

CARACTERIZAÇÃO DE UMA MATRIZ DETECTORA CINTILADORA PARA
AQUISIÇÃO DE IMAGEM 2D DA REGIÃO FOLICULAR DA GLÂNDULA TIREÓIDE
POR EMISSÃO RADIOATIVA USANDO SIMULAÇÃO MONTE CARLO

Carlos Borges da Silva

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS
PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA
NUCLEAR.

Aprovada por:

Prof. Delson Braz, D.Sc.

Dra. Denise Pires de Carvalho, D.Sc.

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.

Dra. Maria Inês Silvani Souza, D.Sc.

Dra. Regina Cely Rodrigues Barroso, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL.

MAIO DE 2007

SILVA, CARLOS BORGES DA

Caracterização de uma matriz detectora cintiladora para aquisição de imagem 2D da região folicular da Glândula Tireóide por emissão radioativa usando simulação Monte Carlo [Rio de Janeiro] 2007

XIV, 165 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, D. Sc., Engenharia Nuclear, 2007)

Tese – Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE

1. Simulação Monte Carlo
2. Imagens micrométricas
3. Glândula Tireóide
4. Dispositivos sensores de imagem CCD

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

AO MEU PAI

AMARO BORGES DA SILVA

À MINHA MÃE

ARLETE DE OLIVEIRA SILVA

À MINHA ESPOSA

VITÓRIA REGIA POMPEU ROCHA

AOS MEUS FILHOS

ALESSANDRO, TAINARA E MARIAN

ÀS MINHAS IRMÃS

ALBA E SUZETE

AGRADECIMENTOS

Aos Meus Orientadores, Dr. Delson Braz e Dra. Denise Pires de Carvalho, pelo estímulo e apoio dados à realização deste trabalho.

Aos amigos José Carlos Soares de Almeida, Dr. Luis Fernando de Oliveira (IF-UERJ) e a Dra. Maria Inês Silvani Souza (IEN-CNEN) pela solidariedade, estímulo e colaboração com idéias e discussões sobre o tema da tese.

A amiga e professora Dra. Rossana Corbo R. de Mello, HUCFF– UFRJ pela sua contribuição com idéias e o incentivo em abordar um tema de grande interesse para a área médica.

À minha esposa pelo seu amor e pela força nas horas difíceis.

Aos colegas da CNEN, Cláudio C. Conti (IRD) e Antonio Carlos Fonseca (IEN) pelo grande apoio e atenção oferecidos na solução de alguns problemas envolvendo o código MCNP4B.

Aos colegas da DICH, Antonio Carlos Mol e Mauro Vitor de Oliveira pela ajuda em trabalhar com os programas NeuroShell e Matlab, respectivamente, e Marcos Santana de Farias, pela ajuda na elaboração do programa de extração dos dados de saída dos códigos.

Aos demais colegas do IEN, destacando João Carlos Pereira da Silva e Luiz Carlos Reina Pereira da Silva e Luis Alfredo Bellido que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho.

Aos professores do Programa de Engenharia Nuclear da COPPE / UFRJ e ao grupo de apoio da Secretaria do PEN, em especial a Sra. Josevalda, que sempre tem me atendido com muita presteza e boa vontade durante todos estes anos.

Enfim, A Todos os Meus Amigos pelo estímulo, fraternidade e amizade de todos os dias.

“Deus é o que aprenderemos eternamente a conhecer. É, por conseguinte, o que nunca saberemos. O domínio do mistério é um campo aberto às conquistas da inteligência. Pode-se andar nele com audácia, nunca se reduzirá a sua extensão, mudar-se-á somente de horizontes. Todo o saber é o sonho do impossível, mas aí de quem não ousa aprender tudo e não sabe que, para saber alguma coisa, é preciso resignar-se a estudar sempre! “

Eliphas Levi

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

CARACTERIZAÇÃO DE UMA MATRIZ DETECTORA CINTILADORA PARA
AQUISIÇÃO DE IMAGEM 2D DA REGIÃO FOLICULAR DA GLÂNDULA TIREÓIDE
POR EMISSÃO RADIOATIVA USANDO SIMULAÇÃO MONTE CARLO

Carlos Borges da Silva

Maio/ 2007

Orientador: Delson Braz

Programa: Engenharia Nuclear

Os métodos de aquisição de imagem utilizados em medicina nuclear e na radiobiologia são valiosos na determinação da anatomia da glândula tireóide na busca de anormalidades associadas ao comportamento das células foliculares. A simulação baseada no método Monte Carlo (MC) também tem sido muito utilizada na solução de problemas relacionados à detecção da radiação visando o mapeamento de imagens médicas desde a evolução da capacidade de processamento dos computadores pessoais (PC). Este trabalho apresenta um estudo inovador para encontrar o tipo adequado de matriz cintiladora, que uma vez acoplada a um dispositivo CCD (Charge Coupled Device) através de uma placa de fibra ótica, pode ser aplicado no mapeamento de imagens de folículos da glândula tireóide. A metodologia utiliza a técnica de imageamento por emissão gama e a simulação MC, visando o desenvolvimento de um sistema capaz de obter uma imagem com resolução espacial de 10 μm e boa eficiência do detector. A simulação do conjunto fonte-detector foi realizada por meio do programa MCNP4B (Monte Carlo para nêutron próton transporte) para diferentes energias, materiais detectores e geometrias, incluindo tamanho de "pixel" e tipos de materiais refletores. Os resultados alcançados mostram que utilizando o MCNP4B é possível estudar e avaliar parâmetros úteis relacionados aos sistemas utilizados em medicina nuclear, especificamente em radiobiologia aplicada a estudos da fisiologia endócrina no mapeamento de imagens de folículos tireoideanos.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

CHARACTERIZATION OF ARRAY SCINTILLATION DETECTOR FOR FOLLICLE
THYROID 2D IMAGING ACQUISITION USING MONTE CARLO SIMULATION

Carlos Borges da Silva

May/ 2007

Advisor: Delson Braz

Department: Nuclear Engineering

The image acquisition methods applied to nuclear medicine and radiobiology are a valuable research study for determination of thyroid anatomy to seek disorders associated to follicular cells. The Monte Carlo (MC) simulation has also been used in problems related to radiation detection in order to map medical images since the improvement of data processing compatible with personnel computers (PC). This work presents an innovative study to find out the adequate scintillation inorganic detector array that could be coupled to a specific light photo sensor, a charge coupled device (CCD) through a fiber optic plate in order to map the follicles of thyroid gland. The goal is to choose the type of detector that fits the application suggested here with spatial resolution of 10 μm and good detector efficiency. The methodology results are useful to map a follicle image using gamma radiation emission. A source - detector simulation is performed by using a MCNP4B (Monte Carlo for Neutron Photon transport) general code considering different source energies, detector materials and geometries including pixel sizes and reflector types. The results demonstrate that by using MCNP4B code is possible to searching for useful parameters related to the systems used in nuclear medicine, specifically in radiobiology applied to endocrine physiology studies to acquiring thyroid follicles images.

ÍNDICE

CAPÍTULO 1	1
INTRODUÇÃO	1
1.1 Histórico.....	3
1.2 Contextualização do Problema.....	7
1.3 Objetivos do Trabalho.....	8
1.4 Importância e Contribuições.....	10
1.5 Organização do Trabalho.....	10
CAPÍTULO 2	12
FUNDAMENTOS TEÓRICOS	12
2.1 A Medicina Nuclear.....	12
2.2 Anatomia e Histologia da Glândula Tireóide.....	13
2.3 Fisiologia do Iodo na Glândula Tireóide.....	16
2.4 Metabolismo do Iodo na Glândula Tireóide.....	17
2.5 Interação da radiação Gama com a matéria.....	18
2.5.1 Absorção fotoelétrica e Espalhamento Compton.....	20
2.5.1.1 Absorção Fotoelétrica.....	21
2.5.1.2 Espalhamento Inelástico Compton.....	22
2.5.1.3 Espalhamento Elástico Rayleigh.....	25
2.6 Aplicações do Imageamento com Raios Gama.....	25
2.7 O Método Monte Carlo.....	27
2.7.1 Idéia geral do método Monte Carlo.....	30
2.7.2 Programa Simulador MCNP4B.....	33
2.7.3 Programa Simulador EGS4.....	36
2.7.4 Estrutura Repetida.....	37
2.8 Os fotodiodos PIN e de Avalanche (APD).....	38
2.9 As Matrizes de Estado Sólido.....	40
2.10 As Fibras Ópticas.....	43
2.11 Processamento de Imagem Digital.....	44

2.12	Intensificadores de Imagem.....	45
2.13	Auto-radiografia.....	46
2.14	O Microscópio.....	46
CAPÍTULO 3.....		49
MATERIAIS E MÉTODOS.....		49
3.1	Modelagem do Sistema Fonte – Detector.....	55
3.1.1	Simulação com fonte pontual isotrópica.....	57
3.1.1.1	Hipótese 1- Matriz cintiladora de 70 x 70 mm sem refletor / separador e espessura de 10 mm.....	59
3.1.1.2	Hipótese 2- Matriz cintiladora de 70 x 70 mm com refletor / separador e espessura de 10 mm.....	59
3.1.1.3	Hipótese 3- Matriz cintiladora de 7 x 7 mm com refletor / separador e espessura de 10 mm.....	62
3.1.1.4	Hipótese 4- Matriz cintiladora de 3 x 3 mm com refletor / separador e espessura de 1 mm.....	62
3.1.1.5	Hipótese 5- Matriz cintiladora de 700 x 700 μm com refletor / separador e espessura de 10 mm.....	63
3.1.1.6	Hipótese 6- Matriz cintiladora de 70 x 70 μm com refletor / separador e espessura de 10 mm.....	64
3.1.1.7	Hipótese 7- Matriz cintiladora de 310 x 310 μm com refletor / separador e espessura de 1 mm.....	65
3.1.2	Simulação com fonte volumétrica isotrópica em forma de anel.....	66
3.1.2.1	Hipótese 8- Matriz cintiladora de 310 x 310 μm com refletor / separador e espessura de 1 mm.....	69
3.1.2.2	Hipótese 9- Matriz cintiladora de 1270 x 1270 μm com refletor / separador e espessura de 1 mm e duas fontes radioativas em anel.....	69
3.1.2.3	Hipótese 10- Matriz cintiladora de 1270 x 1270 μm com refletor / separador e espessura de 1 mm para CsI(Tl), BGO, CdWO ₄ , LSO, GSO e GOS e duas fontes radioativas em anel.....	71
3.1.2.4	Hipótese 11- Matriz cintiladora de 1270 x 1270 μm com refletor / separador e espessura de 1 mm para BGO e quatro fontes radioativas em anel.....	72

CAPÍTULO 4.....	73
4.1 APRESENTAÇÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS.....	73
4.2 Resultados da simulação da hipótese 1: Matriz 70 x 70 mm e espessura 10 mm de CsI(Tl) sem refletor.....	75
4.3 Resultados da simulação da hipótese 2.....	78
4.3.1 Resultados da hipótese 2a: Matriz 70 x 70 mm e espessura de 10 mm de CsI (Tl) com refletor de MgO	79
4.3.2 Resultados da hipótese 2b: Matriz 70 x 70 mm e espessura de 10 mm de BGO com refletor de MgO	83
4.3.3 Resultados da hipótese 2c: Matriz 70 x 70 mm e espessura de 10 mm de CsI (Tl) com refletor de Al	86
4.3.4 Resultados da hipótese 2d: Matriz 70 x 70 mm e espessura de 10 mm de CsI (Tl) com refletor de Al ₂ O ₃	89
4.3.5 Resultados da hipótese 2e: Matriz 70 x 70 mm e espessura de 10 mm de BGO com refletor de MgO e fonte na posição 3.....	93
4.3.6 Resultados da hipótese 2f: Matriz 70 x 70 mm e espessura de 10 mm de BGO com refletor de MgO e filtro de Al com fonte na posição 1	94
4.4 Resultados da simulação da hipótese 3: Matriz 7 x 7 mm e espessura de 10 mm de BGO com refletor de MgO.....	99
4.5 Resultados da simulação da hipótese 4: Matriz 3 x 3 mm e espessura de 1 mm de BGO com refletor de MgO de espessura variável 0,2, 0,4, 0,6 e 0,8 mm.....	103
4.6 Resultados da simulação da hipótese 5: Matriz 0,7 x 0,7 mm e espessura de 10 mm de BGO com refletor de MgO de espessura variável 0,02 e 0,04 mm.....	106
4.7 Resultados da simulação da hipótese 6: Matriz 0,07 x 0,07 mm e espessura variável de 1, 2 e 10 mm com material detector variável CsI(Tl), BGO, CdWO ₄ , LSO, GSO e GOS e refletor de MgO	110
4.8 Resultados da simulação da hipótese 7: Matriz 310 x 310 μm e espessura de 1 mm de BGO com refletor de MgO.....	117
4.8.1 Resultados da simulação da hipótese 7a: Matriz 310 x 310 μm e uma fonte pontual isotrópica.....	118
4.8.2 Resultados da simulação da hipótese 7b: Matriz 310 x 310 μm e duas fontes pontuais e isotrópicas.....	119

4.8.3	Resultados da simulação da hipótese 7c: Matriz 310 x 310 μm e duas fontes pontuais e isotrópicas direcionadas para o refletor.....	120
4.8.4	Resultados da simulação da hipótese 7d: Matriz 310 x 310 μm e uma fonte pontual e isotrópica direcionada para o refletor com deslocamento.....	121
4.8.5	Resultados da simulação da hipótese 7e: Matriz 310 x 310 μm e duas fontes pontuais e isotrópicas direcionadas para o refletor com deslocamento.....	122
4.9	Resultados da simulação da hipótese 8: Matriz 310 x 310 μm e uma fonte volumétrica em anel e isotrópica com refletor de MgO.....	125
4.10	Resultados da simulação da hipótese 9: Matriz 1270 x 1270 μm e duas fontes volumétricas em anel e isotrópicas com refletor de MgO.....	127
4.10.1	Resultados da simulação da hipótese 9a: Matriz 1270 x 1270 μm e duas fontes volumétricas em anel e isotrópicas com diâmetros de 420 μm e 520 μm e distantes 39 μm entre si.....	128
4.10.2	Resultados da simulação da hipótese 9b: Matriz 1270 x 1270 μm e duas fontes volumétricas em anel e isotrópicas com diâmetros de 420 μm e distantes 4 μm entre si.....	129
4.10.3	Resultados da simulação da hipótese 9c: Matriz 1270 x 1270 μm e duas fontes volumétricas em anel e isotrópicas com diâmetros de 420 μm e distantes 39 μm entre si.....	130
4.10.4	Resultados da simulação da hipótese 9d: Matriz 1270 x 1270 μm e duas fontes volumétricas em anel e isotrópicas com diâmetros de 420 μm e distantes 89 μm entre si.....	131
4.10.5	Resultados da simulação da hipótese 9e: Matriz 1270 x 1270 μm e duas fontes volumétricas em anel e isotrópicas com diâmetros de 420 μm e distantes 287 μm entre si.....	132
4.11	Resultados da simulação da hipótese 10: Matriz 1270 x 1270 μm e duas fontes volumétricas em anel e isotrópicas com material detector variável CsI(Tl), BGO, CdWO ₄ , LSO, GSO e GOS e refletor de MgO	134
4.11.1	Resultados da simulação das hipóteses 10a e 10b: Matriz 1270 x 1270 μm de CsI(Tl) e BGO e duas fontes volumétricas em anel e isotrópicas com diâmetros de 420 μm e 520 μm e distantes 39 μm entre si e refletor de MgO.....	135
4.11.2	Resultados da simulação das hipóteses 10c e 10d: Matriz 1270 x 1270 μm de CdWO ₄ e LSO e duas fontes volumétricas em anel e isotrópicas com	

diâmetros de 420 μm e 520 μm e distantes 39 μm entre si e refletor de MgO	136
4.11.3 Resultados da simulação das hipóteses 10e e 10f: Matriz 1270 x 1270 μm de GSO e GOS e duas fontes volumétricas em anel e isotrópicas com diâmetros de 420 μm e 520 μm e distantes 39 μm entre si e refletor de MgO	137
4.12 Resultados da simulação da hipótese 11: Matriz 1270 x 1270 μm de BGO e quatro fontes volumétricas em anel e isotrópicas com diâmetros de 200 μm , 300 μm , 400 μm e 500 μm	140
CAPÍTULO 5.....	143
DISCUSSÃO, CONCLUSÕES E SUGESTÕES.....	143
5.1 Discussão.....	143
5.2 Conclusões.....	145
5.3 Sugestões para trabalhos futuros.....	147
CAPÍTULO 6.....	149
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	149
ANEXOS.....	156
ANEXO A – DETALHES DE FUNCIONAMENTO DAS FIBRAS ÓPTICAS.....	156
ANEXO B – CÓDIGO *.inp.....	161
GLOSSÁRIO.....	164

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

^{123}I	-	Iodo-123 (Isótopo radioativo do iodo estável)
^{131}I	-	Iodo-131 (Isótopo radioativo do iodo estável)
^{127}I	-	Iodo-127 (Isótopo estável do iodo)
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	-	Isótopo radioativo do tecnécio em seu estado metaestável
$T_{1/2}$	-	Meia-vida física do radioisótopo
CsI:Tl	-	Iodeto de Césio ativado com Tálho
$\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$	-	Germanato de Bismuto
CdWO_4	-	Tungstato de Cádmio
$\text{Gd}_2\text{SiO}_5:\text{Ce}$	-	Silicato de Gadolínio ativado com Cério
$\text{Lu}_2(\text{SiO}_4)\text{O}:\text{Ce}$	-	Ortosilicato de Lutécio ativado com Cério
$\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}:\text{Tb}$	-	Oxisulfeto de Gadolínio ativado com Térbio
MgO	-	Óxido de Magnésio
Al_2O_3	-	Óxido de Alumínio ou Alumina

LISTA DE SIGLAS

CCD	-	“Charge Coupled Device”
CNEN	-	Comissão Nacional de Energia Nuclear - RJ
COPPE	-	Coordenação dos Programas de Pos-Graduação em Engenharia
DICH	-	Departamento de Instrumentação de Confiabilidade Humana
HUCFF	-	Hospital Universitário Clementino Fraga Filho - RJ
IEN	-	Instituto de Engenharia Nuclear – RJ
MET	-	Microscópio Eletrônico de Transmissão
MTC	-	Medidor de Taxa de Contagem
PEN	-	Programa de Engenharia Nuclear
PC	-	“Personal Computer”
UFRJ	-	Universidade Federal do Rio de Janeiro
MCNP4B	-	A General Monte Carlo N-Particle Transport Code Versão 4B
MCNP5	-	A General Monte Carlo N-Particle Transport Code Versão 5
MTF	-	Modular Function Transfer – Função Modular de Transferência
NPS	-	Noise Power Spectrum -
DQE	-	Detective Quantum Efficiency – Eficiência Quântica de Detecção
FOP	-	Fiber Optic Plate – Placa de Fibra Óptica
FOS	-	Fiber Optic Scintillation – Fibra Óptica Cintiladora
POF	-	Plastic Optic Fiber – Fibra Óptica Plástica

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

Em medicina nuclear, a radiação gama ou os fótons que são emitidos por um radioisótopo ou radiofármaco, normalmente administrado ao homem ou animal por via oral ou intravenosa, são detectados por uma câmara de cintilação. Esta técnica de exame “in-vivo” tem sido amplamente utilizada no diagnóstico por imagem para avaliar as características anatômicas irregulares associadas a determinadas doenças. (PRINCE, 1979)

No campo da pesquisa científica, voltado para o estudo histológico, são empregados métodos de exames “in-vitro” em que uma amostra de tecido pode ser avaliada por meio de um microscópio óptico ou eletrônico. Embora sejam utilizados métodos distintos, o objetivo principal das duas técnicas é a apresentação de uma imagem com qualidade desejada de modo que resultados precisos de diagnóstico possam ser alcançados.

As câmaras de cintilação ou gama-câmaras, como são também conhecidas, são tipicamente compostas de um detector cintilador acoplado a um dispositivo foto-sensor, tais como, válvulas fotomultiplicadoras, fotodiodos ou dispositivos CCD, além de um colimador de chumbo, cuja função é direcionar os fótons que são emitidos pela fonte radioativa diretamente para a janela do detector. Os parâmetros relacionados à qualidade da imagem e a detecção, tais como, a resolução espacial e a eficiência total de detecção estão direta e criticamente relacionadas não somente as características físicas do detector, como por exemplo, o material de que é constituído, mas também, a fatores geométricos associados tanto ao sistema de colimação quanto ao acoplamento do detector ao dispositivo sensor de fótons de luz (GRIGG, 1976, ATTIX, 1986, KNOLL, 1999).

O método de Monte Carlo (MC) aliado ao poder dos sistemas de computação tem se mostrado popular em diferentes áreas da física nuclear aplicada e da física médica. Este método tem sido extensamente aplicado tanto para simular processos que apresentam comportamento randômico quanto para quantificar parâmetros físicos que podem ser extremamente difíceis de serem calculados por meio de medidas experimentais, tal como o transporte de fótons em um sistema fonte - detector. Os recentes avanços tecnológicos introduzidos na área de imagem médica graças às

técnicas nucleares, tais como a tomografia computadorizada por emissão de fóton único (SPECT), tomografia por emissão de pósitron (PET) e a tomografia por emissão múltipla (MET) são ideais para modelagem e simulação por Monte Carlo devido à natureza estocástica dos processos de emissão, transporte e detecção da radiação que se aplicam a estes sistemas. O processo de otimização do sistema fonte–detector que compõem estes sistemas pode ser simulado através das técnicas de Monte Carlo com o objetivo de adquirir imagens cada vez mais precisas tanto para fins de diagnóstico quanto terapêutico. Além disso, a utilização da ferramenta de simulação permite que se faça de forma rápida e não custosa a opção do tipo de detector mais adequado ao compromisso de uma imagem com qualidade (REUVEN, 1981).

Este trabalho aborda, mais especificamente, a modelagem computacional de um sistema de detecção capaz de obter imagens biomédicas obtidas a partir de amostra de material extraído da glândula tireóide contendo radioiodo. Trata-se de uma pesquisa focada em um estudo teórico qualitativo e quantitativo, na busca do tipo de detector cintilador mais eficiente para a aquisição de imagens com dimensões micrométricas.

Dentre os variados tipos de materiais detectores cintiladores, e dispositivos sensores de luz de estado sólido, fotodiodos, CCD (Charge Coupled Device), CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) ou NMOS (N-Channel Metal Oxide Semiconductor) existentes, será realizada pesquisa na busca do tipo de material detector cintilador mais adequado, que uma vez acoplado por meio de um guia óptico à um dispositivo CCD será capaz de adquirir uma imagem de um folículo (KNOLL, 1999, GUYTON, 1984).

A técnica a ser adotada é a da cintilografia planar utilizando gama de baixa energia, onde por meio de simulação computacional será realizado um estudo completo da deposição de energia em uma matriz detectora, em função da geometria e de alguns tipos de materiais cintiladores selecionados na literatura, visando um estudo posterior do processamento e apresentação em tempo real de imagens bidimensionais da região folicular da glândula tireóide, com aplicação direta na biofísica no estudo da fisiologia a nível celular da glândula tireóide (KRUS et al., 1999, GROOT et al., 1999).

A glândula tireóide é um órgão que utiliza o iodo como matéria-prima para a produção de seus hormônios. Uma glândula normal possui dimensões da ordem de 4 a 6 cm de largura e 4 cm de altura e espessura variando de 2 a 2,5 cm, ou seja, um volume de cerca de 60 cm³ e a incorporação de um radioisótopo do iodo pela tireóide fornece a base para os exames de cintilografia. Na fisiologia do iodo na tireóide, seja iodo natural ou radioativo, a sua captação se concentra nas células denominadas

foliculares. A região folicular ou as células foliculares possuem dimensão da ordem de décimos de milímetros e o diâmetro dos folículos pode variar entre 200 μm a 900 μm . (DE GROOT et al, 1999, LARSEN et al, 1989)

A modelagem preliminar, utilizando o programa MCNP4B, do sistema capaz de obter imagens bidimensionais de ordem de grandeza micrométrica, terá como base a simulação de uma matriz cintiladora de 7 x 7 cm utilizando o CsI(Tl) e uma fonte radioativa pontual, isotrópica e monoenergética. Serão também realizados estudos com outros materiais cintiladores e disposições geométricas diferentes, dimensão dos pixels e distância fonte-detector, objetivando o desenvolvimento futuro de um sistema capaz de obter uma imagem com resolução espacial da ordem de 10 μm .

1.1 Histórico

Desde 1895, quando o físico alemão Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923) descobriu o Raio X – radiação eletromagnética com comprimento de onda entre 0,01 Å e 1 Å, o homem vem avançando na técnica de visualização de imagens com aplicações médicas, onde o uso clínico dos raios X passou a ser rotineiro. Além de Röntgen, outros cientistas famosos como, Antoin Henri Becquerel (1852-1908) na descoberta da radioatividade natural, o casal Pierre Curie (1859-1906) e Marie Curie (1867-1934) na descoberta do polônio e o engenheiro elétrico americano Hal Anger, que desenvolveu a primeira câmara de cintilação em 1952, desempenharam papel pioneiro muito importante nessa evolução tecnológica.

Por mais de 60 anos, os filmes para Raios X, em combinação com vários tipos de intensificadores de tela foram utilizados como método padrão na obtenção de imagens médicas devido a sua utilidade funcional e alta qualidade de imagem. Os filmes para Raios X realizavam as funções de captura, apresentação, armazenamento e comunicação dos dados da imagem. Este processo de inspeção radiográfica com filmes, aplicado tanto na medicina como na indústria, entretanto, é dispendioso, laborioso e consome muito tempo. (ALCÓN, 2000)

A modalidade de imageamento digital, tal como, medicina nuclear com a utilização de câmaras de cintilação SPECT, PET e TC (tomografia computadorizada) ganharam aceitação mundial a partir dos anos 70, assim como, o imageamento por ressonância magnética, a radiografia assistida por computador e a angiografia por subtração digital que surgiram a partir de 1980. Apesar da notável inovação tecnológica acrescida, uma boa parte dos exames de diagnóstico ainda utilizam o método de radiografia analógico convencional. Portanto, o compromisso dos

tecnologistas envolvidos na área está direcionado para reduzir o custo e o tempo de realização dos exames que envolvem a aquisição de imagens médicas, por meio do uso de técnicas mais adequadas e eficientes, tornando a tarefa do profissional em medicina nuclear ou radiobiologia mais rápida e confiável além de possibilitar menor dose para o paciente no caso das análises “in-vivo”. Dentre estes compromissos estão incluídos o uso de filmes digitalizadores, sistemas de radiografia baseados em computadores, conversores digitais de intensificadores de imagem e sistemas sofisticados de micro-radiografia.

Na área da biofísica, existe a contribuição dos poderosos microscópios eletrônicos ou óticos os quais podem ser acoplados a sistemas de imagem em tempo-real proporcionando ao pesquisador uma eficiente ferramenta de diagnóstico por imagem. A punção aspirativa da tireóide com agulha fina, por exemplo, é um tipo de exame utilizado na investigação das doenças da glândula tireóide. A amostra de material é coletada e estendida em pequenas lâminas de vidro e posteriormente são analisadas e encaminhadas ao laboratório de patologia, onde é realizado o exame de citopatologia por meio de microscópio óptico ou, mais raramente, com microscópio eletrônico de transmissão.

O estado atual da arte no que se trata de equipamentos envolvendo imagens médicas (in-vivo) ou imagens de tecidos extraídos de órgãos de seres humanos ou pequenos animais (in-vitro) é bastante vasto, mediante o fato de que diversos trabalhos são encontrados na literatura.

Verifica-se uma evolução muito grande no sentido de, a cada dia, suprir os equipamentos médicos e biomédicos de potencialidades que permitam a obtenção de imagens com resolução espacial cada vez melhor, não deixando de considerar o principal parâmetro que norteia estes equipamentos, que é a eficiência de detecção do meio detector. Grande parte dos trabalhos que compõem a literatura utiliza técnicas reconhecidamente muito eficientes baseadas em câmaras de cintilação gama (SPECT) e tomógrafos de terceira ou quarta geração, tecnologia esta que vem se desenvolvendo muito, porém a um custo relativamente alto. Apesar disso muitos pesquisadores ainda continuam utilizando as técnicas de imagem mais primitivas baseadas em cintilografia planar por emissão e a radiografia convencional por transmissão de raios X.

As câmaras de cintilação ou gamas câmaras são equipamentos que produzem imagens bidimensionais, determinando a distribuição da radiação, o tempo de trânsito ou absorção de um determinado fármaco associado a um radionuclídeo de meia-vida curta em um órgão específico, mediante a administração deste radiofármaco ao ser

vivo. A gama câmara produz a imagem através da acumulação de muitos eventos durante um determinado tempo de exposição.

De um modo geral, as imagens obtidas por emissão gama podem ser divididas em três categorias: Imagem convencional ou imagem planar; SPECT (Tomografia de emissão de fóton único) e PET (Tomografia por emissão de pósitrons), cada uma com suas vantagens e desvantagens, inerentes aos processos de interação da radiação com o material a ser analisado, detecção da radiação, processamento e geração da imagem.

Diversas teorias e trabalhos estão disponíveis na literatura específica que trata do assunto, onde são apresentadas algumas técnicas valiosas no sentido de conceituar, obter resultados, qualificar procedimentos e estabelecer métodos que venham a atender cada vez mais esta crescente demanda mundial por equipamentos de aquisição de imagens médicas. Pode-se, porém, dentre estes trabalhos, destacar alguns mais relevantes que foram utilizados como referência para o estudo em questão, que são apresentados a seguir em ordem cronológica.

Um trabalho realizado no Canadá por MONAJENI, T. T. et al. (2004) apresenta um estudo simulado por MC para modelar o MTF (Modulation Transfer Function), o NPS (Noise Power Spectrum) e o DQE (Detective Quantum Efficiency) de um sistema constituído de um detector cintilador e uma matriz formada de fotodiodos, com aplicação em tomografia computadorizada. Os autores desenvolveram uma pesquisa para determinar a energia depositada em um cristal detector utilizando o programa EGSnrc e posteriormente simular o transporte dos fótons de cintilação gerados no cristal em direção aos fotodiodos. O experimento foi realizado com detector cintilador de CdWO_4 e CsI(Tl) com dimensões de $0,275 \times 0,8 \text{ cm}^2$ e realizados ensaios com espessuras de detector de 0,4, 1, 1,2, 1,6 e 2 cm. Um protótipo foi montado utilizando 8 detectores de CdWO_4 , cada um com volume de $0,275 \times 0,8 \times 1 \text{ cm}^3$. A energia dos fótons incidentes no detector foi de 1,25 MeV fornecida por uma fonte de Cobalto-60.

Um outro trabalho desenvolvido por GRUBER, G. J. et al. (2002), estuda o desempenho de uma câmara compacta de imageamento gama formada por um colimador de buracos hexagonais e uma matriz de 64 elementos constituída de detector de CsI (Tl) com volume de $3 \times 3 \times 5 \text{ mm}^3$ acopladas opticamente a fotodiodos PIN de baixo ruído, fabricados comercialmente. Este estudo demonstra que o sistema sugerido apresenta fuga de corrente muito baixa da ordem de 28 pA por "pixel", uma eficiência quântica de cerca de 80% para o comprimento de onda de 540 nm do CsI (Tl) , resolução em energia (FWHM) de 23,4% e resolução espacial intrínseca de 3,3 mm (FWHM). Segundo o autor os ensaios foram realizados a temperatura ambiente

para a energia de 140 keV do ^{99m}Tc . O trabalho foi desenvolvido para aplicação no imageamento de tumores de mama.

Um outro interessante trabalho realizado na Suíça por KOHLBRENNER, A. et al. (2000) relata um sistema microtomográfico de imagem em 3D que utiliza a técnica de geometria de múltiplo feixe em leque. Neste trabalho, o autor apresenta uma solução para o problema de varredura de objetos em alta velocidade com boa resolução espacial. O sistema se baseia em uma fonte de radiação produzida por um tubo de raios X com foco em linha, um colimador de finas camadas e um detector 2D acoplado por fibra ótica a um dispositivo CCD. Um feixe de raios X de 50 kV é colimado em finas camadas em forma de leque criando um campo de radiação que passa pela câmara onde está situada a amostra a ser analisada, e alcançando o detector posicionado a 25 cm da fonte de radiação. A unidade de detecção é formada de um CCD com área sensível de $26,6 \times 6,6 \text{ mm}^2$ e resolução de 255×1024 "pixels" acoplado a detector cintilador GOS:Tb com espessura de $60 \mu\text{m}$ e fibra ótica. O material GOS:Tb possui picos de emissão máxima em 630 nm e 720 nm. Foram realizadas simulações por MC para otimizar a espessura do cintilador, a eficiência de cintilação e a resolução espacial.

Outro trabalho interessante envolvendo imagem "in-vivo" de pequenos animais foi realizado por GOERTZEN, A. L. et. al (2004). Trata-se de um estudo realizado com 4 tipos de detectores para se determinar o detector mais apropriado para realizar tomografia por Raio X em ratos. A tabela 2.1 apresenta as características dos detectores avaliados no estudo.

O autor descreve que embora os dispositivos CCD sejam muito utilizados comercialmente em tomografia por raios X em ratos, a sua aplicação maior como câmeras CCD tem sido direcionadas para mamografia digital, radiologia convencional e imagem em neonatais.

GOERTZEN utilizou em seu trabalho detectores diretos do tipo selênio amorfo (a-Se), em que os raios X interagem com uma camada de material fotocondutivo e a sua energia é convertida em carga. Esta carga é coletada por uma matriz formada por um conjunto de "pixels" de capacitores. Também foram utilizados detectores indiretos (B, C, D) em que a radiação interage com uma tela cintiladora. A energia é convertida em luz que por sua vez é detectada e convertida em carga por uma matriz sensível a luz, como um CCD ou um a-Si (amorfo Silício). Neste estudo foram utilizadas telas cintiladoras de GOS e CsI (TI) com espessura de $140 \mu\text{m}$. O tubo de raios X utilizado opera em 40 kVp e os sistemas A, B, C e D foram avaliados utilizando uma janela de alumínio com espessuras de 0,5 mm e 1,0 mm. O autor avaliou as características de função transferência de modulação (MTF), o espectro de potência do ruído (NPS) e a

eficiência quântica de detecção (DQE). GOERTZEN também mediu o MTF utilizando o método de Fujita et. al (1992).

Tabela 2.1: Comparação entre os quatro tipos detectores de Raios X aplicados na tomografia computadorizada (TC) em ratos.

Detector	Selênio amorfo (A)	Silício amorfo (B)	CCD (C)	CCD (D)
Fabricante	Thermotrex	PARC	Dalsa-Medoptics	Dalsa-Medoptics
Tipo de detector	Direto	Indireto	Indireto	Indireto
Detector ou material cintilador	a -Se	a -Si + minR GOS	minR GOS	minR GOS ou CsI (TI)
Dimensão do "pixel" (µm)	66 x 66	75 x 75	67,55 x 67,55 Efetivo devido a fibra (3:1)	48,23 x 48,23 Efetivo devido a fibra
Dimensão da matriz (pixels)	1024 x 832	512 x 512	1024 x 1024	1024 x 1024
Dimensão do detector (cm)	6,75 x 5,49	3,84 x 3,84	6,9 x 6,9	4,9 x 4,9

FONTE: Goertzen. A. L. et al, Phys. Med. Biol. 49 (2004) 5251 - 5265

1.2 Contextualização do Problema

O custo que envolve a aquisição de sistemas médicos para a realização de exames de diagnóstico por imagem é normalmente muito grande. Isto se deve ao fato de que grande parte dos equipamentos que constituem essa ferramenta utiliza tecnologia importada. Juntamente com essa dificuldade existe o sério problema de manutenção permanente e preventiva a que estes equipamentos estão sujeitos e devem ser submetidos, pelo simples objetivo de evitar que o usuário final, o paciente, sofra ainda mais tendo muitas das vezes que adiar um determinado exame por falhas

inesperadas nesses equipamentos. Apesar deste inconveniente, os hospitais e clínicas e instituições de pesquisa continuam importando cada vez mais estes equipamentos de alto valor aquisitivo, considerando que este custo será diluído ao longo do tempo através do alto preço a que estes exames são atualmente realizados. Deve-se, no entanto, considerar que a relação custo – benefício que envolve a utilização destes sistemas é muito grande pelo simples fato de proverem resultados de imagens com um padrão de qualidade excelente. Porém, estes benefícios, ainda estarão sujeitos à regras impostas por seus fabricantes, tanto no programa de manutenção através do fornecimento de peças de reposição como no domínio tecnológico que predomina no desenvolvimento destes equipamentos.

As técnicas atuais para visualização de imagens microscópicas se baseiam em microscopia óptica ou eletrônica em que todo o conjunto está acoplado a uma câmara CCD que por sua vez apresenta a imagem observada diretamente em um monitor de vídeo de grande resolução. Mais uma vez está-se diante de um equipamento com características técnicas excelentes capaz de fornecer resultados e imagens de objetos de dimensões microscópicas com ótima qualidade, porém com tecnologia importada.

O desafio deste estudo visa estudar uma técnica para visualização de imagens microscópicas em tempo real utilizando emissão radioativa do objeto, procurando otimizar a geometria fonte-detector e os materiais que compõem o detector cintilador. Acoplando o detector a um dispositivo CCD e por sua vez a um sistema eletrônico de processamento das informações captadas pelo CCD será possível armazenar em memória digital todos os dados da imagem que compõe o objeto, e resultando na apresentação final de uma imagem com qualidade compatível com aquela observada por um microscópio óptico.

1.3 Objetivos do Trabalho

Em geral, o objetivo do imageamento médico é a avaliação médica de tecidos e funções de órgãos do corpo humano ou animal. Esta avaliação, pode ser obtida por meio de estudo de tecidos normais e anormais, causados por doenças ou acidentes ou simplesmente o estudo científico de determinados tecidos para verificar o seu comportamento fisiológico ou a sua anatomia quando submetidos a determinadas condições. A qualificação e quantificação de uma imagem podem ser obtidas através de formato bidimensional ou tridimensional, para assim se extrair a máxima

informação destas imagens e, portanto, diagnosticar doenças o mais cedo possível, com maior precisão e com menor exposição à radiação ionizante. O objetivo deste trabalho está subdividido em três etapas como segue:

1.3.1 Objetivos

- Modelagem por MC de um sistema fonte – detector cintilador capaz de adquirir imagens bidimensionais com ordem de grandeza micrométrica, por emissão radioativa, para estudos “in-vitro” da glândula tireóide com aplicação direta no estudo histológico e fisiologia da região folicular;
- Identificar o comportamento da distribuição da energia total depositada em uma matriz detectora para vários tipos materiais detectores cintiladores: CsI:TI, BGO, CdWO₄, LSO, GSO e GOS;
- Caracterização dos parâmetros relativos à geometria fonte-detector que proporcionem uma imagem de um ou mais folículos com contraste e intensidades adequados e resolução de 10 x 10 µm.

Pretende-se com este trabalho de pesquisa teórica desenvolver um modelo de sistema de aquisição de imagem micrométrica através de simulação por Monte Carlo visando levantar possíveis parâmetros técnicos e características físicas relativas ao conjunto fonte radioativa e detector cintilador que por sua vez poderá ser acoplado a um dispositivo foto-sensor tipo CCD específico por meio de um guia óptico. Estes parâmetros servirão de base para o projeto futuro de um sistema físico completo de aquisição de imagem do tecido celular da glândula tireóide, tendo como principal premissa o baixo custo aliado a uma qualidade de imagem compatível com os sistemas de imageamento médico hoje existentes, visando atender a demanda crescente que existe atualmente em nosso país por parte dos pesquisadores e médicos dedicados à área da medicina nuclear e fisiologia endócrina.

1.4 Importância e Contribuições

Atualmente existem vários tipos de equipamentos, importados, disponíveis em laboratórios de pesquisas, hospitais e clínicas do país para a realização de exames de radiodiagnóstico por imagem. Nesta lista de equipamentos estão incluídos os microscópios ópticos, os eletrônicos de transmissão ou varredura, que são muito utilizados em instituições de pesquisa do país e mais recentemente o microscópio confocal. Porém, o custo que envolve a aquisição destes equipamentos, quase sempre recai no elevado preço dos exames para o público em geral. Desse modo, acredito, que a iniciativa deste trabalho irá agregar conhecimento tecnológico para o desenvolvimento no país de um sistema de diagnóstico por imagem planar de baixo custo aplicado diretamente na pesquisa da malignidade de patologias do tecido tireoideano.

Através do método simulado é possível se determinar de forma segura, confiável e não custosa, o tipo de cintilador e/ou geometria fonte-detector mais adequada para a modelagem de um sistema de cintilografia dedicado ao mapeamento em tempo real de imagens micrométricas.

1.5 Organização do Trabalho

Nos capítulos que se seguem será apresentada uma visão geral, abordando os aspectos considerados importantes para a compreensão do trabalho.

O capítulo 2 apresenta uma breve descrição dos fundamentos teóricos relacionados com as técnicas de cintilografia e microradiografia da glândula tireóide, além de uma retrospectiva da evolução das técnicas de diagnóstico empregadas para exame em medicina nuclear, uma abordagem básica sobre os conceitos de imagem digital, tipos de matérias cintiladores aplicados a imagens médicas e sensores de imagem, apresentação do método Monte Carlo aplicado à simulação de transporte de partículas, alguns conceitos básicos de física nuclear aplicada com ênfase na interação da radiação gama com a matéria, além de outras informações importantes para uma melhor compreensão do tema da tese aqui apresentada.

O capítulo 3 apresenta os materiais e as metodologias adotadas durante a

realização das simulações utilizando os códigos MCNP versão 4B, rodando em microcomputador do tipo PC (personal computer).

No capítulo 4 são apresentados os resultados obtidos através de histogramas e imagens bidimensionais e ao final de cada resultado foi realizada uma análise resumida das diversas hipóteses de sistemas fonte - detector propostas.

No capítulo 5 são apresentadas as discussões, conclusões e algumas sugestões que foram desenvolvidas para aprimorar a técnica atualmente utilizada para exames da glândula tireóide ao nível de imagem microscópica.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 A Medicina Nuclear

A Medicina Nuclear é uma especialidade da medicina que emprega fontes abertas de radionuclídeos cuja finalidade pode ser diagnóstica e também terapêutica. Habitualmente os materiais radioativos são administrados in-vivo e apresentam distribuição específica para determinados órgãos ou tipos de células. Esta distribuição pode ser ditada por características do próprio elemento radioativo, como no caso das formas radioativas do iodo, que a semelhança do iodo não-radioativo é captado pela tireóide que o emprega na síntese hormonal. Outras vezes o elemento radioativo é ligado a um outro grupo químico, formando um radiofármaco com afinidade por determinados tecidos, como no caso dos compostos a base de fosfato, ligados ao ^{99m}Tc (tecnécio-99m) que são captados pelos ossos.

Nas aplicações diagnósticas a distribuição do radiofármaco no corpo do paciente é conhecida a partir de imagens bidimensionais (planares) ou tomográficas (SPECT), geradas em um equipamento denominado câmara cintilográfica. A maior ou menor captação dos compostos permite avaliar a função dos tecidos, ao contrário da maioria dos métodos radiológicos que dão maior ênfase na avaliação anatômica dos órgãos. A avaliação funcional realizada pela medicina nuclear traz, muitas vezes, informações diagnósticas de forma precoce em diferentes patologias.

O desenvolvimento deste trabalho visa o atendimento a algumas aplicações importantes dedicadas à área de fisiologia endócrina, tais como: Análise “in-vitro” de amostras de tecido de uma glândula tireóide com função hipercaptante com o objetivo de verificar a capacidade de captação do radioiodo; Radiobiologia molecular para identificar anomalias precoces do metabolismo do iodo na célula folicular; Determinar e comparar o comportamento funcional dos folículos em regiões com diferentes nódulos; Avaliar se há heterogeneidade da função no caso de hipertireoidismo; Detectar a presença e localização de metástases em câncer de tireóide e carcinoma folicular.

A desintegração radioativa da maioria dos radionuclídeos empregados em medicina nuclear cai para a metade (tempo denominado de meia-vida) em questão de horas, dias ou minutos e a radiação emitida é do tipo gama, similar aos raios X. O tempo de permanência dos materiais radioativos no corpo do paciente é ainda mais reduzido considerando-se que muitas vezes ocorre eliminação deste pela urina em razão da meia-vida biológica. Tomando como exemplo o ^{99m}Tc (tecnécio), isótopo empregado para a marcação da maioria dos radiofármacos, verificamos que sua meia-vida é de apenas 6 horas e emite radiação gama com energia de 140 keV. A dose de radiação baixa dos procedimentos diagnósticos é, de modo geral, similar ou inferior à de outros métodos diagnósticos que empreguem os raios X.

Alguns radioisótopos emitem radiação beta, com muito maior poder de ionização dos tecidos do que a radiação gama. Estes materiais também têm sua captação dirigida para certos tecidos, como no exemplo do ^{131}I (iodo-131), que também emite radiação gama, porém com energia principal de 364 keV, e que é captado pela glândula tireóide. O ^{131}I possui uma meia-vida física de 8,02 dias e quando administrado em altas atividades estes isótopos podem ser empregados com finalidade terapêutica. O ^{131}I permite a redução seletiva do parênquima glandular em casos de hipertireoidismo ou mesmo o tratamento de metástases do carcinoma bem diferenciado da tireóide. Outro isótopo do iodo também muito utilizado para fins de radiodiagnóstico é o ^{123}I (iodo-123), que possui características físicas ideais para exames de captação e cintilografia da tireóide, emitindo radiação gama com energia de 159 keV e com uma meia-vida de 13,2 horas (LEDERER, 1978, SILVA, 2001).

2.2 Anatomia e Histologia da Glândula Tireóide

A glândula tireóide é uma dos maiores órgãos endócrinos do corpo, pesando em condições normais, entre 15 g e 20 g para indivíduos adultos Norte Americanos, sendo que este peso pode variar de acordo com a origem da população, da região ou do país, em função da composição alimentar predominante. Está localizada imediatamente abaixo da laringe, de cada lado da traquéia e à sua frente, secreta grande quantidade de dois hormônios, a tiroxina (T4) e a triiodotironina (T3), que exercem profundo efeito sobre o metabolismo corporal (LARSEN, 1998).

Além disso, a glândula tireóide possui uma potencialidade de crescimento muito grande, podendo atingir até centenas de gramas no caso de Bócio. Uma

glândula tireóide normal é formada de dois lobos unidos por uma estreita e fina formação de tecido chamada de istmo. A figura 2.1 apresenta uma foto de uma glândula tireóide com seu aspecto em forma de “borboleta”. Sua composição principal é de água (70% a 85%) e proteína (10% a 20%) e outros elementos em percentuais menores (GUYTON, 1984).

O istmo possui aproximadamente de 0,5 cm de espessura, 2 cm de largura e 2 cm de altura. Cada lobo possui cerca 2,0 a 2,5 cm de espessura e largura em seu diâmetro mais largo e cerca de 4,0 cm de altura. Ocasionalmente, em casos em que existe o Bócio, poderá ocorrer o lobo piramidal que é uma ponta de tecido tireoideano que se estende entre o istmo e o lobo esquerdo da tireóide. O lobo direito é normalmente mais vascular e freqüentemente mais volumoso do que o lobo esquerdo.

