

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

**ACOPLAMENTO DOS FANTOMAS TOMOGRÁFICOS FAX06
E MAX06 AO CÓDIGO MONTE CARLO GEANT4**

VAGNER FERREIRA CASSOLA

RECIFE – PERNAMBUCO - BRASIL
AGOSTO – 2007

**ACOPLAMENTO DOS FANTOMAS TOMOGRÁFICOS FAX06
E MAX06 AO CÓDIGO MONTE CARLO GEANT4**

VAGNER FERREIRA CASSOLA

**ACOPLAMENTO DOS FANTOMAS TOMOGRÁFICOS FAX06 E MAX06
AO CÓDIGO MONTE CARLO GEANT4**

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

Orientador Prof. Dr. Carlos Alberto Brayner de O. Lira

Co-Orientador Prof. Dr. Richard Kramer

RECIFE – PERNAMBUCO - BRASIL

AGOSTO – 2007

C345a Cassola, Vagner Ferreira.

Acoplamento dos fantasmas tomográficos FAX06 e MAX06 ao código Monte Carlo GEANT4 / Vagner Ferreira Cassola. - Recife: O Autor, 2007.

91 folhas, il : figs.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2007.

Inclui Bibliografia.

1. Energia Nuclear. 2.Fótons Externos. 3.Fantasmas tomográficos. 4.GEANT4. I. Título.

UFPE

612.01448

CDD (22. ed.)

BCTG/2008-047

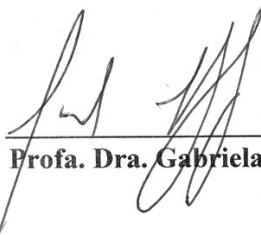
**ACOPLAMENTO DOS FANTOMAS TOMOGRÁFICOS FAX06 E
MAX06 AO CÓDIGO MONTE CARLO GEANT4**

Vagner Ferreira Cassola

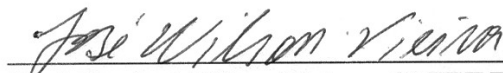
APROVADO EM: 30.08.2007

**ORIENTADOR: Prof. Dr. Carlos Alberto Brayner de Oliveira Lira
CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. Richard Kramer**

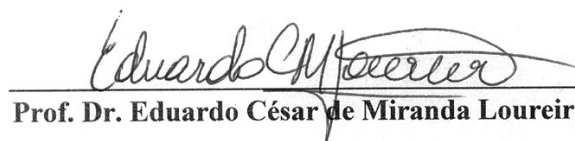
COMISSÃO EXAMINADORA:



Profa. Dra. Gabriela Hoff – PUC/RS



Prof. Dr. José Wilson Vieira – CEFET/PE UPE/PE



Prof. Dr. Eduardo César de Miranda Loureiro – UPE/PE

Visto e permitida a impressão


Coordenador do PROTEN/DEN/UFPE

Aos meus pais Valmir Martins Cassola e Eva Ferreira Cassola,
e à minha amada Rejane Gabe Gonçalves.

"E a trotezito no mais
Fui aumentando a distância
Deixar o rancho da infância
Coberto pela neblina
Nunca pensei que minha sina
Fosse andar longe do pago
E trago na boca o amargo
Dum doce beijo de china"

(trecho de "Deixando o Pago", Vitor Ramil)

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Richard Kramer pela amizade, orientação e auxílio durante o desenvolvimento deste trabalho. Por disponibilizar os códigos do EGSnrc e realizar as simulações que serviram para a validação do acoplamento.

Ao Professor Carlos Alberto Brayner de O. Lira por aceitar realizar o trabalho de orientação deste projeto e pela amizade.

À Professora Helen Khoury pela amizade e incentivos no desenvolvimento deste projeto.

Ao Professor José Wilson Vieira, cujo auxílio foi muito importante para o desenvolvimento dos algoritmos das fontes implementadas neste trabalho.

Aos professores que fizeram parte do primeiro e segundo seminários, e cujas observações foram importantes: os doutores Adriano Márcio dos Santos, Clovis Abrahão Hazin, Eduardo César de Miranda Loureiro, Eudice Correia Vilela, e José Wilson Vieira.

À Professora Gabriela Hoff da Faculdade de Física da PUCRS que mesmo a distância sempre me auxiliou com suas observações e sugestões.

Aos amigos do Nordeste, Péricles Machado pelo suporte técnico, por ter me auxiliado em encontrar a configuração de computador adequada para a realização desse trabalho, ao Igor Burgo Belo, pelo auxílio nas múltiplas instalações do Linux e GEANT4, e ao Sérgio Santana pois suas caronas me propiciaram ficar trabalhando até tarde e voltar em segurança para casa.

Aos amigos do Sul, o Físico Sandro Firmino por ajudar na simulação dos exemplos testes iniciais deste trabalho, e ao estudante de Física Pery Vidal Feijó, que colocou os computadores para funcionar na PUCRS e executando parte das simulações finais do trabalho.

À Faculdade de Física da PUCRS, por possibilitarem a execução de parte dos dados em seus computadores.

Ao Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco, pela oportunidade de realizar este projeto.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pela concessão da bolsa de mestrado.

SUMÁRIO

Página

1 Introdução.....	17
1.1 Objetivo.....	19
2 Revisão de Literatura.....	20
2.1 Grandezas dosimétricas.....	20
2.1.1 <i>Kerma</i>	20
2.1.2 <i>Dose absorvida</i>	20
2.1.3 <i>Dose equivalente</i>	21
2.1.4 <i>Dose efetiva</i>	21
2.2 Aproximação Kerma.....	22
2.3 Códigos Monte Carlo para o transporte da radiação na matéria.....	23
2.3.1 <i>História do método Monte Carlo</i>	23
2.3.2 <i>Método para o transporte de radiação: conceitos básicos</i>	23
2.3.3 <i>Códigos Monte Carlo aplicados à área de radioproteção</i>	26
2.4 Código Monte Carlo GEANT4.....	28
2.4.1 <i>Conceitos básicos de Programação Orientada a Objetos</i>	28
2.4.1.1 Objeto.....	28
2.4.1.2 Polimorfismo.....	29
2.4.1.3 Herança.....	29
2.4.2 <i>Desenvolvimento de simulações no GEANT4</i>	30
2.4.2.1 Acoplamentos de estruturas descritas por voxels no GEANT4.....	31
2.5 Fantomas Antropomórficos Computacionais.....	33
2.5.1 <i>Fantomas matemáticos</i>	34
2.5.2 <i>Fantomas tomográficos</i>	36
2.5.3 <i>Fantomas tomográficos MAX06 e FAX06</i>	38
3 Metodologia.....	40
3.1 Desenvolvimento dos aplicativos para o acoplamento dos fantomas MAX06 e FAX06.....	40
3.1.1 <i>Definição dos fantomas no código GEANT4</i>	40
3.1.2 <i>Construção dos volumes virtuais dos fantomas</i>	43

3.1.3 Aquisição dos dados dosimétricos.....	48
3.1.3.1 Tratamento dos dados.....	49
3.2 Desenvolvimento dos algoritmos específicos para as exposições ocupacionais e ambientais.....	50
3.2.1 Formalismo matemático.....	51
3.2.2 Fontes Paralelas.....	53
3.2.2.1 Fontes paralelas unidirecionais.....	53
3.2.2.2 Fontes paralelas rotacionais.....	54
3.2.3 Fontes Isotrópicas.....	55
3.2.3.1 Nuvem radioativa no espaço completo (4PI).....	55
3.2.3.2 Nuvem radioativa no semi-espaço superior (2PI).....	57
3.2.3.3 Fonte radioativa no solo (DISK).....	58
4 Resultados e discussões.....	62
4.1 Desempenho dos acoplamentos.....	62
4.2 Coeficientes de conversão para exposições ocupacionais e ambientais.....	66
4.2.1 Coeficientes de conversão para fontes paralelas.....	66
4.2.1.1 Fonte paralela anterior-posterior.....	66
4.2.1.2 Fonte paralela posterior-anterior.....	69
4.2.1.3 Fonte paralela rotacional.....	71
4.2.2 Coeficientes de conversão para fontes isotrópicas.....	74
4.2.2.1 Nuvem radioativa no semi-espaço superior.....	74
4.2.2.2 Fonte radioativa no solo.....	76
5 Conclusões e Perspectivas.....	78
Referências Bibliográficas.....	80
ANEXO 1: Arquivos de entrada dos fantasmas FAX06 e MAX06.....	89

LISTA DE FIGURAS

	Página
Figura 1: Fluxograma básico para o transporte de fótons.....	26
Figura 2: Representação do diagrama das classes utilizadas para a construção das geometrias no GEANT4.	30
Figura 3: Ilustração de como ocorre o processamento de um step limitado por uma interface entre dois paralelepípedos.....	31
Figura 4: Imagem do fantoma utilizado no exemplo DICOM do GEANT4 (HUBERT-TREMBLAY et al., 2007).....	32
Figura 5: Distribuição dos órgãos em fantomas MIRD5 (SNYDER et al., 1974).....	34
Figura 6: Fantomas adultos do tipo MIRD5: ADAM e EVA (KRAMER et al., 2003).....	35
Figura 7: Representações gráficas de um pixel e um voxel.....	36
Figura 8: Fantoma MAX06: imagem transversal na região do coração (KRAMER et al., 2006b).....	39
Figura 9: Fatia 349 do fantoma MAX06 com 474 colunas e 222 linhas (IMAGEJ, 2007).....	41
Figura 10: Fantoma MAX06 dentro do paralelepípedo com 1461 fatias (IMAGEJ, 2007).....	41
Figura 11: Interface gráfica para gerar o arquivo de definições do fantoma, evidenciando as informações geométricas e dos órgãos do fantoma FAX06 (QT3, 2007).....	42
Figura 12: Reconstrução 3D do fantoma MAX06 evidenciando o sistema de coordenadas do acoplamento no GEANT4 (IMAGEJ, 2007).	47
Figura 13: Vista da fatia 349 do fantoma MAX06 evidenciando o sistema de coordenadas do acoplamento no GEANT4. A coordenada Z não está referenciada na imagem pois ela representa a altura do fantoma (IMAGEJ, 2007).....	47
Figura 14: Quadro sugestão para a interpretação do erro relativo R (BOOTH et al., 2005).	49
Figura 15: Localização da fonte no sistema de coordenadas no GEANT4.....	51
Figura 16: Gráfico evidenciando as posições iniciais de 10 mil partículas e suas projeções nos planos xy, xz e yz, calculadas para a fonte paralela AP (ORIGINLAB, 2007). A seta indica a direção de voo das partículas.....	53
Figura 17: Gráfico evidenciando as posições iniciais de 10 mil partículas e suas projeções nos planos xy, xz e yz, calculadas para a fonte paralela ROT (ORIGINLAB, 2007).....	54

Figura 18: Gráfico evidenciando a posição inicial de 10 mil partículas e suas projeções nos planos xy, xz e yz, calculadas para a fonte isotrópica 4PI (ORIGINLAB, 2007).....	56
Figura 19: Representação gráfica da menor distância entre o ponto P e a reta L.....	57
Figura 20: Gráfico evidenciando a posição inicial de 10 mil fótons e suas projeções nos planos xy, xz e yz, calculadas para a fonte isotrópica 2PI (ORIGINLAB, 2007).....	58
Figura 21: Geometria especial utilizada para a determinação da FDP da fonte DISK.....	59
Figura 22: (1) Distribuição total de frequências dos fótons que atingem o fantoma, A seleção no centro da distribuição possui 4 m x 4 m; (2) imagem ampliada da seleção da imagem (1). O raio do círculo no centro do campo possui aproximadamente 30 cm.....	60
Figura 23: Distribuição de probabilidades de um fóton gerado interagir com o cilindro, em função do raio, Rtemp, da partícula gerada.....	60
Figura 24: Velocidade de simulação para os modelos computacionais com os fantasmas FAX06 e MAX06 e os aplicativos FanTomNPV e FanTomPVOti do GEANT4, e para o modelo do EGSnrc. Fonte paralela AP.....	63
Figura 25: Velocidade de simulação para os modelos computacionais com os fantasmas FAX06 e MAX06 e os aplicativos FanTomNPV e FanTomPVOti do GEANT4, e para o modelo do EGSnrc. Fonte paralela ROT.....	64
Figura 26: CCs para pele do fantoma FAX06, calculados pelos modelos do GEANT4 e EGSnrc. Fontes paralela AP e paralela ROT.....	65
Figura 27: CCs da dose efetiva para a fonte paralela AP, calculados pelos modelos do GEANT4 e EGSnrc. A parte inferior da figura mostra as variações dos resultados com os erros estatísticos combinados.....	67
Figura 28: CCs da dose equivalente no cólon nos fantasmas FAX06 e MAX06 – Fonte paralela AP, códigos GEANT4 e EGSnrc. A parte inferior da figura mostra as variações dos resultados com os erros estatísticos combinados.....	68
Figura 29: CCs para dose equivalente da pele nos fantasmas FAX06 e MAX06 – Fonte paralela AP, códigos GEANT4 e EGSnrc. A parte inferior da figura mostra as variações dos resultados com os erros estatísticos combinados.....	68
Figura 30: CCs da dose efetiva para a fonte paralela PA, calculados pelos modelos do GEANT4 e EGSnrc. A parte inferior da figura mostra as variações dos resultados com os erros estatísticos combinados.....	69
Figura 31: CCs para dose equivalente da medula óssea vermelha e pulmão no fantoma FAX06 – Fonte paralela PA, códigos GEANT4 e EGSnrc. A parte inferior da figura mostra as variações dos resultados com os erros estatísticos combinados.....	70

Figura 32: CCs da dose efetiva para a fonte paralela ROT, calculados pelos modelos do GEANT4 e EGSnrc. A parte inferior da figura mostra as variações dos resultados com os erros estatísticos combinados.....	71
Figura 33: Distribuição de ângulos nas fontes rotacionais implementadas no GEANT4 e EGSnrc (GNUMERIC, 2007).....	72
Figura 34: CCs para dose equivalente da pele nos fantomas FAX06 e MAX06 – Fonte paralela ROT, códigos GEANT4 e EGSnrc. A parte inferior da figura mostra as variações dos resultados com os erros estatísticos combinados.....	73
Figura 35: CCs para dose equivalente do cérebro nos fantomas FAX06 e MAX06 – Fonte paralela ROT, códigos GEANT4 e EGSnrc. A parte inferior da figura mostra as variações dos resultados com os erros estatísticos combinados.....	73
Figura 36: Os CCs da dose efetiva para a fonte isotrópica 2PI, calculados pelos modelos do GEANT4 e EGSnrc. A parte inferior da figura mostra as variações dos resultados com os erros estatísticos combinados.....	74
Figura 37: CCs da dose equivalente do pulmão e estômago para o fantoma FAX06 – Fonte isotrópica 2PI, códigos GEANT4 e EGSnrc. A parte inferior da figura mostra as variações dos resultados com os erros estatísticos combinados.....	75
Figura 38: CCs da dose equivalente para as mamas e a pele do fantoma FAX06 – Fonte isotrópica 2PI, códigos GEANT4 e EGSnrc. A parte inferior da figura mostra as variações dos resultados com os erros estatísticos combinados.....	75
Figura 39: Os CCs da dose efetiva para a fonte isotrópica DISK, calculados pelos modelos do GEANT4 e EGSnrc. A parte inferior da figura mostra as variações dos resultados com os erros estatísticos combinados.....	76
Figura 40: CCs da dose equivalente o cérebro e a pele do fantoma MAX06 – Fonte isotrópica DISK, códigos GEANT4 e EGSnrc. A parte inferior da figura mostra as variações dos resultados com os erros estatísticos combinados.....	77

LISTA DE TABELAS

Página

Tabela 1: Fatores de peso para os diferentes órgãos e tecidos de interesse radiológico (ICRP, 2007).....	22
Tabela 2: Fontes paralelas unidirecionais para o corpo inteiro, fantomas FAX06 e MAX06.....	54

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

3CF – Three correction factor

AP – Anterior-posterior

CERN – Conseil Européen pour la Recherche Nucléaire

DICOM – Digital Imaging and Communications in Medicine

FAX – Female Adult voXel

FDP – Função densidade de probabilidade

FTX – Comprimento da aresta x do paralelepípedo do fantoma

FTY – Comprimento da aresta y do paralelepípedo do fantoma

FTZ – Comprimento da aresta z do paralelepípedo do fantoma

FAX06 – Female Adult voXel, versão 06

GEANT4 – Geometry ANd Tracking

ICRP – International Commission on Radiological Protection

ICRU – International Commission on Radiation Units and Measurements

KEK – Korporata Energjetike e Kosovës

Kerma – Kinetic Energy Released in Matter

LLAT – Lateral esquerda (Left LATeral)

MAC – Metade da altura do campo de irradiação

MAX – Male Adult voXel

MAX06 – Male Adult voXel, versão 06

MIRD5 – Medical Internal Radiation Dose Committee (MIRD) Pamphlet No 5

MLC – Metade da largura do campo de irradiação

NRC – National Research Council Canada

ORNL – Oak Ridge Nacional Laboratory

PA – Posterior-anterior

RLAT – Lateral direita (Right LATeral)

RBM – Red Bone Marrow

ROT - Rotacional

SLAC – Stanford Linear Accelerator Center

VDP – Vetor densidade de probabilidade

VX – Comprimento da aresta x do voxel

VY – Comprimento da aresta y do voxel

VZ – Comprimento da aresta z do voxel

ACOPLAMENTO DOS FANTOMAS TOMOGRÁFICOS FAX06 E MAX06 AO CÓDIGO MONTE CARLO GEANT4

Autor: Vagner Ferreira Cassola

Orientador: Prof. Dr. Carlos Alberto Brayner de O. Lira

Co-orientador: Prof. Dr. Richard Kramer

RESUMO

Os fantasmas MAX06 e FAX06 foram desenvolvidos durante os últimos anos no Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco. Eles são os primeiros fantasmas tomográficos ou fantasmas de voxel de adultos que possuem altura e peso, assim como, a massa dos órgãos e tecidos com base nas referências anatômicas publicadas no relatório No. 89 da Comissão Internacional de Proteção Radiológica. Os dois fantasmas foram conectados ao código Monte Carlo (MC) EGSnrc, para calcular as doses equivalentes nos órgãos e tecidos para exposições internas e externas relativas a fótons e elétrons.

Para permitir a aplicação de outros tipos de radiação, este estudo tem o objetivo de conectar os fantasmas FAX06 e MAX06 ao GEANT4, um código de MC que, além de fótons e elétrons, pode transportar outras partículas, como os nêutrons, prótons, íons, etc., através de meios arbitrários, e calcular doses equivalentes nos órgãos e tecidos radiosensíveis para a exposição externa aos fótons.

O acoplamento dos fantasmas ao GEANT4, para a realização dos cálculos, só foi possível de duas formas: após comprimir o volume de voxels em 97%, utilizando um método desenvolvido durante este estudo, e a classe de parametrização do GEANT4 “G4PVParameterisation”; ou utilizando a nova classe de parametrização “G4VPNestedParameterisation”, para conectar todos os voxels.

Exposições para fótons foram simuladas após desenvolver os algoritmos para fontes paralelas unidirecionais e rotacionais e para incidências isotrópicas. A dose equivalente nos órgãos e tecidos assim como a dose efetiva para exposições de fótons externos foram calculadas com os dois fantasmas e os códigos MC GEANT4 e EGSnrc. A comparação entre os resultados demonstrou uma boa concordância com a margem definida pela soma dos erros estatísticos, evidenciando que os fantasmas foram acoplados corretamente ao código MC GEANT4.

Palavras-chaves: dose equivalente, fótons externos, fantasmas tomográficos, GEANT4, EGSnrc.

INTRODUCTION OF THE FAX06 AND THE MAX06 TOMOGRAPHIC PHANTOMS INTO THE GEANT MC CODE

Author: Vagner Ferreira Cassola

Adviser: Prof. Dr. Carlos Alberto Brayner de O. Lira

Coadviser: Prof. Dr. Richard Kramer

ABSTRACT

The MAX06 and the FAX06 phantoms have been developed in recent years at the Department of Nuclear Energy of the Universidade Federal de Pernambuco. They are the first two adult tomographic or voxel phantoms which have body heights, body weights as well as organ and tissues masses based on the anatomical reference data given by the International Commission on Radiological Protection in its Report No.89. The two voxel phantoms have been connected to the EGSnrc Monte Carlo (MC) code, in order to calculate organ and tissue equivalent doses from exposures to internal and external photon and electron radiation.

To allow for the application of other types of radiation, this study has the objective to introduce the FAX06 and the MAX06 phantoms into the GEANT4 code, a Monte Carlo code which, besides photons and electrons, can transport all sorts of other particles, like neutrons, protons, ions, etc., through arbitrary media, and to calculate equivalent doses to radiosensitive organs and tissues for external exposure to photons.

Connecting the voxel phantoms to GEANT4 and successfully running the MC code became possible by two ways: Firstly, after compressing the voxel volume by 97% by using a special method developed during this study and secondly, by using the parameterization class “G4PVPParameterisation” of the GEANT4 code system and by using the new parameterization class “G4VPNestedParameterisation” to connect all voxels.

External exposures to photons were simulated after having developed algorithms for unidirectional and rotational parallel radiation incidence and for isotropic incidence. Equivalent doses to organs and tissues as well as effective dose from external photon exposures have been calculated for the two phantoms with the GEANT4 and with the EGSnrc MC codes. Comparison of the results shows good agreement within the margins of the combined statistical errors, which proved the successful integration of the phantoms into the GEANT MC code.

Key Words: equivalent dose, external photon, voxel phantoms, GEANT4, EGSnrc.

1 INTRODUÇÃO

A proteção radiológica está baseada na preocupação dos possíveis efeitos estocásticos¹ e determinísticos² que as radiações ionizantes podem causar nos seres humanos. A causa física destes efeitos é a ionização dos átomos e moléculas pela radiação, ou seja, a absorção da energia pelo tecido. Tanto a probabilidade de ocorrer um efeito, quanto a gravidade desse efeito, dependem da forma como a dose é administrada durante um tempo, já que o organismo tentará reparar as células ou a repovoar a região do tecido (HOFF, 2005). A dose absorvida é determinada através da razão da energia absorvida por unidade de massa. Dessa forma, com o propósito de estimar o risco para cada pessoa, ou uma população, é necessário conhecer as doses absorvidas nos órgãos e tecidos radiosensíveis do corpo humano.

Entretanto as doses absorvidas não podem ser determinadas diretamente em medidas *in vivo* sendo necessária a utilização de *modelos de exposição*. Um modelo de exposição é composto de uma representação anatomicamente sofisticada do corpo humano e um método para determinar a dose absorvida nos órgãos e tecidos radiosensíveis e ao mesmo tempo uma grandeza física mensurável (ex.: Kerma, atividade). A razão entre a dose absorvida e uma grandeza mensurável, chamado de coeficiente de conversão (CC), pode ser usada na proteção radiológica para estimar as doses absorvidas em pessoas expostas à radiação.

Existem modelos físicos e computacionais de exposição. Nos modelos físicos, fontes de radiação são utilizadas para irradiar um fantoma antropomórfico, composto por materiais equivalentes ao tecido humano. Em seu interior são colocados pequenos detectores, em volumes definidos, que permitem a determinação das doses absorvidas médias. Nos modelos computacionais de exposição uma representação virtual do corpo humano, chamado fantoma computacional, é usada junto com uma técnica matemática para simular a exposição à radiação e calcular a dose média absorvida nos órgãos e tecidos.

1 Efeitos estocásticos - São aqueles para os quais não existe um limiar de dose para sua ocorrência e cuja probabilidade de ocorrência é uma função da dose. A gravidade destes efeitos é independente da dose (Definição segundo a Portaria 453 do Ministério da Saúde) .

2 Efeitos determinísticos - São aqueles para os quais existe um limiar de dose necessário para sua ocorrência e cuja gravidade aumenta com a dose (Definição segundo a Portaria 453 do Ministério da Saúde).

Nos modelos computacionais de exposição a técnica matemática mais aplicada atualmente é o método Monte Carlo (MC). Essa técnica simula o transporte da radiação nos órgãos e tecidos, registrando as perdas de energia devido às interações da radiação com os átomos e moléculas do meio. Existem vários códigos MC que simulam apenas o transporte de fótons e elétrons, como o EGSnrc (KAWRAKOW, 2000) e PENELOPE (SALVAT et al., 2003); outros códigos podem transportar também nêutrons, prótons, íons e outras partículas, como é o caso do MCNPX (HENDRICKS et al., 2006) e GEANT4 (ALLISON et al., 2006). Esses códigos estão à disposição, mas é tarefa do usuário fazer seu acoplamento ao fantoma computacional selecionado.

Os fantasmas computacionais são considerados representações sofisticadas do corpo humano e podem ser matemáticos ou tomográficos. Os fantasmas matemáticos são usados desde a década de 1960 (SNYDER et al., 1969; KRAMER et al., 1982), e possuem órgãos e tecidos definidos pela combinação de volumes delimitados por planos, esferas, elipsóides, toróides, etc. Todos os órgãos considerados radiosensíveis são definidos nos fantasmas matemáticos, mas por causa da modelagem dos órgãos com estruturas simples, as formas e especificamente as distâncias entre os órgãos, representam apenas uma aproximação da realidade anatômica do corpo humano.

Os fantasmas tomográficos, usados desde o final da década de 80 do século passado (VEIT et al., 1989), representam uma forma mais realística da anatomia humana. Esse tipo de fantoma é construído a partir de um conjunto de imagens digitais do corpo humano produzidas por tomografia computadorizada (TC) ou por ressonância magnética nuclear (RMN).

Durante os últimos anos no Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco (DEN/UFPE) foram construídos os fantasmas tomográficos MAX06 e FAX06 (KRAMER et al., 2006b). Os fantasmas foram desenvolvidos observando as especificações do homem e da mulher de referência publicadas no relatório No. 89 da ICRP (2003). O MAX06 e a FAX06 são os primeiros fantasmas tomográficos de corpo inteiro que possuem esqueleto heterogêneo, ou seja, osso compacto, osso esponjoso, medula amarela e cartilagem segmentados separadamente.

Atualmente os cálculos de distribuição de doses equivalentes nos fantasmas MAX06 e FAX06 são feitos no DEN/UFPE com o código MC EGSnrc. Entretanto, o código EGSnrc pode ser aplicado apenas para fótons e elétrons. Para estender a aplicação para outros tipos de radiação faz-se necessário o acoplamento dos fantasmas a outro código MC.

1.1 Objetivo

Este projeto teve por objetivo o acoplamento dos fantomas FAX06 e MAX06 ao código Monte Carlo GEANT4, e a construção de algoritmos para simular exposições externas com fótons para o cálculo das doses equivalentes em órgãos e tecidos radiossensíveis do corpo humano. Os resultados foram comparados com dados correspondentes calculados com o EGSnrc para as fontes paralelas e isotrópicas.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Neste capítulo é apresentada uma descrição das grandezas dosimétricas utilizadas e os principais componentes dos modelos computacionais de exposição: o método Monte Carlo (MC) utilizado para o cálculo da dose equivalente, e os fantasmas computacionais. No que se refere ao método MC, são apresentados os principais códigos que empregam esse método para o transporte de radiação, especificamente o código GEANT4 utilizado nesse trabalho.

2.1 Grandezas dosimétricas

As grandezas dosimétricas usadas neste trabalho são a dose equivalente média em órgãos e tecidos, a dose efetiva e o Kerma no ar, cujas definições são apresentadas em seguida baseadas nos relatórios No. 60 da ICRU (ICRU, 1998) e No. 103 da ICRP (ICRP, 2007).

2.1.1 Kerma

O Kerma, K , é o quociente dE_{tr} por dm , onde dE_{tr} é a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons, incidentes em um material de massa dm , ou seja,

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1)$$

A unidade de medida do Kerma é o joule por quilograma (J/kg), que recebe o nome de gray (Gy).

