas, geometria e modelos físicos. Os processos físicos oferecidos envolvem eletromagnetismo, óptica, etc. E realiza simulações na faixa de energias de 250 eV a alguns TeV . O conjunto de ferramentas computacionais é o resultado de uma colaboração mundial de Físicos e Engenheiros de Software e foi criada utilizando a Engenharia de Software e a tecnologia orientada a objeto e implementada na linguagem de programação C++. O Geant4 tem sido utilizado em aplicações na física de partículas, física nuclear, desenvolvimento de aceleradores, engenharia espacial e física médica (AGOSTINELLI *et al.*, 2003).

3. METODOLOGIA

O desenvolvimento de modelos computacionais para simulação de fontes internas ou externas é de grande importância ao estudo dosimétrico de práticas rotineiras da proteção radiológica (KRAMER *et al.*, 2004; KRAMER *et al.*, 2005a; KRAMER *et al.*, 2005b; KRAMER *et al.*, 2005c; LIMA *et al.*, 2005) ou em casos de exposições acidentais (KRAMER *et al.*, 2005d).

Neste capítulo será apresentado o modelo computacional de uma fonte radioativa para simular situações de exposição externa. Esse modelo foi adicionado ao código MC EGS4. O fantoma de voxels MAX também foi acoplado ao EGS4 formando o modelo computacional MAX/EGS4.

3.1. Coeficientes de conversão (CC)

Os coeficientes de conversão segundo a ICRP 74 (1996) e a ICRU 57 (1998), relacionam quantidades da proteção radiológica e quantidades operacionais com quantidades físicas, caracterizando o campo de radiação.

Neste trabalho, a quantidade física usada é a kerma no ar (K_a) e a de proteção é dose absorvida (D).

A dose absorvida é o quociente de $d\bar{\varepsilon}$ por dm , onde $d\bar{\varepsilon}$ é a energia média cedida pela radiação ionizante para a matéria de massa dm , então:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm},$$

A unidade no SI da dose absorvida é o joule por quilograma ($J kg^{-1}$), também conhecida como gray (Gy).

A kerma (K) em um meio é o quociente de dE_{tr} por dm , onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas de todas as partículas ionizantes carregadas que foram liberadas pelas partículas ionizantes não carregadas em um elemento de volume de massa dm do meio. Então:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm},$$

A unidade da kerma é o joule por quilograma ($J kg^{-1}$) ou gray (Gy).

Para obter a kerma nos modelos desenvolvidos neste trabalho, calcula-se a fluência (ϕ) através de uma dada superfície e multiplica-se o resultado pelos coeficientes de atenuação de massa tabulados em função da energia (ICRP 74, 1996). A fluência é o quociente de dN por da , onde dN é o número de partículas incidentes em uma esfera com área de seção de choque da , então:

$$\phi = \frac{dN}{da}$$

3.2. Fantoma MAX

O fantoma de voxels MAX (Figuras 4a e 4b) foi desenvolvido por Kramer e Vieira (KRAMER *et al.*, 2003; VIEIRA, 2004) baseado em imagens CT segmentadas (ZUBAL *et al.*, 1994). Sua matriz consiste de voxels cúbicos de 3,6 mm de aresta. Depois da segmentação, os volumes dos órgãos e tecidos radiosensíveis foram ajustados com base nas massas de referência definidas pela ICRP 89 (ICRP 89, 2003). O fantoma tem um esqueleto estruturado heterogeneamente, com voxels específicos de composições do tecido ósseo baseado em massas, distribuições de porcentagem e fatores celulares da ICRP 70 (1995). Uma descrição do fantoma de voxel é dada em Kramer e colaboradores (2003).

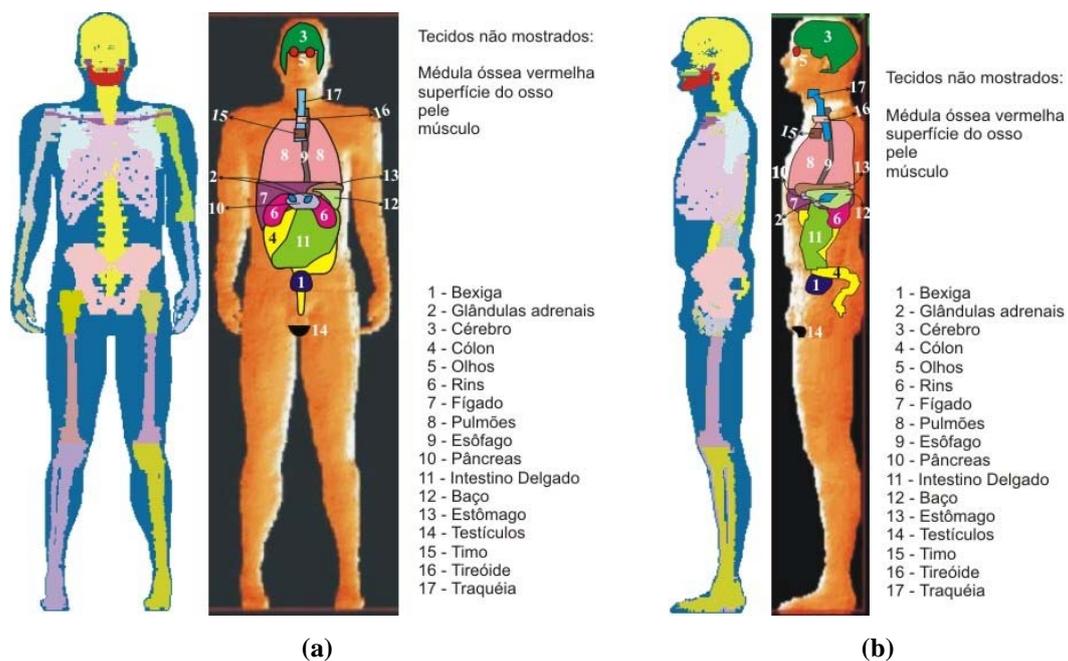


Figura 4. Vista frontal (a) e vista lateral (b) do fantoma MAX.

A versão atualizada do fantoma MAX, o MAX06 (KRAMER *et al.*, 2006) está baseada nas novas recomendações da ICRP (ICRP, 2004), inclusive no que se refere às alterações na lista dos órgãos e tecidos radiosensíveis. O fantoma tem uma

resolução mais fina (voxels com $1,2\text{ mm}$ de aresta) e o seu esqueleto foi segmentado em osso cortical, trabecular e medula óssea amarela.

3.3. Código EGS4

O sistema EGS (Electron-Gamma Shower) de códigos de computador é um pacote de propósito geral para simulação Monte Carlo do transporte acoplado de elétrons e fótons em uma geometria arbitrária. O sistema de códigos EGS foi formalmente introduzido em 1978 como um pacote chamado EGS3. A história destes códigos é descrita na documentação da SLAC-210 (FORD & NELSON, 1978).

O EGS3 foi desenvolvido para simular efeitos eletromagnéticos em várias geometrias, numa faixa de energias de milhares de GeV até as energias cinéticas de corte de $0,1\text{ MeV}$ (fótons) e 1 MeV (elétrons). Contudo, após a introdução do código o limite de baixas energias foi estendido até 1 e 10 keV para fótons e elétrons, respectivamente. Embora outros códigos para o transporte de radiação em baixas energias estejam disponíveis, por exemplo, o ETRAN e suas versões, o limite do EGS3 e estendido para energias mais baixas e esse é um dos argumentos para a criação do EGS4.

O EGS4 possui as seguintes capacidades e características:

- O transporte de elétrons ou fótons pode ser simulado em qualquer elemento, composto ou mistura. Isto é, com o arquivo de informação sobre elementos – PEGS4, são gerados dados para serem usados pelo EGS4, usando tabelas de seções de choque para elementos de 1 a 100;

- O usuário deve fornecer as condições iniciais para uma dada simulação. Isto constitui a fonte radioativa. A partir deste início, os fótons e/ou partículas carregadas são transportados através do meio, utilizando-se técnicas MC para tomar diversas decisões como estimar o livre caminho médio entre colisões das partículas com os átomos do meio, escolher um processo físico entre os previstos para uma dada energia, calcular, cumulativamente, a energia depositada, etc.
- Os principais processos físicos são implementados:
 - ✓ Produção de Bremsstrahlung;
 - ✓ Aniquilação de positrons;
 - ✓ Espalhamento colombiano do núcleo;
 - ✓ Perda contínua de energia aplicada ao percurso das partículas carregada entre interações discretas;
 - ✓ Produção de pares;
 - ✓ Espalhamento Compton;
 - ✓ Espalhamento coerente (Rayleigh);
 - ✓ Efeito fotoelétrico.
- O PEGS4 é um código separado de pré-processamento de dados e contém 12 sub-rotinas e 85 funções:
 - ✓ O PEGS4 realiza ajustes por interpolação linear da seção de choque em intervalos de energia;
 - ✓ Em geral o usuário apenas necessita usar o PEGS4 uma vez para obter o arquivo de dados dos meios necessários para o EGS4 (Pegs4.dat);

- ✓ Durante a compilação, o arquivo Pegs4.dat é transcodificado de Mortran 3 para Fortran e salvo, junto com as outras informações do usuário, em um arquivo-fonte;
 - ✓ Contém a opção de desenhar algumas das quantidades físicas usadas pelo EGS4, assim como, comparar distribuições de amostras produzidas pelo código do usuário UCTESTSR com um espectro teórico.
- Iniciando o transporte da radiação:
 - ✓ O usuário tem a escolha de iniciar o transporte por meio de uma partícula monoenergética ou por amostragem de uma distribuição conhecida, ou seja, um espectro de radiação;
 - ✓ O transporte também pode ser iniciado de fontes com distribuição espacial e/ou angular.

3.4. Modelo computacional MAX/EGS4

Para obter a dose absorvida em órgãos e tecidos do corpo humano através de simulações é necessário ter um acoplamento Código Monte Carlo + Fantoma de Voxels. A esse tipo de acoplamento é dado o nome de modelo computacional ou simplesmente modelo.

Para simular o transporte da radiação através do fantoma MAX, o código EGS4 precisa ser informado sobre sete variáveis, que indicam a posição inicial da partícula no plano de entrada do paralelepípedo que contém o fantoma, a direção de

vôo a partir da posição inicial e o voxel onde a partícula incidiu. Essas variáveis são obtidas pela sub-rotina que contém a geometria da fonte radioativa, sendo:

- As três coordenadas do ponto de entrada $P_E(x,y,z)$, que situam a partícula em relação ao sistema de referência do paralelepípedo;
- Os três cossenos diretores ($\cos \alpha, \cos \beta, \cos \gamma$), que informam a direção de vôo inicial da partícula;
- O índice do i -ésimo elemento de um vetor de inteiros (ID), que identifique o voxel da matriz 3D onde a partícula incidiu.

Na Figura 5 é mostrado o fantoma MAX no sistema cartesiano. Deve-se observar que, no sistema de referência adotado pelo código EGS4, a direção z aponta para baixo, pois a leitura dos voxels do fantoma é feita no sentido da cabeça aos pés.

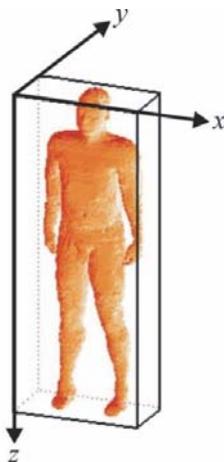


Figura 5. Fantoma MAX no sistema de coordenadas cartesianas do EGS4.

Um vetor de inteiros armazena o ID dos voxels quando a matriz 3D do MAX é transformada em um vetor e tem as seguintes características:

- Dimensões de um voxel (XL, YL, ZL) = (0,36 cm, 0,36 cm, 0,36 cm);
- 158 pixels ao longo do eixo x (colunas);
- 74 pixels ao longo do eixo y (linhas);

- 487 fatias ao longo do eixo z;
- Limite máximo (X_{MAX}), em *cm*, ao longo de x: $158 \times 0,36 = 56,88 \text{ cm}$;
- Limite máximo (Y_{MAX}), em *cm*, ao longo de y: $74 \times 0,36 = 26,66 \text{ cm}$;
- Limite máximo (Z_{MAX}), em *cm*, ao longo de z: $487 \times 0,36 = 175,32 \text{ cm}$.

O voxel onde a partícula incidiu é dado pela seguinte relação:

$$N_{\text{voxel}} = \text{Linhas} \cdot \text{Colunas} \cdot (k - 1) + \text{Colunas} \cdot (i - 1) + j \quad (1),$$

sendo $1 \leq k \leq \text{Fatias}$, $1 \leq j \leq \text{Linhas}$ e $1 \leq i \leq \text{Colunas}$.

3.5. Modelo matemático geral de uma fonte radioativa

Para que os resultados obtidos nas simulações reproduzam os resultados reais é necessário avaliar as características do evento estudado e tentar reproduzi-las.

O primeiro ponto a ser verificado é a geometria da fonte. Assim, desenvolveu-se o algoritmo do modelo matemático de uma fonte radioativa com o objetivo de mudar a posição desta ao longo do espaço e, além disso, esse modelo foi utilizado como base para o desenvolvimento de outras geometrias de fontes.

O modelo matemático, aqui descrito, simula fontes localizadas, em relação ao fantoma:

- Nas posições anterior-posterior, posterior-anterior, lateral direita e esquerda, acima e abaixo;
- Afastadas ou próximas;
- Pontuais ou volumétricas, na forma de um paralelepípedo, um cilindro ou uma combinação de volumes.

3.5.1. Formalismo matemático

Como citado anteriormente, o código EGS4 precisa das posições das partículas emitidas pela fonte e incidentes nas faces do paralelepípedo (contendo o fantoma), bem como dos cossenos diretores correspondentes à direção de vôo de cada partícula e o voxel onde a partícula incidiu, antes de iniciar o cálculo da dose absorvida através da simulação.

A Figura 6 ilustra como a fonte está localizada no espaço 3D. A posição da fonte depende do ângulo polar (θ_s), do ângulo azimutal (ϕ_s) e da sua distância ao centro do paralelepípedo (ponto C), denominada R_0 .

A relação matemática é fornecida pelas equações:

$$\begin{cases} X_s = X_c + R_0 \cdot \text{sen } \phi_s \cdot \text{sen } \theta_s \\ Y_s = Y_c - R_0 \cdot \text{cos } \phi_s \cdot \text{sen } \theta_s \\ Z_s = Z_c - R_0 \cdot \text{cos } \theta_s \end{cases} \quad (2)$$

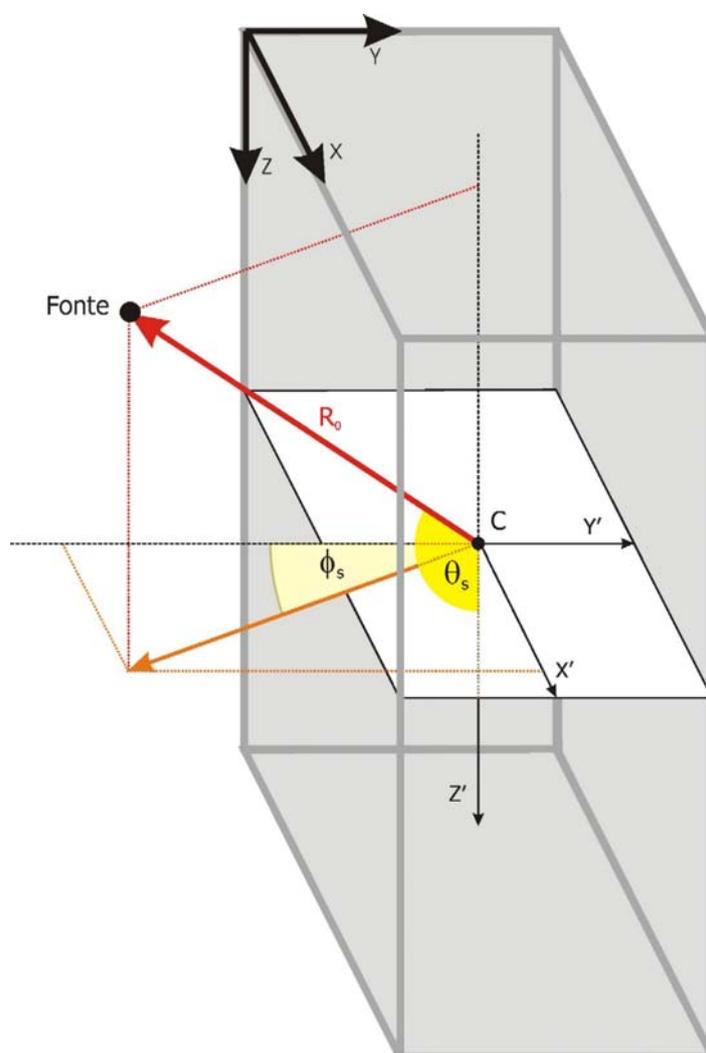


Figura 6. Localização da fonte no sistema de coordenadas do EGS4.

Para obter o ponto F (Figura 7), pertencente ao plano perpendicular que passa pelo centro do paralelepípedo, tem-se que:

$$\vec{r}_f(X_f, Y_f, Z_f) = \vec{r}_s(X_s, Y_s, Z_s) + \vec{r}_o(X_o, Y_o, Z_o) + \vec{R}(X_r, Y_r, Z_r) \quad (3)$$

Onde,

$$\begin{cases} X_o = X_c - X_s \\ Y_o = Y_c - Y_s \\ Z_o = Z_s - Z_s = 0 \end{cases} \quad \text{e} \quad \begin{cases} X_r = R \cdot |\cos \phi_s| \cdot \cos \theta_r \\ Y_r = R \cdot |\sin \phi_s| \cdot \cos \theta_r \\ Z_r = -R \cdot \sin \theta_r \end{cases}$$

Assim,

$$\begin{cases} X_f = X_s + X_o + X_r = X_c + R \cdot |\cos \phi_s| \cdot \cos \theta_r \\ Y_f = Y_s + Y_o + Y_r = Y_c + R \cdot |\sin \phi_s| \cdot \cos \theta_r \\ Z_f = Z_s + Z_o + Z_r = Z_c - R \cdot \sin \theta_r \end{cases} \quad (4)$$

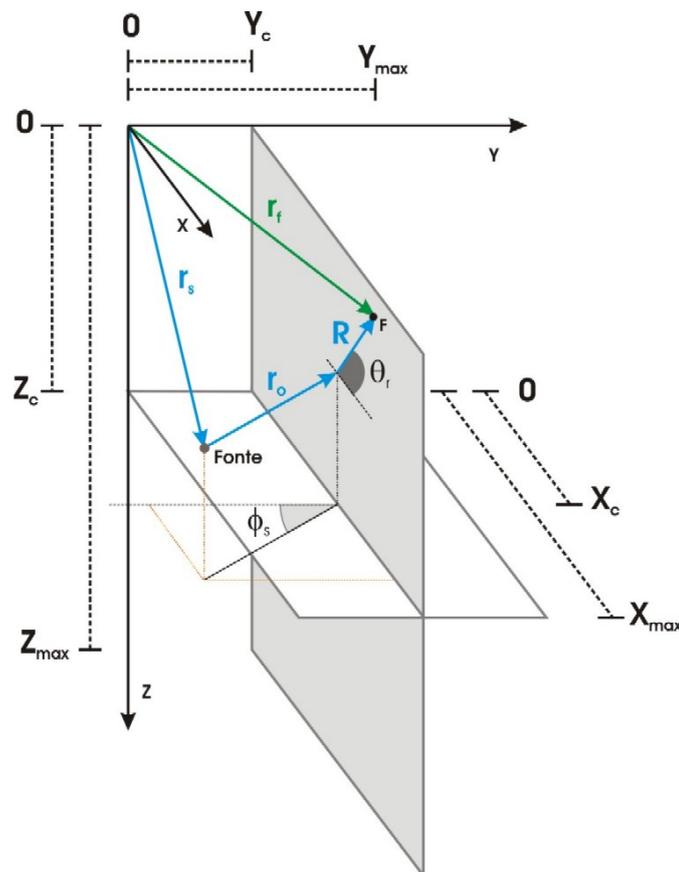


Figura 7. Vetores relacionados com a posição da fonte e o plano central.