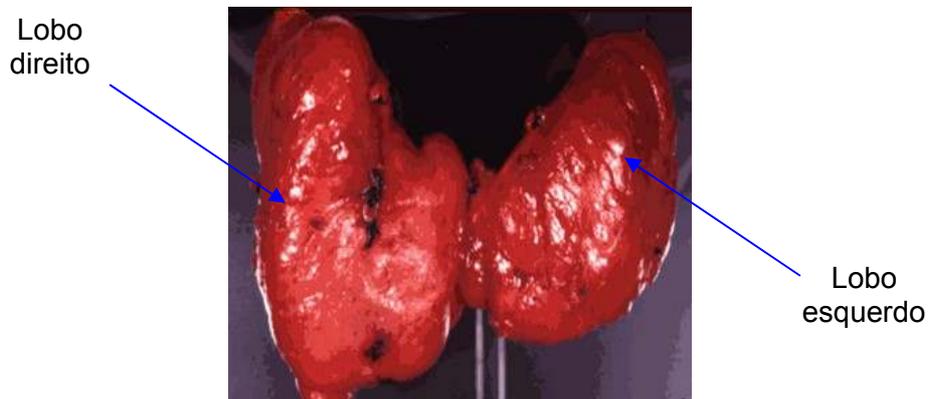


Figura 2.1: Representação real de uma glândula tireóide, onde pode ser observado cada um dos lobos esquerdo e direito unidos pelo istmo. Fonte: GUYTON, 1984.

A composição celular da glândula tireóide é formada por conjuntos de pequenas cavidades ou bolsas bem próximas umas das outras, denominadas folículos, as quais estão conectadas entre si por uma rica rede capilar. O interior dos folículos é constituído e preenchido por massa colóide protéica, lançando suas secreções no interior dos folículos, sendo, normalmente o maior constituinte de toda a massa da glândula tireóide. O principal constituinte do colóide é uma glicoproteína de grande porte, a tiroglobulina, que contém os hormônios tireóideos como parte de sua molécula (LARSEN, 1998).

O diâmetro dos folículos varia consideravelmente dentro de uma mesma região da glândula de cerca de 200 μm à aproximadamente 900 μm (LARSEN, 1998).

A função de acumulo de iodo de cada folículo varia conforme sua área superficial. A figura 2.2 apresenta uma imagem de um conjunto de folículos obtida por meio de um microscópio.

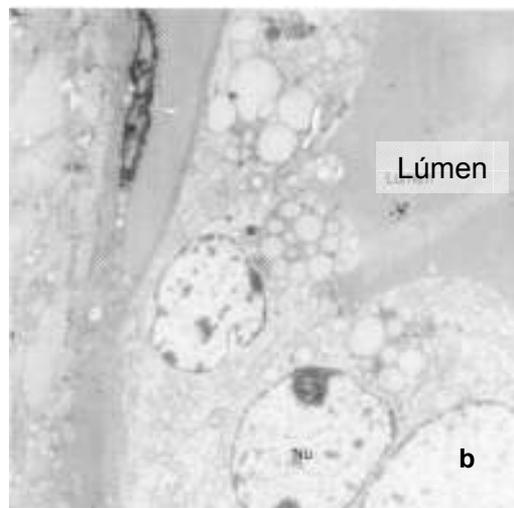
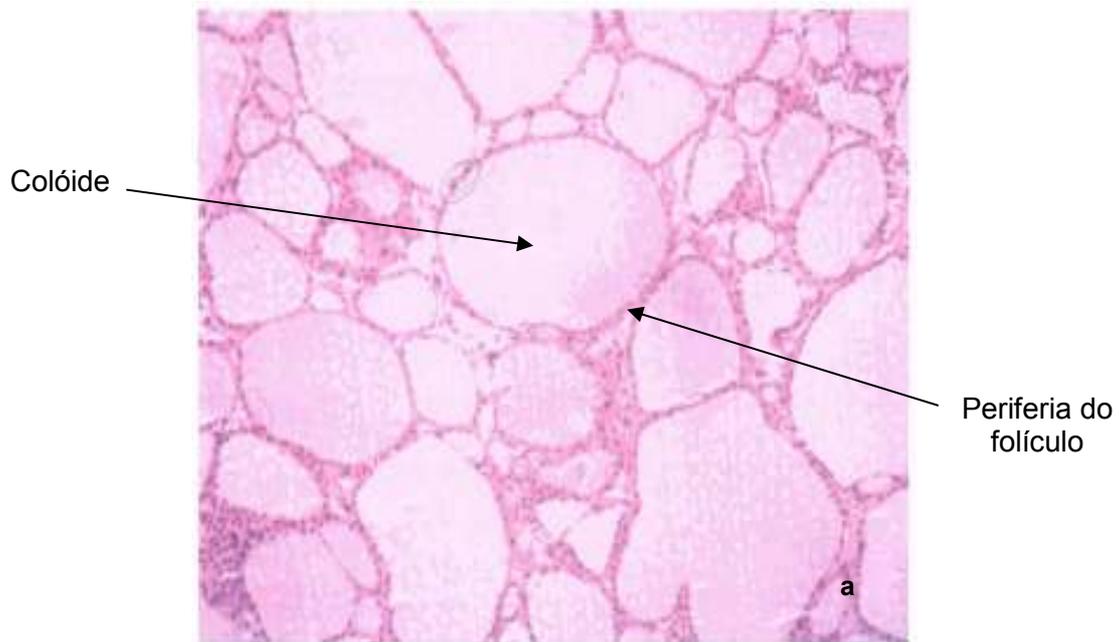


Figura 2.2: (a) Detalhes da imagem de uma amostra de tecido tireoideano, obtida com microscópio óptico onde pode ser visto a forma ovóide ou circular dos folículos. (b) Detalhe da célula folicular situada na periferia do folículo, obtida com microscópio eletrônico. FONTE: Laboratório de Fisiologia Endócrina – UFRJ.

2.3 Fisiologia do Iodo na Glândula Tireóide

O iodo é a matéria-prima integrante da molécula do hormônio produzido pela glândula tireóide. O processo de extração do iodo pela glândula e sua subsequente incorporação para a formação dos hormônios, fornece a base para exames de captação e imagem do órgão.

Tanto no teste de captação, quanto de cintilografia quando é realizada a obtenção da imagem, ambos têm em comum a administração ao paciente de radioisótopos que o corpo não é capaz de distinguir daqueles que ocorrem naturalmente, no caso da glândula tireóide, o ^{127}I , que é o isótopo estável do iodo. Ao contrário de outros testes, os procedimentos de captação e de cintilografia se complementam, e quando realizados em conjunto, permitem uma avaliação direta da função glandular.

Embora outros tecidos do corpo, como por exemplo, os que formam as glândulas salivares, glândulas lacrimais e as glândulas mamárias possam extrair o iodo a partir do sangue, apenas a glândula tireóide é capaz de armazenar o iodo por um apreciável período de tempo.

Quando um traçador de iodeto é administrado ao paciente, ele rapidamente se mistura ao iodo estável extratireoideano e passa a ter um comportamento idêntico ao do isótopo estável. Assim, a quantidade de radioiodo absorvido pela tireóide aumenta gradualmente, enquanto que o iodo extratireoideano circulante pelo corpo diminui gradualmente até que todo iodo livre seja quase totalmente absorvido pela tireóide. Esta situação é normalmente alcançada entre 24 horas e 72 horas após a sua administração.

A medida do percentual de iodo incorporado pela glândula é o método de teste mais comum que utiliza a administração de radioisótopos, o qual é administrado oralmente ao paciente na forma líquida. A quantidade de radioiodo acumulado é medida em determinados intervalos de tempo utilizando contador de cintilação gama.

O percentual de iodo medido 24 horas após a administração do radioiodo é muito útil, pois permite verificar se a glândula tireóide alcançou o ponto de máxima acumulação do isótopo e também porque após este período obtém-se uma melhor separação entre níveis de absorção alta, normal e baixa. (DE GROOT, 1999, CORBO, 1995)

2.4 Metabolismo do Iodo na glândula tireóide

A principal função da glândula tireóide é a produção de quantidades determinadas de seus hormônios para atender a demanda dos tecidos do corpo. Isto requer uma incorporação diária de iodo, suficiente para permitir a síntese diária de aproximadamente 100 µg do hormônio T4. A formação de quantidades normais de hormônio depende, portanto, de uma disponibilidade adequada de quantidades de iodo pelo organismo.

Considerando o fato de que pelo menos 1 milhão de pessoas vivem em regiões com deficiência de alimentos à base de iodo, estes indivíduos estarão sujeitos a doenças relacionadas à tireóide, tais como, o bócio endêmico e o cretinismo. Um mínimo de 60 µg /dia de iodo é necessário para a síntese dos hormônios da tireóide e pelo menos 100 µg /dia eliminaria todos os sinais de deficiência de iodo de uma população (LARSEN, 1998 pp 392, FILETTI et al, 1999).

A maior parte dos tecidos tem receptores para os hormônios tireoideanos e, desta forma, a tireóide é uma glândula capaz de interferir no metabolismo das células de quase todos os órgãos. O folículo tireoideano é constituído pelas células principais ou foliculares. As células parafoliculares também denominadas célula C, localizam-se junto à membrana basal dos folículos sem qualquer contato com o colóide que forma a região central do folículo.

A tireoglobulina é uma glicoproteína produzida pelas células foliculares e armazena T3 e T4 dentro do folículo e a célula C secreta calcitonina, que não é hormônio tireoideano, embora seja produzida pela tireóide.

Para que seja formada a quantidade normal de tiroxina e triiodotironina, é necessária a ingestão de cerca de 50 mg de iodo a cada ano, ou seja, aproximadamente 1 mg por semana. O iodo é absorvido sob a forma salina, mas deve estar sob a forma iônica (NaI – Iodeto de sódio). Ele é absorvido no duodeno e daí vai para a corrente sanguínea para ser transferido para as células glandulares da tireóide e, daí para, o folículo. Uma etapa essencial da formação dos hormônios da tireóide é a conversão dos íons iodeto a uma forma oxidada de iodo que é capaz de se combinar ao aminoácido *tirosina*. Essa oxidação do iodeto é promovida pela ação da enzima *peroxidase* e pelo peróxido de hidrogênio. A figura 2.3 apresenta esquematicamente o metabolismo do iodo na glândula tireóide resultando na produção dos seus hormônios T3 e T4 (GUYTON, 1984, FILETTI et al., 1999).

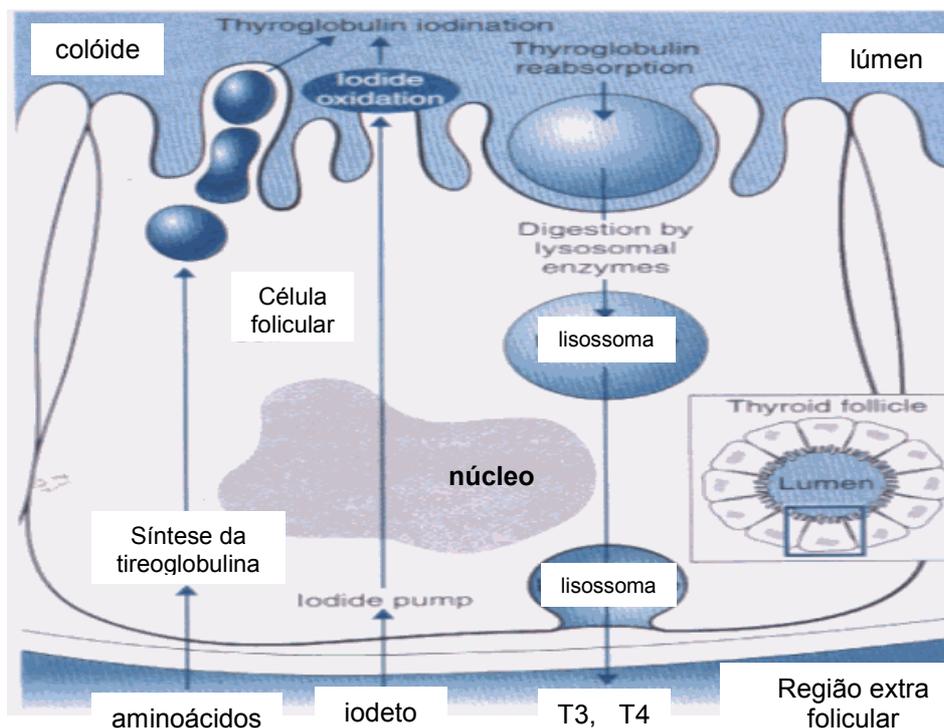


Figura 2.3: Metabolismo do iodo na glândula tireóide. Observa-se o transporte do iodo na forma de iodeto da corrente sanguínea para a célula folicular, com a liberação dos hormônios T3 (triiodotironina) e T4 (tiroxina) para a região extra folicular. A região acinzentada corresponde ao núcleo da célula. Fonte: FILETTI et al., 1999 (<http://www.jorgebastosgarcia.com.br/endocrino1.html#Tireóide> – 22/04/2005)

2.5 Interação da radiação gama com a matéria

As radiações ionizantes, em geral, se caracterizam pelas suas habilidades de excitar e ionizar átomos da matéria com a qual interagem. Considerando que a energia necessária para que um elétron de valência escape do átomo seja da ordem de 4 à 25 eV, estas radiações devem carregar energia cinética ou “quantum” de energia superior a essa faixa de energia para que sejam consideradas ionizantes. Quando associado ao comprimento de onda, este critério também poderia incluir as radiações eletromagnéticas compreendidas até 320 nm, que inclui a faixa de radiação ultravioleta (UV), situada entre 10 nm e 400 nm (ATTIX, 1986). Os raios X ou raios gama por serem mais energéticos possuem um menor comprimento de onda, e, portanto, são

capazes de produzir indiretamente um maior número de excitações e ionizações na matéria ou material absorvedor. A figura 2.4 apresenta o largo espectro das ondas eletromagnéticas ionizantes e não ionizantes onde se observa a relação entre a energia (eV), frequência (Hz) e o seu comprimento de onda (nm).

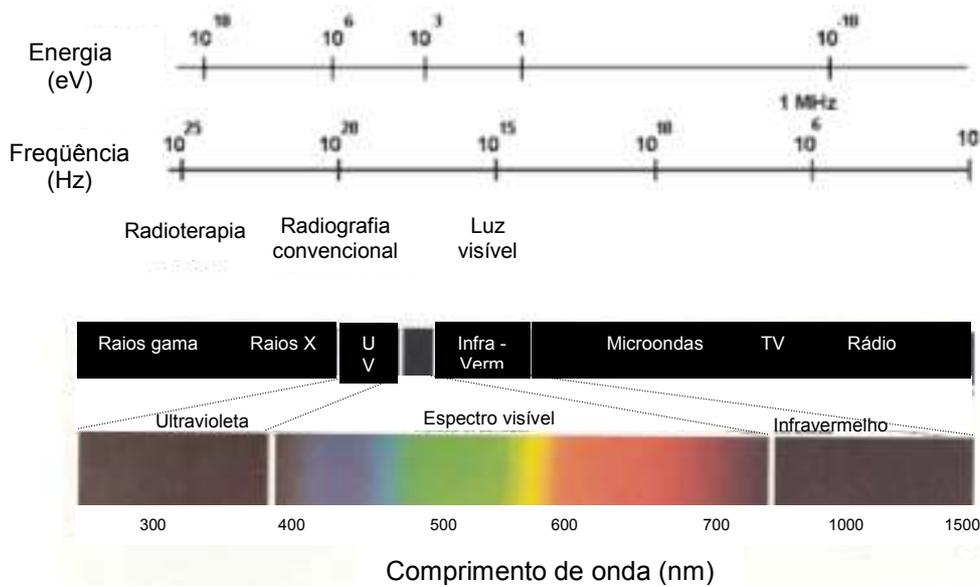


Figura 2.4: Espectro das radiações eletromagnéticas.

A energia de um raio-X ou raio gama está relacionada a sua frequência pela equação 2.1.

$$E = h\nu = h \frac{c}{\lambda} \quad (2.1)$$

onde : $h = 6,626 \times 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$ ou $4,135 \times 10^{-15} \text{ eV} \cdot \text{s}$ (Constante de Planck)*

$\nu =$ frequência (hz)

$c =$ velocidade da luz ($2,998 \cdot 10^8 \text{ m/s}$ ou $2,998 \cdot 10^{17} \text{ nm/s}$)*

λ = comprimento de onda (nm)

O comprimento de onda (λ) está relacionado à energia do fóton pela equação 2.2.

$$\lambda = \frac{1,240 \cdot 10^3}{E} \quad (\text{nm}) \quad (2.2)$$

onde: E é dado em eV.

* Obs.: Publicado em CODATA Bulletin 63, "The 1986 Adjustment of the Fundamental Physical Constants", November, 1986 e na Rev. Mod. Phys. 59 (1987) 1121.

2.5.1 Absorção fotoelétrica e Espalhamento Compton

Embora existam vários mecanismos possíveis de interação da radiação gama com a matéria, apenas três tipos principais desempenham papel de maior relevância em medidas ou detecção das radiações. São eles: Absorção fotoelétrica, Espalhamento Compton e Produção de pares. Todos estes processos produzem uma transferência parcial ou total da energia do fóton de raio gama para os elétrons das camadas eletrônicas que formam os átomos de que é constituída toda a matéria. Estes processos de interação têm como resultado a produção de eventos rápidos e repentinos que mudam a história do fóton primário incidente, podendo este desaparecer por completo ou sofrer espalhamento (desvio) de sua trajetória inicial de um ângulo significativo. (KNOLL, 1999)

Os fótons são classificados conforme os seus modos de origem e não propriamente pela sua energia. Assim, os raios gama são uma forma de radiação eletromagnética que acompanha as transições nucleares. O "Bremsstrahlung", ou raios X contínuos, são os resultados da aceleração de elétrons livres ou outras partículas carregadas. Por outro lado, os raios X característicos são emitidos durante as transições que podem ocorrer entre os elétrons situados nas camadas eletrônicas

K, L e M do átomo. (EVANS, 1968). A Radiação de Aniquilação é emitida quando um elétron do átomo da matéria se combina com um pósitron.

A absorção fotoelétrica ou efeito foto elétrico predomina para raios gama de baixa energia (até algumas centenas de keV), a produção de pares por sua vez ocorre para altas energias predominando na faixa acima de 5 a 10 MeV, enquanto o espalhamento Compton que é o mais provável de todos os processos de interação abrange a faixa de energia situada entre estes extremos.

O número atômico (Z) do meio de interação (matéria) com o fóton exerce forte influência nas probabilidades relativas destes três processos de interação, sendo que a maior probabilidade de ocorrência destas variações envolve a secção de choque para absorção fotoelétrica, a qual varia aproximadamente de Z^4 a Z^5 . Como a absorção fotoelétrica é o modo preferido de interação, a escolha de detectores para cintilografia gama que incorporem materiais com alto número atômico será bastante favorável.

2.5.1.1 Absorção Fotoelétrica

O processo de absorção fotoelétrica é um efeito físico no qual o fóton de raio gama incidente desaparece completamente ao interagir com o átomo do material absorvedor. Neste processo, surge o fotoelétron que é ejetado pelo átomo com uma energia quase igual à energia do fóton incidente. As interações ocorrem com o átomo como um todo e não com os elétrons livres. Para raios gama de energia suficiente, a origem mais provável do fotoelétron é a camada K do átomo que aparece com uma energia cinética dada pela equação 2.3. A conservação do momento é feita através da pequena energia adquirida pelo átomo de recuo sendo que esta energia usualmente pode ser desprezada.

$$E_{e^-} = h\nu - E_b \quad (2.3)$$

onde: E_b = energia de ligação do elétron ejetado à sua camada eletrônica de origem.

Para baixas energias gama, com algo em torno de poucas centenas de keV, o fotoelétron carrega a maior parte da energia do fóton original. Além do fotoelétron, a interação também cria um átomo ionizado com uma lacuna deixada em uma de suas camadas eletrônicas pelo elétron ejetado. Como o átomo precisa se estabilizar novamente, rapidamente esta lacuna é preenchida pela captura de um elétron livre do meio absorvedor ou através da reorganização dos elétrons oriundos de outras camadas do átomo. Portanto, são gerados fótons de raios X que podem tanto serem novamente reabsorvidos pelo átomo quanto escapar na forma de raios X característicos. Em alguns casos, pode ocorrer a emissão de um elétron Auger, em substituição aos raios X característicos, carregando a energia de excitação do átomo (KNOLL, 1999).

Uma simples expressão analítica não é válida para definir, dentro de todas as faixas de energia gama (E_γ) e de número atômico (Z), a probabilidade de absorção fotoelétrica (τ) por átomo, porém pode ser feita uma aproximação por meio da equação 2.4.

$$\tau \cong \text{cte} \cdot \frac{Z^n}{E_\gamma^{3.5}} \quad (2.4)$$

onde: o expoente n varia entre 4 e 5 sobre a região de energia gama de interesse;

Esta grande dependência da probabilidade de ocorrência de absorção fotoelétrica sobre o número atômico do material é razão preponderante para a utilização de materiais de alto Z , tal como o chumbo, em blindagens de raios X (KNOLL, 1999).

2.5.1.2 Espalhamento Compton (Incoherent)

No processo de espalhamento Compton, o fóton de raio gama incidente ($h\nu$) sofre alteração do seu ângulo de incidência original de um valor θ quando interage com o elétron (e^-) no material absorvedor. O diagrama esquemático deste processo é

apresentado na figura 2.5. O fóton transfere parte de sua energia para o elétron, considerado inicialmente em repouso, o qual passa então a ser denominado de elétron de recuo. As energias do fóton de raio gama espalhado (E_1) e do elétron de recuo (E_{e^-}) são, portanto, dependentes do ângulo de espalhamento e dadas pelas equações 2.5 e 2.6, respectivamente.

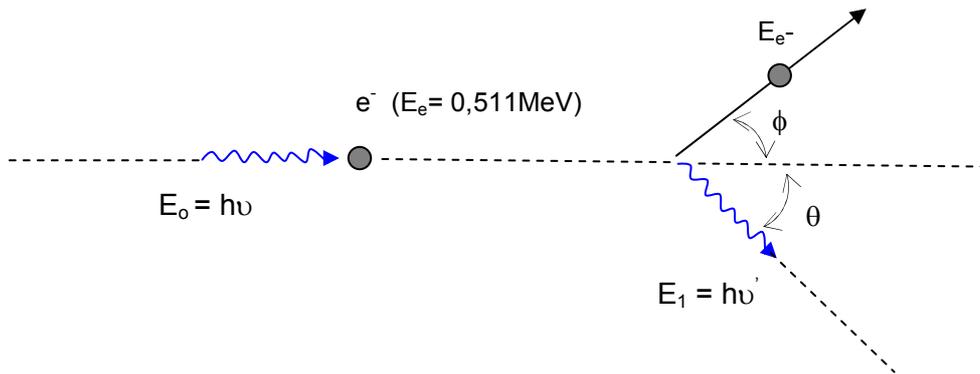


Figura 2.5: Configuração esquemática do processo de interação Compton. O elétron inicialmente em repouso possui energia $m_0c^2 = 0,511$ MeV e após a interação o fóton incidente e elétron são defletidos segundo os ângulos θ e ϕ , respectivamente.

$$E_1 = \frac{E_0}{1 + \left(\frac{E_0}{m_0c^2}\right) \cdot (1 - \cos\theta)} \quad (2.5)$$

$$E_{e^-} = E - E_1 = E_0 \cdot \left(\frac{\left(\frac{E_0}{m_0c^2}\right) \cdot (1 - \cos\theta)}{1 + \left(\frac{E_0}{m_0c^2}\right) \cdot (1 - \cos\theta)} \right) \quad (2.6)$$

Portanto, nos casos extremos em que $\theta \cong 0$ teremos $E_1 \cong E_0$ e $E_e \cong 0$.

Nesta condição o elétron Compton tem uma energia muito próxima de zero enquanto o fóton espalhado carrega quase a mesma energia do raio gama incidente.

Na condição em que $\theta \cong \pi$ ou $\pi/2$, teremos o fóton espalhado de volta a sua direção de incidência ou desviado lateralmente, respectivamente. Desse modo, uma distribuição contínua de energia pode ser transferida para o elétron variando de zero até um valor máximo e a distribuição angular do raio gama espalhado é prevista pela equação 2.7 de Klein-Nishina.

A figura 2.6 abaixo mostra a interação dos fótons em um meio absorvedor resultando em uma possível produção de fótons espalhados a 90 graus em relação à direção dos fótons incidentes, fazendo com que a energia do fóton espalhado seja depositada no “pixel” adjacente.

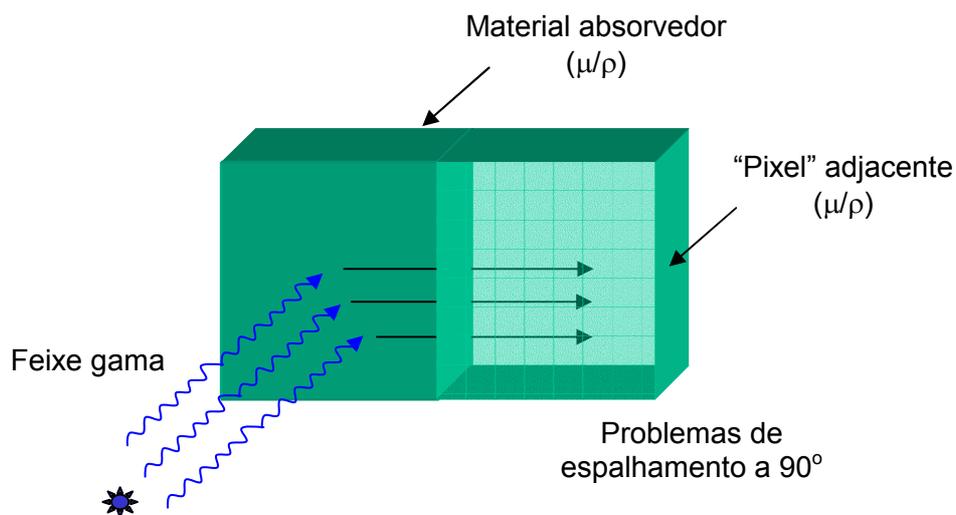


Figura 2.6: O efeito Compton produzindo espalhamento dos fótons no meio absorvedor, por exemplo, uma matriz de detectores.

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = Z \cdot r_0^2 \left(\frac{1}{1 + \alpha (1 - \cos\theta)} \right)^2 \cdot \left(\frac{1 + \cos^2\theta}{2} \right) \cdot \left(1 + \frac{\alpha^2 (1 - \cos\theta)^2}{(1 - \cos^2\theta) \cdot [1 + \alpha(1 - \cos\theta)]} \right)$$

2.7)

onde: $\alpha = E_0 / m_0c^2$

r_0 é o raio do elétron clássico.

$d\sigma/d\Omega$ é a secção de choque diferencial

2.5.1.3 Espalhamento Rayleigh (Coherent)

Outro efeito físico que pode ocorrer quando os raios gama interagem com todos os elétrons do absorvedor é o chamado espalhamento Rayleigh. Este tipo de espalhamento não produz excitação nem a ionização do átomo, e o fóton de raio gama incidente mantém sua energia original após o evento. Nesse caso, como virtualmente, nenhuma energia é transferida, este processo é freqüentemente desprezado. Entretanto, como o fóton incidente passa a ter sua direção alterada, em modelos mais completos de transporte de fótons ele deve ser considerado. O espalhamento Rayleigh tem maior probabilidade de ocorrer somente para baixas energias, abaixo de poucos keV, para materiais comuns, sendo mais provável que ocorra em materiais com alto número atômico (Z).

2.6 Aplicações do Imageamento com Raios Gama

Tanto na medicina nuclear quanto na área de biofísica, mais especificamente no estudo histológico voltado para fisiologia endócrina, a aplicação da tecnologia de imageamento com raios gama traria muitos benefícios importantes no sentido de detectar com clareza o surgimento de doenças associadas às células da glândula tireóide.

Por volta dos anos 80, as matrizes cintiladoras lineares acopladas a matrizes de fotodiodos foram utilizadas em grande escala na varredura de bagagens com o uso de raios X. As dimensões de cada elemento da matriz são da ordem de 1 a 2 mm² de seção transversal e 2 mm de espessura no sentido da radiação incidente.

Além da medicina nuclear, o uso de matrizes cintiladoras encontra bastante aplicação em segurança, na varredura de bagagens, tomografia computadorizada, tomografia por emissão de pósitrons e na área industrial em inspeção não destrutiva de materiais com raios X e raios gama.

A continua demanda por aquisição de imagem em tempo real e com grande resolução e a disponibilidade de sensores de luz sensíveis à posição, tais como, as matrizes semicondutoras de silício, tem impulsionado o desenvolvimento de novos detectores e matrizes cintiladoras com elementos de imagem “pixels” cada vez menores, sempre em busca de uma melhor resolução. Nessa linha de desenvolvimento podemos encontrar as matrizes lineares (unidimensional) e as bidimensionais que são projetadas com dimensões e materiais variados. Vários tipos de materiais cintiladores aplicados a matrizes que utilizam dimensões bem reduzidas de “pixel” e “dot pitch” se encontram atualmente disponíveis. A simulação por MC da eficiência de detectores é uma das áreas que tem recebido considerável atenção. O componente crítico de um sistema de aquisição de imagem é o detector cintilador onde durante o seu desenvolvimento, se tenta buscar o tipo de material cujas propriedades físicas sejam excelentes, tais como: alta produção de cintilação por interação gama, rápidas constantes de decaimento, alto poder de freamento “stopping power” e boa resolução em energia. (KRUS et al., 1999)

A tabela 2.1 resume as propriedades típicas para alguns tipos de materiais cintiladores selecionados que se encontram atualmente em uso. O desempenho de alguns materiais cintiladores como o Germanato de Bismuto (BGO), Iodeto de Césio (CsI (TI)), dentre outros, serão simulados neste trabalho. Observando-se a tabela 2.1, podemos verificar que a escolha do material adequado envolve uma combinação de fatores, incluindo a aplicação e o tipo de dispositivo fotossensível que será utilizado. Para aplicações, por exemplo, que envolvem rápida detecção de pulsos de radiação, o tempo de decaimento pede pela escolha de BGO, LSO, NaI(TI) ou CdWO₄. As propriedades físicas de cada material também devem ser levadas em consideração.

Outro parâmetro importante, além do tamanho do “pixel” e do tipo de material de uma matriz cintiladora é o tipo e a espessura do material do separador/refletor que é utilizado para separar entre si cada um dos elementos (pixel) da matriz. A principal característica deste elemento da matriz é fazer com que o efeito do espalhamento Compton, que ocorre num determinado “pixel”, exerça pequena interação nos “pixels”

adjacentes, refletindo o fóton Compton de volta ao elemento o qual foi originado, de modo que a maior quantidade de energia possível produzida pelo fóton incidente emitido pela fonte seja absorvida no elemento principal.

Tabela 2.1: Características de alguns cristais cintiladores normalmente utilizados em sistemas de imageamento para medicina nuclear, ordenados por densidade.

Material	Cintil. de Saída (Fótons/Mev)	Dens. (g/cm ³)	Emissão máxima (nm)	Const.decaim.	Indice de refração	Higros.
CdWO₄	15000	7,90	470	14,5 μs	2,3	não
LSO	25000	7,40	420	47 ns	1,82	não
GOS(Ce)		7,34	510	3000 ns	2,20	não
BGO	8200	7,13	480	0,3 μs	2,15	não
GSO (Ce)	9000	6,71	440	56 ns	1,85	não
YAP (Ce)	18000	5,37	370	27 ns	1,94	não
BaF₂	9500	4,89	310	0,63 μs	1,56	não
CsI(Tl)	65000	4,51	540	0,68 μs	1,80	não
CsI(Na)	39000	4,51	420	0,46 / 4,18 μs	1,84	leve
⁶LiI (Eu)	11000	4,08	470	1,4 μs	1,96	sim
NaI(Tl)	38000	3,67	415	0,23 μs	1,85	sim
CaF₂ (Eu)	24000	3,19	435	0,84 μs	1,47	não
Plastics NE102A	10000	1,03	423	0,002 μs	1,58	não

Fonte: Knoll, G. F, 1999

A figura 2.7 apresenta uma matriz detectora onde pode ser observada a disposição do material refletor em relação ao material detector.

A numeração atribuída aos elementos da matriz foi escolhida arbitrariamente onde os elementos 2, 5, 11 e 41 são denominados os elementos da vizinhança de 4 do elemento 1 e os elementos 12, 15, 42 e 45 denominados de elementos da vizinhança diagonal do elemento 1.

A tabela 2.2 apresenta alguns tipos de materiais mais comuns que são utilizados como refletor/separador.

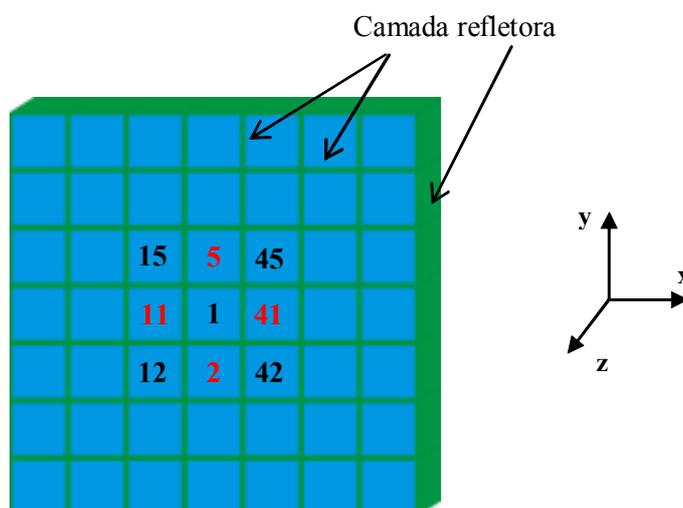


Figura 2.7: Modelo de matriz utilizada para definir os elementos vizinhos do elemento 1 e verificar a influência do espalhamento Compton entre eles.

Tabela 2.2: Características de alguns dos materiais que podem ser utilizados como separadores / refletores.

Material	Descrição química do material separador / refletor*	Densid. (g/cm ³)
1	Al (Alumínio)	2,70
2	MgO (Óxido de Magnésio)	3,60
3	Al ₂ O ₃ (Óxido de Alumínio)	3,69
4	TiO ₂ (Óxido de Titânio)	3,60

Fonte: Saint Gobain Crystals

2.7 O Método Monte Carlo

A técnica de Monte Carlo (MC) tem se tornado popular em diferentes áreas da física nuclear aplicada e física médica com a vantagem do advento dos poderosos sistemas computacionais hoje existentes. Em particular, eles têm sido aplicados para simular processos randômicos e para quantificar parâmetros físicos que são difíceis ou mesmo impossíveis de serem calculados por medidas experimentais.

Os desenvolvimentos recentes na instrumentação aplicadas à medicina nuclear e o advento dos sistemas computacionais de processamento paralelo múltiplo aumentaram a necessidade de se rever as oportunidades para a aplicação do método Monte Carlo na simulação de imagens planares e tridimensionais aplicadas à medicina nuclear e a área biomédica.

O Método Monte Carlo é largamente utilizado para solucionar problemas envolvendo processos estatísticos sendo muito útil em física médica devido à natureza estocástica dos processos de emissão, transporte e detecção radioativa. O MC se aplica também na solução de problemas complexos que não podem ser modelados por códigos computacionais que utilizam métodos determinísticos.

Estudos computacionais envolvendo a geração de números randômicos estão se tornando a cada dia mais comuns no meio científico. Os geradores de números randômicos se baseiam em algoritmos matemáticos específicos que se repetem. O método MC faz uso constante dos números randômicos para controlar a tomada de decisão quando um evento físico está sujeito a um determinado conjunto possível de resultados.

O MC foi assim denominado por Von Newman devido a sua similaridade com a simulação estatística dos jogos de azar e também à cidade de Mônaco, principal centro de jogatinas. Von Newman, Ulam e Fermi aplicaram este método pela primeira vez para resolver problemas de difusão de nêutrons no projeto Manhattan de Los Alamos durante a II Guerra Mundial. Por volta de 1948, Fermi, Metropolis e Ulam estimaram os autovalores da equação de Schrodinger.

De lá até os dias de hoje, este método tem sido cada vez mais aperfeiçoado para resolver os mais diversos problemas associados à emissão da radiação ionizante. Maior ênfase tem sido dada a aplicações de simulação de transporte de fótons e/ou elétrons na matéria. Alguns programas de simulação de transporte de partículas, que aplicam o método Monte Carlo, estão disponíveis e vem sendo muito utilizados pela comunidade científica, tais como: o MCNP4BTM (Monte Carlo N-Particle

Transport Code versão 4B), o EGS4 (Electron Gamma Shower), o GEANTE4 e o PENELOPE (HABIB, 1999).

Atualmente existe o programa MCNPX (Monte Carlo N-Particle Extended) que é uma versão atualizada do MCNP4C3 e do MCNP5. Este novo programa estende a capacidade da versão anterior para aplicação com quase todos os tipos de partículas, quase todas as energias e pode ser utilizado em um variado número de aplicações. O MCNPX realiza todas as modelagens totalmente em configuração 3-dimensional e possui uma biblioteca atualizada das seções de choque nuclear. O MCNPX tem aplicação também em medicina nuclear, salvaguardas nuclear, aceleradores de partículas, criticalidade nuclear dentre outras.

2.7.1 Idéia geral do Método Monte Carlo

Considere o problema de calcular a área de um círculo de raio igual a 1 através do lançamento de pontos aleatórios uniformemente no quadrado definido por $x \in [-1, 1]$, $y \in [-1, 1]$, como apresentado na figura 2.8.

Uma estimativa para a área será dada pela fração destes pontos que estiver contida no círculo, no limite de grande número de pontos N . De fato, se chamarmos de a a área do círculo e de A a área do quadrado, a razão entre as áreas será dada pela equação 2.8.

$$\frac{a}{A} = \frac{\pi}{4} = \frac{n}{N} \quad (2.8)$$

onde: $n < N$ é o número de pontos contidos no círculo.

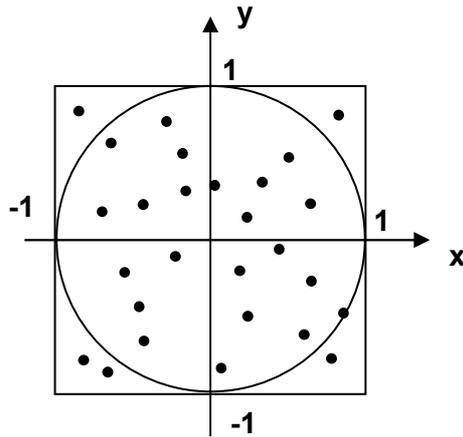


Figura 2.8: Estimativa de cálculo da área de um círculo utilizando o método Monte Carlo

Logo, pode-se claramente escrever n como sendo uma soma de variáveis aleatórias n_i , independentes e igualmente distribuídas, assumindo o valor 1 se o ponto estiver contido no círculo e o valor zero se não estiver. Neste caso, o método de Monte Carlo consiste em estimar a razão de áreas desejada através da média dos N valores de n_i gerados. Esta média é por sua vez uma variável aleatória, flutuando ao redor de seu valor esperado $\pi/4$ com uma certa variância, ou desvio quadrático médio. A raiz quadrada desta variância constitui uma medida da imprecisão ou erro na determinação do valor médio $\pi/4$.

Mais especificamente, sendo a média como apresentado na equação 2.9.

$$\bar{n} \equiv \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N n_i \quad (2.9)$$

e usando o fato de que as variáveis n_i são independentes e igualmente distribuídas, obtém-se a equação 2.10, onde a variância individual $\sigma_{n_i}^2$ é um número finito.

$$\sigma_n^2 = \frac{1}{N^2} \sum_i \sigma_{n_i}^2 = \frac{1}{N} \sigma_{n_i}^2 \quad (2.10)$$

Portanto, o erro estatístico σ_n^- associado à grandeza \bar{n} , produzida como estimativa para a quantidade determinística de interesse a/A , decresce com a raiz quadrada do número N de pontos gerados, como mostra a equação 2.11.

$$\sigma_n^- \approx 1/\sqrt{N} \quad (2.11)$$

Este comportamento é típico de todos os métodos de Monte Carlo (a dependência com $1/\sqrt{N}$ é dada pelo teorema do limite central) e indica que a convergência para o valor determinístico que se procura é bastante lenta. De fato, a convergência dada pela equação 2.11 implica que para se obter um erro estatístico duas vezes menor é necessário um investimento computacional quatro vezes maior, ou correspondentemente, para se produzir uma estimativa com um algarismo significativo a mais é preciso um esforço computacional 100 vezes maior.

Considerando que o comportamento de um sistema de imageamento por emissão gama pode ser descrito por funções de densidade de probabilidades (fdp), então a simulação por MC pode ocorrer por amostragem destas funções de densidade de probabilidades, o qual necessita de uma rápida e efetiva maneira de gerar números randômicos uniformemente distribuídos no intervalo entre 0 e 1.

Os fótons emitidos por uma fonte radioativa são transportados por amostragem das fdp através do meio espalhador e do sistema de detecção até que sejam absorvidos ou escapem do volume de interesse sem que sofram mais interação. Os resultados destas amostragens aleatórias são registradas ou acumuladas de forma apropriada para produzir o resultado desejado, ou seja, o MC utiliza a técnica de amostragem aleatória para chegar a solução do problema físico.

Todos os programas de simulação de transporte de partículas que se baseiam no método Monte Carlo se utilizam desta técnica. A seguir, para exemplificar, são apresentadas as características principais do MCNP4B e do EGS4.

2.7.2 Programa Simulador MCNP4B

O MCNP (Monte-Carlo-Neutron-Photon-Transport) é um código de propósito geral que pode ser utilizado para simular o transporte de neutrons, fótons, elétrons ou o acoplamento das três partículas (neutrons/fótons/elétrons). O código trata uma configuração tridimensional arbitrária de materiais dispostos geometricamente em células e limitadas por superfícies de primeiro e segundo grau. Para fótons, o código leva em conta os espalhamentos “incoherente” e “coherente”, a possibilidade de emissão de fluorescência após absorção fotoelétrica, absorção na produção de pares com emissão local de radiação de aniquilação e “bremsstrahlung”. Um modelo de decaimento contínuo é utilizado para simular o transporte de elétrons, pósitrons, raios X da camada K e “bremsstrahlung”. Uma importante característica que torna o MCNP muito versátil e de fácil uso inclui uma poderosa ferramenta de codificação para definição da geometria de simulação, que inclui a fonte radioativa, superfícies, células e materiais das células, além das informações de saída desejadas (tallies). O código realiza o transporte de cada partícula que entra no meio e acompanha os eventos que ocorrem durante seu trajeto até que o número de histórias (nps) previamente definido seja alcançado, como mostrado na figura 2.9. Desse modo se for definido um número baixo de histórias, o espaço amostral de supostos eventos será pequeno, e conseqüentemente o erro estatístico associado será elevado.

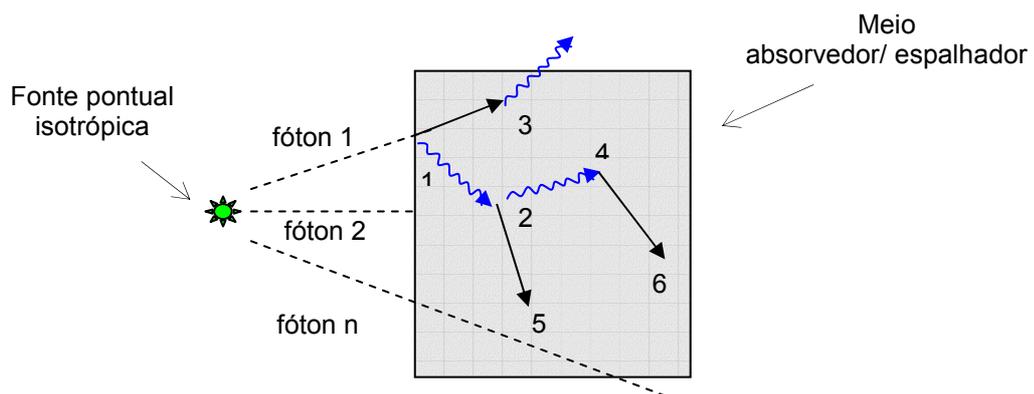


Figura 2.9: No MCNP4B durante o processo de acompanhamento de cada partícula (fóton 1.....fóton n), cada evento (1 a 6) é considerado como uma história. O número de histórias (nps) especificado no código definirá a precisão e a flutuação estatística (incerteza) dos resultados. O programa termina a execução quando atinge o número de histórias previamente definido.

O programa MCNP4B possui características, conceitos e capacidades bastante propícias para a realização da tarefa do usuário na elaboração de um código específico, como descrito a seguir:

1) Faixa de energia para nêutrons variável de 10^{-11} MeV a 20 MeV, enquanto que para fótons e elétrons o regime de variação é de 1 keV a 1000 MeV.

2) O código de entrada criado pelo usuário e lido pelo MCNP4B contém informações relativas à geometria do sistema, descrição dos materiais utilizados, seleção das seções de choque, localização e características da fonte, tipo de resposta ou quantidade desejada além do uso técnicas de redução de variância para melhorar a eficiência.

3) O programa fornece apenas as informações de saída solicitadas pelo usuário.

4) O MC não resolve uma equação explícita, aliás, apenas obtém respostas através de simulações de partículas individuais, registrando alguns aspectos relativos ao comportamento médio de uma amostra de partículas.

5) Tabelas contendo dados relativos a interação de fótons com a matéria permitem ao MCNP4B acompanhar os efeitos de espalhamento coerente e incoerente, absorção fotoelétrica com a possibilidade de emissão de fluorescência e produção de pares. O MCNP4B encontra a seção de choque total para fótons e processa a colisão dos fótons que ao interagir com o meio poderá dar ou não início a emissão de elétrons.

6) O MCNP4B possui um campo próprio para especificação de fontes, que permite ao usuário descrever uma larga variedade de condições de fontes sem que tenha que executar grandes modificações no código.

7) O usuário pode instruir o MCNP4B para fornecer diversas respostas (tallies) relativas à partícula corrente, tal como, fluxo da partícula e a deposição de energia em um determinado volume.

O MCNP4B prove estas respostas para nêutrons (N), fótons (P) e elétrons (E), sendo que as respostas padrões podem ser modificadas pelo usuário de várias formas, de acordo com o tipo de comando utilizado ou tipo de partícula que se deseja estudar. Desse modo, tem-se as seguintes opções conforme apresentado na tabela 2.3.

8) Todas as respostas fornecidas pelo MCNP4B estão normalizadas por partícula emitida pela fonte, exceto, por poucas exceções.

9) As respostas (tallies) produzidas pelo MCNP4B, por exemplo, em cada uma das células de uma matriz detectora também são acompanhadas por um número R, que é o erro relativo estimado definido para um desvio padrão da média S_x dividido

pela média estimada \bar{x} . Para uma resposta de saída bem comportada, R será proporcional a $1/\sqrt{N}$, onde N é o numero de histórias.