2.1.2 Dose absorvida

A dose absorvida, D , é o quociente de $d\bar{\epsilon}$ por dm , onde $d\bar{\epsilon}$ é a energia absorvida média depositada pela radiação ionizante na matéria de massa dm , num ponto de interesse, ou seja,

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (2)$$

A unidade de medida da dose absorvida é joule por quilograma (J/kg), que recebe o nome de gray (Gy).

Com respeito aos efeitos estocásticos para doses absorvidas baixas, a ICRP recomenda uma relação linear, sem limiar, entre a dose absorvida e a resposta biológica. Assim, na proteção radiológica são determinadas doses absorvidas médias D_T nos volumes dos órgãos e tecidos radiossensíveis (T).

2.1.3 Dose equivalente

A dose equivalente, H_T , é o valor médio da dose absorvida, $D_{T,R}$, num tecido ou órgão T , obtida em todo o tecido ou órgão T , devido à radiação R , ou seja:

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (3)$$

onde w_R é o fator de peso da radiação R .

A unidade de medida da dose equivalente é o joule por quilograma (J/kg), que recebe o nome de sievert (Sv).

Os fatores de peso, w_R , foram selecionados pela ICRP para representar a capacidade de uma determinada radiação induzir efeitos biológicos para baixas doses e baixas taxas de dose. Os fatores de peso w_R independem do tecido ou órgão irradiados e são válidos para irradiação interna ou externa. Para fótons e elétrons $w_R=1$, ou seja, a dose absorvida e a dose equivalente possuem o mesmo valor.

2.1.4 Dose efetiva

A dose efetiva, E , foi uma grandeza introduzida para relacionar a probabilidade de efeitos estocásticos com o tecido irradiado. Ela é definida como a soma das doses equivalentes, H_T , para os órgãos e tecidos T , ponderados por fatores de peso, w_T , ou seja:

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (4)$$

A Tabela 1 mostra os valores dos fatores de peso w_T dos tecidos (T) recomendados pela ICRP (2007), representando as contribuições relativas dos órgãos e tecidos com a probabilidade de efeitos estocásticos. Os w_T 's representam valores médios para os dois sexos e todas as faixas etárias; estes valores não estão relacionados às propriedades anatômicas de um determinado indivíduo.

Tabela 1: Fatores de peso para os diferentes órgãos e tecidos de interesse radiológico (ICRP, 2007).

Órgão e tecidos	w_T
Medula Óssea Vermelha, Cólon, Pulmão, Mamas, Tecidos Restantes *	0,12
Gônadas	0,08
Bexiga, Esôfago, Fígado, Tiróide	0,04
Superfície dos Ossos, Cérebro, Glândulas Salivares, Pele	0,01

* Tecidos Restantes: glândula supra-renal, vesícula biliar, coração, nós linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, próstata, intestino delgado, rim, timo, útero.

Usando um fantoma feminino (F) e masculino (M), nesse trabalho a dose efetiva será calculada como:

$$E = 0,5 \cdot \sum_T w_T (H_{T,F} + H_{T,M}) \quad (5)$$

2.2 Aproximação Kerma

Neste trabalho todas as doses equivalentes em órgãos e tecidos devido à exposição externa com fótons foram calculadas com aproximação Kerma. A dose absorvida ou a dose equivalente podem ser aproximadas pelo Kerma quando existe equilíbrio das partículas secundárias, ou seja, dos elétrons liberados pelos fótons nos tecidos. Para a faixa de energia entre 10 keV e 10 MeV dos fótons incidentes, considerada neste trabalho, a aproximação Kerma vale para a maioria dos órgãos e tecidos mencionados na Tabela 1. Para órgãos e tecidos na superfície do corpo, como pele, testículos, etc., a aproximação Kerma resulta em valores maiores de dose equivalente a partir de 500 keV. Do ponto de vista da proteção radiológica essas diferenças são “aceitáveis” porque elas acontecem para o lado seguro. Além disso, essa aproximação foi realizada para facilitar a comparação entre os algoritmos para os processos eletromagnéticos para fótons e porque foi utilizado o método 3CF (KRAMER et al., 2003) para estimar a dose na medula vermelha.

2.3 Códigos Monte Carlo para o transporte da radiação na matéria

2.3.1 História do método Monte Carlo

Monte Carlo é um método que combina conceitos estatísticos com a geração de número aleatórios e a automatização dos cálculos. O método faz uso da estatística para representar, mediante experimentos probabilísticos o comportamento aleatório de sistemas reais.

Um experimento probabilístico é aquele que tem mais de uma possibilidade de resultado. O resultado de um experimento probabilístico não pode ser previsto, apenas seus possíveis resultados e suas probabilidades de ocorrência podem ser estimadas através da simulação de uma história. Dessa forma, quanto maior for o número de histórias, melhor será a representação desta probabilidade nos resultados obtidos. Desta forma, o gerador de números aleatórios, juntamente com o número total de histórias simuladas são os principais parâmetros para o funcionamento adequado deste método (MANNO, 1999).

Um dos primeiros documentos que relatam a utilização do método foi escrito pelo naturalista francês Georges-Louis Leclerc, *Le Comte de Buffon* (1707-1788). Nesse documento Buffon relata o problema mais conhecido como a agulha de Buffon (*l'aiguille de Buffon*). Esse problema trata sobre a probabilidade de uma agulha de comprimento l interceptar uma linha, quando ela é solta sobre uma superfície plana cortada por linhas paralelas igualmente espaçadas de uma distância d . O problema foi reproduzido com a solução em 1777 por Buffon (BUFFON, 1777, p. 100-104). Uma versão eletrônica do manuscrito pode ser encontrada em <http://gallica.bnf.fr/ark:/12148/bpt6k97517m>.

O início da era moderna do Monte Carlo pode ser atribuído aos trabalhos de John von Neumann e Stan Ulan durante o desenvolvimento de armas nucleares. Ulan e von Neuman foram os pioneiros no desenvolvimento do método e sua aplicação para cálculos em computadores eletrônicos (BIELAJEW et al., 2001).

2.3.2 Método para o transporte de radiação: conceitos básicos

Para simular o transporte da radiação na matéria com o método Monte Carlo é necessário, basicamente, a combinação de dois componentes:

- as leis físicas que descrevem o vôo livre³ e as interações da radiação com a matéria, e

3 Vôo livre corresponde ao livre caminho médio da radiação.

- números aleatórios uniformes sorteados no intervalo entre 0 e 1.

Uma série de eventos consecutivos é gerada aleatoriamente, onde a partícula primária é simulada através de parâmetros como o tipo da partícula, sua posição, energia e direção de propagação. Acrescenta-se a estes dados a geometria para a propagação da partícula. O tipo de interação é escolhido aleatoriamente, considerando as probabilidades de ocorrência estimadas por suas seções de choque (JANSEN, 1998).

Para o transporte de um fóton, por exemplo, a relação do vôle livre, x , entre duas interações seguidas é derivada da lei da atenuação,

$$x = \frac{-\ln(r)}{\mu_T(E)}, \quad (6)$$

onde $\mu_T(E)$ é o coeficiente linear da atenuação no tecido T que depende da composição atômica do material e da energia E do fóton, e r é um número aleatório uniforme entre 0 e 1. A escolha de um único número aleatório r não tem significância física, mas ao selecionar, com a equação (6), os vôle livres para um grande número de fótons pode-se obter uma distribuição aproximada dos vôle livres feitos por fótons de um feixe de raios X atravessando a matéria.

Considerando só os efeitos fotoelétrico e Compton, a escolha do tipo de interação entre o fóton e os átomos da matéria, pode ser simulada da seguinte maneira:

Sejam $\tau(E)$ e $\sigma(E)$ os coeficientes de atenuação para os efeitos fotoelétrico e Compton, respectivamente, com $\tau(E) + \sigma(E) = \mu(E)$. A probabilidade para ocorrer um efeito fotoelétrico é $\tau(E)/\mu(E)$, e a probabilidade para ocorrer o efeito Compton é $\sigma(E)/\mu(E)$, tal que, $\tau(E)/\mu(E) + \sigma(E)/\mu(E) = 1$.

Sejam $\tau(E)/\mu(E) = 0,3$ e $\sigma(E)/\mu(E) = 0,7$, se um número aleatório que define a interação for menor que 0,3, o fóton realizará um efeito fotoelétrico, e se o número for maior que 0,3 o fóton realizará um efeito Compton. Como resultado, ao aplicar muitos números aleatórios, em média, 70% dos fótons realizará efeitos Compton e 30% dos fótons efeitos fotoelétricos para uma dada energia E .

Desta maneira, a simulação dos fótons transportados na matéria é realizada sorteando números aleatórios entre 0 e 1 e aplicando alternativamente as fórmulas que descrevem o vôle livre e o tipo de interação. O somatório das perdas de energias registradas para cada interação, em volumes definidos, após o transporte de muitos fótons pode ser usado para estimar a dose absorvida. Neste caso, a dose absorvida é igual ao Kerma, pois, não foi simulado o transporte dos elétrons secundários, toda energia transferida é depositada no local da interação.

Esse exemplo simplificado mostra o funcionamento básico do método MC. Evidentemente na prática existem outros tipos de interação, como o espalhamento Rayleigh e a produção de pares. Além dessas interações os elétrons secundários liberados pelos fótons nestas interações podem criar novamente outros fótons (*Bremsstrahlung*). E dependendo da energia inicial dos fótons, pode ser necessário considerar outras partículas, como nêutrons e prótons. Porém, isto representaria apenas uma extensão quantitativa e não mudaria qualitativamente o princípio básico do método MC.

O cálculo MC por partícula termina quando a partícula sai da região de interesse, ou quando sua energia for menor do que a energia de corte pré-definida. Após todas as partículas primárias serem processadas, o código calcula a dose absorvida nos volumes definidos e determina um coeficiente de variação, que pode ser considerado o erro estatístico do resultado. Uma das características do método MC é que esse erro estatístico (R) é proporcional ao inverso da raiz quadrada do número de histórias (N), em notação matemática, $R \propto 1/\sqrt{N}$.

A lógica de um método MC pode ser vista na Figura 1, que mostra um fluxograma para o transporte de fótons sem partículas secundárias. No fluxograma, inicialmente são carregadas as bibliotecas com os coeficientes de atenuação para os diferentes materiais do fantoma para o intervalo de energia da simulação, limitado pela energia inicial do fóton primário $EINI$ e a energia de corte $ECUT$. Essas variáveis são definidas no início da simulação juntamente com o número $N0$ de fótons primários que devem ser processados. Em seguida são inicializadas as variáveis da simulação, o contador de fótons primários N e os acumuladores de *energia por colisão* e *energia por fóton*. A simulação de um fóton inicia com o sorteio da posição de entrada no fantoma, através da *geração da partícula primária*. Após verificar o limite de corte de energia, o vôle livre é calculado conforme a equação (6), e o fóton é transportado até a próxima posição. Nesse ponto é verificado se o fóton continua no interior da região de interesse. Caso ele não esteja, a simulação é encerrada; do contrário, é calculado o tipo de interação da colisão e a energia absorvida é armazenada. Se o fóton resultante da interação possuir energia maior que a energia de corte $ECUT$ um novo vôle livre é calculado; do contrário, a simulação é encerrada. Quando a simulação é encerrada, as energias por colisão são armazenadas nas variáveis de energias por fóton. Se o número de partículas primárias N for menor que $N0$, um novo fóton é gerado e é simulado o seu transporte; do contrário, o processo de simulação termina e são calculados os valores da dose absorvida média e sua variância, e o resultado é impresso numa saída de dados.

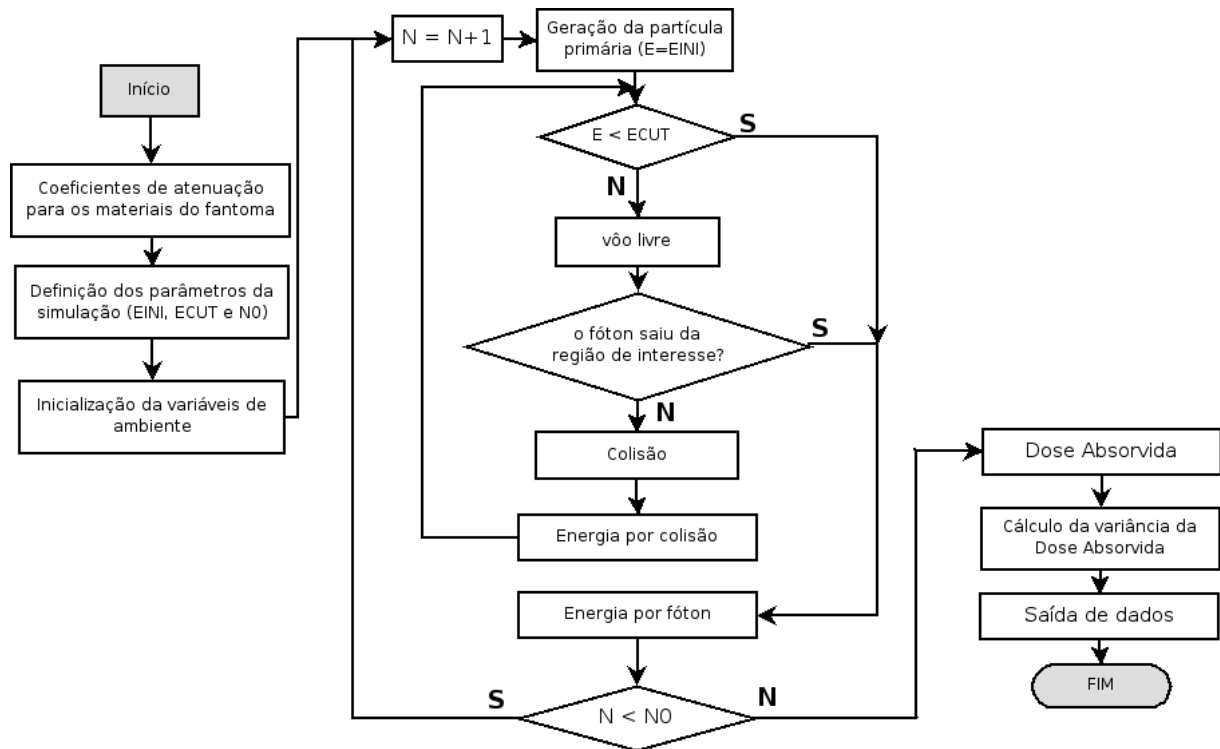


Figura 1: Fluxograma básico para o transporte de fótons.

2.3.3 Códigos Monte Carlo aplicados à área de radioproteção

Atualmente existem múltiplos códigos de transporte de partículas utilizando o método MC desenvolvidos para aplicações particulares ou gerais. Grandes institutos como o SLAC/NRC (EGS), o CERN/KEK (GEANT), o Laboratório Nacional de Los Alamos (MCNP) e também a Universidade de Barcelona na Espanha (PENELOPE) desenvolveram seus próprios códigos ao longo dos anos (HUBERT-TREMBLAY et al., 2006). Os códigos desenvolvidos por estes institutos podem ser utilizados na construção de geometrias complexas, como é o caso dos fantasmas computacionais e poderiam ser utilizados nesse trabalho. A seguir uma descrição sucinta desses códigos, evidenciando algumas de suas particularidades.

- O código PENELOPE, desenvolvido na Universidade de Barcelona na Espanha, foi desenvolvido para a simulação do transporte de elétrons e fótons em diversos materiais e geometrias. O nome é uma sigla que significa *PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons* (a simulação dos fótons foi introduzida posteriormente). O código é capaz de simular elétrons e pósitrons cujas energias cinéticas estão entre 100 eV até 1 GeV. Para os fótons a energia deve estar entre

100 eV (ou a energia de ligação da camada eletrônica M, a que for maior) até 1 GeV. Não são consideradas reações foto-nucleares (SALVAT et al., 2003).

- O código MCNP (*Monte Carlo N-Particle*), desenvolvido no Laboratório Nacional de Los Alamos, escrito em Fortran 90, pode ser utilizado para o transporte de praticamente todas as partículas em praticamente todas as energias. Sua última versão MCNPX é uma extensão com mais potencialidades do que o código anterior, MCNP4C3 (HENDRICKS et al., 2006).
- O EGS (*Electron–Gamma–Shower*) é um código Monte Carlo para o transporte de elétrons e fótons com energias acima de alguns keV até dezenas de GeV em geometrias arbitrárias. O EGSnrc (KAWRAKOW, 2000) incorpora muitos melhoramentos na implementação do transporte de elétrons, na física para fótons de baixa energia, no algoritmo para geração de números aleatórios e vários problemas foram corrigidos em comparação com sua versão anterior, EGS4. A estrutura do EGSnrc, é composta de um conjunto de sub-rotinas as quais abrangem a física das simulações dos vários processos de interação dos elétrons e fótons. O usuário fica responsável por escrever as sub-rotinas HOWNEAR e HOWFAR que definem a geometria, e a rotina de contagem AUSGAB, chamada para armazenar a energia depositada. O usuário escreve seu código, sem alterar as rotinas principais do programa (KAWRAKOW; ROGERS, 2006).
- Código GEANT4 (*GEometry ANd Tracking*), desenvolvido no CERN, é o primeiro projeto em grande escala de um programa que utiliza a tecnologia orientada a objetos para a simulação das interações das partículas com a matéria e campos eletromagnéticos. O código é utilizado em um grande número de experimentos e projetos em vários domínios de aplicações, incluindo física de alta energia, astrofísica e ciência espacial e física médica. Os processos físicos do GEANT4 cobrem uma vasta gama de energias, desde fótons ópticos e nêutrons térmicos até grandes energias como as obtidas em experimentos com raios cósmicos. As partículas que podem ser simuladas no GEANT4 incluem léptons, fótons, hádrons e íons. Sua arquitetura modular o torna ideal para que novos componentes sejam integrados e com isto novos modelos de processos possam ser desenvolvidos (ALLISON et al., 2006).

Para o desenvolvimento desse trabalho foi selecionado o código GEANT4. O acoplamento dos fantasmas MAX06 e FAX06 (KRAMER et al., 2006b) a este código estenderá a aplicação desses fantasmas para cálculos com partículas que não são possíveis de serem simuladas com o código EGSnrc onde os fantasmas estão atualmente acoplados. O

acoplamento poderia ser realizado ao código MCNP, que também estenderia a aplicação para outras partículas; entretanto, este código não é tão flexível quanto o GEANT4.

2.4 Código Monte Carlo GEANT4

O GEANT4, que foi inicialmente escrito para aplicações na física de alta energia, vem encontrando inúmeras aplicações na área da física médica, principalmente para avaliação da distribuição de doses devido a prótons e nêutrons (EVSEEV et al., 2004; CARRIER et al., 2004; SCHULTE et al., 2004; JIANG et al., 2004, 2005a, 2005b, 2007; PAGANETTI et al., 2004, 2005; PAGANINI e VILELA, 2005), mas ainda são poucas as aplicações, em comparação com códigos como o EGS, que utilizam fantasmas tomográficos. Isto se deve, em parte, por dificuldades no acoplamento de estruturas descritas por um grande número de elementos de volumes (voxels), como é o caso dos fantasmas tomográficos, o uso excessivo de memória computacional e porque o algoritmo de propagação não estava otimizado para este tipo de estrutura, tornando o GEANT4 um código lento, principalmente em comparação com o EGSnrc (ROGERS, 2006). Entretanto, sucessivos melhoramentos no algoritmo de acoplamento e transporte, para diminuir o tempo de simulação e a memória computacional utilizada, vêm sendo realizados nas últimas versões lançadas do GEANT4.

Para construir simulações com o GEANT4 é necessário estar familiarizado com os conceitos da linguagem orientada a objetos, que serão apresentados na subseção seguinte.

2.4.1 Conceitos básicos de Programação Orientada a Objetos

A *orientação a objetos* pressupõe o desenvolvimento de programas organizados numa série de objetos discretos com estrutura e comportamento próprios. Um programa desenvolvido com uma linguagem de programação orientada a objetos manipula estruturas de dados através dos objetos da mesma forma que um programa em linguagem tradicional utiliza variáveis (RICARTE, 1995).

2.4.1.1 Objeto

Um *objeto* é uma entidade que tem uma *identidade*. Ter sua identidade significa que dois objetos são distintos mesmo apresentando características idênticas. Os objetos na linguagem orientada, assim como os objetos no mundo real, possuem atributos que definem seu estado e comportamento (RICARTE, 1995). Os atributos que definem o estado são as

variáveis e os métodos (ou funções) são os atributos que definem o comportamento. Um objeto pode ser um processo físico como o efeito fotoelétrico, cujas variáveis são energia de corte para elétrons e fótons secundários, seção de choque para as diferentes camadas, livre caminho médio e métodos como ativar elétron Auger, definir corte para elétrons e fótons secundários.

Os métodos operam sobre o estado interno do objeto e servem como um mecanismo preliminar para a comunicação entre objetos. O estado interno do objeto fica escondido de outros objetos e todas as interações são realizadas através de métodos. Este mecanismo é chamado de *encapsulamento* – um dos princípios fundamentais da programação orientada a objetos.

Objetos com mesmos atributos são agrupados em *classes*. Dessa forma uma classe descreve um conjunto de atributos individuais. Cada objeto é dito ser uma *instância* de uma classe. Assim, cada instância tem seus valores próprios para cada atributo, mas partilham os nomes das variáveis e métodos com outras instâncias da classe. Uma classe pode ser uma partícula, cujos atributos são: nome, carga, spin, massa, tempo de vida, etc., e instâncias dessa classe podem ser elétrons, fótons, nêutrons e outras partículas que são descritas em termos dessas variáveis.

2.4.1.2 Polimorfismo

Polimorfismo significa que uma mesma operação pode se comportar de maneiras diferentes em diferentes classes. Também implica em dizer que uma mesma operação pode ser implementada por mais de um método. A linguagem deve ser capaz de selecionar o método correto a partir do nome da operação, classe do objeto e argumentos para a operação. Isto permite que novas classes possam ser adicionadas sem a necessidade de modificar o código já existente (RICARTE, 1995). Por exemplo, a classe que define os sólidos no GEANT4 possui muitas variáveis comuns como ângulos e raios, e métodos utilizados para calcular a distância para entrar e sair do volume.

2.4.1.3 Herança

Herança é o mecanismo da orientação a objetos que permite compartilhar informações entre classes perante um relacionamento hierárquico. Cada classe incorpora, ou *herda*, todas as propriedades da sua *classe base* e adiciona suas propriedades particulares. A classe que recebe a herança é chamada de *classe derivada*, pois ela foi *derivada* da classe base. Esta capacidade de fatorar as propriedades comuns em várias classes pode reduzir a repetição de códigos num projeto ou programa, sendo uma das vantagens da orientação a

objetos (RICARTE, 1995). Por exemplo, nos aplicativos gerados no GEANT4 existem classes básicas de ação do usuário (*User Actions*), classes que podem ser derivadas para manipular as informações das partículas durante a simulação das mesmas.

2.4.2 Desenvolvimento de simulações no GEANT4

Para realizar uma simulação no GEANT4 é necessário escrever um código contendo a descrição da geometria, os materiais utilizados, as partículas de interesse, os processos físicos, as *ações do usuário* e uma função *main* que indica o início do *aplicativo*. As ações do usuário são classes utilizadas para controlar as informações geradas durante a simulação, e aplicativo é o nome dado ao código *compilado*. Na compilação o código é ligado às classes pré-compiladas do GEANT4.

Na construção dos elementos geométricos da simulação são necessárias três etapas conceituais: *volume sólido*, *volume lógico* e *volume físico*. O *volume sólido* administra a forma e dimensões do elemento geométrico e é representado pela classe *G4VSolid*; o *volume lógico* é utilizado para definir o material e os atributos de visualização, é representado pela classe *G4LogicalVolume*; e o *volume físico*, representado pela classe *G4VPhysicalVolume*, é usado para estabelecer o posicionamento do elemento geométrico dentro do *volume mãe* e outras operações como translação e rotação. A Figura 2 ilustra o diagrama de classes para a construção de um elemento geométrico da simulação, onde: as classes *G4Box* e *G4Orb* representadas no diagrama são utilizadas para gerar um paralelepípedo e uma esfera compacta, respectivamente; a classe *G4Material* descreve as propriedades macroscópicas da matéria: densidade e número de elementos químicos e/ou outros materiais (mistura); *G4VSensitiveDetector* é a classe que representa o volume sensível; a classe *G4VisAttributes* define os atributos de visualização do volume; e as classes *G4VPPlacement*, *G4PVParameterised* e *G4VNestedParameterisation* são utilizadas para posicionar os elementos geométricos no ambiente virtual.

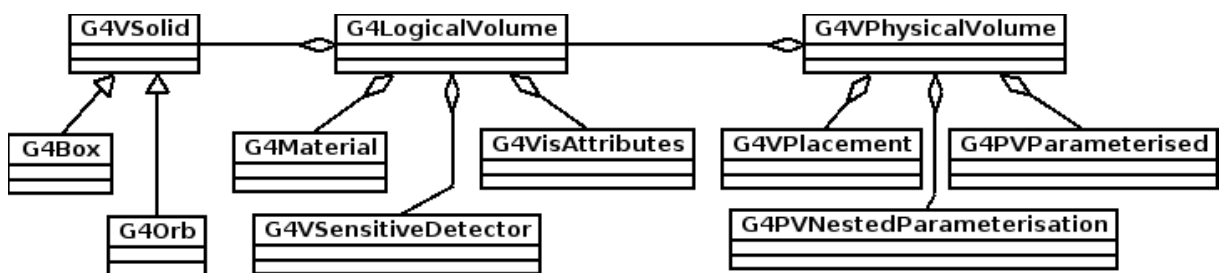


Figura 2: Representação do diagrama das classes utilizadas para a construção das geometrias no GEANT4.

A simulação do transporte das partículas é dividida em diferentes níveis: *run* (execução), *event* (evento), *track* (traço) e *step* (passo). *Run* é o maior nível da simulação no GEANT4 e compreende a coleção de todas as histórias pré-definidas. O nível *event* corresponde à simulação de uma história. *Track* está relacionado com a propagação da partícula, é um nível intermediário entre o *event* e o *step* e contém as informações momentâneas da partícula (posição, energia, direção, etc.). O *step* é a unidade básica de simulação, contém o incremento das informações dinâmicas da partícula e possui dois pontos: *pre-step* e *post-step*. Cada ponto contém o volume e as informações do material. Se o *step* for limitado por uma interface entre dois volumes, a extremidade do *step* ficará exatamente da interface, conforme ilustra a Figura 3, mas logicamente fazendo parte do próximo volume.

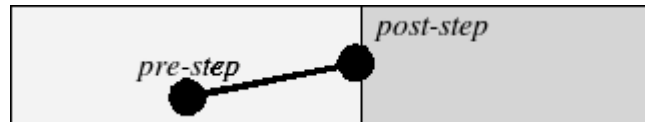


Figura 3: Ilustração de como ocorre o processamento de um *step* limitado por uma interface entre dois paralelepípedos.

Os níveis de simulação são representados por suas próprias classes objetos (*G4Run*, *G4Event*, *G4Track* e *G4Step*) e classes de gerenciamento (*G4RunManager*, *G4EventManager*, *G4TrackingManager* e *G4SteppingManager*). Podem ser adicionadas classes de ações do usuário derivadas das classes correspondentes a cada nível de simulação do transporte da partícula (*G4UserRunAction*, *G4UserEventAction*, *G4UserTrackingAction* e *G4UserSteppingAction*).

O GEANT4 não possui nenhuma partícula ou processo padrão, portanto, todos os processos físicos e as partículas requeridas na simulação devem ser definidos derivando uma classe concreta a partir da classe básica *G4VUserPhysicsList* e implementar o método *ConstructProcess*.