Os cossenos diretores (U_{IN}, V_{IN}, W_{IN}) são obtidos a partir das coordenadas do vetor \vec{r}_d (Figura 8), sendo:

$$\vec{r}_d(X_d, Y_d, Z_d) = \vec{r}_o(X_o, Y_o, Z_o) + \vec{R}(X_r, Y_r, Z_r) \quad (5)$$

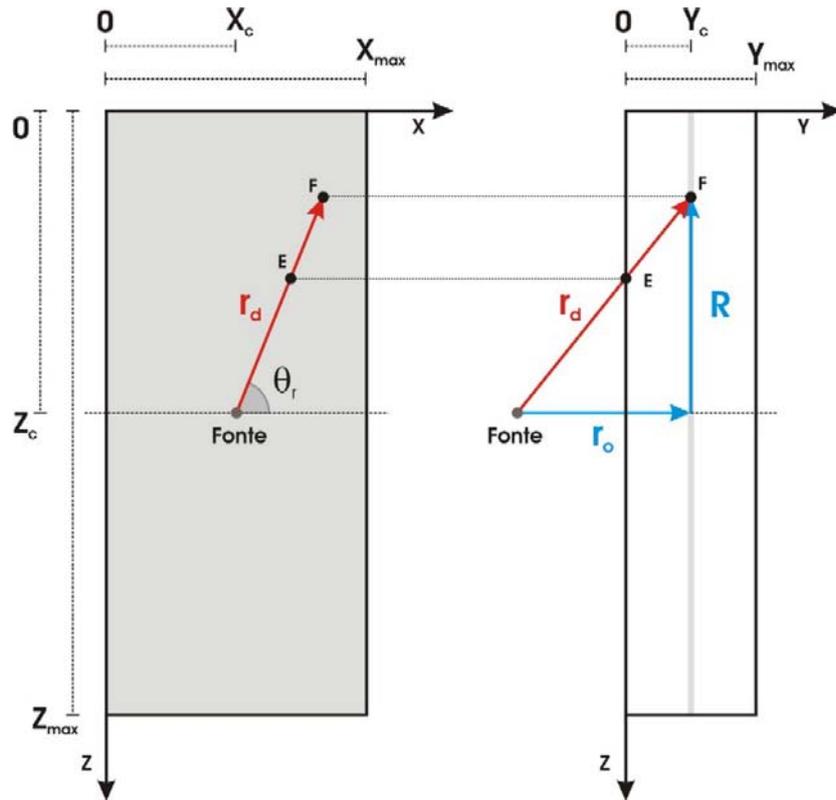


Figura 8. Vetores relacionados com os co-senos diretores.

Assim,

$$\begin{cases} U_{IN} = \frac{X_d}{|\vec{r}_d|} \\ V_{IN} = \frac{Y_d}{|\vec{r}_d|} \\ W_{IN} = \frac{Z_d}{|\vec{r}_d|} \end{cases}, \quad |\vec{r}_d| = \sqrt{X_d^2 + Y_d^2 + Z_d^2} \quad (6)$$

Conhecendo-se as coordenadas do ponto F e os cossenos diretores, encontram-se as retas diretoras de cada partícula utilizando as equações (7). Colocando essas retas diretoras em um laço iterativo no programa, são obtidas numericamente as coordenadas do ponto E que está localizado em uma das faces do paralelepípedo (Figura 8).

Os sinais (-) ou (+) observados nas equações (7) indicam o sentido seguido ao longo das direções de vôo. Se o ponto verificado estiver dentro do paralelepípedo, utiliza-se o sentido contrário à reta diretora até que uma das faces seja atingida. Caso contrário, o ponto verificado está fora do paralelepípedo e segue-se o sentido da reta diretora até se atingir uma face.

$$\begin{cases} X_{INZ} & = & X_{INZ} & \mp & X_L \cdot U_{IN} \\ Y_{INZ} & = & Y_{INZ} & \mp & X_L \cdot V_{IN} \\ Z_{INZ} & = & Z_{INZ} & \mp & X_L \cdot W_{IN} \end{cases} \quad (7)$$

3.5.2. Outros modelos

Os testes do algoritmo geral da fonte foram realizados através de dois procedimentos básicos: um experimental e um teórico. No procedimento experimental foram realizadas medidas utilizando o fantoma físico Alderson-Rando e detectores termoluminescentes (TLD) em posições específicas de exposição, que poderiam ser reproduzidas e simuladas com o modelo matemático. Para o procedimento teórico foram escolhidos dois casos de acidentes: o acidente radiológico de Yanango, Peru (IAEA, 2000c) e o acidente radiológico nas instalações de irradiação em Nesvizh, Belarus (IAEA, 1996a).

Ambos os procedimentos são descritos nas seções seguintes.

3.6. Procedimento experimental

As medidas deste procedimento foram realizadas utilizando-se o fantoma físico Alderson-Rando, que é utilizado no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes do Departamento de Energia Nuclear – UFPE e TLDs cilíndricos, também conhecidos como RODs, que foram colocados internamente no fantoma e expostos a uma fonte de céscio-137.

Para realização das simulações deste caso foi necessário desenvolver um novo modelo computacional que consistia de um conjunto de imagens 2D do Alderson-Rando (AR), chamadas de Alderson-Rando Virtual (ARV), e o código EGS4 com o modelo geral da fonte matemática adaptado a essa geometria.

3.6.1. Fantoma físico Alderson-Rando

Os fantomas Alderson-Rando são usados para o mapeamento detalhado da distribuição de doses e são compostos de um esqueleto humano natural recoberto com material radiologicamente equivalente ao tecido mole, cujas densidades se baseavam nas medidas do homem padrão da ICRP 23 (1975), atualizada pela ICRP 89 (2003). A composição mais comum deste fantoma contém gorduras, fluidos, músculos e outros tecidos do corpo humano (WHITE, 1978). Os pulmões do Alderson-Rando são moldados para simular pulmões humanos em um estado médio de respiração.

O adulto feminino (Figura 9), por exemplo, está dividido em 36 fatias numeradas de 2,5 cm de espessura e cada fatia possui pequenos orifícios distribuídos numa malha e afastados entre si de 3 ou 1,5 cm, dependendo da fatia. Os orifícios

têm a função de acomodar os dosímetros termoluminescentes (Figura 10) dentro do fantoma.



Figura 9. Fantoma Alderson-Rando feminino do Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes (LMRI).



Figura 10. Fatias e orifícios para acomodar TLDs.

3.6.2. Fantoma Alderson-Rando virtual

O conjunto 3D foi obtido de imagens tomográficas do fantoma AR feminino do LMRI, com varreduras realizadas no Centro de Medicina Nuclear de Pernambuco (CEMUPE), utilizando um aparelho tomográfico do tipo SeleCT/SP, fabricado pela PICKER (Figura 11), e ajustado em uma tensão de 120 kV , 178 mAs , campo de $20 \times 20\text{ cm}$ e uma matriz de 512×512 .

O fantoma de voxels ARV (Figura 12) possui 91 fatias, 516 linhas e 872 colunas. Equivale ao conjunto 3D de imagens segmentadas da cabeça e ombros do fantoma AR e possui voxels no formato de um paralelepípedo com $0,5\text{ mm} \times 0,5\text{ mm}$ de base e 3 mm de altura (fatia).



Figura 11. Aparelho tomográfico do CEMUPE utilizado para obter as imagens tomográficas do fantoma Alderson-Rando.



Figura 12. Visão 3D do fantoma ARV, obtida com o *software* IDL (2002).

Na Tabela 2 estão listadas as equivalências entre as fatias reais e as fatias virtuais.

As Figuras 13 e 14 mostram as fatias reais 2 e 8 do fantoma Alderson-Rando e suas respectivas fatias CT e Segmentadas.

Tabela 2. Fatias reais-Fatias virtuais.

Fatias Reais	Fatias Virtuais
01	1 – 13
02	14 – 22
03	23 – 30
04	31 – 38
05	39 – 44
06	45 – 54
07	55 – 62
08	63 – 68
09	69 – 76
10	77 – 84
11	85 - 91

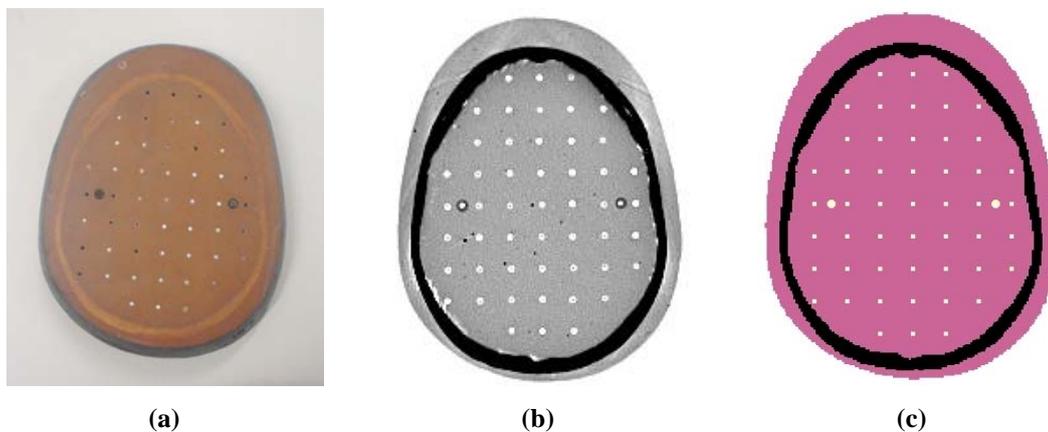


Figura 13. Visualização da fatia 2 do Fantoma AR: (a) real, (b) CT e (c) segmentada.

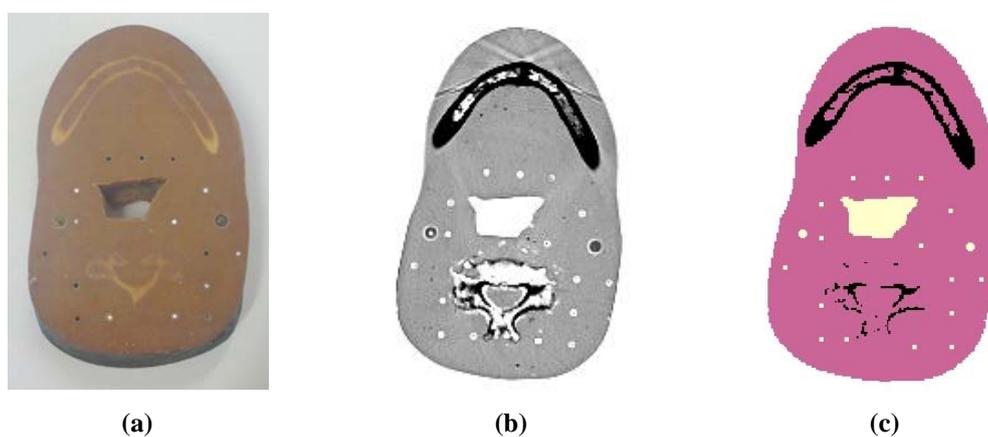


Figura 14. Visualização da fatia 8 do fantoma AR: (a) real, (b) CT e (c) segmentada.

Uma breve abordagem sobre o processo de segmentação de imagens e da técnica de fusão de regiões, utilizadas neste trabalho para obter as imagens segmentadas do ARV, é realizada nas próximas seções. A descrição mais detalhada sobre a segmentação, as suas técnicas e os algoritmos implementados, pode ser consultada em NIKOLAIDIS & PITAS (2001).

3.6.2.1. Segmentação

A segmentação de imagens 3D é uma operação que visa agregar voxels em regiões 3D que representem entidades físicas significantes. Por exemplo, em uma imagem CT da cabeça poderia se estar interessado nas regiões correspondentes ao osso e ao cérebro e os demais órgãos e tecidos comporiam o fundo. Esta classificação em regiões é realizada fazendo com que os voxels que pertencem a uma dada região compartilhem algumas propriedades pré-definidas com relação a um vetor de características específicas, que podem incluir propriedades de voxel como intensidade, textura, posição espacial e proximidade. Evidentemente, a segmentação é um passo crucial na seqüência de operações que precedem a visualização 3D e a análise morfométrica, onde seus resultados são usados para selecionar os objetos de interesse entre os diversos objetos usualmente presentes no volume. A segmentação de imagem 3D também é muito importante no processamento de imagens seqüenciadas, onde pode ser usada como um passo de pré-processamento na compressão das imagens seqüenciadas (por exemplo, nos algoritmos de compressão baseados em região) e na filtragem espaço-temporal para simular movimentos. A abordagem mais simples para a segmentação é baseada apenas nas características dos voxels (por exemplo, a intensidade) e é chamada segmentação pontual. O limiar de intensidade pertence a esta categoria. Porém, esta abordagem não leva em conta as informações espaciais, como proximidade e conectividade. Para utilizar as vantagens destes tipos de informação, devem-se usar técnicas de segmentação baseadas em regiões que incluem algoritmos para ampliar, dividir e combinar regiões. Uma terceira classe de técnicas, as chamadas técnicas de segmentação baseadas em

contornos, descreve um objeto em termos da sua superfície de contorno. O problema da segmentação automática ainda não foi resolvido e, por causa da sua importância, esta é uma área de pesquisa muito ativa.

3.6.2.2. Técnica da fusão de regiões

A abordagem da técnica da fusão consiste em construir regiões homogêneas através da junção de voxels que tenham propriedades similares. De acordo com o algoritmo da fusão de regiões, a imagem é varrida no modo fatias-linhas-colunas, isto é, percorrendo as linhas da k -ésima fatia antes de prosseguir para a $(k + 1)$ -ésima. O algoritmo começa criando a primeira região, que contém o primeiro voxel do volume. Então, tenta-se fundir o voxel atualmente varrido com uma das regiões vizinhas. A fusão ocorre quando a intensidade do voxel atual estiver próxima à intensidade média da região candidata. Após este procedimento, a intensidade média da região é atualizada. Quando o critério da fusão é satisfeito para mais de uma região, vence a região com intensidade média mais próxima da do voxel atual. Se não for possível nenhuma fusão com regiões vizinhas, o algoritmo tenta fundir o voxel atual com regiões não-vizinhas. Não sendo possível, uma nova região é criada desde que o número máximo de regiões permissível ainda não tenha sido atingido. O algoritmo da fusão termina quando todos os voxels do volume são visitados.

3.6.3. Dosímetros termoluminescentes (TLD)

Foram utilizados 110 dosímetros de um mesmo lote neste procedimento, todos do tipo LiF 100, da Harshaw, e de formato cilíndrico com 1 mm de diâmetro e 3 mm de comprimento (Figura 15).

O processo de caracterização dos TLD, após limpeza e tratamento térmico em 400°C , foi realizado através de quatro irradiações de 10 mGy , numa distância de 1 m a uma fonte de ^{137}Cs , com uma taxa de kerma no ar de $42,525\text{ mGy/h}$. A leitura média da carga integrada nos TLD foi de $36,1\text{ nC}$ com desvio padrão médio calculado de $1,4\text{ nC}$, equivalendo a uma variação média de $3,7\%$.

Essas análises foram realizadas no Laboratório de TLD do Departamento de Energia Nuclear da UFPE utilizando um aparelho Thermoluminescence Dosimeter Reader, modelo Victoreen 2800 M.

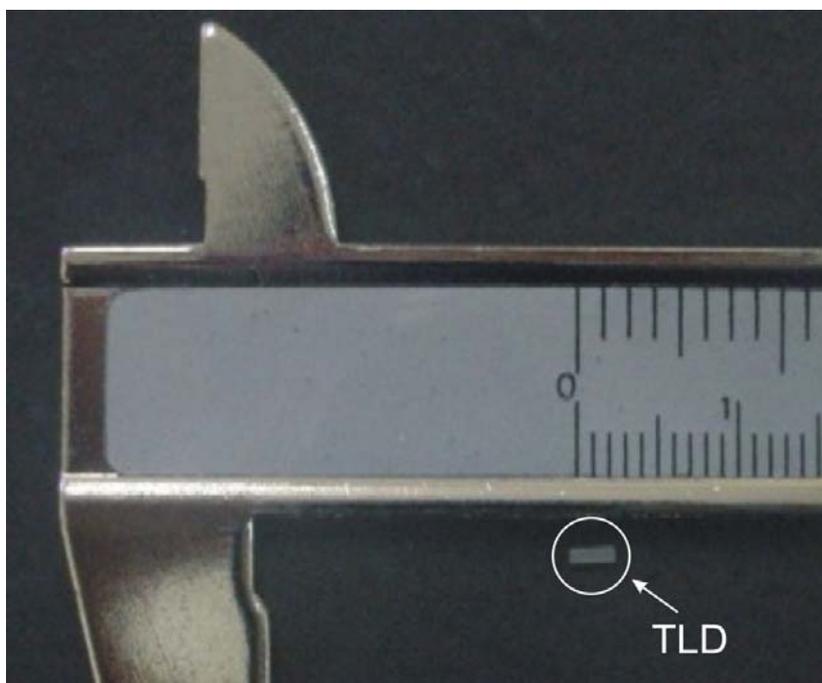


Figura 15. Visualização de um TLD utilizado nos procedimentos experimentais com o fantoma Alderson-Rando.

3.6.4. Preparação experimental

Para realização das medidas foram selecionadas as 11 primeiras fatias do Alderson-Rando, equivalentes à cabeça e aos ombros desse fantoma, como pode ser visto na Figura 16.



Figura 16. Vista lateral das 11 fatias do fantoma Alderson-Rando.

A partir da fatia 02 foram distribuídos 110 dosímetros nos furos das fatias e organizados aos pares em cada furo, para ser feita uma média da leitura de cada posição. A fatia 03, por exemplo, recebeu 05 pares que foram distribuídos conforme visualizado na Figura 17.

Devido ao comprimento e ao diâmetro dos chips ($3\text{ mm} \times 1\text{ mm}$) foi necessário preparar um invólucro para acomodar os TLDs. Esse invólucro consistiu de sondas uretrais n° 5, na forma de cilindros ocos, que foram cortadas na espessura das fatias do AR, fechadas nas extremidades e preenchidos os espaços internos não ocupados pelos TLDs com linhas de nylon.

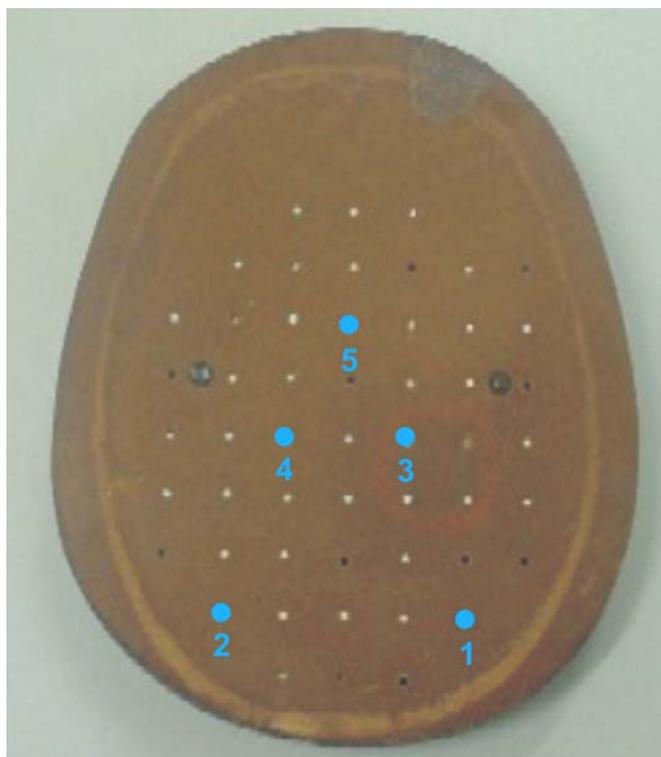


Figura 17. Indicação das posições onde os TLDs foram colocados na fatia 03.

O fantoma foi exposto a uma fonte de ^{137}Cs , no LMRI do Departamento de Energia Nuclear - UFPE, com uma taxa de kerma no ar de $44,1 \text{ mGy/h}$, por 10 horas a uma distância de 1 m da fonte.

As exposições foram realizadas em três posições diferentes:

1. Frontal (Figuras 18 e 19);
2. Frontal e inclinado 30° para frente (Figura 20) numa base de isopor, para evitar o efeito de retroespalhamento;
3. Frontal, inclinado 30° para frente e girado 45° no sentido horário.



Figura 18. Fantoma AR e fonte de céσιο-137 do LMRI (vista lateral).



Figura 19. Fantoma AR e fonte de céσιο-137 do LMRI.

100 cm



Figura 20. Posição inclinada 30° do fantoma Alderson-Rando com relação à fonte de ^{137}Cs .

3.6.5. Preparação computacional

O modelo computacional para este estudo foi composto pela fonte geral, o fantoma ARV e o código EGS4.

Para reproduzir as posições de exposição do fantoma AR no laboratório, a fonte geral foi transformada numa fonte pontual e ajustada aos valores angulares mostrados na Tabela 3.

Tabela 3. Valores dos ângulos polar e azimutal utilizados para reproduzir a posição de exposição do fantoma Alderson-Rando.

Ângulo	Incidência		
	Frontal	Inclinada para frente	Inclinada para frente e girada no sentido horário
Polar	90°	120°	120°
Azimutal	0°	0°	45°

O fantoma ARV precisou ser convertido ao formato “fantoma.data” para ser lido pelo código e, neste caso, foi utilizado o *software* Fantomas (VIEIRA *et al.*, 2005), desenvolvido principalmente para a construção e visualização dos fantasmas de voxels.