A fluência em uma determinada célula da matriz pode ser estimada pela colisão da partícula com o detector ou pelo caminho percorrido pela partícula no meio detector. A estimativa de colisão é obtida por meio de $1/\Sigma_t$ onde, Σ_t é a seção de choque macroscópica total em cada colisão que ocorre na célula. A estimativa do caminho percorrido pela partícula no meio é obtida em função da distância que a partícula se move no interior da célula. Desse modo, quando Σ_t se torna muito pequeno, muito poucas partículas colidem no entanto produzem muitos registros de saída resultando em uma situação de alta variância.

Tabela 2.3 Tipos de respostas (tallies) básicas de saída possíveis que podem ser utilizados em um código escrito no programa MCNP4B.

COMANDO	DESCRIÇÃO
F1:N ou F1:P ou F1:E	Número de partículas que atravessam uma superfície.
F2:N ou F2:P ou F2:E	Fluxo de partículas que atravessam a superfície de um determinado volume.
F4:N ou F4:P ou F4:E	Estimativa do fluxo de partículas em uma determinada célula em função do caminho percorrido pela partícula.
F5a:N ou F5a:P	Fluxo de partículas em um detector pontual ou em forma de anel.
F6:N ou F6:P ou F6:N,P	Estimativa da energia depositada pela partícula em função do caminho percorrido pela partícula.
F7:N	Estimativa da energia depositada por fissão em função do caminho percorrido pela partícula.
F8:N ou F8:P ou F8:E ou F8:P,E	Resposta de pulsos produzidos em um detector

Para este trabalho foi utilizado, especificamente, o comando “F6” onde o MCNP realiza o cálculo do resultado de saída por meio da equação 2.12.

$$E(\text{MeV/g}) = W * T_l * \sigma_T(E) * H(E) * \rho_a/m \quad 2.12$$

onde,

W = peso da partícula (default = 1);

T_l = percurso percorrido pela partícula (cm) = tempo de trânsito * velocidade;

σ_T(E) = seção de choque microscópica total (barns);

H(E) = “heating number” (MeV/colisão);

ρ_a = densidade atômica (átomos/barn-cm);

m = massa da célula (g).

10) O MCNP4B trabalha com uma linguagem de comandos simples, específica do código.

Outra característica importante do MCNP4B é que a visualização da geometria de simulação pode ser realizada facilmente utilizando-se apenas três comandos: “**mcnp ip inp = <nome do arquivo de entrada>**”, “**p <nome do plano> = n**” e “**factor nn**”, executando cada um, respectivamente, a função de visualização, seleção do plano e ampliação ou redução do plano geométrico desejado. A execução do programa também é bem simples, por meio do formato “**mcnp inp = <nome arquivo de entrada > outp = <nome arquivo de saída> runtpe = <nome arquivo de saída binário >**”. Nesta seqüência o código irá fornecer ao usuário as informações de saída solicitadas através do arquivo nomeado através do comando “**outp=** “.

2.7.3 Programa Simulador EGS4

O EGS4 (Elétron-Gamma-Shower versão 4) é um código computacional de simulação por MC utilizado para o transporte de elétrons, pósitrons e fótons em uma geometria arbitrária para qualquer tipo de elemento, composto ou mistura. A

preparação dos dados é realizada por meio da rotina PEGS4 que cria todos os dados relativos aos materiais das células que serão utilizadas pelo EGS4, utilizando tabelas de secção de choque para elementos com Z de 1 a 100. A faixa dinâmica de energia varia de dezenas de keV a milhares de GeV para partículas carregadas e de 1 keV a milhares de GeV para fótons. O código realiza o transporte de um “chuveiro” de partículas cada uma com energia E_{in} que entram no meio e acompanha um a um os eventos que ocorrem durante seus trajetos até que algumas variáveis previamente definidas, como energia de corte, etc. sejam alcançadas ou a partícula seja descartada, como mostrado na figura 2.10. Desse modo se for definido um número de casos (NCASE) igual a 1000 fótons, o código irá acompanhar todos os eventos produzidos a partir dos fótons emitidos pela fonte até que as condições estabelecidas no código sejam alcançadas. O número de casos especificado no código (NCASE) definirá a precisão e a flutuação estatística (incerteza) dos resultados. O programa termina a execução quando terminar de acompanhar todos os eventos produzidos para todos os fótons emitidos pela fonte, desde a primeira interação até que seja descartado, ou quando atingir alguma condição especificada no código.

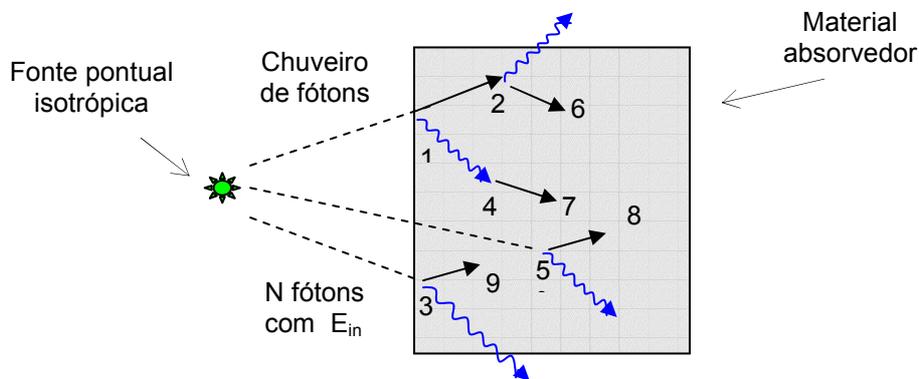


Figura 2.10: No EGS4 durante o processo de transporte dos fótons (fóton 1.....fóton n), cada evento (1 a 9) é considerado como uma história.

2.7.4 Estrutura Repetida

Uma importante estrutura que tanto o programa MCNP4B quanto o EGS4 têm disponível para a elaboração dos códigos é a chamada de *estrutura repetida*. O

principal objetivo destas estruturas é tornar possível descrever apenas uma vez células e superfícies de qualquer estrutura que apareça mais de uma vez em uma geometria. Utilizando a codificação com estrutura repetida, tanto a quantidade de dados que o usuário precisa fornecer ao código quanto à quantidade de memória utilizada pelo computador para resolver problemas que possuam repetição geométrica ficará bem reduzida. Um exemplo de problema em que as estruturas repetidas podem ser aplicadas é o núcleo de um reator que possui dezenas de módulos de combustível semelhantes dispostos de forma quase idêntica. Um outro exemplo é uma matriz formada de detectores que pode ser utilizada em sistemas de imageamento planar.

A figura 2.11 apresenta uma estrutura matricial formada por 49 elementos ou células idênticas.

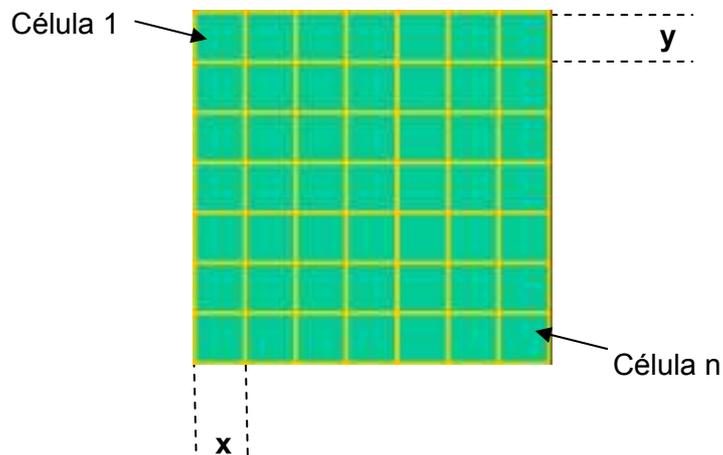


Figura 2.11: Modelo de uma estrutura repetida típica. Uma matriz de detectores 7 x 7 elementos formada por um conjunto de elementos idênticos dispostos em posições distintas.

2.8 Os fotodiodos PIN e de Avalanche

Um dispositivo que é bastante utilizado como dispositivo fotossensor é o semicondutor fotodiodo. Estes dispositivos atuam de modo que quando a luz incide em um semicondutor, são criados pares de elétrons-lacunas de modo similar ao processo produzido pela radiação ionizante. Os fótons da luz cintilante incidente em um material detector carregam energia de cerca de 1 a 4 eV , suficiente para criar pares elétrons-lacunas em um material semicondutor com uma banda de valência de 1 a 2 eV. Uma

configuração comum P-I-N de um fotodiodo de silício é apresentada na figura 2.12. A luz incidente na fina janela de entrada da camada-p a qual permite a transmissão da luz até o volume ativo do silício. Os pares produzidos pela interação da luz nesta região são coletados nas extremidades da região i, região intrínseca, central que é alimentada por um campo elétrico produzido por uma fonte de tensão externa.

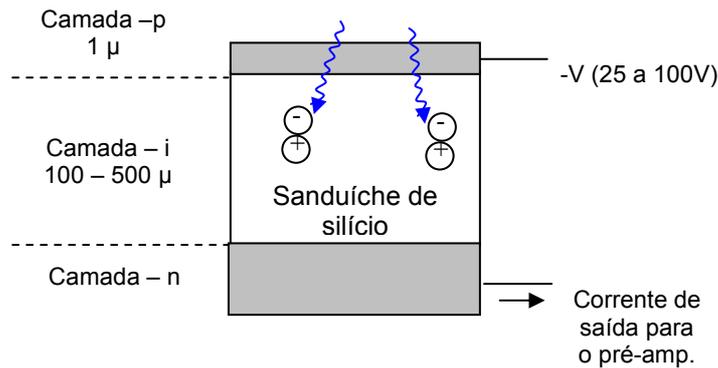


Figura 2.12: Configuração básica de um fotodiodo PIN.

Utilizados em grande escala, os diodos PIN de silício podem substituir as fotomultiplicadoras (PMT) quando acoplados ou não aos detectores cintiladores, atuando com grande efetividade em aplicações que envolvem aquisição de imagem. Estes dispositivos diferem do conjunto mais conhecido, cintilador e fotomultiplicadora, em muitos aspectos importantes:

Um diodo PIN com conector associado pode alcançar dimensões de até 1 polegada (25,4 mm), enquanto que um conjunto composto de PMT e circuito de polarização pode atingir cerca de 5 polegadas (127 mm) ou mais dependendo do tipo de fotomultiplicadora.

O diodo PIN não sofre influência de campos magnéticos, dessa forma, pode operar em instalações industriais sem problemas. A alimentação de polarização para um diodo PIN requer apenas valores típicos ≤ 100 volts e 1 nanoampére, enquanto uma PMT necessita de valores em torno de 1000 volts e correntes de 1 miliampére. (GRAEME, 1996).

O ganho de um diodo PIN não sofre variações pertinentes em função de variações na sua tensão de polarização, quando comparado com uma PMT, que por sua vez apresenta rápida variação de ganho com pequenas variações de tensão.

A geometria de um diodo PIN limita o seu desempenho em PHR (resolução de altura de pulso), quando acoplado a um cintilador de grande dimensão. Utilizando uma matriz de fotodiodos PIN com cada fotodiodo possuindo seu próprio pré-amplificador sensível à carga com suas saídas em paralelo, o desempenho do conjunto matriz de fotodiodos/cintilador em função da resolução de altura de pulso apresentará grande melhoria (BICRON, 1969).

Os fotodiodos de Avalanche incorporam um ganho interno por meio do uso de campos elétricos maiores que aumentam o número de portadores de carga que são coletados.

2.9 As Matrizes de Estado Sólido

As matrizes de estado sólido são compostas de elementos de imagem (pixel) de silício discretos chamados fotossensores que produzem uma tensão de saída proporcional à intensidade de luz incidente. Elas podem ser organizadas em dois tipos de arranjos geométricos, ou seja, sensores de varredura em linha e sensores de área. Sensores de varredura em linha produzem uma imagem bidimensional, através do movimento relativo entre o objeto e o detector. Os sensores de área são formados por matrizes de fotossensores, sendo, portanto, capaz de capturar uma imagem completa de uma só vez. A tecnologia usada na fabricação destes sensores é baseada em dispositivos de carga acoplada CCD (Charge Coupled Devices), porém podem ser fabricados também utilizando a tecnologia CMOS e NMOS muito utilizada no processo de fabricação em larga escala de circuitos integrados.

Os dispositivos CCD foram introduzidos pela primeira vez no início dos anos 70 como dispositivos micro-circuitos a base de silício com a capacidade de registrar imagens de luz visível. Desde então, sua aplicação tem crescido rapidamente, e os dispositivos CCD já podem ser encontrados atualmente em uma variada gama de componentes ópticos e câmeras. Entretanto, um subconjunto de dispositivos semelhantes conhecidos como “CCD científico” começaram a surgir por volta dos anos 90, os quais são utilizados como sensores para detecção de radiação e aquisição de imagens.

Um diagrama esquemático da arquitetura de um CCD simples é apresentado na figura 2.13. Eles são normalmente produzidos sobre estruturas de silício, conhecidas como “wafer”, com uma espessura da ordem de centenas de micra. Os

dispositivos CCD típicos possuem uma área sensível quadrada ou retangular com dimensões da ordem de 1 a 2 cm de lado. Existem dois tipos de dispositivos CCD diferenciados pela direção de penetração do feixe de raios X incidente, os do tipo iluminação frontal (IF) e os do tipo iluminação traseira (IT). A seção transversal de um dispositivo genérico do tipo IF é apresentada na figura 2.13. Pode-se observar que os raios incidentes pela frente do dispositivo têm que passar por uma camada, que constitui a estrutura de “gate”, antes de entrar no volume fotosensível do detector, ou região de deplexão. A função da estrutura de “gate” é permitir que as cargas coletadas no dispositivo sejam transferidas da vizinhança do local de interação do fóton para o anodo onde está um amplificador de saída que por sua vez converte a carga em um sinal elétrico.

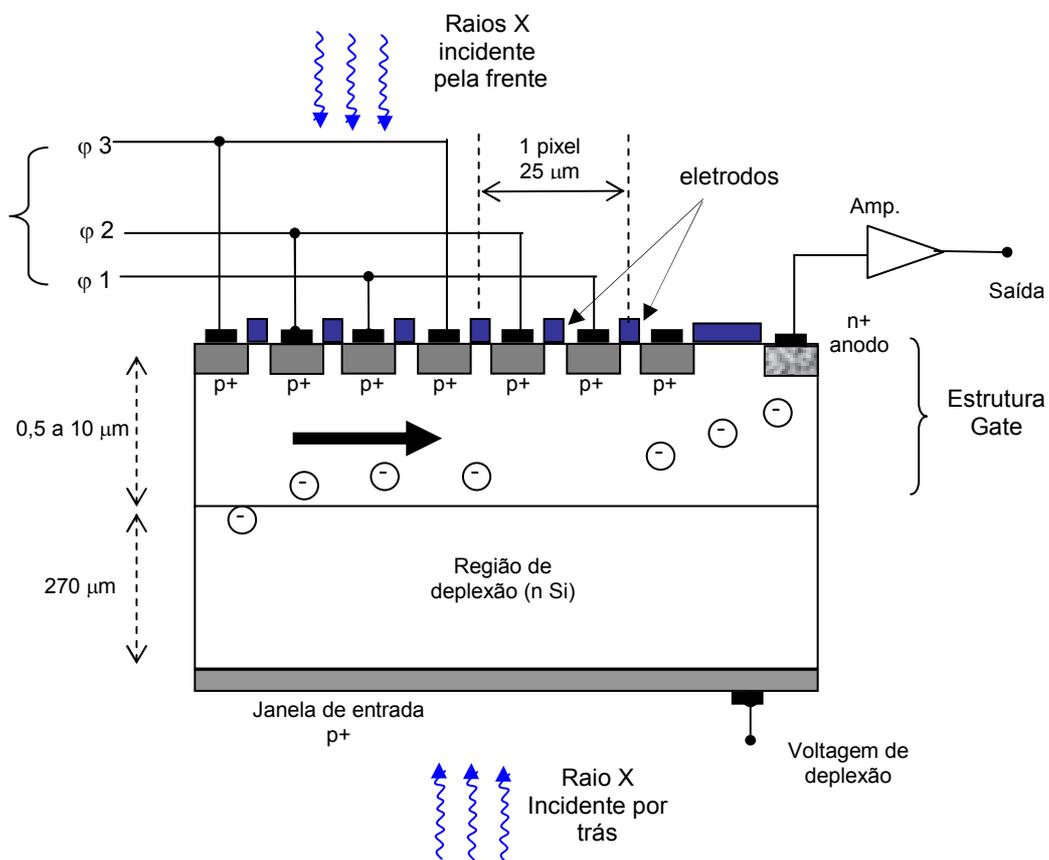


Figura 2.13: Seção transversal do canal de transferência de um dispositivo CCD do tipo-n. Na parte superior do dispositivo pode ser visto a direção de transferência das cargas acumuladas.

A região de deplexão é criada imediatamente abaixo da estrutura superficial (gate) consistindo de uma estrutura de óxido de silício metálico (MOS). A dimensão de

cada “pixel” varia de acordo com o tamanho da área sensível, e a resolução desejada, por sua vez, é função do tamanho do “pixel” podendo variar de cerca de 150 μm até 5 μm nos dispositivos de altíssima resolução.

Na direção vertical, um elemento foto sensível (1 pixel) corresponde a um estágio formado por três eletrodos do deslocador de registro. O grupo formado pelos três eletrodos é excitado por três pulsos de sincronismo (ϕ_1 à ϕ_3) responsáveis pela transferência das cargas até a seção de leitura e daí para o amplificador de saída. A direção de transferência das cargas é apresentada na figura 2.14. A área sensível de imagem é formada por uma matriz de $n \times m$ elementos os quais são isolados entre si através de regiões chamadas de canais (stop) e eletrodos de controle. Quando uma voltagem apropriada é aplicada aos eletrodos de controle, são criados poços potenciais (capacitores) para cada elemento da matriz, e todos os elétrons livres que são liberados pela radiação ionizante dentro das dimensões daquele elemento são acumulados no poço potencial correspondente. Desse modo, o CCD se comporta como um dispositivo integrador, coletando cargas nos elementos fotossensíveis durante um determinado período de exposição. Após o período de exposição, as voltagens nos eletrodos de controle são modificadas por meio dos pulsos de transferência fazendo com que os elétrons acumulados sigam uma direção preferencial tanto na área de imagem quanto na área de leitura transferindo as cargas uma a uma até o amplificador de saída.

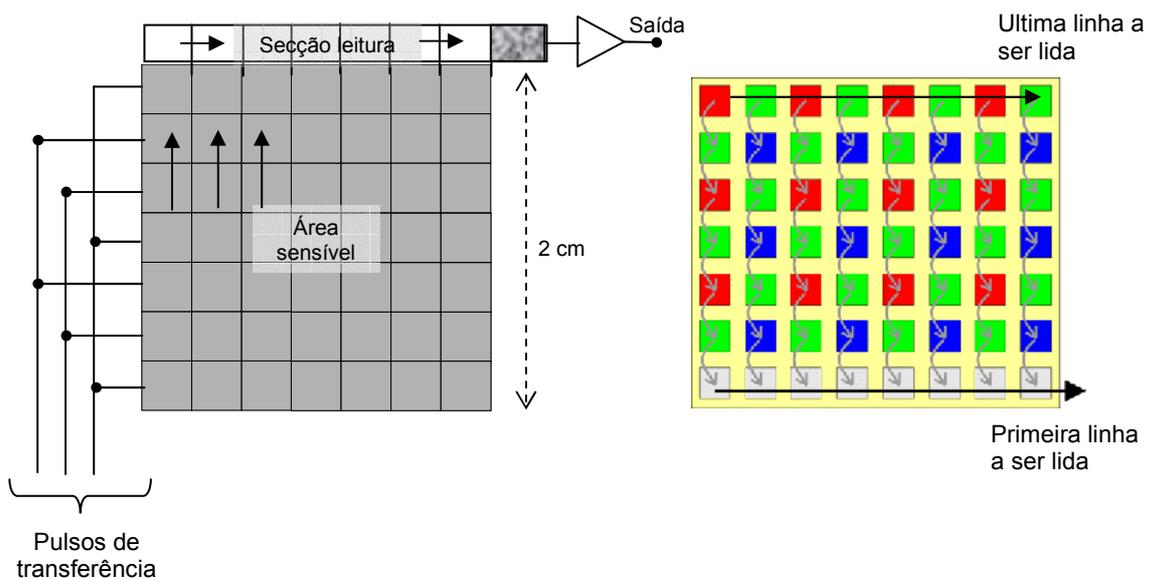


Figura 2.14: Representação esquemática da superfície de um CCD. Ao lado pode ser visto o deslocamento das cargas entre cada linha da matriz.

A tabela 2.4 apresenta as especificações básicas de alguns tipos de fabricantes de dispositivos CCD do tipo sensor de área. Atualmente podemos encontrar comercialmente componentes CCDs com resolução bastante elevada com até 4096 x 4096 elementos e tamanho de “pixel” de 6 x 6 μm .

Tabela 2.4: Lista de alguns dos dispositivos fotossensores selecionados na literatura.

Material	Modelo e fabricante	Descrição do Fotossensor
1	RA1000J – EG&G RETICON	Imageador foto-sensível tipo CCD, tipo sensor de área com 1024 x 1024 elementos de 13,5 x 13,5 μm^2 , área sensível de 13,82 x 13,82 mm^2 , resposta espectral na faixa de 450 -1050 nm.
2	S9737-03 HAMAMATSU	CCD com iluminação frontal de 1024 x 1024 com elementos de 12 x 12 μm , área sensível de 12,29 x 12,29 mm^2 e resposta espectral variando de 400 – 1100 nm.
3	IL-C2004 IMAGERLABS	CCD científico de iluminação frontal (IF) de 4100 x 4096 “pixels” de 15 x 15 μm^2 , área sensível de 61,4 x 61,4 mm^2 e resposta espectral de 300 -1100 nm.

2.10 As Fibras Ópticas

Uma placa de fibra óptica - FOP (Fiber Optic Plate), é um dispositivo ótico constituído de milhões de fibras de vidro agrupadas paralelamente entre si. Quando uma luz (fóton) é transmitida através de cada fibra óptica, uma imagem em uma extremidade da fibra pode ser transmitida para a outra extremidade sem que sofra qualquer distorção, como se flutuasse sobre a FOP. Devido as suas excelentes características de reflexão total são muito utilizadas como guia ótico substituindo as

lentes óticas ou em sistemas de cintilografia na transferência da cintilação do detector para o dispositivo foto sensor. A figura 2.15 apresenta uma foto de uma FOP fabricada comercialmente. Informações mais detalhadas sobre o funcionamento das fibras óticas são apresentadas no anexo A.

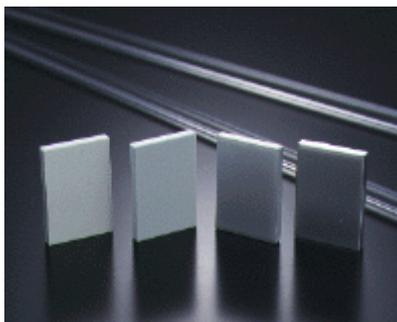


Figura 2.15: Placas de fibra óticas

2.11 Processamento de imagem digital

As técnicas de aquisição, processamento e apresentação de uma imagem digital ou analógica vêm crescendo bastante desde a década de 20, quando foi realizado o primeiro experimento envolvendo a transmissão de imagens via cabo. A partir de 1964, foram empregadas técnicas de computação para realizar melhoramentos nas imagens da Lua, que precisavam ser produzidas com qualidade aceitável para análise posterior.

Tanto em medicina convencional como em medicina nuclear, procedimentos computacionais são utilizados para melhorar o contraste ou codificam os níveis de intensidade em cores, de modo a facilitar a interpretação de imagens de raios X e outras imagens biomédicas. De modo similar, são encontradas aplicações destes procedimentos também na Física e na Biofísica através de experimentos na área de microscopia eletrônica e da histologia. (GONZALEZ, 1992)

O termo processamento de imagem digital geralmente se refere ao processamento de um objeto bidimensional realizado por meio de um sistema

computacional. Em um contexto mais amplo, isto implica em processamento digital de qualquer dado bidimensional – $f(x, y)$. Uma imagem digital é constituída de uma matriz de números reais ou complexos que são representados por um número finito de bits. (JAIN, 1989). A figura 2.16 apresenta a seqüência de um típico sistema de processamento de imagem digital.

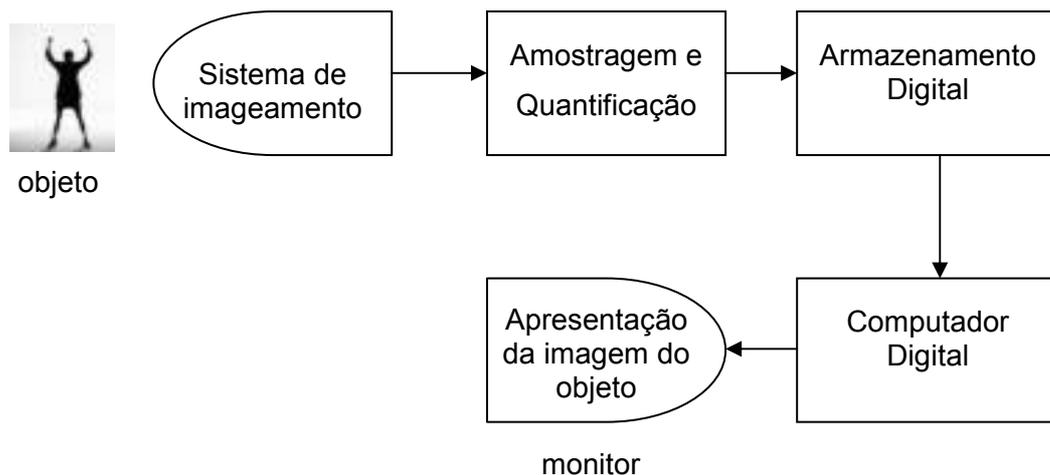


Figura 2.16: Seqüência de um típico sistema de processamento de imagem digital

2.12 Intensificadores de imagem

Em radiografia médica ou outras aplicações em que a intensidade da radiação incidente é limitada, é freqüentemente necessário aumentar a sensibilidade das emulsões radiográficas. Um método é fazer um sanduíche do filme utilizando duas folhas de material com alto número atômico. Este conversor faz com que as interações Compton ou Fotoelétricas que ocorrem no seu interior produzam mais elétrons secundários além daqueles produzidos na emulsão do filme. Uma outra forma de aumentar a sensibilização da emulsão pode ser alcançada colocando uma tela intensificadora próximo à emulsão do filme. Esta tela é constituída de um fósforo emissor de luz de alto número atômico, tal como o tungstato de cálcio, de modo que as interações no interior da tela produzem luz visível através do processo normal de

cintilação. O compromisso entre a sensibilidade e a resolução espacial depende da espessura da tela (KNOLL, 1999)

2.13 Auto-radiografia

Na técnica de auto-radiografia, a fonte de radiação a ser mapeada está localizada dentro da própria amostra. Por exemplo, processos biológicos podem ser estudados marcando uma dada substância com trítio ou carbono-14. Ao se expor à amostra em contato com uma emulsão fotográfica durante um tempo adequado, as partículas betas que são emitidas no decaimento radioativo serão registradas como uma imagem na emulsão. Esta técnica permite que uma detalhada distribuição espacial do radioisótopo dentro da amostra seja facilmente registrada.

2.14 O Microscópio

Não se sabe exatamente quem inventou o microscópio porém sabe-se muito bem que depois dessa invenção, lá pelo início do século XVII, nossa percepção do mundo ficou muito diferente. Muitos atribuem a invenção deste instrumento a Galileu, porém foi Leeuwenhoek quem realmente aperfeiçoou o instrumento e o utilizou na observação de seres vivos. Dotados de apenas uma lente de vidro, os primeiros microscópios permitiam aumentos de até 300 vezes com razoável nitidez. E todo um mundo que se encontrava invisível aos nossos olhos, se descortinou. Com este instrumento muito simples, Leeuwenhoek estudou os glóbulos vermelhos do sangue e constatou a existência dos espermatozóides. Este cientista também desvendou o extraordinário mundo dos micróbios, ou seja, seres microscópicos, hoje mais conhecidos como microrganismos.

O microscópio simples de Leeuwenhoek, foi aprimorado por Hooke, ganhando mais uma lente. Deste modo, foram obtidos aumentos ainda maiores. Os microscópios óticos modernos são descendentes sofisticados do microscópio de Hooke e muito mais poderosos do que os pequenos instrumentos usados pelos cientistas no início do século XVII. Eles são dotados de 2 sistemas de lentes de cristal (oculares e objetivas)

que produzem ampliações de imagem que vão em geral de 100 a 1000 vezes, deste modo revelando detalhes, até então invisíveis para nossa visão. A figura 2.17 apresenta a evolução do microscópio óptico.

No microscópio óptico, a luz que chega aos nossos olhos para formar a imagem, atravessa primeiro o objeto em estudo, por isto, o material a ser observado não pode ser opaco. Nos casos em que a amostra é opaca, a iluminação é feita por cima. Muitas vezes, para se obter material biológico translúcido o suficiente para ser bem observado ao microscópio, é preciso preparar convenientemente o material que se quer estudar. Para isto são feitos cortes muito finos, de preferência com uma máquina semelhante a um fatiador de presunto, chamada micrótomo. O material a ser cortado recebe um tratamento de desidratação e inclusão em parafina que facilita o manuseio e permite que sejam cortadas fatias muito finas.

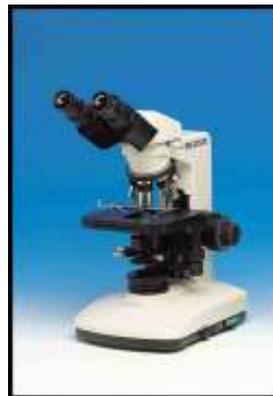
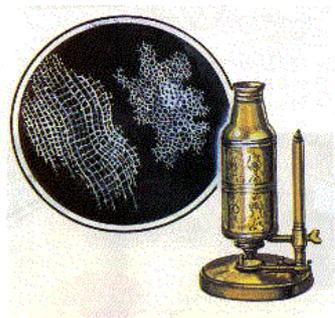


Figura 2.17: Microscópio óptico desenvolvido por Robert Hooke e uma evolução do sistema convencional.

O microscópio eletrônico surgiu em 1932 e vem sendo rapidamente aperfeiçoado. As máquinas mais atuais permitem aumentos de 5 mil a 500 mil vezes, sem muita dificuldade. A diferença básica entre os microscópios ótico e eletrônico é que neste último não é utilizada a luz, mas sim feixes de elétrons. No microscópio eletrônico não há lentes de cristal e sim bobinas, chamadas de lentes eletromagnéticas. Estas lentes ampliam a imagem gerada pela passagem do feixe de

elétrons no material e a projetam para uma tela onde é formada uma imagem de pontos mais ou menos brilhantes, semelhante à de um televisor em branco e preto.

Não é possível observar material vivo neste tipo de microscópio. O material a ser estudado passa por um complexo processo de desidratação, fixação e inclusão em resinas especiais, muito duras, que permitem cortes ultrafinos obtidos através das navalhas de vidro do instrumento conhecido como ultramicrotomo.

Uma verdadeira revolução no estudo da Citologia vem ocorrendo de 1946 para cá, ano em que o microscópio eletrônico começou a ser utilizado para observação das células. Pode-se dizer que há duas eras na Citologia, bem distintas: a era anterior e a posterior à microscopia eletrônica. Por usar feixes de elétrons, e não luz, o poder de resolução da microscopia eletrônica aumentou bastante. As ampliações máximas conseguidas pelo microscópio óptico não passam de 1500 vezes. O microscópio eletrônico permite ampliações de até 200000 vezes. Muitos orgânicos novos foram descobertos; muitas idéias sobre orgânicos já conhecidas foram reformuladas. Nos últimos anos, o microscópio eletrônico de *varredura* permitiu a observação da superfície de certas estruturas, proporcionando assim uma visão tridimensional do objeto, diferentemente do microscópio eletrônico tradicional, que só permite a observação de *cortes* finíssimos da estrutura estudada. A figura 2.18 apresenta um modelo de um moderno microscópio eletrônico de varredura acompanhado do seu complexo equipamento de apoio.



Figura 2.18: Microscópio eletrônico que utiliza a técnica de feixe de elétrons incidindo sobre a amostra a ser observada.

CAPÍTULO 3

MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são descritos detalhadamente todos os ensaios realizados neste trabalho. Foi utilizado o método Monte Carlo, através de simulações computacionais, de um sistema fonte-detector, tendo como ferramenta principal o programa MCNP4B. Ao longo do trabalho, foram desenvolvidos diversos códigos específicos para simulação de cada geometria fonte-detector proposta, onde o principal objetivo é a resposta do material detector que proporcione maior interação com os fótons emitidos pela fonte e conseqüentemente uma maior eficiência de detecção, além de uma resolução espacial capaz de identificar um ou mais folículos. Estes códigos foram todos escritos de acordo com a linguagem de programação específica do MCNP4B e executados em computadores do tipo PC, rodando sob plataforma operacional Windows 98.

A opção de se utilizar o MCNP4B, dentre os outros programas existentes, tais como o EGS4, o GEANTE4 ou ainda o PENELOPE, todos muito divulgados na literatura científica, pode ser justificada através da metodologia e estrutura mais simples de codificação do programa para definição da geometria de simulação do sistema fonte – detector e dos parâmetros físicos relativos aos materiais utilizados em cada ensaio.

A escolha pelo programa MCNP4B também se deveu ao fato de que tanto este programa como o EGS4 possuem algoritmos apropriados para simulação de matrizes, denominados pelos autores de “estruturas repetidas”. Desse modo, a codificação do problema em questão se torna mais simples e, conseqüentemente, mais versátil caso sejam necessárias futuras modificações na elaboração dos códigos para adaptação às diversas hipóteses que foram aqui simuladas.

Utilizando-se esta característica de estrutura repetida, o tempo de execução dos programas fica mais otimizado, fazendo com que o método simulado se torne mais viável do ponto de vista de tempo de máquina.

A metodologia adotada neste trabalho se baseia no procedimento básico de exame histológico (in-vitro) de amostras de tecido da glândula tireóide, onde a amostra do material a ser analisado é posicionada em uma lâmina de vidro ou acrílico para posteriormente ser observada e analisada por meio de um microscópio. A composição

básica do material tireoideano é de proteína, sendo que durante o processo de absorção de iodo pela glândula tireóide, a região constituída pelo folículo apresenta maior concentração de iodo. No caso de material extraído de uma glândula submetida a exame de “captação”, um percentual do iodo absorvido pelo organismo, seja ele natural oriundo da composição alimentar ou radioativo (artificial), ficará retido temporariamente na periferia do folículo. O laboratório de Fisiologia Endócrina do Instituto de Biofísica da UFRJ aplica esta técnica com o microscópio óptico associado à emulsão radiográfica para revelar iodo radioativo que tenha sido administrado ao animal ou corpo de teste.

Os principais parâmetros físicos e geométricos observados e estudados durante as simulações foram:

- 1- distância fonte – janela do detector (d);
- 2- espessura do filtro;
- 3- tipo de material cintilador em função de suas propriedades de densidade (g/cm^3), comprimento de onda de emissão máxima (nm) e números de fótons de luz produzidos (fótons/MeV);
- 4- dimensão da secção transversal do elemento de imagem (pixel) da matriz;
- 5- espessura da matriz cintiladora (z);
- 4- tipo do material refletor;
- 5- espessura do material refletor.

Mediante o estudo simulado das diversas possibilidades de composição do sistema fonte – detector, envolvendo parâmetros físicos e geométricos, e que podem ser avaliadas por meio desta metodologia, pode-se então definir aquele que proporcione a maior deposição de energia em uma matriz detectora – cintiladora. Do mesmo modo também se busca um conjunto de parâmetros que proporcionem além de maior eficiência de interação com a radiação, uma imagem cuja razão de contraste entre a região folicular e a sua região vizinha seja adequada e de boa qualidade e se alcance uma resolução espacial da ordem de $10 \mu\text{m}$.

Cabe ressaltar que, por se tratar de um sistema de análise por emissão gama, o melhor desempenho do sistema vai depender essencialmente da geometria fonte –

detector, onde para efeito de máxima eficiência do sistema a fonte radioativa deve ficar posicionada bem próxima do elemento detector de radiação.

O método foi modelado inicialmente segundo 3 (três) etapas:

Etapa 1: Uma matriz de detectores com a dimensão (7 x 7) elementos e espessura z, e uma fonte radioativa pontual.

Etapa 2: Uma matriz de detectores com a dimensão (31 x 31) elementos e espessura z, e fonte radioativa pontual ou uma fonte radioativa volumétrica em anel.

Etapa 3: Uma matriz de detectores com a dimensão (127 x 127) elementos e espessura z, e 2 (duas) fontes radioativas volumétricas em forma de anel.

Nas simulações realizadas com fonte pontual, a fonte foi posicionada a uma distância “d” da matriz cintiladora e sobre um eixo perpendicular ao elemento 1 (um) da matriz, ou seja, a fonte foi direcionada para o elemento situado na posição correspondente ao centróide da matriz detectora, como mostrado na figura 3.1.

Para as simulações com uma ou mais fontes em anel, a distância fonte-detector (d) é considerada a partir da sua face mais próxima da janela do detector até a janela da matriz detectora sobre uma linha perpendicular a matriz que passa pelo centróide do anel. No caso de mais de uma fonte volumétrica, todas as fontes estão situadas sobre um mesmo plano paralelo a matriz detectora.

Cada elemento de imagem (pixel) das matrizes estudadas estão separados entre si por uma camada de material refletor/separador, cuja função já foi descrita no item 2.6 do capítulo 2. A dimensão “z” corresponde à espessura de radiação da matriz detectora, que junto à dimensão do “pixel” constitui um elemento de volume da matriz (voxel).

A figura 3.1 apresenta um diagrama esquemático de um par de elementos de imagem de uma suposta matriz detectora. A espessura de material refletor que separa dois elementos de imagem adjacentes é o dobro da espessura na extremidade da matriz. O termo “pitch” denomina a distância entre o centróide de dois elementos de imagem adjacentes.

Na primeira etapa do método, onde foi utilizada uma matriz com dimensão 7 x 7 elementos, e “pixel” com dimensões 10 x 10 mm, 1 x 1 mm, 100 x 100 μm e 10 x 10 μm , o objetivo preliminar foi o estudo e a avaliação do comportamento do

programa MCNP4B, para fins de simulação de uma matriz de detectores, utilizando o conceito de estrutura repetida, considerando uma geometria fonte pontual - detector simples.

Além disso, por se tratar de uma matriz de pequena dimensão, tanto os tempos de execução computacional dos códigos quanto o volume de dados de saída são pequenos, tornando, portanto, mais fácil e rápida a tarefa de aquisição e análise dos dados de saída fornecidos pelo MCNP4B, comparativamente a matriz final, que por sua vez será capaz de adquirir uma imagem com maior resolução.

Nesta etapa também foram realizados estudos relativos à geometria (distância fonte – detector), energia da fonte e o tipo de material utilizado como refletor/separador para avaliar a influência destes parâmetros no comportamento da interação dos fótons emitidos diretamente pela fonte com o elemento detector.

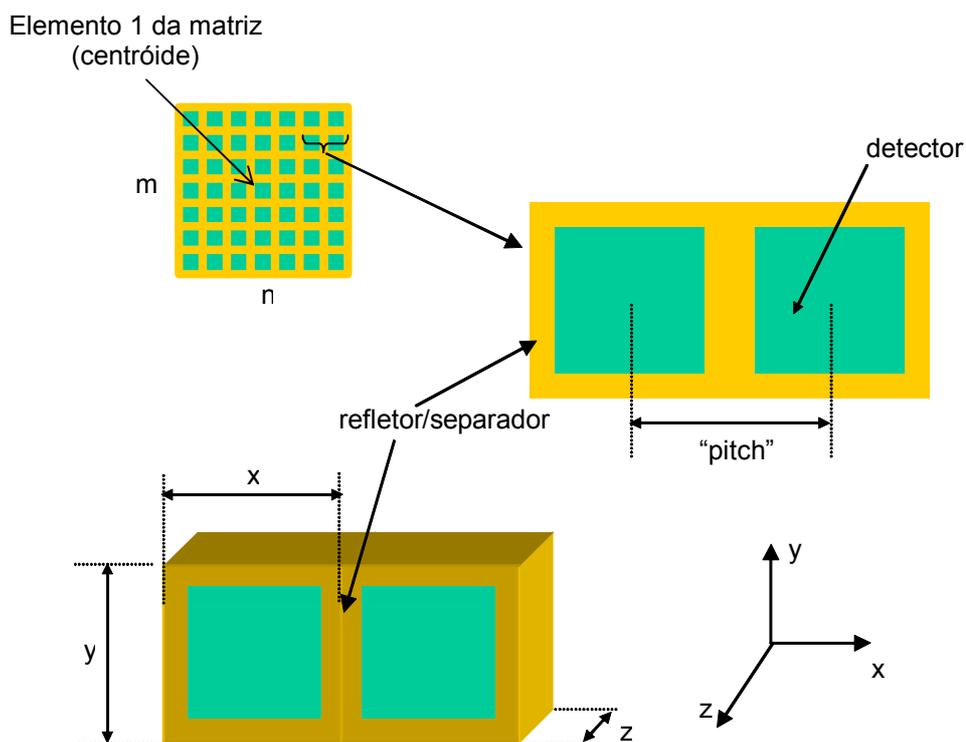


Figura 3.1: Representação esquemática de um par de elementos de uma matriz $m \times n \times z$ com as respectivas regiões dos materiais do detector e do separador/refletor.

Após a realização dos estudos com fonte pontual, na etapa 2 foram realizadas as simulações com fonte pontual e com fonte volumétrica em anel, porém utilizando

uma matriz de maior dimensão, para verificar o comportamento de saída do código nesta condição. Foi utilizada uma matriz com dimensão 31 x 31 elementos e “pixel” de 10 x 10 μm que permitiu a realização de estudos com imagens de fontes volumétricas em anel com diâmetro externo de até 310 μm . Entretanto, como a região folicular possui folículos cujo diâmetro pode variar entre 200 e 900 μm , esta etapa ficou muito limitada em virtude do tamanho da matriz.

Para finalizar na terceira etapa, foi simulada uma matriz detectora com dimensão 127 x 127 elementos e “pixel” de 10 x 10 μm , condição suficiente para resolver o problema encontrado na etapa 2, de modo que foi possível em uma única simulação realizar a aquisição de imagens de folículos com diâmetro de até 1270 μm . Nesta etapa também foi possível avaliar tanto a resolução em distância, considerando dois folículos situados bem próximos, quanto o contraste das imagens obtidas.

A seqüência de etapas aqui descritas são apresentadas e analisadas no capítulo 4 partindo de uma matriz de baixa resolução, ou seja, 1 cm^2 até alcançar uma resolução de 10 μm^2 , permitindo deste modo que o sistema seja capaz de identificar e observar com clareza e bom contraste uma imagem bidimensional da região celular da glândula tireóide ou folículo tireoideano.

A seguir são reapresentadas as descrições simplificadas das especificações dos materiais que foram selecionados para simulação dos sistemas fonte – detector que compõem este trabalho, tais como: detectores cintiladores e materiais refletores. As tabelas 3.1 e 3.2 apresentam uma das características básicas dos materiais detectores e refletores, respectivamente e que são utilizadas nos códigos.

Tabela 3.1: Lista dos materiais detectores selecionados para simulação.

Material	Descrição química do material detector	Densid. (g/cm^3)
1	CsI:Tl (Iodeto de Césio ativado com Tálho)	4,51
2	$\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ (Germanato de Bismuto)	7,13
3	CdWO_4 (Tungstato de Cádmió)	7,90
4	Gd_2SiO_5 :Ce (Silicato de Gadolínio ativado com Cério*)	6,71
5	$\text{Lu}_2(\text{SiO}_4)\text{O}$:Ce (Ortosilicato de Lutécio ativado com Cério *)	7,40
6	$\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$:Tb (Oxisulfeto de Gadolíneo ativado com Tébrio*)	7,34

Nota: * Elementos da família dos Lantanídeos.

Tabela 3.2: Lista dos materiais separadores / refletores selecionados para simulação.

Material	Descrição química do material separador / refletor*	Densid. (g/cm³)
1	Al (Alumínio)	2,70
2	MgO (Óxido de Magnésio)	3,60
3	Al ₂ O ₃ (Óxido de Alumínio ou Alumina)	3,69

Nota: * Os materiais refletores possuem espessuras que serão definidas em função de cada hipótese proposta.

Os ensaios simulados foram realizados em duas etapas principais como segue:

1- Simulação com fonte pontual, onde o critério de avaliação dos resultados se baseou na resposta do sistema em função do número de interações que ocorreram em cada elemento da matriz detectora (material detector e material refletor). A saída de cada código foi apresentada na forma de histogramas representando a resposta de cada elemento da matriz em função da geometria e dos parâmetros selecionados em cada simulação.

Nesta avaliação foram observados e analisados os aspectos voltados para a interação relativa entre o número de interações no elemento de interesse e os elementos da sua vizinhança, que se traduz em razão de contraste, e também a intensidade da energia total depositada em cada “pixel”.

2- Simulação com fonte volumétrica, onde foi utilizado também o critério de avaliação dos resultados utilizado para fonte pontual, porém, os resultados obtidos foram apresentados na forma de imagens bidimensionais, onde foi possível avaliar parâmetros como razão de contraste e resolução em distância.

Todos os ensaios simulados aqui descritos foram realizados utilizando-se computadores do tipo PC do Departamento de Instrumentação e Confiabilidade Humana do Instituto de Engenharia Nuclear – IEN , Rio de Janeiro - Brasil.

Ao final de cada ensaio, foi realizada uma análise sucinta dos resultados apresentados, e a partir da composição destas análises, foram elaboradas as discussões, e conclusões finais do trabalho as quais são apresentadas no Capítulo 5.

Todas as simulações foram realizadas utilizando-se o programa MCNP versão 4B, de propriedade do Laboratório de Instrumentação Nuclear do Programa de Engenharia Nuclear da COPPE, para a determinação da distribuição da energia total depositada em cada “pixel” da matriz detectora, assim como em outras regiões de interesse do sistema proposto, considerando-se as condições iniciais e hipóteses que estão descritas nos itens 3.1.1 e 3.1.2.

A caracterização do trabalho proposto tem como fundamento a determinação dos parâmetros geométricos e físicos mais adequados, relativos a cada parte do sistema fonte – detector, de modo que uma vez acoplado ao dispositivo foto sensor (CCD) através de um guia óptico ou fibra óptica, o sistema seja capaz de adquirir uma imagem simulada, com resolução da ordem de $10 \times 10 \mu\text{m}$.