2.4.2.1 Acoplamentos de estruturas descritas por voxels no GEANT4

Um dos principais problemas no acoplamento de estruturas descritas por voxels é o consumo de memória computacional. O uso eficiente da memória é importante especialmente em códigos MC escritos em C++ que utilizam frequentemente alocações dinâmicas de memória (JIANG; PAGANETTI, 2004). No GEANT4 a melhor forma de acoplar este tipo de estruturas é utilizando *volumes parametrizados*. Os volumes parametrizados são classificados no GEANT4 como uma categoria de volumes repetidos,

onde um único volume pode representar múltiplas cópias. Essas cópias podem ser descritas por diferentes sólidos, tamanhos e materiais, desde que não se sobreponham (GEANT4, 2007).

Hubert-Tremblay e seus colaboradores (2007) desenvolveram um aplicativo para acoplamento de arquivos de imagens que utilizam o protocolo DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) no GEANT4 utilizando volumes parametrizados. Uma versão preliminar do código foi incluída nos exemplos estendidos na versão 4.5.2 do código GEANT4.

Nesse exemplo a definição dos volumes parametrizados (em termos dos materiais constituintes e sua distribuição) é realizada através de três arquivos DICOM produzidos por CT, representando fatias do fantoma tomográfico ilustrado na Figura 4. A parametrização dos volumes é realizada com o auxílio de quatro vetores de dupla precisão: três vetores armazenam as coordenadas x, y e z da posição do voxel no ambiente virtual e o último vetor armazena a densidade original do fantoma.

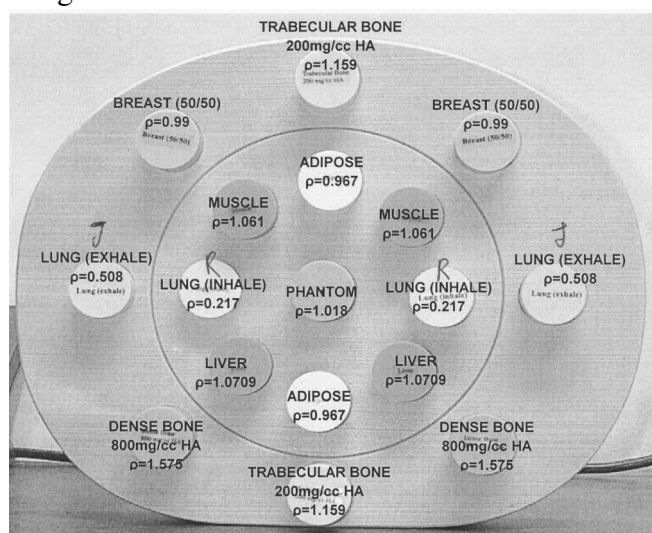


Figura 4: Imagem do fantoma utilizado no exemplo DICOM do GEANT4 (HUBERT-TREMBLAY et al., 2007).

Algumas modificações no algoritmo para o transporte das partículas em volumes parametrizados descritos por voxels foram realizadas por Jiang e Paganetti (2004) para aumentar a velocidade de simulação. A principal modificação foi realizada no método *LevelLocate* da classe *G4ParameterisedNavigation*. O método inicialmente definia o número das cópias dos voxels vizinhos (baixo, cima, esquerda, direita, posterior e anterior) ao voxel atingido durante a simulação da partícula. Na versão modificada por Jiang e Paganetti (2004), o número das cópias dos voxels vizinhos é definido durante o acoplamento do fantoma, eliminando o teste lógico do método *LevelLocate* e reduzindo, dessa forma, o tempo de

simulação. Aplicativos com esta modificação foram utilizados por Jiang e seus colaboradores (2005a, 2005b) para o acoplamento do fantoma VIPMAN (XU et al., 2000) com o objetivo de estudar o efeito da conversão dos números CT para a definição de tecidos nas simulações em Monte Carlo, no tratamento clínico com prótons (JIANG et al., 2007).

Outros aplicativos com fantasmas tomográficos para o GEANT4 foram desenvolvidos por Paganini e Vilela (2005) que acoplaram o fantoma MAX (KRAMER et al., 2003) para exposições de nêutrons externos, e por Cassola e Hoff (2006b) que acoplaram um fantoma tomográfico de cabeça (CASSOLA et al., 2004) para estudos da dose absorvida na rotina do exame de seios da face.

Jan e seus colaboradores (2004) iniciaram a construção de um aplicativo GATE para o GEANT4 voltado para a simulação de tomografia por emissão de pósitrons (PET e SPECT). O aplicativo possui vários métodos que possibilitam o acoplamento de geometrias complexas, como é o caso dos fantasmas tomográficos. Taschereau e colaboradores (2006) utilizaram este aplicativo para acoplar um fantoma tomográfico de rato (SEGARS et al., 2004). O GATE possui uma versão pública que pode ser encontrada na página virtual <http://opengatecollaboration.healthgrid.org/>.

Hubert-Tremblay e seus colaboradores (2006) apresentaram um estudo sobre a utilização de um algoritmo de compressão para imagens tomográficas utilizadas em MC. O algoritmo se baseia no fato de que as imagens tomográficas possuem regiões homogêneas que podem ser agrupadas em volumes maiores sem afetar a acurácia da simulação. O algoritmo proposto é baseado nas *octrees*: em regiões homogêneas o algoritmo substitui grupos de voxels por um número menor de voxels com volume maior. As imagens compactadas foram acopladas ao GEANT4, onde foi verificado que se pode comprimir as imagens em até 75% sem perdas significativas na acurácia dosimétrica da simulação. O uso das imagens comprimidas aumenta, em média, a velocidade de simulação em torno de 1,8 vezes.

2.5 Fantasmas Antropomórficos Computacionais

Os fantasmas antropomórficos computacionais são representações virtuais da anatomia humana com seus órgãos e tecidos. Acoplados a códigos Monte Carlo foram extensivamente utilizados para a estimativa da dose equivalente nos órgãos submetidos a exposições médicas e acidentais (CAON, 2004). O desenvolvimento de fantasmas antropomórficos computacionais foi um importante passo para estimativas de riscos associados à utilização das radiações ionizantes, pois a dose equivalente nos órgãos e tecidos,

uma grandeza ligada ao risco radiológico, não pode ser diretamente medida no corpo humano (KRAMER et al., 2003; VIEIRA, 2004). Nesta subseção é apresentada uma revisão sobre os principais fantasmas desenvolvidos e suas aplicações.

2.5.1 Fantasmas matemáticos

Nos fantasmas matemáticos, o tamanho e a forma do corpo e dos órgãos são descritos por equações representando a combinação e a interseção de planos, esferas, cilindros, cones, elipsóides, etc. Os órgãos radiosensíveis são enclausurados em um “torso simples”, um cilindro elíptico onde se incluem também outros volumes designados, como os ossos do braço (CRISTY e ECKerman, 1987).

Fisher e Snyder (1967, 1968) introduziram este tipo de fantoma com dimensões de um homem adulto. O fantoma continha também ovários e útero. Durante a compilação do relatório do homem de referência (ICRP, 1975), o fantoma recebeu melhoramentos por Snyder e colaboradores (1974; 1978). Desde então ficaram conhecidos como fantasmas MIRD5 (Medical Internal Radiation Dose Committee (MIRD) Pamphlet No. 5). A Figura 5 ilustra a distribuição de órgãos nesse tipo de fantoma.

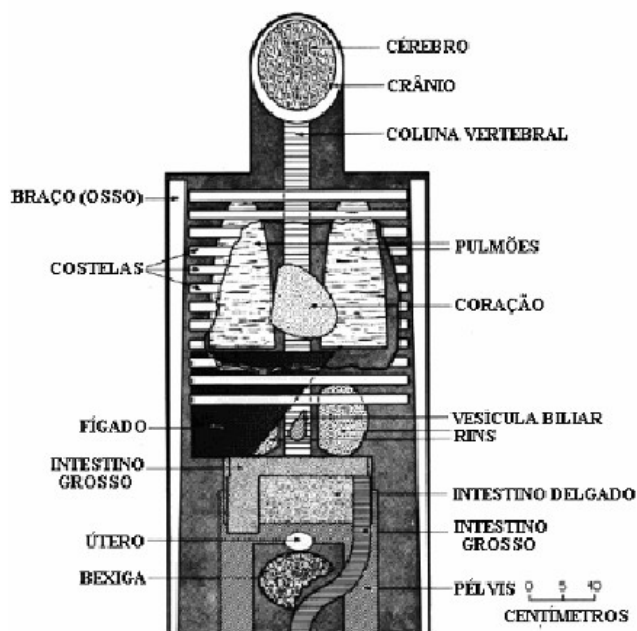


Figura 5: Distribuição dos órgãos em fantasmas MIRD5 (SNYDER et al., 1974).

Os fantasmas MIRD5 serviram como base para o desenvolvimento de variações representando adolescentes e crianças de várias idades (CRISTY, 1980), adultos com gênero específico (KRAMER et al., 1982) e a representação de uma mulher adulta grávida (STABIN

et al., 1995). A altura e a massa corpórea, assim como a massa dos órgãos, desses fantasmas MIRD estão em concordância com os dados do homem de referência (ICRP, 1975).

Conectado ao código MC ALGAM (WARNER; CRAIG, 1968), o fantoma MIRD5 formou um modelo de exposição computacional que permitiu a determinação de coeficientes de conversão (CCs) para todos os 22 órgãos e tecidos de risco considerados pela ICRP. CCs foram calculados com os fantasmas MIRD5 originais apenas para exposições internas por Snyder e colaboradores no ORNL nos EUA, enquanto Kramer e colaboradores no GSF Research Center na Alemanha, usaram os fantasmas MIRD5 modificados com gênero específico ADAM e EVA (Figura 6), para realizar cálculos para exposições externas (KRAMER; DREXLER, 1979). Os fantasmas MIRD5 contribuíram grandemente para a dosimetria computacional; muitos dos CCs para as exposições internas e externas publicadas pela ICRP (1979; 1987; 1996) e também pela ICRU (1992; 1998) foram obtidos com este tipo de fantoma.

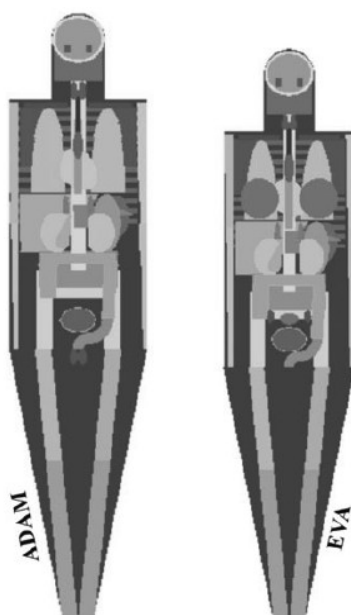


Figura 6: Fantasmas adultos do tipo MIRD5: ADAM e EVA (KRAMER et al., 2003).

Entretanto, volumes geométricos simples representados por equações, não descrevem a anatomia real dos órgãos e nem se distribuem conforme os mesmos, como podem ser observados na Figura 5. Assim, os fantasmas MIRD5, representam de forma aproximada a anatomia humana real (KRAMER et al., 2005a).

2.5.2 Fantomas tomográficos

Com a evolução da tecnologia de obtenção de imagens médicas, principalmente com a tomografia computadorizada (TC) e ressonância magnética nuclear (RMN), houve a possibilidade de obtenção de imagens tomográficas de alta resolução da anatomia humana interna. Os *pixels*⁴ destas imagens, quando estendidos em três dimensões, transformam-se em volumes cúbicos chamados de *voxels*⁵, como ilustrados na Figura 7. Estes dados são utilizados para criar um conjunto de imagens tridimensionais, representando a forma, o volume e a composição dos órgãos humanos. Cada voxel é definido de forma a conter um meio com densidade específica e um índice identificador de qual órgão ou tecido particular ele está associado. Este conjunto de imagens compõe os fantomas tomográficos também chamados de modelos tomográficos, modelos de voxel ou fantomas de voxel (CAON, 2004). A caracterização dos volumes tridimensionais dos órgãos utilizando voxels produz resultados mais realísticos que o uso de equações matemáticas (CAON, 2004) e viabiliza a representação de superfícies complicadas (ZUBAL et al., 1996). Além disso, a descrição dos fantomas por voxel permite determinar a distribuição da dose nos órgãos e tecidos, valor que se torna importante em cálculos de exposições acidentais e planejamentos radioterápicos.

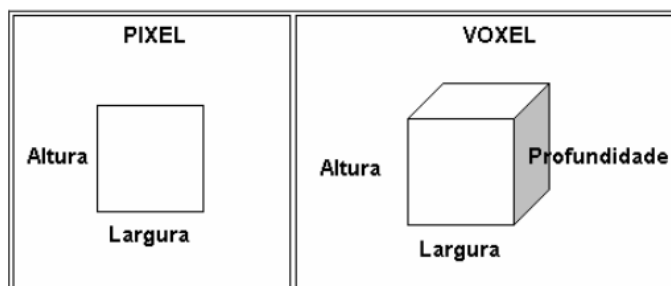


Figura 7: Representações gráficas de um pixel e um voxel.

Os primeiros fantomas tomográficos foram construídos por Gibbs e colaboradores (1984) e, independentemente, por Willians e colaboradores (1986). Nesta época foram desenvolvidos fantomas tomográficos de adolescentes e crianças (VEIT et al., 1989) assim como uma versão voxelizada do fantoma Alderson-Rando (VEIT et al., 1992). Durante estas atividades foi construída uma família completa de fantomas tomográficos (ZANKL e WITTMANN, 2001; PETOUSSI-HENSS et al.; 2002).

Zubal e colaboradores (1994a; 1994b; 1995) segmentaram imagens de TC e RMN da cabeça e o torso de um paciente para construírem um fantoma de homem adulto.

4 *pixel* é uma sigla derivada do inglês para elemento de figura (*picture element*).

5 *voxel* é uma sigla derivada do do inglês para elemento de volumes (*volume element*).

Dimbylow (1995) introduziu o fantoma tomográfico NORMAN construído a partir de um conjunto de imagens, obtidas por RMN, de um voluntário saudável. As dimensões dos voxels do fantoma NORMAN foram ajustadas para combinar com a altura e a massa corpórea do homem de referência da época (ICRP, 1975).

Caon e colaboradores (1997) desenvolveram um fantoma tomográfico de uma adolescente de 14 anos. Saito e colaboradores (2001) segmentaram um conjunto de imagens geradas por TC de um paciente cujas dimensões externas possuíam uma boa concordância com o homem de referência japonês (TANAKA et al., 1989), Xu e colaboradores (2000) segmentaram as imagens coloridas do *Visible Human Male* (SPITZER; WHITLOCK, 1998) para construir o fantoma tomográfico VIPMAN.

Kramer e colaboradores (KRAMER et al., 2003) desenvolveram o fantoma MAX (*Male Adult voXel*) a partir de imagens tomográficas segmentadas de um homem adulto. O conjunto de imagens foi modificado para que a massa dos órgãos e tecidos do fantoma correspondesse aos valores especificados do homem de referência (ICRP, 2003; KRAMER et al., 2003). Kramer e colaboradores (2004b) também desenvolveram o fantoma FAX (*Female Adult voXel*) a partir da segmentação de conjuntos de imagens tomográficas de uma paciente feminina. Semelhante ao desenvolvimento do fantoma MAX, a massa dos órgãos e dos tecidos do fantoma FAX foram ajustado para corresponder às especificações anatômicas definidas pela ICRP (2003) para a mulher adulta de referência (KRAMER et al., 2004a).

Muitas referências sobre simulações de exposições à radiação utilizando fantasmas tomográficos podem ser encontradas em publicações de workshops internacionais e em publicações da *GSF voxel family* (PETOUSSI-HENSS et al., 2002).

Para exposições externas, os CCs para órgãos e tecidos foram calculados para um exame de TC por Zankl e colaboradores (1993) para os fantasmas pediátricos BABY e CHILD; por Caon e colaboradores (1997; 1999) para um fantoma tomográfico de torso feminino de 14 anos de idade; Jones (1997) determinou a dose equivalente nos órgãos do fantoma NORMAN para fótons externos. As imagens segmentadas por Zubal e colaboradores (1994a; 1994b; 1995) foram usadas por Ligot e colaboradores (1998) para realizar o acompanhamento dosimétrico de pacientes que se submeteram ao tratamento radioterápico para câncer de pele na infância. Exames radiográficos de tórax e coluna lombar foram simulados por Zankl e colaboradores (2000) com o fantoma tomográfico adulto GOLEM, para estudar a influência do diâmetro do fantoma com a dose equivalente. CCs da dose equivalente por Kerma no ar para fótons externos foram determinados por Saito e colaboradores (2001) para o fantoma tomográfico OTOKO, por Chao e colaboradores (2001a) para o fantoma VIPMAN e por Kramer e seus colaboradores para os fantasmas MAX (KRAMER et al., 2003) e FAX (KRAMER et al., 2004a). Chao e colaboradores (2001b)

calcularam CCs para exposição a elétrons externos usando o fantoma VIPMAN . Na maioria dos estudos citados o Kerma no ar ou a dose na entrada do fantoma foram as grandezas utilizadas na normalização dos CCs.

Para exposições internas, Petoussi-Henss e Zankl (1998) publicaram valores das frações absorvida de fótons para os fantoma pediátricos BABY e CHILD também para fantasmas adultos GOLEM e VOXELMAN (ZUBAL et al., 1994a). Esses estudos foram continuados por Smith e colaboradores (2000; 2001) e os dados foram comparados com valores obtidos com os fantasmas MIRD5. As imagens segmentadas por Zubal e colaboradores (1994a, 1994b, 1995) foram usadas por Johnson e colaboradores (2000) para determinar CCs da dose equivalente dos órgãos para elétrons normalizados pela atividade. Yoriyaz e colaboradores (2000) e Stabin e Yoriyaz (2002) calcularam valores de frações absorvidas específicas para serem usadas em medicina nuclear.

Também existem referências de casos de exposições acidentais estudados com os fantasmas tomográficos, como o trabalho publicado por Kramer e colaboradores (2005b), utilizando o fantoma MAX modificado, para o acidente radiológico de Yanango (IAEA, 2000).

2.5.3 Fantasmas tomográficos MAX06 e FAX06

Os fantasmas tomográficos MAX06 e FAX06 (KRAMER et al., 2006b) são versões mais recentes dos fantasmas MAX (KRAMER et al., 2003) e FAX (KRAMER et al., 2004a). Foram necessárias novas versões para incluir estruturas como os brônquios, a mucosa oral, a vesícula biliar, os nodos linfáticos, a próstata e as glândulas salivares que não estavam contidas nos fantasmas originais. Além disso, os esqueletos dos fantasmas foram segmentados em osso compacto, esponjoso, medula amarela e cartilagem, constituindo assim um esqueleto heterogêneo. As novas versões dos fantasmas foram construídas com voxels cúbicos de 1,2mm, e a segmentação adicional foi baseada nas imagens originais em TC dos fantasmas MAX/FAX, em livros de anatomia, e nos dados do esqueleto providos pela ICRP 70 (ICRP, 1995) e ICRP 89 (ICRP, 2003). Assim como os fantasmas MAX e FAX, as versões MAX06 e FAX06 possuem a massa dos órgãos e tecidos em concordância com os valores de referência da ICRP 89, mas um adicional nestas versões é que a distribuição dos tecidos dos esqueletos é baseada também na ICRP. A cartilagem e a medula amarela encontradas nos ossos longos também foram segmentadas (KRAMER et al., 2006b).

A Figura 8 representa um corte transversal do fantoma MAX06 mostrando órgãos importantes, como o pulmão e o coração, e os diferentes tecidos ósseos que foram

segmentados separadamente, como o osso compacto, o osso esponjoso, cartilagem e medula amarela (KRAMER et al., 2006b).

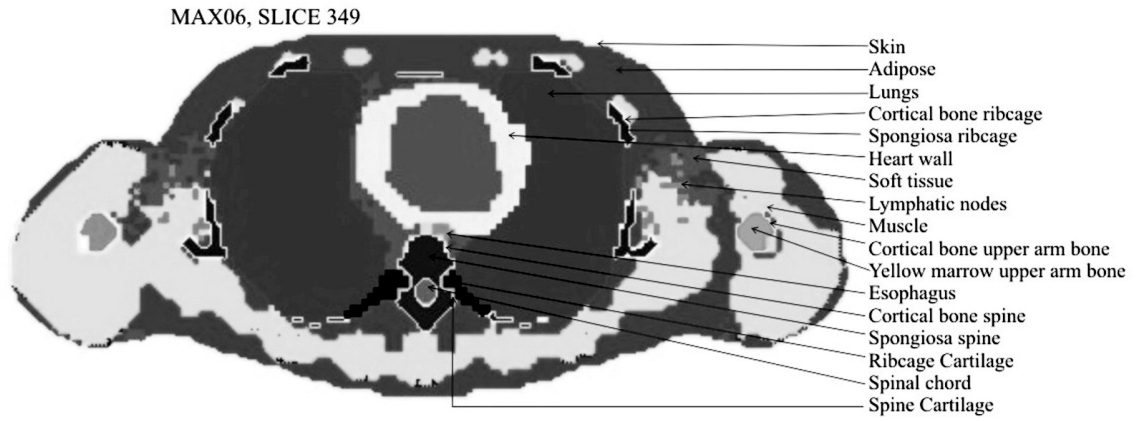


Figura 8: Fantoma MAX06: imagem transversal na região do coração (KRAMER et al., 2006b).

3 METODOLOGIA

O objetivo desse capítulo é apresentar as etapas no desenvolvimento dos modelos computacionais de exposição MAX06/GEANT4 e FAX06/GEANT4. Nas subseções iniciais são apresentados os métodos para o acoplamento dos fantasmas ao código GEANT4 e o formalismo utilizado na modelagem das principais fontes externas para a irradiação de corpo inteiro. Na conclusão do capítulo encontram-se a forma de aquisição dos dados dosimétricos e o tratamento estatístico. Em todas as etapas, novas classes C++ foram desenvolvidas para gerar os modelos computacionais de exposição apresentados nessa dissertação.

3.1 Desenvolvimento dos aplicativos para o acoplamento dos fantasmas MAX06 e FAX06

O acoplamento dos fantasmas ao código foi dividido em três etapas conceituais: definições do fantoma, construção dos volumes virtuais e aquisição dos dados dosimétricos.

3.1.1 Definição dos fantasmas no código GEANT4

Os fantasmas FAX06 e MAX06 consistem de um conjunto de voxels cúbicos de 0,12 cm x 0,12 cm x 0,12 cm. Esse conjunto de voxels forma um paralelepípedo, ou seja, uma matriz com 1359 fatias para a FAX06 e 1461 fatias para o MAX06, cada fatia com 474 colunas e 222 linhas. A Figura 9 mostra a fatia 349 do fantoma MAX06, enquanto a Figura 10 representa o fantoma MAX06 completo dentro do paralelepípedo com as 1461 fatias.

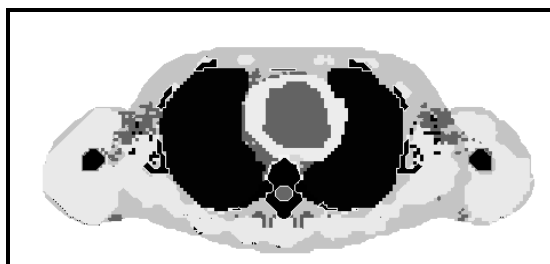


Figura 9: Fatia 349 do fantoma MAX06 com 474 colunas e 222 linhas (IMAGEJ, 2007).

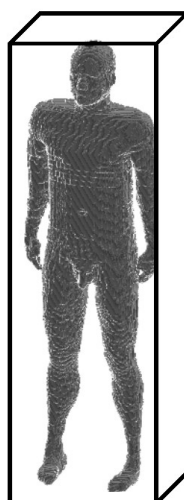


Figura 10: Fantoma MAX06 dentro do paralelepípedo com 1461 fatias (IMAGEJ, 2007).

Nas imagens geradas por TC cada voxel tem um valor de cinza. Estas imagens segmentadas geram os fantasmas. Neste caso, segmentação significa que todos os voxels que pertencem ao mesmo órgão ou tecido recebem a mesma cor que corresponde a um número, chamado número identificador (ID), para este órgão ou tecido. Nestas segmentações o número $ID = 0$ é utilizado para definir os voxels que ficam fora do fantoma no vácuo (área branca na Figura 9). Foram segmentadas 96 estruturas anatómicas nos dois fantasmas.

Os fantasmas FAX06 e MAX06 possuem respectivamente 143004852 voxels ($474 \times 222 \times 1359$) e 153738108 voxels ($474 \times 222 \times 1461$). O acoplamento desses fantasmas ao código GEANT4 significa introduzir respectivamente 143 e 154 milhões de voxels, definindo suas dimensões e materiais constituintes. Este acoplamento deve ser feito de modo que cada voxel receba um número ID que representa o órgão ou tecido do qual ele pertence, e um segundo número ID que representa o material do meio (músculo, gordura, osso, etc.), e devem ser definidos ainda, nomes e números IDs dos órgãos e tecidos para os quais a dose equivalente deve ser calculada.

Cálculos de MC sempre acontecem dentro de uma geometria definida. Em resumo, a geometria representando os fantasmas FAX06 e MAX06 deve ser definida no código GEANT4 baseando-se nas seguintes informações:

- Largura das arestas dos voxels
- Tamanho da matriz de voxels, ou seja, os números de colunas, linhas e fatias
- Números ID órgão para cada voxel
- Números ID meio para cada voxel
- Nomes e números ID dos órgãos e tecidos para quais a dose equivalente média deve ser calculada.

Com base nessas informações foi desenvolvida uma interface gráfica em ambiente Linux, FanTomGUI (Figura 11), utilizando o programa Qt3 (2007) para gerar e visualizar os arquivos de definição dos fantasmas.

IDORG	Nome	Densidade (g/cm3)
1	SOFT TISSUE(NOT PART OF E)	1.05
2	ADRENALS	1.05
3	BLADDER WALL	1.05
4	BRAIN	1.05
5	CONNECTIVE TISSUE	1.05
6	COLON WALL	1.05
7	BREASTS	1.05
8	KIDNEYS	1.05
9	LIVER	1.05
10	LUNGS	0.26
11	MUSCLE	1.05
12	OE SOPHAGUS	1.05
13	OVARIES	1.05

Figura 11: Interface gráfica para gerar o arquivo de definições do fantoma, evidenciando as informações geométricas e dos órgãos do fantoma FAX06 (QT3, 2007).

O arquivo de definição do fantoma gerado pela interface gráfica FanTomGUI é lido pelos aplicativos do GEANT4 através da classe *FanTomConfiguration*, desenvolvida neste trabalho, que armazena estas informações durante a simulação. Essa classe também é instanciada por outras classes do aplicativo, para adaptar o código ao fantoma acoplado. Isto torna a definição do fantoma simples e geral, visto que não é necessário modificar nenhuma linha de código para alternar entre diferentes fantasmas. No Anexo 1 encontram-se os arquivos de definição dos fantasmas FAX06 e MAX06, e a composição elementar dos materiais com base na ICRU (1989).

3.1.2 Construção dos volumes virtuais dos fantasmas

No acoplamento dos fantasmas tomográficos MAX06 e FAX06 é necessário administrar um grande número de informações. Os fantasmas possuem em torno de 150 milhões de voxels, onde cada um deles possui informações únicas como posição espacial no sistema de coordenadas do acoplamento, nome e índice identificador, e características em comum com outros volumes como o material constituinte e dimensões. Armazenar estas informações durante a simulação requer um grande esforço computacional e se o código utilizado não for otimizado pode tornar o acoplamento inviável, pelo tempo necessário para a realização dos cálculos, ou inexecutável, pela quantidade de memória computacional requerida.

Para o acoplamento de estruturas descritas por um grande número de volumes, como é o caso dos fantasmas tomográficos, o GEANT4 permite a construção de volumes parametrizados, como visto na subseção 2.3.2.1. Os volumes parametrizados são identificados pelo número de sua cópia (numCop) e podem ser construídos a partir de duas classes base: a classe *G4VPVParameterisation* e a classe *G4VNestedParameterisation*. Aplicativos com as duas classes podem ser desenvolvidos para o acoplamento dos fantasmas e as metodologias encontram-se aqui descritas.