Também o EGS4 teve quatro de seus arquivos modificados:

1 – Arquivo PEGS4, que armazena informações sobre as composições de massa dos meios utilizados na simulação. Para o caso em estudo foram adotados cinco meios: ar externo, tecido mole, pulmões, TLD e esqueleto. Esse arquivo foi preparado utilizando uma interface gráfica do usuário para o EGS4 chamada EGSnrc (KAWRAKOW *et al.*, 2005), por possuir um banco de dados com informações sobre

as seções de choque de vários materiais ou compostos e ainda oferecer a possibilidade de criar arquivos deste tipo de forma prática;

2 – Arquivo ARVirtual.voxdef, que contém as dimensões do fantoma e os nomes dos meios existentes;

3 – Arquivo ARVirtual, que relaciona um órgão com sua densidade, foi ajustado para relacionar os 110 dosímetros e os quatro outros meios existentes com as informações do arquivo PEGS4;

4 – Arquivo ARVirtual.code modificado para mostrar na saída o valor da dose absorvida, em *mGy*, nos meios e nos TLDs.

3.7. Procedimento teórico

Este procedimento teve o objetivo de comparar os resultados dos cálculos de doses absorvidas, obtidas nas simulações, com resultados similares fornecidos em relatórios de acidentes da International Agency Energy Agency (IAEA) para o corpo inteiro ou em regiões do corpo, nas situações onde a vítima sofreu uma exposição externa altamente não-uniforme. Para a simulação foram escolhidos e estudados os acidentes de Yanango, Peru (IAEA, 2000c) e Nesvizh, Belarus (IAEA, 1996a).

3.7.1. Acidente radiológico de Yanango

O acidente ocorreu em 20 de fevereiro de 1999 nas instalações da hidroelétrica de Yanango no Peru, quando um soldador, que regularmente não estava envolvido com o trabalho radiográfico, apanhou uma fonte industrial de ^{192}Ir de $1,37 \times 10^6 \text{ MBq}$ e colocou-a no bolso traseiro direito de sua calça jeans, onde permaneceu pelo menos por 6,5 h. Durante 3 h o soldador ficou sentado enquanto trabalhava dentro de um tubo de 2 m de diâmetro e durante 3,5 h ficou em pé.

O relatório da IAEA sobre o acidente (IAEA, 2000c) fornece as seguintes informações da dosimetria: a) Usando o sistema computacional de planejamento de tratamento PROWESS 300 um físico peruano do Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (INEN) realizou o cálculo da dose profunda três dias depois do acidente. A Tabela 4 mostra os resultados destes cálculos; b) A avaliação posterior da dosimetria física foi realizada na França utilizando técnicas Monte Carlo, aparentemente baseada em métodos desenvolvidos por Roux e colaboradores (ROUX *et al.*, 2000, ROUX *et al.*, 2001); c) Com base na dosimetria biológica,

determinou-se uma dose de corpo inteiro de aproximadamente $1,25\text{ Gy}$. Porém este resultado foi tratado com ressalvas, pois, além da amostra de sangue ter sido coletada 106 dias após a exposição, houve diversas transfusões de sangue durante o tratamento do paciente.

Tabela 4. Distribuição de doses em função da profundidade conforme calculado pelo Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (INEN), e retirado da IAEA (2000c).

Órgão	Distância	Dose
	(cm)	(Gy)
Pele	1	9966
Tecido Mole	2	2508
Tecido Mole	3	1110
Tecido Mole	4	617
Tecido Mole	5	388
Tecido Mole	6	265
Tecido Mole	7	191
Fêmur	8	143
Artéria Femoral	8	143
Tecido Mole	9	111
Tecido Mole	10	88
Gônadas	18	23
Bexiga	20	18
Reto	20	18

3.7.1.1. Geometria da fonte

Durante a desintegração do ^{192}Ir para o núcleo filho são emitidos fótons e elétrons. Para uma fonte não selada, as energias e frequências mais importantes das partículas gama e beta emitidas foram retiradas dos dados compilados por Delacroix e colaboradores (2002). As energias médias foram calculadas e adicionadas na Tabela 5.

Tabela 5. Distribuição de energia gama e beta para uma fonte não selada de ^{192}Ir (DELACROIX *et al.*, 2002).

Ir-192	Gama E (keV)	Frequência %	Beta E (keV)	Frequência %
E1	317	83	256	6
E2	468	48	536	41
E3	604	8	672	48
Média Ponderada	372		583	

Na Figura 21 é mostrado um conjunto similar (encapsulamento e conexão) ao da fonte de ^{192}Ir encontrada pelo trabalhador no momento do acidente.



Figura 21. Encapsulamento e conexão de uma fonte de ^{192}Ir .

A Figura 22 mostra a comparação entre as dimensões da fonte real de ^{192}Ir , conforme informado no relatório da IAEA para esse acidente, “um cilindro de 4 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento lacrado em uma cápsula de aço de 1 mm de espessura das paredes e 1,2 cm de comprimento”, com o modelo da fonte simulada nos cálculos Monte Carlo, um paralelepípedo com dimensões de 3,6 mm x 3,6 mm x 7,2 mm.

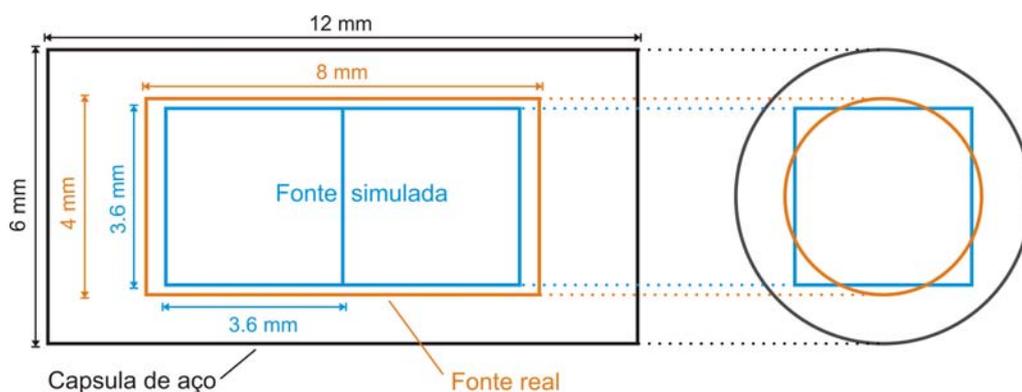


Figura 22. Fonte real de ^{192}Ir com cápsula de aço de acordo com a IAEA (2000c) e fonte simulada nos cálculos do MAX/EGS4.

O alcance de um elétron com 700 keV no ferro é $0,5\text{ mm}$, significando que as partículas betas, de acordo com suas energias mostradas na Tabela 5, são barradas pela cápsula de aço e então não foram consideradas no cálculo Monte Carlo. O Bremsstrahlung resultante da redução de velocidade das partículas beta na cápsula de aço também pode ser desprezado, pois, para elétrons com 700 keV , a razão entre o potencial de frenagem (*stopping power*) radiativo e total no ferro é, aproximadamente, $0,023$ (HUBBELL *et al.*, 1996), e, especialmente para fontes lacradas de ^{192}Ir , Borg e Rogers (BORG & ROGERS, 1999) encontraram contribuições de Bremsstrahlung para a kerma no ar bem abaixo de $0,5\%$. As direções iniciais dos fótons foram amostradas isotropicamente e é considerado que a absorção fotoelétrica e espalhamento Compton, dentro da fonte de ^{192}Ir , não modificam significativamente a distribuição isotrópica dos fótons emitidos pela fonte, ou seja, somente uma fração do número total de fótons emitidos pela fonte alcança a superfície do fantoma MAX.

Para a energia gama média de 372 keV e usando a lei de atenuação exponencial, pode-se calcular que a cápsula de aço reduziria em cerca de 8% o

número de fótons que saem da fonte de ^{192}Ir . Devido às dimensões do voxel (de 3,6 mm) não foi possível simular a cápsula de aço, a menos que se fizesse uma reamostragem de toda a matriz do MAX para alcançar a resolução de 1 mm. Embora possível, este procedimento aumentaria a exigência de memória e o tempo de execução significativamente. Então, os efeitos de atenuação da cápsula de aço foram considerados depois dos cálculos Monte Carlo, pela redução da dose máxima calculada em 8%, assumindo assim que, para determinadas condições de exposição, a dose absorvida é basicamente proporcional ao número de fótons. Estas considerações não permitem que o espectro gama seja modificado significativamente pela cápsula de aço. Investigações feitas com espectros disponíveis para fontes de radiografia industrial, incluindo uma cápsula de aço, mostraram que a energia média das partículas gama era cerca de 386 keV e difere em menos de 4% da energia gama média de 372 keV para a fonte não selada.

A fonte simulada apenas difere levemente da fonte real com respeito à forma, e o volume do paralelepípedo é somente 7% menor que o do cilindro. Então, não se espera que a diferença de forma e volume entre as fontes real e a simulada impliquem em um impacto significativo sobre o número e sobre a distribuição de energia dos fótons emergentes.

O modelo computacional para esse acidente foi composto pelo fantoma MAX e pelo código EGS4. O algoritmo da fonte de ^{192}Ir foi acrescentado ao EGS4 e nomeada de fonte 17. Esse algoritmo é uma simplificação do algoritmo geral, pois, considerando-se a proximidade com a pele, selecionou-se uma região atrás, e do lado direito do fantoma MAX, conforme visualizado na Figuras 23a e 23b.

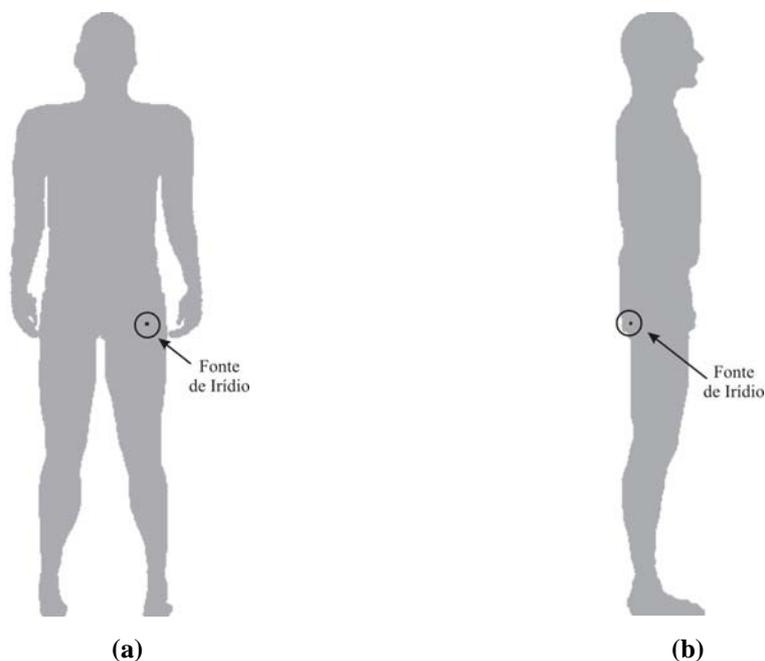


Figura 23. Vista postero-anterior (a) e lateral direita (b) do fantoma MAX.

A Figura 24 mostra uma parte da fatia 251, na coxa do fantoma MAX onde a fonte de ^{192}Ir foi localizada horizontalmente, em frente ao lado traseiro, próximo à superfície. A orientação exata da fonte não foi informada no relatório da IAEA, mas devido seu pequeno tamanho, essa falta de informação não é considerada tão crítica para a distribuição da dose absorvida dentro do corpo. O corpo está rodeado por uma camada de voxels, que representa o algodão da roupa (calça jeans + peça íntima) da pessoa que sofreu o acidente. A composição elementar e a densidade do algodão foram obtidas do National Institute of Standards and Technology (NIST, 2005).

Fixado um voxel central da fonte como ponto de referência, as três distâncias fonte-superfície (DFS) simuladas na execução Monte Carlo foram:

$$\text{DFS1} = 3,6 \text{ mm (algodão)} + 1,8 \text{ mm (fonte)} = 5,4 \text{ mm}$$

$$\text{DFS2} = 3,6 \text{ mm (algodão)} + 3,6 \text{ mm (ar)} + 1,8 \text{ mm (fonte)} = 9,0 \text{ mm}$$

$$\text{DFS3} = 3,6 \text{ mm (algodão)} + 7,2 \text{ mm (ar)} + 1,8 \text{ mm (fonte)} = 12,6 \text{ mm}$$

Os resultados Monte Carlo para essas distâncias forneceram informações necessárias para o cálculo da dose absorvida máxima no voxel para uma DFS = 3,6 mm por extrapolação, e para DFS = 7,0 mm por interpolação, respectivamente (uma DFS = 3,0 mm não pode ser realizada quando o corpo é coberto por uma camada de voxel de 3,6 mm da roupa).

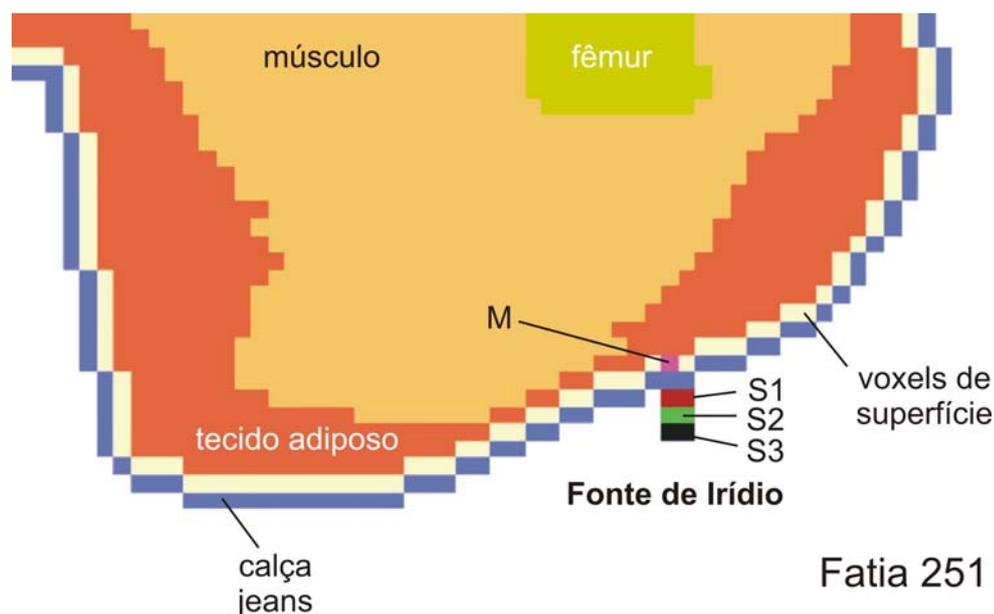


Figura 24. Parte da coxa do fantoma MAX com a fonte de ^{192}Ir para três diferentes distâncias fonte-superfície (DFSs). S1: DFS = 5,4 mm; S2: DFS = 9,0 mm; S3: DFS = 12,6 mm. Sendo M a localização do voxel que contém a dose absorvida máxima.

3.7.1.2. Regiões de interesse (ROI)

Os cálculos Monte Carlo para as doses absorvidas médias em órgãos e tecidos podem ser executados eficientemente com o modelo de exposição MAX/EGS4, porque as energias armazenadas, os somatórios e as avaliações estatísticas foram obtidas por um algoritmo para uma geometria contendo apenas 40 volumes correspondentes aos órgãos e tecidos de interesse.

Com o objetivo de agilizar o algoritmo desenvolvido neste trabalho para calcular as doses absorvidas em posições do fantoma, foram selecionadas algumas regiões de interesse (ROI). A escolha do número apropriado de linhas, colunas e fatias para compor uma ROI e o posicionamento desta no fantoma é sempre uma função da posição da fonte. Embora código Monte Carlo transporte partículas por todos os voxels, apenas os dados contidos nos voxels dentro da ROI são contabilizados. Estes dados são impressos em um arquivo externo que contém a posição relativa de cada voxel, sua dose calculada e os resultados estatísticos.

Para a simulação do acidente radiológico de Yanango, além da dose absorvida máxima no voxel, as distribuições da dose na coxa pela profundidade e da dose na superfície foram determinadas para diferentes ROI:

- Para a simulação da distribuição da dose pela profundidade, uma ROI 1 de 17.080 voxels foi considerada, sendo formada de cinco fatias adjacentes, cada uma com uma área de $20\text{ cm} \times 20\text{ cm}$;
- Para o cálculo da distribuição da dose na superfície uma ROI 2 de 51.471 voxels foi considerada, sendo formada de 57 fatias, cada uma com uma área de $15\text{ cm} \times 7\text{ cm}$.

3.7.1.3. Formalismo matemático

As posições iniciais das partículas são dadas pela equação (8) e sorteadas dentro da região contendo o fantoma e onde a fonte está localizada, sendo $NC_{MIN} = 45$, $NC_{MAX} = 47$, $NL_{MIN} = 60$, $NL_{MAX} = 61$, $NF_{MIN} = 251$ e $NF_{MAX} = 252$. Nesta notação, NC é o número de colunas, NL o número de linhas,

NF o número de fatias e N_{aleat1} , N_{aleat2} , N_{aleat3} são números aleatórios reais, uniformemente distribuídos no intervalo $[0, 1]$ e sorteados ao longo da simulação.

$$\begin{cases} X_{INZ} = X_L \cdot (NC_{MIN} + (NC_{MAX} - NC_{MIN}) \cdot N_{aleat1}) \\ Y_{INZ} = Y_L \cdot (NL_{MIN} + (NL_{MAX} - NL_{MIN}) \cdot N_{aleat2}) \\ Z_{INZ} = Z_L \cdot (NF_{MIN} + (NF_{MAX} - NF_{MIN}) \cdot N_{aleat3}) \end{cases} \quad (8)$$

O cosseno diretor W_{IN} (direção Z) é obtido a partir da equação (9),

$$W_{IN} = 2 \cdot N_{aleat4} - 1 \quad (9)$$

Os cossenos diretores U_{IN} (direção X) e V_{IN} (direção Y) são dados pela equação (10).

$$\begin{cases} U_{IN} = -A \cdot \text{sen}(PSI) \\ V_{IN} = A \cdot \text{cos}(PSI) \end{cases} \quad (10),$$

sendo $A = \sqrt{1 - W_{IN}^2}$ e $PSI = 2 \cdot \pi \cdot N_{aleat5}$.

3.7.2. Acidente radiológico nas instalações de irradiação em Nesvizh

O acidente ocorreu em 26 de outubro de 1991 em uma instalação de irradiação de ^{60}Co em Nesvizh, cerca de 120 km de Minsk, Belarus. Na instalação, uma variedade de produtos agrícolas e médicos é esterilizada dentro de caixas por meio de um sistema que transporta essas caixas em torno de uma fonte planar de ^{60}Co intensamente radioativa guardada em um rack móvel. Para corrigir uma falha do sistema de transporte dos produtos, o operador entrou na sala de irradiação e não considerou os vários itens de segurança. Neste estágio, o rack da fonte estava aberto e o operador foi irradiado por aproximadamente 1 a 1,5 min, enquanto fixava a folga do sistema de transporte, acoplado acima da sua cabeça.

Os elementos da fonte eram de origem soviética e tinham forma de cilindros metálicos, com 11 mm de diâmetro e 81 mm de comprimento, cada um incorporando uma atividade nominal de $70 \times 10^6\text{ MBq}$ de ^{60}Co encapsulado em aço inoxidável. Doze destes elementos, considerando os espaçamentos, eram guardados em tubos de aço inoxidável (varetas) com 120 cm de altura e divididos em quatro seções de 16 varetas cada. As seções estavam presas por tiras de aço inoxidável e formavam uma fonte planar de $2,2\text{ m}$ de comprimento por $1,2\text{ m}$ de altura. No momento do acidente, a atividade da fonte era de $28,1 \times 10^9\text{ MBq}$ (760 kCi).

A simulação da exposição acidental do operador para avaliar a dose absorvida exigiu um modelo de exposição que pudesse ser ajustado à geometria de irradiação mostrada na Figura 25. Sendo assim, foi necessário elevar os braços do fantoma MAX, pois, enquanto o operador tentava liberar a folga do sistema, localizado acima da sua cabeça, seus braços estavam elevados e, além disso, a lateral esquerda do seu corpo estava exposta à radiação vinda da fonte de ^{60}Co .

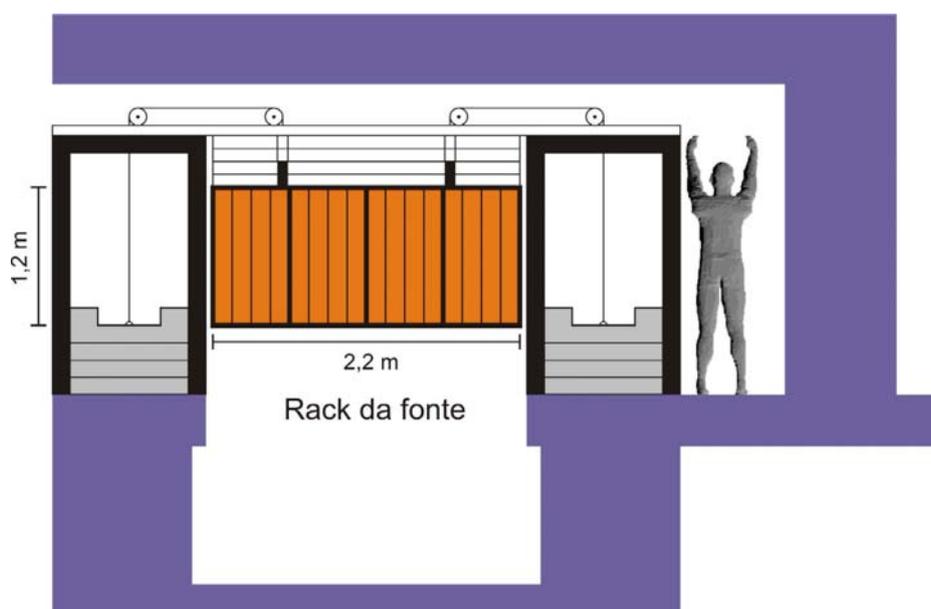


Figura 25. Posição do trabalhador com relação ao rack da fonte no momento da exposição.