3.1 Modelagem do Sistema fonte - detector

Para a realização das simulações foi utilizado um modelo que se baseia na estrutura básica de uma matriz cintiladora formada por pequenos detectores com dimensões bem definidas e uma fonte radioativa pontual (objeto) posicionada sobre um eixo perpendicular ao plano xy que corta a seção longitudinal do detector, conforme mostra a figura 3.2. A camada anterior (A) à camada da matriz detectora, corresponde ao filtro cuja função é além de atenuar o feixe de radiação incidente, refletir as cintilações produzidas no detector de volta para o meio detector enquanto a camada posterior ao detector corresponde ao dispositivo óptico (fibra óptica) que serve como guia das cintilações produzidas no detector diretamente para o dispositivo fotossensor. O filtro atenuador e o guia óptico ficam montados colados a matriz detectora.

A estrutura proposta permitirá avaliar e definir os parâmetros físicos mais adequados visando o desenvolvimento futuro de um sistema de aquisição de imagem micrométrica. Este sistema fonte-detector é formado por uma fonte de radiação gama monoenergética e isotrópica, filtro, uma tela de material cintilador, dispositivo de acoplamento óptico (fibra óptica) e dispositivo eletrônico foto sensor de luz (CCD).

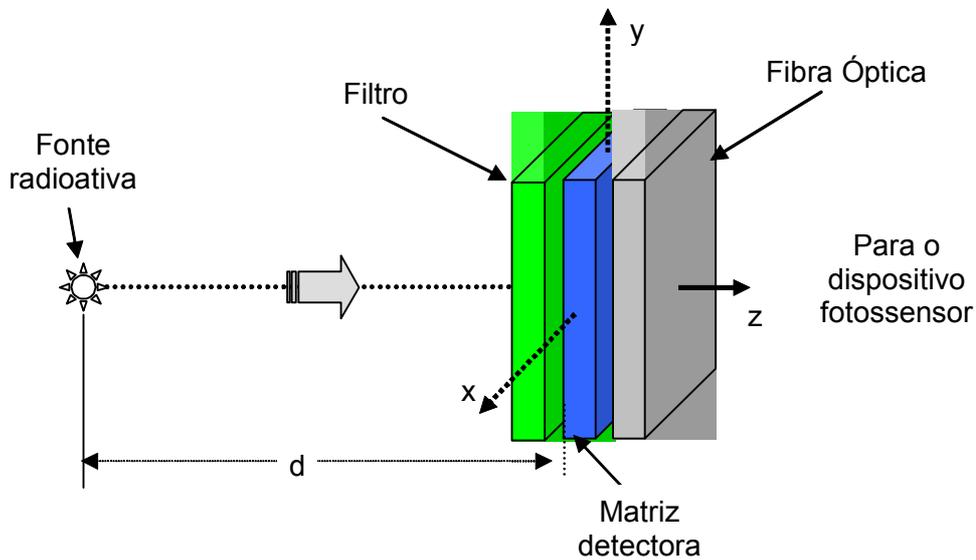


Figura 3.2: Representação esquemática do modelo utilizado para simulação com fonte radioativa situada a uma distancia “d” da matriz detectora. Centróide da matriz detectora situado na origem dos eixos de coordenadas.

Para analisar os parâmetros físicos e geométricos foram estudados:

- 1- eficiência absoluta do detector (pixel) em função da energia da fonte;
- 2- fração de energia absorvida no meio detector em função da dimensão do elemento de imagem da matriz;
- 3- influência do empalhamento Compton sobre os elementos da vizinhança do elemento de imagem em estudo;
- 4- razão entre a energia depositada em um elemento detector e a energia depositada nos elementos da sua vizinhança.

3.1.1 Simulação com fonte pontual isotrópica

A clareza de informação em uma imagem é a medida de quanto à imagem é capaz de revelar pequenas estruturas do objeto. A simulação com fonte pontual permite avaliar esta habilidade por meio da verificação da distinção pelo sistema entre duas estruturas situadas bem próximas uma da outra. A distância ótima associada à clareza da imagem desejada nos dá a informação de resolução em distância. Esta medida por sua vez reflete o poder de resolução espacial do sistema de imageamento. Para medir este parâmetro do sistema foram definidas algumas condições de simulação, como segue:

Condições iniciais:

- O centróide da matriz detectora está posicionado no centro do elemento 1 (0, 0, 0) da matriz, ou seja, na origem dos eixos de coordenadas cartesianas x, y, z, como pode ser visto na figura 3.3;

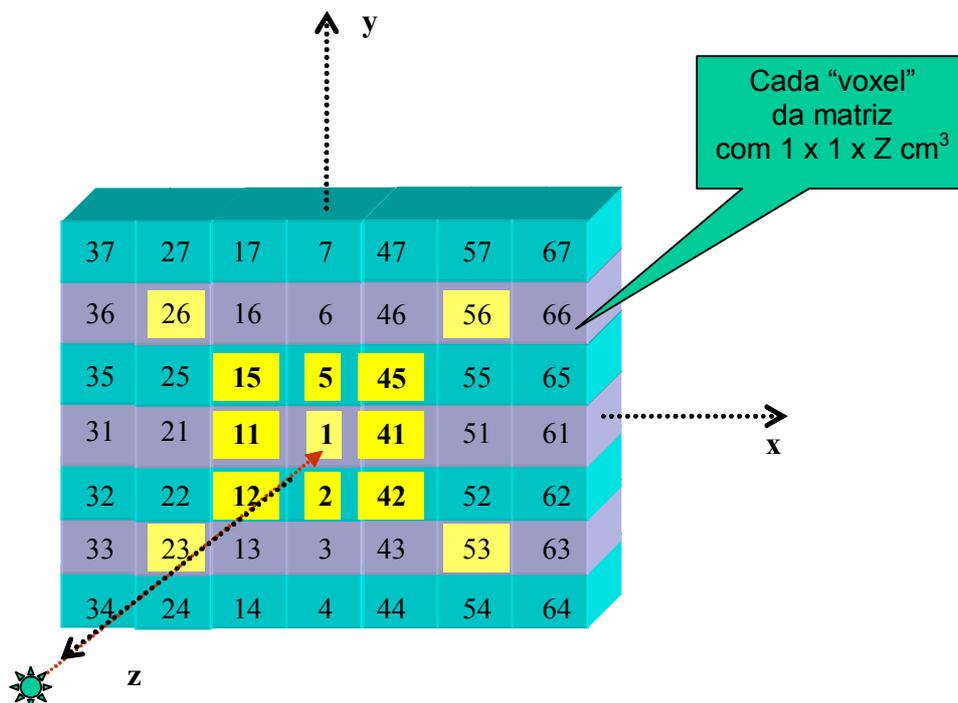


Figura 3.3: Representação esquemática em 3D do modelo da matriz detectora sem refletor, onde cada elemento (voxel) recebeu uma numeração específica para identificação nos gráficos.

- Distância fonte – janela do detector:
 - $d_1 = 0,5 \text{ cm}$; *
 - $d_2 = 0$ (zero), ou seja, fonte encostada na janela do detector.
- ***Obs.:** Esta dimensão poderá variar de acordo com as condições de espessura da matriz detectora (z) estabelecidas nas hipóteses de simulação que serão apresentadas posteriormente.
- O sistema foi simulado para as distâncias fonte - detector citadas acima, com a fonte colocada na posição 1 ou na posição 3 relativa ao eixo perpendicular à matriz detectora, como segue:
 - **Posição 1:** eixo perpendicular ao elemento 1 (0, 0, 0) da matriz detectora;
 - Posição 2: eixo perpendicular ao elemento 12 (-1, -1, 0) da matriz detectora;
 - **Posição 3:** eixo perpendicular ao elemento 15 (-1, 1, 0) da matriz detectora;
- O sistema foi simulado nas condições acima utilizando 7 (sete) dimensões de matriz, a saber:
 - **matriz A:** 70 x 70 mm com elemento sensível (pixel) de 10 x 10 mm;
 - **matriz B:** 7 x 7 mm com elemento sensível (pixel) de 1 x 1 mm;
 - **matriz C:** 700 x 700 μm com elemento sensível (pixel) de 100 x 100 μm ;
 - **matriz D:** 70 x 70 μm com elemento sensível (pixel) de 10 x 10 μm ;
 - **matriz E:** 3 x 3 mm com elemento sensível (pixel) de 1 x 1 mm;
 - **matriz F:** 310 x 310 μm com elemento sensível (pixel) de 10 x 10 μm ;
 - **matriz G:** 1270 x 1270 μm com elemento sensível (pixel) de 10 x 10 μm .
- O sistema foi simulado considerando-se a matriz **A**, e utilizando inicialmente detector cintilador de CsI(Tl) e BGO para as seguintes condições:
 - sem material refletor;
 - com material refletor.
- Foram realizadas simulações para 4 (quatro) energias da fonte radioativa monoenergética: 60, 140, 159, 364keV.

A seguir são apresentadas com detalhes as hipóteses específicas selecionadas para simulação:

Nas simulações apresentadas nas hipóteses 1 e 2 foi estudado o comportamento geral do código em função no número de fótons emitidos pela fonte que colidiram e interagiram com cada célula da matriz detectora.

Nas demais simulações, ou seja, hipóteses 3 a 11, foi utilizado o comando < **F6** > do MCNP4B, que fornece como resultado de saída as informações da estimativa da energia depositada por unidade de massa nas células especificadas nos códigos. Um dos códigos utilizados na simulação onde se aplica o comando F6 é apresentado no anexo B.

Foi muito importante observar que todos os resultados de saída apresentassem um erro estatístico relativo inferior a 5%, o que segundo o manual do MCNP4B, garante que o conjunto de amostragem de eventos acompanhados na simulação seja relevante e bem comportado, resultando assim em resultados confiáveis.

3.1.1.1 Hipótese 1:

- **Matriz cintiladora (A) com dimensões 70 x 70 mm e espessura (z) de 10 mm.** Cada elemento de imagem (pixel) do detector com dimensões 10 x 10 mm, **sem material separador** entre os elementos de imagem “pixels” e distância fonte - detector $d = 0,5$ cm.

Matriz detectora de CsI(Tl) e fonte pontual na posição 1: (0, 0, 0)

Programa: mcnp4b **num. hist:** 1E+06

3.1.1.2 Hipótese 2:

- **Matriz cintiladora (A) com dimensões 70 x 70 mm e espessura (z) de 10 mm.** Cada elemento de imagem (pixel) do detector com dimensões

10 x 10 mm, **com material separador** entre os elementos de imagem “pixels” e distância $d = 0,5$ cm.

Esta hipótese foi subdividida em 2a, 2b, 2c, 2d, 2e e 2f, de modo a facilitar a apresentação dos resultados para simulação com CsI(Tl) e BGO, e variando-se o tipo de material do refletor, a posição da fonte em relação ao detector e inserindo um filtro de alumínio.

Hipóteses 2a e 2b

Matriz detectora com CsI(Tl) ou BGO e fonte pontual na posição 1: (0, 0, 0)

Programa: mcnp4b **num. hist:** 1E+06

separador / refletor: MgO com espessura de 20% da dimensão do “pixel” ou 2 mm.

Nas etapas seguintes, hipóteses 2c e 2d, foram realizadas as simulações para os outros (2) dois tipos de materiais refletores previamente selecionados, ou seja, Al e Al_2O_3 , utilizando-se apenas o material detector BGO.

Hipóteses 2c e 2d

Matriz detectora com BGO e fonte pontual na posição 1: (0, 0, 0)

Programa: mcnp4b **num. hist:** 1E+06

Separador / refletor: Al e Al_2O_3 com espessura de 20% da dimensão do “pixel” ou 2 mm.

Para verificar o comportamento do sistema em função da posição da fonte, foi elaborada a hipótese 2e, para a matriz (A) com detector BGO e fonte de 159 keV colocada na posição 3, conforme apresentada anteriormente na figura 3.3 e no item 3.1.1.

Hipóteses 2e

Matriz detectora com BGO e fonte pontual na posição 3: (-1, 1, 0)

Programa: mcnp4b **num. hist:** 1E+06

Separador / refletor: MgO com espessura de 20% da dimensão do “pixel” ou 2 mm.

Para verificar o comportamento do sistema com a aplicação do filtro de alumínio foi elaborada a hipótese 2f, para a matriz detectora de BGO com separador MgO. Esta hipótese foi comparada com o resultado da hipótese 2b (matriz detectora BGO com separador MgO e sem filtro).

Hipóteses 2f

Matriz detectora com BGO e fonte pontual na posição 1: (0, 0, 0)

Programa: mcnp4b **num. hist:** 1E+06

Separador / refletor: MgO com espessura de 20% da dimensão do “pixel” ou 2 mm.

Filtro: Alumínio com espessura 2 mm.

Para verificar o comportamento do sistema, reduzindo-se em 10 vezes a dimensão do “pixel”, foi elaborada a hipótese 3 para a matriz detectora de BGO com separador MgO.

3.1.1.3 Hipótese 3:

- **Matriz cintiladora (B) com dimensões 7 x 7 mm e espessura (z) de 10 mm.**
Cada elemento de imagem (pixel) do detector com dimensões 1 x 1 mm, com material separador entre os elementos de imagem “pixels” e distâncias $d = 0,016$ cm e $0,0016$ cm.

Matriz detectora com BGO e fonte pontual na posição 1: (0, 0, 0)

Programa: mcnp4b **num. hist:** 1E+06

Separador / refletor: MgO com espessura de 20% da dimensão do “pixel” ou 2 mm.

Desta hipótese em diante todos os resultados apresentados na forma de histograma mostrarão apenas a energia depositada (MeV/g) em cada um dos elementos detectores da matriz.

A seguir, para verificar o comportamento do sistema, variando-se a espessura do material refletor/separador foi elaborada a hipótese 4, para a matriz detectora de BGO com separador MgO.

3.1.1.4 Hipótese 4:

- **Matriz cintiladora (E) com dimensões 3 x 3 mm e espessura (z) de 1 mm.**
Cada elemento de imagem (pixel) do detector com dimensões 1 x 1 mm, com material separador de espessura variável entre os elementos de imagem “pixels” e distância $d = 0,0016$ cm.

Matriz detectora com BGO e fonte pontual na posição 1: (0, 0, 0)

Programa: mcnp4b **num. hist:** 1E+03

Separador / refletor: MgO com espessuras de:

- 0,2 mm ou 20% da dimensão do “pixel”
- 0,4 mm ou 40% da dimensão do “pixel”
- 0,6 mm ou 60% da dimensão do “pixel”
- 0,8 mm ou 80% da dimensão do “pixel”

Esta hipótese, para reduzir o tempo de máquina, foi simulada considerando-se apenas o elemento 1, posição (0, 0, 0), e os elementos correspondentes à sua vizinhança de 8. O número de histórias também foi reduzido de 1E+06 para 1E+03, para verificar o comportamento do código nesta situação. Esta simulação foi realizada apenas para a fonte com energia de 159 keV.

Para verificar o comportamento do sistema, reduzindo-se em 10 vezes o tamanho do “pixel”, foi elaborada a hipótese 5 para a matriz detectora de BGO com separador MgO.

3.1.1.5 Hipótese 5:

- **Matriz cintiladora (C) com dimensões 700 x 700 μm e espessura (z) de 10 mm.** Cada elemento de imagem (pixel) do detector com dimensões 100 x 100 μm , com material separador de espessura variável entre os elementos de imagem “pixels” e distância $d = 0,0016$ cm.

Matriz detectora com BGO e fonte pontual na posição 1: (0, 0, 0)

Programa: mcnp4b **num. hist:** 1E+06

Separador / refletor: MgO com espessuras de:

0,02 mm ou 20% da dimensão do “pixel”

0,04 mm ou 40% da dimensão do “pixel”

As hipóteses 1, 2, 3, 4 e 5 foram simuladas utilizando-se apenas dois tipos de materiais detectores (CsI(Tl) e BGO) e três tipos de matérias refletores (Al, MgO e Al_2O_3).

Para verificar o comportamento do sistema, reduzindo-se em 10 vezes o tamanho do “pixel”, foi elaborada a hipótese 6 utilizando-se os 6 (seis) tipos de materiais detectores cintiladores previamente selecionados, com o material refletor de MgO.

3.1.1.6 Hipótese 6:

- **Matriz cintiladora (D) com dimensões 70 x 70 μm e espessura (z) de 1 mm, 2 mm e 10 mm.** Cada elemento de imagem (pixel) do detector com dimensões 10 x 10 μm , com material separador entre os elementos de imagem “pixels” e distância $d = 0,0001$ cm.

Matriz detectora com CsI(Tl), BGO, CdWO₄, LSO, GSO e GOS e fonte pontual na posição 1: (0, 0, 0)

Programa: mcnp4b **num. hist:** 1E+06

Separador / refletor: MgO com espessuras de 0,006 mm ou 60% da dimensão do “pixel”.

Esta hipótese foi simulada para dar continuidade a verificação do comportamento do sistema fonte – detector para uma dimensão de pixel da ordem de 10 x 10 μm e também com o intuito de verificar e comparar o desempenho de cada tipo de detector variando-se a espessura da matriz detectora. Esta simulação foi realizada apenas para a energia da fonte de 159 keV.

A seguir, dando-se continuidade ao processo de apresentação das possíveis hipóteses de simulação, e considerando-se que para se obter uma imagem de um folículo é necessário uma matriz detectora com dimensão mínima de 200 x 200 μm , foi realizada simulação para uma matriz com 31 x 31 elementos com “pixel” de 10 x 10 μm .

Com este ensaio foi verificado o comportamento tanto do código quanto do programa MCNP4B para uma matriz com dimensão cerca de 5 (cinco) vezes maior do que a matriz (7 x 7) utilizada anteriormente.

3.1.1.7 Hipótese 7:

- **Matriz cintiladora (F) com dimensões 310 x 310 μm e espessura (z) de 1 mm.** Cada elemento de imagem (pixel) do detector com dimensões 10 x 10 μm^2 , e material separador entre os elementos de imagem “pixels” e distância $d = 0,0001$ cm.

Matriz detectora com BGO e fonte pontual na posição: variável (ver texto)

Programa: mcnp4b **num. hist:** 1E+06

Separador / refletor: MgO com espessuras de 0,006 mm ou 60% da dimensão do “pixel”.

Nesta simulação foi utilizado apenas o detector BGO (maior eficiência de detecção) para a mesma geometria descrita anteriormente na hipótese 6. Esta simulação também foi realizada apenas para a energia da fonte de 159 keV.

Esta hipótese foi subdividida em 7a, 7b, 7c, 7d, e 7e, variando-se em cada uma o número de fontes pontuais do sistema fonte - detector e/ou a posição relativa da fonte em relação a matriz detectora como segue:

Hipótese 7a: uma fonte pontual isotrópica situada na posição 1.

Hipótese 7b: duas fontes pontuais e isotrópicas situadas nas posições 1 e 51, respectivamente.

Hipótese 7c: duas fontes pontuais e isotrópicas situadas na direção das linhas divisórias virtuais que separam os refletores 1 e 11, e os refletores 1 e 41, respectivamente.

Hipótese 7d: uma fonte pontual e isotrópica situada na direção da linha divisória virtual que separa o refletor 1 e 11, porém, com um deslocamento lateral de $0,1 \mu\text{m}$.

Hipótese 7e: duas fontes pontuais e isotrópicas situadas na direção das linhas divisórias virtuais que separam os refletores 1 e 11, e os refletores 1 e 41 porém, com um deslocamento lateral de $0,1 \mu\text{m}$, respectivamente.

3.1.2 Simulação com fonte volumétrica isotrópica em forma de anel

Considerando-se que o tamanho de tumores que podem ser observados com sucesso por meio de uma câmara cintilométrica é relativamente grande, e significativamente maior do que 3 mm , a redução do tamanho do “pixel” para algo da ordem de $100 \times 100 \mu\text{m}$ não seria crítico. Desse modo, uma vez que o diâmetro médio de um folículo da tireóide é da ordem de $500 \mu\text{m}$, o modelo que foi utilizado para simulação acompanhou esta ordem de grandeza. Para satisfazer esta condição, inicialmente foi utilizado uma matriz de 31×31 elementos e “pixel” de $10 \times 10 \mu\text{m}$ e posteriormente uma matriz de 127×127 elementos e “pixel” de $10 \times 10 \mu\text{m}$. Utilizando-se uma matriz com esta dimensão, a tarefa tanto de manipulação dos resultados da simulação quanto do estudo do comportamento das hipóteses simuladas se tornou mais rápida, sob o ponto de vista dos tempos de execução dos códigos e também do método de extração dos dados de interesse obtidos a partir das informações de saída geradas pelos códigos.

A figura 3.4 apresenta esquematicamente o modelo de fonte volumétrica utilizado para a simulação. Neste modelo, a fonte de radiação é o próprio folículo cujas dimensões são definidas a partir de dois cortes transversais, criando-se assim uma fatia de material da tireóide com espessura da ordem de $10 \mu\text{m}$, representado pela dimensão e_1 apresentada na figura 3.4.

Partindo da hipótese que para esta ordem de grandeza, ou seja, $10 \mu\text{m}$, esta espessura pode ser considerada pontual, podemos dizer que a influência da superposição dos fótons emitidos pela face posterior do anel sobre os fótons emitidos

por sua face frontal é desprezível. A área formada pelo círculo central de raio r não é radioativa e é constituída de proteína, enquanto que a área na cor cinza formando um anel mostra a região onde fica concentrado temporariamente o iodo natural ou radioativo. A fonte radioativa que representa um folículo está distribuída ao longo da coroa circular de um anel cujo diâmetro externo é representado pela dimensão d_1 na figura 3.4.

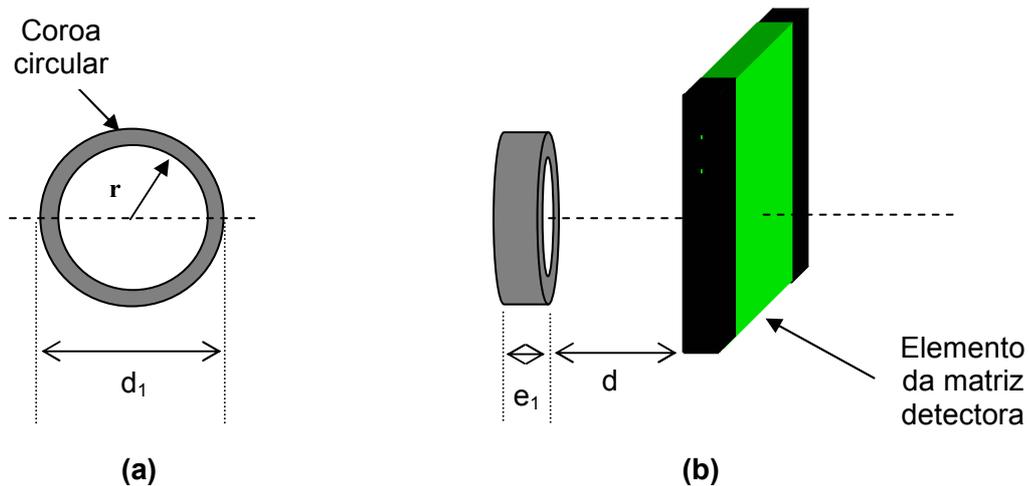


Figura 3.4: Modelo da fonte volumétrica em anel utilizada para simular os folículos. (a) corte transversal onde pode ser vista a região da coroa circular contendo material radioativo. (b) geometria utilizada para simulação onde d é a distância fonte-matriz detectora e a espessura e_1 é de $10\ \mu\text{m}$.

Como existe uma estreita região entre dois folículos adjacentes, e considerando que ela seja da ordem de $10\ \mu\text{m}$, e como o diâmetro dos folículos podem variar numa faixa de $200\ \mu\text{m}$ a $900\ \mu\text{m}$, foi definido um modelo com duas fontes volumétricas em anel para se verificar a possibilidade do sistema identificar com resolução aceitável cada um dos folículos. Esta característica é definida como resolução em distância.

A figura 3.5 apresenta a representação esquemática do modelo utilizado para medir a resolução em distância. A largura da coroa circular dos anéis tem aproximadamente $10\ \mu\text{m}$.

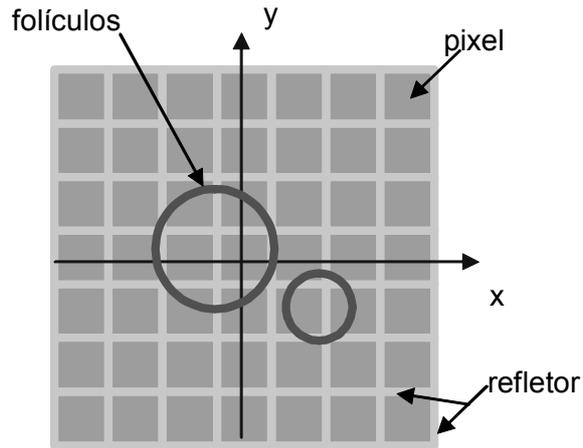


Figura 3.5: Modelo utilizado para definir a resolução em distância entre dois folículos adjacentes. A região formada pelos anéis, representa os pontos onde esta localizada a fonte radioativa.

Todos os resultados das simulações utilizando fonte volumétrica foram apresentados na forma de imagens bidimensionais, que por sua vez foram geradas com o auxílio do programa Matlab.

Para desempenhar a tarefa de extração de dados, a partir dos resultados de saída dos códigos, foi desenvolvido um programa específico cuja tela principal é apresentada na figura 3.6.



Figura 3.6: Interface gráfica do programa de extração de dados utilizado para selecionar as informações úteis geradas pelo código escrito no MCNP4B.

3.1.2.1 Hipótese 8:

- **Matriz cintiladora (F) com dimensões 310 x 310 μm e espessura (z) de 1 mm.** Cada elemento de imagem (pixel) do detector com dimensões 10 x 10 μm , com material separador entre os elementos de imagem e distância $d = 0,0001$ cm.

Matriz detectora com BGO e uma fonte volumétrica em anel com centróide na posição 1: (0, 0, 0)

Programa: mcnp4b **num. hist:** 1E+06

Separador / refletor: MgO com espessuras de 0,006 mm ou 60% da dimensão do “pixel”.

Esta hipótese foi realizada em duas etapas, considerando-se inicialmente a fonte radioativa com energia de 159 keV (hipótese 8a) e em seguida com energia de 140 keV (hipótese 8b).

Utilizando este procedimento foi possível verificar se existe alguma variação relevante no aspecto da imagem obtida em função da energia.

3.1.2.2 Hipótese 9:

- **Matriz cintiladora (G) com dimensões 1270 x 1270 μm e espessura (z) de 1 mm.** Cada elemento de imagem (pixel) do detector com dimensões 10 x 10 μm , com material separador entre os elementos de imagem e distância $d = 0,0001$ cm.

Matriz detectora com BGO e duas fontes volumétricas em anel com centróides nas posições (x, y, z) cm: variável (ver texto)

Programa: mcnp4b **num. hist:** 1E+06

Separador / refletor: MgO com espessuras de 0,006 mm ou 60% da dimensão do "pixel".

Esta hipótese foi subdividida em 9a, 9b, 9c, 9d, e 9e, variando-se em cada uma o diâmetro (volume) das fontes volumétricas do sistema fonte - detector e/ou a distância mínima entre cada uma das fontes como segue:

Hipótese 9a: duas fontes isotrópicas em anel com diâmetros externos de 420 μm e 520 μm e centróides nas posições (-0,025 0,025 -0,0506) cm e (0,011 -0,011 -0,0506) cm, respectivamente, e distância entre anéis de 39 μm ;

Hipótese 9b: duas fontes isotrópicas em anel com diâmetros externos de 420 μm e centróides nas posições (-0,025 0,025 -0,0506) cm e (0,005 -0,005 -0,0506) cm, respectivamente, e distância entre anéis de 4 μm ;

Hipótese 9c: duas fontes isotrópicas em anel com diâmetros externos de 420 μm e centróides nas posições (-0,025 0,025 -0,0506) cm e (0,0075 -0,0075 -0,0506) cm, respectivamente, e distância entre anéis de 39 μm ;

Hipótese 9d: duas fontes isotrópicas em anel com diâmetros externos de 420 μm e centróides nas posições (-0,025 0,025 -0,0506) cm e (0,011 -0,011 -0,0506) cm, respectivamente, e distância entre anéis de 89 μm ;

Hipótese 9e: duas fontes isotrópicas em anel com diâmetros externos de 420 μm e centróides nas posições (-0,025 0,025 -0,0506) cm e (0,025 -0,025 -0,0506) cm, respectivamente, e distância entre anéis de 287 μm ;

Utilizando este procedimento foi possível verificar se existe alguma variação relevante no aspecto da imagem obtida em função da proximidade de dois folículos ou da diferença entre diâmetros de cada folículo.

Na hipótese 9e de simulação foi aumentado o número de histórias de 1E6 para 2,5E6. Esta medida foi utilizada para que os erros relativos dos valores de saída do código fossem aceitáveis e menor do que 5,0%.

3.1.2.3 Hipótese 10:

- **Matriz cintiladora (G) com dimensões 1270 x 1270 μm e espessura (z) de 1 mm.** Cada elemento de imagem (pixel) do detector com dimensões 10 x 10 μm , com material separador entre os elementos de imagem e distância $d = 0,0001$ cm.

Matriz detectora com CsI(Tl), BGO, CdWO₄, LSO, GSO e GOS duas fontes volumétricas em anel com centróides nas posições (x, y, z) cm:

(-0,025 0,025 -0,0506) e (0,011 -0,011 -0,0506), com diâmetros externos de 420 μm e 520 μm , respectivamente, e distância entre anéis de 39 μm .

Programa: mcnp4b **num. hist:** 2,2E+06

Separador / refletor: MgO com espessura de 0,006 mm ou 60% da dimensão do “pixel”.

Esta hipótese foi subdividida em 10a, 10b, 10c, 10d, 10e e 10f, variando-se em cada uma apenas o tipo de material detector e mantendo o volume das fontes volumétricas do sistema fonte – detector.

Utilizando-se este procedimento foi possível verificar se existe alguma variação relevante no aspecto da imagem obtida em função da variação no tipo de material do detector.

Nas hipóteses de simulação com detector de CsI(Tl) e CdWO₄ foi utilizado número de histórias de 2,5E6. Esta medida foi utilizada para que os erros relativos dos valores de saída do código fossem aceitáveis e menor do que 5,0%.

3.1.2.4 Hipótese 11:

- **Matriz cintiladora (G) com dimensões 1270 x 1270 μm e espessura (z) de 1 mm.** Cada elemento de imagem (pixel) do detector com dimensões 10 x 10 μm , com material separador de MgO entre os elementos de imagem e distância $d = 0,0001$ cm.

Matriz detectora com BGO e quatro fontes volumétricas em anel com centróides nas posições (x, y, z) cm:

Fonte 1: (0,005 0,025 -0,0506) e diâmetro externo de 200 μm ;

Fonte 2: (0,030 0,025 -0,0506) e diâmetro externo de 300 μm ;

Fonte 3: (-0,025 0,025 -0,0506) e diâmetro externo de 400 μm ;

Fonte 4: (0,011 -0,011 -0,0506) e diâmetro externo de 500 μm .

Programa: mcnp4b **num. hist:** 2,5E+06

Separador / refletor: MgO com espessura de 0,006 mm ou 60% da dimensão do "pixel".

Esta hipótese foi simulada para se observar o comportamento do código em uma situação em que a fonte radioativa é constituída de vários folículos situados bem próximos um dos outros. Desse modo, se poderá avaliar qual a influência que um exerce sobre o outro e também se a qualidade da imagem é aceitável.

CAPÍTULO 4

4.1 Apresentação e Análise dos Resultados

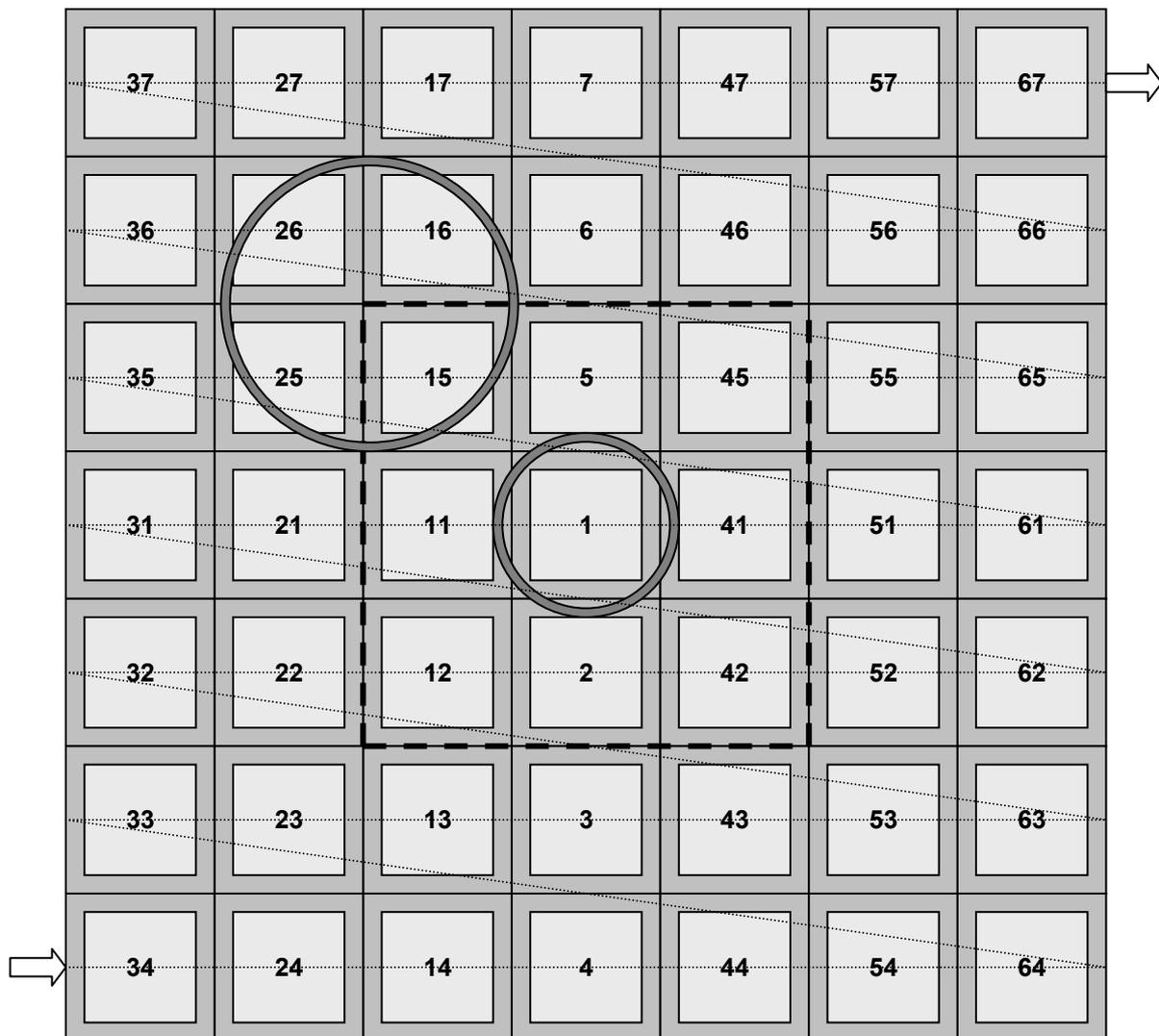
Neste capítulo são apresentados todos os resultados dos ensaios simulados, com fonte pontual e com fonte volumétrica, os quais foram realizados segundo a metodologia descrita no capítulo 3. Cada um dos resultados aqui apresentados foi submetido a uma rápida análise preliminar, cujo conteúdo de cada análise servirá de base para que posteriormente sejam realizadas as conclusões finais relativas ao desempenho das hipóteses de sistemas “fonte – detector” propostas para caracterização da matriz detectora, as quais serão apresentadas no capítulo 5.

Todos os resultados apresentados nos gráficos por meio de histogramas se referem à distribuição dos eventos decorrentes da interação dos fótons emitidos pela fonte ao colidirem com cada um dos 49 elementos ou células da matriz com dimensão 7 x 7 elementos. Cada elemento, por sua vez, é formado de 49 elementos de material detector e 49 elementos de material separador/refletor, conforme numeração atribuída arbitrariamente no capítulo 3 e reapresentada na figura 4.1. Os números ou pontos do histograma que aparecem no eixo das abscissas representam cada um dos 98 elementos, sendo que o primeiro ponto se refere ao elemento detector 34 e o segundo ponto ao elemento separador 34; o terceiro ponto ao elemento detector 24 e o quarto ao elemento refletor 24 da linha inferior da matriz; e assim sucessivamente, linha por linha, até o final da linha correspondente ao elemento detector 67 e ao elemento separador 67.

Para efeito de simplificação, em alguns casos, foram apresentados graficamente apenas os resultados referentes aos elementos cujos valores obtidos foram considerados mais relevantes, sendo, portanto, a matriz reduzida para 3 x 3 ou 3 x 7 (linhas correspondentes aos elementos 1, 2 e 5 da matriz), conforme o caso.

As tabelas completas que deram origem aos gráficos na forma de histogramas foram geradas utilizando o programa Excel. Todas as imagens bidimensionais foram obtidas por meio do programa “Matlab” versão 6.5.0.180913a.

A seguir são apresentados os resultados das hipóteses descritas no capítulo 3.



Legenda

	- elemento detector "n"
	- elemento separador / refletor "n"
	- fonte radioativa em anel
	- vizinhança de quatro e diagonal do elemento 1
	- seqüência de representação dos elementos nos histogramas

Figura 4.1: Disposição numérica atribuída a cada elemento de imagem da matriz, formada por um elemento detector e um elemento separador/refletor. Os elementos da matriz destacados pela linha pontilhada correspondem a matriz reduzida 3 x 3. Os anéis representam um modelo de fonte volumétrica e a sua posição em relação a matriz detectora.

4.2 Resultados da simulação da hipótese 1

(Fonte pontual e matriz cintiladora de 70 x 70 mm e espessura 10 mm de CsI (TI) sem refletor)

Esta simulação utiliza um elemento de imagem com volume de $1 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$ e foi realizado para se estudar o comportamento do código para uma dimensão de “pixel” 1000 vezes maior que aquele previsto para a matriz final, que é da ordem de $10 \times 10 \mu\text{m}$. Os gráficos das figuras 4.2 e 4.3 apresentam os resultados da distribuição dos fótons, para as energias de 60, 140, 159 e 364 keV, na matriz formada por elemento detector de CsI(Tl) sem refletor, ou seja, toda a área de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ do “pixel” é constituída de material detector.

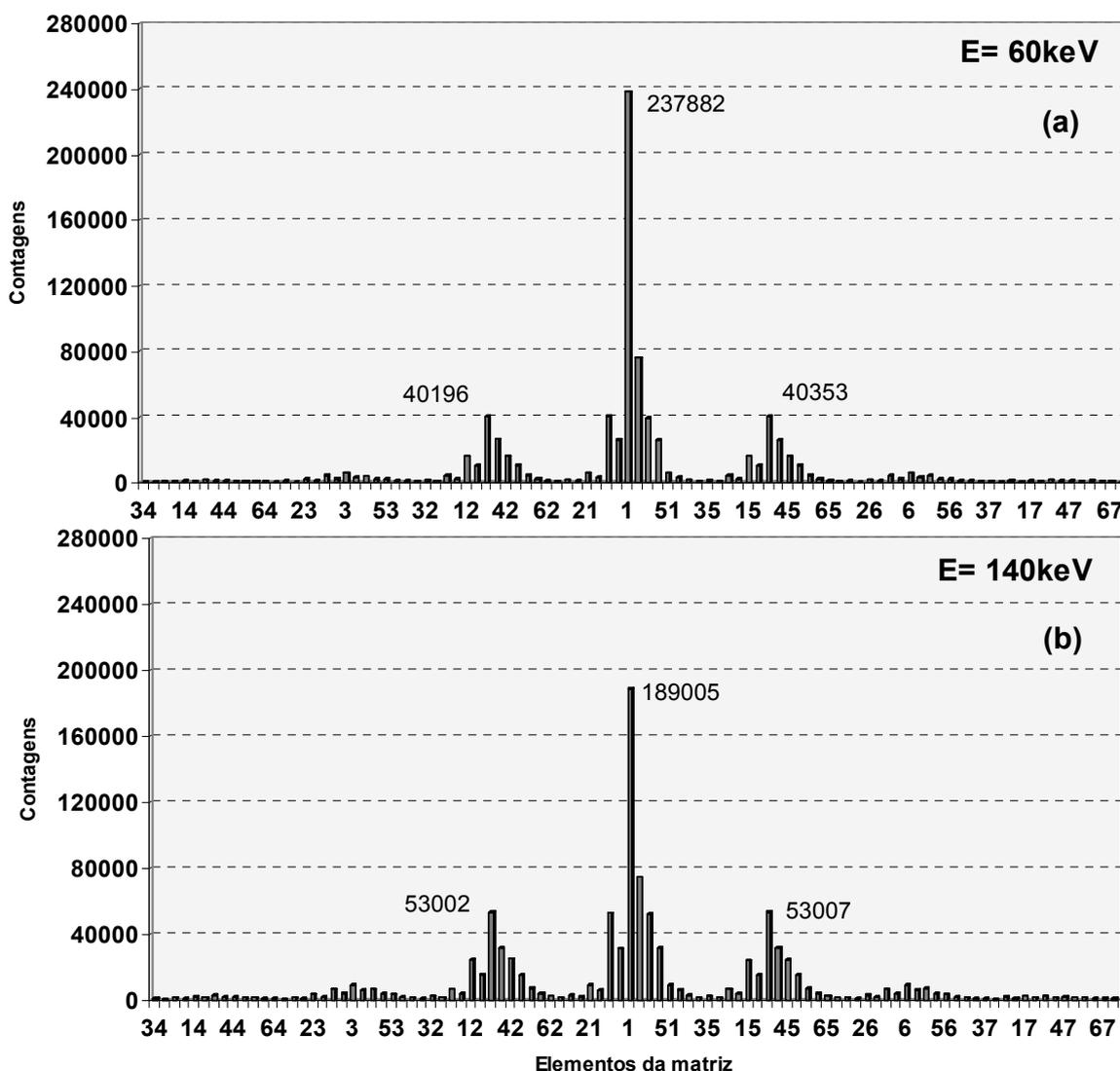


Figura 4.2: Distribuição da interação dos fótons na matriz detectora de **CsI(Tl)** com elementos de $1 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$ para fonte radioativa de 60 keV (a) e 140 keV (b), distante 0,5 cm da matriz detectora e na posição 1. Num. Hist. = $1\text{E}+06$.

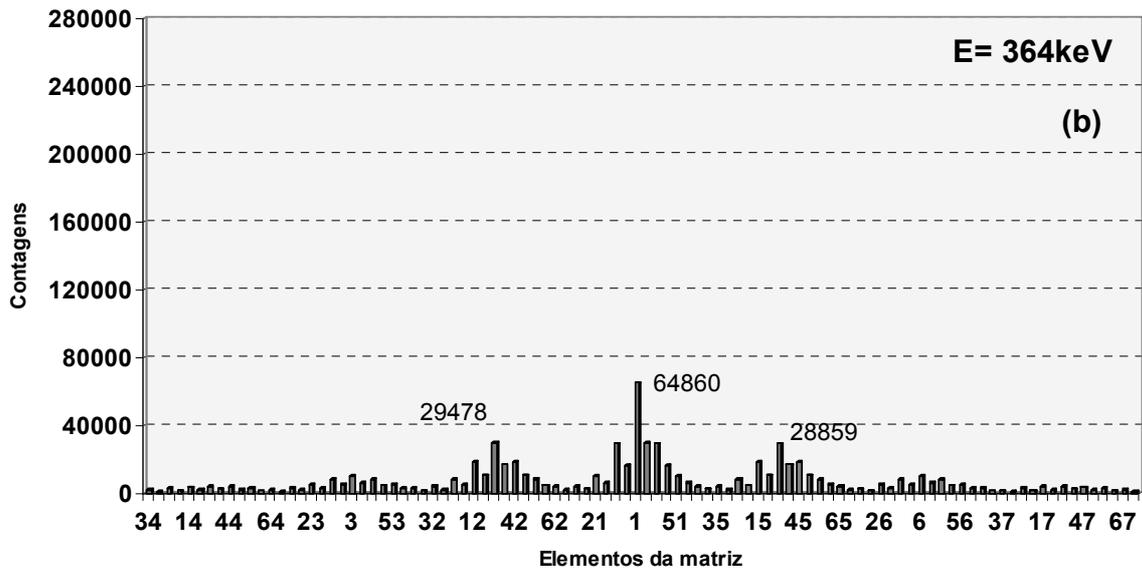
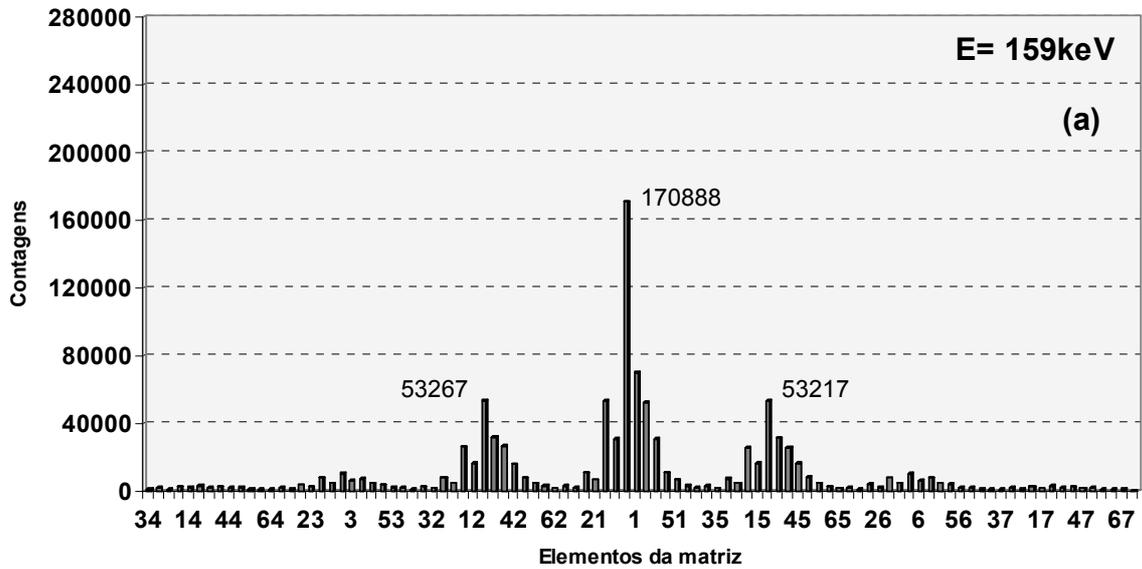


Figura 4.3: Distribuição da interação dos fótons na matriz detectora de **CsI(Tl)** sem filtro e sem refletor / separador, com elementos de $1 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$, para fonte radioativa de 159 keV (a) e 364 keV (b), distante 0,5 cm da matriz detectora e na posição 1. Num. Hist. = $1\text{E}+06$.

Análise dos resultados da hipótese 1

Pode-se verificar nas figuras 4.2 e 4.3 que os histogramas apresentam uma distribuição regular relevante em torno de três pontos de máximo, elementos 2, 1 e 5. A razão entre as contagens (interações) registradas no elemento 1 e a média das contagens (interações) nos elementos da vizinhança de 4 (2, 11, 41 e 5), a qual será denominada razão de contraste, é apresentada na tabela 4.1

As contagens apresentadas na tabela 4.1 se referem à soma dos valores obtidos no detector e na região do refletor correspondente para o elemento 1 da matriz.