Aplicativo FanTomPV

Nesse aplicativo foi utilizada a classe base *G4VPVParameterisation* para construir os volumes parametrizados. Inicialmente é criado um volume lógico com dimensões definidas através das multiplicações do número de colunas pela largura da aresta x do voxel (VX), do número de linhas pela largura da aresta y do voxel (VY) e de número de fatias pela largura da aresta z do pixel (VZ). Este volume serve como base para a construção do fantoma (volume mãe), em seu interior são construídos e posicionados os voxels parametrizados.

O posicionamento dos voxels na parametrização é realizado através do sistema de equações (7).

$$\begin{aligned}x &= -(ncolunas - 1 - 2 \cdot nx) \frac{VX}{2} \\y &= (nlinhas - 1 - 2 \cdot nx) \frac{VY}{2} \\z &= (nfatias - 1 - 2 \cdot nx) \frac{VZ}{2}\end{aligned} \quad (7)$$

onde, as variáveis *ncolunas*, *nlinhas* e *nfatias* são, respectivamente, o número de colunas, linhas e fatias do fantoma. Os valores de *nx*, *ny* e *nz*, correspondem à posição do voxel na matriz do fantoma, e são obtidos com base no número da cópia do volume parametrizado, através do sistema de equações (8).

$$\begin{aligned}nx &= MOD(numCop; ncolunas) \\ny &= MOD\left(\frac{numCop}{ncolunas}; nlinhas\right) \\nz &= \frac{numCop}{ncolunas \cdot nlinhas}\end{aligned} \quad (8)$$

onde, MOD é uma função que calcula o resto de uma divisão e *numCop* é o número da cópia do volume parametrizado.

Este acoplamento pode ser otimizado, pois as matrizes onde os fantasmas estão inseridos possuem um grande número de voxels que descrevem o espaço ao redor dos fantasmas. Estes volumes não são de interesse dosimétrico e não necessitam ser acoplados. Isto reduz em torno de 75% o número de volumes parametrizados, para o caso dos fantasmas MAX06 e FAX06.

No aplicativo FanTomPV, o fantoma tomográfico fica descrito por dois vetores: o primeiro vetor armazena as densidades dos voxels diferentes de zero da matriz do fantoma e o segundo vetor armazena o número correspondente à posição do voxel na matriz (*nVoxel*), obtido através da equação (9).

$$nVoxel = nz \cdot (colunas \cdot linhas) + ny \cdot colunas + nx \quad (9)$$

Dessa forma, na parametrização, o número da cópia define o material com base no primeiro vetor, e o posicionamento do volume é realizado utilizando o segundo vetor com a posição original do voxel na matriz do fantoma. Esta metodologia foi empregada por Cassola e colaboradores (2006b; 2006c) para fazer o acoplamento de um fantoma de cabeça (CASSOLA et al., 2004) e o acoplamento do fantoma MAX no estágio inicial desse trabalho (CASSOLA et al., 2006a).

Um metodologia semelhante a esta foi utilizada por Loureiro (2002) para o acoplamento de um fantoma tomográfico de cabeça ao programa Monte Carlo MCvoxEL. Entretanto, a metodologia descrita, utiliza apenas um vetor para o posicionamento dos voxels sendo necessário acoplar os volumes que descrevem o espaço ao redor do fantasmas.

Aplicativo FanTomPVOti

Os fantasmas tomográficos possuem regiões homogêneas com voxels de mesma densidade, estes voxels podem ser agrupados em volumes maiores sem afetar a descrição dos órgãos e tecidos do fantoma. Esta aproximação foi testada por Hubert-Tremblay e colaboradores (2006) para imagens tomográficas conforme descrito na subseção 2.3.2.1 desse trabalho.

Os voxels dos fantasmas podem ser agrupados utilizando um algoritmo conhecido como *crescimento de região*: uma *semente* é selecionada de forma arbitrária e comparada com sua vizinhança; se o *critério* estabelecido para definir uma região for satisfeito a região cresce. No caso específico da compactação dos fantasmas a semente é um voxel, com densidade diferente de zero, selecionado na matriz do fantoma de forma sistemática. O critério foi estabelecido de forma que, para cada interação do algoritmo, são geradas regiões no formato de paralelepípedos com densidades iguais à semente. As regiões geradas são definidas por um conjunto de 5 variáveis: número correspondente à semente na matriz do fantoma, a densidade da semente, e número de voxels agrupados ao longo de x, y e z. Estas variáveis são agrupadas em diferentes vetores. Isto permite uma redução de 97% no número de volumes parametrizados, para o caso dos fantasmas MAX06 e FAX06, sem alteração nos volumes e posições dos órgão e tecidos dos fantasmas.

Na classe de parametrização, no aplicativo FanTomPVOti, o número de voxels agrupados nas direções x, y e z definem a dimensão do volume, e juntamente com a informação do número correspondente à semente na matriz do fantoma o volume é posicionado. O material do volume é definido com base na densidade da semente.

Aplicativo FanTomNPV

A partir da versão 8.1 foi introduzida no GEANT4 uma nova classe para a construção de volumes parametrizados, a classe básica G4VNestedParameterisation. Esta classe requer baixa quantidade de memória

computacional e permite construção de geometrias constituídas de um grande número de voxels. Segundo o grupo do GEANT4 (ASAI, 2007) é a classe mais adequada para o acoplamento de estruturas descritas por um grande número de voxels. Além disso, otimizações na propagação das partículas serão introduzidas na versão 9.1 do código a ser lançada em dezembro de 2007 (http://geant4.web.cern.ch/geant4/support/planned_features.shtml, acessado em 06 de agosto de 2007).

No aplicativo FanTomNPV, assim como no aplicativo FanTomPV, é gerado um volume lógico com as mesmas dimensões do fantoma (volume mãe), entretanto, utiliza-se a classe G4PVReplica para construir réplicas ao longo dos eixos Z e X no interior desse volume, a coordenada Y é onde se realiza a parametrização.

Considerando as dimensões do volume mãe definidas pelas variáveis FTX, FTY e FTZ e as dimensões dos voxels dos fantasmas por VX, VY e VZ, as réplicas ao longo de Z são definidas com dimensões x, y e z iguais a FTX, FTY e VZ; as réplicas ao longo de X com dimensões x, y e z iguais à VX, FTY e VZ. O volume lógico utilizado na parametrização ao longo do eixo Y possui as mesmas dimensões dos voxels do fantoma.

O posicionamento dos voxels na parametrização é realizado com base na cópia através de um vetor obtido da equação (10).

$$y[numCop] = nlinhas - 1 - 2 \cdot numCop \cdot \frac{VY}{2} \quad (10)$$

onde $y[numCop]$ é um vetor de números reais, $nlinhas$ é o número de linhas, $numCop$ o número da cópia e VY a largura da aresta y do voxel. As coordenadas x e z são iguais a 0.

No FanTomNPV a mesma classe é utilizada na parametrização de todas as linhas, assim não é possível otimizar o número de voxels. Isto ocorre, porque é necessário informar o número de cópias que vão ser parametrizados, e o não acoplamento dos voxels nas vizinhanças do fantoma resultaria num erro, pois este número varia de uma linha para a outra.

Assim, para o acoplamento FanTomNPV, no início da simulação o fantoma tomográfico fica descrito por dois vetores: o primeiro vetor armazena as densidades da matriz original do fantoma e o segundo vetor armazena a posição ao longo da coordenada y do acoplamento.

Dessa forma, o número da cópia define a posição com base no segundo vetor. O material do fantoma é definido com base no número da cópia do

volume e de seus “antepassados”, isto é, os números das cópias referentes às réplicas ao longo dos eixos X e Z. Assim o material é definido utilizando o primeiro vetor, onde a posição na matriz do fantoma é definida pela equação (9).

O centro do sistema de coordenadas dos acoplamentos foi definido no centro do fantoma (Figura 12). O fantoma foi acoplado, iniciando pelas fatias correspondentes à cabeça em Z positivo. As coordenadas X e Y estão assim descritas para que o centro do plano xy corresponda ao centro das fatias do fantoma (Figura 13).

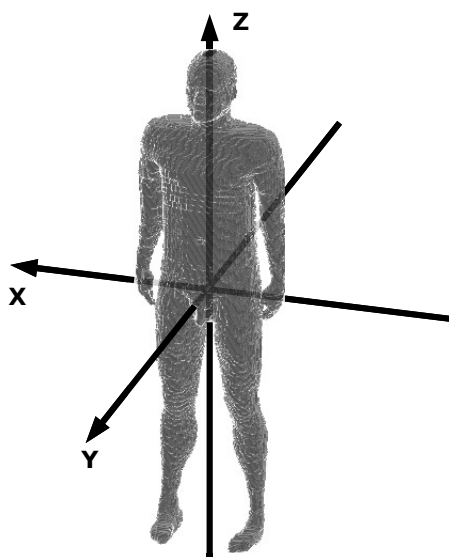


Figura 12: Reconstrução 3D do fantoma MAX06 evidenciando o sistema de coordenadas do acoplamento no GEANT4 (IMAGEJ, 2007).

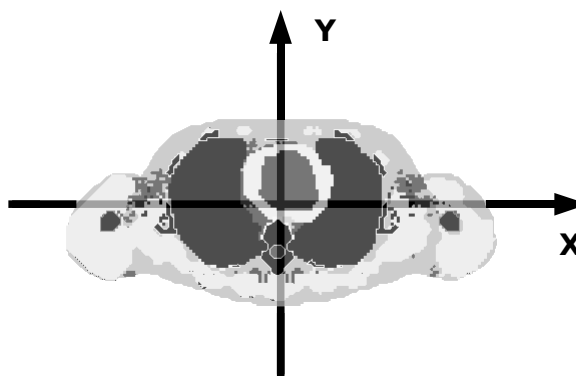


Figura 13: Vista da fatia 349 do fantoma MAX06 evidenciando o sistema de coordenadas do acoplamento no GEANT4. A coordenada Z não está referenciada na imagem pois ela representa a altura do fantoma (IMAGEJ, 2007).

3.1.3 Aquisição dos dados dosimétricos

O GEANT4 permite a construção de estruturas chamadas *detectores sensíveis*, volumes que ao serem atingidos por uma partícula geram um sinal lógico. Nos aplicativos utilizando volumes parametrizados a coleta das grandezas físicas relevantes é realizada declarando apenas um volume sensível. Isto é possível pois na parametrização um mesmo volume é replicado muitas vezes gerando outros volumes com dimensões, materiais e posições diferentes. No caso do acoplamento de fantasmas tomográficos o detector sensível é o volume lógico que representa o voxel na parametrização.

Nos aplicativos foi desenvolvida a classe PhantomSD derivada da classe básica G4VSensitiveDetector. Essa classe é associada ao volume lógico que representa o voxel do fantoma, dessa forma quando um voxel é atingido o método ProcessHits é invocado. Este método foi construído de forma a possibilitar a aquisição simultânea da energia absorvida órgão-a-órgão e voxel-a-voxel.

Na aquisição órgão-a-órgão, o índice identificador, para o armazenamento dos dados dosimétricos, é o número inteiro que representa o órgão. Esta informação é obtida do número inteiro associado ao nome do volume. O nome do volume é definido na parametrização durante o transporte das partículas. Para a aquisição voxel-a-voxel, o índice identificador é representado pela posição do voxel na matriz do fantoma. Esta informação é obtida através do número da cópia do volume atingido, juntamente com o número da cópia de seus antepassados.

Se houver mais de uma interação no mesmo voxel ou órgão, o valor da energia é somado ao anterior. Assim ao final de um evento existem duas listas: uma com o somatório das energias absorvidas por voxel atingido e outra com o somatório das energias por órgão atingido. Os voxels e órgãos que não foram atingidos durante a simulação de um evento (história) não constam nestas listas. Estas informações são armazenadas através dos métodos AddEdepStructure e AddEdepVoxel, pertencentes à classe RunAction. A lista contendo as informações na classe EventAction é esvaziada para a simulação de uma nova história.

A aquisição voxel-a-voxel foi desabilitada para os fantasmas MAX06 e FAX06, pois seriam necessários aproximadamente 4,5 Gb de memória RAM para armazenar as informações das doses absorvida nos voxels dos fantasmas durante a simulação.

3.1.3.1 Tratamento dos dados

O valor médio do resultado do processo simulado pelo método MC, $\bar{x}$, é obtido através do somatório de todos os resultados para cada história, x_i , dividido pelo número total de histórias simuladas, N , conforme a equação (11) (BOOTH et al., 2005).

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^N x_i \quad (11)$$

Cada valor x_i depende da probabilidade de que o processo ocorra. Dessa forma, quanto maior for o número de histórias, tanto mais próximo o valor médio, $\bar{x}$, estará do valor real, x . A variância do valor médio é um parâmetro importante da qualidade da simulação, pois ela representa a precisão estatística dos resultados. O valor da variância é obtido através do erro relativo, R , que pode ser estimado através da equação (12) (BOOTH et al., 2005).

$$R = \left[\frac{\sum_{i=0}^N x_i^2}{\left(\sum_{i=0}^N x_i \right)^2} - \frac{1}{N} \right]^{1/2} \quad (12)$$

Com base nas experiências com simulações no MCNP (BOOTH et al., 2005), a Figura 14 apresenta as interpretações recomendadas para vários valores de R .

Intervalo de R^*	Qualidade
0,5 a 1	Desprezível
0,2 a 0,5	Ruim
0,1 a 0,2	Questionável
< 0,1	Geralmente confiável exceto para detectores pontuais
< 0,05	Geralmente confiável
* $R = S_x / \bar{x}$ e representa uma estimativa do erro relativo a um desvio padrão.	

Figura 14: Quadro sugestão para a interpretação do erro relativo R (BOOTH et al., 2005).

Neste trabalho o resultado do processo simulado, x , é a energia absorvida nos órgãos e tecidos do fantoma. Quando todos os eventos são processados é invocado o método `EndOfRunAction`. Neste método é calculado o valor médio e o erro relativo das energias armazenadas durante a simulação das partículas, através das equações (11) e (12). A energia média absorvida é convertida posteriormente em dose equivalente e é calculado o CC da dose equivalente por Kerma no ar.

O cálculo do Kerma no ar é realizado durante o sorteio das energias através do somatório do Kerma por unidade de fluência (ICRP, 1996). As rotinas para o cálculo do Kerma no ar foram escritas com base em códigos desenvolvidos para o EGSnrc.

A dose absorvida na medula óssea vermelha (RBM) foi estimada utilizando o método 3CF (KRAMER et al., 2003). Esse método assume que a energia perdida por um fóton é depositada em uma mistura esquelética homogênea de osso e medula. Após o cálculo da energia depositada no esqueleto, o método aplica três fatores de correção para estimar a dose equivalente na RBM: a fração de massa da RBM no osso onde a energia foi depositada; a razão entre o coeficiente de absorção de massa-energia (MEAC) da RBM e o da mistura esquelética; e o fator King-Spiers (KING; SPIERS, 1985), que representa o percentual do aumento na dose equivalente da RBM devido aos fotoelétrons liberados no osso trabecular que entram nas cavidades da medula.

3.2 Desenvolvimento dos algoritmos específicos para as exposições ocupacionais e ambientais

Para produzir resultados realísticos é necessário avaliar as características do evento estudado e tentar reproduzi-las. Nesse caso o primeiro ponto a ser verificado é a geometria da fonte (SANTOS, 2006). Para a modelagem das fontes no GEANT4 o algoritmo deve gerar quatro informações sobre a partícula primária:

- o tipo da partícula primária;
- a energia inicial da partícula;
- as coordenadas cartesianas do ponto de origem da partícula;
- e o vetor diretor da partícula primária.

Essas informações são definidas segundo às distribuições de probabilidades características de cada fonte simulada.

Nesta subseção é apresentada a metodologia empregada para a construção das fontes externas paralelas e isotrópicas, desenvolvidas para simular exposições ocupacionais, ambientais.

3.2.1 Formalismo matemático

Para a construção das fontes optou-se por descrever sua posição conforme ilustrado na Figura 15. A posição é definida através do ângulo polar (θ), do ângulo azimutal (φ) e da distância da fonte (R_0) até o centro do sistema de coordenadas do campo de irradiação. A relação matemática que define a posição de geração da partícula é fornecida pelo sistema de equações (13). Os valores X_d , Y_d e Z_d são deslocamentos em relação ao centro da fonte, definido pelo vetor $\vec{R}_0 = [R_0 \cdot \sin(\varphi) \cdot \cos(\theta), R_0 \cdot \sin(\varphi) \cdot \sin(\theta), R_0 \cdot \cos(\varphi)]$.

$$\begin{aligned} X_{IN} &= R_0 \cdot \sin(\varphi) \cdot \cos(\theta) + X_d \\ Y_{IN} &= R_0 \cdot \sin(\varphi) \cdot \sin(\theta) + Y_d \\ Z_{IN} &= R_0 \cdot \cos(\varphi) + Z_d \end{aligned} \quad (13)$$

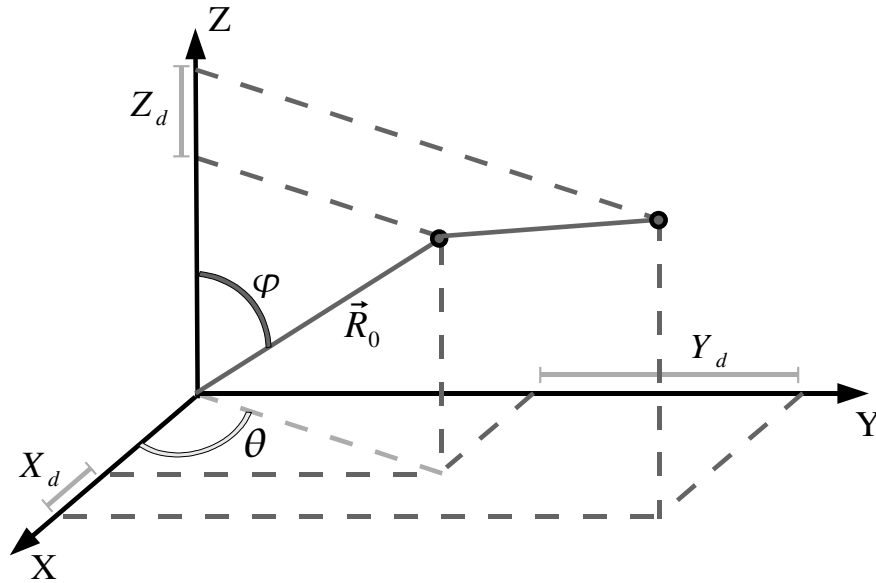


Figura 15: Localização da fonte no sistema de coordenadas no GEANT4.

O vetor diretor da partícula é inicializado e definido com base no tipo da fonte (paralela ou divergente), nas dimensões do campo de irradiação e nos valores de R_0 , θ e φ utilizados para definir a posição da fonte. A relação matemática que define o vetor diretor é fornecida pelo sistema de equações (14).

$$\begin{aligned}
U_{IN} &= -\text{sen}(\varphi + \Delta\varphi) \cdot \cos(\theta + \Delta\theta) \\
V_{IN} &= -\text{sen}(\varphi + \Delta\varphi) \cdot \text{sen}(\theta + \Delta\theta) \\
W_{IN} &= -\cos(\varphi + \Delta\varphi)
\end{aligned} \tag{14}$$

Os valores $\Delta\theta$ e $\Delta\varphi$ correspondem à abertura polar e azimutal do campo, definidas pelas equações (15) e (16), onde MLC é o valor da metade da largura do campo de irradiação e MAC a metade da altura do campo.

$$\Delta\theta = \arctan\left(\frac{MLC}{R_0}\right) \cdot \text{rand}[-1..1] \tag{15}$$

$$\Delta\varphi = \arctan\left(\frac{MAC}{\left(\frac{R_0}{\cos(\Delta\theta)}\right)}\right) \cdot \text{rand}[-1..1] \tag{16}$$

Com base nos sistemas de equações (13) e (14) obtém-se a equação paramétrica da reta diretora da partícula:

$$\begin{aligned}
x &= X_{IN} + U_{IN} \cdot T \\
y &= Y_{IN} + V_{IN} \cdot T \\
z &= Z_{IN} + W_{IN} \cdot T
\end{aligned} \tag{17}$$

onde T é uma variável adimensional e o seu valor é definido resolvendo o sistema de segundo grau $A \cdot T^2 + B \cdot T + C = 0$, onde os valores A, B e C são definidos através do sistema de equações (18).

$$\begin{aligned}
A &= (U_{IN})^2 + (V_{IN})^2 \\
B &= 2 \cdot X_{IN} \cdot U_{IN} + 2 \cdot Y_{IN} \cdot V_{IN} \\
C &= (U_{IN})^2 + (V_{IN})^2 - (R_{cilindro})^2
\end{aligned} \tag{18}$$

onde a variável $R_{cilindro}$ é valor do raio do cilindro que define o início da simulação das partículas. O raio é obtido com base na equação (19) e a altura do cilindro é igual à altura do fantoma.

$$R_{cilindro} = \sqrt{\left(\frac{FTX}{2}\right)^2 + \left(\frac{FTY}{2}\right)^2} \tag{19}$$

A fonte é descrita dessa forma, para que o início das simulações das partículas seja sempre nas proximidades do fantoma.

3.2.2 Fontes Paralelas

Neste tipo de fonte a direção de vôo das partículas é sempre perpendicular ao plano do campo de irradiação. As fontes paralelas são muito utilizadas para modelagens de situações ocupacionais e médicas (VIEIRA, 2004).

As fontes paralelas são construídas com base no sistema de equações (13) e (14), onde os valores $\Delta\theta$ e $\Delta\varphi$ são nulos e os valores X_d , Y_d e Z_d são definidos através do sistema de equações (20).

$$\begin{aligned} R &= rand[-1..1] \\ X_d &= -(R \cdot MLC \cdot \sin(\theta)) \\ Y_d &= R \cdot MLC \cdot \cos(\theta) \\ Z_d &= rand[-1..1] \cdot MAC \cdot \cos(\varphi) \end{aligned} \quad (20)$$

3.2.2.1 Fontes paralelas unidirecionais

Nas fontes paralelas unidirecionais a direção de vôo das partículas é única, e seu valor é definido pelos ângulos θ e φ . As fontes com direções normais à face do paralelepípedo recebem nomes específicos: anterior-posterior (AP), posterior-anterior (PA), lateral direita (RLAT) e lateral esquerda (LLAT).

A Figura 16 ilustra o resultado para o sorteio da posição de 10 mil partículas na direção paralela AP.

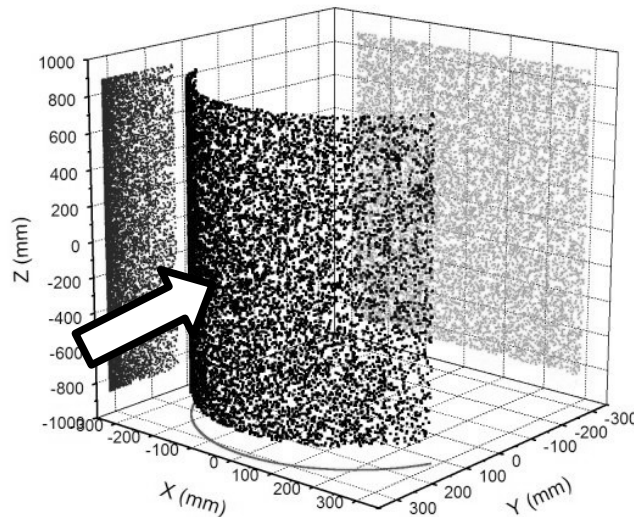


Figura 16: Gráfico evidenciando as posições iniciais de 10 mil partículas e suas projeções nos planos xy, xz e yz, calculadas para a fonte paralela AP (ORIGINLAB, 2007). A seta indica a direção de vôo das partículas.

Os ângulos polar e azimutal, e os valores de *MLC* e *MAC* são definidos conforme a Tabela 2 para os fantasmas FAX06 e MAX06 . A posição inicial e o vetor diretor dos fótons são calculados durante a simulação das partículas com base nos sistemas de equações (13), (14) e (20).

Tabela 2: Fontes paralelas unidirecionais para o corpo inteiro, fantasmas FAX06 e MAX06.

Fantoma	Variável	LLAT	AP	RLAT	PA
FAX06/MAX06	θ	0°	90°	180°	270°
FAX06/MAX06	φ	90°	90°	90°	90°
FAX06/MAX06	MLC	13,68 cm	28,45 cm	13,68 cm	28,45 cm
FAX06	MAC	81,55 cm	81,55 cm	81,55 cm	81,55 cm
MAX06	MAC	88,02 cm	88,02 cm	88,02 cm	88,02 cm

3.2.2.2 Fontes paralelas rotacionais

De forma análoga às fontes paralelas unidirecionais, as fontes rotacionais são definidas através dos sistemas de equações (13), (14) e (20). Contudo o ângulo do vôo polar varia uniformemente no intervalo compreendido entre os valores θ_1 e θ_2 , de tal forma que θ é definido por $\theta = (\theta_2 - \theta_1) \cdot rand[0..1] + \theta_1$ (VEIRA, 2004). As dimensões do campo são idênticas às paralelas AP e PA (Tabela 2).

Na Figura 17 está representado o resultado do sorteio da posição de 10 mil partículas na direção unidirecional ROT.

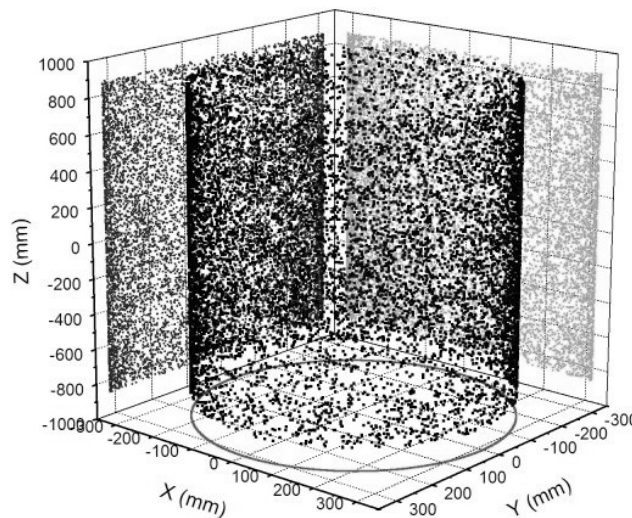


Figura 17: Gráfico evidenciando as posições iniciais de 10 mil partículas e suas projeções nos planos xy, xz e yz, calculadas para a fonte paralela ROT (ORIGINLAB, 2007).

3.2.3 Fontes Isotrópicas

Uma fonte completamente isotrópica pode ser imaginada como uma casca esférica, envolvendo o fantoma, de onde surgem partículas em todas as direções. Para a simulação dessa geometria seria preciso definir a posição inicial da partícula (X_{IN} , Y_{IN} e Z_{IN}) escrevendo suas equações paramétricas (15) e selecionar apenas as partículas que atingem o cilindro que envolve o fantoma. Essa construção é simples, mas o custo computacional é muito grande (VIEIRA, 2004).

Nesta subseção são descritas fontes isotrópicas desenvolvidas para simular nuvens radioativas em torno do fantoma, considerando o espaço completo ou apenas o semi-espaço superior, e para simular uma fonte no solo.

3.2.3.1 Nuvem radioativa no espaço completo (4PI)

A geometria dessa fonte foi construída com base nas considerações feitas por Vieira (2004). A fonte pode ser imaginada como um cilindro cujo centro coincide com o centro do fantoma, e que tem raio e altura descritos por:

$$\begin{aligned} R_{fonte} &= R_{cilindro} + 2\text{ cm} \\ A_{fonte} &= FTZ \text{ do fantoma} + 2\text{ cm} \end{aligned} \quad (21)$$

onde, $R_{cilindro}$ é o valor obtido na equação (19) e A_{fonte} é a altura do cilindro que foi definida a fonte.