Embora a radiação viesse da lateral da fonte planar, o feixe foi considerado aproximadamente paralelo quando atingiu o lado esquerdo do corpo do operador. Essa consideração baseia-se no comprimento vertical da fonte, no espalhamento da radiação pelo rack e pela estrutura de aço que sustenta os contra-pesos, assim como os pequenos movimentos rotacionais do corpo do operador durante a exposição.

Baseado na descrição do acidente fornecida pelo relatório da IAEA, não ficou claro qual a altura exata do rack da fonte relativa ao eixo vertical do corpo do operador. Portanto, os cálculos Monte Carlo foram realizados para dois casos:

- Um campo de radiação com *120 cm* de altura posicionado com relação ao operador como indicado na Figura 25;
- Um segundo campo considerando o corpo inteiro.

Os fótons emitidos pela fonte tinham energias de *1,17 e 1,33 MeV* (média ponderada de *1,25 MeV*). Contudo, para se conhecer a energia dos fótons que alcançou o corpo do operador foi levado em consideração a atenuação e o espalhamento dos tubos de aço inoxidável, especialmente na direção lateral da fonte, pelo rack, pela estrutura de aço que sustentava os contra-pesos e pelas caixas do sistema de transporte. Essas considerações impossibilitaram a obtenção do espectro exato de energia dos fótons incidentes, devido a sua complexidade. Portanto, na simulação com o modelo de exposição MAX/EGS4 foi assumido que os fótons incidentes nas faces do paralelepípedo teriam energias distribuídas no intervalo de *0,01 a 1,25 MeV*, segundo uma função densidade de probabilidade com perfil parabólico, de concavidade para baixo, conforme mostrado na Figura 26.

Para obter amostras desta distribuição, foi implementado o seguinte algoritmo (KALOS & WHITLOCK, 1986):

Passo 01: Sortear aleatoriamente três energias no intervalo $[0,01, 1,25]$;

Passo 02: Calcular a mediana dos valores de energia sorteados no passo 01;

Os resultados dos cálculos Monte Carlo são determinados como coeficientes de conversão entre a dose absorvida no corpo do fantoma MAX e a kerma no ar na localização do fantoma. Conseqüentemente foi necessário calcular a kerma no ar onde o operador estava localizado, baseado na atividade da fonte de $28,1 \times 10^9$ MBq (760 kCi), nas dimensões da fonte e no tempo de exposição de 2 min.

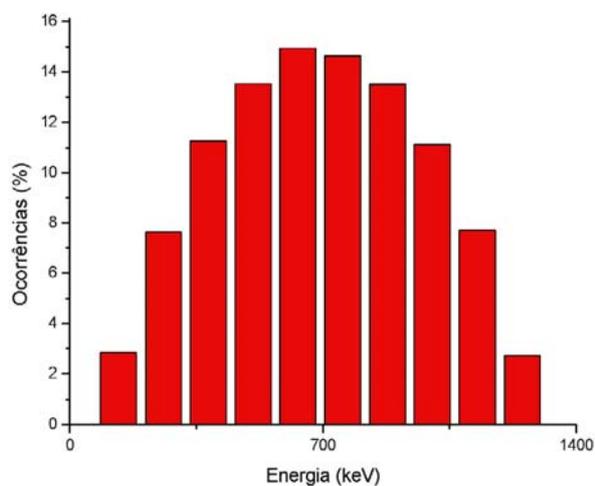


Figura 26. Distribuição de energia para o espectro dos fótons incidentes.

3.7.2.1. Taxa de exposição devida a uma fonte radioativa linear

A Figura 27 mostra a geometria usada para cálculo da taxa de exposição no ponto P devida a uma fonte radioativa linear (VIEIRA, 2001).

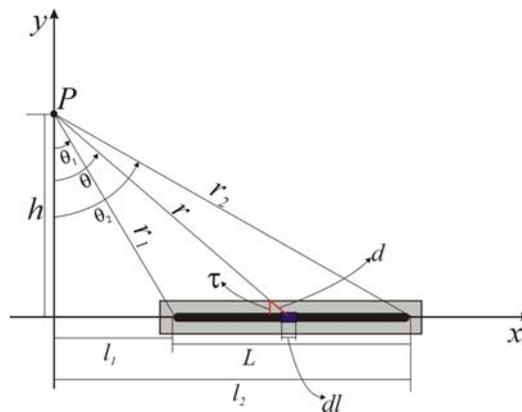


Figura 27. Fonte linear encapsulada.

Se a concentração de atividade linear (mCi/cm) de um emissor γ , com constante de emissão Γ ($R.cm^2/mCi.h$), é conhecida, então a taxa de exposição no ponto P da Figura 27, a uma distância r do comprimento infinitesimal dl , é (CEMBER, 1997).

$$d\dot{X} = \frac{\Gamma dA}{r^2} = \frac{\Gamma}{r^2} \frac{Adl}{L} \quad (11),$$

onde L é o comprimento ativo da fonte (cm) e A é a sua atividade (mCi).

Se a fonte for envolvida com um material de coeficiente de atenuação linear μ (cm^{-1}) e espessura τ (cm), deve-se considerar a atenuação provocada por esta cápsula envoltória acrescentado-se o termo $e^{-\mu\tau}$ à equação (11). Tem-se

$$d\dot{X} = \frac{A\Gamma}{r^2} e^{-\mu d} \frac{dl}{L} \quad (12),$$

onde d é a espessura que a radiação emitida de $dl = dx$ atravessa na direção de P , como é mostrado na Figura 27.

Se a espessura da cápsula é τ e $\cos \theta = \frac{\tau}{d}$, então $d = \frac{\tau}{\cos \theta}$. Assim,

$$\dot{X} = \frac{A\Gamma}{L} \int_{l_1}^{l_2} e^{-\frac{\mu\tau}{\cos\theta}} \frac{dx}{r^2}$$

E após alguma álgebra, obtém-se que:

$$\dot{X} = \frac{A\Gamma}{Lh} I_S \quad (13),$$

onde I_S é a Integral de Sievert. Sendo:

$$I_S = \int_{\theta_1}^{\theta_2} e^{-\frac{\mu\tau}{\cos\theta}} d\theta. \quad (14)$$

3.7.2.2. Taxa de kerma no ar em pontos em torno de uma fonte linear

A taxa de kerma no ar em função da taxa de exposição é,

$$\dot{K}_{ar} = \frac{\Gamma_K}{\Gamma} \dot{X} \quad (15)$$

onde Γ_K é a constante de emissão de kerma no ar ($mGy.cm^2/MBq.h$) (ICRU 60, 1998), para as distâncias em cm , a atividade da fonte em MBq e a taxa de kerma no ar em mGy/h . A Tabela 6 fornece o Γ_K para alguns radionuclídeos usados em braquiterapia (SCAFF, 1997).

Tabela 6. Constante de emissão de kerma no ar para algumas fontes (SCAFF, 1997).

Radionuclídeo	$\Gamma_K(mGy.cm^2/MBq.h)$
^{226}Ra	1,95
^{60}Co	3,09
^{137}Cs	0,78
^{198}Au	0,56
^{125}I	0,33
^{192}Ir	1,13

3.7.2.3. Método numérico

A fonte usada neste trabalho foi de ^{60}Co com uma constante de emissão de kerma no ar Γ_k igual a $3,09 \text{ mGy.cm}^2/\text{MBq.h}$.

A taxa de kerma no ar em função da taxa de exposição, com base na figura 25 é,

$$\dot{K}_{ar} = \frac{\Gamma_K}{\Gamma} \dot{X} \quad \text{e} \quad \dot{X} = \frac{A\Gamma}{Lh} \int_{\theta_1}^{\theta_2} e^{-\frac{\mu r}{\cos\theta}} d\theta \quad (16)$$

O método consiste em calcular computacionalmente a taxa de exposição em um ponto no espaço, a uma distância radial r de uma fonte linear. Para isso, desenvolveu-se um programa para resolver a integral de Sievert, generalizada para as três dimensões (VIEIRA, 2001).

Sendo a fonte real composta por 64 varetas cilíndricas de $0,3 \text{ cm}$ de diâmetro e 120 cm de comprimento, o modelo adotado no programa considerou 64 fontes lineares com centros afastados numa distância de $0,3 \text{ cm}$ e a contribuição de cada uma dessas num ponto ou numa região de interesse foi obtida separadamente. Neste cálculo foi escolhido um número intervalos para solução das integrais (*NINT*), de acordo com a precisão desejada. Após, o programa realiza o somatório das contribuições individuais e fornece o resultado final.

A Tabela 7 lista os valores da kerma no ar obtidos computacionalmente para a geometria indicada pela Figura 25. Os valores foram calculados nas distâncias de 1 m e $1,5 \text{ m}$ para a contribuição da vareta mais próxima do fantoma e para a contribuição de todas as varetas, em um ponto ou em um círculo localizado no plano YZ, numa altura equivalente à metade do campo de 120 cm .

Para a avaliação dos resultados obtidos na simulação do acidente de Nesvizh foi utilizada a taxa de $6,99 \text{ Gy/min}$, em destaque na Tabela 7.

Tabela 7. Valores da Taxa de Kerma.

Fonte	Quantidade	Distância fonte-plano	Posição/Região do plano	Valor (Gy/min)	Coefficiente Var (%)
Pontual	01	1 m	Ponto	2,24	calculado
Pontual	01	1,50 m	Ponto	1,00	calculado
Linear (vareta)	01	1 m	Ponto	2,09	0,05
Linear (vareta)	64	1 m (1ª var)	Ponto	8,43	0,01
Linear (vareta)	01	1 m	Círculo (R = 10 cm)	2,08	0,34
Linear (vareta)	64	1 m (1ª var)	Círculo (R = 10 cm)	8,44	0,29
Linear (vareta)	01	1,50 m	Círculo (R = 10 cm)	1,64	0,34
Linear (vareta)	64	1,50 m	Círculo (R = 10 cm)	6,99	0,29

3.7.2.4. Formalismo matemático da fonte

A projeção de exposição adotada para o modelo matemático é a lateral esquerda (LLAT) e o centro da fonte estaria localizado um pouco acima da metade do fantoma. Estas considerações são aplicadas nas equações (2) e implicam num ângulo azimutal (ϕ_s) de 90° e num ângulo polar (θ_s) de 95° (Figura 28).

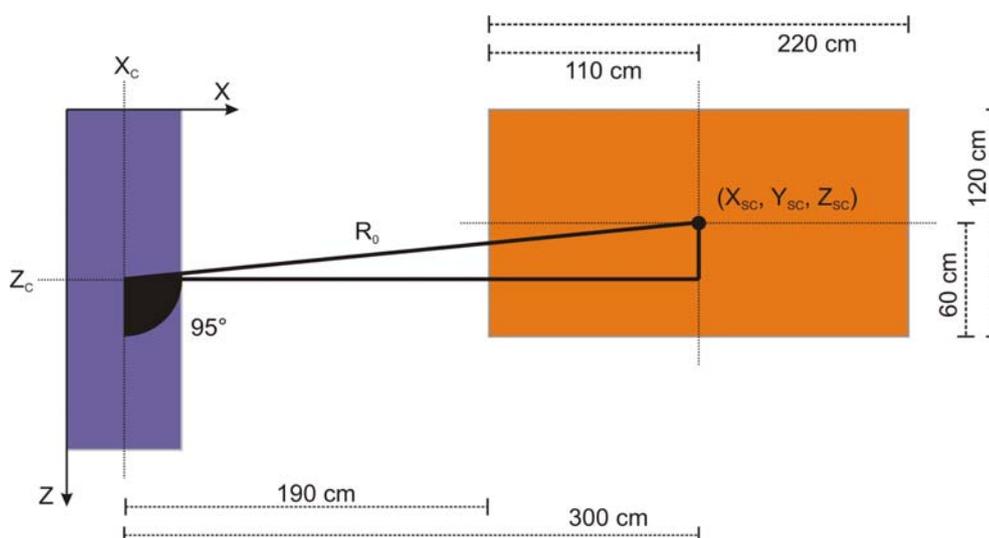


Figura 28. Modelo matemático da fonte do acidente de Belarus.

As equações (2) são válidas para fontes pontuais onde as partículas são sempre emitidas de (X_s, Y_s, Z_s) . Para o acidente de Belarus, como a fonte é planar, com 220 cm de comprimento (L) e 120 cm de altura (H), as equações (2) são modificadas para indicar o centro da fonte, equações (17), e as posições das partículas emitidas são sorteadas dentro da região do volume mostrado na Figura 28, sendo $X_{s \max} = L/2$, $X_{s \min} = -L/2$, $Z_{s \max} = H/2$ e $Z_{s \min} = -L/2$. Também foi considerada uma largura (W) para a fonte de 3 cm , com $Y_{s \max} = W/2$ e $Y_{s \min} = -W/2$, equações (18).

$$\begin{cases} X_{sc} &= X_c + R_o \cdot \text{sen } \phi_s \cdot \text{sen } \theta_s \\ Y_{sc} &= Y_c - R_o \cdot \text{cos } \phi_s \cdot \text{sen } \theta_s \\ Z_{sc} &= Z_c - R_o \cdot \text{cos } \theta_s \end{cases} \quad (17)$$

$$\begin{cases} X_s &= X_{sc} + ((X_{s \max} - X_{s \min}) \cdot N_{aleat1} + X_{s \min}) \\ Y_s &= Y_{sc} + ((Y_{s \max} - Y_{s \min}) \cdot N_{aleat2} + Y_{s \min}) \\ Z_s &= Z_{sc} + ((Z_{s \max} - Z_{s \min}) \cdot N_{aleat3} + Z_{s \min}) \end{cases} \quad (18)$$

Os cossenos diretores (U_{IN}, V_{IN}, W_{IN}) são obtidos pelas equações (6) e as posições no plano de entrada do paralelepípedo pelas equações (7).

3.7.2.5. Fantoma MAXB

O fantoma de voxels MAXB (Male Adult voXel for Belarus accident) (Figura 29b) foi desenvolvido a partir das imagens segmentadas do fantoma de voxels MAX (Figura 29a), e possui os braços elevados. Este procedimento foi realizado para reproduzir a postura do operador no momento da exposição.

Realizada a elevação dos braços foi verificado como estes se posicionaram no esqueleto. Na Figura 29c e Figura 29d é visualizado o esqueleto do fantoma MAX

antes e depois das modificações. Após essa verificação, o próximo passo foi adicionar cada órgão e tecido na estrutura óssea, sempre tendo como referência a ICRP 89 (2003).

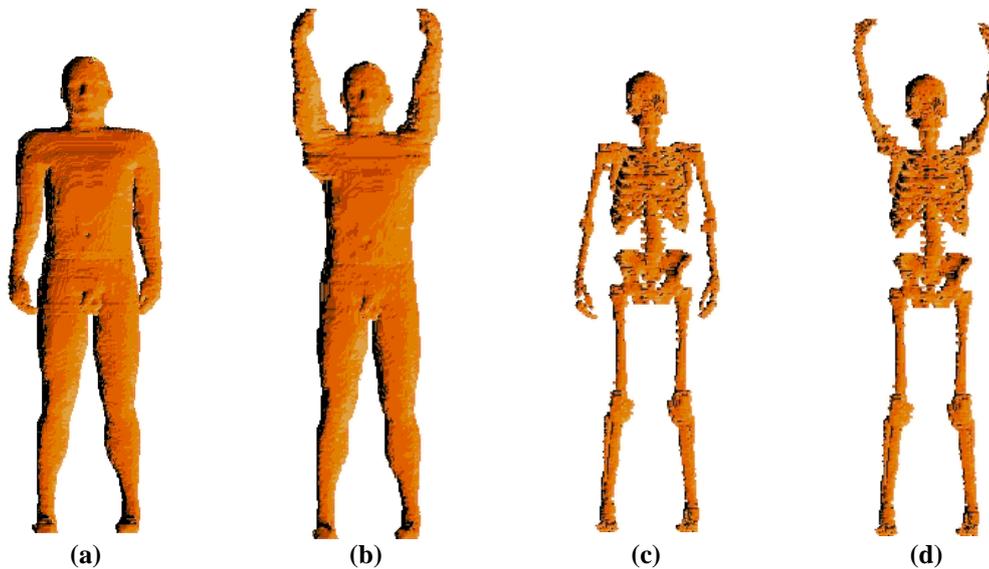


Figura 29. Fantoma MAX (a), fantoma MAXB (b), esqueleto do fantoma MAX (c) e esqueleto do fantoma MAXB (d).

O algoritmo criado neste trabalho para elevar os braços do fantoma MAX, baseia-se na transformação geométrica citada em Nikolaidis e Pitas (2001), para obter a coordenada apropriada do voxel após uma rotação. Assim, tem-se:

$$\begin{bmatrix} x - x_c \\ y - y_c \\ z - z_c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & -\text{sen}(\theta)\cos(\phi) & \text{sen}(\theta)\text{sen}(\phi) \\ \text{sen}(\theta) & \cos(\theta)\cos(\phi) & -\cos(\theta)\text{sen}(\phi) \\ 0 & \text{sen}(\phi) & \cos(\phi) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} xx - xx_c \\ yy - yy_c \\ zz - zz_c \end{bmatrix}$$

A Figura 30 fornece uma visualização espacial da fonte matemática e do fantoma MAXB no modelo computacional desenvolvido para a simulação. Esta postura do fantoma e a posição da fonte reproduzem de forma satisfatória a postura

do operador no momento da exposição, porém este ponto será abordado com mais detalhes no próximo capítulo.

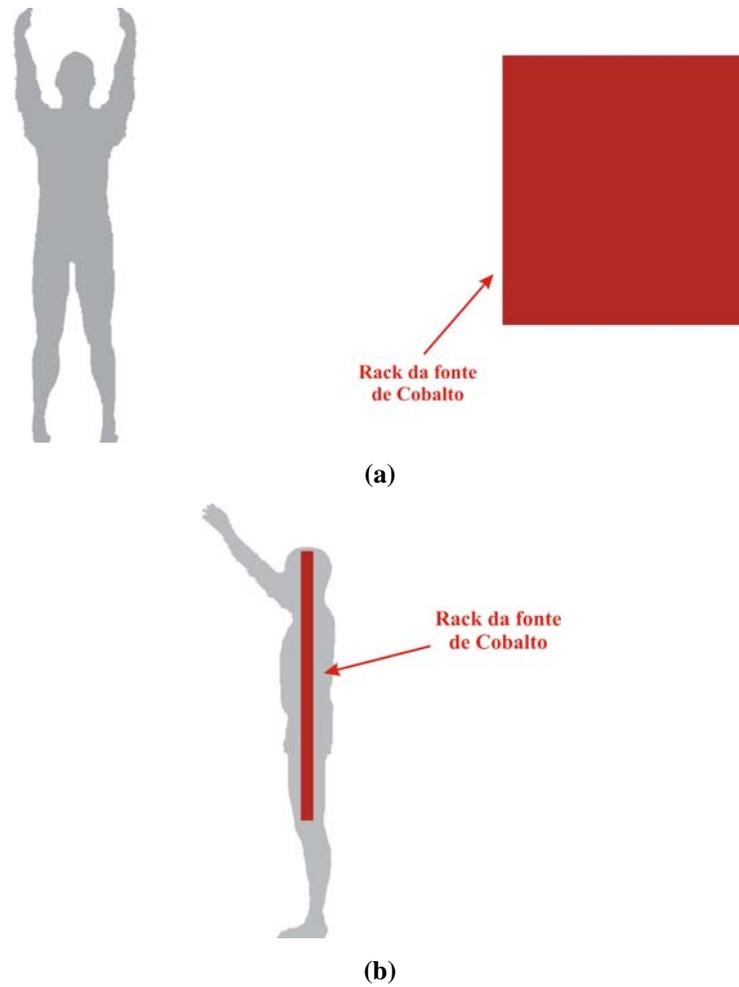


Figura 30. Projeção Antero-Posterior (a) e Lateral Esquerda (b) do fantoma MAXB com fonte matemática.