Tabela 4.1: Dados obtidos com detector CsI(Tl) sem refletor para fonte pontual isotrópica na posição 1.

Energia		60	140	159	364
(keV)					
Contagens	Média viz. de 4	66360	84154	83984	45708
	Pico (Elem. 1)	313961	263101	240202	94147
Razão		4,7	3,1	2,9	2,1

Como foi utilizado “pixel” sem refletor, todo o volume de 1 cm³ de cada elemento é constituído apenas de material detector.

A maior contagem no elemento 1 ocorre para a energia de 60 keV (313961), como esperado, enquanto que para a energia de 159 keV (Iodo-123) o valor máximo é de 240202, ou seja uma diferença percentual de **30,71 %**.

A maior razão de contraste encontrada foi para a energia de 60 keV, porém, para a energia de maior interesse para este estudo, que é de 159 keV, a razão de contraste foi de 2,9 %.

A seguir são apresentados os resultados da simulação da hipótese 2, onde foi utilizado um material refletor envolvendo o material detector, para se verificar o comportamento da razão de contraste nesta situação.

4.3 Resultados da simulação da hipótese 2

(Fonte pontual e matriz cintiladora de 70 x 70 mm e espessura de 10 mm com refletor de espessura 2 mm)

Esta hipótese foi subdividida nas hipóteses 2a, 2b, 2c, 2d, 2e e 2f, variando-se o tipo de material do detector, do refletor, a posição da fonte em relação ao detector e inserindo um filtro de alumínio, como segue:

Hipótese 2a – detector de CsI (TI) e refletor de MgO;

Hipótese 2b – detector de BGO e refletor de MgO;

Hipótese 2c – detector de BGO e refletor de Al;

Hipótese 2d – detector de BGO e refletor de Al_2O_3 ;

Hipótese 2e – detector de BGO e refletor de MgO e fonte na posição 3;

Hipótese 2f – filtro de Alumínio, detector de BGO e refletor de MgO.

Estas simulações utilizam a mesma matriz da hipótese anterior, ou seja, com um elemento de imagem (pixel) de 1 x 1 cm e espessura de 10 mm, porém, foram realizadas para se verificar o comportamento do código e do sistema fonte-detector com a presença de material refletor associado ao elemento de imagem.

O volume de cada elemento de imagem “voxel”, neste caso, correspondente ao elemento detector é de $0,81 \text{ cm}^3$ enquanto que para o material refletor é de $0,19 \text{ cm}^3$.

Os gráficos das figuras 4.4 e 4.5 e figuras 4.6 e 4.7 apresentam os resultados da distribuição dos fótons, para as energias de 60, 140, 159 e 364 keV, na matriz formada por elemento detector de **CsI(TI)** e **BGO**, respectivamente, com material separador de MgO.

4.3.1 Resultados da hipótese 2a: Matriz 70 x 70 mm e espessura de 10 mm de CsI (TI) com refletor de MgO.

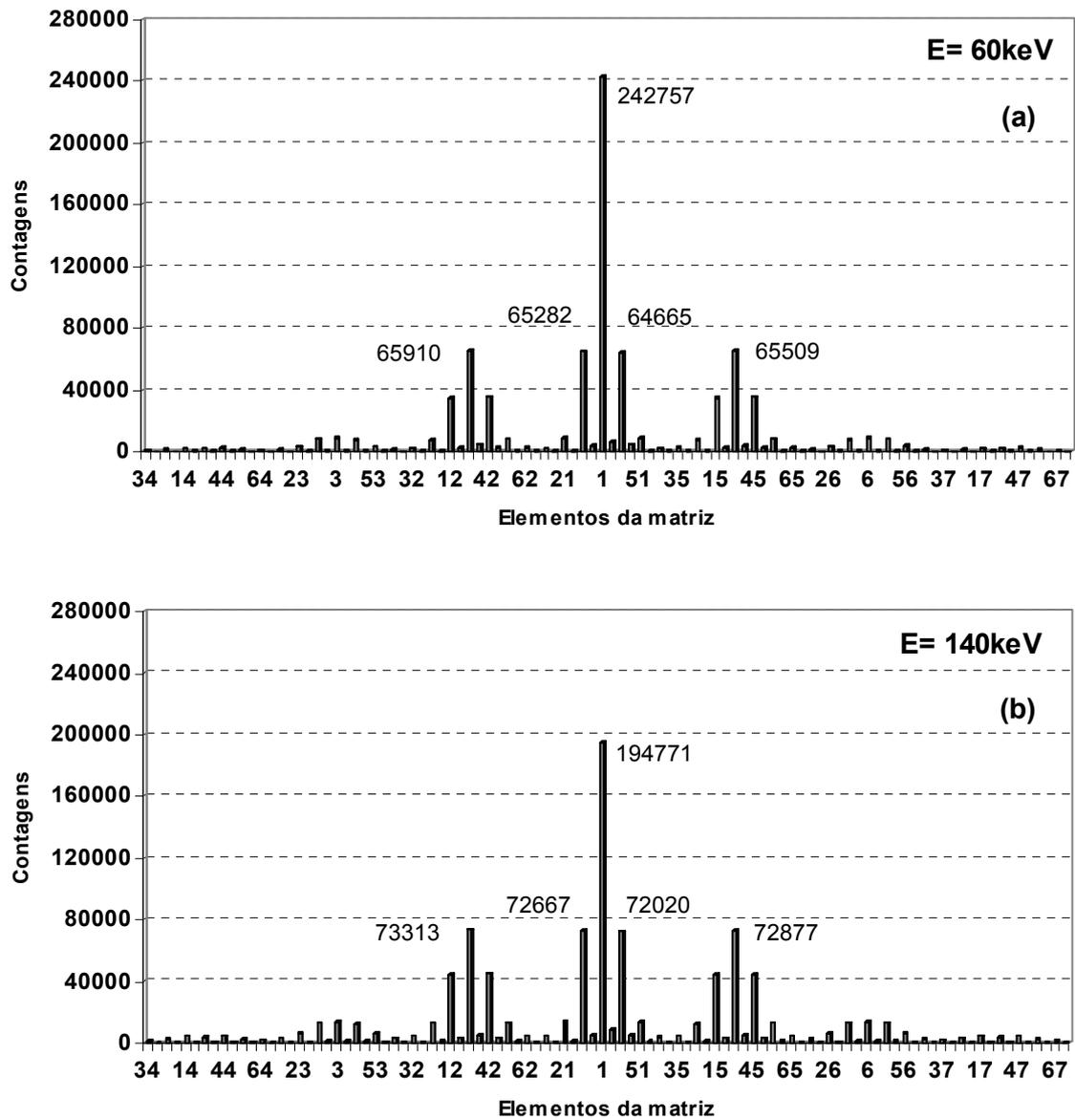


Figura 4.4: Distribuição da interação dos fótons na matriz detectora de **CsI(Tl)** com elementos de $1 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$ e separador de MgO com espessura 2 mm para fonte radioativa de 60 keV (a) e 140 keV (b), distante 0,5 cm da matriz detectora e na posição 1. Num. Hist. = $1\text{E}+06$.

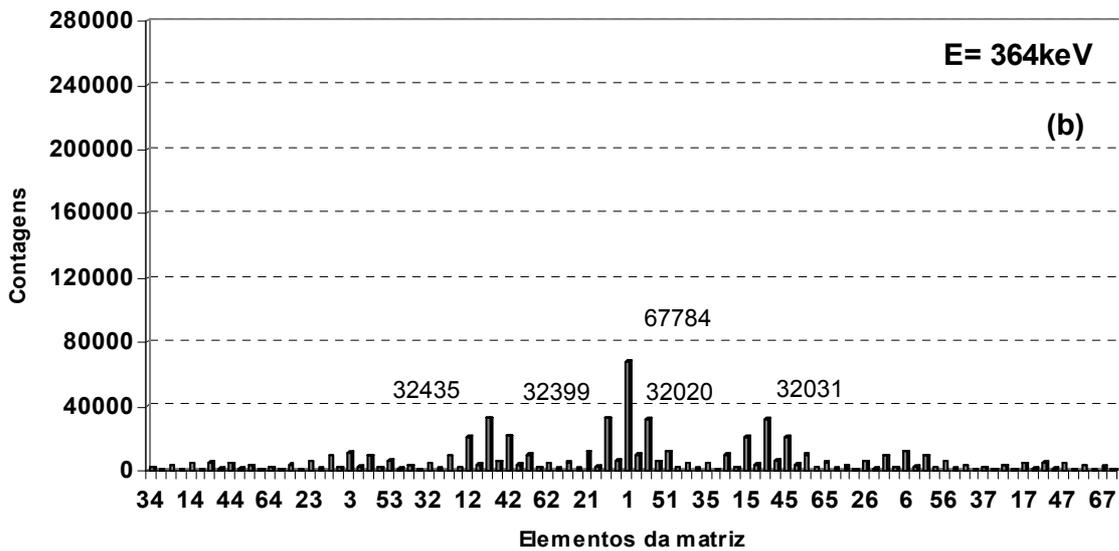
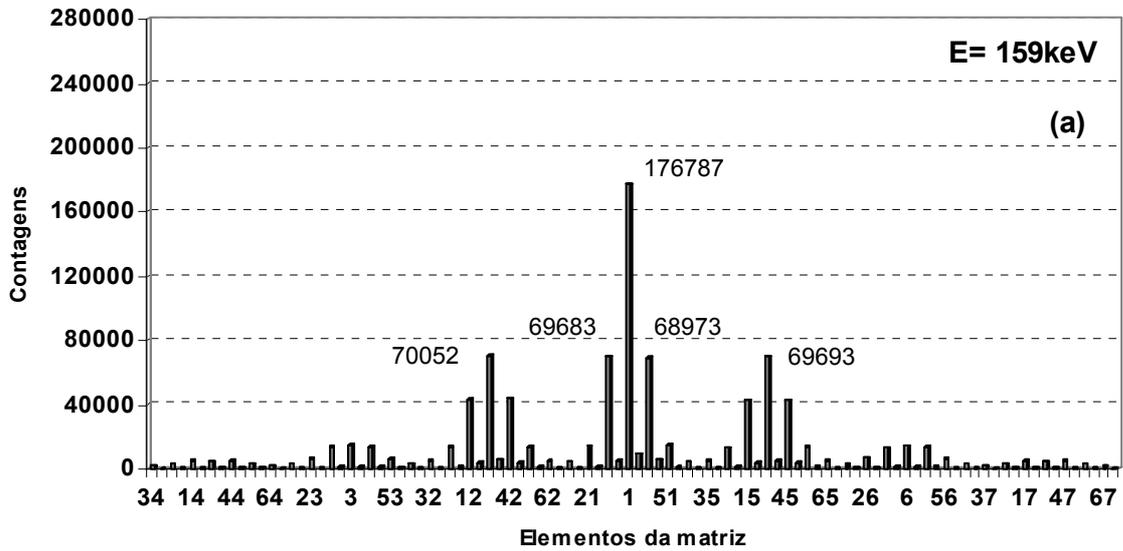


Figura 4.5: Distribuição da interação dos fótons na matriz detectora de **CsI(Tl)** com elementos de $1 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$ e separador de MgO com espessura 2 mm, para fonte radioativa de 159 keV (a) e 364 keV (b), distante 0,5 cm da matriz detectora e na posição 1. Num. Hist. = $1\text{E}+06$.

Análise dos resultados da hipótese 2a

Pode-se verificar nas figuras 4.4 e 4.5 que os histogramas apresentam uma distribuição regular relevante em torno de três pontos de máximo, elementos 2, 1 e 5. Pode-se observar também que as contagens registradas no material refletor foram bastante atenuadas produzindo, como consequência, um aumento relevante nas contagens nos elementos detectores correspondentes, como era esperado.

A razão de contraste entre as contagens registradas no elemento 1 e a média das contagens nos elementos da vizinhança de 4 (2, 11, 41 e 5) é apresentada na tabela 4.2:

Tabela 4.2: Dados obtidos com detector de CsI(Tl) com refletor de MgO para fonte pontual isotrópica na posição 1.

Energia	60	140	159	364	
(keV)					
Contagens	Média viz. de 4	65342	72719	69600	32221
	Pico (Elem. 1)	242757	194771	176787	67784
Razão	3,7	2,7	2,5	2,1	

A maior contagem no elemento 1 ocorre para a energia de 60 keV (242757) enquanto que para a energia de 159 keV (Iodo-123) o valor máximo é de 176787, ou seja uma diferença percentual de **37,32 %**.

Se forem considerados apenas os valores registrados no elemento detector 1, verifica-se que para todas as energias, ocorreu um aumento relevante nas contagens de pico, quando comparadas com os resultados obtidos na hipótese 1 (sem refletor), como pode ser visto na tabela 4.3.

Tabela 4.3: Comparação dos dados obtidos com detector CsI(Tl) sem refletor (hipótese1) e com refletor de MgO (hipótese 2a) para fonte pontual isotrópica na posição 1.

Energia		60	140	159	364
(keV)					
Contagens Pico (elem. 1)	Hipótese 1	237882	189005	170888	64860
	Hipótese 2a	242757	194771	176787	67784
Diferença (%)		2,1	3,1	3,5	4,5

Comparando-se os resultados apresentados nas tabelas 4.1 (sem refletor) e 4.2 (com refletor) observa-se uma redução nas razões de contraste obtidas. Para a energia de 159 keV, de maior interesse para este estudo, verifica-se uma redução de 16,0 %.

A seguir são apresentados os resultados referentes à simulação da hipótese 2b, onde o material detector CsI (TI) foi substituído pelo material detector BGO. Neste caso, o valor da densidade do material detector passou de 4,51 g/cm³ para 7,13 g/cm³, respectivamente.

4.3.2 Resultados da hipótese 2b - Matriz 70 x 70 mm e espessura de 10 mm de BGO com refletor de MgO.

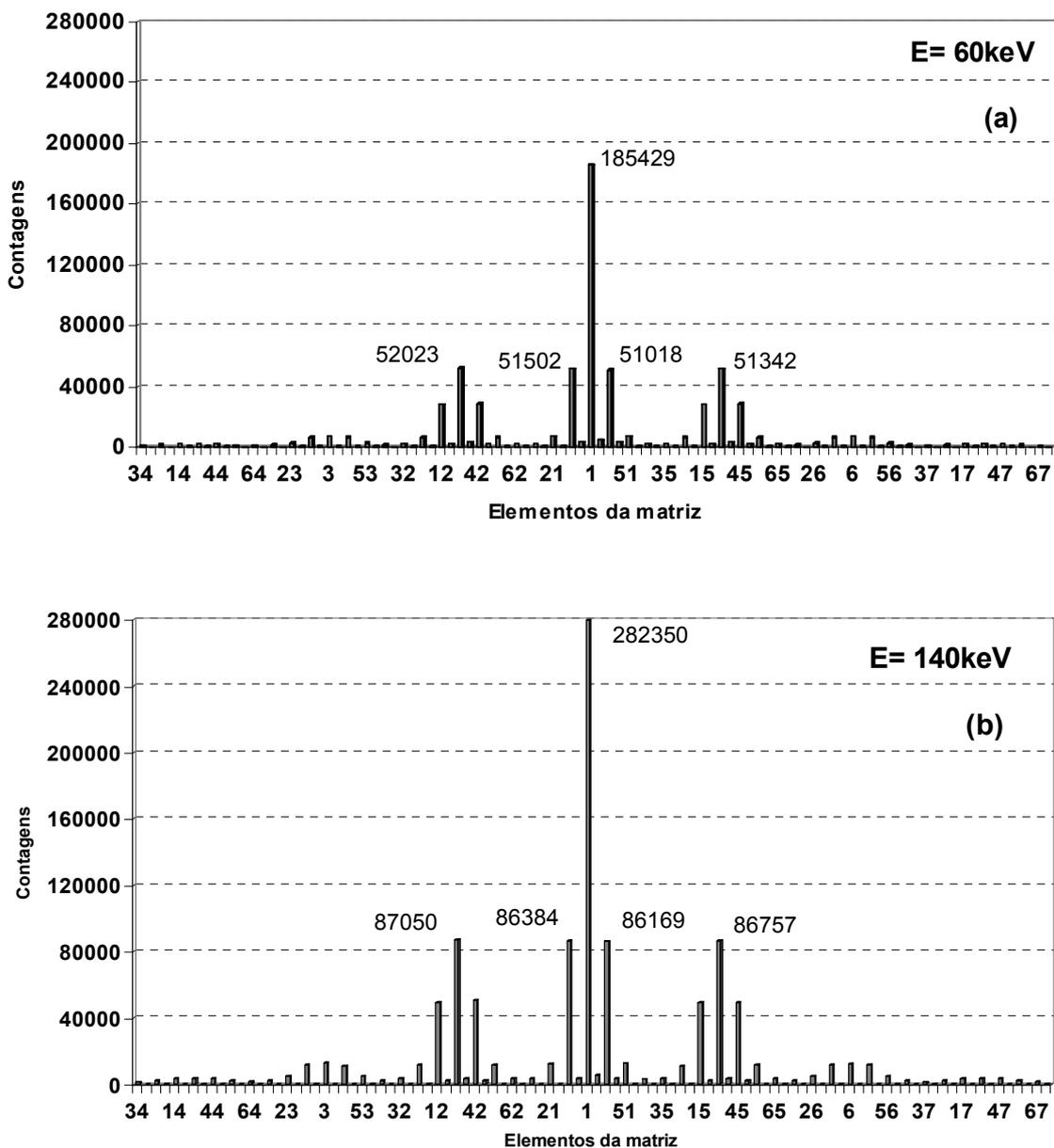


Figura 4.6: Distribuição da interação dos fótons na matriz detectora de **BGO** com elementos de $1 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$ e separador de MgO com espessura 2 mm, para fonte radioativa de 60 keV (a) e 140 keV (b), distante 0,5 cm da matriz detectora e na posição 1. Num. Hist. = $1\text{E}+06$.

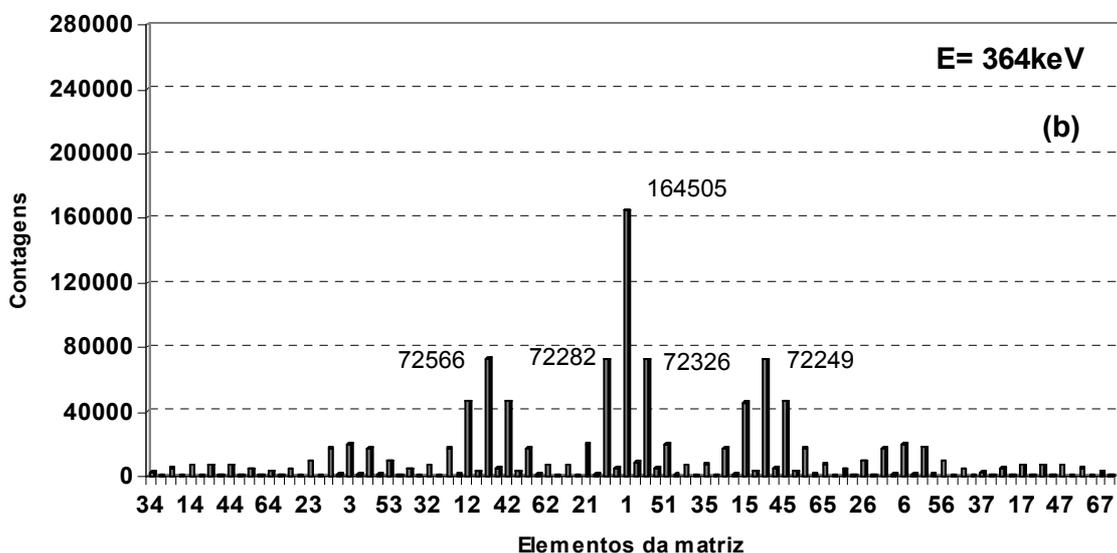
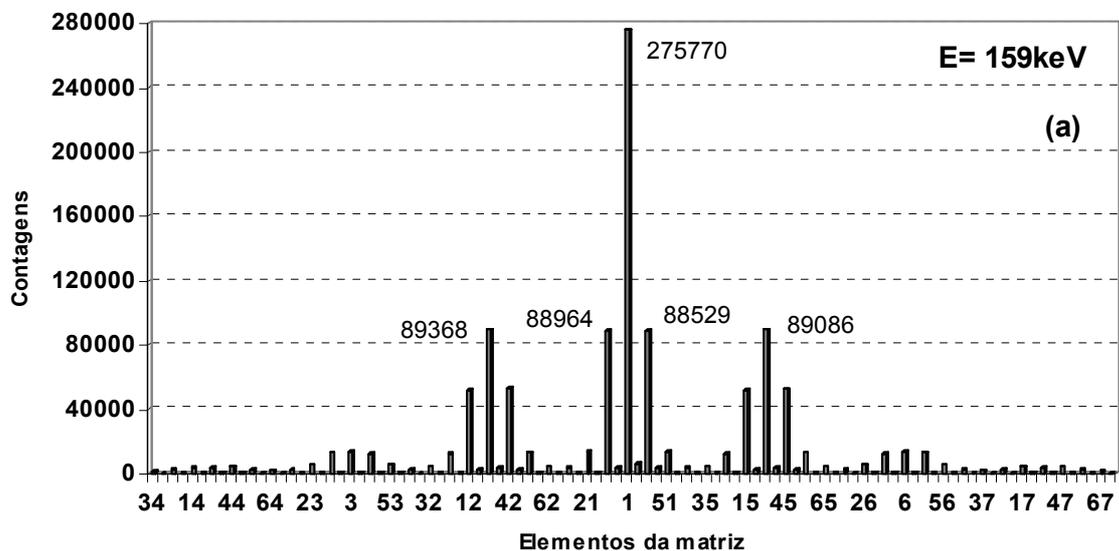


Figura 4.7: Distribuição da interação dos fótons na matriz detectora de **BGO** com elementos de $1 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$ e separador de MgO com espessura 2 mm, para fonte radioativa de 159 keV (a) e 364 keV (b), distante 0,5 cm da matriz detectora e na posição 1. Num. Hist. = $1\text{E}+06$.

Análise dos resultados da hipótese 2b

Pode-se verificar nas figuras 4.6 e 4.7 que os histogramas apresentam também uma distribuição regular relevante em torno de três pontos de máximo; no elemento 1 e nos elementos 2 e 5, que correspondem a vizinhança de 4 do elemento 1. A razão de contraste entre as contagens registradas no elemento 1 e a média das contagens nos elementos da vizinhança de 4 (2, 11, 41 e 5) é apresentada na tabela 4.4.

Tabela 4.4: Dados obtidos com detector de BGO e refletor de MgO para fonte pontual isotrópica na posição 1.

Energia		60	140	159	364
(keV)					
Contagens	Média viz. de 4	51471	86590	88987	72356
	Pico (Elem. 1)	185429	282350	275770	164505
Razão		3,6	3,3	3,1	2,3

Pode-se perceber também que, para o material detector BGO, ocorreu um aumento significativo, em torno de **20 %**, na razão entre o valor de máximo e a média dos valores registrados nos elementos da vizinhança do elemento 1, para as energias de 140 keV e 159 keV, comparado ao ensaio realizado com CsI(Tl) e apresentado na tabela 4.2 (hipótese 2a). Além disso, cabe ressaltar que a densidade volumétrica do BGO ($7,13 \text{ g/cm}^3$) é superior a do CsI(Tl) ($4,51 \text{ g/cm}^3$), fato que favorece a maior interação dos fótons para esta faixa de energia. Esta característica foi o principal fator de escolha do material BGO para esta simulação.

A maior contagem no elemento 1 ocorre para a energia de 140 keV (282350). Para a energia de 159 keV (Iodo-123) o valor máximo é de 275770, ou seja, uma diferença percentual de **2,39 %**. Em relação à energia de 60 keV (185429) o valor de pico registrado no elemento 1, para 159 keV, apresentou uma diferença percentual de **48,72 %**.

Observa-se que tanto na hipótese 2a quanto na hipótese 2b, a distribuição dos fótons ocorre com maior intensidade nos elementos detectores referentes à vizinhança de 4 e da vizinhança diagonal do elemento 1, quando comparada com a hipótese 1

(sem refletor). Nos demais elementos as contagens são bastante atenuadas e portanto, podem ser desprezadas.

A seguir são apresentados nas figuras 4.8 e 4.9 os resultados referentes à simulação da hipótese 2c, onde o material refletor MgO foi substituído por Al, para verificar a influência do tipo de material refletor na interação dos fótons com o meio detector.

4.3.3 Resultados da hipótese 2c - Matriz 70 x 70 mm e espessura de 10 mm de BGO com refletor de Al.

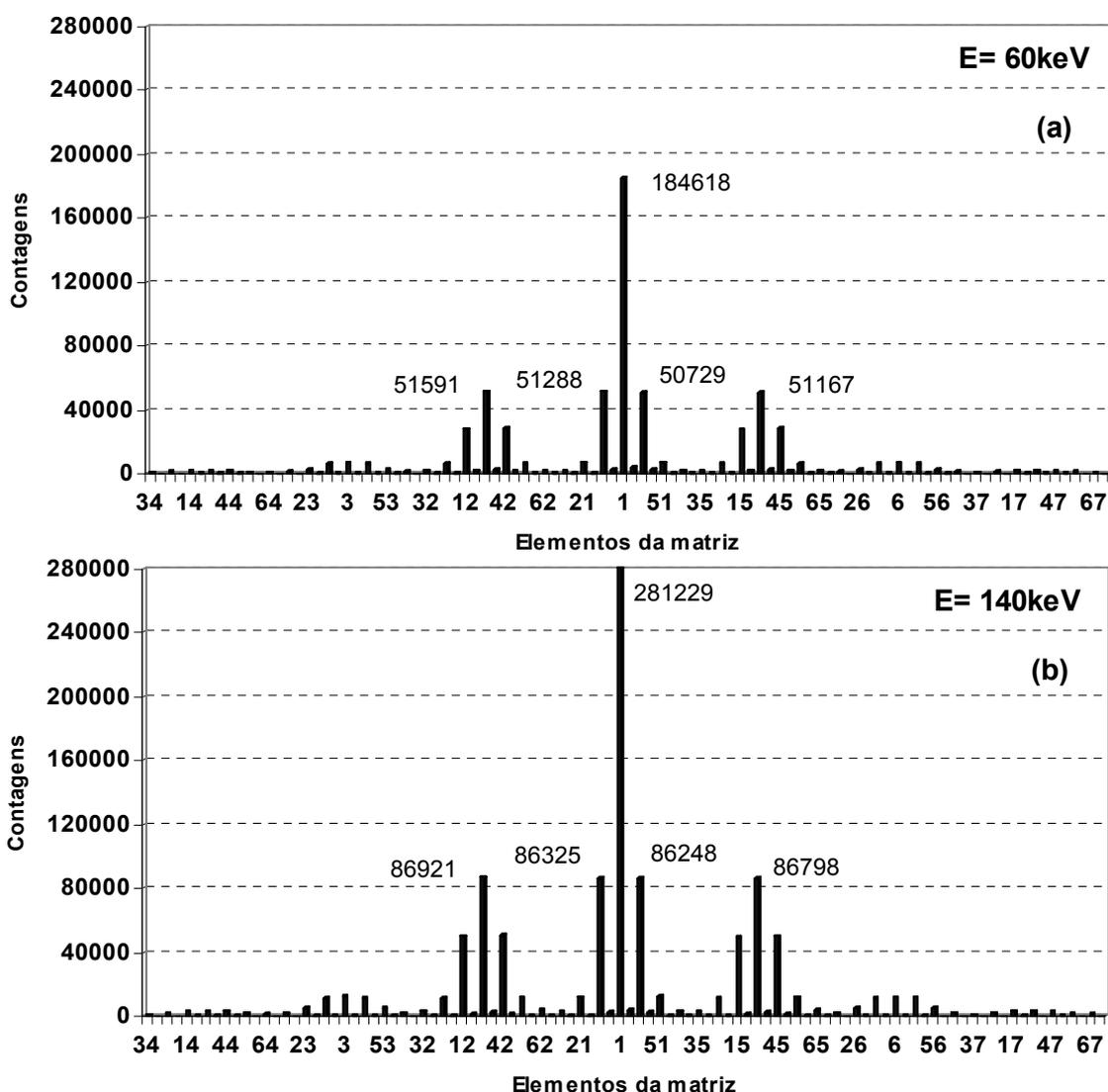


Figura 4.8: Distribuição da interação dos fótons na matriz detectora de **BGO** com elementos de $1 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$ e separador de **Al** com espessura 2 mm, para fonte radioativa de 60 keV (a) e 140 keV (b), distante 0,5 cm da matriz detectora e na posição 1. Num. Hist. = $1\text{E}+06$.

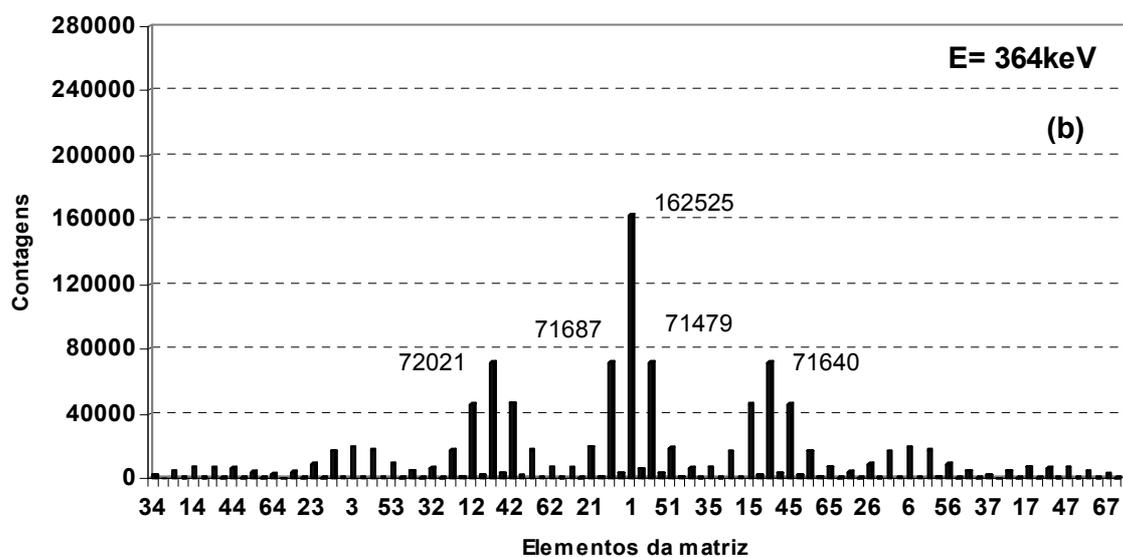
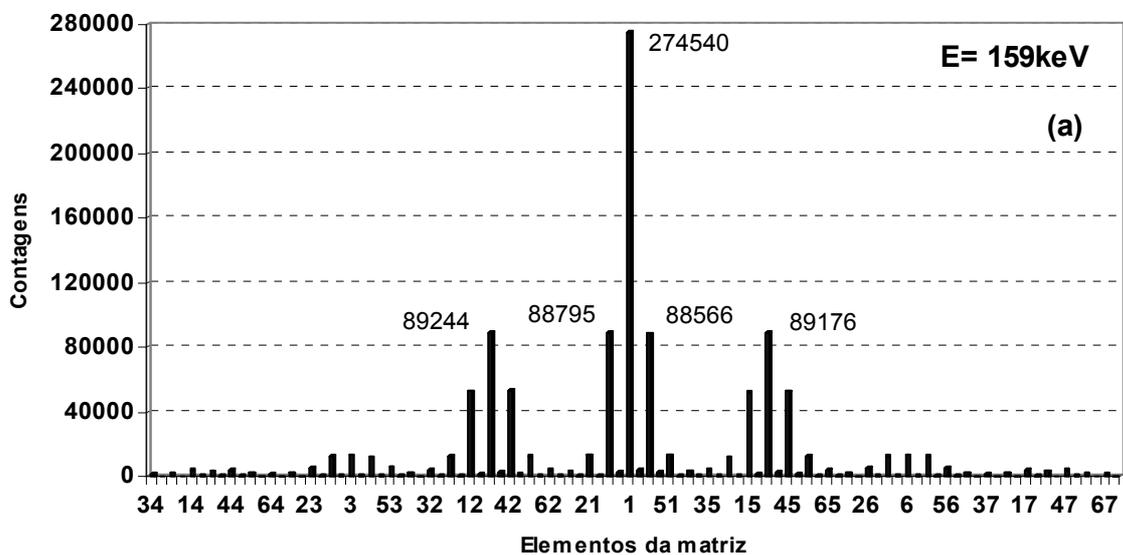


Figura 4.9: Distribuição da interação dos fótons na matriz detectora de **BGO** com elementos de $1 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$ e separador de **Al** com espessura 2 mm, para fonte radioativa de 159 keV (a) e 364 keV (b), distante 0,5 cm da matriz detectora e na posição 1. Num. Hist. = $1\text{E}+06$.

Análise dos resultados da hipótese 2c

Pode-se verificar mais uma vez que os histogramas das figuras 4.8 e 4.9 apresentam também uma distribuição regular relevante em torno de três pontos de máximo, elementos 2, 1 e 5. A razão entre as contagens registradas no elemento 1 e a média das contagens nos elementos da vizinhança de 4 (2, 11, 41 e 5) é apresentada na tabela 4.5.

Tabela 4.5: Dados obtidos com detector de BGO e refletor de Alumínio para fonte pontual isotrópica na posição 1.

Energia		60	140	159	364
(keV)					
Contagens	Média viz. de 4	51194	86573	88945	71707
	Pico (Elem. 1)	184618	281229	274540	162525
Razão		3,6	3,2	3,1	2,3

A maior contagem no elemento 1 ocorre para a energia de 140 keV (281229). Para a energia de 159 keV (Iodo-123) o valor máximo é de 274540, ou seja, uma diferença percentual de **2,44 %** em relação ao valor do pico para a energia de 140 keV. Em relação à energia de 60 keV (184618) o valor registrado no elemento 1, para 159 keV, apresentou uma diferença percentual de **48,71 %**.

Pode-se perceber também que, para o material refletor Al ($2,70 \text{ g/cm}^3$), ocorreu apenas uma pequena redução na razão de contraste entre o valor de máximo e a média dos valores registrados nos elementos da vizinhança do elemento 1, para a energia de 140 keV, comparado ao ensaio realizado, na hipótese 2b, com refletor MgO ($3,70 \text{ g/cm}^3$). Estatisticamente, pode-se dizer que não há diferença entre os valores encontrados.

A seguir são apresentados nas figuras 4.10 e 4.11 os resultados referentes à simulação da hipótese 2d, onde o material refletor Alumínio foi substituído por Al_2O_3 (alumina). Para simplificar os resultados, são apresentados apenas nos histogramas os pontos relativos a matriz reduzida 3×7 .

4.3.4 Resultados da hipótese 2d - Matriz 70 x 70 mm e espessura de 10 mm de BGO com refletor de Al_2O_3 .

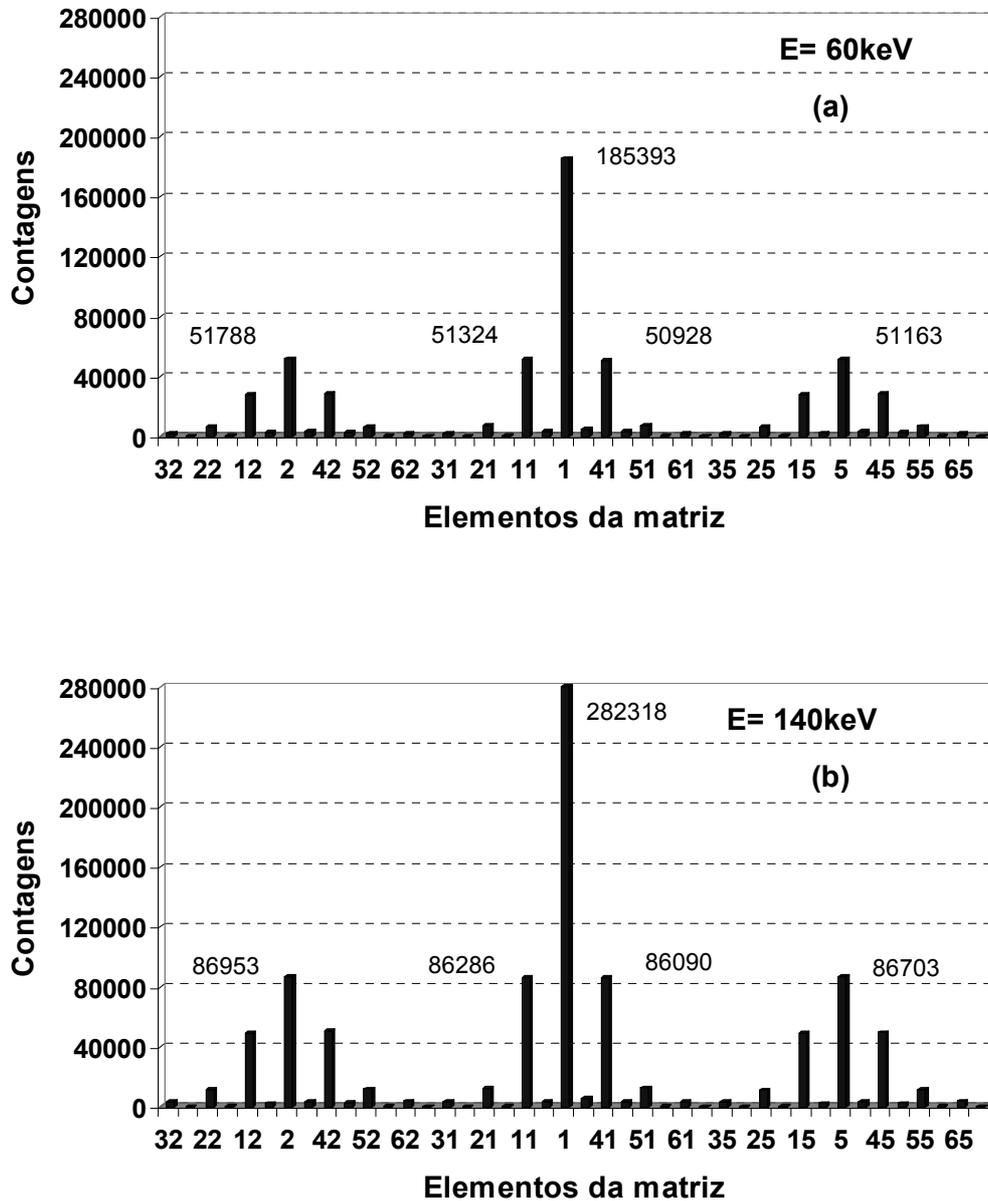


Figura 4.10: Distribuição da interação dos fótons na matriz detectora de **BGO** com elementos de $1 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$ e separador de Al_2O_3 com espessura 2 mm, para fonte radioativa de 60 keV (a) e 140 keV (b), distante 0,5 cm da matriz detectora e na posição 1. Num. Hist. = $1E+06$.

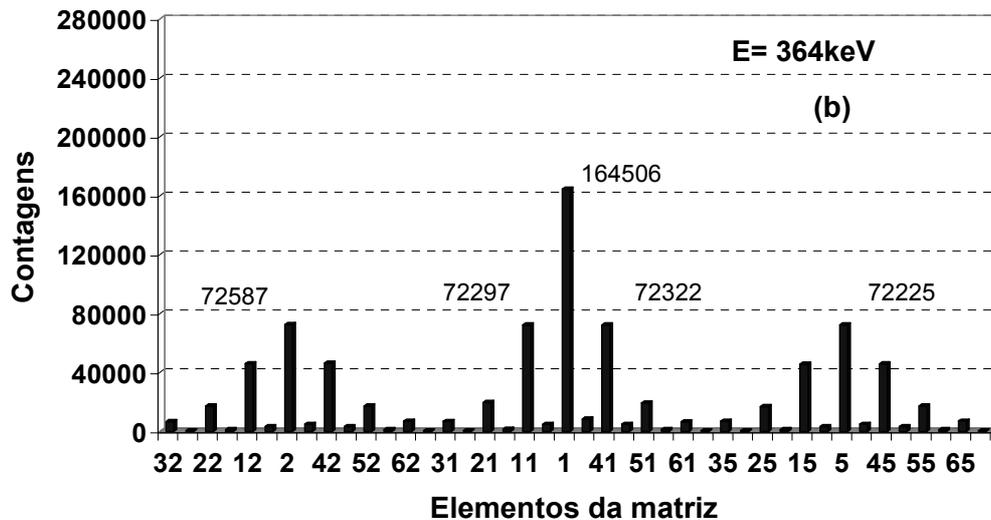
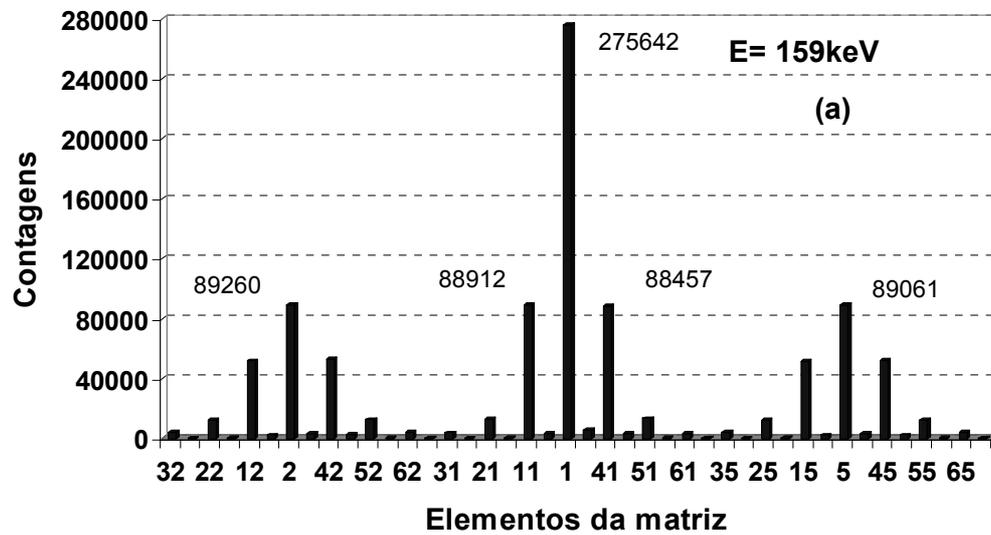


Figura 4.11: Distribuição da interação dos fótons na matriz detectora de **BGO** com elementos de $1 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$ e separador de Al_2O_3 com espessura 2 mm, para fonte radioativa de 159 keV (a) e 364 keV (b), distante 0,5 cm da matriz detectora e na posição 1. Num. Hist. = $1\text{E}+06$.

Análise dos resultados da hipótese 2d

Aqui foram apresentados apenas os resultados da matriz reduzida 3 x 7, onde o material refletor **Al** foi substituído por **Al₂O₃** (3,69 g/cm³).

Pode-se mais uma vez observar nas figuras 4.10 e 4.11 que os histogramas apresentam também uma distribuição regular relevante em torno de três pontos de máximo, elementos 2, 1 e 5. A razão de contraste entre as contagens registradas no elemento 1 e a média das contagens nos elementos da vizinhança de 4 (2, 11, 41 e 5) é apresentada na tabela 4.6.

Comparando-se os resultados apresentados na tabela 4.6 com os resultados obtidos com refletor **MgO** na tabela 4.4 (hipótese 2b), verifica-se que as razões de contraste foram as mesmas para todas as energias.

Tabela 4.6: Dados obtidos com detector BGO e refletor de Al₂O₃ para fonte pontual isotrópica na posição 1.

Energia		60	140	159	364
(keV)					
Contagens	Média viz. de 4	51301	86508	88923	72358
	Pico (Elem. 1)	185393	282318	275642	164506
Razão		3,6	3,3	3,1	2,3

A maior contagem no elemento 1 ocorre para a energia de 140 keV (282318). Para a energia de 159 keV (Iodo-123) o valor máximo é de 275642, ou seja, uma diferença percentual de **2,42 %** em relação ao valor do pico para a energia de 140 keV. Em relação à energia de 60 keV (184618) o valor registrado no elemento 1, para 159 keV, apresentou uma diferença percentual de **49,30 %**.

As tabelas 4.7 e 4.8 apresentam um resumo comparativo dos resultados das hipóteses 2b (refletor MgO), 2c (refletor Al) e 2d (refletor Al₂O₃).

Tabela 4.7: Comparação do número de interações no detector BGO em função do tipo de material refletor para fonte pontual isotrópica na posição 1.

Energia		60	140	159	364
(keV)					
Contagens	Pico (elem. 1) MgO	185429	282350	275770	164505
	Pico (elem. 1) Alumínio	184618	281229	274540	162525
	Pico (elem. 1) Al ₂ O ₃	185393	282318	275642	164506

Tabela 4.8: Comparação da razão de contraste obtida para detector BGO em função do tipo de material refletor para fonte pontual isotrópica na posição 1.

Energia		60	140	159	364
(keV)					
Razão de contraste	MgO	3,6	3,3	3,1	2,3
	Alumínio	3,6	3,2	3,1	2,3
	Al ₂ O ₃	3,6	3,3	3,1	2,3

Observa-se nas tabelas 4.7 e 4.8 que o sistema fonte–detector, para matriz detectora constituída de BGO com refletor MgO, apresentou uma resposta de contagem absoluta ligeiramente maior, desse modo, as próximas simulações foram realizadas nestas condições.

Para se obter uma avaliação geral do comportamento do sistema fonte-detector em função da posição da fonte (mudança da posição 1 para a posição 3), foi realizada a hipótese 2e, cujos resultados são apresentados a seguir.

4.3.5 Resultados da hipótese 2e - Matriz 70 x 70 mm e espessura de 10 mm de BGO com refletor de MgO e fonte na posição 3.

O resultado da simulação relativa à hipótese 2e (BGO sem filtro com MgO e fonte na posição 3) é apresentado na figura 4.12.

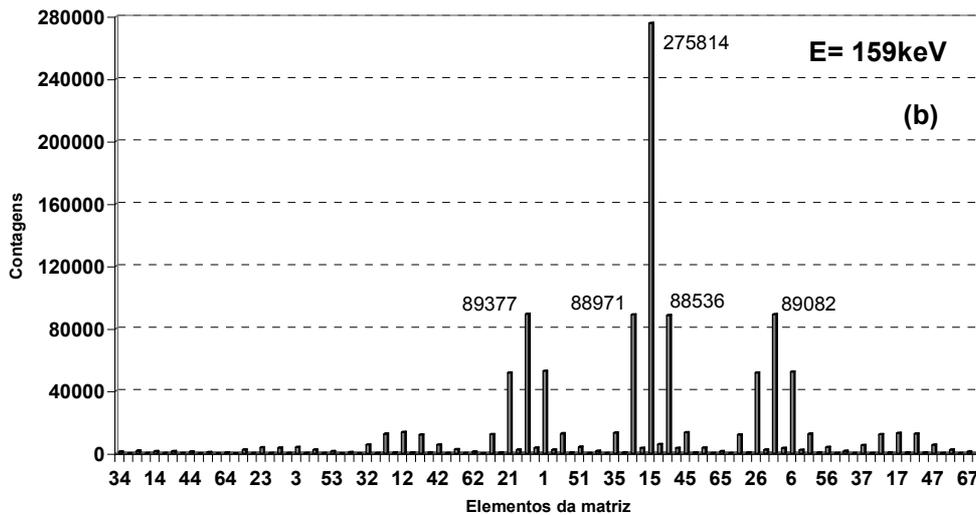


Figura 4.12: Distribuição da interação dos fótons em uma matriz 7 x 7 de BGO com refletor MgO para fonte posicionada sobre o eixo perpendicular ao elemento 15 (posição 3). Num. Hist. = 1E+06.