Uma partícula pode surgir de qualquer uma das três regiões do cilindro: topo, lado ou base, com probabilidades definidas por

$$\begin{aligned} PROB_{topo} &= \frac{Área_{topo}}{Área_{total}} = \frac{\pi R_{cl}^2}{2\pi R_{cl}^2 + 2\pi R_{cl} A_{cl}} = \frac{\pi R_{cl}}{2(R_{cl} + A_{cl})} \\ PROB_{base} &= PROB_{topo} \\ PROB_{lado} &= 1 - 2 \cdot PROB_{topo} \end{aligned} \quad (22)$$

A direção de vôo das partículas é definida com base no sistema de equações (14). O ângulo θ varia uniformemente no intervalo compreendido entre 0 e 2π , e o ângulo φ é único e igual a $\pi/2$. A abertura $\Delta\theta$ varia entre $-\pi$ e π , e a abertura $\Delta\varphi$ é definida com base na região em que a partícula está emergindo: no topo entre $-\pi$ e 0, na base entre 0 e π , e no lado entre $-\pi$ e π .

Dessa forma, um número aleatório $randR$ decide de qual região do cilindro a partícula irá emergir. Se $randR \leq PROB_{topo}$ a posição inicial da partícula será definida por

$$\begin{aligned}
 R_0 &= R_{fonte} \sqrt{rand[0..1]} \\
 Z_{IN} &= \frac{A_{fonte}}{2} \cdot rand[0..1]
 \end{aligned}
 \tag{23}$$

Se $PROB_{topo} < randR \leq 2 \cdot PROB_{topo}$, temos que:

$$\begin{aligned}
 R_0 &= R_{fonte} \sqrt{rand[0..1]} \\
 Z_{IN} &= -\frac{A_{fonte}}{2} \cdot rand[0..1]
 \end{aligned}
 \tag{24}$$

E se $randR > 2 \cdot PROB_{topo}$, tem-se:

$$\begin{aligned}
 R_0 &= R_{fonte} \\
 Z_{IN} &= A_{fonte} \cdot rand[0..1]
 \end{aligned}
 \tag{25}$$

As outras duas coordenadas são definidas por

$$\begin{aligned}
 X_{IN} &= R_0 \cdot \cos(\theta) \\
 Y_{IN} &= R_0 \cdot \sin(\theta)
 \end{aligned}
 \tag{26}$$

Neste caso, ainda é verificado se a partícula é gerada na direção do cilindro que envolve o fantoma, e se existe um valor de $T > 0$, para a equação paramétrica (15). Em caso de não haver um valor de T válido, uma nova partícula é sorteada. A Figura 18 representa o resultado do sorteio da posição de 10 mil partículas para a fonte isotrópica no espaço completo.

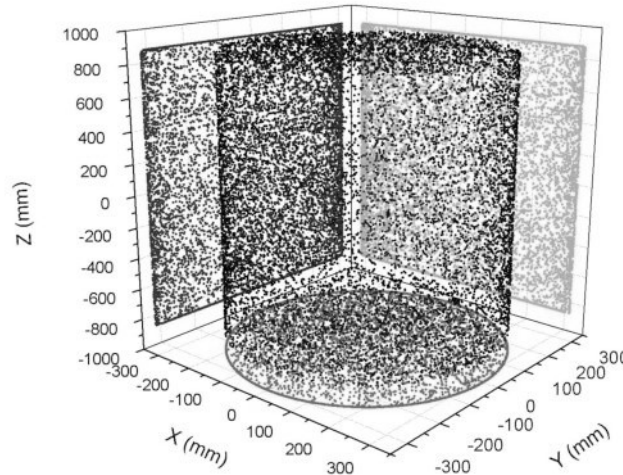


Figura 18: Gráfico evidenciando a posição inicial de 10 mil partículas e suas projeções nos planos xy, xz e yz, calculadas para a fonte isotrópica 4PI (ORIGINLAB, 2007).

Para o cálculo dos CCs, entre a dose equivalente nos órgãos e tecidos e o Kerma no ar, é preciso contar as partículas que atravessam uma esfera de raio 10 cm, localizada a

1 m do solo no centro do plano xy do fantoma (VIEIRA, 2004). A altura solo é definida como $-FTZ/2$, dessa forma a esfera esta localizada em $P=[0,0,1\text{ m}-FTZ/2]$.

Menor distância entre um ponto e uma reta

Seja $P(x_p, y_p, z_p)$ um ponto no $\mathbb{R}^3$, e $L: x=X_{IN}+U_{IN}\cdot T, y=Y_{IN}+V_{IN}\cdot T$ e $z=Z_{IN}+W_{IN}\cdot T$ a equação paramétrica da reta. Para encontrar a menor distância entre P e L , é necessário inicialmente calcular a projeção ($\vec{w}$) de $\vec{P_0P}$ na direção do vetor diretor $\vec{v}=[U_{IN}, V_{IN}, W_{IN}]$ da reta L (GOSIA, 2007), conforme ilustra a Figura 19, tal que,

$$\vec{w} = \text{proj}_{\vec{v}} \vec{P_0P} = \frac{|\vec{v} \cdot \vec{P_0P}|}{\|\vec{v}\|} \quad (27)$$

Dessa forma $\vec{P_0P}$ e $\vec{w}$ definem um triângulo retângulo com catetos $\|\vec{w}\|$, D e hipotenusa $\|\vec{P_0P}\|$. Assim é possível calcular D através do teorema de Pitágoras, relaciona os catetos com a hipotenusa,

$$D = \sqrt{\|\vec{P_0P}\|^2 - \|\vec{w}\|^2} \quad (28)$$

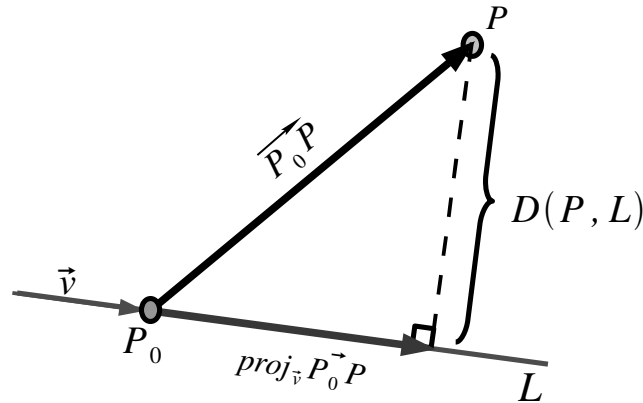


Figura 19: Representação gráfica da menor distância entre o ponto P e a reta L .

Essa relação é utilizada para o cálculo da fluência, onde L é a reta diretora da partícula, P é o ponto central da esfera. Nesse caso são considerados os fótons cuja menor distância é igual ou menor que 10 cm do centro da esfera.

3.2.3.2 Nuvem radioativa no semi-espaço superior (2PI)

A metodologia empregada para a construção dessa fonte é semelhante à da fonte isotrópica no espaço completo, exceto que agora as partículas podem emergir de duas regiões do cilindro: o topo e o lado (VIEIRA, 2004). As probabilidades dessas ocorrências são definidas por:

$$\begin{aligned}
 PROB_{topo} &= \frac{Área_{topo}}{Área_{total}} = \frac{\pi R_{cl}^2}{\pi R_{cl}^2 + 2\pi R_{cl} A_{cl}} = \frac{\pi R_{cl}}{(R_{cl} + 2 \cdot A_{cl})} \\
 PROB_{lado} &= 1 - PROB_{topo}
 \end{aligned}
 \tag{29}$$

Todas as demais considerações para a fonte isotrópica completa são válidas aqui. Na Figura 20 está representado o resultado do sorteio da posição inicial de simulação de 10 mil partículas para a fonte isotrópica 2PI.

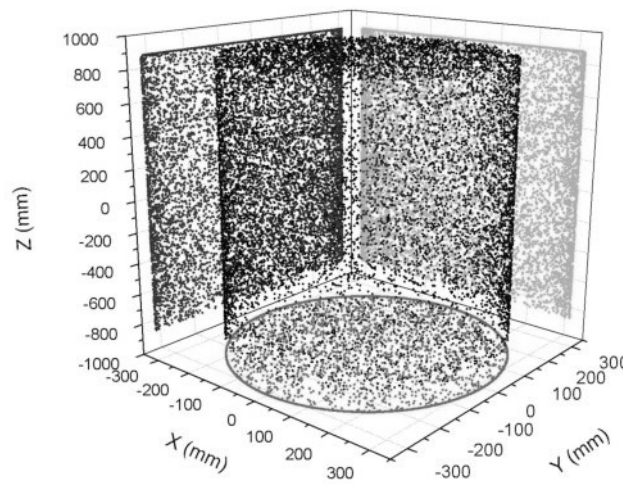


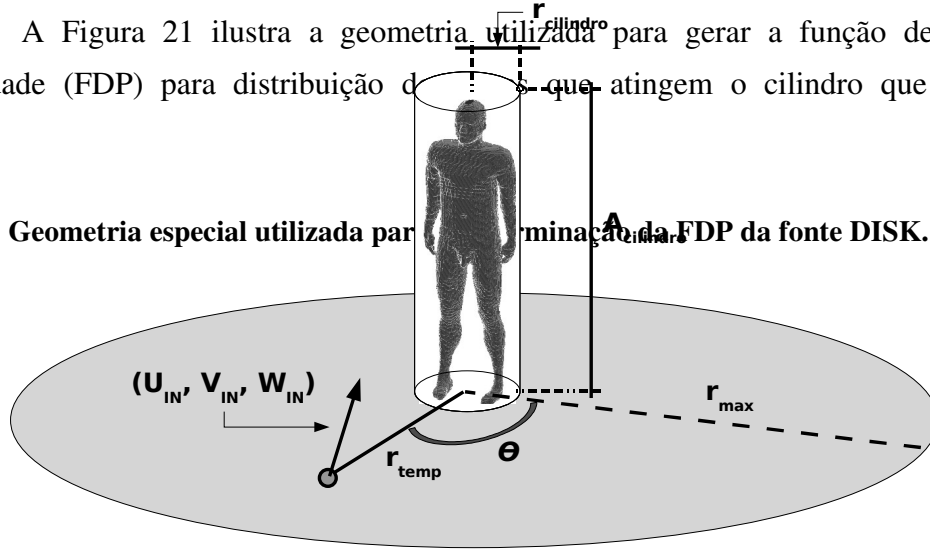
Figura 20: Gráfico evidenciando a posição inicial de 10 mil fótons e suas projeções nos planos xy, xz e yz, calculadas para a fonte isotrópica 2PI (ORIGINLAB, 2007).

3.2.3.3 Fonte radioativa no solo (DISK)

Dependendo da forma da contaminação, fontes no solo podem apresentar diferentes tamanhos e formatos. Entretanto qualquer que seja o tamanho dessa distribuição, pode-se imaginar que existe um raio limiar, r_{max} , de tal maneira que uma pessoa em pé não será atingida pela radiação que emerge da área $r > r_{max}$ (LEAL NETO et al., 2006).

A Figura 21 ilustra a geometria utilizada para gerar a função densidade de probabilidade (FDP) para distribuição de fontes que atingem o cilindro que envolve o fantoma.

Figura 21: Geometria especial utilizada para a contaminação da FDP da fonte DISK.



Na obtenção da FDP, inicialmente, foram sorteadas partículas onde a posição inicial foi definida pelo sistema de equações (30). E para cada posição inicial foi associado um vetor diretor com distribuição isotrópica, utilizando o sistema de equações (31).

$$\begin{aligned}
 R_{temp} &= R_{max} \sqrt{rand[0..1]} \\
 \theta &= 2 \cdot \pi \cdot rand[0..1] \\
 X_{IN} &= R_{temp} \cdot \cos(\theta) \\
 Y_{IN} &= R_{temp} \cdot \sin(\theta) \\
 Z_{IN} &= -A_{cilindro} / 2 \\
 \Delta\theta &= 2 \cdot \pi \cdot rand[0..1] \\
 \Delta\varphi &= \pi \cdot rand[0..1]
 \end{aligned} \tag{30}$$

$$\begin{aligned}
 U_{IN} &= \sin(\Delta\varphi) \cdot \cos(\Delta\theta) \\
 V_{IN} &= \sin(\Delta\varphi) \cdot \sin(\Delta\theta) \\
 W_{IN} &= \cos(\Delta\varphi)
 \end{aligned} \tag{31}$$

Foram sorteados aproximadamente 480 milhões de partículas para armazenar as informações de 10 milhões que atingiram alguma das faces do cilindro. Com base nestas informações foram geradas imagens da distribuição de partículas no solo que efetivamente atingiram o cilindro (Figura 22). Neste caso há um alta rejeição, todavia, este algoritmo é executado somente uma vez para gerar a FDP que será utilizada na simulação.

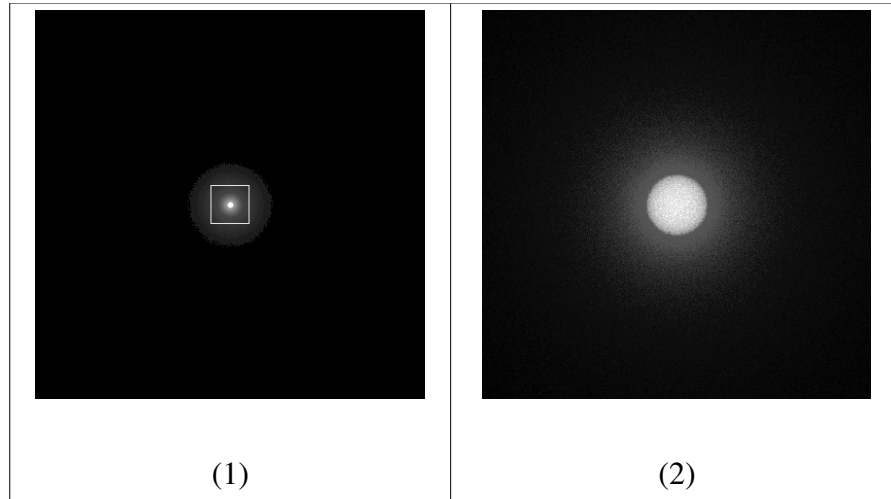


Figura 22: (1) Distribuição total de frequências dos fótons que atingem o fantoma, A seleção no centro da distribuição possui 4 m x 4 m; (2) imagem ampliada da seleção da imagem (1). O raio do círculo no centro do campo possui aproximadamente 30 cm.

A distribuição do ângulo θ que define a posição inicial do fóton é isotrópica, e a distribuição de probabilidades de uma partícula com posição definida pelo raio R_{temp} atingir o cilindro está representada graficamente na Figura 23. Os valores dos raios estão em escala logarítmica para melhor visualizar o comportamento da distribuição de probabilidade dos fótons.

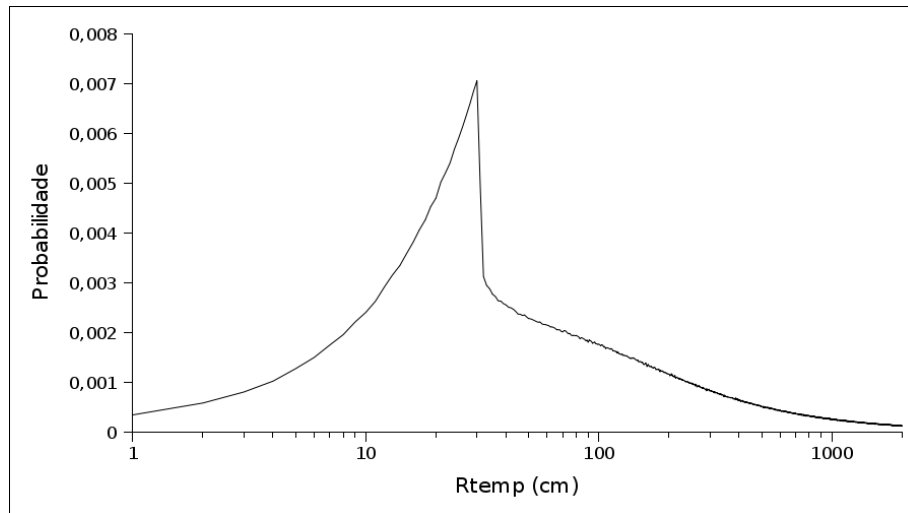


Figura 23: Distribuição de probabilidades de um fóton gerado interagir com o cilindro, em função do raio, R_{temp} , da partícula gerada.

Com base nos valores das probabilidades armazenados para intervalos de 10 cm em 10 cm foi gerado um vetor densidades de probabilidade (VDP). Dessa forma para

selecionar a posição inicial de simulação de um fóton, sorteia-se inicialmente um número aleatório $randD[0..1]$ que define a posição ri do fóton no VDP. O valor ri é utilizado para definir a posição inicial de simulação de tal forma que:

$$R_{temp} = (ri + 1) \cdot 10\text{cm} + 10\text{cm} \cdot rand[0..1] \quad (32)$$

Um teste lógico é utilizado para verificar se $R_{temp} \leq R_{cilindro}$ em caso afirmativo a distribuição é definida com base na equação (33).

$$R_{temp} = R_{cilindro} \cdot \sqrt{rand[0..1]} \quad (33)$$

O vetor diretor é selecionado de forma que os fótons sempre terão a direção do cilindro que envolve o fantoma.

O Kerma no ar é calculado considerando uma esfera de radio 10 cm, localizada a 1 m do solo, seguindo a mesma metodologia da fonte isotrópica 4PI.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

As doses equivalentes para os órgãos e tecidos mencionados na Tabela 1 foram calculadas com os códigos EGSnrc e o GEANT4 para 18 energias de fótons em keV: 10, 15, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 100, 150, 200, 300, 500, 1000, 3000, 6000, 10000. As simulações foram realizadas com *aproximação Kerma* e os resultados foram comprados graficamente utilizando o programa Gnumeric (2007).

As simulações no GEANT4 foram realizadas utilizando o pacote padrão para a física dos processos eletromagnéticos. Este pacote é válido para energias entre 1 keV e 1 TeV. No pacote padrão os modelos físicos assumem que os elétrons atômicos estão “quase livres” (a energia de ligação é desconsiderada exceto para o efeito fotoelétrico), e o núcleo atômico considerado fixo (não é considerado o momento de recuo) (ALLISON et al., 2007).

No EGSnrc a energia de ligação para os elétrons para efeito Compton foi desabilitada para os modelos físicos corresponderem ao pacote padrão do GEANT4.

Os cálculos do GEANT4 foram realizados num computador com processador *Core 2 Duo* 6600 – 2.4 GHz, equipado com 1 Gb de memória RAM e sistema operacional *Ubuntu Linux*. Foi utilizada a versão 9.0 do GEANT4.

Para os cálculos no EGSnrc, foi utilizada a versão V4-r2-2-3 (KAWRAKOW, 2006) do código, e os resultados foram realizados num computador com processador INTEL Pentium 4 – 2 GHz, com 1 Gb de memória RAM e sistema operacional *Windows 2000*.

4.1 Desempenho dos acoplamentos

Uma preocupação recorrente nos aplicativos que utilizam fantasmas tomográficos no GEANT4 é o tempo de simulação e a memória computacional consumida. Em virtude disso, novas classes foram introduzidas no GEANT4 nas últimas versões do código, e artigos foram publicados evidenciando formas de otimizar o acoplamento e aumentar a velocidade de simulação das partículas.

Para avaliar o comportamento da memória computacional e o tempo consumido os fantasmas FAX06 e MAX06 foram acoplados aos aplicativos FanTomPV, FanTomPVOti e FanTomNPV. As comparações entre os aplicativos foram realizadas para as fontes paralela AP e ROT.

A memória requerida para o aplicativo FanTomPV foi maior que 1,6 Gb. Devido a este consumo não foi possível executar a simulação com a memória disponível no computador utilizado neste trabalho. Os aplicativos FanTomPVOti e FanTomNPV necessitaram, respectivamente de 200 Mb e 170 Mb de memória e as velocidades de simulação, expressas em número de histórias por hora, estão representadas graficamente nas Figuras 24 e 25, juntamente com as velocidades de simulação do EGSnrc para a mesma geometria de fonte.

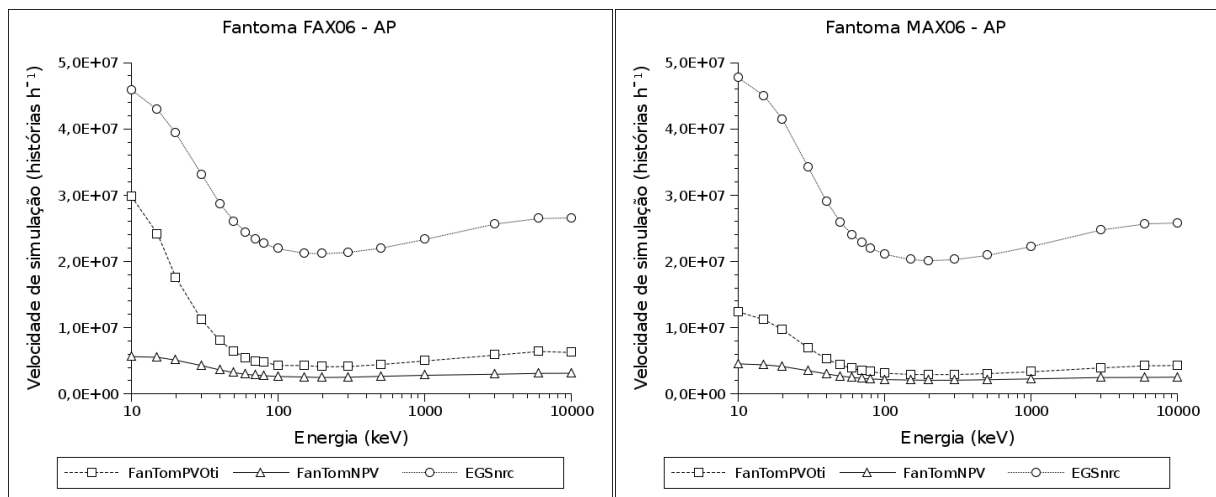


Figura 24: Velocidade de simulação para os modelos computacionais com os fantasmas FAX06 e MAX06 e os aplicativos FanTomNPV e FanTomPVOti do GEANT4, e para o modelo do EGSnrc. Fonte paralela AP.

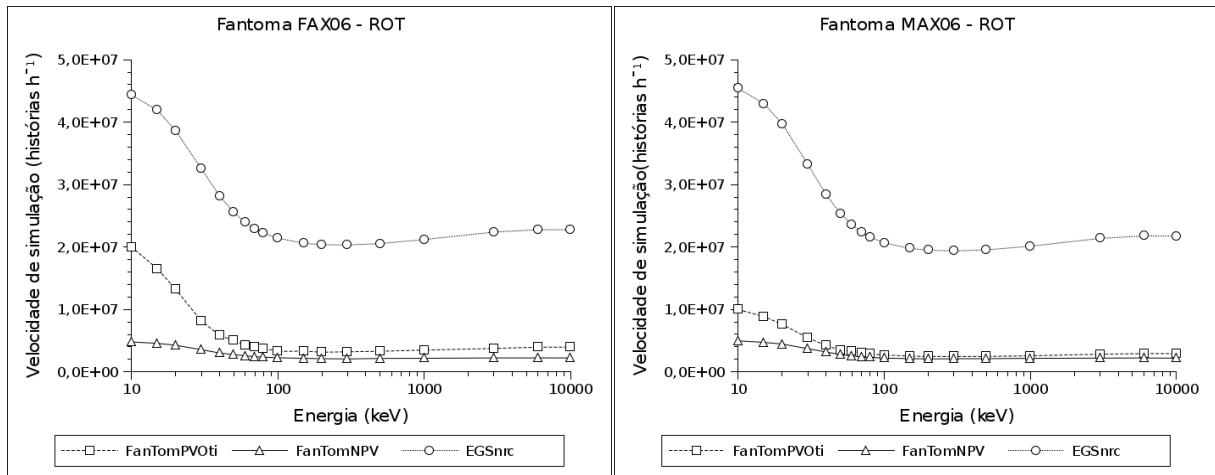


Figura 25: Velocidade de simulação para os modelos computacionais com os fantasmas FAX06 e MAX06 e os aplicativos FanTomNPV e FanTomPVOTi do GEANT4, e para o modelo do EGSnrc. Fonte paralela ROT.

A velocidade de simulação diminui com aumento da energia até a energia de 200 keV, tornando-se praticamente constante após esta energia. Isto ocorre porque os fótons de baixa energia “morrem rápido”, pois interagem principalmente por efeito fotoelétrico nos primeiros volumes dos fantasmas. Com o aumento da energia aumenta a probabilidade do efeito Compton, e com isto mais interações ocorrem antes do fóton perder toda a sua energia, ou seja, para energias mais altas o algoritmo de transporte gasta mais tempo por história porque o fóton “sobrevive” mais tempo. Entretanto, também existe um aumento na probabilidade do fóton atravessar o fantoma sem perder toda sua energia, por esta razão pode haver um pequeno aumento na velocidade quando a energia dos fótons se aproxima de 10 MeV.

No aplicativo FanTomPVOTi os fantasmas foram acoplados compactados ao código GEANT4, utilizando uma classe derivada da classe base G4VPVParameterisation, conforme descrito na subseção 3.1.2. Para os acoplamentos dos fantasmas FAX06 e MAX06 foram utilizados, respectivamente, 3,7 milhões de volumes parametrizados e 5,4 milhões de volumes parametrizados. Esta diferença de volumes é resultado de compactações diferentes e isto reflete nas velocidades de simulação, que são geralmente 10% mais altas para o fantoma FAX06 para energias maiores que 100 keV.

No aplicativo FanTomNPV o fantoma foi acoplado juntamente com os voxels de vácuo utilizando uma classe derivada da classe base G4VNestedParameterisation, conforme descrito na subseção 3.1.2. Todavia, nesse último aplicativo somente são parametrizados 222 volumes, que representa o número de voxels da direção y (número de linhas). Por isto o consumo de memória menor. Neste acoplamento as diferenças nos tempos de simulação entre os fantasmas é geralmente menor que 5%.

As diferenças nas velocidades de simulação, entre as fontes AP e ROT, são maiores para o aplicativo FanTomPVOTi. Isso ocorre porque os volumes que descrevem o fantoma foram agrupados para formar paralelepípedos cujas arestas são, geralmente, maiores ao longo da coordenada y, assim o método *LevelLocate*, que localiza os volumes próximos ao volume de interação, é acionado um número menor de vezes quando o fóton se propaga nas direções AP e PA.

Acima de 100 keV as diferenças de velocidades de simulação entre os modelos do GEANT4 são de 1,6 vezes para o fantoma FAX06 e 1,2 vezes para o fantoma MAX06. Isto é uma evidência de que a nova classe, G4VNestedParameterisation, para a construção de volumes parametrizados, apresenta um desempenho superior à classe G4PVParameterisation. Apesar do aplicativo FanTomPVOTi ter uma velocidade maior, o número de volumes acoplados correspondem apenas a 3% do número total de volumes no aplicativo FanTomNPV. As diferenças em comparação com o modelo do EGSnrc são em torno de 6 vezes em comparação com o aplicativo FanTomPVOTi e 9 vezes em relação ao aplicativo FanTomNPV.

Os resultados dos CCs para a dose na pele, calculados pelos diferentes modelos utilizando o fantoma FAX06, estão apresentados de forma gráfica na Figura 26. Os aplicativos do GEANT4 apresentaram valores com diferenças sempre menores que 1%, e comportamento semelhante ao modelo do EGSnrc. Para os outros órgãos e tecidos as diferenças entre os modelos do GEANT4 apresentaram variações menores que a soma de seus erros combinados e menores que 1%.