4. RESULTADOS

4.1. Fonte geral

Os testes iniciais foram realizados para verificar a resposta do modelo matemático da fonte quando certos parâmetros são modificados. Com esse objetivo foram escolhidos os seguintes parâmetros: distância fonte – plano de entrada, ângulo polar e projeções das partículas incidentes nos planos de entrada.

Os resultados de cada teste foram obtidos para 50.000 histórias de incidências das partículas.

4.1.1. Distância fonte – plano de entrada do fantoma

A região onde o fantoma MAX está contido é um paralelepípedo de dimensões máximas com $175,32\text{ cm}$ de altura, $56,88\text{ cm}$ de largura e $26,64\text{ cm}$ de espessura. O centro deste paralelepípedo localiza-se na metade destas dimensões, ou seja, em $(28,44, 13,32, 87,66)\text{ cm}$ e é representado pelo ponto (X_C, Y_C, Z_C) .

As mudanças da posição da fonte pontual com relação a esse paralelepípedo podem ser realizadas através de variações nos ângulos polar (θ_s) e azimutal (ϕ_s) ou no parâmetro R_0 , conforme mostrado nas equações (2).

Nas Figuras 31 e 32 podem-se visualizar as distribuições das partículas incidentes, ao longo das direções X e Z , emitidas por uma fonte pontual com incidência anterior-posterior (AP) e as Figuras 33 e 34 mostram uma distribuição de partículas incidentes da esquerda para direita (LLAT).

Nas Tabelas 8 e 9 estão listados os parâmetros utilizados nos testes para gerar distribuições de incidências AP e LLAT. O ângulo polar de 90° indica que a fonte está localizada numa altura equivalente à metade da altura do fantoma.

Tabela 8. Parâmetros da incidência AP.

R_0 (cm)	θ_s	ϕ_s
10	90°	0°
50	90°	0°
100	90°	0°

Tabela 9. Parâmetros da incidência LLAT.

R_0 (cm)	θ_s	ϕ_s
10	90°	90°
50	90°	90°
100	90°	90°

As Figuras 31 a 34 mostram que R_0 é o parâmetro apropriado para modificar o perfil das distribuições ao longo de um eixo, desde que θ_s e ϕ_s sejam fixados. Valores grandes de R_0 implicam numa distribuição mais uniforme das partículas incidentes e indicam que a fonte se torna paralela; valores pequenos de R_0 implicam numa distribuição centralizada das partículas incidentes e equivale a uma fonte divergente.

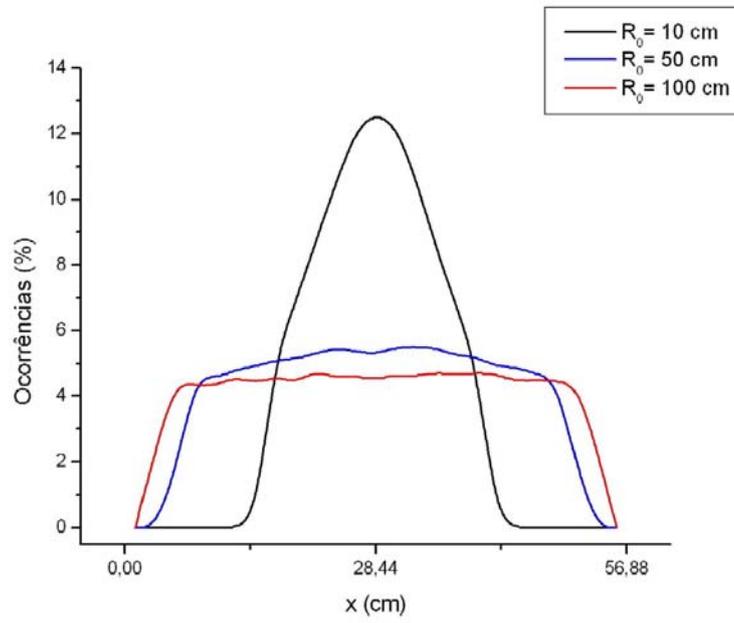


Figura 31. Incidência AP vista ao longo do eixo X.

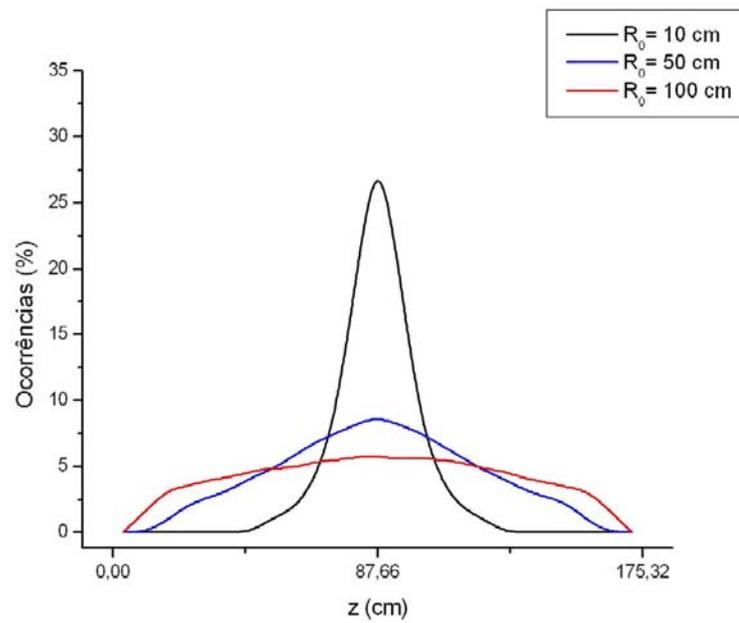


Figura 32. Incidência AP vista ao longo do eixo Z.

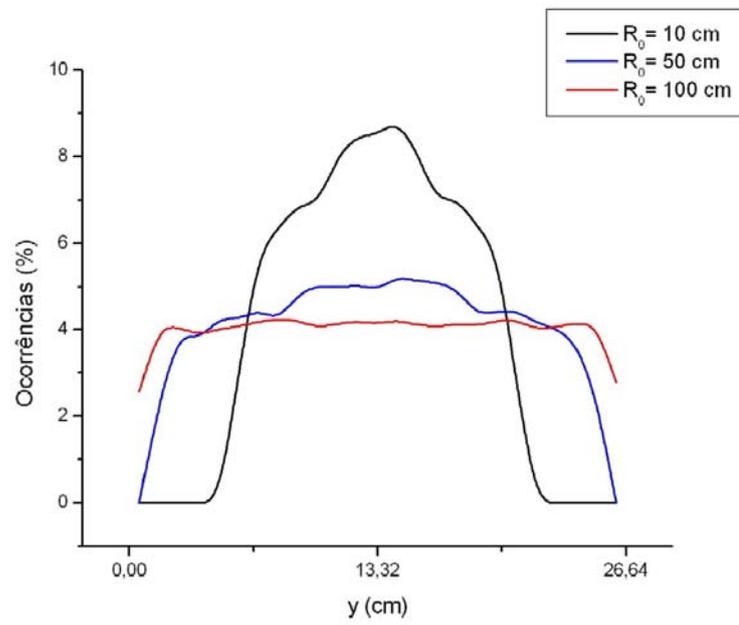


Figura 33. Incidência LLAT vista ao longo do eixo Y.

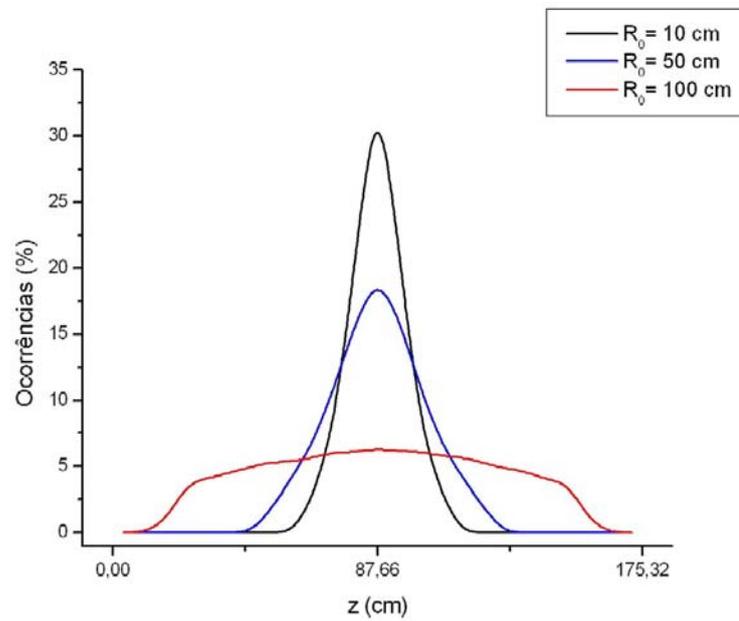


Figura 34. Incidência LLAT vista ao longo do eixo Z.

4.1.2. Variação dos valores do ângulo polar

O ângulo polar θ_S pode variar de 0° (pés do fantoma) até 180° (cabeça). Assim, a variação deste parâmetro, com ϕ_S e R_0 fixos, deslocará o máximo da distribuição de partículas ao longo do eixo Z (ver Figura 6).

Esse efeito pode ser verificado na Figura 35 que mostra distribuições na direção Z, numa incidência AP, quando θ_S é modificado para 30° , 90° e 150° . A distância da fonte ao centro do fantoma adotada neste teste foi 50 cm . As direções X e Y não sofrem tanto o efeito da variação do ângulo polar.

O controle deste parâmetro é importante para exposições com campo localizado. Por exemplo, se for necessário irradiar a cabeça do fantoma, pode-se ajustar um valor de θ_S próximo de 180° .

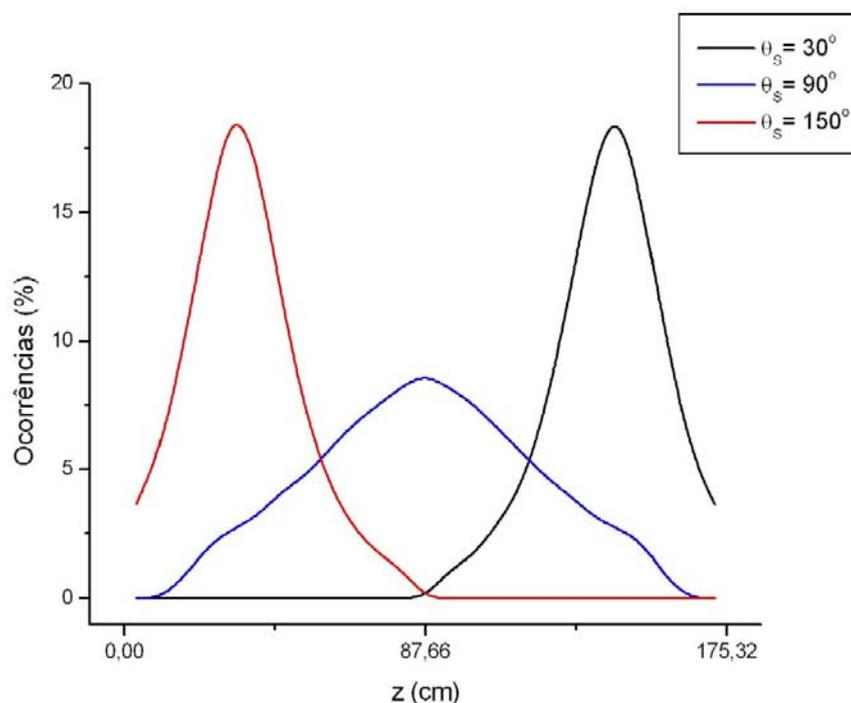


Figura 35. Distribuição ao longo da direção Z de partículas incidentes numa projeção AP com variação do ângulo polar.

4.1.3. Incidências utilizadas como referências

As incidências básicas utilizadas como referências são: anterior-posterior (AP), posterior-anterior (PA), lateral esquerda (LLAT), lateral direita (RLAT), superior (TOP), inferior (BOT) e rotacional (ROT). Essas incidências são obtidas atribuindo valores específicos aos ângulos polar e azimutal, conforme listado na Tabela 10 e podem ser conferidas utilizando a Figura 6 que fornece as posições vetoriais e substituindo os valores dos ângulos nas equações (2).

Tabela 10. Incidências utilizadas nas simulações.

Projeção	Ângulo polar	Ângulo azimutal
AP	90°	0°
LLAT	90°	90°
PA	90°	180°
RLAT	90°	270°
ROT	90°	0 – 360°
TOP	180°	-
BOT	0°	-

(-) Independente do valor.

4.2. Fonte geral e outras fontes existentes

Os testes feitos nesta seção foram realizados com simulações utilizando o modelo computacional MAX/EGS4 em situações com a fonte geral considerada como uma fonte paralela e como uma fonte pontual. Nas duas formas, os resultados foram comparados com aqueles obtidos para fontes paralelas e divergentes já existentes (VIEIRA, 2004). Nessas simulações, foram utilizados os seguintes parâmetros: $R_0 = 100 \text{ cm}$, feixe monoenergético de 100 keV e 10^6 histórias.

4.2.1. Fontes paralelas

Já foi mostrado que a fonte geral pode tornar-se uma fonte paralela se o parâmetro R_0 for suficientemente grande para que as partículas emitidas se distribuam uniformemente no campo visado.

Nas Tabelas 11 a 13 estão listados os valores dos coeficientes de conversão Dose absorvida por Kerma no ar para alguns órgãos nas incidências AP, LLAT e TOP.

Tabela 11. Coeficientes de conversão Dose/Kerma para incidência AP.

Órgão	Fonte geral paralela		Fonte paralela	
	Coefficiente de conversão (Gy/Gy)	Coefficiente de variância (%)	Coefficiente de conversão (Gy /Gy)	Coefficiente de variância (%)
Cérebro	0,721	1,43	0,715	1,44
Fígado	1,303	0,95	1,280	0,96
Pulmões	1,279	1,00	1,280	1,01
Medula óssea vermelha	0,857	0,61	0,821	0,62
Pele	1,091	0,59	1,083	0,59
Coração	1,400	1,92	1,431	1,95
Próstata	1,325	8,23	1,186	8,88
Esqueleto	1,779	0,34	1,772	0,35

Tabela 12. Coeficientes de conversão Dose/Kerma para incidência LLAT.

Órgão	Fonte geral paralela		Fonte paralela	
	Coeficiente de conversão (Gy /Gy)	Coeficiente de variância (%)	Coeficiente de conversão (Gy /Gy)	Coeficiente de variância (%)
Cérebro	1,030	0,82	1,013	0,83
Fígado	0,348	1,26	0,342	1,28
Pulmões	0,495	1,11	0,484	1,14
Medula óssea vermelha	0,432	0,61	0,425	0,61
Pele	0,726	0,49	0,732	0,49
Coração	0,693	1,85	0,675	1,92
Próstata	0,389	10,78	0,327	11,14
Esqueleto	1,065	0,30	1,060	0,31

Tabela 13. Coeficientes de conversão Dose/Kerma para incidência TOP.

Órgão	Fonte geral paralela		Fonte paralela	
	Coeficiente de conversão (Gy /Gy)	Coeficiente de variância (%)	Coeficiente de conversão (Gy /Gy)	Coeficiente de variância (%)
Cérebro	0,987	0,47	0,973	0,48
Fígado	0,139	1,12	0,140	1,14
Pulmões	0,306	0,80	0,307	0,82
Medula óssea vermelha	0,171	0,47	0,172	0,48
Pele	0,303	0,43	0,302	0,44
Coração	0,260	1,74	0,254	1,78
Próstata	0,006	59,00	0,006	59,71
Esqueleto	0,529	0,25	0,527	0,25

As variações dos coeficientes de variância nas Tabelas 11 a 13 são decorrentes da variação de três parâmetros: o número de histórias, o volume do órgão e o tipo de incidência.

Os CC impressos na saída do modelo computacional MAX/EGS4 vêm acompanhados dos chamados *coeficientes de variância* (VIEIRA, 2004), valores percentuais que permitem monitorar a relação entre o número de histórias da simulação e o tamanho do órgão em foco. O coeficiente de variância para o *i*-ésimo órgão ou tecido é definido por:

$$COEF_VAR_i = 100 \times \frac{\sqrt{VAR_i}}{DM_i} (\%), \quad (19),$$

onde, se $D_{i,j}$ é a dose depositada no i -ésimo órgão pela j -ésima partícula de um feixe de N partículas, DM_i é a dose média neste órgão, isto é,

$$DM_i = \frac{\sum_{j=1}^N D_{i,j}}{N}. \quad (20)$$

A variância para a dose depositada no i -ésimo órgão é calculada usando:

$$VAR_i = \frac{N \sum_{j=1}^N (D_{i,j})^2 - \left(\sum_{j=1}^N D_{i,j} \right)^2}{N(N-1)}. \quad (21)$$

O aumento do número de histórias irá melhorar os valores dos CV, independentemente do volume dos órgãos e do tipo de incidência.

A equação (21) mostra que o número de voxels de um órgão afeta diretamente o seu CV. Os órgãos que apresentaram um coeficiente de variância abaixo de 1% possuem um volume de 50.000 voxels ou mais.

O que define a influência do tipo de incidência no valor do coeficiente de variância de um órgão é a posição deste em relação à fonte. Por exemplo, a próstata, um órgão com 347 voxels, é altamente dependente do tipo de incidência. Nas incidências AP e LLAT, ela possui um CV entre 8% e 12% (Tabela 11 e 12), enquanto na incidência TOP esse CV é de 59,71% (Tabela 13). Esse aumento no CV é explicado pelo fato da fonte nesta simulação estar acima da cabeça do fantoma e esse órgão se localizar abaixo da bexiga, ocorrendo pouco depósito de energia nessa região.

As Figuras 36 e 37 ilustram o comportamento do CC em função da energia de radiação na tireóide, numa incidência AP e PA, da fonte geral e as Figuras 38 e 39 o comportamento do CC na próstata quando a incidência é TOP e BOT.

Em ambos os casos, os CC possuem amplitudes máximas diferentes, pois as partículas emitidas sofrem mais ou menos interações antes de atingirem os órgãos citados, dependendo da incidência.

No caso do gráfico da Figura 36, como a incidência é AP, a tireóide está dentro do campo de irradiação e praticamente todas as partículas absorvidas nesta, não sofreram atenuação produzida por outro órgão. Portanto, o gráfico mostra uma curva típica para a faixa de energia de 10 a 10000 keV, a menos de flutuações nas altas energias. Pode-se verificar que, entre 40 e 250 keV, a razão Dose absorvida/Kerma é maior do que 1,5. A curva tem esta região de máximo por causa das contribuições dos efeitos Compton e Fotoelétrico, típicos para radiações nesta faixa de energia. E à medida que a energia aumenta, a razão se aproxima de 1, sendo esse o comportamento esperado em órgãos e/ou tecidos expostos a fóton ou partículas de maior energia.

Os gráficos mostrados nas Figuras 37 a 39 indicam o comportamento do CC, tanto na tireóide como na próstata, em incidências onde os órgãos e tecidos vizinhos desses órgãos funcionam como blindagem para a radiação. Por causa dessas influências, os perfis das curvas não são típicos como o da Figura 36. Entretanto pode-se verificar que na região de altas energias os CC tendem a 1, isto é a dose absorvida é igual à kerma para altas energias, quando o meio é o corpo humano.

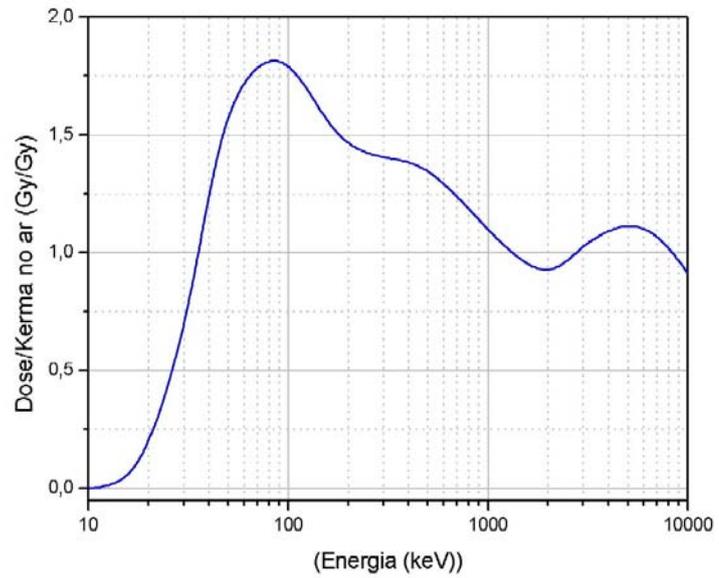


Figura 36. Comportamento CC x Energia numa incidência AP na tireóide.