Análise dos resultados da hipótese 2e

Observando-se o resultado apresentado na figura 4.12 e comparando com a figura 4.7a (159 keV) hipótese 2b, verifica-se que o pico máximo se desloca para o elemento 15 (275814), como era esperado.

A tabela 4.9 apresenta o resultado desta comparação quanto à razão de contraste.

Tabela 4.9: Comparação dos resultados com fonte pontual isotrópica na posição 1 com os obtidos com fonte na posição 3, para detector de BGO com refletor MgO.

Energia		159
(keV)		
Contagens	Média viz. de 4	88987
Hipótese 2b	Pico (Elem. 1)	275770
Razão		3,1
Contagens		Média viz. de 4
		88992
Hipótese 2e	Pico (Elem. 15)	275814
Razão		3,1

O valor do pico máximo para a posição 3 (elemento 15) apresentou apenas um ligeiro aumento, porém, estes valores são estatisticamente equivalentes. Quanto à razão de contraste, verifica-se que a variação na posição relativa da fonte não produziu nenhuma variação relevante.

A seguir são apresentados nas figuras 4.13 e 4.14 os resultados referentes à simulação da hipótese 2f, onde a partir da hipótese 2b, foi adicionado um filtro de alumínio com espessura 2 mm como janela da matriz detectora.

4.3.6 Resultados da hipótese 2f - Matriz 70 x 70 mm e espessura de 10 mm de BGO com refletor de MgO e filtro de Alumínio, com fonte na posição 1.

Aqui foram apresentados apenas os resultados da matriz reduzida 3 x 7, onde se pretende observar a influência do filtro de alumínio na distribuição da interação dos fótons no meio detector. A avaliação dos resultados foi realizada apenas considerando-se os elementos da vizinhança de 4 e diagonal do elemento 1.

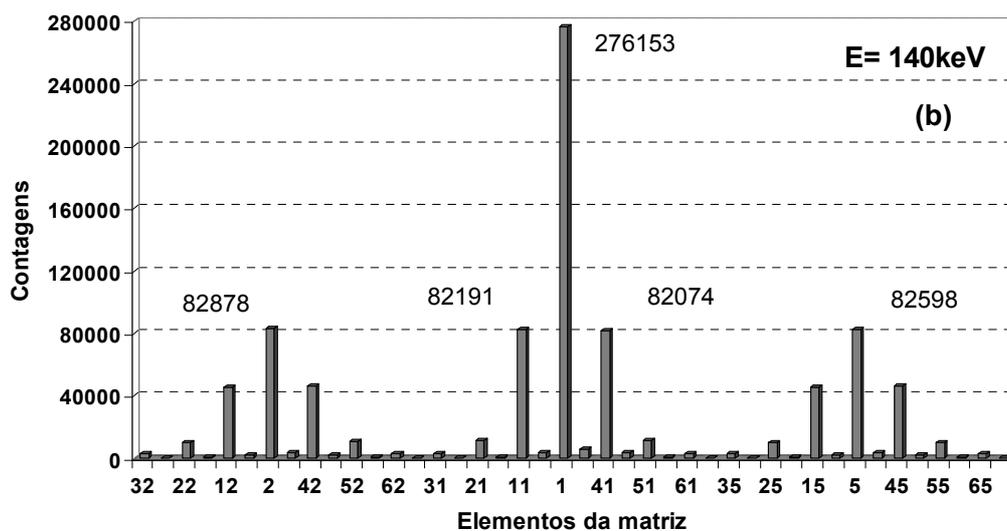
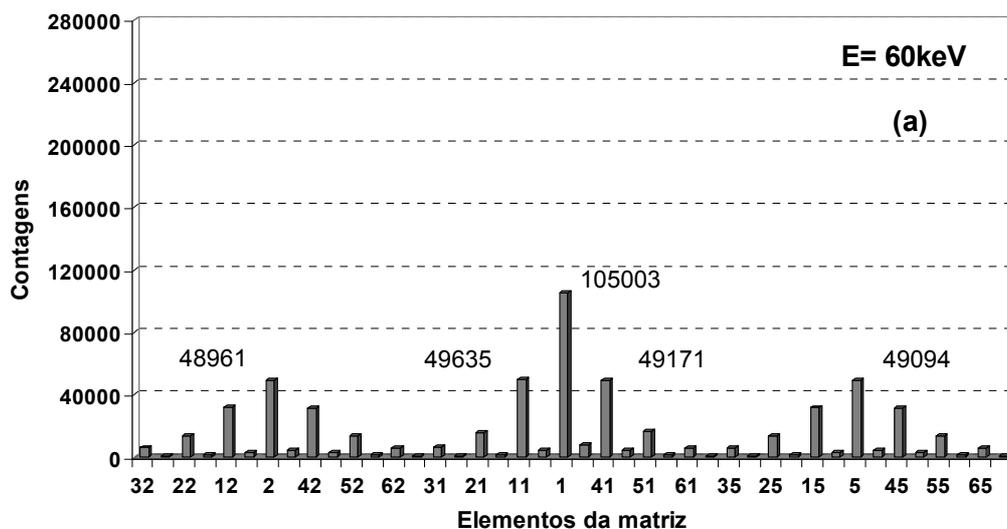


Figura 4.13: Distribuição da interação dos fótons na matriz detectora de **BGO** com elementos de $1 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$ e separador de **MgO** com espessura 2 mm e **filtro de Al** com espessura 2mm , para fonte radioativa de 60 keV (a) e 140 keV (b), distante 0,5 cm da matriz detectora e na posição 1. Num. Hist. = $1\text{E}+06$.

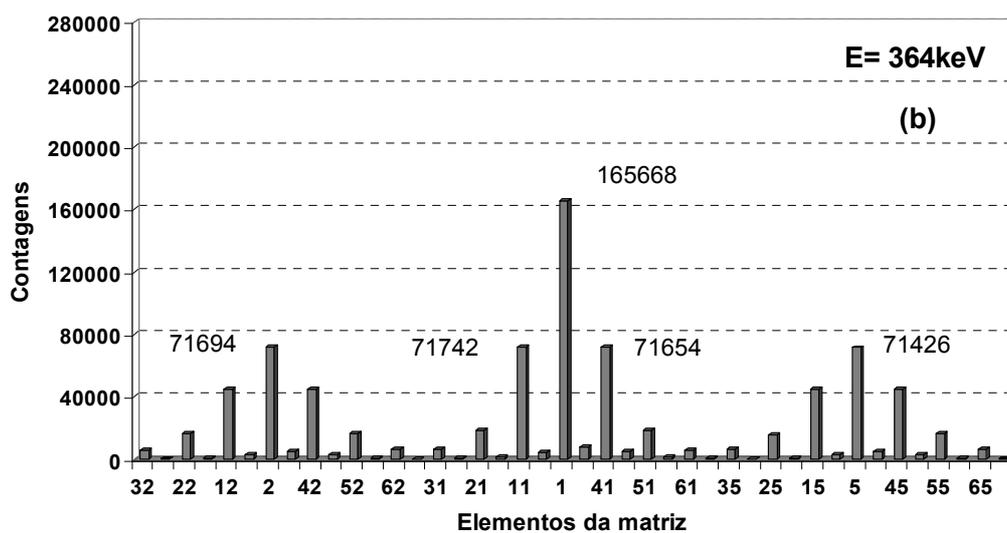
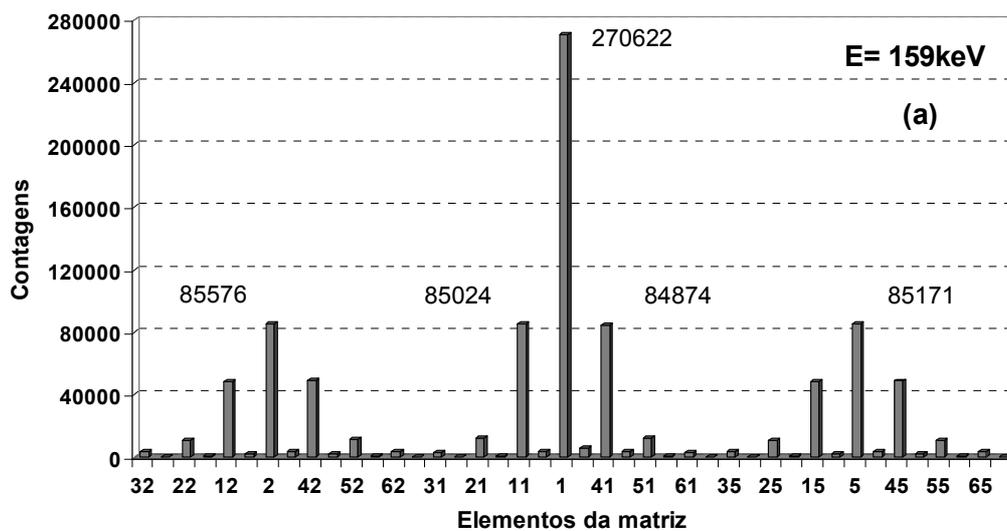


Figura 4.14: Distribuição da interação dos fótons na matriz detectora de **BGO** com elementos de $1 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$ e separador de **MgO** com espessura 2 mm e **filtro de Al** com espessura 2mm, para fonte radioativa de 159 keV (a) e 364 keV (b), distante 0,5 cm da matriz detectora e na posição 1. Num. Hist. = $1\text{E}+06$.

Análise dos resultados da hipótese 2f

Pode-se observar nas figuras 4.13 e 4.14 que os histogramas apresentam também uma distribuição regular relevante em torno de três pontos de máximo, elementos 2, 1 e 5. A razão de contraste entre as contagens registradas no elemento 1 e a média das contagens nos elementos da vizinhança de 4 (2, 11, 41 e 5) é apresentada na tabela 4.10.

Tabela 4.10: Comparação entre matriz detectora de BGO com refletor MgO e filtro de alumínio (hipótese 2f) e matriz detectora BGO com refletor MgO sem filtro (hipótese 2b), para fonte pontual isotrópica distante 0,5 cm da janela do detector.

Energia		60	140	159	364
(keV)					
Contagens Hipótese 2f	Média viz. de 4	42195	82435	85161	71629
	Pico (Elem. 1)	105003	276153	270622	165668
	Razão	2,1	3,3	3,2	2,3
Contagens Hipótese 2b	Média viz. de 4	51471	86590	88987	72356
	Pico (Elem. 1)	185429	282350	275770	164505
	Razão	3,6	3,3	3,1	2,3

Observa-se nos resultados apresentados na tabela 4.10 que o filtro de alumínio, para a energia de 60 keV, produziu uma queda na razão de contraste de aproximadamente 71,4%, fato que já era esperado. Para a energia de 159 keV, de maior interesse para o estudo, houve uma ligeira melhoria na razão, correspondendo a uma diferença de aproximadamente 3,2%.

A maior contagem no elemento 1 ocorre para a energia de 140 keV (276153). Para a energia de 159 keV (Iodo-123) o valor máximo é de 270622, ou seja, uma diferença percentual de **2,04 %**. Em relação ao valor obtido para a energia de 60 keV

(105003) o valor de pico registrado no elemento 1, para 159 keV, apresentou uma diferença percentual de **157,73 %**.

A seguir são apresentados os resultados da simulação da hipótese 3 para matriz detectora com BGO de 7 x 7 mm e espessura de 10 mm e refletor de MgO.

A partir da simulação da hipótese 3, inclusive, todos os resultados nos histogramas apresentam a resposta da energia depositada (MeV/g) em cada elemento da matriz detectora, e não mais o número de contagens dos fótons que colidiram e interagiram em cada célula.

Nas tabelas que se seguem serão apresentados, tanto os dados de contagens obtidos quanto os dados de energia total depositada (MeV) nos elementos da matriz detectora.

4.4 Resultados da simulação da hipótese 3

(Fonte pontual isotrópica e matriz cintiladora de 7 x 7 mm com espessura de 10 mm e material refletor de MgO com espessura 0,2 mm e distância fonte-detector variável)

Esta simulação utiliza um elemento de imagem (pixel) 1 x 1 mm com espessura de 10 mm e foi realizado para verificar o comportamento da distribuição dos fótons no elemento detector na região da vizinhança do elemento de imagem 1 para uma matriz com resolução 100 vezes menor que a resolução final desejada, que é da ordem de 10 x 10 μm .

Os gráficos das figuras 4.15 e 4.16 apresentam os resultados da distribuição da energia depositada em cada célula da matriz detectora em função da energia da fonte, para matriz formada por elemento detector de BGO com material separador de MgO, para as distâncias fonte-detector de 0,016 cm e 0,0016 cm, respectivamente.

O valor da massa de cada elemento detector da matriz é de 45,6320E-03 g, e o seu volume é 6,40 x 10⁻³ cm³ ou 6,40 mm³.

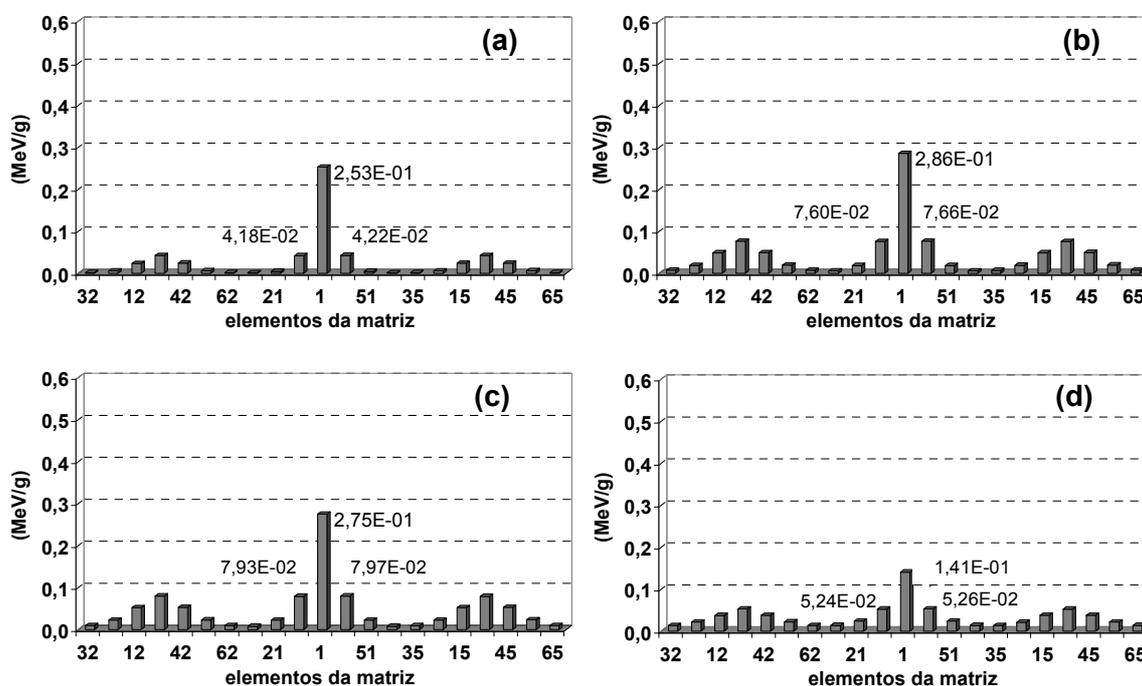


Figura 4.15: Distribuição da energia depositada na matriz detectora de **BGO** com elementos de 1 x 1 mm e espessura de 10 mm e refletor de MgO com espessura de 0,2 mm, para fonte pontual de 60 keV (a), 140 keV (b), 159 keV (c) e 364 keV (d), distante **0,016 cm** da matriz detectora e na posição 1. Num. Hist. = 1E+06.

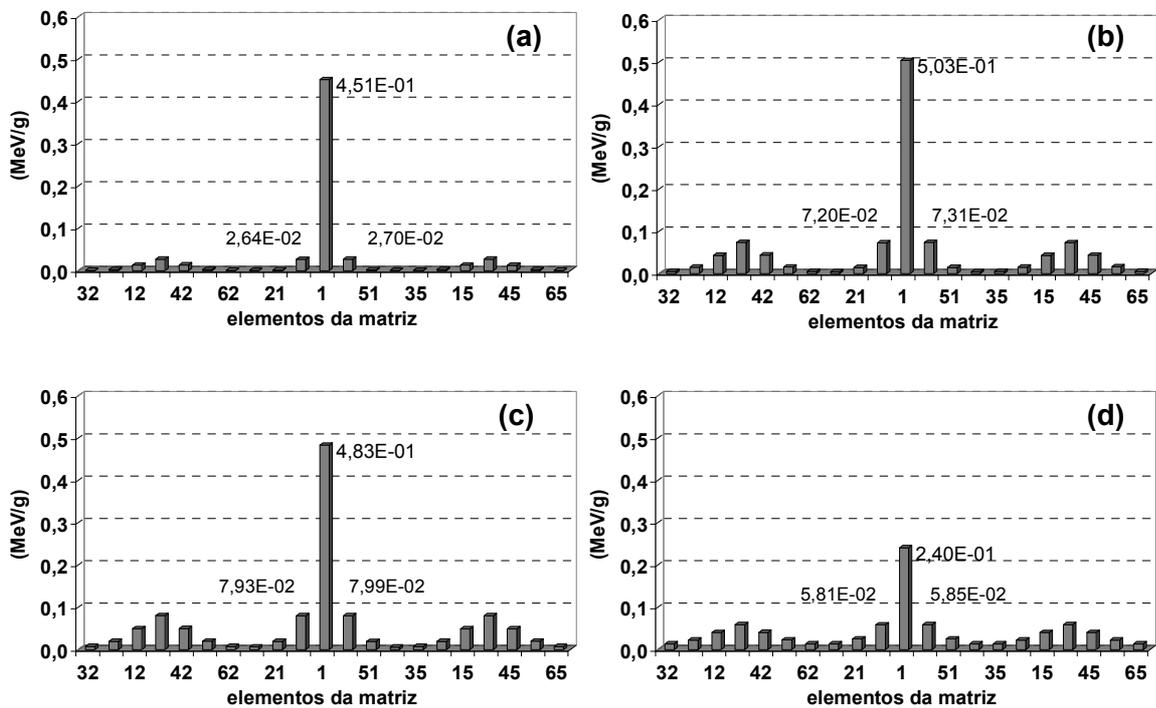


Figura 4.16: Distribuição da energia depositada na matriz detectora de **BGO** com elementos de 1 x 1 mm e espessura de 10 mm e refletor de MgO com espessura de 0,2 mm, para fonte pontual de 60 keV (a), 140 keV(b), 159 keV (c) e 364 keV (d), distante **0,0016 cm** da matriz detectora e na posição 1. Num. Hist. = 1E+06.

As tabelas 4.11 e 4.12 a seguir apresentam um resumo do número de fótons que interagiram em cada célula da matriz detectora, onde são representados os valores de pico das interações que ocorreram no elemento 1 (um) e os valores médios das interações que ocorreram nos elementos da sua vizinhança de 4, ou seja, elementos 2, 5, 11 e 41, bem como as respectivas razões de contraste para cada energia.

Nestas tabelas são também apresentados os valores da energia total depositada no elemento 1 e os valores correspondentes à média dos elementos da sua vizinhança de 4, em função da energia.

Tabela 4.11: Dados obtidos com detector BGO e refletor de MgO para fonte pontual isotrópica distante **0,016 cm** da janela do detector.

Energia		60	140	159	364
(keV)					
Contagens	Média viz. de 4	11318	69010	63114	21494
	Pico (elem.1)	26083	255119	210280	52164
Razão		2,3	3,7	3,3	2,4
Energia total depositada (MeV)					
	Média viz. de 4	1,92E-03	3,48E-03	3,63E-03	2,40E-03
	Pico (elem.1)	1,15E-02	1,30E-02	1,25E-02	6,44E-03
Razão		6,0	3,7	3,4	2,7

Tabela 4.12: Dados obtidos com detector BGO e refletor de MgO para fonte pontual isotrópica distante **0,0016 cm** da janela do detector.

Energia		60	140	159	364
(keV)					
Contagens	Média viz. de 4	31548	66141	63705	24252
	Pico (elem. 1)	527330	447710	367458	86303
Razão		16,7	6,8	5,8	3,6
Energia total depositada (MeV)					
	Média viz. de 4	1,23E-03	3,32E-03	3,64E-03	2,66E-03
	Pico (elem. 1)	2,06E-02	2,30E-02	2,20E-02	1,10E-02
Razão		16,7	6,9	6,0	4,1

Análise dos resultados da hipótese 3.

Nesta simulação foi feita a redução do tamanho do “pixel” de 1 cm^2 (hipótese 2b) para 1 mm^2 , com a espessura de radiação mantida em 10 mm. Além da redução no volume do elemento da matriz, ocorreu também a redução na distância fonte-detector que passou de 0,5 cm para aproximadamente zero (0,016 cm), ou seja, a fonte está praticamente encostada no detector.

Como nos casos anteriores pode-se verificar, por meio dos histogramas das figuras 4.15 e 4.16, que a maior deposição em energia no elemento 1 da matriz detectora ocorre para a energia de 140 keV, entretanto, não existe uma diferença percentual elevada em relação à energia de 159 keV, que para ambas condições de distância fonte-detector foi de aproximadamente 4,0%.

Verifica-se na tabela 4.11 que, para as energias de 140 keV e 159 keV, o valor médio do número de fótons (232699) que interagiram no meio detector é menor que o observado na hipótese 2b (tabela 4.4), que por sua vez apresentou valor médio de pico (Elemento 1) em torno de 279060 contagens, enquanto que comparado com os dados da tabela 4.10 (407584), onde a fonte foi colocada mais próxima do detector, o valor médio de pico foi bem superior, apresentando uma diferença percentual de 75,16%. Embora o número de interações tenha diminuído, a razão de contraste apresentada na tabela 4.11 em relação à apresentada na hipótese 2b sofreu um aumento de 12,12% e 6,45% para 140 keV e 159 keV, respectivamente

Comparando-se os resultados das contagens apresentadas nas tabelas 4.11 ($d = 0,016 \text{ cm}$) com os da tabela 4.12 ($d = 0,0016$), verifica-se que para a energia de 60 keV ocorreu um aumento acentuado na razão de contraste. Para as energias de 140 e 159 keV, ocorreu também um aumento relevante na razão, da ordem de 83,78% e 75,76%, respectivamente. Em relação aos valores de energia total depositada na matriz detectora, a razão de contraste apresentou um aumento de 86,49% e 76,47%, para 140 keV e 159 keV, respectivamente.

A seguir são apresentados os resultados da hipótese 4 para se verificar a influência do volume do material refletor na energia depositada no material detector.

4.5 Resultados da simulação da hipótese 4

(Fonte pontual isotrópica e matriz cintiladora de 3 x 3 mm de BGO com espessura de 1 mm e material refletor de MgO de espessura variável)

Esta simulação utiliza um elemento de imagem de 1 x 1 mm com espessura de 1mm, ou seja, “voxel” de 1 mm³ e foi realizado para verificar o comportamento da distribuição dos fótons no elemento detector, na região da vizinhança do elemento de imagem 1 e variando-se a espessura da camada de material refletor.

Os gráficos da figura 4.17 apresentam os resultados da distribuição da energia depositada em cada célula da matriz detectora 3 x 3 formada por elemento detector de BGO e material separador de MgO, para espessuras de 0,2 mm, 0,4 mm, 0,6 mm e 0,8 mm.

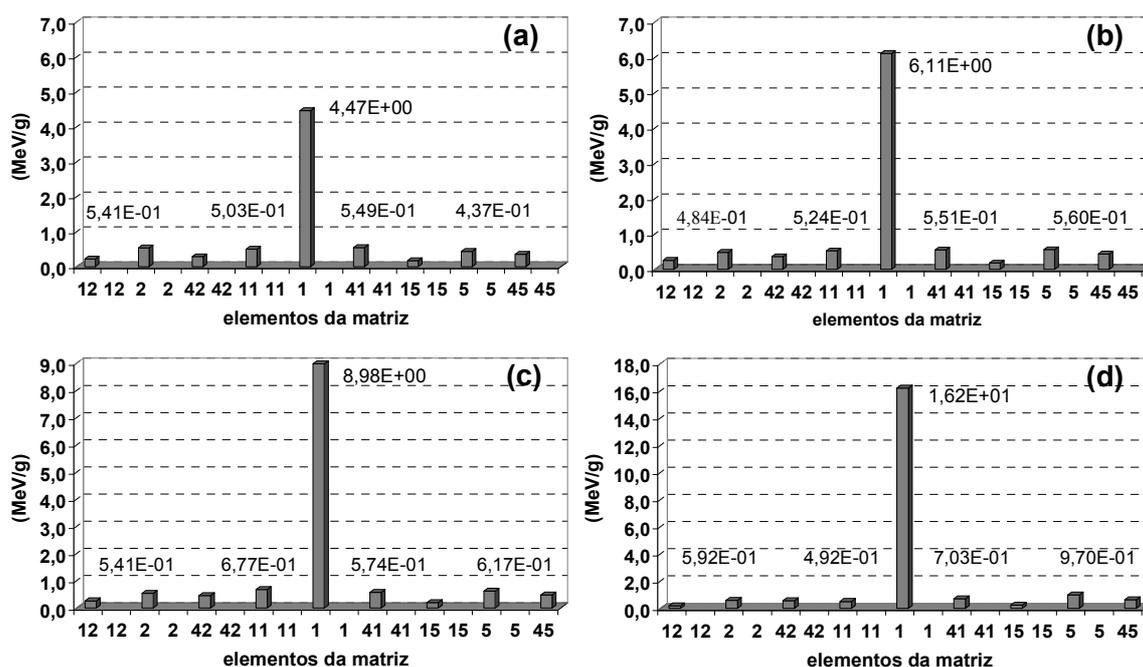


Figura 4.17: Distribuição da deposição em energia na matriz 3x3 correspondente ao elemento 1 e aos elementos da sua vizinhança de oito, com material refletor/separador de MgO com espessuras: 0,2 mm (a), 0,4 mm (b), 0,6 mm (c) e 0,8 mm (d), para a energia de 159 keV. Distância fonte-detector de 0,0016 cm. Num. Hist. = 1E+03.

Análise dos resultados da hipótese 4.

Pode-se verificar na figura 4.14 que todos os histogramas apresentam aspectos semelhantes, sendo diferenciados apenas pela intensidade da energia depositada por unidade de massa no elemento 1 da matriz.

A relação entre o volume do elemento detector e a energia total depositada no elemento 1 é apresentada na tabela 4.13.

Nesta simulação foi utilizado um número de histórias menor apenas para se reduzir o tempo de computação exigido para “rodar” o código.

Tabela 4.13: Relação entre o volume de material refletor e a sua influência na energia depositada no elemento detector 1 de interesse, para uma fonte pontual isotrópica.

Densidade do material detector BGO: 7,13 g/cm³ ou 0,00713 g/mm³.

Voxel de 1 x 1 x 1 mm³.

Espessura do refletor (mm)	Volume do detector/ pixel (mm³)	Volume do refletor/pixel (mm³)	Energia depositada no detector (MeV/g)	Energia total depositada no detector (MeV)
0,2	0,64	0,36	4,47	20,398 E-03
0,4	0,36	0,64	6,11	15,683 E-03
0,6	0,16	0,84	8,98	10,244 E-03
0,8	0,04	0,96	16,20	4,620 E-03

Observa-se que quanto maior o volume do material refletor, e conseqüentemente, menor o volume do detector, menor é a energia total depositada (MeV) no elemento detector número 1, como esperado.

Desse modo, para um acréscimo de 2 vezes na espessura do refletor, a energia total depositada no elemento 1 diminui de aproximadamente 30,06 %, enquanto que para um aumento de 4 vezes a redução é de aproximadamente 341,52 %.

Cabe lembrar que todas as respostas de saída fornecidas pelo MCNP são normalizadas por cada partícula supostamente emitida pela fonte.

Considerando-se a razão de contraste, os resultados apresentados na tabela 4.14 mostram que existe uma tendência de crescimento exponencial da energia depositada em função da espessura do refletor.

Tabela 4.14: Comparação da razão de contraste para matriz detectora 3 x 3 com “voxel” de 1 mm³ de BGO e refletor de MgO com espessura variável, para fonte pontual isotrópica com energia de 159 keV.

Espessura do refletor (mm)		0,2	0,4	0,6	0,8
Energia depositada (MeV/g)	Média viz. de 4	0,51	0,53	0,60	0,69
	Pico (elem. 1)	4,47	6,11	8,98	16,20
Razão		8,76	11,53	14,97	23,48

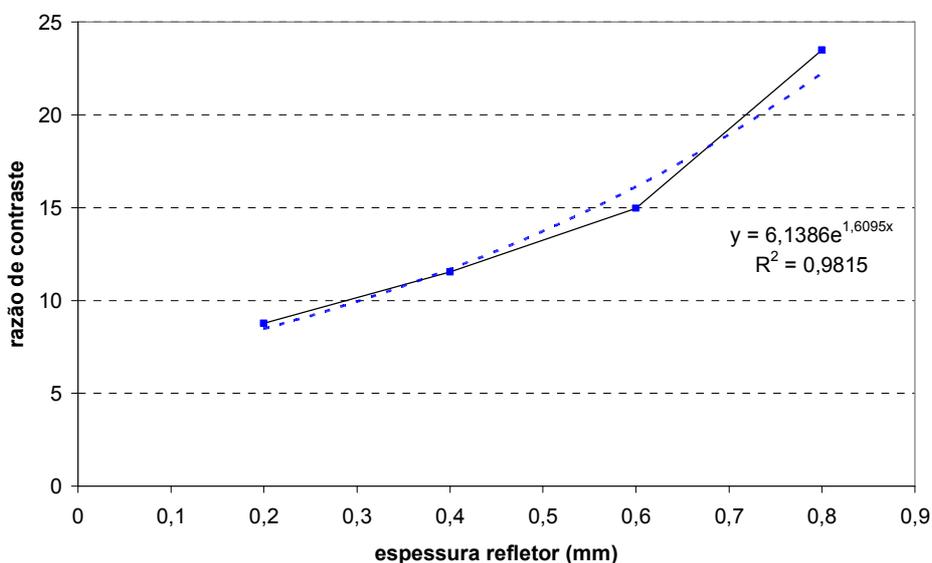


Figura 4.18: Relação entre a razão de contraste e a espessura do refletor.

A seguir são apresentados os resultados da hipótese 5

4.6 Resultados da simulação da hipótese 5

(Fonte pontual isotrópica e matriz cintiladora de 0,7 x 0,7 mm de BGO com espessura 10 mm e material refletor de MgO com espessuras de 0,02 mm e 0,04 mm)

Esta simulação utiliza um elemento de imagem (pixel) de 100 x 100 μm com espessura de 10 mm e foi realizado para se verificar o comportamento da distribuição dos fótons no elemento detector, na região da vizinhança do elemento de imagem 1 para uma matriz com resolução 10 vezes menor que a resolução final desejada, que é da ordem de 10 x 10 μm .

Os gráficos das figuras 4.19 e 4.20 apresentam os resultados da distribuição da energia depositada em cada célula da matriz detectora em função da energia da fonte, para matriz formada por elemento detector de BGO e material separador de MgO com espessuras 0,02 mm e 0,04 mm, respectivamente.

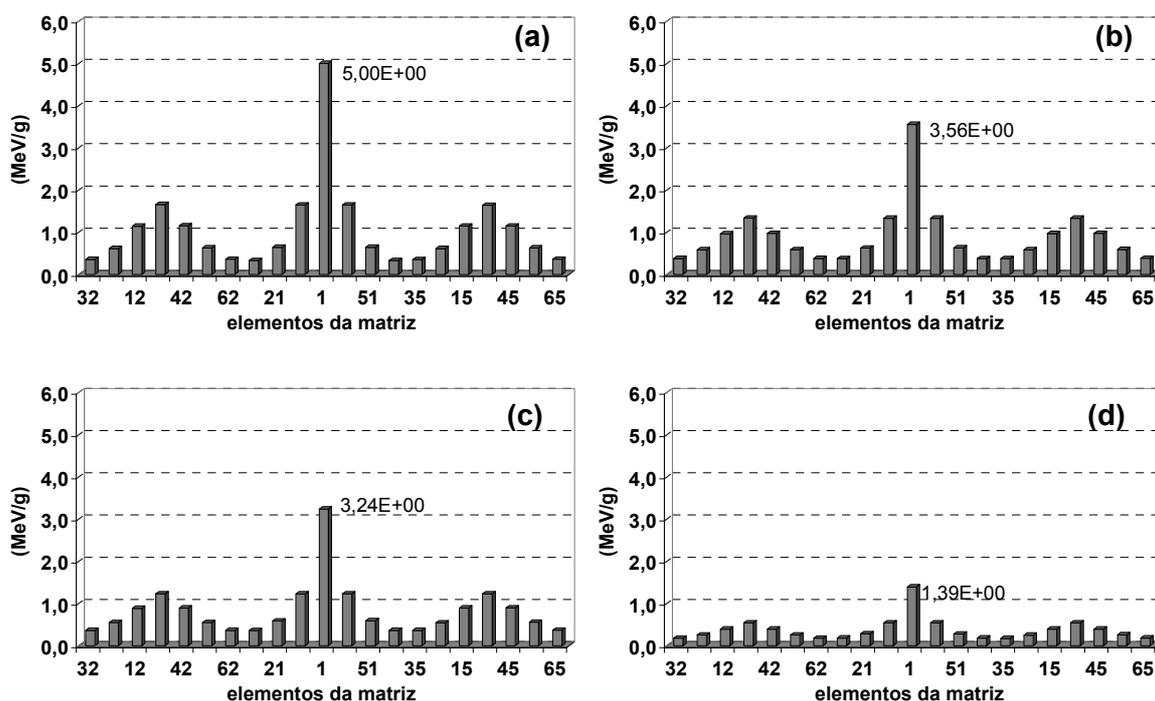


Figura 4.19: Distribuição da energia depositada na matriz detectora de **BGO** com elementos de 0,1 x 0,1 mm e espessura de 10 mm e refletor de MgO com espessura de **0,02 mm**, para fonte pontual de 60 keV (a), 140 keV(b), 159 keV (c) e 364 keV (d), distante 0,0016 cm da matriz detectora e na posição 1. Num. Hist. = 1E+06.

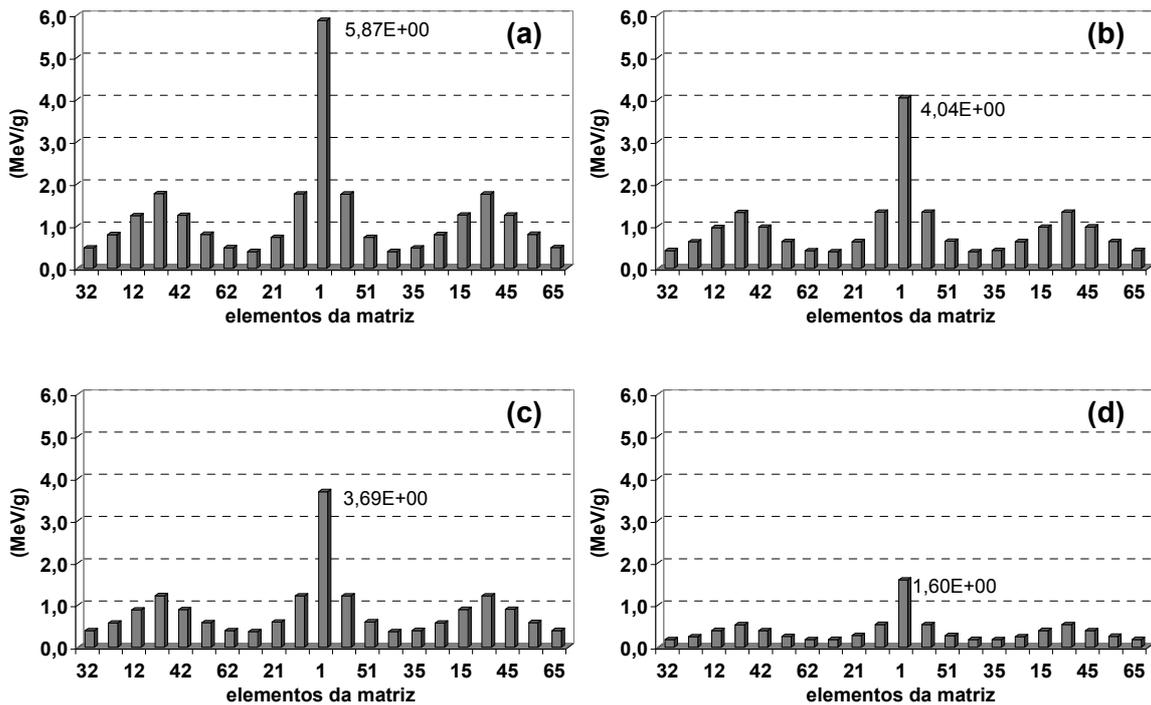


Figura 4.20: Distribuição da energia depositada na matriz detectora de **BGO** com elementos de 0,1 x 0,1 mm e espessura de 10 mm e refletor de MgO com espessura de **0,04 mm**, para fonte pontual de 60 keV (a), 140 keV(b), 159 keV (c) e 364 keV (d), distante 0,0016 cm da matriz detectora e na posição 1. Num. Hist. = 1E+06.

Para refletor com espessura de 0,02 mm temos:

O valor da massa de cada elemento detector da matriz é de 0,45632E-03 g, e o valor do volume é de $6,40 \times 10^{-5} \text{ cm}^3$ ou $0,064 \text{ mm}^3$.

Para refletor com espessura de 0,04 mm temos:

O valor da massa de cada elemento detector da matriz é de 0,25668E-03 g, e o valor do volume é de $3,60 \times 10^{-5} \text{ cm}^3$ ou $0,036 \text{ mm}^3$.

As tabelas 4.15 e 4.16 apresentam um resumo do número de fótons que interagiram em cada célula da matriz detectora, onde são representados os valores de pico das interações que ocorreram no elemento 1 (um) e os valores médios das interações que ocorreram nos elementos da vizinhança de 4 do elemento 1, bem como as respectivas razões de contraste para cada energia.

Tabela 4.15: Dados obtidos com detector BGO e refletor de MgO com espessura de **0,02 mm** para fonte pontual isotrópica distante 0,0016 cm da janela do detector. Volume efetivo do detector é de 0,064 mm³.

Energia		60	140	159	364
(keV)					
Contagens	Média viz. de 4	19161	11628	8997	1742
	Pico (elem. 1)	56266	29811	22400	4168
Razão		2,9	2,6	2,5	2,4
Energia total depositada (MeV)	Média viz. de 4	7,52E-04	6,09E-04	5,61E-04	2,47E-04
	Pico (elem. 1)	2,28E-03	1,62E-03	1,48E-03	0,64E-03
Razão		3,0	2,7	2,6	2,6

Tabela 4.16: Dados obtidos com detector BGO e refletor de MgO com espessura de **0,04 mm** para fonte pontual isotrópica distante 0,0016 cm da janela do detector. Volume efetivo do detector é de 0,036 mm³.

Energia		60	140	159	364
(keV)					
Contagens	Média viz. de 4	11340	6379	4883	945
	Pico (elem. 1)	36534	18486	13916	2602
Razão		3,2	2,9	2,8	2,8
Energia total depositada (MeV)	Média viz. de 4	4,52E-04	3,41E-04	3,13E-04	1,37E-04
	Pico (elem. 1)	1,51E-03	1,04E-03	0,95E-03	0,41E-03
Razão		3,3	3,0	3,0	3,0

Análise dos resultados da hipótese 5.

Nesta simulação foi feita a redução do tamanho do “pixel” de 1 mm^2 (hipótese 3) para $0,01 \text{ mm}^2$, com a espessura de radiação mantida em 10 mm. A distância fonte-detector foi mantida em 0,0016 cm, ou seja, a fonte está praticamente encostada no detector.

Pode-se verificar, por meio dos histogramas das figuras 4.19 e 4.20, que a maior deposição em energia no elemento 1 da matriz detectora ocorre para a energia de 60 keV, para as duas condições de espessura do refletor, e vai diminuindo à medida que a energia da fonte aumenta. Considerando-se apenas as energias de 140 keV e 159 keV, verifica-se que a diferença percentual, para ambas condições de espessura do refletor, é de aproximadamente 10 %.

Comparando-se os resultados das contagens apresentadas nas tabelas 4.15 (refletor = 0,02 mm) com os da tabela 4.16 (refletor = 0,04 mm), verifica-se que para as energias de 140 e 159 keV, ocorreu um aumento relevante na razão de contraste, da ordem de 11,54% e 12,00%, respectivamente. Considerando-se os valores de energia total depositada na matriz detectora, a razão de contraste apresentou um aumento de 11,11% e 15,38%, para 140 keV e 159 keV, respectivamente.

A seguir são apresentados os resultados da simulação da hipótese 6 para matriz detectora de $0,07 \times 0,07 \text{ mm}$ variando-se a espessura (z) e o tipo de material do detector.

4.7 Resultados da simulação da hipótese 6

(Fonte pontual isotrópica e matriz cintiladora de 0,07 x 0,07 mm com espessura (z) variável e material refletor de MgO com espessura de 0,006 cm)

Esta simulação utiliza um elemento de imagem (pixel) de 10 x 10 μm com espessura de radiação variável e foi realizado para verificar o comportamento da distribuição dos fótons no elemento detector 1 e na região da sua vizinhança de 4 para a matriz com resolução espacial final desejada, que é da ordem de 10 x 10 μm .

Os gráficos das figuras 4.21, 4.23 e 4.25 apresentam os resultados da distribuição da energia total depositada em cada célula da matriz detectora reduzida com 3 x 3 elementos, em função da espessura de radiação (z) e do tipo de material detector.

Foram realizadas simulações utilizando-se os 6(seis) tipos de materiais detectores selecionados: CsI(Tl), BGO, CdWO₄, LSO, GSO e GOS.

Para “voxel” (elemento de volume) com espessura (z) de 1 mm temos:

O valor da massa de cada elemento detector da matriz é de 0,11408 E-06 g.

Para “voxel” (elemento de volume) com espessura (z) de 2 mm temos:

O valor da massa de cada elemento detector da matriz é de 0,22816 E-06 g.

Para “voxel” (elemento de volume) com espessura (z) de 10 mm temos:

O valor da massa de cada elemento detector da matriz é de 1,1408 E-06 g.

Nos histogramas das figuras 4.22, 4.24 e 4.26 são apresentados de forma comparativa os resultados da energia total depositada no elemento 1 da matriz detectora para os seis materiais detectores selecionados.

As tabelas 4.17 e 4.18 apresentam os resultados da variação da razão de contraste para os seis materiais detectores selecionados em função da espessura de radiação.

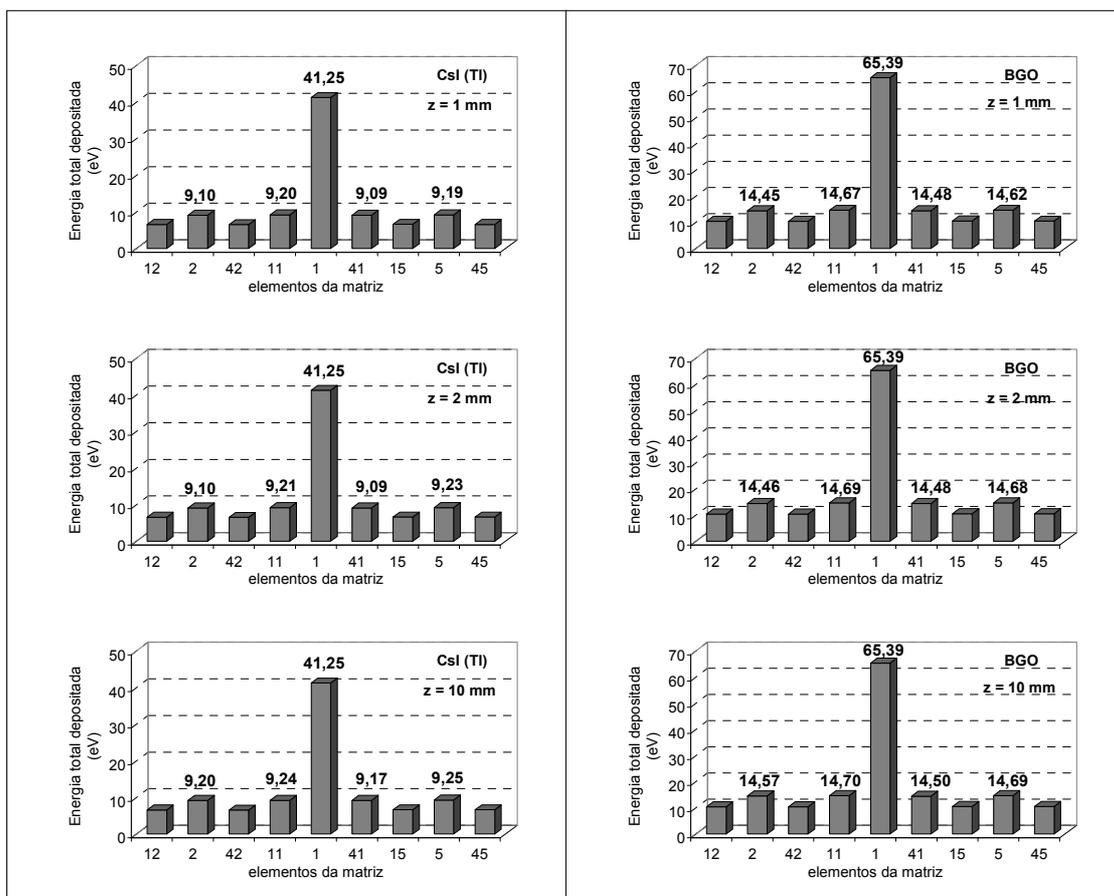


Figura 4.21: Histograma da energia total depositada nos elementos da matriz detadora 3 x 3 de **CsI(TI)** e **BGO** com separador de MgO para espessura de radiação de 1 mm, 2 mm e 10 mm e para fonte pontual isotrópica de 159 keV distante 0,0001 cm do detector. Num. Hist. = 1E+06.