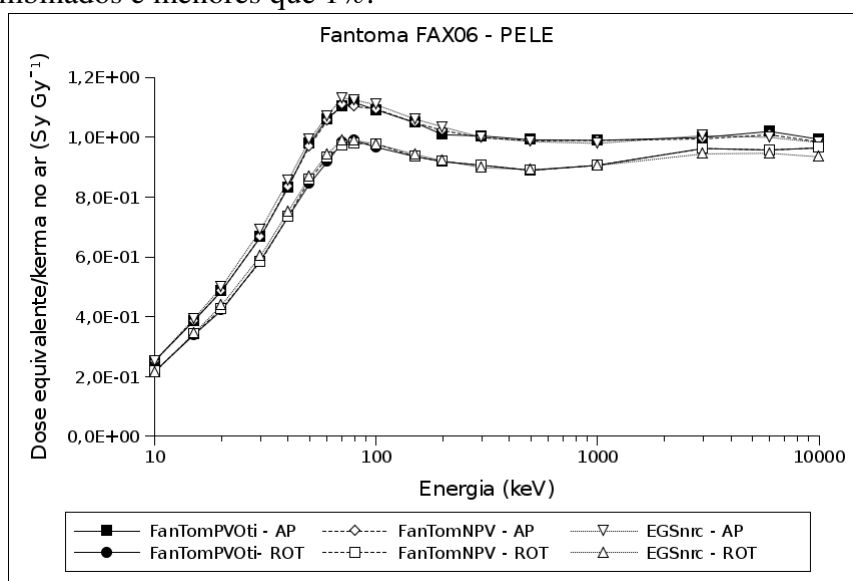


Figura 26: CCs para pele do fantoma FAX06, calculados pelos modelos do GEANT4 e EGSnrc. Fontes paralela AP e paralela ROT.

As comparações dos CCs para os outros órgãos entre o EGSnrc e GEANT4, apresentadas no próximo capítulo, foram realizadas utilizando os aplicativos FanTomNPV e FanTomPVOti, pois não apresentam variâncias significativas entre seus resultados.

4.2 Coeficientes de conversão para exposições ocupacionais e ambientais

Fontes com fótons unidirecionais, rotacionais e isotrópicas, para exposições de corpo inteiro são freqüentes em simulações de proteção radiológica. Para estas situações coeficientes de conversão da razão dose equivalente por Kerma no ar, em uma localização específica, são os mais empregados.

Utilizando os aplicativos desenvolvidos no código Monte Carlo GEANT4 e os fantasmas tomográficos MAX06 e FAX06, foram construídos os modelos computacionais de exposição MAX06/GEANT4 e FAX06/GEANT4.

Coeficientes de conversão entre dose equivalente em órgãos e tecidos mencionados na Tabela 1 e Kerma no ar, foram calculados usando os modelos computacionais MAX06/GEANT4 e FAX06/GEANT4 para campos de corpo inteiro, para fótons emergentes de fontes paralelas unidirecionais, rotacionais e isotrópicas. Os resultados dos cálculos com estes modelos foram comparados com os modelos computacionais MAX06/EGSnrc e FAX06/EGSnrc. Os cálculos foram realizados para fótons externos com energias entre 10 keV até 10 MeV. Nesses cálculos a energia de corte para elétrons foi de 10 MeV e para fótons 2 keV. Para as exposições unidirecionais foram usadas 10^7 histórias e 2×10^7 para as fontes rotacionais e isotrópicas nos cálculos com os códigos EGSnrc e GEANT4.

A dose efetiva foi calculada com os dois códigos como valor médio das contribuições de cada fantoma, conforme equação mostrada no final da subseção 2.1.4.

4.2.1 Coeficientes de conversão para fontes paralelas

4.2.1.1 Fonte paralela anterior-posterior

Os CCs da dose efetiva normalizada por Kerma no ar, calculados com os modelos do GEANT4 e EGSnrc para a fonte paralela AP, estão representados na Figura 27. As variâncias observadas entre os resultados foram menores que a soma dos erros estatísticos combinados para praticamente todas as energias, com exceção da energia de 20 keV.

Contudo, todas as variações foram menores ou iguais a 2%, denotando uma concordância satisfatória entre os códigos.

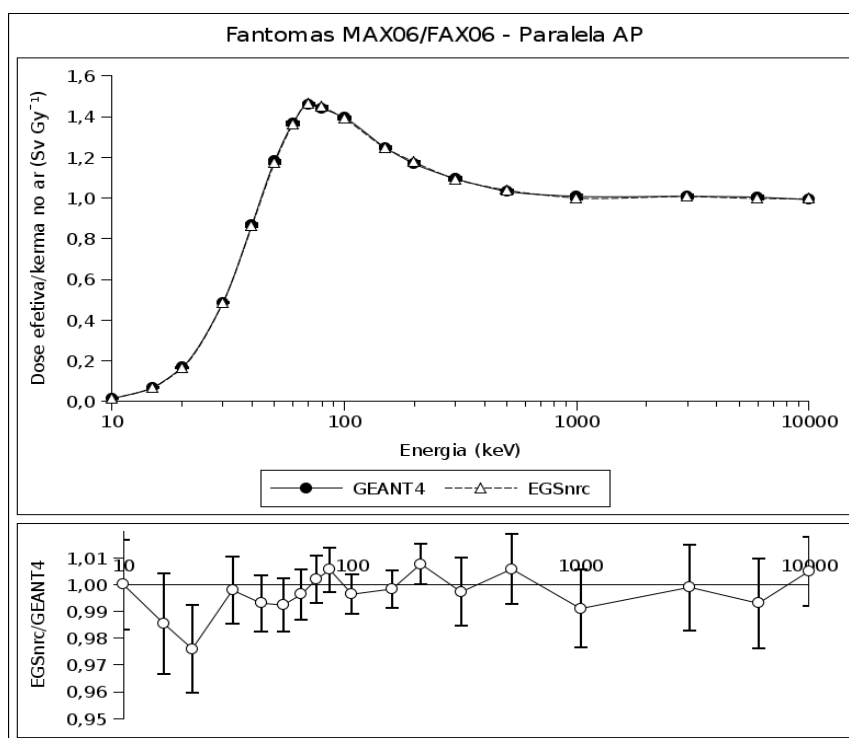


Figura 27: CCs da dose efetiva para a fonte paralela AP, calculados pelos modelos do GEANT4 e EGSnrc. A parte inferior da figura mostra as variações dos resultados com os erros estatísticos combinados.

Para a dose equivalente nos órgãos individuais, as maiores diferenças foram observadas para as energias entre 10 keV e 30 keV, como pode ser observado nos valores para os CCs do cólon na Figura 28. Praticamente todos os resultados do GEANT4 apresentaram CCs maiores ou iguais nesta faixa de energias, a exceção foram os CCs dose equivalente calculados para a pele como pode ser visto nos gráficos da Figura 29. Todavia, estas variações foram menores que 4%, e denotam uma boa concordância entre os resultados.

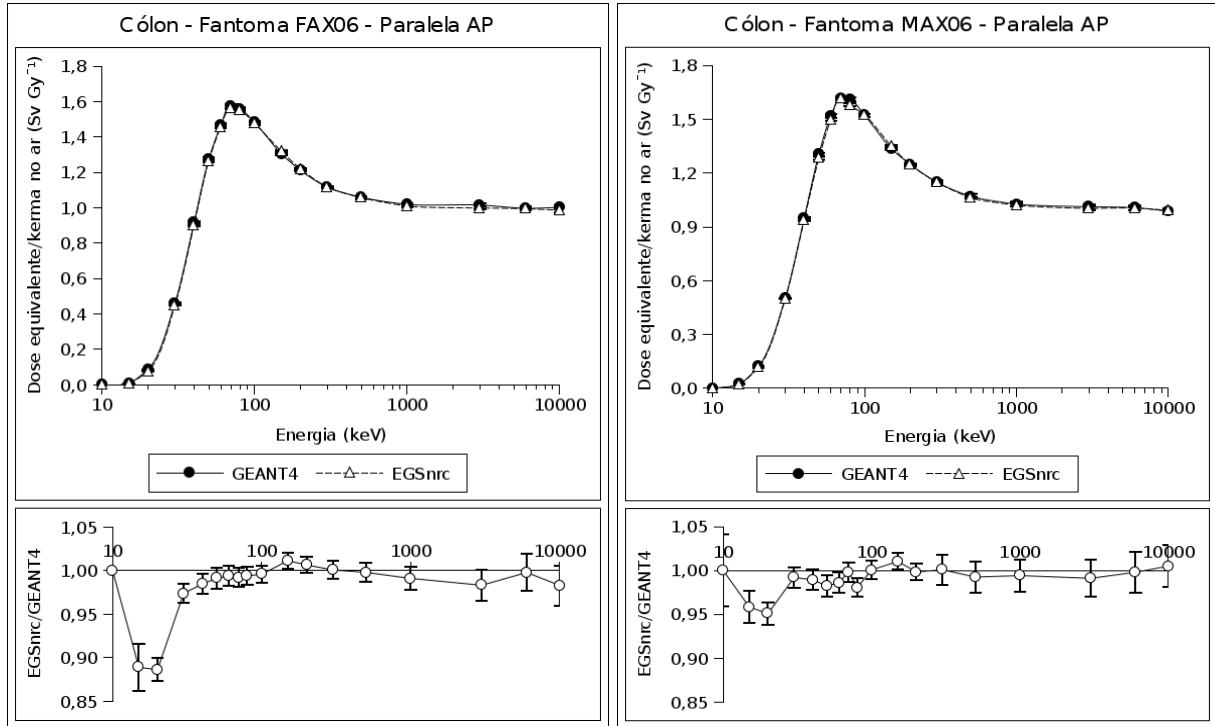


Figura 28: CCs da dose equivalente no cólon nos fantasmas FAX06 e MAX06 – Fonte paralela AP, códigos GEANT4 e EGSnrc. A parte inferior da figura mostra as variações dos resultados com os erros estatísticos combinados.

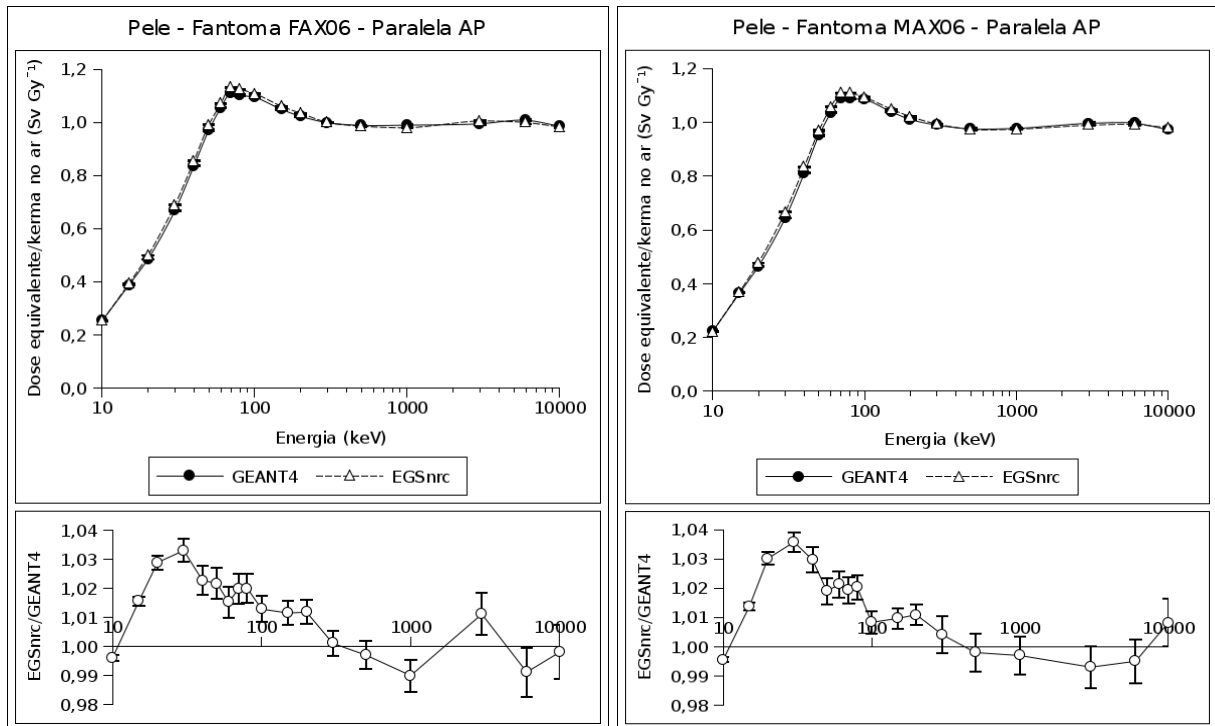


Figura 29: CCs para dose equivalente da pele nos fantasmas FAX06 e MAX06 – Fonte paralela AP, códigos GEANT4 e EGSnrc. A parte inferior da figura mostra as variações dos resultados com os erros estatísticos combinados.

4.2.1.2 Fonte paralela posterior-anterior

A Figura 30 apresenta os CCs da dose efetiva normalizada por Kerma no ar, para os modelos do GEANT4 e EGSnrc, calculados para a fonte paralela PA. As variâncias observadas entre os resultados foram menores que a soma dos erros estatísticos combinados para as energias maiores que 40 keV. Acima dessa energia, a concordância entre os valores foram satisfatórias, com variações menores que 2%.

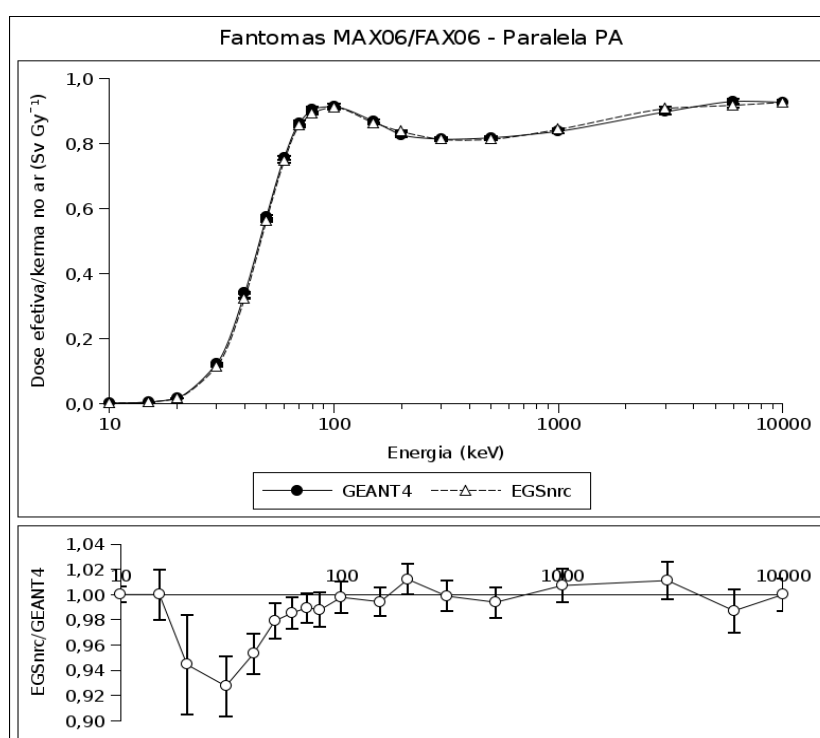


Figura 30: CCs da dose efetiva para a fonte paralela PA, calculados pelos modelos do GEANT4 e EGSnrc. A parte inferior da figura mostra as variações dos resultados com os erros estatísticos combinados.

Os CCs para as doses equivalentes calculados pelo GEANT4 apresentaram resultados com variações acima de 2% para as energias menores que 50 keV. A fonte PA é a que apresenta as maiores doses na medula óssea vermelha, porque ossos com alta quantidade de medula óssea (pélvis, espinha, escápula) encontram-se na parte posterior do corpo, e como pode ser notado na Figura 31, as variâncias encontradas entre os códigos GEANT4 e EGSnrc, foram pequenas, isso é uma evidência de que o método 3CF está implementado corretamente.

Os valores dos CCs para o pulmão, também evidenciados na Figura 31, apresentam uma variação maior que 15% entre os códigos. Porém, neste tipo de incidência, a blindagem natural do esqueleto é mais eficiente do que na fonte AP. Isto reduz a dose no pulmão e, em consequência, aumenta os erros estatísticos associados e as variâncias entre os códigos, principalmente para as energias menores que 50 keV.

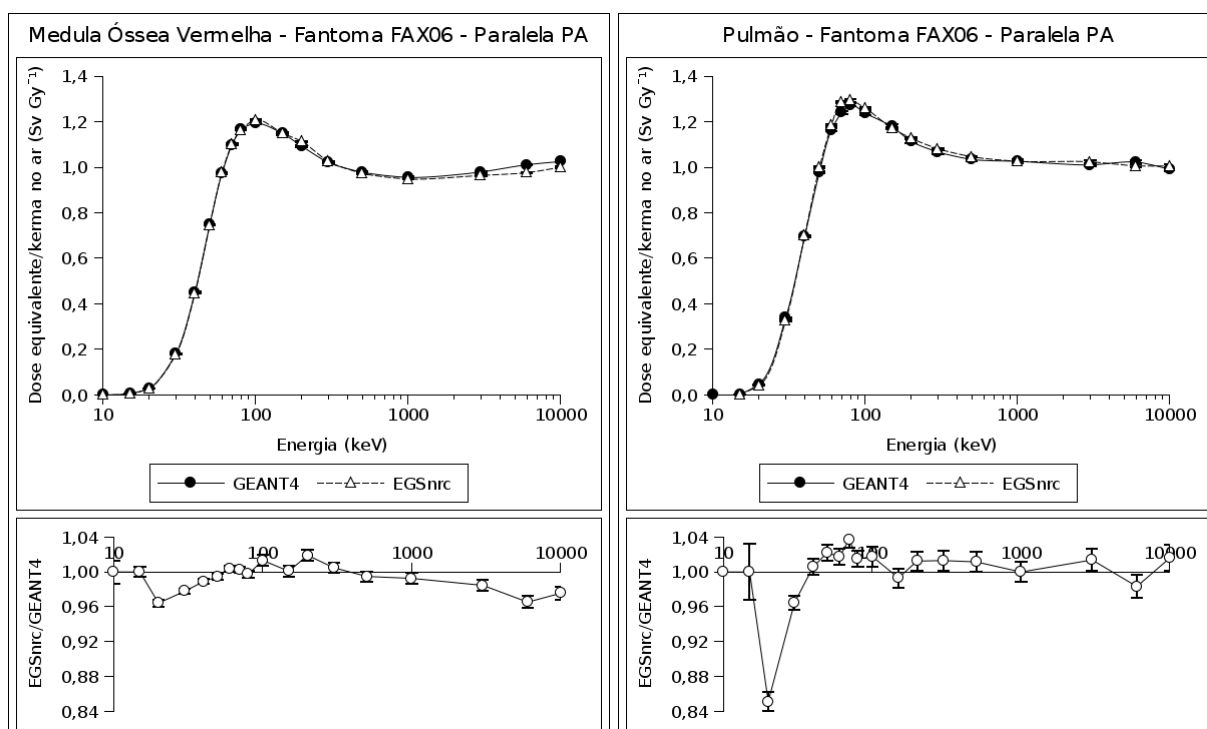


Figura 31: CCs para dose equivalente da medula óssea vermelha e pulmão no fantoma FAX06 – Fonte paralela PA, códigos GEANT4 e EGSnrc. A parte inferior da figura mostra as variações dos resultados com os erros estatísticos combinados.

4.2.1.3 Fonte paralela rotacional

Os CCs para a dose equivalente calculados com os modelos do GEANT4 e EGSnrc para a fonte paralela ROT estão apresentados na Figura 32. As variações encontradas nessa fonte foram inferiores a 2% para todas as energias.

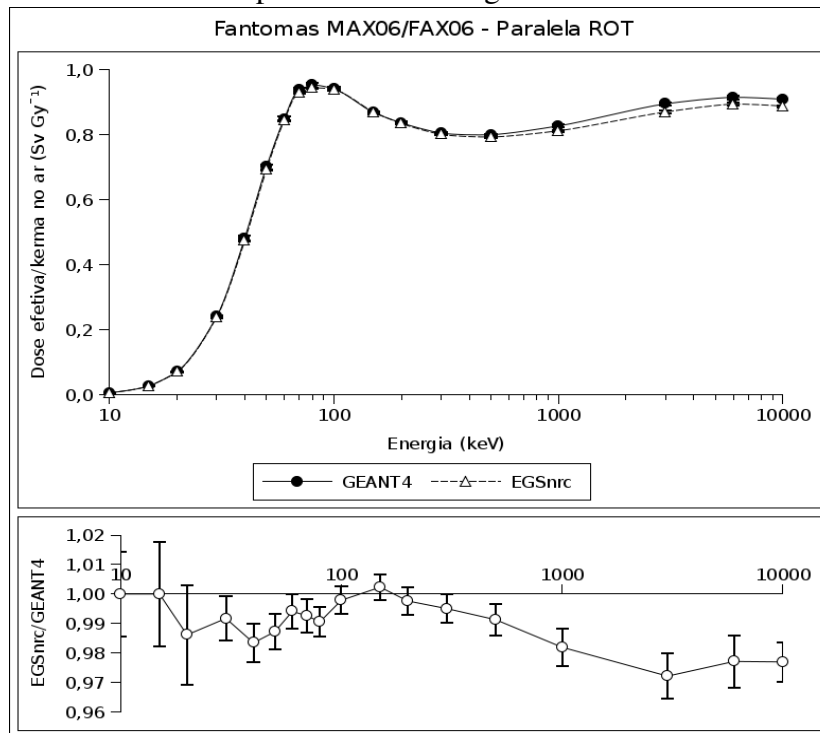


Figura 32: CCs da dose efetiva para a fonte paralela ROT, calculados pelos modelos do GEANT4 e EGSnrc. A parte inferior da figura mostra as variações dos resultados com os erros estatísticos combinados.

Apesar da dose equivalente entre os códigos possuir variâncias em torno de 2%, os algoritmos implementados no EGSnrc e GEANT4 são completamente diferentes e apresentam variações na distribuição de fótons. Na construção da fonte no EGSnrc os ângulos azimutais

(θ) são selecionados com base em uma distribuição de probabilidades, enquanto no GEANT4 a seleção é homogênea. Estas diferenças no sorteio dos ângulos podem ser vista na Figura 33. Os valores do EGSnrc são selecionados dessa forma, pois só são simulados aqueles fótons que efetivamente colidem com uma das faces do fantoma, enquanto no GEANT4 são simulados todos os fótons que colidem num cilindro definido ao redor do fantoma, estas distribuições no ponto de entrada dos fótons estão evidenciadas na Figura 7. No GEANT4,

como a dimensão horizontal do campo é menor que o diâmetro do cilindro, todos os fótons são simulados, inclusive os que não contribuem efetivamente para a dose no fantoma.

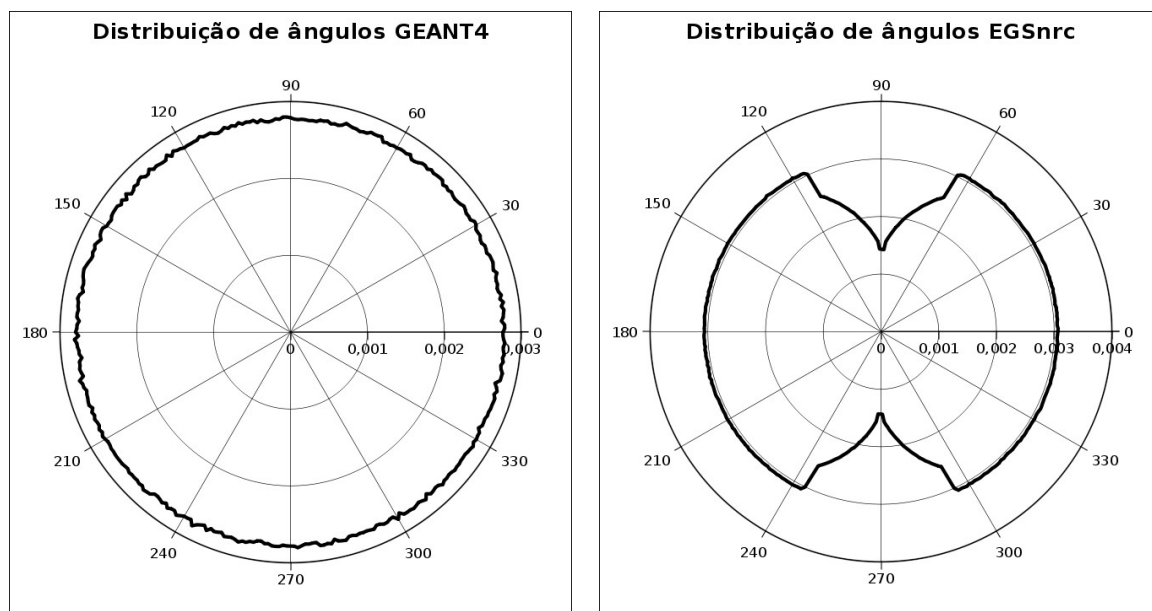


Figura 33: Distribuição de ângulos nas fontes rotacionais implementadas no GEANT4 e EGSnrc (GNUMERIC, 2007).

Estas diferenças na construção das fontes causaram variâncias sistemáticas nos cálculos dos CCs para alguns órgãos, como nos casos da pele e cérebro evidenciados nas Figuras 34 e 35.

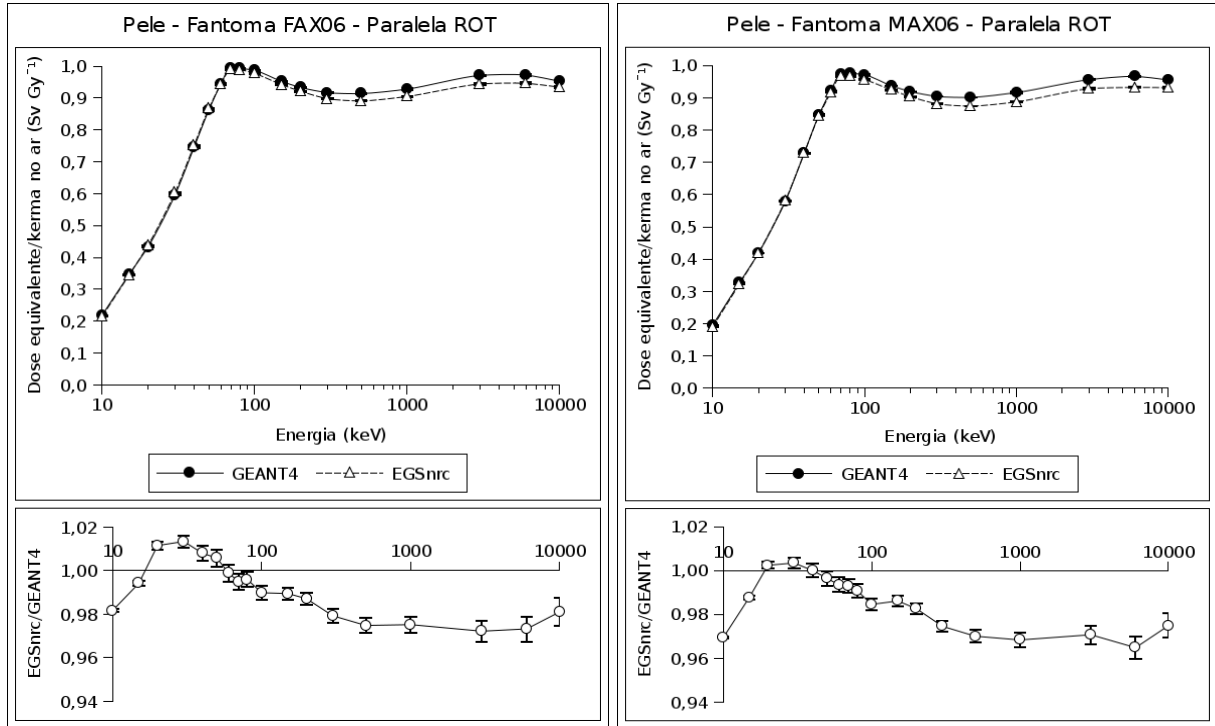


Figura 34: CCs para dose equivalente da pele nos fantasmas FAX06 e MAX06 – Fonte paralela ROT, códigos GEANT4 e EGSnrc. A parte inferior da figura mostra as variações dos resultados com os erros estatísticos combinados.