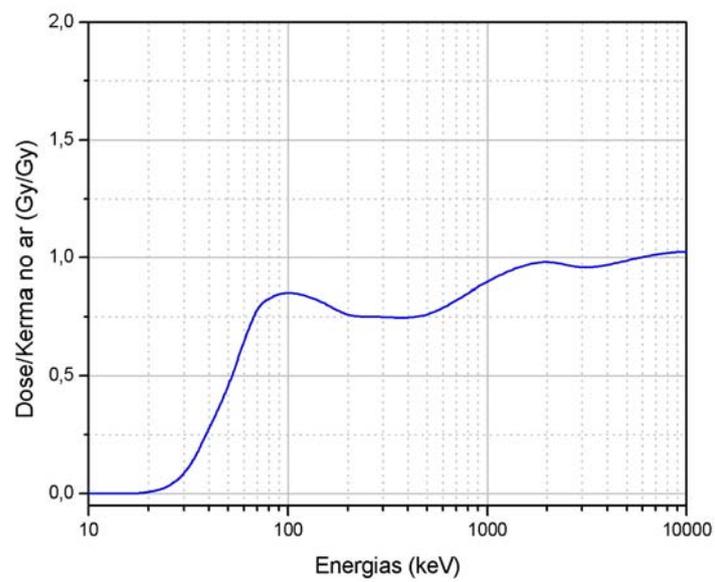


Figura 37. Comportamento CC x Energia numa incidência PA na tireóide.

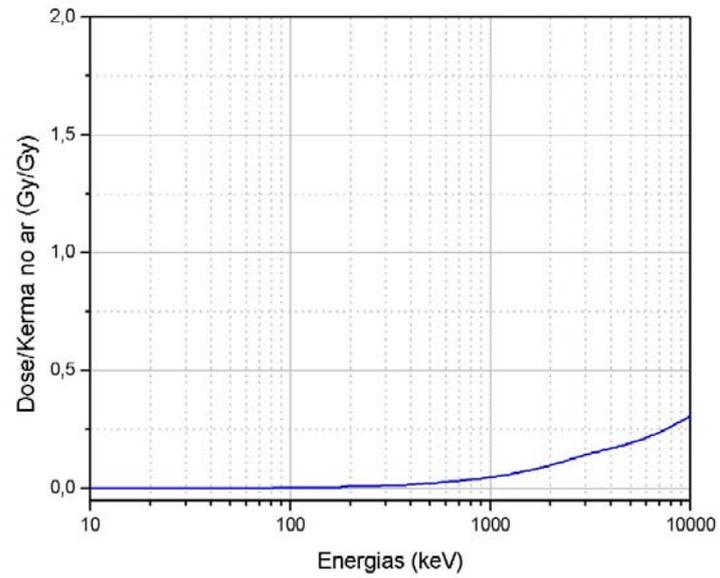


Figura 38. Comportamento CC x Energia numa incidência TOP na próstata.

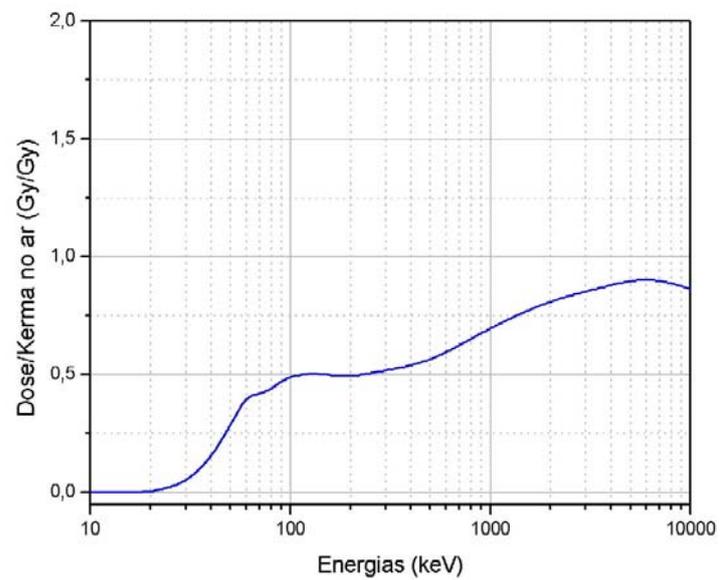


Figura 39. Comportamento CC x Energia numa incidência BOT na próstata.

4.2.2. Fontes pontuais divergentes

As Tabelas 14 e 15 listam as comparações entre os valores dos CC da Dose absorvida pela Kerma no ar de alguns órgãos, para incidências LLAT e RLAT.

Pode-se verificar nas Tabelas que os CV para os dois tipos de incidência estão abaixo de 2% com exceção de órgãos pequenos como a próstata. Nestes casos, se o número de histórias for aumentado de um fator N , os CV cairão por um fator de $1/\sqrt{N}$, como mostrado na Tabela 16.

Tabela 14. Coeficientes de conversão Dose/Kerma para incidência LLAT.

Órgãos	Fonte geral divergente		Fonte divergente	
	Coeficiente de conversão (Gy /Gy)	Coeficiente de variância (%)	Coeficiente de conversão (Gy /Gy)	Coeficiente de variância (%)
Cérebro	0,466	1,20	0,405	1,15
Fígado	0,313	1,30	0,267	1,25
Pulmões	0,529	1,06	0,417	1,06
RBM	0,399	0,58	0,350	0,56
Pele	0,744	0,47	0,648	0,45
Coração	0,817	1,69	0,632	1,71
Próstata	0,364	10,71	0,369	9,20
Esqueleto	0,998	0,30	0,818	0,30

Tabela 15. Coeficientes de conversão Dose/Kerma para incidência RLAT.

Órgãos	Fonte geral divergente		Fonte divergente	
	Coeficiente de conversão (Gy /Gy)	Coeficiente de variância (%)	Coeficiente de conversão (Gy /Gy)	Coeficiente de variância (%)
Cérebro	0,506	1,14	0,446	1,10
Fígado	0,853	0,80	0,761	0,75
Pulmões	0,419	1,19	0,320	1,20
RBM	0,362	0,59	0,318	0,57
Pele	0,752	0,47	0,649	0,45
Coração	0,397	2,40	0,335	2,37
Próstata	0,330	12,38	0,301	10,26
Esqueleto	0,964	0,31	0,754	0,31

Tabela 16. Variação nos CV de órgãos pequenos numa incidência lateral esquerda pela fonte geral.

Órgãos	N° voxels	CV (%)		
		10 ⁶ histórias	10 ⁷ histórias	10 ⁸ histórias
Adrenais	286	10,12	3,30	1,05
Lente dos olhos	18	23,24	10,33	3,11
Timo	510	7,58	2,47	0,78
Tireóide	409	15,54	4,82	1,53
Bexiga	204	12,16	3,68	1,16
Próstata	347	10,71	3,33	1,07

Os resultados mostrados na Tabela 16 também indicam um valor para o número de histórias a ser simulado já que ali estão listados os menores volumes segmentados no fantoma MAX. Pode-se ver que os CV são menores do que 10% a partir de 10⁷ histórias e para esse caso, o tempo computacional da simulação foi de, aproximadamente, 1 h e 30 min, utilizando um computador com processador PENTIUM III, sistema operacional Windows 2000 Professional, clock de 1 GHz, e 256 MByte de memória RAM.

4.3. Medidas com o Alderson-Rando

4.3.1. Comparando os resultados

As Tabelas 17 a 28 mostram resultados de medidas obtidas em fatias do fantoma Alderson-Rando e os respectivos resultados obtidos através das simulações para as posições frontal, inclinada e inclinada-girada.

Um ponto importante a ser observado é que os resultados das medidas e das simulações foram normalizados pela leitura do TLD mais próximo da fonte em cada fatia. Esse procedimento foi adotado para facilitar a verificação do comportamento da fonte geral em cada fatia, uma vez que o meio utilizado para simulação é equivalente ao meio onde foram realizadas as medidas, evitando assim a necessidade de informações adicionais como a curva de calibração para o TLD e o fator de conversão dose (no ar)/dose (no fantoma).

Os erros relativos existentes entre os resultados da simulação e os resultados da experiência (Tabelas 17 a 28) ocorrem principalmente porque o número de voxels dos TLD é pequeno quando comparado com o tamanho do fantoma virtual. A redução dos erros relativos exigiria um tempo computacional enorme, uma vez que os resultados listados nessas Tabelas foram obtidos num tempo computacional de aproximadamente 72 h, utilizando um computador com processador PENTIUM IV, sistema operacional Windows 2000 Professional, clock de 1,7 GHz e 1 GByte de memória RAM.

Tabela 17. Resultados TLD (fatia 2) com o fantoma na posição frontal.

Razão	Simulação	Medida	Desvio (%)
TLD1/TLD5	0,594	0,486	22,2
TLD2/TLD5	0,522	0,545	4,2
TLD3/TLD5	0,789	0,633	24,6
TLD4/TLD5	0,585	0,695	15,8
Erro Relativo Médio (%):			16,7

Tabela 18. Resultados TLD (fatia 4) com o fantoma na posição frontal.

Razão	Simulação	Medida	Desvio (%)
TLD1/TLD5	0,398	0,743	46,4
TLD2/TLD5	0,497	0,507	2,0
TLD3/TLD5	0,530	0,519	2,1
TLD4/TLD5	0,998	1,022	2,3
Erro Relativo Médio (%):			13,2

Tabela 19. Resultados TLD (fatia 5) com o fantoma na posição frontal.

Razão	Simulação	Medida	Desvio (%)
TLD1/TLD4	0,924	0,653	41,5
TLD2/TLD4	0,698	0,699	0,1
TLD3/TLD4	1,081	1,138	5,0
Erro Relativo Médio (%):			15,6

Tabela 20. Resultados TLD (fatia 9) com o fantoma na posição frontal.

Razão	Simulação	Medida	Desvio (%)
TLD1/TLD5	0,797	0,786	1,4
TLD2/TLD5	0,899	0,752	19,5
TLD3/TLD5	1,100	1,161	5,3
TLD4/TLD5	1,118	0,608	83,9
Erro Relativo Médio (%):			27,5

Tabela 21. Resultados TLD (fatia 2) com o fantoma na posição inclinada.

Razão	Simulação	Medida	Desvio (%)
TLD1/TLD5	0,5483	0,6810	19,5
TLD2/TLD5	0,5246	0,6535	19,7
TLD3/TLD5	0,7588	0,7893	3,9
TLD4/TLD5	0,5449	0,7132	23,6
Erro Relativo Médio (%):			16,7

Tabela 22. Resultados TLD (fatia 5) com o fantoma na posição inclinada.

Razão	Simulação	Medida	Desvio (%)
TLD1/TLD4	0,5952	1,7193	65,4
TLD2/TLD4	0,7370	0,7956	7,4
TLD3/TLD4	0,8250	0,9936	17,0
Erro Relativo Médio (%):			29,9

Tabela 23. Resultados TLD (fatia 6) com o fantoma na posição inclinada.

Razão	Simulação	Medida	Desvio (%)
TLD1/TLD4	0,5368	0,4467	20,2
TLD2/TLD4	0,5316	0,6730	21,0
TLD3/TLD4	0,8975	1,0182	11,9
Erro Relativo Médio (%):			17,7

Tabela 24. Resultados TLD (fatia 9) com o fantoma na posição inclinada.

Razão	Simulação	Medida	Desvio (%)
TLD1/TLD5	0,6193	0,5839	6,1
TLD2/TLD5	0,7552	0,6100	23,8
TLD3/TLD5	0,5958	0,7635	22,0
TLD4/TLD5	0,7872	0,7745	1,6
Erro Relativo Médio (%):			13,4

Tabela 25. Resultados TLD (fatia 4) com o fantoma na posição inclinada-girada.

Razão	Simulação	Medida	Desvio (%)
TLD1/TLD5	0,3537	0,4224	16,3
TLD2/TLD5	0,4902	0,6079	19,4
TLD3/TLD5	0,5948	0,8232	27,7
TLD4/TLD5	0,7553	0,4799	57,4
Erro Relativo Médio (%):			30,2

Tabela 26. Resultados TLD (fatia 5) com o fantoma na posição inclinada-girada.

Razão	Simulação	Medida	Desvio (%)
TLD1/TLD4	0,7501	0,5826	28,8
TLD2/TLD4	0,9913	1,0882	8,9
TLD3/TLD4	1,0789	0,8147	32,4
Erro Relativo Médio (%):			23,4

Tabela 27. Resultados TLD (fatia 6) com o fantoma na posição inclinada-girada.

Razão	Simulação	Medida	Desvio (%)
TLD1/TLD4	0,9325	0,9098	2,5
TLD2/TLD4	0,5955	0,4166	42,9
TLD3/TLD4	0,6921	0,7248	4,5
Erro Relativo Médio (%):			16,6

Tabela 28. Resultados TLD (fatia 8) com o fantoma na posição inclinada-girada.

Razão	Simulação	Medida	Desvio (%)
TLD1/TLD5	0,6050	0,6590	8,2
TLD2/TLD5	0,9161	0,7346	24,7
TLD3/TLD5	1,2449	1,2038	3,4
TLD4/TLD5	0,7648	0,8679	11,9
Erro Relativo Médio (%):			12,0

As simulações foram realizadas com 10^8 histórias e os resultados tiveram um coeficiente de variação médio de 20%. Essa variação reflete o efeito geral de alguns parâmetros experimentais como as flutuações de valores no processo de leitura e a posição individual das fatias do fantoma Alderson-Rando com relação à fonte, isto porque é possível ocorrer deslizamentos entre as fatias ou pequenas rotações com relação ao eixo axial do fantoma, afetando a provável simetria entre os pontos monitorados. Outro fator a ser considerado é a existência de artefatos nas imagens CT, que apesar de terem sido suavizados, podem ter gerado distorções estruturais que o algoritmo usado na segmentação do ARV não conseguiu eliminar.

Para todas as medidas mostradas nas Tabelas de 17 a 28 foram calculados desvios padrões individuais cujo valor foi 3,7% como já foi informado. Como estes desvios padrões refletem um diagnóstico estatístico de natureza diferente dos fornecidos pelos CV das simulações, optou-se por uma terceira função estatística que relacionasse os resultados experimentais com os resultados simulados: o desvio entre as razões simuladas e as medidas em relação às medidas (última coluna das Tabelas 17 a 28). Embora estes valores percentuais não detectem se o erro está nas medidas ou na simulação é possível através deles se ter uma idéia global dos resultados. Por exemplo, na razão TLD3/TLD4 da Tabela 26, o valor do desvio relativo é de 32,4% o que significa que houve algum problema, mas não se pode afirmar se esse problema tem origem nas medidas ou nas simulações.

Considerando que o objetivo das medidas experimentais foi validar a fonte geral, em situações cujos parâmetros eram controlados, pode-se constatar que a fonte em estudo respondeu de forma satisfatória a essa verificação.

4.4. Acidente de Yanango, Peru

Baseado na geometria da fonte e nas ROI descritas no capítulo anterior, o modelo computacional MAX/EGS4 foi modificado para calcular as distribuições de dose absorvida nos voxels das ROI selecionadas para a fonte de ^{192}Ir , com dois voxels, localizados na fatia 251 e posições S1, S2 e S3 mostradas na Figura 24. Foram realizadas quatro simulações com 20 milhões de fótons primários, sendo três simulações com uma DFS = 5,4 mm, 9,0 mm e 12,6 mm para a ROI 1 e uma simulação com uma DFS = 5,4 mm para a ROI 2.

4.4.1. A dose absorvida máxima no voxel

Considerando um rendimento de 2,2 fótons emitidos por desintegração, a simulação Monte Carlo calculou as doses absorvidas máximas no voxel por atividade acumulada, D_{max} (DFS), como função da DFS, bem como os coeficientes de variância (CV) e os resultados estão listados na Tabela 29.

Tabela 29. Dose absorvida máxima por atividade acumulada versus DFS.

DFS (cm)	Dose absorvida máxima por atividade acumulada (mGy/Bq.s) x 10 ⁻¹⁰	CV (%)
5,4	3,89	1,31
9,0	1,82	1,91
12,6	1,11	2,45

Os máximos para as DFS = 5,4 mm e 9,0 mm foram encontrados na fatia 251 em um voxel de superfície em frente da fonte, mostrado na Figura 24 pelo nome “M”, enquanto que o máximo para a DFS = 12,6 mm foi encontrado na fatia 253, num voxel de superfície na diagonal direita em frente da fonte, numa distância de 5,1 mm. A Figura 40 mostra esses três máximos representados graficamente em função

de DFS. Os valores para $DFS = 3,6 \text{ mm}$ e para $DFS = 7 \text{ mm}$, mostrados a seguir, foram determinados, respectivamente, por extrapolação exponencial e por interpolação exponencial.

$$D_{max}(3,6 \text{ mm}) = 6,19 \times 10^{-10} \text{ mGy} / \text{Bq}\cdot\text{s}$$

$$D_{max}(7,0 \text{ mm}) = 2,68 \times 10^{-10} \text{ mGy} / \text{Bq}\cdot\text{s}$$

Considerando a proteção da cápsula de aço, o tempo de exposição, a proporção de tempo gasto em pé e sentado, e a atividade total da fonte, a dose absorvida máxima, D_{max} , pode ser calculada como,

$$\begin{aligned} D_{max} &= 0,92 \cdot 6,5 \text{ h} \cdot 1,37 \times 10^{12} \text{ Bq} \cdot \{(3,0 / 6,5) \cdot D_{max}(3,6 \text{ mm}) + (3,5 / 6,5) \cdot D_{max}(7,0 \text{ mm})\} \\ &= 1,27 \times 10^4 \text{ Gy} \end{aligned}$$

Em uma profundidade de $1,8 \text{ mm}$ no voxel de superfície “M” mostrado na Figura 41 com um coeficiente de variância entre 1,0% e 1,5%.

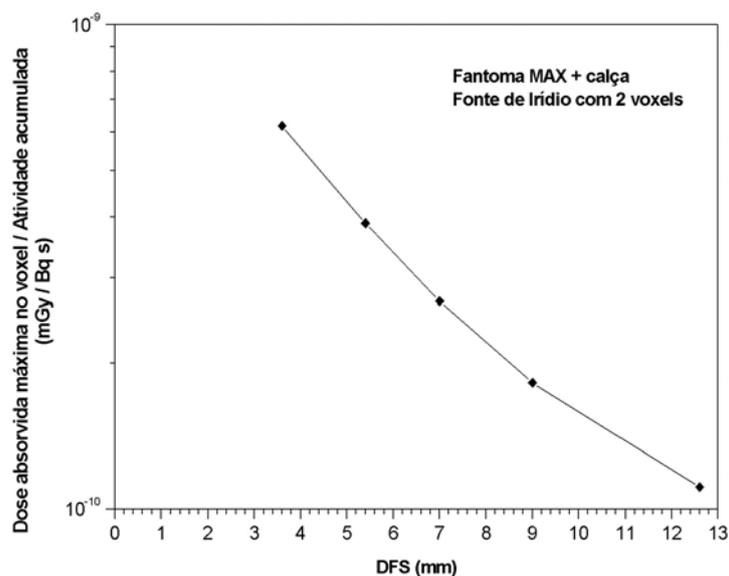


Figura 40. Dose absorvida máxima no voxel por atividade acumulada em função da distância fonte-superfície (DFS). Os valores para $3,6$ e $7,0 \text{ mm}$ foram obtidos por extrapolação e interpolação, respectivamente.

4.4.2. Distribuição de dose em função da profundidade

A distribuição da dose absorvida na coxa em função da profundidade foi o resultado de duas irradiações: uma com DFS = 3,6 mm e outra com DFS = 7,0 mm, equivalentes apenas a uma irradiação com DFS = $((0,462 \times 3,6^2 + 0,538 \times 7^2) \text{ mm}^2)^{1/2} = 5,5 \text{ mm}$, levando-se em conta os tempos relativos de exposição, (3,0/6,5) e (3,5/6,5). O cálculo Monte Carlo realizado com uma DFS = 5,4 mm, produziu aproximadamente a distribuição de dose procurada em função da profundidade.

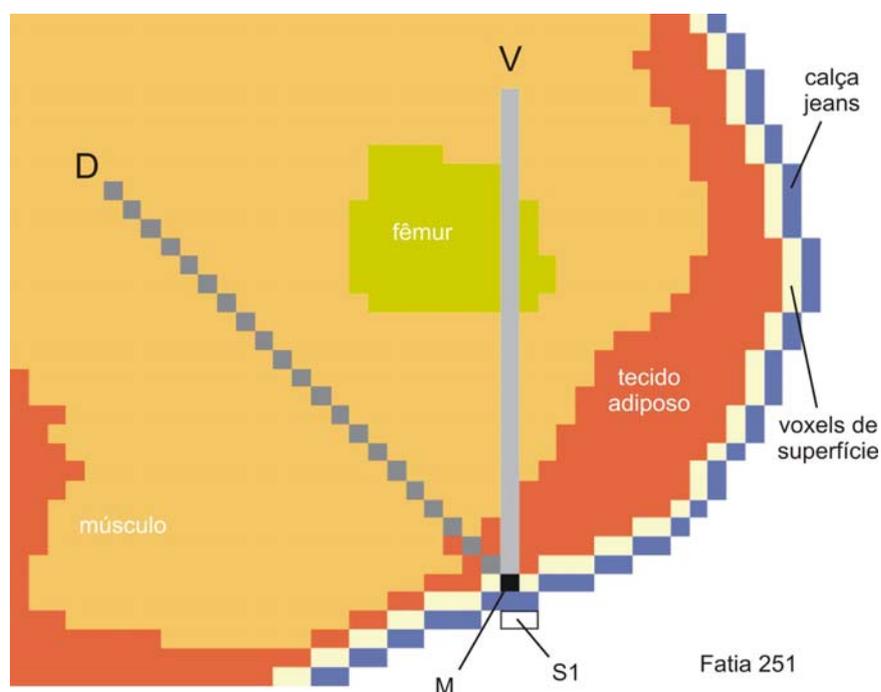


Figura 41. Representação da dose vertical (V) e diagonal (D) por profundidade. Sendo M o voxel da máxima dose absorvida e S1 a fonte de ^{192}Ir na distância DFS = 5,4 mm.