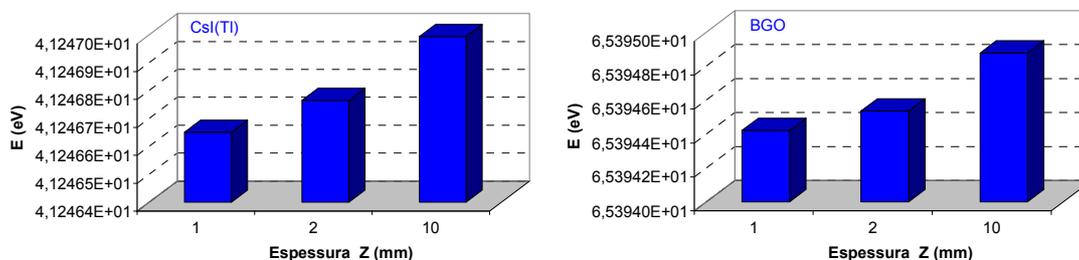


Figura 4.22: Variação da energia total depositada no elemento 1 da matriz detadora 3 x 3 em função da espessura de radiação para **CsI(TI)** e **BGO** e fonte pontual isotrópica de 159 keV distante 0,0001 cm do detector.

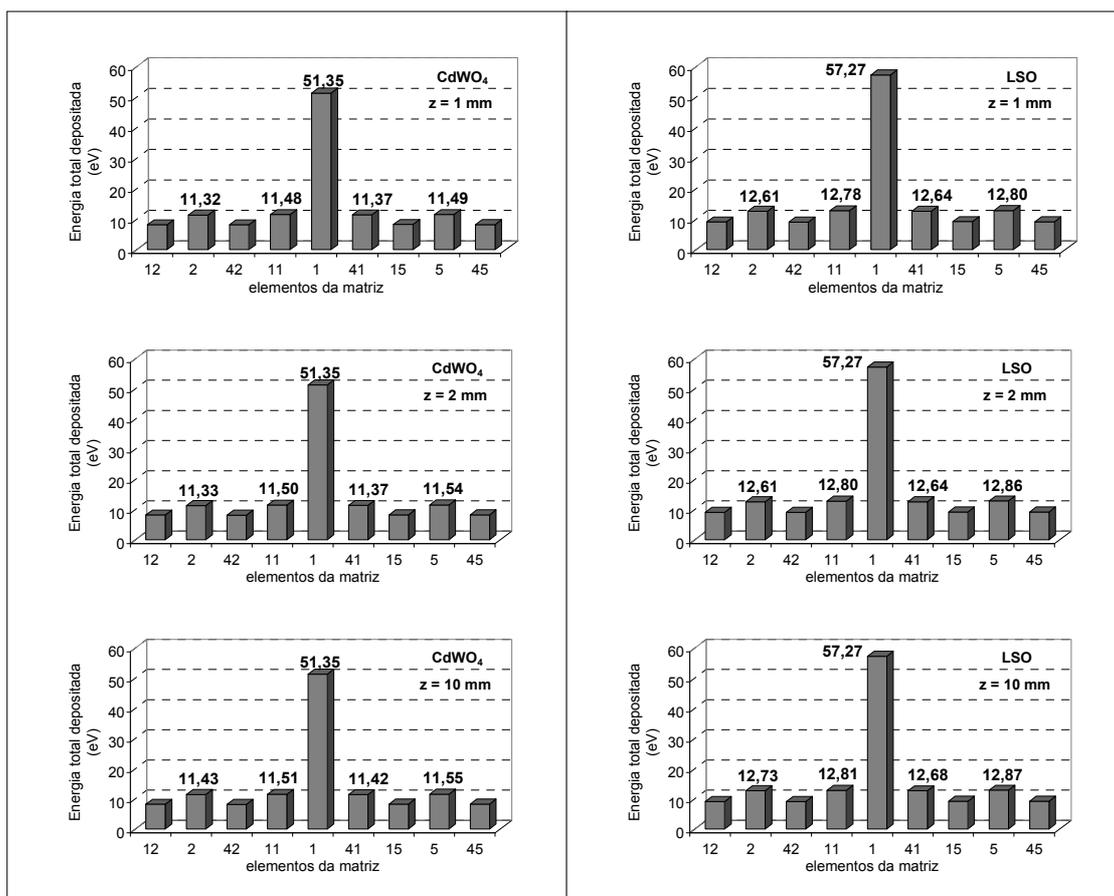


Figura 4.23: Histograma da energia total depositada nos elementos da matriz detectora 3 x 3 de CdWO₄ e LSO com separador de MgO para espessura de radiação de 1 mm, 2 mm e 10 mm e para fonte pontual isotrópica de 159 keV distante 0,0001 cm do detector. Num. Hist. = 1E+06.

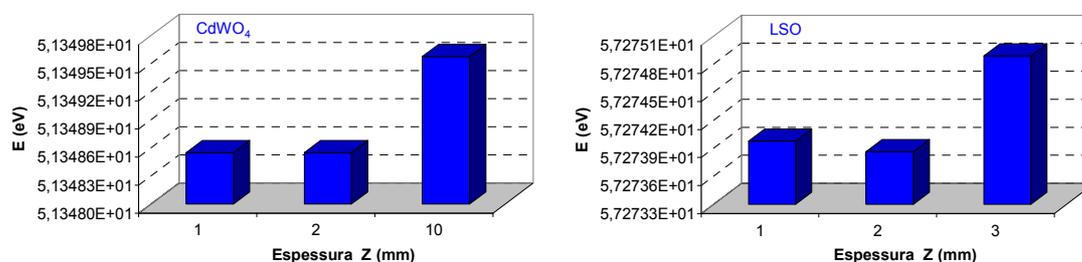


Figura 4.24: Variação da energia total depositada no elemento 1 da matriz detectora 3 x 3 em função da espessura de radiação para CdWO₄ e LSO e fonte pontual isotrópica de 159 keV distante 0,0001 cm do detector.

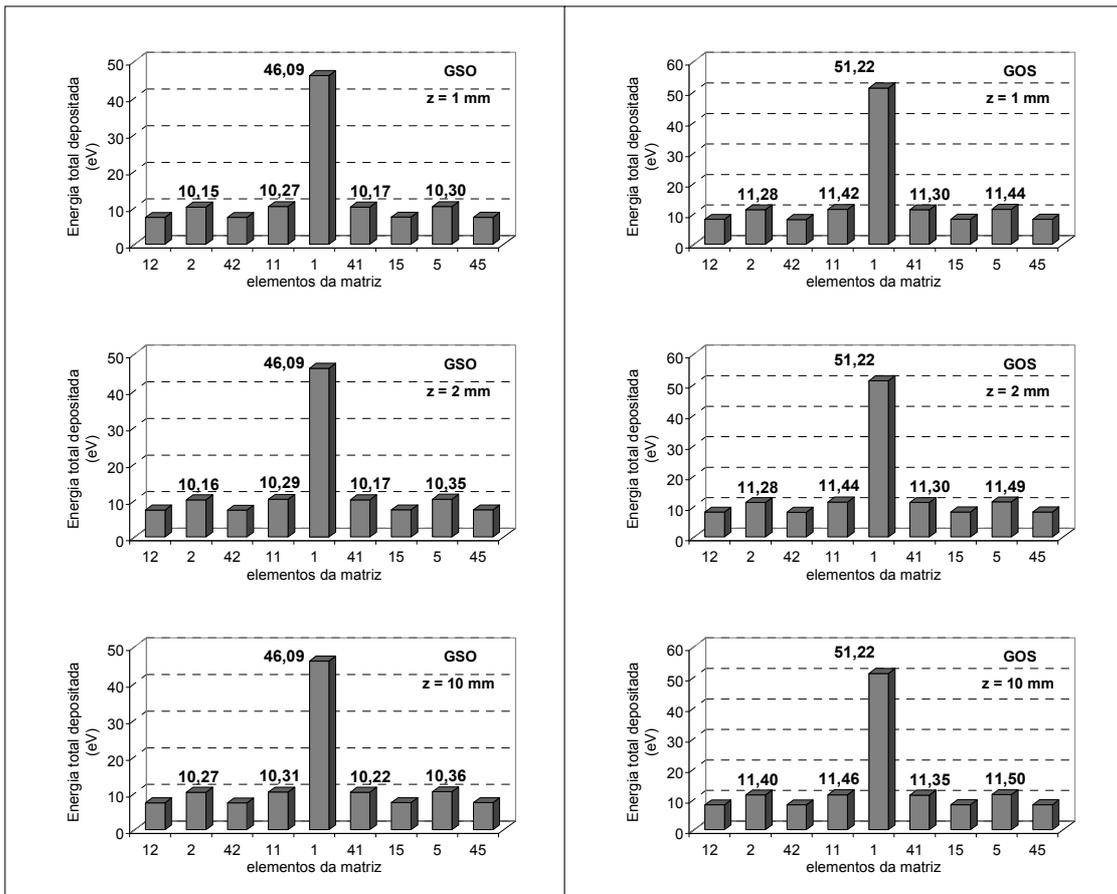


Figura 4.25: Histograma da energia total depositada nos elementos da matriz detectora 3 x 3 de **GSO** e **GOS** com separador de MgO para espessura de radiação de 1 mm, 2 mm e 10 mm e para fonte pontual isotrópica de 159 keV distante 0,0001 cm do detector. Hist. = 1E+06.

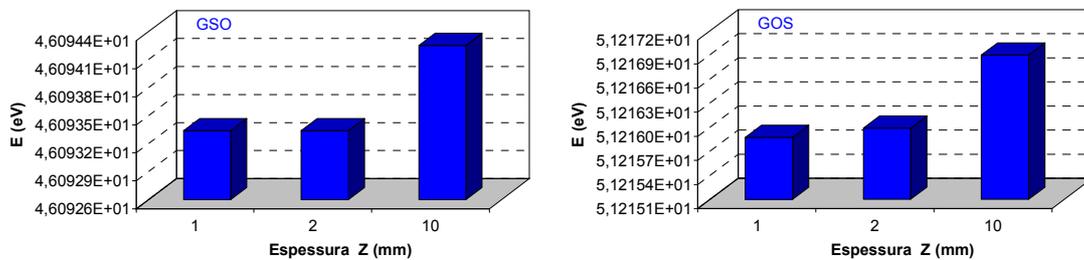


Figura 4.26: Variação da energia total depositada no elemento 1 da matriz detectora 3 x 3 em função da espessura de radiação para **GSO** e **GOS** e fonte pontual isotrópica de 159 keV distante 0,0001 cm do detector.

Tabela 4.17: Variação da razão de contraste em função da espessura de radiação (z) para três tipos de materiais detectores: CsI(Tl), BGO e CdWO₄ com refletor de MgO e fonte pontual isotrópica com energia de 159 keV distante 0,0001 cm da janela do detector.

Material detector		Espessura de radiação			
		1 mm	2 mm	10 mm	
CsI(Tl)	Energia total	Média viz. De 4	9,14355E+00	9,15798E+00	9,21671E+00
	(eV)	Pico (elem. 1)	4,12466E+01	4,12467E+01	4,12469E+01
	Razão		4,51	4,50	4,48
BGO	Energia total	Média viz. De 4	1,45547E+01	1,45776E+01	1,46144E+01
	(eV)	Pico (elem. 1)	6,53944E+01	6,53945E+01	6,53948E+01
	Razão		4,49	4,49	4,47
CdWO ₄	Energia total	Média viz. De 4	1,14144E+01	1,14325E+01	1,14780E+01
	(eV)	Pico (elem. 1)	5,13485E+01	5,13485E+01	5,13495E+01
	Razão		4,50	4,49	4,47

Tabela 4.18: Variação da razão de contraste em função da espessura de radiação (z) para três tipos de materiais detectores: LSO, GSO e GOS com refletor de MgO e fonte pontual isotrópica com energia de 159 keV distante 0,0001 cm da janela do detector.

Material detector		Espessura de radiação			
		1 mm	2 mm	10 mm	
LSO	Energia total	Média viz. De 4	1,27061E+01	1,27264E+01	1,27751E+01
	(eV)	Pico (elem. 1)	5,72739E+01	5,72738E+01	5,72748E+01
		Razão	4,51	4,50	4,48
GSO	Energia total	Média viz. De 4	1,02229E+01	1,02391E+01	1,02897E+01
	(eV)	Pico (elem. 1)	4,60933E+01	4,60933E+01	4,60942E+01
		Razão	4,51	4,50	4,48
GOS	Energia total	Média viz. De 4	1,13586E+01	1,13765E+01	1,14273E+01
	(eV)	Pico (elem. 1)	5,12158E+01	5,12159E+01	5,12169E+01
		Razão	4,51	4,50	4,48

A figura 4.27 e a tabela 4.19 mostram que a energia total depositada sofre maior variação em função do tipo de material detector do que em função da espessura (z) do detector

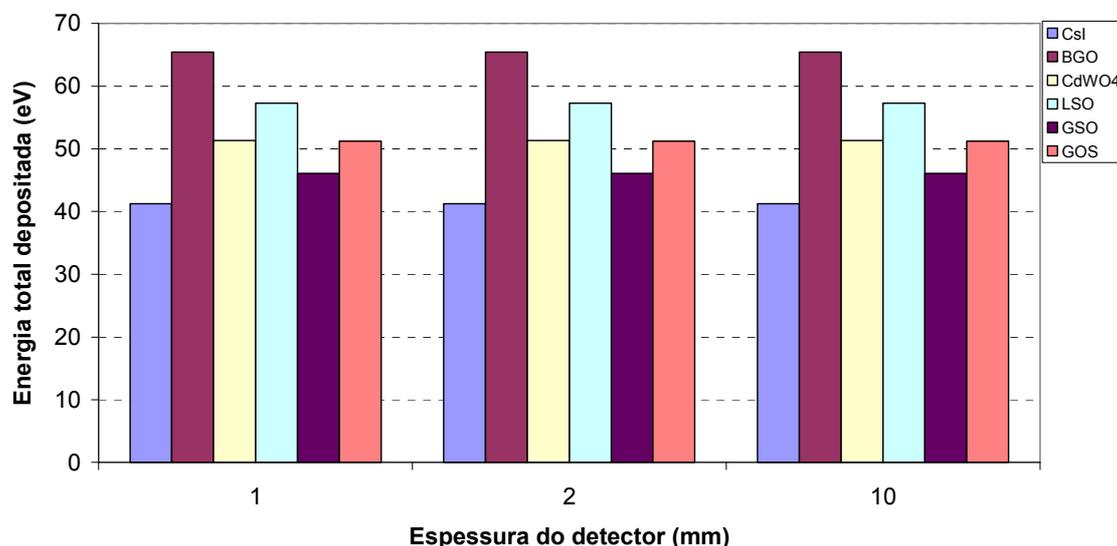


Figura 4.27: Histograma comparativo da energia total depositada no elemento 1 da matriz detectora cintiladora 3 x 3 para cada tipo de material.

Tabela 4.19: Tabela comparativa da variação da energia total depositada no elemento detector em função da variação da espessura do elemento detector de 10 μm x 10 μm .

		1 mm	2 mm	10 mm
Energia total depositada no elemento 1 (eV)	CsI (TI)	41,2466507	41,2467648	41,2469930
	BGO	65,3944206	65,3945347	65,3948770
	CdWO₄	51,3485488	51,3485488	51,3495755
	LSO	57,2739781	57,2738640	57,2748907
	GSO	46,0933395	46,0933395	46,0942522
	GOS	51,2158738	51,2159878	51,2169005

Análise dos resultados da hipótese 6

Nesta simulação foi feita a redução do tamanho do “pixel” de $0,1 \text{ mm}^2$ (hipótese 3) para $0,01 \text{ mm}^2$, com a espessura de radiação (Z) variável.

Observa-se na tabela 4.19 que a maior deposição em energia ocorre sempre para o material detector BGO enquanto que a menor deposição ocorre para o CsI(Tl).

A diferença percentual entre a energia depositada para o CsI (Tl) e o BGO é de aproximadamente 58,56 %.

Através dos gráficos apresentados nas figuras 4.21, 4.23 e 4.25, verifica-se que, comparativamente, a distribuição relativa da energia total depositada nos elementos da vizinhança do elemento 1 para todos os materiais detectores, não apresentou variação relevante em função da espessura de radiação.

Comparando a tabela 4.8 (hipótese 5), para a condição de espessura de material refletor de 0,04 mm e $z = 10 \text{ mm}$, com a tabela 4.9 para a condição material refletor 0,006 mm, $z = 10 \text{ mm}$ e energia 159 keV, verifica-se que para o BGO ocorreu uma redução na energia total depositada no elemento 1 de aproximadamente 1348,17%. Deve-se notar que embora, proporcionalmente ao tamanho do “pixel”, as espessuras de MR (material refletor) sejam diferentes, esta grande redução na energia depositada está principalmente associada à redução no tamanho do pixel de $0,1 \text{ mm}^2$ para $0,01 \text{ mm}^2$.

Pode-se observar nos resultados das tabelas 4.17 e 4.18 que não houve variação significativa nas razões de contraste obtidas em função do tipo de material detector, porém ocorre um ligeiro aumento na razão de contraste à medida que se diminui a espessura de radiação.

4.8 Resultados da simulação da hipótese 7

(Fonte pontual isotrópica e matriz cintiladora de $310 \times 310 \mu\text{m}$ e espessura de radiação (z) de 1 mm com material refletor de MgO de 0,006 mm)

Esta hipótese foi subdividida em 5 (cinco) sub-hipóteses, denominadas 7a, 7b, 7c, 7d, e 7e, variando-se em cada uma o número de fontes pontuais do sistema fonte-detector e a posição relativa da fonte em relação a matriz detectora, e cujos resultados são apresentados a seguir.

As imagens das figuras 4.19 a 4.23 apresentam os resultados da energia depositada por unidade de massa (MeV/g) em cada pixel da matriz 31x31, para cada uma das hipóteses propostas.

4.8.1 Resultados da hipótese 7a: Matriz 310 x 310 μm e uma fonte pontual

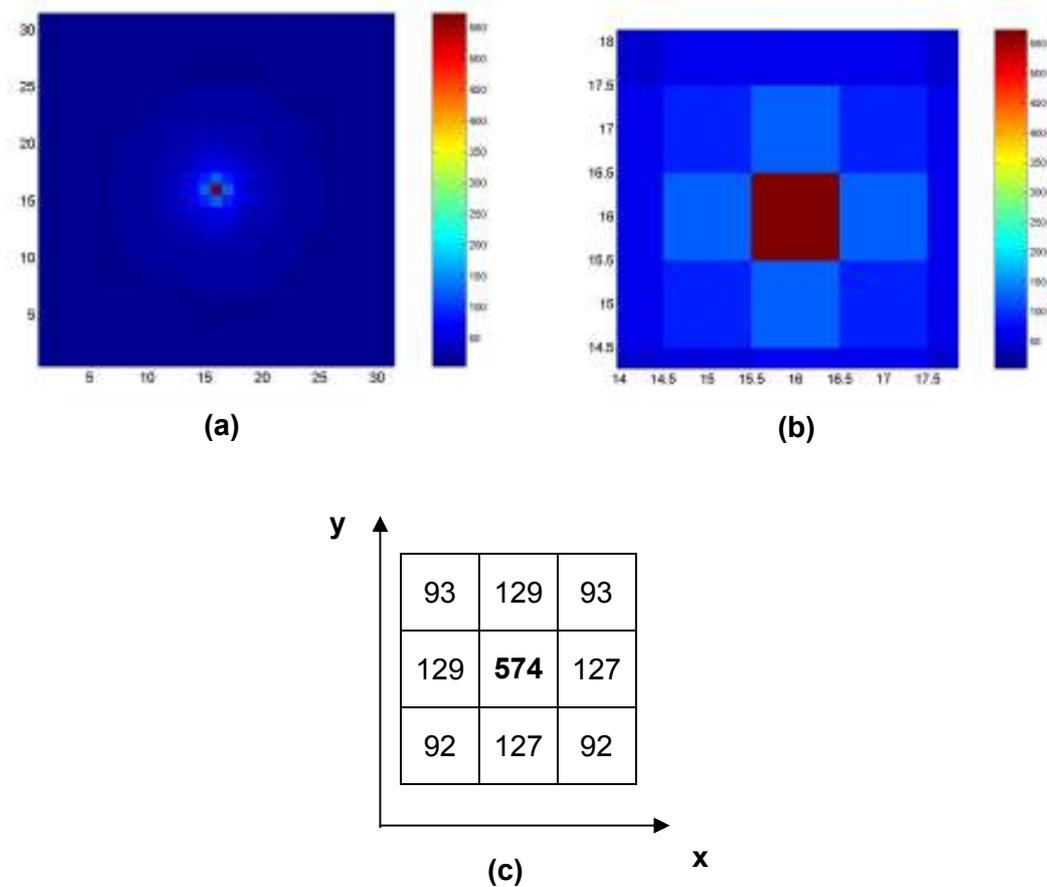


Figura 4.19: (a) Imagem bidimensional da interação de uma fonte pontual isotrópica de 159 keV posicionada a 0,0001 cm do elemento detector 1 de uma matriz detectora 31 x 31 de BGO. (b) Detalhe ampliado da região da vizinhança de 8 do elemento 1. (c) Os valores de energia depositada $F(x,y)$ em MeV/g em cada elemento da vizinhança do elemento 1 revelam a razão de contraste da imagem.

Intensidade máxima: $573,853 \pm 2,410$ MeV/g Num. Hist: $1\text{E}+06$

4.8.2 Resultados da hipótese 7b: Matriz 310 x 310 μm e duas fontes pontuais

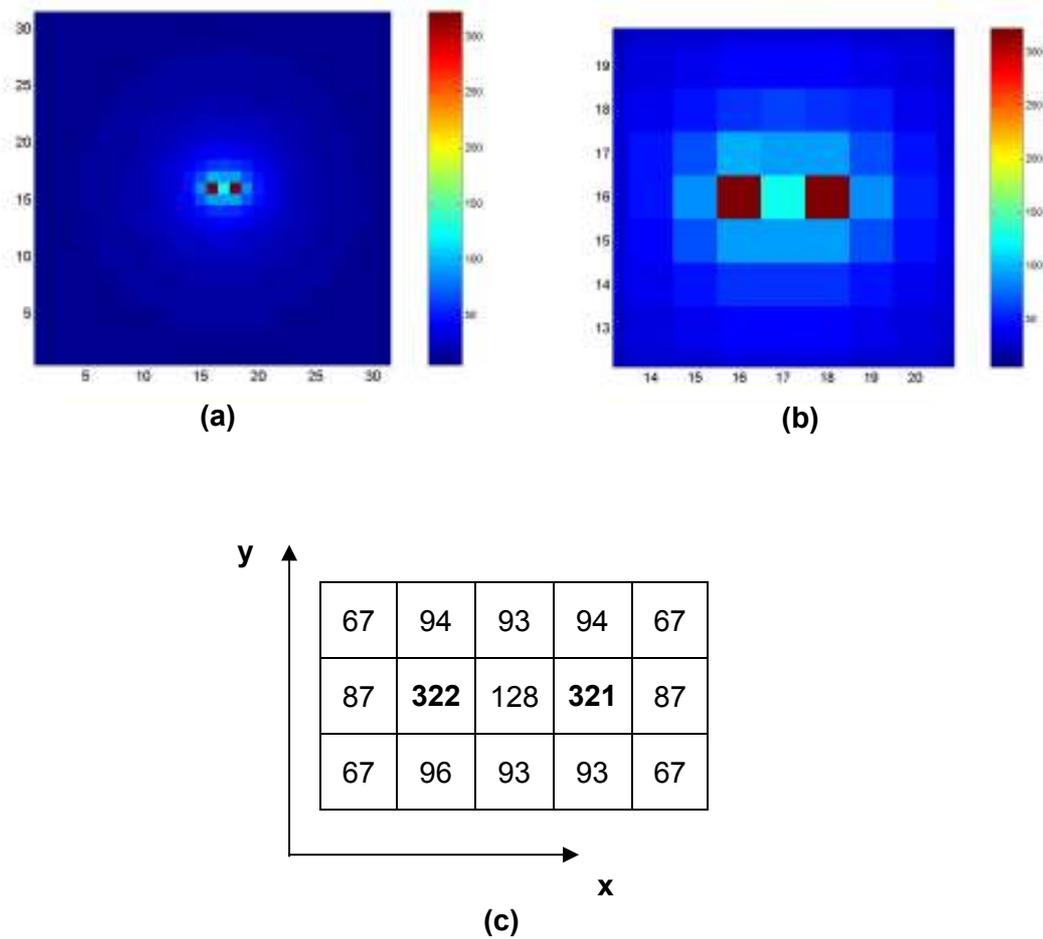


Figura 4.20: (a) Imagem bidimensional da interação de duas fontes pontuais isotrópicas de 159 keV posicionadas a 0,0001 cm dos elementos detectores 1 e 51 de uma matriz detectora 31 x 31 de BGO. (b) Detalhe ampliado da região da vizinhança de 8 dos elementos 1 e 51 da matriz. (c) Os valores de energia depositada $F(x,y)$ em MeV/g em cada elemento da vizinhança dos elementos 1 e 51 revelam a razão de contraste da imagem (c).

Intensidade máxima: $322,195 \pm 1,965$ MeV/g

Intensidade máxima: $321,214 \pm 1,895$ MeV/g Num. Hist: 1E+06.

4.8.3 Resultados da hipótese 7c: Matriz 310 x 310 μm e duas fontes pontuais direcionadas para o refletor

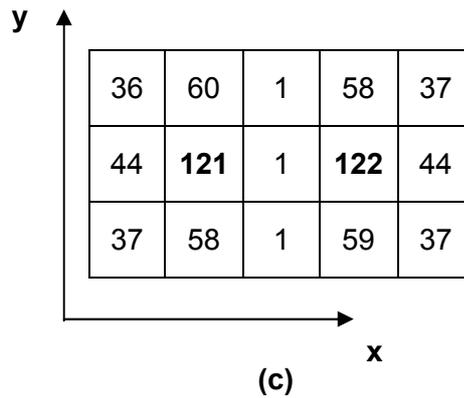
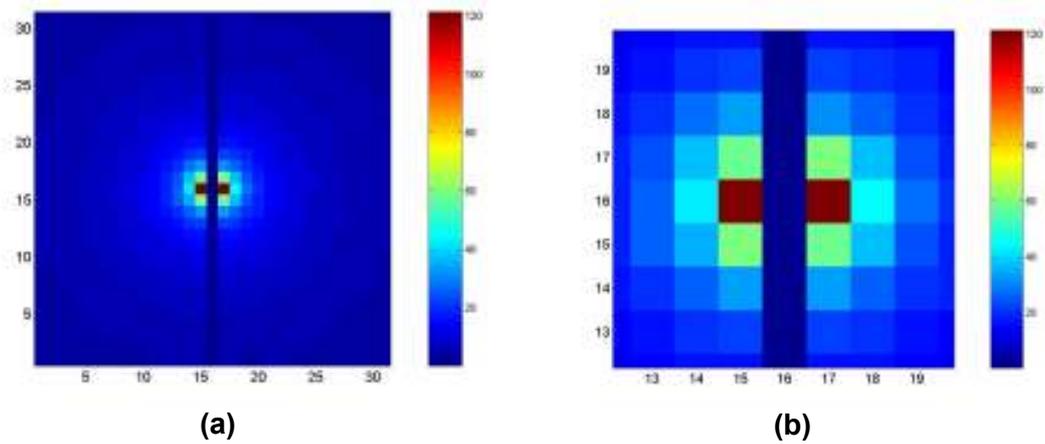


Figura 4.21: (a) Imagem bidimensional da interação de duas fontes pontuais isotrópicas de 159 keV posicionadas a 0,0001 cm do elemento refletor 1 (pos=-0,0005) e do elemento refletor 41 (pos=0,0005) de uma matriz detectora 31 x 31 de BGO. (b) Detalhe ampliado da região da vizinhança de 8 dos elementos 1 e 41 da matriz. (c) Os valores de energia depositadas $F(x,y)$ em MeV/g em cada elemento da vizinhança dos elementos 1 e 41 revelam a alteração na razão de contraste da imagem.

Intensidade máxima: $121,204 \pm 1,067$ MeV/g

Intensidade máxima: $121,575 \pm 1,106$ MeV/g

Num. Hist: 1E+06.

4.8.4 Resultados da hipótese 7d: Matriz 310 x 310 μm e uma fonte pontual direcionada para o refletor com deslocamento

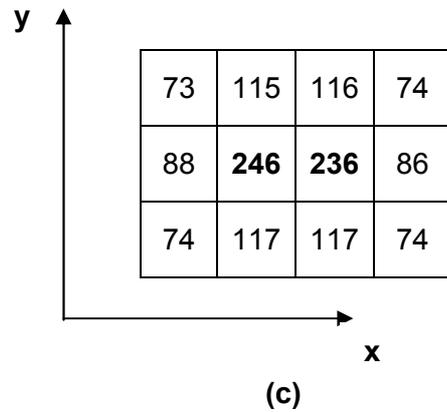
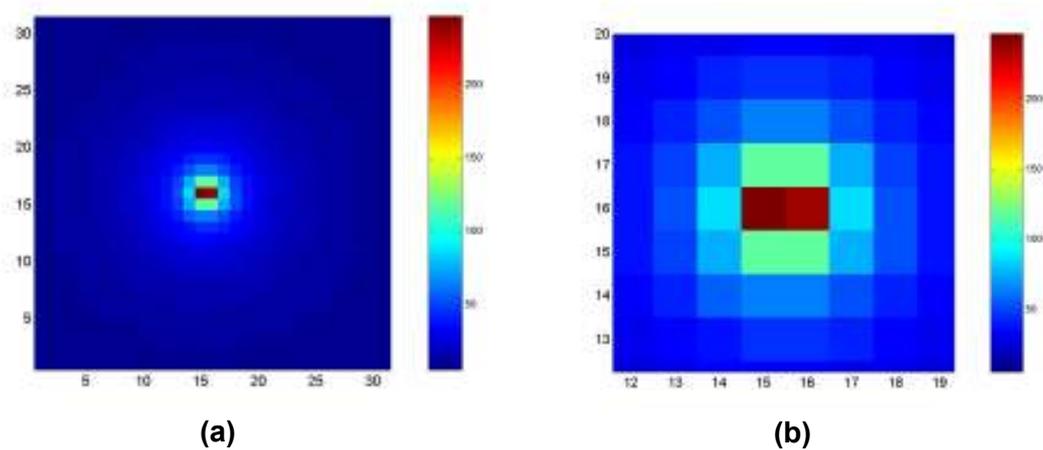


Figura 4.22: (a) Imagem bidimensional da interação de uma fonte pontual isotrópica de 159 keV posicionada a 0,0001 cm do elemento refletor 1 (pos=-0,00051) de uma matriz detectora 31 x 31 de BGO. (b) Detalhe ampliado da região da vizinhança de 8 dos elementos 1 e 51 da matriz. (c) Os valores de energia depositadas $F(x,y)$ em MeV/g em cada elemento da vizinhança dos elementos 1 e 11 revelam a alteração na razão de contraste da imagem.

Intensidade máxima: $246,047 \pm 1,501$ MeV/g (R = 0,0061)

Intensidade máxima: $235,951 \pm 1,439$ MeV/g (R = 0,0061) Num. Hist: 1E+06.

4.8.5 Resultados da hipótese 7e: Matriz 310 x 310 μm e duas fontes pontuais direcionadas para o refletor com deslocamento

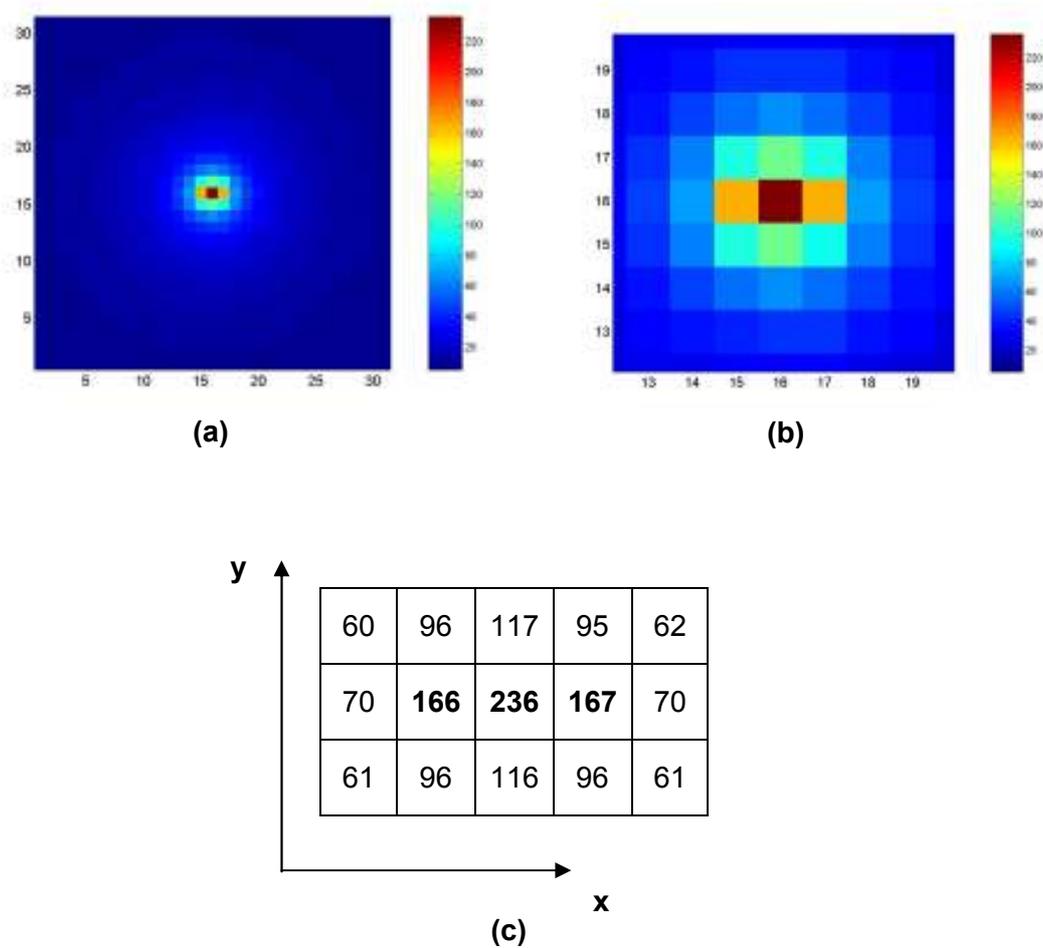


Figura 4.23: (a) Imagem bidimensional da interação de duas fontes pontuais isotrópicas de 159 keV posicionadas a 0,0001 cm do elemento refletor 1 (pos=-0,00051) e do elemento refletor 41 (pos = 0,00051) de uma matriz detectora 31 x 31 de BGO. (b) Detalhe ampliado da região da vizinhança de 8 dos elementos 1 e 51 da matriz. (c) Os valores de energia depositadas $F(x,y)$ em MeV/g em cada elemento da vizinhança dos elementos 1 e 51 revelam a alteração na razão de contraste da imagem.

Intensidade máxima: $166,330 \pm 1,214$ MeV/g

Intensidade máxima: $236,490 \pm 1,466$ MeV/g

Intensidade máxima: $166,502 \pm 1,249$ MeV/g

Num. Hist: $1\text{E}+06$.

Análise dos resultados das hipóteses 7a, 7b, 7c, 7d e 7e.

Observa-se que a distribuição da energia depositada no detector para fonte posicionada no elemento 1 (hipótese 7a) apresentou um valor superior (573 MeV/g) ao valor obtido quando são colocadas duas fontes, simultaneamente, onde nesse caso o valor da energia depositada no detector, devido a cada uma das fontes foi de aproximadamente 322 MeV/g (hipótese 7b).

Observa-se na figura 4.19 com detalhe o ponto de maior interação dos fótons em relação aos elementos da vizinhança de 8, resultando em uma imagem com ótimo contraste e resolução espacial de 10 μm .

Observa-se com clareza na figura 4.20 a resolução em distância, onde é possível definir a imagem referente à interação entre cada uma das fontes com o detector, resultando em uma imagem com ótimo contraste e resolução em distância de 10 μm .

Nas hipóteses 7c, 7d e 7e foi realizado estudo do comportamento do sistema fonte-detector com a fonte na posição intermediária entre dois materiais detectores, ou seja, direcionada para o material refletor. Neste caso, observa-se que a energia depositada nos elementos detectores próximos sofre uma redução em relação aos dois casos anteriores, provavelmente devido ao baixo poder de absorção de fótons pelo material refletor com a conseqüente reflexão Compton destes fótons para estes elementos.

Com relação à razão de contraste obtida em cada simulação, pode-se observar na tabela 4.20 que ocorreu uma redução acentuada no valor da razão de contraste obtida na hipótese 7b em relação à hipótese 7a. Esta característica se deve ao fato de que o espalhamento Compton produzido no elemento 1 passou a interferir na vizinhança do elemento 51 e vice-versa, produzindo uma pequena deterioração no contraste da imagem.

Cabe ressaltar que as duas fontes são pontuais e possuem a mesma probabilidade de emissão e como o volume de cada elemento da matriz é o mesmo, pode-se dizer que esta diferença também está associada a contabilização do número de eventos registrados em função do número de histórias que foi atribuído ao código, sendo este o critério de parada do código.

Tabela 4.20: Variação da razão de contraste em função da posição de uma ou duas fontes pontuais isotrópicas em relação a matriz detectora.

Hipótese		7a	7b	7c	7d	7e
Energia depositada	Média viz. de 4	128	101	41	139	124
(MeV/g)	Pico (elem. n)	574	322	122	246	167
Razão		4,48	3,19	2,98	1,77	1,35

A seguir são apresentados os resultados das simulações das hipóteses de sistema fonte – detector utilizando fonte volumétrica.

Inicialmente foi utilizada uma matriz de 31 x 31 elementos com “pixel” de 10 x 10 μm para se verificar o comportamento do código em uma condição do sistema fonte – detector que fosse possível adquirir uma imagem bidimensional de um folículo com diâmetro de 300 μm .

4.9 Resultados da simulação da hipótese 8

(Fonte volumétrica isotrópica e matriz cintiladora de 310 x 310 μm e espessura de radiação (z) de 1 mm com material refletor de MgO de 0,006 mm)

Esta hipótese foi realizada para duas condições de energia da fonte radioativa, ou seja, 140 keV e 159 keV, para se verificar o efeito da dependência energética na deposição radioativa no meio detector, que por sua vez irá influenciar na característica da imagem obtida.

As imagens das figuras 4.24 e 4.25 apresentam os resultados da energia depositada por unidade de massa (MeV/g) em cada pixel da matriz de 31 x 31 elementos.

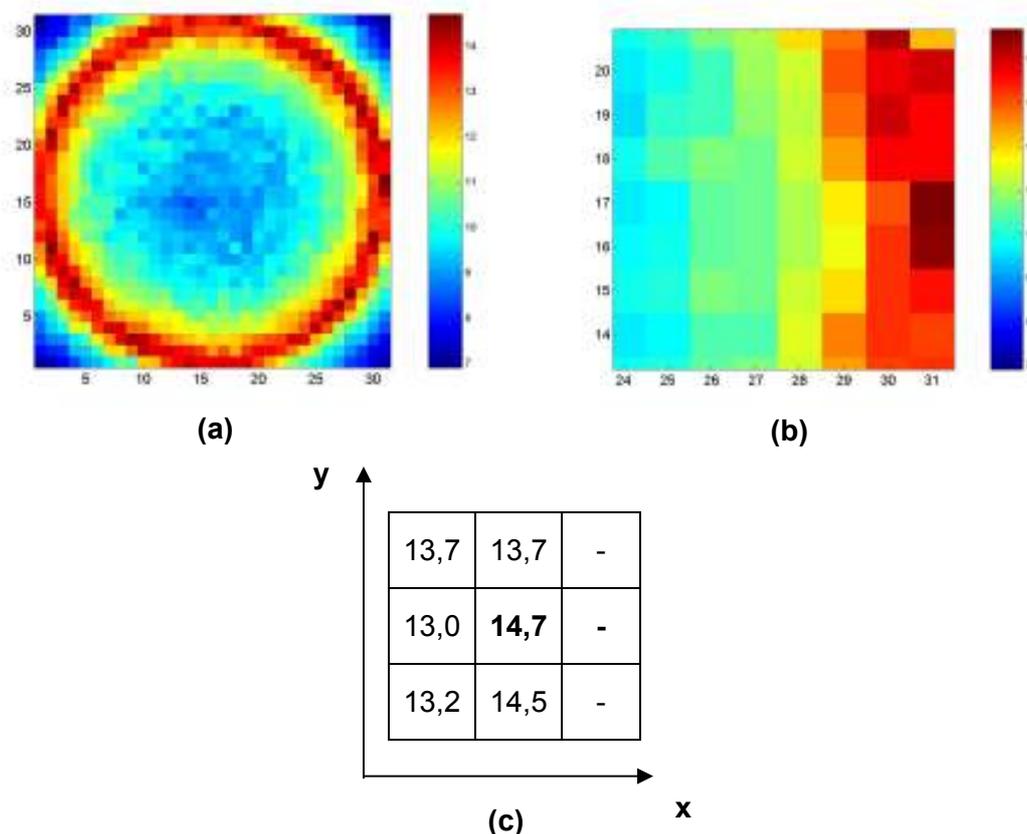


Figura 4.24: (a) Imagem bidimensional da interação de uma fonte volumétrica em anel isotrópica de **140 keV** posicionada a 0,0001 cm de uma matriz detectora de BGO com 31 x 31 elementos. (b) Detalhe ampliado da região da vizinhança de 8 do pico. (c) Os valores de energia depositadas $F(x,y)$ em MeV/g em cada elemento da vizinhança do pico revelam a razão de contraste da imagem.

Intensidade máxima: $14,696 \pm 0,360$ MeV/g

Num. Hist: $1\text{E}+06$.

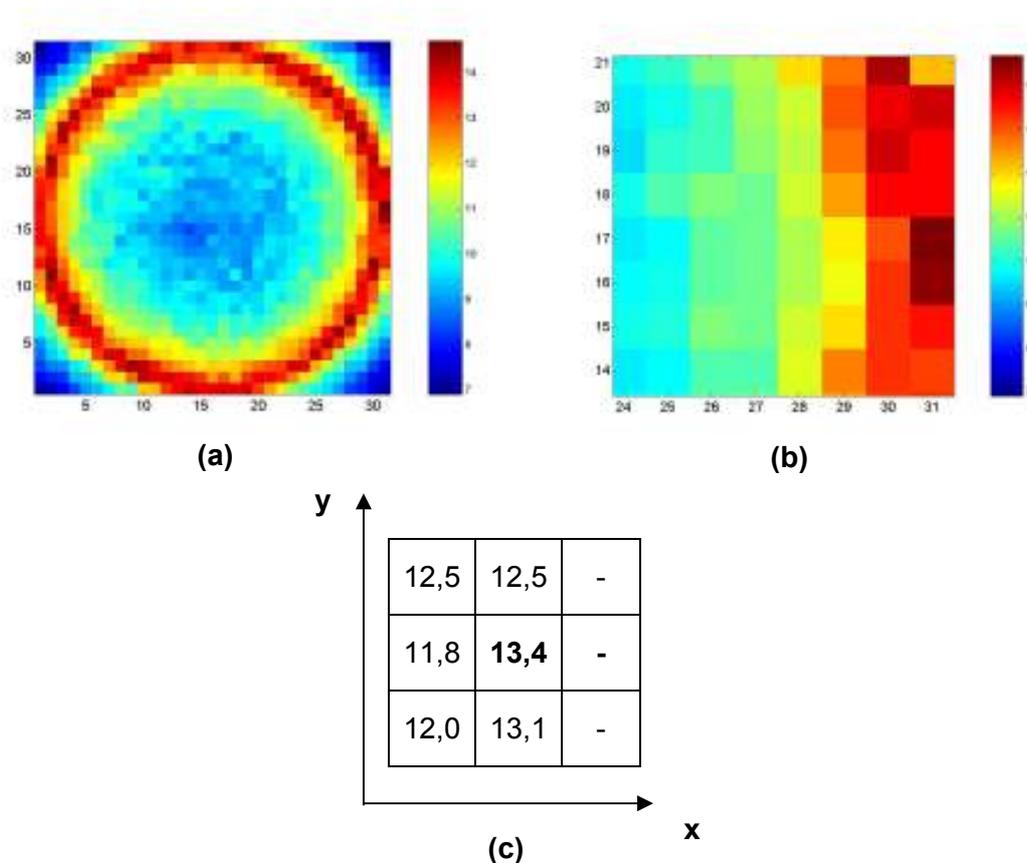


Figura 4.23: (a) Imagem bidimensional da interação de uma fonte volumétrica em anel isotrópica de **159 keV** posicionada a 0,0001 cm de uma matriz detecedora de 31 x 31 elementos de BGO. (b) Detalhe ampliado da região da vizinhança de 8 do pico. (c) Os valores de energia depositadas $F(x,y)$ em MeV/g em cada elemento da vizinhança do pico revelam a razão de contraste da imagem.

Intensidade máxima: $13,378 \pm 0,330$ MeV/g Num. Hist: $1E+06$.

Análise dos resultados da hipótese 8.

Observa-se que tanto para a energia de 140 keV quanto para 159 keV o aspecto das imagens obtidas são semelhantes, onde pode se distinguir com clareza a região de maior interação da fonte com o meio detecedora, correspondente a imagem do modelo de fonte em anel, que representa a região do folículo contendo material radioativo, como pode ser visto na figura 4.24. Os valores de energia depositada correspondente à região do anel são ligeiramente superiores, como esperado, para a energia de 140 keV.

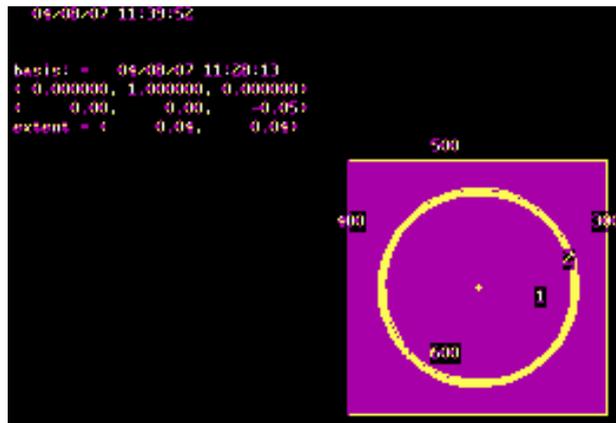


Figura 4.24: Modelo da imagem da fonte em anel simulada apresentada pelo MCNP4B. A coroa circular possui largura de 10 μm .

4.10 Resultados da simulação da hipótese 9

(Fonte volumétrica isotrópica e matriz cintiladora de 1270 x 1270 μm com espessura de 1 mm de BGO e material refletor MgO de 0,006 mm)

Esta hipótese foi subdividida em cinco hipóteses, denominadas 9a, 9b e 9c, 9d e 9e, variando-se a distância entre dois folículos adjacentes cujos resultados são apresentados a seguir.

Todas as hipóteses foram realizadas para duas fontes isotrópicas em anel, com energia de 159 keV, para se verificar a influência da proximidade de dois folículos na característica da imagem obtida e desse modo caracterizar a resolução em distância do sistema fonte-detector.

As imagens das figuras 4.25 e 4.29 apresentam os resultados da energia depositada por unidade de massa (MeV/g) em cada pixel da matriz 127 x 127 elementos.