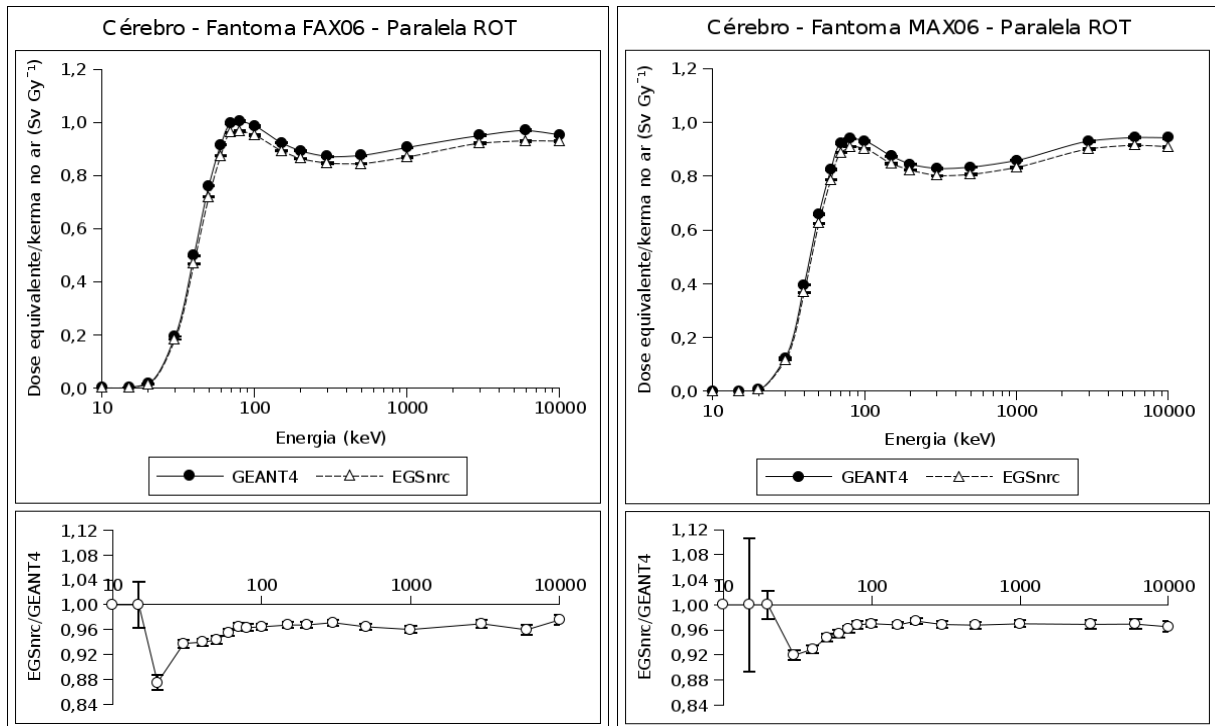


Figura 35: CCs para dose equivalente do cérebro nos fantasmas FAX06 e MAX06 – Fonte paralela ROT, códigos GEANT4 e EGSnrc. A parte inferior da figura mostra as variações dos resultados com os erros estatísticos combinados.

4.2.2 Coeficientes de conversão para fontes isotrópicas

4.2.2.1 Nuvem radioativa no semi-espço superior

A fonte isotrópica 2PI é uma adaptação do algoritmo em MORTRAN desenvolvido por Vieira (2004) para o código EGSnrc. Esta adaptação foi realizada para que os resultados fossem os mais próximos possíveis dos gerados pelo EGSnrc. Na Figura 36 estão representados os CCs da dose efetiva calculadas pelos códigos GEANT4 e EGSnrc. As variações encontradas entre os códigos foram satisfatórias para todas as energias.

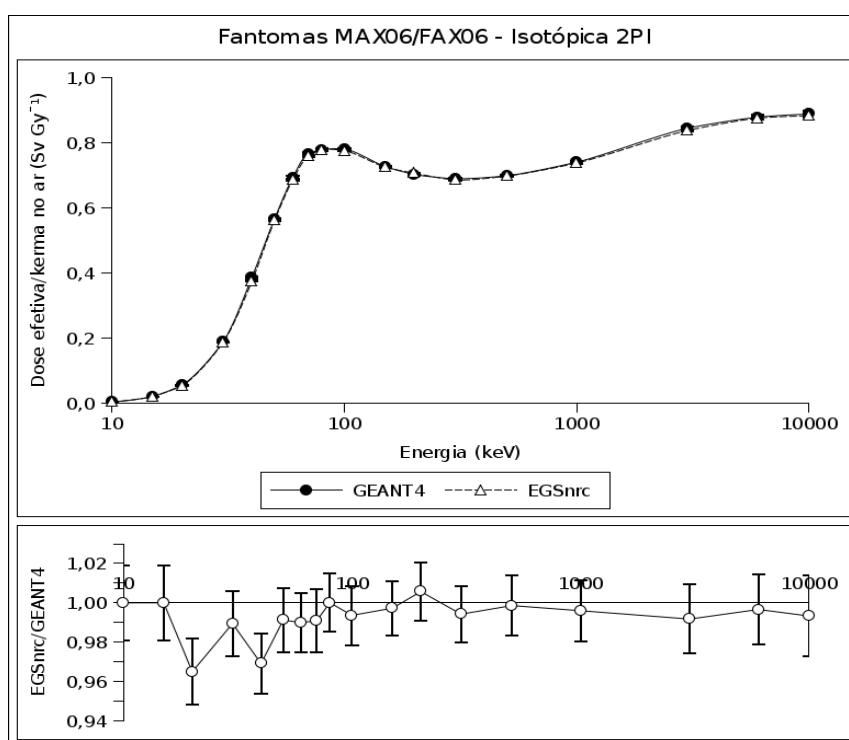


Figura 36: Os CCs da dose efetiva para a fonte isotrópica 2PI, calculados pelos modelos do GEANT4 e EGSnrc. A parte inferior da figura mostra as variações dos resultados com os erros estatísticos combinados.

Os resultados para as doses equivalentes no pulmão, estômago, mamas e pele, para o fantomas FAX06 estão dispostos nas Figuras 37 e 38, respectivamente. As variações foram inferiores a 10% e satisfatórias para a maioria das energias, com variações menores que 2%.

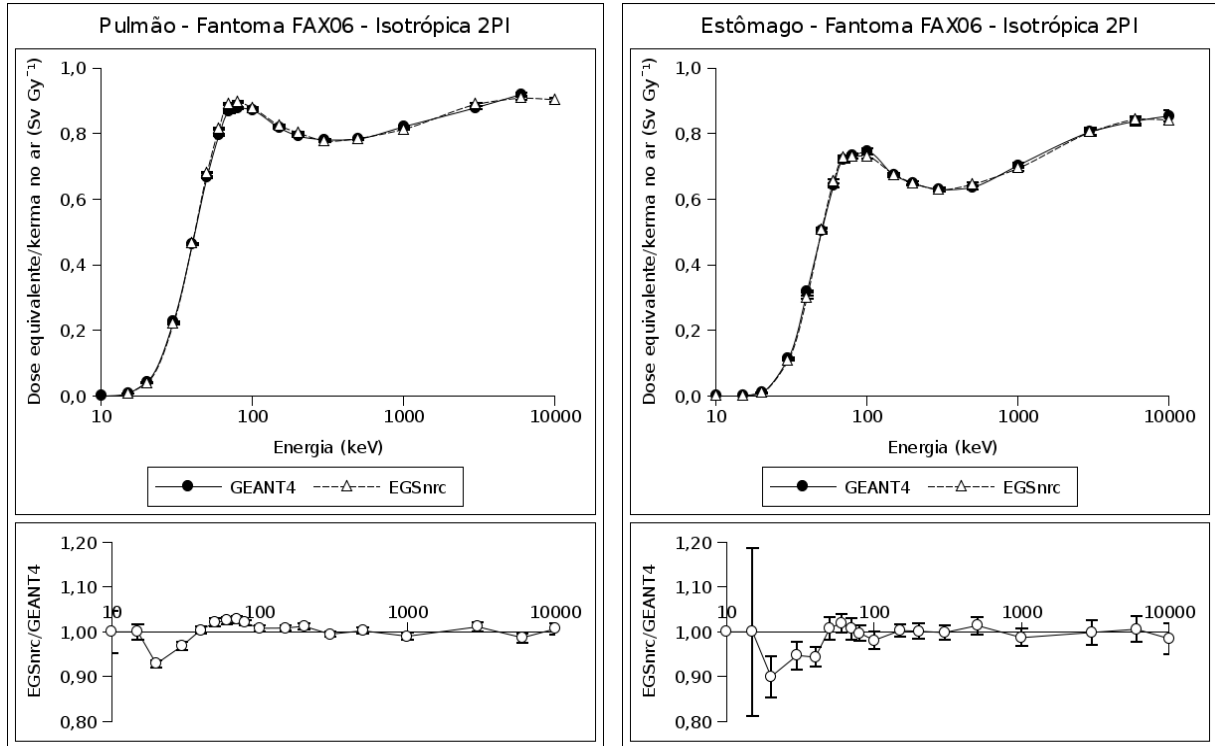


Figura 37: CCs da dose equivalente do pulmão e estômago para o fantoma FAX06 – Fonte isotrópica 2PI, códigos GEANT4 e EGSnrc. A parte inferior da figura mostra as variações dos resultados com os erros estatísticos combinados.

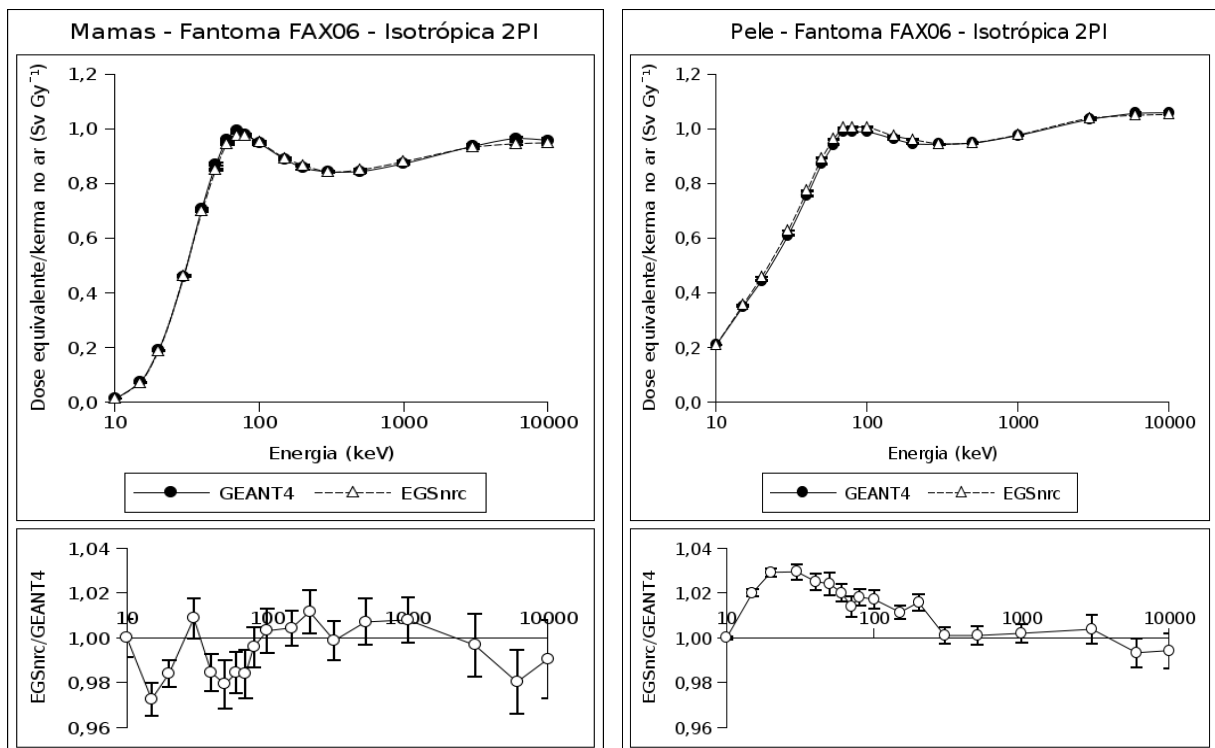


Figura 38: CCs da dose equivalente para as mamas e a pele do fantoma FAX06 – Fonte isotrópica 2PI, códigos GEANT4 e EGSnrc. A parte inferior da figura mostra as variações dos resultados com os erros estatísticos combinados.

4.2.2.2 Fonte radioativa no solo

As fontes radioativas no solo nos códigos EGSnrc e GEANT4 utilizam diferentes funções densidades de probabilidade (FDP). A FDP utilizada no EGSnrc foi gerada com base na metodologia descrita por Leal Neto e colaboradores (2006). Essa função foi definida para os raios compreendidos no intervalo entre o raio do cilindro ($r_{cilindro}$) e o raio da fonte radiativa no solo (r_{max}), e em baixo do cilindro foi considerada uma distribuição homogênea. Sendo que, a probabilidade de um fóton surgir em baixo do cilindro, $r_{temp} < r_{cilindro}$, é definida como a razão entre o raio do cilindro e raio da fonte $PROB_{base} = r_{cilindro} / r_{max}$. Contudo, no GEANT4, conforme descrito na subseção 3.2.3.3, a FDP foi definida para o intervalo de raios entre 0 e r_{max} , e os valores dessa função foram armazenados num vetor (VDP), para realizar o sorteio que define o raio inicial da partícula r_{temp} .

Devido a estas diferentes descrições da fonte, os valores dos CCs da dose efetiva para a fonte radioativa no solo (isotrópica DISK), calculados pelos modelos do GEANT4 e EGSnrc, apresentaram comportamentos diferentes, conforme pode ser observado na Figura 39. Embora estas variações sejam inferiores a 8%, elas não refletem as diferentes distribuições de dose equivalente nos órgãos.

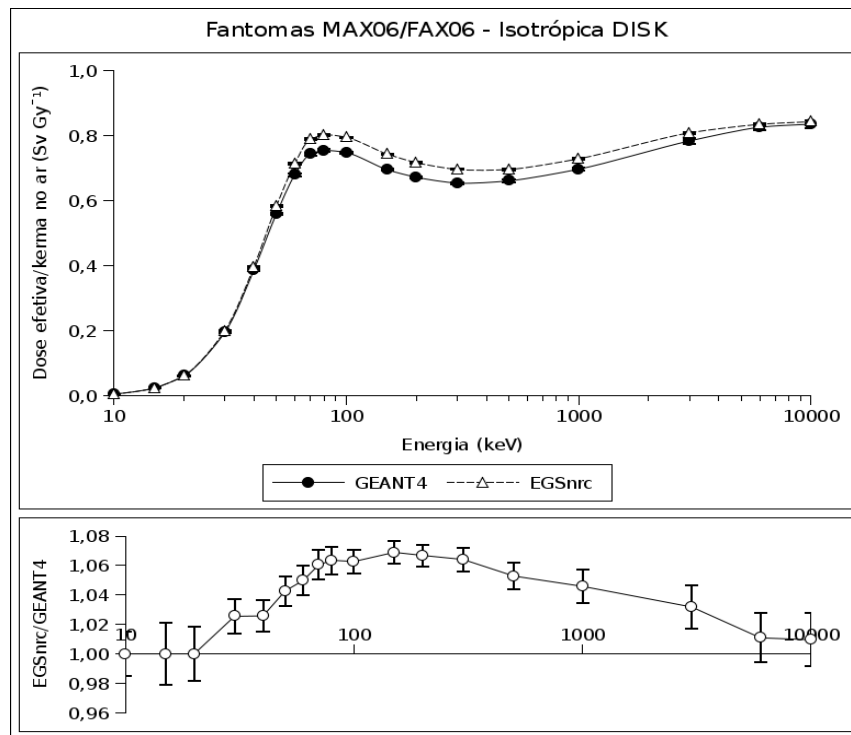


Figura 39: Os CCs da dose efetiva para a fonte isotrópica DISK, calculados pelos modelos do GEANT4 e EGSnrc. A parte inferior da figura mostra as variações dos resultados com os erros estatísticos combinados.

Na figura Figura 40 estão representados os CCs da dose equivalente para o cérebro e a pele, onde se podem observar comportamentos semelhantes, mas com variações sistemáticas resultantes das diferentes descrições.

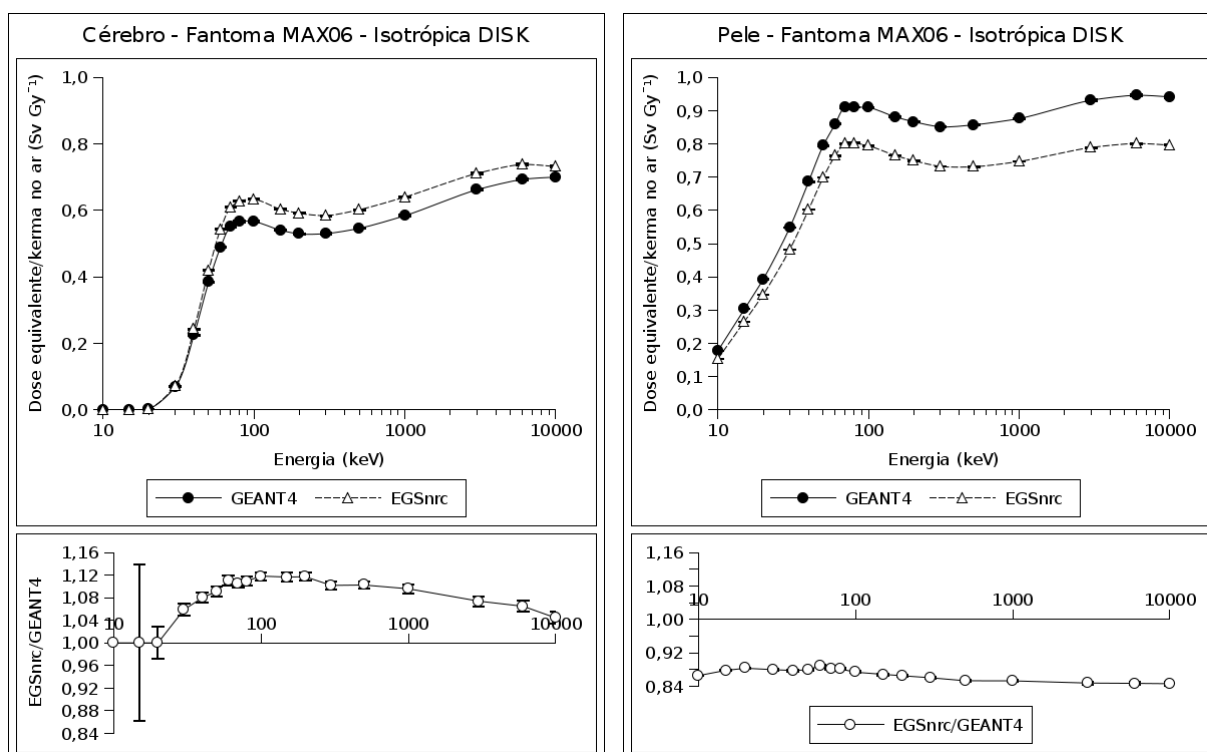


Figura 40: CCs da dose equivalente o cérebro e a pele do fantoma MAX06 – Fonte isotrópica DISK, códigos GEANT4 e EGSnrc. A parte inferior da figura mostra as variações dos resultados com os erros estatísticos combinados.

5 CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS

Neste trabalho foram desenvolvidos aplicativos para o acoplamento de fantasmas tomográficos no GEANT4 utilizando volumes parametrizados. Foram testadas três metodologias encontradas em literatura, sendo que para uma das metodologias, usada no aplicativo FanTomPV, a memória requerida foi maior que a disponível no computador, tornando inexecutável o aplicativo. Os aplicativos FanTomPVOti, onde o fantoma é acoplado compactado, e o aplicativo FanTomNPV, que utiliza uma das classes mais recentes para parametrização do volumes, apresentaram desempenhos semelhantes e CCs idênticos, e ambos os aplicativos, foram utilizados para os cálculos apresentados na subseção 4.2.

As comparações entre as velocidades de simulação dos modelos do GEANT4 e EGSnrc para o fantoma FAX06, evidenciaram que o código EGSnrc é em média 9 vezes mais rápido do que o acoplamento FanTomNPV e 6 vezes mais rápido que o acoplamento FanTomPVOti. Todavia, neste trabalho foi utilizada aproximação Kerma e, portanto, estas diferenças podem ser diferentes quando incluído o transporte dos elétrons secundários. Porém, esta desvantagem no tempo de processamento do GEANT4 é compensada com a possibilidade de simular o transporte de outras partículas, além de fótons e elétrons, que não são possíveis de serem simulados nos modelos computacionais do EGSnrc.

As variações encontradas para os CCs da dose efetiva foram geralmente satisfatórias para todas as energias a única exceção encontrada foi a fonte isotrópica DISK. Entretanto, as metodologias empregadas, nos códigos EGSnrc e GEANT4, na construção da fonte isotrópica DISK foram diferentes, e as variações encontradas foram um reflexo das diferentes metodologias.

Os resultados dos cálculos dos CCs da dose equivalente entre os modelos do GEANT4 e EGSnrc, apresentaram variações inferiores a 2% para a maioria dos órgãos, em praticamente todas as fontes simuladas, com exceção da fonte paralela ROT e isotrópica DISK. As maiores diferenças entre os GEANT4 e EGSnrc foram encontradas para energias menores que 30 keV, onde os cálculos do GEANT4 apresentaram CCs maiores para maioria dos órgãos e tecidos. Sendo que as variações encontradas nos CCs da pele no GEANT4 foram menores no mesmo intervalo de energias.

Neste trabalho foi utilizada a biblioteca padrão para processos eletromagnéticos no GEANT4. Para que a física do EGSnrc correspondesse aos modelos físicos desse pacote a energia de ligação dos elétrons foi desabilitada para o efeito Compton. Estas escolhas influenciaram nas variações dos códigos, principalmente para baixas energias, onde foram encontradas as maiores diferenças. Todavia, o GENT4 possui um pacote para baixas energias que pode produzir variâncias menores entre os códigos. Este pacote não foi utilizado pois aumenta o tempo de simulação em torno de três vezes. Além disso, buscou-se com este trabalho validar os modelos computacionais do GEANT4 e não, propriamente, produzir valores de CCs para serem utilizados em radioproteção.

Durante a realização desse trabalho, para a avaliação dos acoplamentos dos fantasmas no GEANT4, foram realizadas simulações para 180 geometrias de irradiação com os códigos GEANT4 e EGSnrc. Considerando as comparações realizadas na subseção 4.2, cujos resultados dos cálculos com os modelos computacionais do GEANT4 apresentaram boa concordância com os modelos do EGSnrc, pode-se concluir que os fantasmas MAX06 e FAX06 foram acoplados corretamente ao código GEANT4.

Os algoritmos das fontes do EGSnrc e GEANT4 serão harmonizados num projeto futuro, onde se pretende incluir a dosimetria nos tecidos moles do esqueleto utilizando o método das micro matrizes desenvolvido por Kramer e colaboradores (2006a) para a aplicações dos modelos do GEANT4 para outras partículas além de fótons, que podem incluir prótons, nêutrons e alfas.

Por fim, o algoritmo de otimização, que reduz as quantidades de volumes dos fantasmas em 97%, pode ser implementado em outros códigos como o MCNP e EGSnrc que não possuem volumes parametrizados. Estes acoplamentos também podem ser objeto de estudos de trabalhos futuros.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALLISON, J.; AMAKO, K.; APOSTOLAKIS, J.; et al.. GEANT4 Developments and Applications. **IEEE Transactions on Nuclear Science**, v. 53, n. 1, p. 270-278, 2006.
- ASAI, M.. Geometry IV. **SLAC Geant4 Tutorial 07**, SLAC - Redwood Room, 14-18 mai, <http://geant4.slac.stanford.edu/SLACTutorial07>, 2007.
- BIELAJEW, A. F.. **Fundamentals of the Monte Carlo method for neutral and charged particle transport**. University of Michigan. Michigan: Ann arbor, 2001.
- BOOTH, T. E.; HUGHES, H. G.; ZUKAITIS, A.; et al.. **MCNP — A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5: Overview and Theory**. v. 1, 2005.
- BUFFON, G. L.. "Essai d'arithmétique morale." Histoire naturelle, générale et particulière, Supplément 4, p. 46-123, 1777.
- CAON, M.; BIBBO, G.; PATTISON, J.. A comparison of radiation dose measured in CT dosimetry phantoms with calculations using EGS4 and voxel-based computational models. **Phys. Med. Biol.**, v. 42, p. 219–29, 1997.
- 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.**, v. 44, p. 2213–25, 1999.
- CAON, M.. Voxel-based computational models of real human anatomy: a review. **Radiat Environ Biophys.** v. 42, p. 229–235, 2004.
- CARRIER, J.F.; ARCHAMBAULT, L.; BEAULIEU, L.; ROY, R.. Validation of GEANT4, an object-oriented Monte Carlo toolkit, for simulations in medical physics. **Med. Phys.**, v. 31, n. 3, p. 484-92, 2004.
- CASSOLA, V. F.; HOFF, G.; STRECK, E. E.. Desenvolvimento de Modelo Matemático Antropomórfico Virtual de Cabeça para Utilização em Simulação Computacional de Dosimetria. In: **Anais do IX Congresso Brasileiro de Física Médica**, Porto Alegre, 2004.
- CASSOLA, V. F.; KRAMER, R.; LIRA, C. A. B. O.. Cálculos de coeficientes de conversão entre doses absorvidas em órgãos do fantoma MAX e Kerma no ar para exposição com fótons

externos: um comparativo entre os programas EGS4 e GEANT4. In.: **CD Semana Nacional de Ciência e Tecnologia**, Recife, 2006a.

CASSOLA, V. F.; HOFF, G.. Simulação da rotina do exame de seios da face utilizando, modelo voxel de cabeça e o programa GEANT4. In: **XI Congresso Brasileiro de Física Médica**, Ribeirão Preto, 2006b.

CASSOLA, V. F.; HOFF, G.. SU-FF-I-40: Evaluation of Different Ways to Describe An X-Ray Spectrum and the Implications in the Absorbed Energy in a Head Voxel Model. In: **48th Annual Meeting of The American Association of Physicists in Medicine**, Orlando, FL. Medical Physics. College Park, Maryland : American Association of Physicists in Medicine. v. 33. p. 2005-2006, 2006c.

CHAO, T. C.; BOZKURT, A.; XU X. G.. Conversion Coefficients Based on the VIPMAN Anatomical Model and EGS4-VLSI Code for External Monoenergetic Photons from 10 keV to 10 MeV. **Health Physics**, v. 81, n. 2, p. 163-183, 2001a.

CHAO, T. C.; BOZKURT, A.; XU, X. G., Organ Dose Conversion Coefficients for 0.1-10 MeV Electrons Calculated for the VIPMAN Tomographic Model, **Health Physics**, v. 81, n. 2, p. 203-214, 2001b.

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

CRISTY, M.; ECKerman, K. F.. Specific Absorbed Fractions of Energy at Various Ages from Internal Photon Sources, Part VII: Adult Male. **Report ORNL/TM-8381/V7**, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 1987.

DIMBYLOW, P. J.. The development of realistic voxel phantoms for electromagnetic field dosimetry. **Proc. Int. Workshop on Voxel Phantom Development**, National Radiological Protection Board, Chilton, UK, 6–7 Jul., 1995.

EVSEEV, I. E.; KLOCK, MARGIO C. L.; PASCHUK, S. A.; et al.. Computerized tomography with high-energy proton beams: tomographic image reconstruction from computer-simulated data. **Braz. J. Phys.**, São Paulo, v. 34, n. 3a, p. 804-807, 2004.