Como ilustrado na Figura 41, foi determinada a dose em função da profundidade ao longo de voxels verticais (V) e também diagonais (D). A dose em função da profundidade ao longo da vertical é representada na Figura 42 pela curva

rotulada por *Fonte de Irídio*. Com relação à dose absorvida máxima de $1,27 \times 10^4$ Gy em 1,8 mm de profundidade, as porcentagens de doses em profundidade são 14% em 10 mm, 4% em 30 mm, 1,6% em 50 mm e 0,7% em 80 mm. Os coeficientes de variância são menores que 6% até 30 mm de profundidade, menores que 10% até 50 mm de profundidade e menores que 20% até 100 mm de profundidade.

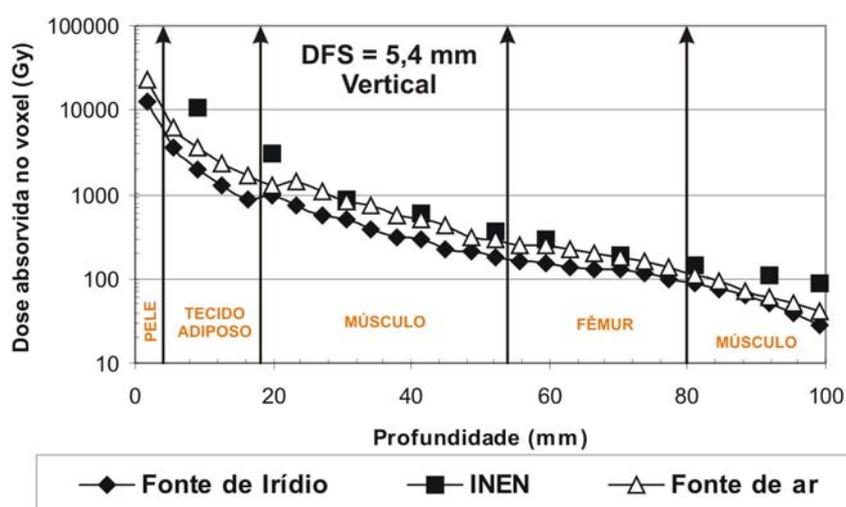


Figura 42. Dose absorvida no voxel ao longo da vertical em função da profundidade em DFS = 5,4 mm para uma fonte de ^{192}Ir com dois voxels, uma fonte no ar com dois voxels e os dados da dose absorvida pela profundidade, fornecidos pelo INEN.

Na entrada do fêmur a dose absorvida foi de 178 Gy e na saída de 101 Gy, valores 10 vezes maiores que a dose correspondente obtida pelos cálculos Monte Carlo citados no relatório da IAEA, mas cujo valor médio de 140 Gy é comparável à dose absorvida média no fêmur de 143 Gy fornecida pelo INEN e listado na Tabela 4. Para fótons com energia abaixo de 200 keV, a absorção de energia no osso é geralmente maior que no músculo. Contudo, no caso aqui considerado, especialmente na parte onde os fótons entram no fêmur, suas energias ainda estão

acima de 200 keV , o que é refletido pela transição relativamente suave da dose pela profundidade na interface músculo/fêmur.

A Figura 42 mostra a comparação dos dados do INEN da Tabela 4, embora esses dados se refiram a diferentes fantomas e diferentes condições de irradiação. Por exemplo, a localização do fêmur está a $8,0\text{ cm}$ de profundidade pelos dados do INEN, enquanto o centro do fêmur do fantoma MAX está a $6,7\text{ cm}$ de profundidade. Em geral, as doses em profundidade do INEN são significativamente maiores que as doses em função da profundidade do MAX/EGS4 calculadas com a fonte de irídio de dois voxels.

O relatório da IAEA sobre o acidente radiológico de Yanango não fornece informação sobre as condições de irradiação escolhidas pelo físico peruano quando foram feitos os cálculos da dose pela profundidade com o *software* para planejamento do tratamento terapêutico. Assim, considerou-se, neste estudo, que o físico peruano simulou uma fonte pontual, sem blindagem, próxima à pele, que emitia somente fótons monoenergéticos de 372 keV , e, além disso, que foi considerada alguma atenuação devido à roupa.

Estas condições, que utilizam o ar em lugar do irídio dentro da fonte de dois voxels e desprezam a proteção da cápsula de aço, foram simuladas com o modelo MAX/EGS4. O resultado é mostrado na Figura 42, pela curva rotulada por *Fonte de ar* (fonte de Irídio sem considerar a blindagem), e concorda com os dados do INEN, pelo menos para profundidades entre 3 cm e 9 cm . As diferenças entre as doses absorvidas nas curvas para a fonte de irídio e a fonte de ar são devidas às atenuações

dos fótons emitidos dentro do irídio, que é três vezes mais pesado do que o ferro, e também às atenuações na cápsula de aço.

A Figura 43 mostra a dose em função da profundidade ao longo da diagonal, que não é significativamente diferente da dose em função da profundidade ao longo da vertical, sugerindo assim a hipótese de uma distribuição de dose isotrópica.

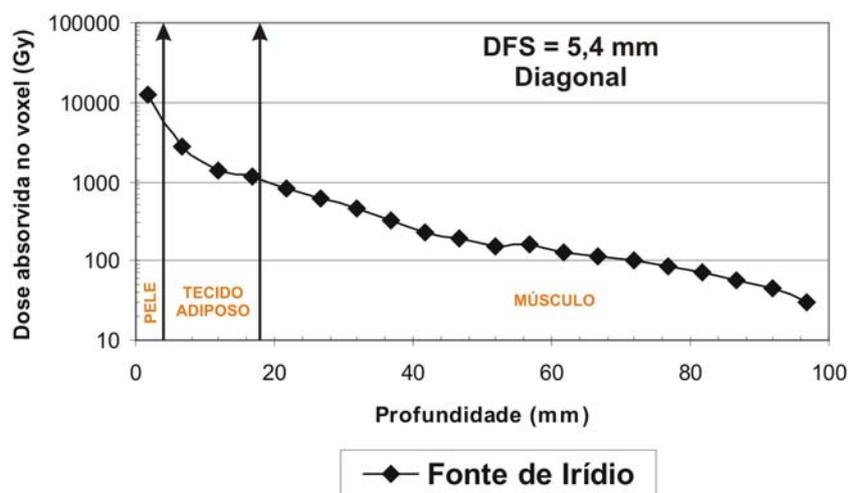


Figura 43. Dose absorvida no voxel ao longo da diagonal em função da profundidade com DFS = 5,4 mm para a fonte de ^{192}Ir de dois voxels.

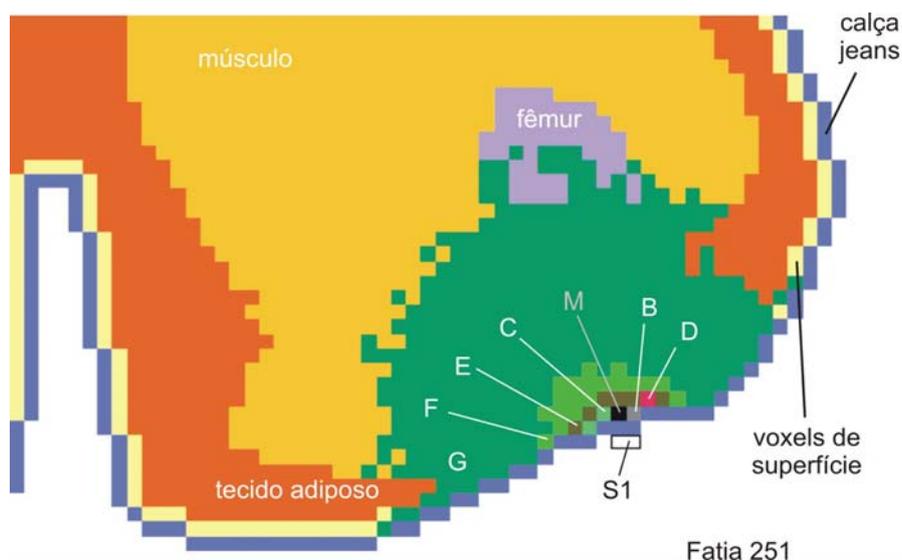


Figura 44. Distribuição da dose absorvida na coxa em função da profundidade, com DFS = 5,4 mm, M = voxel da dose absorvida máxima, Isodoses: B = 99%, C = 65 – 70%, E = 20 – 30%, F = 10 – 20%, G = 1 – 10%, S1 = fonte de ^{192}Ir .

A Figura 44 mostra as regiões de distribuição da dose em função da profundidade na fatia 251. Essas regiões mostram uma rápida redução da dose absorvida em profundidade (ver também as Figuras 42 e 43), mas, devido às extremas condições de exposição, a região de 1 a 10% ainda representa doses absorvidas entre 127 e 1268 Gy.

4.4.3. Distribuição de dose na superfície

Os cálculos para a ROI 2 produziram, entre outras quantidades, as doses absorvidas relativas nos voxels de superfície (dose absorvida no voxel dividida pela dose absorvida máxima no voxel) das fatias 223 – 279. Esta faixa tem uma espessura de 20 cm e a fonte está localizada na sua fatia central (251). Assim, as fatias extremas da faixa distam 10 cm da fonte.

Na isodose de 100 Gy para DFS = 5,4 mm, a dose absorvida relativa num voxel de superfície em 1,8 mm de profundidade é $100 \text{ Gy} / 12.683 \text{ Gy} = 0,008$. A saída do cálculo Monte Carlo mostrou uma dose absorvida relativa de 0,008 na fatia 234 e na fatia 269, respectivamente. Ambas as fatias estão numa distância de $18 \times 0,36 \text{ cm} = 6,5 \text{ cm}$ do centro da lesão, o qual é mais que o dobro da distância citada pelo relatório da IAEA. Contudo, se for feito um cálculo semelhante para a fonte de ar com dois voxels citada na seção anterior, então a isodose de 100 Gy aparecerá em uma distância de 3,2 cm, que concordaria com os dados da IAEA.

A dose absorvida na superfície citada no documento da IAEA foi de 25 Gy para as extremidades da lesão a 10 cm do centro. Isto corresponde a 28 fatias no fantoma MAX, ou seja, deve-se observar o valor da dose absorvida relativa nos voxels de superfície das fatias 223 e 279. Uma dose absorvida relativa de 0,003 foi

encontrada nestas fatias, que corresponde a uma dose absorvida no voxel de superfície de $0,003 \times 12.683 \text{ Gy} = 38 \text{ Gy}$ em $1,8 \text{ mm}$ de profundidade, que é 50% maior que o valor citado no relatório da IAEA. Para a fonte de ar com dois voxels, um cálculo similar fornece 34 Gy nas vizinhanças da lesão, o que ainda é 36% maior que o valor da IAEA.

A Figura 45 mostra a área da lesão definida pela ROI 2 com indicações da dose absorvida máxima no voxel (M), e várias faixas para as isodoses relativas de superfície (B – F). Os voxels de isodose $0,008$ (G) representam a isodose de 100 Gy a $6,5 \text{ cm}$ do centro da lesão.

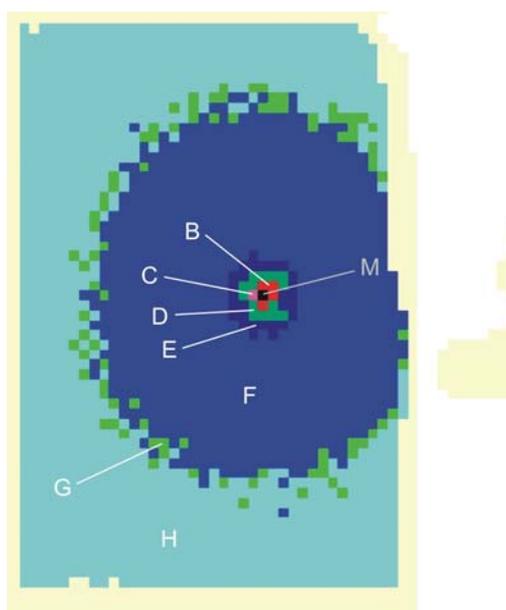


Figura 45. Distribuição de dose absorvida com $DFS = 5,4 \text{ mm}$, M = voxel da dose absorvida máxima, Regiões: B = 80 – 99%, C = 60 – 79%, D = 40 – 59%, E = 20 – 39%, F = 0,9 – 20%, G = 0,8% (100 Gy), H = 0,1 – 0,7%.

A dose absorvida máxima no voxel de 12.683 Gy corresponde a uma profundidade de $1,8 \text{ mm}$. Se a dose em função da profundidade da fonte de irídio na Figura 42 for extrapolada, é obtida uma dose absorvida máxima na superfície de aproximadamente 27.850 Gy na profundidade zero. As análises das doses absorvidas

no voxel pela profundidade em distâncias de *6,5 cm* e *10 cm* do centro da lesão não mostraram diferenças entre o valor de *1,8 mm* de profundidade e o valor extrapolado na profundidade zero dentro da faixa fornecida pelo coeficiente de variância, ou seja, as doses de *100 Gy* e de *38 Gy* também se aplicam praticamente para profundidade zero na distância de *6,5 cm* e *10 cm*, respectivamente.

A extrapolação da dose pela profundidade do INEN (Figura 42) fornece uma dose absorvida máxima na superfície de aproximadamente *44.180 Gy* na profundidade zero.

4.4.4. Verificação da dose absorvida máxima na superfície

Por causa da alta atividade da fonte de ^{192}Ir ($1,37 \times 10^6 \text{ MBq}$), das DFS muito pequenas e do tempo de exposição de *6,5 h*, o valor de *27.580 Gy* para a dose absorvida máxima na superfície já era esperado. Contudo, como nos acidentes radiológicos freqüentemente se trabalham com altas doses absorvidas, recomenda-se a utilização de métodos adicionais para validar os resultados obtidos.

No momento do acidente a atividade da fonte era de $1,37 \times 10^6 \text{ MBq}$, o que, baseado na constante de taxa de kerma no ar para fonte de ^{192}Ir , resulta em uma taxa de kerma no ar de *0,167 Gy/h* a *1 m* de distância da fonte não encapsulada ou *0,153 Gy/h* a *1 m* de distância da fonte encapsulada. Considerando uma fonte pontual ideal, pode-se aplicar a lei do inverso do quadrado da distância para fazer os seguintes cálculos:

- Para *3,5 h* a *7 mm* de distância:

$$\text{Kerma no ar} = 0,153 \text{ Gy/h} \times (1000/7,0)^2 \times 3,5 \text{ h} = 10929 \text{ Gy}.$$
- Para *3,0 h* a *3 mm* de distância:

$$\text{Kerma no ar} = 0,153 \text{ Gy/y} \times (1000/3,6)^2 \times 3,0 \text{ h} = 35417 \text{ Gy}.$$

Estes resultados fornecem a kerma total no ar de 46.346 Gy , ou, levando em consideração a razão entre os coeficientes de absorção de massa-energia para o tecido mole e para o ar, a kerma total em tecido mole no ar livre seria 51.027 Gy a uma distância de aproximadamente $5,4 \text{ mm}$. As considerações baseadas na lei da atenuação exponencial mostram que as camadas de algodão de $0,36 \text{ cm}$ produzem um efeito redutor de aproximadamente 3% para a radiação dos fótons incidentes, o que reduz a kerma total em tecido mole no ar livre para 49.496 Gy .

Para uma DFS de $5,4 \text{ mm}$ não é possível considerar a fonte de ^{192}Ir com dois voxels de $3,6 \text{ mm} \times 3,6 \text{ mm} \times 7,2 \text{ mm}$ como uma fonte pontual. Portanto, um cálculo comparativo com uma DFS = $5,4 \text{ mm}$ foi feito para uma fonte de ar com dois voxels de $3,6 \text{ mm} \times 3,6 \text{ mm} \times 7,2 \text{ mm}$, e para uma fonte de ar com um voxel de $1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$, que ainda não é uma fonte pontual, mas é uma aproximação mais razoável. Os resultados mostram que a dose absorvida máxima no voxel para a *fonte de ar* de um voxel com $1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$ é 2,21 vezes maior que o valor correspondente para a fonte de ar de dois voxels com $3,6 \text{ mm} \times 3,6 \text{ mm} \times 7,2 \text{ mm}$. Estritamente falando, este resultado não se aplica diretamente à fonte real de irídio, mas para a finalidade dessa avaliação é considerado que uma fonte pontual de irídio também aumenta a dose absorvida máxima na superfície por aproximadamente um fator de 2. Isto significa, que a dose absorvida máxima na superfície chegou a ser de aproximadamente $27.850 \text{ Gy} \times 2 = 55.700 \text{ Gy}$, o que difere da kerma total em tecido mole no ar livre, determinado a partir da atividade da fonte de ^{192}Ir , em cerca de 12,5%. Esta avaliação bastante simplificada valida os resultados Monte Carlo obtidos.

4.4.5. Doses absorvidas em órgãos e tecidos

Além do cálculo da distribuição de dose absorvida no voxel, o modelo computacional MAX/EGS4 também determinou a dose absorvida média em órgãos e tecidos do corpo, bem como, a dose absorvida média no corpo inteiro.

Tabela 30. Doses absorvidas médias em órgãos e tecidos calculadas para o fantoma MAX.

Órgão/Tecido	Dose Média (Gy)
Tecido Adiposo Total	10,7
Pélvis	9,8
Pele Total	8,4
Músculo Total	8,1
Bexiga	6,9
Corpo Inteiro	6,4
Testículos	6,0
Esqueleto	4,2
Medula Óssea Vermelha	4,1
Cólon	2,8
Pâncreas	0,5
Estômago	0,2
Pulmões	0,1

A Tabela 30 mostra os resultados para uma $DFS = 5,4 \text{ mm}$, ou seja, para o modelo de exposição representativo da irradiação acidental estudada. A dose absorvida média para os testículos e a bexiga são significativamente menores que os valores fornecidos pelo INEN na Tabela 4. Para a fonte de ar de dois voxels, as doses destes órgãos seriam $10,4 \text{ Gy}$ para os testículos e $11,5 \text{ Gy}$ para a bexiga, que é aproximadamente, a metade dos valores indicados pelo INEN. A dose absorvida média de corpo inteiro encontrada pelo modelo de exposição MAX/EGS4 foi de $6,4 \text{ Gy}$ e é cinco vezes maior do que o valor determinado pela dosimetria biológica.

Deve-se ter em mente que uma fonte próxima da superfície da coxa representa uma irradiação altamente não-uniforme do corpo. Para órgãos relativamente pequenos e não muito distantes da fonte, como os testículos e a bexiga, a dose absorvida média é aproximadamente igual à dose absorvida em todos os voxels destes órgãos. Contudo, esta consideração não é assegurada para os órgãos e tecidos extensos, como o tecido adiposo, músculo, esqueleto, medula óssea vermelha, pele, cólon e corpo inteiro.

4.5. Acidente de Nesvizh, Belarus

A simulação do acidente, com o modelo de exposição MAXB/EGS4, foi realizada com um feixe paralelo de fótons com incidência LLAT, 100 milhões de histórias, energia sorteada na distribuição mostrada na Figura 26 e com um campo de radiação de corpo inteiro (SANTOS *et al.*, 2006).

A irradiação do lado esquerdo foi obtida com uma rotação parcial da fonte de $\pm 45^\circ$ ao redor do fantoma para compensar o movimento do corpo do operador, quando este tentava resolver a falha no sistema de transporte do material irradiado. O tempo considerado para essa irradiação foi de *1,5 min* e para a irradiação do lado direito do corpo foi considerado um tempo de *30 seg*.

Para verificação da dose fornecida no relatório da IAEA para o acidente radiológico nas instalações de irradiação de Nesvizh, as doses foram calculadas em ROI na superfície do fantoma MAXB mostradas nas Figuras 46 e 47. Essas ROIs possuem área de aproximadamente 26 cm^2 e uma profundidade de *3,6 cm*, exceto para as regiões 1 e 2 que possuem uma profundidade de *5,4 cm*.

A Tabela 31 mostra nas colunas de 1 a 5, as ROI, a dose absorvida fornecida pelo relatório da IAEA, a indicação do método dosimétrico utilizado pela IAEA, a dose absorvida no MAXB e a diferença percentual entre os dados da IAEA e do MAXB, respectivamente. Nenhum valor foi encontrado no relatório da IAEA para a ROI 5 baseado na dosimetria numérica.