FISHER, H. L.; SNYDER, W. S.. Distribution of dose in the body from a source of gamma rays distributed uniformly in an organ. **Report ORNL-4168**, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, TN, USA, 1967.

GEANT4. **GEANT4 User's Guide For Application Developers**. Disponível em: <http://GEANT4.web.cern.ch/GEANT4/UserDocumentation/UsersGuides/ForApplicationDeveloper/print/applDeveloperMerged.pdf>. Último acesso 14 mar. 2007.

FISHER, H. L.; SNYDER, W. S.. Distribution of dose in the body from a source of gamma rays distributed uniformly in an organ. **Proc. 1st Int. Cong. Radiation Protection**, Oxford: Pergamon, p. 1473–86, 1968.

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.**, v. 58, p. 347–54, 1984.

GOSIA, M. K.. **Distances in 3D**. University of Illinois at Urbana, EUA, <http://www.math.uiuc.edu/~mkonwers/m242spring04/distances.PDF>, Último acesso 10 de jul. 2007.

GNUMERIC. **The Gnome Office Spreadsheet**. <http://www.gnome.org/projects/gnumeric>, Último acesso 13 jul. 2007.

HENDRICKS, J. S.; MCKINNEY, G. W.; DURKEE, J. W.; et al.. MCNPX, version 26C. **LA-UR-06-7991**. 2006.

HOFF, G.. **Cálculo da Dose em Glândula Mamária, Utilizando o Código de Transporte de Monte Carlo MCNP, para as Energias Utilizadas em Mamografia**. Tese (doutorado) – Universidade do Estado do Rio de Janeiro – Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, 2005. 204 folhas.

HUBERT-TREMBLAY, V.; ARCHAMBAULT, L.; TUBIC, D.; ROY, R.; BEAULIEU, L.. Octree indexing of DICOM images for voxel number reduction and improvement of Monte Carlo simulation computing efficiency. **Med. Phys.**, v. 33, n.8, p. 2819-2831, 2006.

HUBERT-TREMBLAY, V.; ARCHAMBAULT, L.; JARLSKOG, C.; BEAULIEU, L.. **GEANT4 DICOM Documentation**. http://www.physmed.phy.ulaval.ca/phys_med/DICOM/. Último acesso 30 abr. 2007.

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

ICRP. Report of the Task Group on Reference Man. **ICRP Publication 23**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1975.

ICRP. Limits for intakes of radionuclides by workers. **ICRP Publication 30**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1979.

ICRP. Lung Cancer Risk from Indoor Exposures to Radon Daughters. **ICRP Publication 50**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1987.

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

ICRP. Radiological protection and safety in medicine. **ICRP Publication 73**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1996.

ICRP. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values. **ICRP Publication 89**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 2003.

ICRP. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, **Draft document 02/13/07**, <http://www.icrp.org>, 2007.

ICRU. Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement. **ICRP Publication 89**, International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD, 1989.

ICRU. Photon, electron, proton and neutron interaction data for body tissues. **ICRU Report 46**, International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD, 1992.

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

IMAGEJ. **Imaging software**. <http://rsb.info.nih.gov/ij> . Último acesso 30 abr. 2007.

JAN, S.; SANTIN, G.; STRUL, D.; STAELENS, S.; et al.. GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT. **Phys. Med. Biol.**, v. 49, p. 4543–4561, 2004.

JANSEN, J. T. M.. **Monte Carlo calculations in diagnostic radiology: dose conversion factors and risk benefit analyses**. Meppel: Rijkuniversiteit te Leiden, 1998.

JIANG, H.; PAGANETTI, H. Adaptation of GEANT4 to Monte Carlo dose calculations based on CT data. **Med. Phys.**, v. 31, n. 10, 2004.

JIANG, H.; PAGANETTI, H.; SUIT, H.. A case study on patient effective doses during proton radiation treatment. **The Monte Carlo Method: Versatility Unbounded In A Dynamic Computing World**. Tennessee, April 17–21, 2005, on CD-ROM, American Nuclear Society, LaGrange Park, IL, 2005a.

JIANG, H.; WANG, B.; XU, X. G.; SUIT, H. D.; PAGANETTI, H.. Simulation of organ-specific patient effective dose due to secondary neutrons in proton radiation treatment. **Phys. Med. Biol.**, v. 50, p. 4337–4353, 2005b.

JIANG, H.; SECO, J.; PAGANETTI, H.. Effects of Hounsfield number conversion on CT based proton Monte Carlo dose calculations. **Med. Phys.**, v. 34, n. 4, 2007.

JONES, D. G.. A realistic anthropomorphic phantom for calculating organ doses arising from external photon irradiation. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 72, p. 21–9, 1997.

KAWRAKOW I.. Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport. I. EGSnrc, the new EGS4 version. **Med. Phys.**, v. 27, p. 485–498, 2000.

KAWRAKOW, I.. **Version V4-r2-2-3 of the EGSnrc code system.**
<http://www.irs.inms.nrc.ca/EGSnrc/EGSnrc.html> , 2006.

KAWRAKOW, I.; ROGERS, D.W.O.. The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. **NRCC Report PIRS-701**, Set. 21, 2006.

KING, S. D.; SPIERS, F. W.. Photoelectron enhancement of the absorbed dose from X rays to human bone marrow: experimental and theoretical studies. **Br. J. Radiol.**, v. 58, n. 688, p. 345-356, 1985.

KRAMER, R.; DREXLER, G.. Determination of Dose Equivalent for External Irradiation of Occupationally Exposed Personnel. In: **IAEA Regional Seminar on Reducing Occupational Exposures to the Lowest Reasonably Achievable Levels**, Athens, v.1, 1979.

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 Report S-885**, National Research Centre for Health and Environment, Neuherberg, Germany, 1982.

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.**, v. 48, p. 1239–1262, 2003.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; LIMA, F. R. A.; HOFF G.. All about FAX: a Female Adult voXel phantom for Monte Carlo calculation in radiation protection dosimetry. **Phys. Med. Biol.**, v. 49, p. 5203–5216, 2004a.

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.**, v. 49, p. 887–910, 2004b.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.. Comparison between effective doses for voxel-based and stylized exposure models from photon and electron irradiation. **Phys. Med. Biol.** v. 50, p. 5105–5126, 2005a.

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.** v. 50, p. 3681–3695, 2005b.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; KAWRAKOW I.. Skeletal dosimetry in the MAX06 and the FAX06 phantoms for external exposure to photons based on vertebral 3D-microCT images. **Phys. Med. Biol.** v. 51, p. 6265–6289, 2006a.

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.**, v. 51, p. 3331-3346, 2006b.

LEAL NETO, V.; VIEIRA, J. W.; STOSIC, B.; LIMA, F. R. A.. Desenvolvimento Computacional de uma Fonte Radioativa Isotrópica no Solo Utilizando Técnicas Monte Carlo de Amostragem por Rejeição. In: **Primeiro Congresso Americano do IRPA 2006**, Acapulco, 2006.

LIGOT, L.; DIALLO, I.; SHAMSALDIN, A.; CHAVAUDRA, J.; BONAÎTI-PELLIÉ; VATHAIRE, F.. Individualized phantom based on CT slices and auxological data (ICTA) for dose estimations following radiotherapy for skin haemangioma in childhood. **Radiother. Oncol.**, v. 49, p. 279–85, 1998.

LOUREIRO, E. C. M. **Construção de simuladores baseados em elementos de volume a partir de imagens tomográficas coloridas**. Tese (doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Energia Nuclear, 2002. 88 folhas.

MANNO, I.. **Introduction to the Monte-Carlo Method**. Budapest: Akademiai Kiado, 1999.

ORIGINLAB CORPORATION . **OriginLab - Origin - scientific graphing, data analysis, curve fitting software**. <http://www.originlab.com/>, Último acesso 05 julho 2007.

PAGANETTI, H.; JIANG, H.; ADAMS, J. A.; CHEN, G. T.; RIETZEL, E.. Monte Carlo simulations with time-dependent geometries to investigate effects of organ motion with high temporal resolution. **Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.**, v. 60, n. 3, p. 942-50, 2004.

PAGANETTI, H.; JIANG H.; TROFIMOV, A.. 4D Monte Carlo simulation of proton beam scanning: modelling of variations in time and space to study the interplay between scanning pattern and time-dependent patient geometry. **Phys. Med. Biol.**, v. 50, p. 983–990, 2005.

PAGANINI, S.; VILELA, E. Evaluation of the Fluence to Dose Conversion Coefficients for High Energy Neutrons Using a Voxel Phantom Coupled with the GEANT4 Code. **Brazilian Journal of Physics**, v. 35, n. 3B, 2005.

PETOUSSI-HENSS, N.; ZANKL, M.. Voxel Anthropomorphic Models as a Tool for Internal Dosimetry. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 79, p. 415-418, 1998.

PETOUSSI-HENSS, N.; ZANKI, M.; FILL, U.; REGULLA, D.. The GSF family of voxel models. **Phys. Med. Biol.**, v. 47, n.1, p. 89-106, 2002.

QT3. **Qt3 – Trolltech**. <http://www.trolltech.com/products/qt/qt3>. Último acesso 2 maio 2007.

RICARTE, I. L. M.. **Programação Orientada a Objetos com C++**, <http://www.dca.fee.unicamp.br/cursos/POOCPP/c++.pdf>, Departamento de Engenharia de Computação e Automação Industrial, Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Estadual de Campinas, 1995. Último acesso 30 Junho 2007.

ROGERS, D. W. O.. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. **Phys. Med. Biol.**, v. 51, p. R287–R301, 2006.

SAITO, K.; WITTMANN, A.; KOGA, S.; IDA, Y.; KAMEI, T.; FUNABIKI, J.; ZANKL, M.. Construction of a computed tomographic phantom for a Japanese male adult and dose calculation system. **Radiat. Environ. Biophys.**, v. 40, p. 69–76, 2001

SALVAT, F.; FERNÁNDEZ-VAREA, J. M.; SEMPAY, J.. PENELOPE – A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. **Workshop Proceedings Issy-les-Moulineaux**, França, 7-10 Julho, 2003.

SANTOS, A. M.. **Desenvolvimento de um modelo computacional para cálculos de dose absorvida em órgãos e tecidos do corpo humano nas situações de exposições acidentais**. Tese (doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Energia Nuclear, 2006. 102 folhas.

SEGARS, W. P.; TSUI, B. M. W.; FREY, E. C.; JOHNSON, G. A.; BERR, S. S.. Development of a 4-D digital mouse phantom for molecular imaging research. **Mol. Imaging Biol.**, v. 6, p. 149–159, 2004 .

SCHULTE, R.; BASHKIROV, V.; TIANFANG, L.; et al.. Conceptual design of a proton computed tomography system for applications in proton radiation therapy. **IEEE Transactions on Nuclear Science**, v. 51, n. 3, p. 866-872, Junho, 2004.

SMITH, T.; PETOUSSI-HENSS, N.; ZANKL, M.. Comparison of Internal Radiation Doses Estimated by MIRD and Voxel Techniques for a “Family” of Phantoms. **Eur. J. Nucl. Med.**, 27, 1387-1398, 2000.

SMITH, T.; PHIPPS, A. W.; PETOUSSI-HENSS, N.; ZANKL, M.. Impact on Internal Doses of Photon SAFs Derived with the GSF Adult Male Voxel Phantom. **Health Physics**, v. 80, n. 5, p. 477-485, 2001.

SNYDER W. S.; FORD M. R.; WARNER, G. G.; FISHER, H. L.. **MIRD Pamphlet #5 Revised**: Estimates of Absorbed Fractions for Monoenergetic Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous Phantom. J Nucl Med Suppl, n. 3, Agosto, 1969.

SNYDER, W. S.; FORD, M. R.; WARNER, G. G.; WATSON, G. G.. Revision of MIRD Pamphlet no 5 entitled “Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom”. **Report ORNL-4979**, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, TN,USA, 1974.

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 MIRD Pamphlet no 5 (revised). **Society of Nuclear Medicine**, New York, USA, 1978.

SPITZER, V. M.; WHITLOCK, D. G.. **Atlas of the Visible Human Male**. Boston, MA: Jones and Bartlett, 1998.

STABIN, M.; WATSON, E.; CRISTY, M.; RYMAN, J.; ECKerman, K.; DAVIS, J.; MARSHALL, D.; GEHLEN, K.. Mathematical models and specific absorbed fractions of photon energy in the nonpregnant adult female and at the end of each trimester of pregnancy. **Report ORNL/TM-12907**, Oak Ridge, TN, USA, 1995.

STABIN, M.; YORIYAZ, H.. Photon specific absorbed fractions calculated in the trunk of an adult male voxel-based phantom. **Health Phys.**, v. 82, p. 21–44, 2002,

TANAKA, G.; NAKAHARA, Y.; NAKAJIMA, Y.. Japanese reference man 1988-IV: studies on the weight and size of internal organs of normal Japanese. **Nippon Igaku Hoshasen Gakkai Zasshi**, v. 49, n. 3, p. 344-364, 1989.

TASCHEREAU, RICHARD; CHOW, PATRICK L.; Chatziioannou, Arion F. Monte Carlo simulations of dose from microCT imaging procedures in a realistic mouse phantom. **Med. Phys.**, v. 33, n. 1, 2006.

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

VEIT R.; ZANKL M.; PETOUSSI N.; MANNWEILER E.; WILLIAMS G.; DREXLER G.. Tomographic antropomorphic 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.

VEIT, R.; PANZER, W.; ZANKL, M.; SCHEURER, C.. Vergleich berechneter und gemessener Dosen an einem anthropomorphen Phantom Z. **Med. Phys.**, v. 2, p. 123–126, 1992.

WARNER, G. G.; CRAIG, A. M.. ALGAM: a computer program for estimating internal dose for gamma-ray sources in a man phantom. **Report ORNL-TM-2250**, Oak Ridge, TN, USA, 1968.

WILLIAMS, G.; ZANKL, M.; ABMAYR, W.; VEIT, R.; DREXLER, G.. The calculation of dose from external photon exposures using reference and realistic human phantoms and Monte Carlo methods. **Phys. Med. Biol.**, v. 31, p. 347–54, 1986.

WIRED3. **HepRApp Users Home Page**. <http://www.slac.stanford.edu/BFROOT/www/Computing/Graphics/Wired/>. Último acesso 2 maio 2007.

WISE, K. N.; SANDBORG, M.; PERSLIDEN, J.; ALM CARLSSON, G.. Sensitivity of coefficients for converting entrance surface dose and Kerma–area product to effective dose and energy imparted to the patient. **Phys. Med. Biol.**, v. 44, p. 1937–1954, 1999.

XU, X. G.; CHAO, T. C.; BOZKURT, A.. VIP-MAN: an image-based whole-body adult male model constructed from colour photographs of the visible human project for multi-particle Monte Carlo calculations. **Health Phys.**, v. 78, p. 476–86, 2000.

YORIYAZ, H.; SANTOS, A.; STABIN, M. G.; CABEZAS, R.. Absorbed Fractions in a Voxel-Based Phantom Calculated with the MCNP-4B Code. **Med. Phys.**, v. 27, n. 7, p. 1555–1562, 2000.

ZANKL, M.; PANZER, W.; DREXLER, G.. Tomographic anthropomorphic models. Part II: Organ doses from computed tomographic examinations in paediatric radiology. **GSF-Bericht 30/93**, Institut für Strahlenschutz GSF-Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Neuherberg-Muenchen, 1993.

ZANKL, M.; PANZER, W.; HERRMANN, C.. Calculation of Patient Doses Using a Human Voxel Phantom of Variable Diameter. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 90, p. 155–158, 2000.

ZANKL, M.; WITTMANN, A. The adult male voxel model "Golem" segmented from whole-body CT patient data. **Radiat Environ Biophys**, v. 40, n. 2, p. 153–62, 2001.

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

ZUBAL, I. G.; HARRELL, C. R.; SMITH, E. O.; SMITH, A. L.; KRISCHLUNAS P.. **High resolution, MRI-based, segmented, computerized head phantom**. The Zubal phantom data, voxel-based anthropomorphic phantoms, <http://noodle.med.yale.edu/phantom> , 1994b.

ZUBAL, I. G.; HARRELL, C. R.; SMITH, E. O.; SMITH, A. L.. Two dedicated software, voxel-based, anthropomorphic (torso and head) phantoms **Proc. Int. Workshop on Voxel Phantom Development**, National Radiological Protection Board, Chilton, UK, 6–7 Jul, 1995.

ZUBAL, G.; HARRELL, C. R.; SMITH, E. O.; et al.. High Resolution, MRI-based, Segmented, Computerized Head Phantom. **Sixth International Radiopharmaceutical Dosimetry Symposium**, v.1, p. 318–324, Gatlinburg, Tennessee, 1996.

ANEXO 1: ARQUIVOS DE ENTRADA DOS FANTOMAS FAX06 E MAX06

FAX06B			MAX06B		
474	222	1359	474	222	1461
1.2	1.2	1.2	1.2	1.2	1.2
96			97		
40			40		
#IDORG	DENSIDADE	NOME	#IDORG	DENSIDADE	NOME
001	1.030	BONE MARROW (RED)	001	1.030	BONE MARROW (RED)
002	1.050	COLON	002	1.050	COLON
003	0.260	LUNG	003	0.260	LUNG
004	1.050	STOMACH	004	1.050	STOMACH
005	1.050	BREAST	005	1.050	BREAST
006	1.050	REMAINDER TISSUES	006	1.050	REMAINDER TISSUES
007	1.050	ADRENALS	007	1.050	ADRENALS
008	1.050	EXTRATHORARCIC REGION (ET)	008	1.050	EXTRATHORARCIC REGION (ET)
009	1.050	GALL BLADDER	009	1.050	GALL BLADDER
010	1.050	HEART	010	1.050	HEART
011	1.050	KIDNEYS	011	1.050	KIDNEYS
012	1.050	LYMPHATIC NODES	012	1.050	LYMPHATIC NODES
013	1.050	MUSCLE	013	1.050	MUSCLE
014	1.050	ORAL MUCOSA	014	1.050	ORAL MUCOSA
015	1.050	PANCREAS	015	1.050	PANCREAS
016	1.050	PROSTATE	016	1.050	PROSTATE
017	1.050	SMALL INTESTINE	017	1.050	SMALL INTESTINE
018	1.050	SPLEEN	018	1.050	SPLEEN
019	1.050	THYMUS	019	1.050	THYMUS
020	1.050	UTERUS	020	1.050	UTERUS
021	1.050	GONADS (OVARIES)	021	1.050	GONADS (TESTES)
022	1.030	BLADDER	022	1.030	BLADDER
023	1.050	OESOPHAGUS	023	1.050	OESOPHAGUS
024	1.050	LIVER	024	1.050	LIVER
025	1.050	THYROID	025	1.050	THYROID
026	1.050	BRAIN	026	1.050	BRAIN
027	1.050	SALIVARY GLANDS	027	1.050	SALIVARY GLANDS
028	1.090	SKIN	028	1.090	SKIN
029	1.400	BONE SURFACE	029	1.400	BONE SURFACE
030	1.400	ARM BONES SPONGIOSA	030	1.400	ARM BONES SPONGIOSA
031	1.400	RIBS/STERN/SCAP/CLAV SPONG	031	1.400	RIBS/STERN/SCAP/CLAV SPONG
032	1.400	SPINE SPONGIOSA	032	1.400	SPINE SPONGIOSA
033	1.400	SKULL SPONGIOSA	033	1.400	SKULL SPONGIOSA
034	1.400	MANDIBLE SPONGIOSA	034	1.400	MANDIBLE SPONGIOSA
035	1.400	PELVIS SPONGIOSA	035	1.400	PELVIS SPONGIOSA
036	1.400	LEG BONES SPONGIOSA	036	1.400	LEG BONES SPONGIOSA
037	1.050	SOFT TISSUE	037	1.050	SOFT TISSUE
038	1.050	CONNECTIVE TISSUE	038	1.050	CONNECTIVE TISSUE
039	0.950	ADIPOSE TISSUE	039	0.950	ADIPOSE TISSUE
040	1.100	CARTILAGE, TEETH	040	1.100	CARTILAGE, TEETH
255	0.996	WHOLE BODY AVERAGE	255	0.996	WHOLE BODY AVERAGE
#IDMED	IDORG	MATERIAL	#IDMED	IDORG	MATERIAL
001	28	SKIN TISSUE	001	28	SKIN TISSUE
005	32	CORTICAL BONE	005	32	CORTICAL BONE
006	31	CORTICAL BONE	006	31	CORTICAL BONE
007	35	CORTICAL BONE	007	35	CORTICAL BONE
008	10	SOFT TISSUE	008	10	SOFT TISSUE
009	13	MUSCLE TISSUE	009	13	MUSCLE TISSUE
010	08	SOFT TISSUE	010	08	SOFT TISSUE
012	24	SOFT TISSUE	012	24	SOFT TISSUE
014	11	SOFT TISSUE	014	11	SOFT TISSUE
015	08	SOFT TISSUE	015	08	SOFT TISSUE
016	23	SOFT TISSUE	016	23	SOFT TISSUE
017	08	SOFT TISSUE	017	08	SOFT TISSUE
018	37	SOFT TISSUE	018	37	SOFT TISSUE
019	08	SOFT TISSUE	019	08	SOFT TISSUE
020	14	SOFT TISSUE	020	14	SOFT TISSUE
022	39	Adipose Tissue	022	39	ADIPOSE TISSUE
024	37	Air, Dry	024	37	Air, Dry
026	37	SOFT TISSUE	026	37	SOFT TISSUE
027	19	SOFT TISSUE	027	19	SOFT TISSUE
031	18	SOFT TISSUE	031	18	SOFT TISSUE

032	37	SOFT TISSUE	032	37	SOFT TISSUE
033	37	SOFT TISSUE	033	37	SOFT TISSUE
034	21	SOFT TISSUE	034	21	SOFT TISSUE
036	33	CORTICAL BONE	035	16	SOFT TISSUE
038	37	SOFT TISSUE	036	33	CORTICAL BONE
040	22	MUSCLE TISSUE	037	37	SOFT TISSUE
041	30	CORTICAL BONE	038	37	SOFT TISSUE
042	30	CORTICAL BONE	040	22	MUSCLE TISSUE
043	30	CORTICAL BONE	041	30	CORTICAL BONE
044	30	CORTICAL BONE	042	30	CORTICAL BONE
045	36	CORTICAL BONE	043	30	CORTICAL BONE
046	36	CORTICAL BONE	044	30	CORTICAL BONE
047	36	CORTICAL BONE	045	36	CORTICAL BONE
048	36	CORTICAL BONE	046	36	CORTICAL BONE
055	37	SOFT TISSUE	047	36	CORTICAL BONE
056	37	SOFT TISSUE	048	36	CORTICAL BONE
059	38	SOFT TISSUE	055	37	SOFT TISSUE
060	25	SOFT TISSUE	056	37	SOFT TISSUE
061	09	SOFT TISSUE	059	38	SOFT TISSUE
062	04	SOFT TISSUE	060	25	SOFT TISSUE
063	17	SOFT TISSUE	061	09	SOFT TISSUE
071	34	CORTICAL BONE	062	04	SOFT TISSUE
072	27	SOFT TISSUE	063	17	SOFT TISSUE
073	37	SOFT TISSUE	071	34	CORTICAL BONE
075	20	SOFT TISSUE	072	27	SOFT TISSUE
076	37	CARTILAGE	073	37	SOFT TISSUE
077	26	SOFT TISSUE	076	37	CARTILAGE
079	15	SOFT TISSUE	077	26	SOFT TISSUE
087	27	SOFT TISSUE	079	15	SOFT TISSUE
089	02	SOFT TISSUE	087	27	SOFT TISSUE
090	03	LUNG TISSUE	089	02	SOFT TISSUE
091	38	SOFT TISSUE	090	03	LUNG TISSUE
092	27	SOFT TISSUE	091	38	SOFT TISSUE
095	07	SOFT TISSUE	092	27	SOFT TISSUE
097	38	SOFT TISSUE	095	07	SOFT TISSUE
100	05	SOFT TISSUE	097	38	SOFT TISSUE
106	37	SOFT TISSUE	100	05	SOFT TISSUE
118	12	SOFT TISSUE	106	37	SOFT TISSUE
119	37	SOFT TISSUE	118	12	SOFT TISSUE
123	03	LUNG TISSUE	119	37	SOFT TISSUE
124	37	SOFT TISSUE	123	03	LUNG TISSUE
125	40	CORTICAL BONE	124	37	SOFT TISSUE
126	32	SPONGIOSA	125	40	CORTICAL BONE
127	31	SPONGIOSA	126	32	SPONGIOSA
128	35	SPONGIOSA	127	31	SPONGIOSA
129	33	SPONGIOSA	128	35	SPONGIOSA
130	30	SPONGIOSA	129	33	SPONGIOSA
131	30	SPONGIOSA	130	30	SPONGIOSA
132	30	SPONGIOSA	131	30	SPONGIOSA
133	30	SPONGIOSA	132	30	SPONGIOSA
134	36	SPONGIOSA	133	30	SPONGIOSA
135	36	SPONGIOSA	134	36	SPONGIOSA
136	36	SPONGIOSA	135	36	SPONGIOSA
137	36	SPONGIOSA	136	36	SPONGIOSA
138	34	SPONGIOSA	137	36	SPONGIOSA
150	30	SPONGIOSA	138	34	SPONGIOSA
151	30	SPONGIOSA	150	30	SPONGIOSA
152	30	SPONGIOSA	151	30	SPONGIOSA
153	30	SPONGIOSA	152	30	SPONGIOSA
154	36	SPONGIOSA	153	30	SPONGIOSA
155	36	SPONGIOSA	154	36	SPONGIOSA
156	36	SPONGIOSA	155	36	SPONGIOSA
157	36	SPONGIOSA	156	36	SPONGIOSA
166	40	CARTILAGE	157	36	SPONGIOSA
167	40	CARTILAGE	166	40	CARTILAGE
168	40	CARTILAGE	167	40	CARTILAGE
169	40	CARTILAGE	168	40	CARTILAGE
170	40	CARTILAGE	169	40	CARTILAGE
171	40	CARTILAGE	170	40	CARTILAGE
172	40	CARTILAGE	171	40	CARTILAGE
173	40	CARTILAGE	172	40	CARTILAGE
174	40	CARTILAGE	173	40	CARTILAGE
175	40	CARTILAGE	174	40	CARTILAGE
176	40	CARTILAGE	175	40	CARTILAGE
177	40	CARTILAGE	176	40	CARTILAGE
178	40	CARTILAGE	177	40	CARTILAGE
			178	40	CARTILAGE

Composição elementar dos tecidos usados nos fantomas MAX06 e FAX06, baseados na ICRU44 (ICRU, 1989)

Átomo	SOFT TISSUE (%)	MUSCLE TISSUE (%)	ADIPOSE TISSUE (%)	SKIN TISSUE (%)	LUNG TISSUE (%)	CARTILAGE (%)	SKELETAL MIXTURE*
H	10,40	10,2	11,4	10,0	10,3	9,6	7,534
C	12,40	14,3	59,8	20,4	10,5	9,9	26,317
N	2,60	3,4	0,7	4,2	3,1	2,2	3,158
O	73,50	71,0	27,8	64,5	74,9	74,4	46,225
F							0,026
Na	0,20	0,1	0,1	0,2	0,2	0,5	0,341
Mg							0,114
Si							0,002
P	0,20	0,2		0,1	0,2	2,2	5,263
S	0,20	0,3	0,1	0,2	0,3	0,9	0,175
Cl	0,20	0,1	0,1	0,3	0,3	0,3	0,144
K	0,20	0,4		0,1	0,2		0,155
Ca	0,02						10,527
Fe	0,02						0,008
Zn							0,005
Rb							0,002
Sr							0,003
I	0,02						
Pb							0,001
$\rho(\text{g cm}^{-3})$	1,05	1,05	0,95	1,09	0,26	1,10	1,40

*CORTICAL BONE, SPONGIOSA