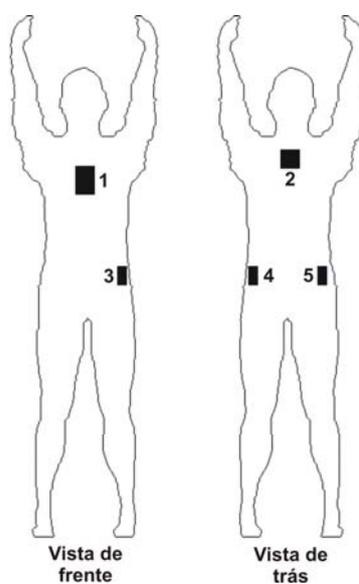


Figura 46. Regiões de interesse 1 a 5.

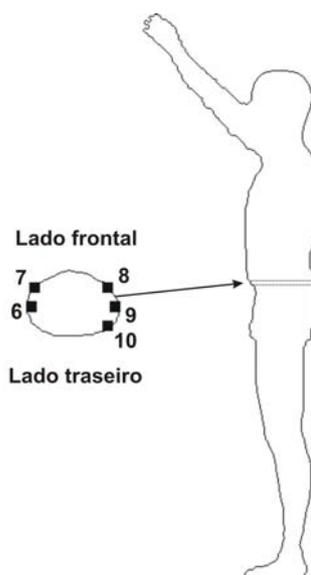


Figura 47. Regiões de interesse 6 a 10.

A dose absorvida média para as ROI de 1 a 4 determinada pela dosimetria biológica é de *10,9 Gy*, enquanto para os cálculos com o modelo MAXB/EGS4 é de *11,3 Gy*, que é uma concordância razoável. A dose absorvida no MAXB para as ROI 1 e 2 são diferentes porque a ROI 1 contém tecido ósseo (esterno) e a ROI 2 é mais composta de tecido mole. Os valores para as ROI 3 e 4 são similares porque essas regiões estão localizadas em superfícies no lado esquerdo do corpo e mais próximas da fonte de radiação. Conseqüentemente a ROI 5, localizada numa superfície no lado direito do corpo do operador mostra uma baixa dose absorvida.

Na Tabela 32 estão listadas as doses absorvidas médias para órgãos e tecidos do fantoma MAXB, e a dose absorvida média de corpo inteiro de *10,75 Gy* que concorda muito bem com o já mencionado de *10,90 Gy* determinado pela dosimetria biológica.

O gradiente de dose absorvida da esquerda para a direita é refletido pela dose absorvida no estomago e no fígado, respectivamente.

Tabela 31. Dose absorvida nas ROI para um tempo de exposição de *2 min*.

ROI	Dose absorvida (IAEA) [Gy]	Método dosimétrico (IAEA)	Dose absorvida (MAXB) [Gy]	Diferenças [%]
1	10,90	Biológico	12,66	16
2	10,60	Biológico	7,31	-31
3	11,10	Biológico	13,65	23
4	11,10	Biológico	11,61	5
5			8,30	
6	15,50	ESR	13,07	-16
7	18,00	ESR	13,65	-24
8	12,00	ESR	9,80	-18
9	11,00	ESR	8,54	-22
10	12,50	ESR	8,30	-24

Tabela 32. Dose absorvida média em órgãos e tecidos selecionados do fantoma MAXB.

Órgão/Tecido	Dose absorvida
Fantoma MAXB	[Gy]
Cérebro	12,27
Cólon	10,39
Fígado	9,62
Pulmões	10,98
Pâncreas	10,20
Medula óssea vermelha	10,02
Estômago	11,87
Testes	10,09
Corpo inteiro	10,75

5. CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS

Neste estudo foi desenvolvido um algoritmo de uma fonte radioativa de carácter geral, que pode ser controlada pelos parâmetros R_0 , θ_S e ϕ_S desenhados na Figura 6. Foram realizados testes para validar as respostas espaciais da fonte e também testes comparativos com resultados publicados em relatórios de acidentes reais.

A fonte geral foi acoplada ao código Monte Carlo EGS4 para simulações envolvendo dois fantasmas de voxels: O MAXB, que é o MAX em uma postura específica (ver Figura 29); e o ARV (cabeça e pescoço), construído a partir do fantoma físico AR, desde a obtenção das imagens CT até o acoplamento ao EGS4. Os resultados destes modelos computacionais foram comparados, respectivamente, com dados publicados nos relatórios da IAEA e com medidas experimentais realizadas no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes do DEN-UFPE.

O algoritmo da fonte geral, o fantoma com postura personalizada e os passos para a construção de um fantoma de voxels a partir de um fantoma físico,

entre outros, ilustram o caráter inovador deste estudo e constituem contribuições para estudos em Dosimetria Numérica que requeiram o desenvolvimento de um modelo computacional específico de exposição externa.

Como perspectivas para este estudo, pode-se citar a finalização do ARV e o desenvolvimento de ferramentas para automatizar (ou semi-automatizar) o processo de simulação de acidentes utilizando modelos computacionais de exposição que possam ser modificados pelo usuário, através de uma interface de entrada de dados, manipulando parâmetros como R_0 , θ_s , ϕ_s , número de histórias, entre outros. Uma consequência natural do estudo é a integração destas ferramentas em um *software*, que poderia conter um banco de dados com fantomas em diversas posturas em relação às fontes, isto é, um catálogo de cenas de acidentes que poderiam ser adaptadas para um estudo particular.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGOSTINELLI, S.; ALLISON, J.; AMAKO, K.; APOSTOLAKIS, J.; ARAUJO, H.; ARCE, P.; ASSAI, M.; AXEN, D.; BANERJEE, S.; BARRAND, G. *et al.* **Geant4 – a simulation toolkit**. Nucl. Instrum. Meth. A. Vol. 506, 3, 205-303, 2003.

BORG, J.; ROGERS, D. W. O. **Spectra and air-kerma strength for encapsulated ^{192}Ir sources**. Med. Phys. **26**, No.11, pp 2441-2444, 1999.

BRIESMEISTER, J. F. **MCNP - A general Monte Carlo N-particle transport code, version 4A**. Report n. LA-12625-M. Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, New Mexico, 1993.

CAON, M.; BIBBO, G.; PATTISON, J. **An EGS4-ready tomographic computational model of a fourteen-year-old female torso for calculating organ doses from CT examinations**. Phys. Med. Biol., **44**, 2213-2225, 1999.

CEMBER, H. **Introduction to Health Physics**. 3ed. New York: McGraw-Hill, 1997. 733p.

CASTRO, R. C. **Cálculo de dose equivalente em órgãos de pacientes devido a fotonêutrons gerados em aceleradores lineares clínicos**. Tese de Doutorado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Engenharia Nuclear, 2005. 77 p.

CRYSTY, M. **Mathematical phantoms representing children at various age for use in estimates of internal dose**. Report n. ORNL/NUREG/TM-367, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 1980.

CRISTY, M.; ECKERMAN, K. F. **Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources, Part VII: adult male**. Report n.

ORNL/TM-8381/V7, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 1987.

DELACROIX, D.; GUERRE, J. P.; LEBLANC, P.; HICKMAN, C. **Radionuclide and Radiation Protection Data Handbook 2002**. Rad.Prot.Dos. Vol.98, No.1, pp 1-168, 2002.

DIMBYLOW, P. J. **The development of realistic voxel phantoms for electromagnetic field dosimetry**. In: DIMBYLOW P.J. (ed), Voxel Phantom Development, Proceedings of an International Workshop, UK, 6-7 July 1995, National Radiological Protection Board, Chilton, UK, 1-7, 1996.

EMMETT, M. B. **The MORSE Monte Carlo radiation transport system**. Report n. ORNL-4972. Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tennessee, 1975.

FRANÇOIS, P.; BEURTHERET, C.; DUTREIX, A.; De VATHAIRE, F. **A mathematical child phantom for the calculation of dose to the organs at risk**. Med. Phys., **15**(3), 328-333, 1988.

FORD, R. L.; NELSON, W. R. **The EGS code system: computer programmes for Monte Carlo simulation of electromagnetic cascades showers**. Report n. SLAC-210, version 3. Stanford Linear Accelerator Center, Stanford University, Stanford, California, 1978.

GANDHI, O. P.; FURSE, C. M. **Millimeter-resolution MRI-based models of the human body for electromagnetic dosimetry from ELF to microwave frequencies**. In: DIMBYLOW P.J. (ed) Voxel Phantom Development, Proceedings of an International Workshop, 6-7 July 1995, National Radiological Protection Board, Chilton, UK, 24-31, 1996.

GIBBS, S. J.; PUJOL, A.; CHEN, T-S.; MALCOLM, A. W.; JAMES, A. E. **Patient risk from interproximal radiography**. Oral. Surg. Oral Med. Oral Pathol., **58**, 347-354, 1984.

HWANG, J. M. L.; POSTON, J. W.; SHOUP, R. L.; WARNER, G. G. **Maternal, fetal and pediatric phantoms**. Report n. ORNL-5046, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 259-261, 1975.

HWANG, J. M. L.; POSTON, J. W.; SHOUP, R. L.; WARNER, G. G. **Mathematical descriptions of a one- and five-year old child for use in dosimetry calculations**. Report n. ORNL/TM-5293, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 1976.

HUBBELL, J. H.; SELTZER, S. M. **Stopping Powers and Ranges for Electrons**. National Institute of Standards and Technology, <http://physics.nist.gov> , 1996.

ICRP 23. **Report of the task group on reference man**. International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1975.

ICRP 70. **Basic Anatomical and Physiological Data for use in Radiological Protection: The Skeleton**. International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1995.

ICRP 74. **Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation**. International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1996.

ICRP 89. **Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values**. International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 2003.

ICRP: Recommendations of the International Commission on Radiological Protection Draft, 2004. www.icrp.org, endereço acessado em Novembro de 2006.

ICRU 57. **Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation.** International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD, 1998.

ICRU 60. **Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation,** International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD, 1998.

IDL Windows 5.5, www.rsinc.com, Research Systems, Software obtido em março, 2002.

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES. **Noções Básicas de Proteção Radiológica,** São Paulo, 2002.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Cytogenetic Analysis for Radiation Dose Assessment,** Technical Report Series No 405, IAEA, Vienna, 2001.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **The Criticality Accident in Sarov.** IAEA, Vienna, 2001.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **The Radiological Accident in Lilo.** IAEA, Vienna, 2000a.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **The Radiological Accident in Istanbul.** IAEA, Vienna, 2000b.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **The Radiological Accident in Yanango.** IAEA, Vienna, 2000c.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **The Radiological Accident in Tammiku.** IAEA, Vienna, 1998.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **The Radiological Accident at the irradiation facility in Nesvizh.** IAEA, Vienna, 1996a.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **An Electron Accelerator Accident in Hanoi, Viet Nam.** IAEA, Vienna, 1996b.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **The Radiological Accident in Soreq.** IAEA, Vienna, 1993.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **The International Chernobyl Project an overview.** IAEA, Vienna, 1991.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **The Radiological Accident in San Salvador.** IAEA, Vienna, 1990.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **The Radiological Accident in Goiânia.** IAEA, Vienna, 1988.

KALOS, M. H.; WHITLOCK, P. A., **Monte Carlo Methods** Volume I: Basics, New York: John Wiley & Sons, 1986, 186p.

KAWRAKOW, I.; MAINEGRA-HING, E.; ROGERS, D. W. O. **EGSnrc**, www.irs.inms.nrc.ca/inms/irs/EGSnrc/EGSnrc.html, endereço acessado em Fevereiro de 2005.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; LIMA, V. J. M. **MAX06 and FAX06: update of two adult human phantoms for radiation protection dosimetry.** Phys.Med.Biol. **51**, 3331-3346, 2006.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; YORIYAZ, H.; LIMA, F. R. A. **Effective Dose Ratios for Tomographic and Stylized Models from External Exposure to Photons.** Paper presented at the Monte Carlo 2005 Topical Meeting. The Monte Carlo Method: Versatility Unbounded In A Dynamic Computing World”, Chattanooga, TN, USA, April 17-21, 2005a.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; LOUREIRO, E. C. M.; YORIYAZ, H.; LIMA, F. R. A. **Effective Dose Ratios for Tomographic and Stylized Models from External Exposure to Electrons.** Paper presented at the Monte Carlo 2005 Topical Meeting. The Monte Carlo Method: Versatility Unbounded In A Dynamic Computing World”, Chattanooga, TN, USA, April 17-21, 2005b.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; YORIYAZ, H.; LOUREIRO, E. C. M.; LIMA, F. R. A. **Effective Dose Ratios for Tomographic and Stylized Models from Internal Exposure to Electrons.** Paper presented at the Monte Carlo 2005 Topical Meeting. The Monte Carlo Method: Versatility Unbounded In A Dynamic Computing World”, Chattanooga, TN, USA, April 17-21, 2005c.

KRAMER, R.; SANTOS, A. M.; BRAYNER, C. A. O.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; LIMA, F. R. A. **Application of the MAX/EGS4 exposure model to the dosimetry of the Yanango radiation accident.** Phys.Med.Biol. **50**, 1-15, 2005d.

KRAMER, R.; VIEIRA, J. W.; KHOURY, H. J.; LIMA, F. R. A. **MAX meets ADAM: A dosimetric comparison between a voxel-based and a mathematical model for external exposure to photons.** Phys.Med.Biol. **49**, 887-910, 2004.

KRAMER, R.; VIEIRA, J. W.; KHOURY, H. J.; LIMA, F. R. A.; FUELLE, D. **All about MAX: a male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry.** Phys. Med. Biol. **48**, 1239-1262, 2003.

KRAMER, R.; ZANKL, M.; WILLIAMS, G.; DREXLER, G. **The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo Methods. Part I: The male (ADAM) and female (EVA) adult mathematical phantoms.** GSF-Bericht S-885, GSF-National Research for Environment and Health, Neuherberg, Germany, 1982.

KUROCHKIN, I. Institute for High Energy Physics, Serpukhov, private communication, 1994.

LIMA, F. R. A.; KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; SANTOS, A. M.; VIEIRA, J. W. **Effective Dose Ratios for Tomographic and Stylized Models from Internal Exposure to Photons.** Paper presented at the Monte Carlo 2005 Topical Meeting. The Monte Carlo Method: Versatility Unbounded In A Dynamic Computing World”, Chattanooga, TN, USA, April 17-21, 2005.

MCNP - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code - Version 5. <http://mcnp-green.lanl.gov/index.html>, última atualização em 29 de Janeiro de 2004. Endereço acessado em Novembro de 2006.

NELSON, W. R.; HIRAYAMA, H.; ROGERS, D. W. O. **The EGS4 code-system.** Report n. SLAC-235. Stanford Linear Accelerator, Stanford, California, 1985.

NIKOLAIDIS, N.; PITAS, I. **3-D image processing algorithms.** Toronto: Wiley Inter-Science, 2001. 176 p.

NIST. National Institute of Standards and Technology, Washington D.C., private communication: email from S.Seltzer from February 23, 2005.

OLLEY, P.; EXCELL, P. S. **Classification of a high-resolution voxel image of a human head.** In: DIMBYLOW P.J. (ed) *Voxel Phantom Development, Proceedings of an International Workshop, 6-7 July 1995*, National Radiological Protection Board, Chilton, UK, 16-23, 1996.

ROUX, A.; BOTTOLIER-DEPOIS, J. F.; GAILLARD-LECANU, E. **Qualifying Numerical Tools for Reconstructing Physical Doses in the Case of Accidental Exposure to Ionising Radiation.** *Rad.Prot.Dos.* Vol. 87, No 4, pp 243-249, 2000.

ROUX, A.; GAILLARD-LECANU, E.; BOTTOLIER-DEPOIS, J. F.; CHAU, Q.; TROMPIER, F.; LEBEDEV, L. **Qualification of a Numerical Anthropomorphic Model Dedicated to Radiological Accidents.** *Radioprotection*, Vol. 36, No.1, pp 57-75, 2001.

SAITO, K.; WITTMANN, A.; KOGA, S.; IDA, Y.; KAMEI, K.; ZANKL, M. **The construction of a computer tomographic phantom for a japanese male adult and the dose calculation system.** *Radiat. Environ. Biophys.*, **40**, 69-76, 2001.

SANTOS, A. M.; KRAMER, R.; BRAYNER, C. A.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W. **Retrospective dosimetry with the MAX/EGS4 exposure model for the radiological accident in Nesvizh-Belarus.** Paper presented at the 10th International Symposium on Radiation Physics [ISRP-10], Coimbra, Portugal, October 17-22, 2006.

SCAFF, L. A. M. **Física da Radioterapia.** São Paulo: Sarvier, 1997. 351 p.

SELTZER, S. M. **Electron-photon Monte Carlo calculations. The ETRAN code.** *Appl. Radiat. Isot.*, **10**(10), 917-941, 1991.

SEMPAU, J.; WILDERMAN, S. J.; BIELAJEW, A. F. **DPM, a fast, accurate Monte Carlo code optimized for photon and electron radiotherapy treatment planning dose calculations.** Phys. Med. Biol., **45**, 2263-2291, 2000.

SNYDER, W. S.; FORD, M. R.; WARNER, G. G. **Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom.** Revision of MIRD Pamphlet n. 5, Society of Nuclear Medicine, New York, N.Y., 1978.

SNYDER, W. S.; FORD, M. R.; WARNER, G. G.; FISHER, H. L. **Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom.** MIRD Pamphlet n.5, J. Nucl. Med., **10**, [Suppl.]:3, 1969.

STUCHLY, M. A.; CAPUTA, K.; Van WENSEN, A.; EL-SAYED, A. **Models of human and animal bodies in electromagnetics.** In: DIMBYLOW P.J. (ed) Voxel Phantom Development, Proceedings of an International Workshop, 6-7 July 1995, National Radiological Protection Board, Chilton, UK, 32-37, 1996.

VEIT, R.; ZANKL, M.; PETOUSSI-HENSS, N.; MANNWEILER, E.; WILLIAMS, G.; DREXLER, G. **Tomographic anthropomorphic models, Part I: Construction technique and description of models of an 8 week old baby and a 7 year old child.** GSF-Report 3/89, GSF-National Research Center for Environment and Health, Neuherberg, Germany, 1989.

VIEIRA, J. W.; STOSIC, B.; LIMA, F. R. A.; KRAMER, R.; SANTOS, A. M.; LIMA, V. J. M. **Fantomas – um software para construção de modelos computacionais de exposição.** Texto apresentado na I Jornada Luso-Brasileira de Proteção contra as Radiações e XI Jornada Portuguesa contra as Radiações, Lisboa, Portugal, 24 e 25 de novembro, 2005.

VIEIRA, J. W. **Construção de um modelo computacional de exposição para cálculos dosimétricos utilizando o código Monte Carlo EGS4 e fantasmas de voxels**. Tese de Doutorado, Universidade Federal de Pernambuco, CTG, Energia Nuclear, 2004. 88 p.

VIEIRA, J. W. **Uso de técnicas Monte Carlo para determinação de curvas de isodose em Braquiterapia**. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Pernambuco, CTG, Energia Nuclear, 2001. 76 p.

WHITE, D. R. **Tissue substitutes in experimental radiation physics**. *Med. Phys.*, **5(6)**, 467-479, 1978.

WILLIAMS, G.; ZANKL, M.; ABMAYR, W.; VEIT, R.; DREXLER, G. **The calculations of dose from external photon exposures using reference and realistic human phantoms and Monte Carlo Methods**. *Phys. Med. Biol.*, **31**, 449-452, 1986.

YAMAGUCHI, Y. **DEEP code to calculate dose equivalents in human phantom for external photon exposure by Monte Carlo method**. Report n. JAERI-M 90-235, Japan Atomic Energy Research Institute, Tokai-mura, Ibaraki-Ken, Japan, 1991.

YAMAGUCHI, Y. **Age-dependent effective dose for external photons**. *Radiat. Prot. Dosim.*, **55**, 123-129, 1994.

ZANKL, M.; VEIT, R.; WILLIAMS, G.; SCHNEIDER, K.; FENDEL, H.; WITTMANN, A.; PETOUSSI-HENSS, N.; DREXLER, G. **The construction of computer tomographic phantoms and their application in radiology and radiation protection**. *Radiat. Environ. Biophys.*, **27**, 153-164, 1988.

ZUBAL, I. G.; HARRELL, C. R.; SMITH, E. O.; SMITH, A. L. **Two dedicated software, voxel-based, anthropomorphic (Torso and head) phantoms**. In:

DIMBYLOW P.J. (ed), Voxel Phantom Development, Proceedings of an International Workshop, 6-7 July 1995, National Radiological Protection Board, Chilton, UK, 105-111, 1996.

ZUBAL, I. G.; HARRELL, C. R.; SMITH, E. O.; RATTNER, Z.; GINDI, G.; HOFFER, P. B. **Computerized three-dimensional segmented human anatomy.** Med. Phys., **21**(2), 299-302, 1994.

Apêndice

APÊNDICE 1 – Diagrama de blocos da fonte geral