4.10.1 Resultados da hipótese 9a - Matriz 1270 x 1270 μm e duas fontes volumétricas em anel com diâmetros diferentes e distanciadas de 39 μm entre si

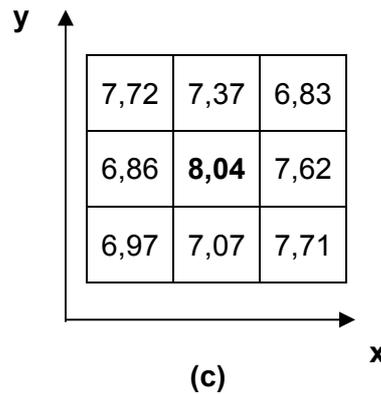
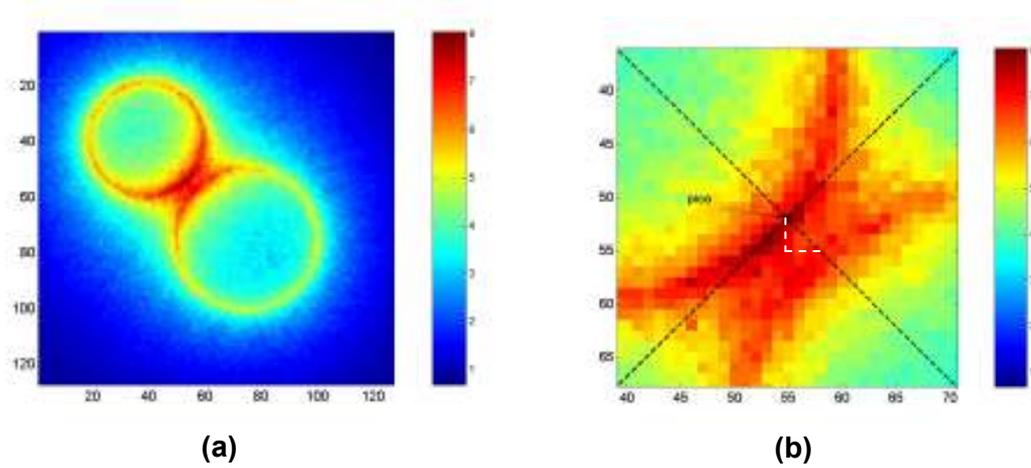


Figura 4.25: (a) Imagem bidimensional da interação de duas fontes volumétricas e isotrópicas em anel de 159 keV, com diâmetros de 420 μm e 520 μm posicionadas a 0,0001 cm de uma matriz detectora de 127 x 127 elementos de BGO. (b) Detalhe ampliado da região de aproximação dos dois folículos. (c) Os valores de energia depositadas $F(x,y)$ em MeV/g em cada elemento da vizinhança do pico revelam a razão de contraste da imagem.

Intensidade máxima: $8,045 \pm 0,261$ MeV/g Num. Hist: $1\text{E}+06$.

4.10.2 Resultados da hipótese 9b - Matriz 1270 x 1270 μm e duas fontes volumétricas em anel de diâmetros iguais e distanciadas de 4 μm entre si.

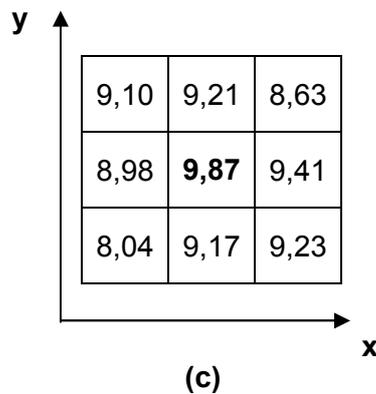
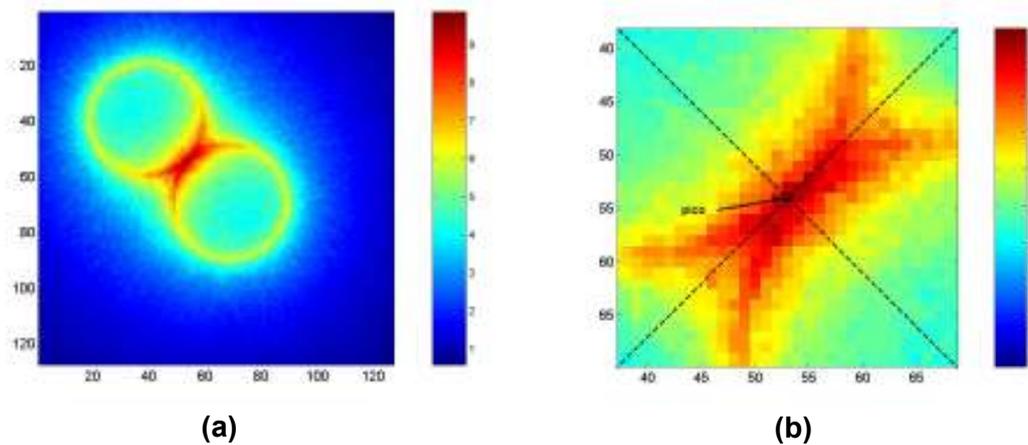


Figura 4.26: (a) Imagem bidimensional da interação de duas fontes volumétricas e isotrópicas em anel de 159 keV, com diâmetros de 420 μm posicionadas a 0,0001 cm de uma matriz detectora de 127 x 127 elementos de BGO. (b) Detalhe ampliado da região de aproximação dos dois folículos vizinhança de 8 do pico. (c) Os valores de energia depositadas $F(x,y)$ em MeV/g em cada elemento da vizinhança do pico revelam a razão de contraste da imagem.

Intensidade máxima: $9,870 \pm 0,288$ MeV/g Num. Hist: 1E+06.

4.10.3 Resultados da hipótese 9c - Matriz 1270 x 1270 μm e duas fontes volumétricas em anel de diâmetros iguais e distanciadas de 39 μm entre si.

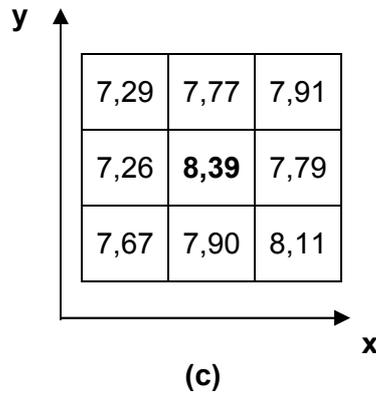
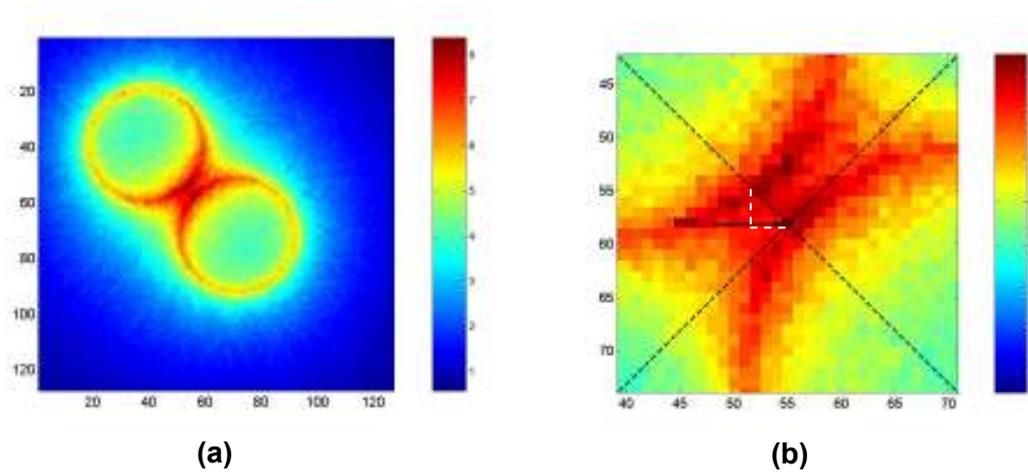


Figura 4.27: (a) Imagem bidimensional da interação de duas fontes volumétricas e isotrópicas em anel de 159 keV, com diâmetros de 420 μm posicionadas a 0,0001 cm de uma matriz detectora de 127 x 127 elementos de BGO. (b) Detalhe ampliado da região de aproximação dos dois folículos. (c) Os valores de energia depositadas $F(x,y)$ em MeV/g em cada elemento da vizinhança do pico revelam a razão de contraste da imagem.

Intensidade máxima: $8,391 \pm 0,232$ MeV/g Num. Hist: 1E+06.

4.10.4 Resultados da hipótese 9d - Matriz 1270 x 1270 μm e duas fontes volumétricas em anel de diâmetros iguais e distanciadas de 89 μm entre si.

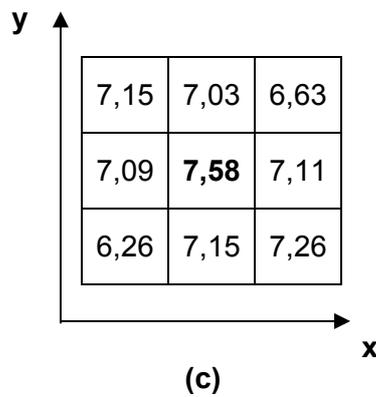
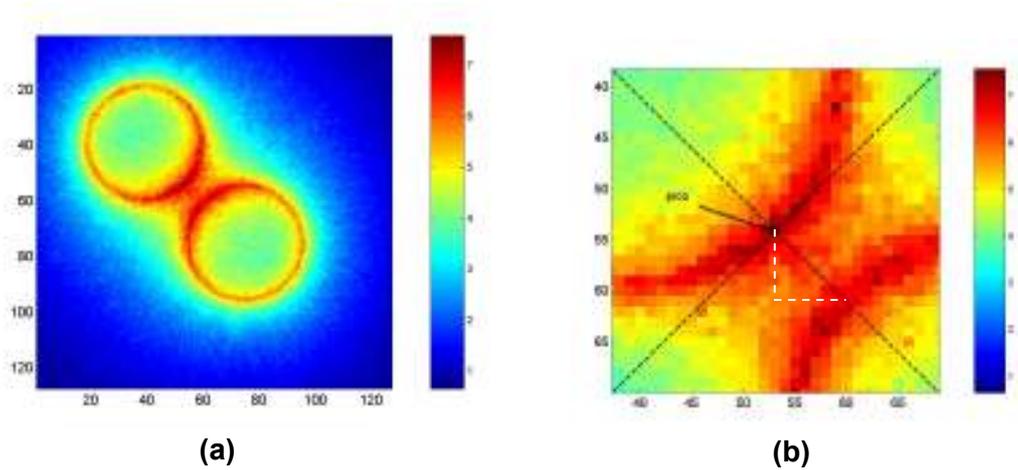


Figura 4.28: (a) Imagem bidimensional da interação de duas fontes volumétricas e isotrópicas em anel de 159 keV, com diâmetros de 420 μm posicionadas a 0,0001 cm de uma matriz detectora de 127 x 127 elementos de BGO. (b) Detalhe ampliado da região de aproximação dos dois folículos. (c) Os valores de energia depositadas $F(x,y)$ em MeV/g em cada elemento da vizinhança do pico revelam a razão de contraste da imagem.

Intensidade máxima: $7,583 \pm 0,234$ MeV/g Num. Hist: 1E+06.

4.10.5 Resultados da hipótese 9e - Matriz 1270 x 1270 μm e duas fontes volumétricas em anel de diâmetros iguais e distanciadas de 287 μm entre si.

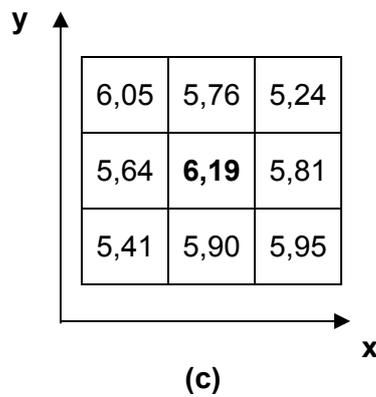
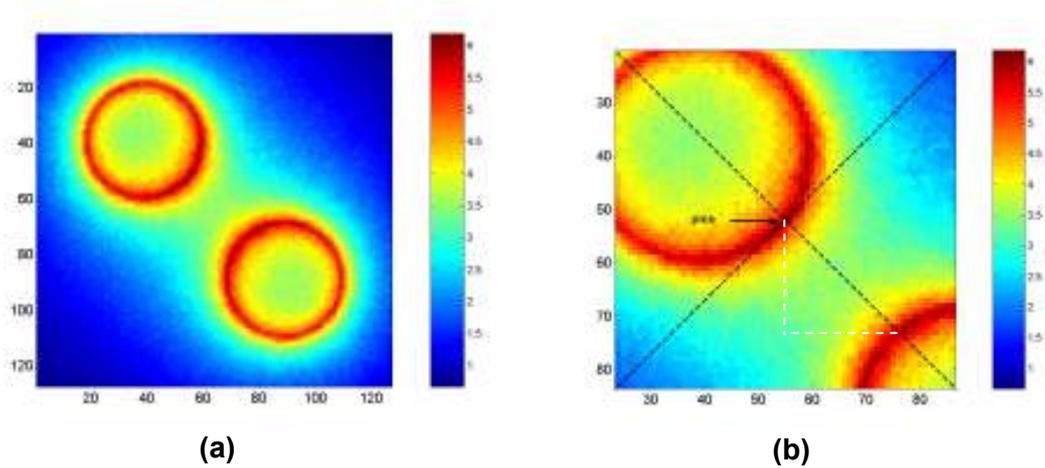


Figura 4.29: (a) Imagem bidimensional da interação de duas fontes volumétricas e isotrópicas em anel de 159 keV, com diâmetros de 420 μm posicionadas a 0,0001 cm de uma matriz detectora de 127 x 127 elementos de BGO. (b) Detalhe ampliado da região de aproximação dos dois folículos. (c) Os valores de energia depositadas $F(x,y)$ em MeV/g em cada elemento da vizinhança do pico revelam a razão de contraste da imagem.

Intensidade máxima: $6,194 \pm 0,141$ MeV/g Num. Hist: 2,5E+06.

Análise dos resultados da hipótese 9

Observa-se nos resultados apresentados nas figuras 4.25 a 4.29 e na tabela 4.21 que, comparativamente, a razão de contraste não apresenta variação relevante tanto em função do volume dos anéis quanto em relação a distância entre eles. Em todos os casos, também se pode observar que tanto para fontes com mesmo volume quanto de volumes diferentes, a maior interação da fonte com a matriz detectora ocorre sempre na região de proximidade entre os dois anéis.

De modo geral, verifica-se que as imagens obtidas em todas as sub-hipóteses simuladas se aproximam bem da imagem do modelo de fonte em anel, que representa a região do folículo contendo material radioativo, como pode ser visto na figura 4.30.

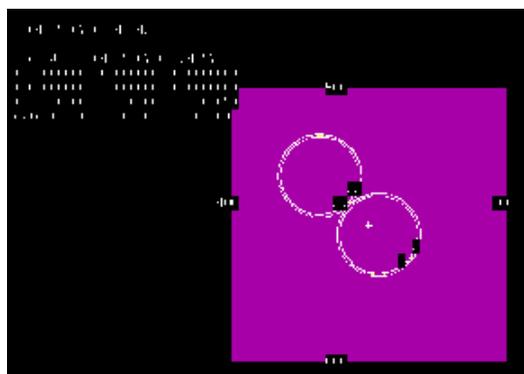


Figura 4.30: Modelo da imagem de duas fontes em anel com mesmo volume, simulada e apresentada pelo MCNP4B. A coroa circular de cada anel possui largura de $10 \mu\text{m}$.

Tabela 4.21: Variação da energia depositada na matriz detectora de BGO em função da distância mínima entre cada fonte volumétrica em anel. Massa (g) = $0,11408 \text{ E-}06$

Hipótese	Razão	Energia depositada Pico (MeV/g)	Energia total depositada Pico (MeV)
9a (diâmetros diferentes) $d = 39 \mu\text{m}$	1,11	8,04	0,92 E-06
9b (diâmetros iguais) $d = 4 \mu\text{m}$	1,07	9,87	1,13 E-06
9c (diâmetros iguais) $d = 39 \mu\text{m}$	1,09	8,39	0,96 E-06
9d (diâmetros iguais) $d = 89 \mu\text{m}$	1,07	7,58	0,86 E-06
9e (diâmetros iguais) $d = 287 \mu\text{m}$	1,07	6,19	0,71 E-06

A seguir são apresentados os resultados da hipótese 10.

4.11 Resultados da simulação da hipótese 10

(Fonte volumétrica isotrópica e matriz cintiladora de 1270 x 1270 μm com espessura de 1 mm, material refletor de MgO de 0,006 mm e variando o tipo de material detector)

Esta hipótese foi subdividida em seis sub-hipóteses, denominadas 10a, 10b, 10c, 10d, 10e e 10f, correspondendo a cada um dos seis tipos de detectores selecionados, ou seja: CsI (TI), BGO, CdWO_4 , LSO, GSO e GOS, respectivamente, e cujos resultados são apresentados a seguir.

Como no caso anterior, todas as hipóteses foram realizadas para duas fontes isotrópicas em anel, com diâmetros diferentes e energia de 159 keV, para se verificar a influência das características físicas do material detector na qualidade da imagem obtida e desse modo caracterizar o tipo de detector mais eficiente para a aquisição de uma imagem de ordem micrométrica.

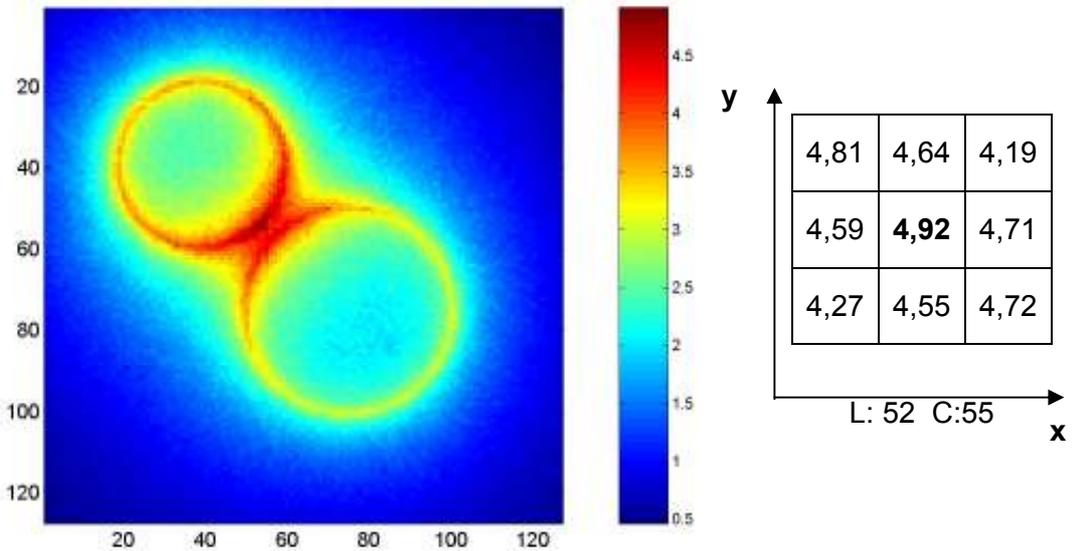
As imagens das figuras 4.31 e 4.33 apresentam os resultados da energia depositada por unidade de massa (MeV/g) em cada pixel da matriz 127 x 127 elementos.

Para facilitar a comparação dos resultados obtidos com cada um dos detectores aqui simulados os resultados também são apresentados em energia total depositada (MeV), ficando, portanto, a análise independente da densidade específica de cada material. As massas de cada elemento detector da matriz são apresentadas na tabela 4.22.

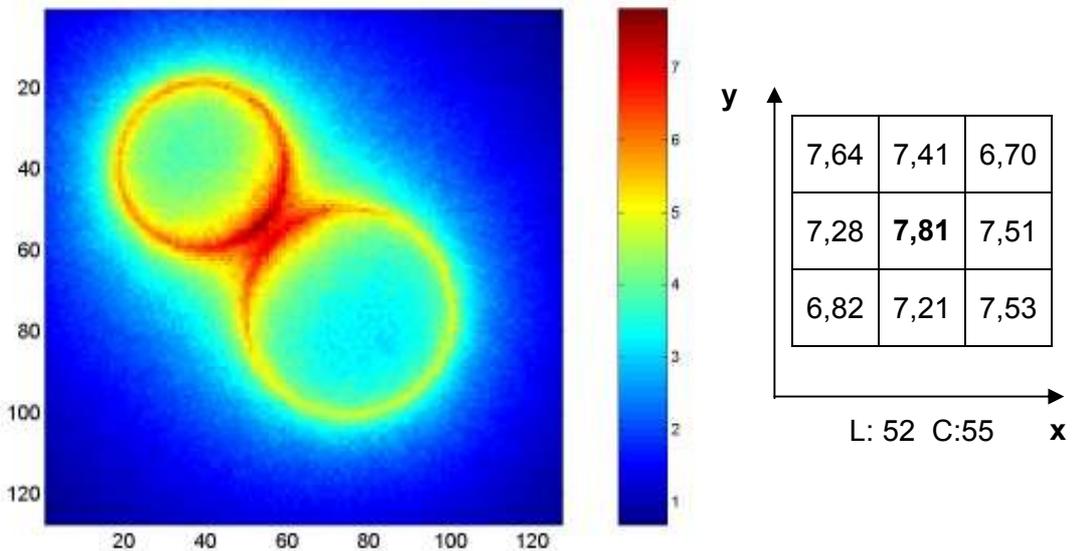
Tabela 4.22: Valores da massa de cada “voxel” do elemento detector da matriz de 127 x 127 elementos. O volume de cada “voxel” é de 16,0 E-06 mm^3

Material detector	Massa (g)
CsI(TI)	0,07216 E-06
GSO	0,10736 E-06
BGO	0,11408 E-06
GOS	0,11744 E-06
LSO	0,11840 E-06
CdWO_4	0,12640 E-06

4.11.1 Resultados das hipóteses 10a e 10b - Matriz 1270 x 1270 μm de **CsI(Tl)** e **BGO** com duas fontes volumétricas em anel de diâmetros diferentes e distanciadas de 39 μm entre si



(a) **CsI(Tl)** $F(x,y) \text{ máx} = 4,916 \pm 0,103 \text{ MeV/g}$

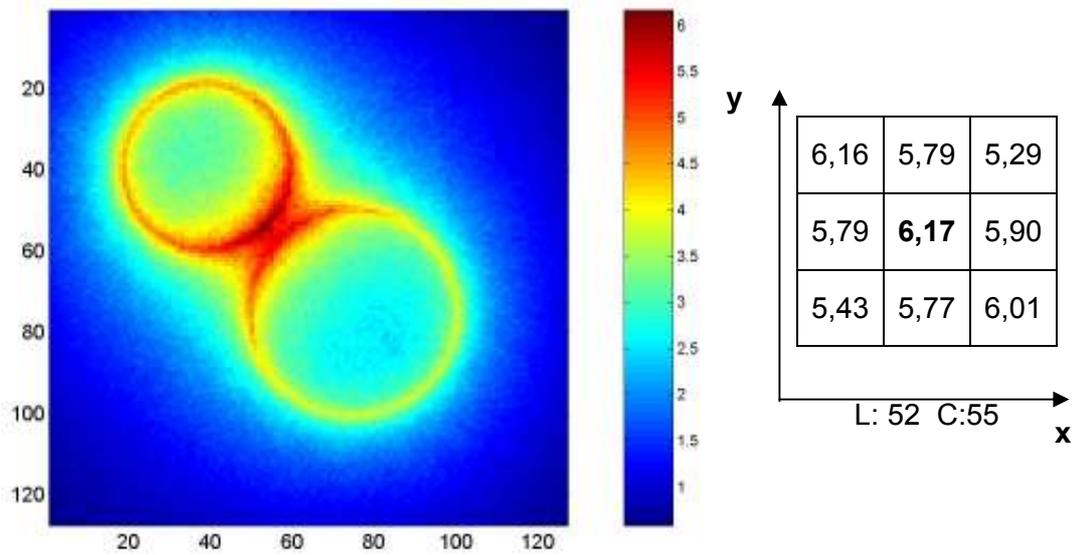


(b) **BGO** $F(x,y) \text{ máx} = 7,814 \pm 0,103 \text{ MeV/g}$

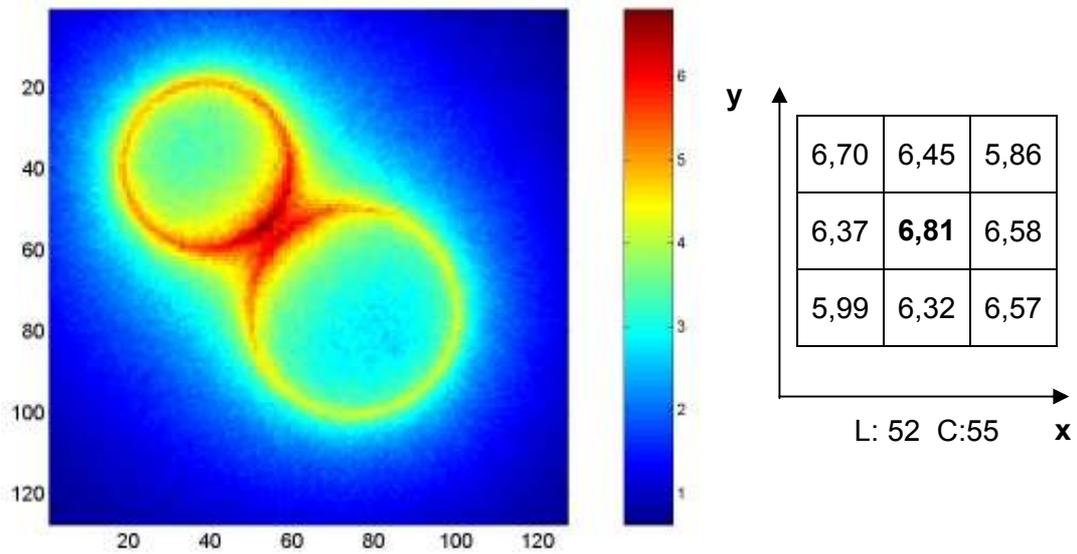
Figura 4.31: Imagem da interação de duas fontes volumétricas e isotrópicas em anel de 159 keV, com diâmetros de 420 μm e 520 μm posicionadas a 0,0001 cm de uma matriz detecedora de 127 x 127 elementos de **CsI(Tl)** (a) e de **BGO** (b).

Num. Hist: 2,2E+06.

4.11.2 Resultados das hipóteses 10c e 10d - Matriz 1270 x 1270 μm de CdWO_4 e LSO com duas fontes volumétricas em anel de diâmetros diferentes e distanciadas de 39 μm entre si



(a) CdWO_4 $F(x,y) \text{ máx} = 6,169 \pm 0,130 \text{ MeV/g}$

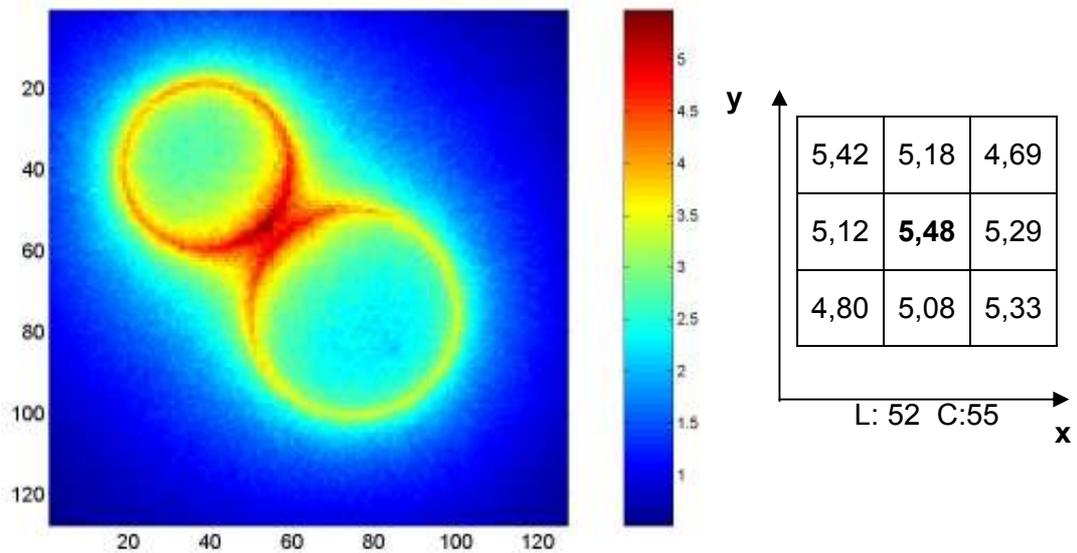


(b) LSO $F(x,y) \text{ máx} = 6,807 \pm 0,141 \text{ MeV/g}$

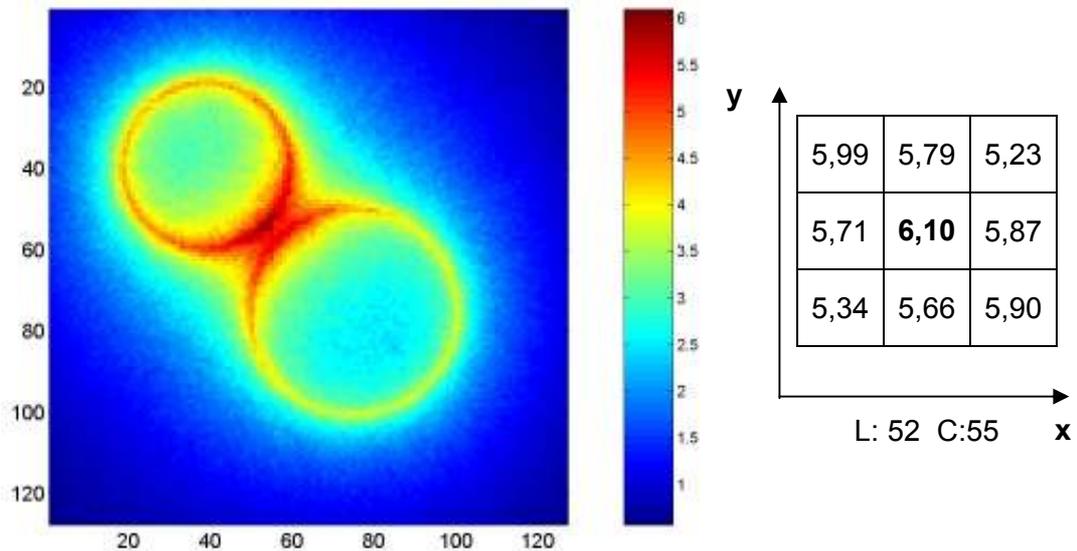
Figura 4.32: Imagem da interação de duas fontes volumétricas e isotrópicas em anel de 159 keV, com diâmetros de 420 μm e 520 μm posicionadas a 0,0001 cm de uma matriz detectora de 127 x 127 elementos de CdWO_4 (a) e de LSO (b).

Num. Hist: 2,2E+06.

4.11.3 Resultados das hipóteses 10e e 10f - Matriz 1270 x 1270 μm de GSO e GOS com duas fontes volumétricas em anel de diâmetros diferentes e distanciadas de 39 μm entre si



(a) **GSO** $F(x,y)$ máx = $5,478 \pm 0,113$ MeV/g



(b) **GOS** $F(x,y)$ máx = $6,105 \pm 0,126$ MeV/g

Figura 4.33: Imagem da interação de duas fontes volumétricas e isotrópicas em anel de 159 keV, com diâmetros de 420 μm e 520 μm posicionadas a 0,0001 cm de uma matriz detecedora de 127 x 127 elementos de **GSO** (a) e de **GOS** (b).

Num. Hist: 2,2E+06.

Análise dos resultados da hipótese 10.

Observa-se tanto nos resultados apresentados nas figuras 4.31 a 4.33 e na tabela 4.23 que, comparativamente, os valores de energia total depositada não dependem exclusiva e diretamente apenas da massa ou da densidade de cada tipo de material detector. O material de maior massa, no caso o CdWO_4 , não necessariamente apresentou o maior valor de energia depositada, cabendo ao detector BGO a maior energia depositada, seguido do detector LSO e do CdWO_4 .

O detector de CsI(Tl) , que por sua vez possui a menor massa, apresentou também o menor valor de energia total depositada.

Quanto à razão de contraste pode-se observar na tabela 4.24, que embora o detector de BGO tenha apresentado o maior valor de energia depositada, em todos os casos, os valores ficaram iguais e bem próximos de 1 (μm) e, portanto, visualmente, todas as imagens possuem o mesmo aspecto.

De um modo geral, verifica-se que as imagens obtidas em todas as sub-hipóteses simuladas se aproximam bem da imagem do modelo de duas fontes em anel, que representam a região do folículo contendo material radioativo, como pode ser visto na figura 4.30.

Tabela 4.23: Valores da maior energia total depositada no “voxel” do elemento detector da matriz de 127 x 127 elementos. Tamanho do “pixel” de 10 x 10 μm .

Material detector	Massa (g)	Energia depositada (MeV/g)	Energia total depositada (MeV)
CsI(Tl)	0,07216 E-06	4,916	3,744 E-07
GSO	0,10736 E-06	5,478	5,881 E-07
BGO	0,11408 E-06	7,814	8,914 E-07
GOS	0,11744 E-06	6,105	7,170 E-07
LSO	0,11840 E-06	6,807	8,059 E-07
CdWO_4	0,12640 E-06	6,169	7,798 E-07

Tabela 4.24: Variação da razão de contraste e da energia total depositada em função do tipo de material detector.

Hipótese	Razão	Energia depositada Pico (MeV/g)
10a (detector de CsI:TI)	1,06	4,92
10b (detector de BGO)	1,06	7,81
10c (detector de CdWO ₄)	1,06	6,17
10d (detector de LSO)	1,06	6,81
10e (detector de GSO)	1,06	5,48
10f (detector de GOS)	1,06	6,10

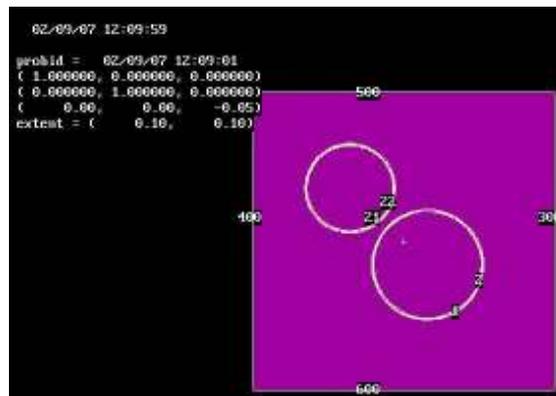


Figura 4.34: Modelo da imagem da fonte em anel simulando dois folículos e apresentada pelo MCNP4B. A coroa circular de cada anel possui largura de 10 μm .

4.12 Resultados da simulação da hipótese 11

(Matriz 1270 x 1270 μm de BGO e quatro fontes volumétricas em anel de diâmetros diferentes)

Esta hipótese foi realizada para se verificar o comportamento do sistema fonte - detector quando submetido à emissão radioativa de quatro fontes independentes e com volumes diferentes.

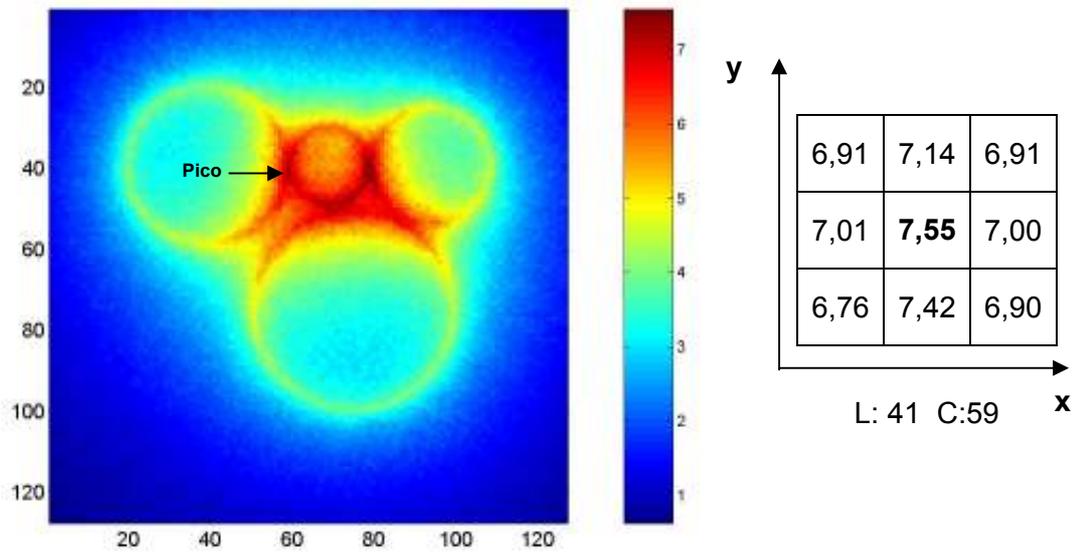
A posição entre cada uma das fontes foi escolhida de tal modo que os anéis ficassem bem próximos uns dos outros.

Nos casos anteriores, cada uma das fontes simuladas emitia com a mesma probabilidade, e verificou-se que nos resultados das imagens e intensidade de energia total depositada no detector sofre a influência do volume ou área de emissão das fontes. Desse modo, a probabilidade de emissão radioativa das fontes foi normalizada como mostra a tabela 4.25.

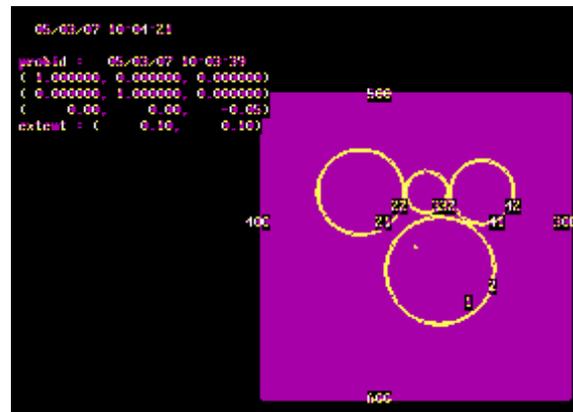
A imagem da figura 4.35 representa os resultados da energia depositada por unidade de massa (MeV/g) em cada pixel da matriz de 127 x 127 elementos.

Tabela 4.25: Normalização da emissão de cada fonte em função de sua área ou volume.

Fonte	Diâmetro externo (μm)	Volume (mm^3)	Prob. de emissão
1	200	59,69 E-6	14,29%
2	300	91,10 E-6	21,43%
3	400	122,52 E-6	28,57%
4	500	153,94 E-6	35,71%



(a) **BGO** $F(x,y)$ máx = $7,553 \pm 0,170$ MeV/g



(b)

Figura 4.35: Comparação entre (a) uma imagem simulada da interação de quatro fontes volumétricas e isotrópicas em anel de 159 keV com detector BGO, (b) o modelo da imagem da fonte em anel simulando dois folículos e apresentada pelo MCNP4B.

Análise dos resultados da hipótese 11.

Observa-se, que assim como nas hipóteses 9 e 10, a medida que há a aproximação entre duas ou mais fontes volumétricas, maior é a interferência devido ao efeito de espalhamento Compton sobre os elementos adjacentes e, portanto, os valores de pico tendem a aumentar em consequência disso. Entretanto, como os valores de probabilidade de emissão foram normalizados e corrigidos em função do volume de cada fonte, apenas o anel de menor volume aparece menos perceptível, porém, o valor de pico apresentado (7,553 MeV/g) ficou bem próximo do resultado que foi apresentado na hipótese 10b (7,814 MeV/g), sendo que no caso da hipótese 10b, havia a interferência de apenas uma fonte e as fontes estavam mais afastadas.

Verifica-se também que a imagem simulada obtida na figura 4.35a apresenta um ótimo contraste e se aproximam bem da imagem do modelo de quatro fontes em anel, que representam a região do folículo contendo material radioativo.

CAPÍTULO 5

DISCUSSÃO, CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

5.1 Discussão

Durante o desenvolvimento deste trabalho a meta principal foi identificar a geometria fonte - matriz detectora cintiladora cujo desempenho, avaliado em função da energia total depositada em cada elemento da matriz, fosse compatível com a aquisição e apresentação de uma imagem de ordem de grandeza micrométrica e com resolução da ordem de 10 μm , necessária para a observação e o estudo “in-vitro” da região folicular da glândula tireóide. A partir deste estudo foi possível caracterizar os componentes mais adequados para realizar esta tarefa.

Para alcançar este objetivo, o trabalho foi desenvolvido segundo uma metodologia que permitiu avaliar tanto os conceitos aplicados ao Método de Monte Carlo quanto às características da ferramenta de simulação utilizada, no caso, o programa MCNP4B.

Por se tratar de um programa que lida com um método probabilístico de transporte de partículas, todos os resultados de saída requeridos pelo usuário estarão sujeitos ao comportamento aleatório e aos prováveis efeitos físicos típicos do processo que envolve a interação da radiação gama com a matéria. Neste trabalho, o processo envolveu basicamente a interação da radiação emitida por uma fonte gama com uma matriz detectora de dimensões microscópicas.

Com o intuito de estudar este comportamento, como um processo de aprendizado, este trabalho de simulação foi realizado de forma gradual partindo-se inicialmente de uma geometria macroscópica, onde foi analisada uma matriz de 7 x 7 elementos, e “pixel” de 1 x 1 cm, até alcançar o objetivo final do trabalho que foi dimensionar uma matriz de 127 x 127 elementos e “pixel” de 10 x 10 μm , sempre em busca da melhor qualidade de imagem, que foi traduzida como uma função da “razão de contraste”.

Por meio dos experimentos simulados utilizando o Método de Monte Carlo foi possível realizar um conjunto representativo de hipóteses que permitiram estudar algumas geometrias fonte-detector, onde foram avaliados 6 (seis) tipos de materiais

detectores, com características físicas distintas, de modo a compor o sistema de imageamento proposto neste trabalho.

Ao longo das diversas simulações foram utilizadas variadas geometrias fonte – matriz detectora, onde foram também estudadas espessuras da matriz detectora variando de 10 mm a 1 mm. A fonte radioativa (objeto) foi posicionada de modo que fosse obtida a maior eficiência possível, de modo que foram simuladas condições de distância fonte-detector variando desde 0,5 cm até 0,0001 cm.

A incerteza associada aos resultados obtidos está diretamente ligada ao número de histórias de partículas envolvidas no processo de transporte da radiação bem como as características de alta probabilidade de interação para fótons de baixas e médias energias incidentes no material absorvedor.

O estudo simulado envolvendo um sistema fonte-detector, constituído de fonte volumétrica em anel com emissão isotrópica, resultou em tempos de execução do código (tempo de máquina) bem superiores àqueles obtidos com fonte pontual isotrópica, levando em média de 1 a 2 dias de tempo de simulação.

O bom desempenho de um equipamento, destinado à aquisição de uma imagem seja ela de ordem de grandeza macroscópica ou microscópica, está diretamente relacionado às características físicas do detector, de forma que, a escolha do tipo de detector adequado é um passo fundamental para se alcançar os resultados desejados.

A proposta de se utilizar o método de simulação computacional foi, portanto, uma escolha apropriada, pois permitiu de forma rápida e eficiente se avaliar um variado conjunto de hipóteses selecionadas, onde foi possível definir tanto os materiais do detector e do refletor quanto a geometria mais adequada para se obter a maior eficiência e resolução que o objetivo do trabalho exigia.

O papel do detector é, portanto, de suma importância, pois é principalmente dele que depende a eficiência de detecção do sistema fonte-detector. A escolha do material e da configuração mais adequadas para o detector tem como consequência uma maior probabilidade de interação dos fótons emitidos pela fonte com o meio detector, conduzindo dessa forma a uma maior energia depositada.

Foi estudado ao longo deste trabalho um conjunto de 11 (onze) hipóteses de simulação. Como se pode notar, existe ainda um variado número de hipóteses que podem ser simuladas e estudadas envolvendo um grande número de combinações dos materiais selecionados. Existe, portanto, a importante e difícil tarefa de se buscar dentre o conjunto de variáveis possíveis, aquelas que sejam mais adequadas à solução do problema em questão, ou seja, identificar o conjunto de variáveis; energia, material detector, área do detector, espessura do detector, material refletor, espessura

do refletor e distância fonte - detector que melhor satisfaçam as condições necessárias para que seja obtida uma reprodução o mais fiel possível da imagem do objeto ou amostra radioativa de glândula tireóide que se deseja observar.

Os materiais e seus respectivos parâmetros aqui selecionados para simulação se basearam em uma pesquisa realizada na literatura que trata de sistemas para aquisição de imagens de pequenos objetos. A literatura pesquisada apresentou alguns trabalhos que envolveram também a aplicação dos tipos de materiais detectores escolhidos para este trabalho, porém não foi encontrado nenhum artigo relacionado à aquisição de imagens por emissão radioativa envolvendo matrizes de detectores cintiladores com dimensões micrométricas.

Para finalizar nos resultados apresentados na forma de histogramas, em cada caso existe uma relação bem definida entre as amplitudes das contagens ou as energias depositadas no elemento da matriz correspondente à posição 1 (p_1) e nos elementos da vizinhança de 4 de p_1 ($N_4(p_1)$) e da vizinhança diagonal de p_1 ($N_D(p_1)$).

As razões $N_D(p_1)/p_1$ e $N_4(p_1)/p_1$ devem ser maximizadas para que seja obtida o melhor contraste do elemento de imagem p_1 em relação aos elementos vizinhos. A figura 3.3 apresentou a matriz onde pode ser visto os elementos correspondentes à vizinhança do elemento p_1 .

5.2 Conclusões

Os resultados apresentados neste trabalho, utilizando fonte volumétrica em forma de anel, mostram que é possível se obter uma imagem de folículos da glândula tireóide que se assemelha bem com aquela observada por um microscópio, como mostram as figuras 2.2a e 4.35, porém, deve-se lembrar que a avaliação de uma imagem médica é uma análise muito subjetiva e que, portanto necessita de um tratamento mais adequado para se chegar a resultados mais conclusivos.

Como um dos objetivos do trabalho foi o de realizar um estudo do comportamento da distribuição da energia total depositada em uma matriz detectora, para alguns tipos de detectores disponíveis no mercado, e, com o auxílio da vasta referência bibliográfica disponível na literatura, pode-se dizer que por este ponto de vista os resultados do trabalho foram significativos, uma vez que se conseguiu alcançar a resolução desejada de 10 μm , para todos os tipos de detectores avaliados,

necessária para a observação e o estudo “in-vitro” da região folicular da glândula tireóide.

Analisando-se os dados obtidos, conclui-se que o método de Monte Carlo, aplicado à simulação de transporte de partículas é uma forma rápida, confiável e não custosa para a determinação da geometria mais adequada para a modelagem do sistema proposto.

Para se obter uma estatística alta e confiável ($\sim 10^6$ contagens), necessária preferencialmente para a obtenção de resultados com os erros relativos (ou incertezas relativas) estimados requeridos para estudos de simulação e reconstrução de imagens (da ordem de 1%), o código muitas vezes precisa trabalhar com um histórico de vários milhões de eventos, resultando em um elevado tempo de CPU. Visando reduzir o tempo de execução do MCNP4B em análises comparativas, foram aceitos erros relativos menores que 5%. Porém, apesar do número de histórias ($2,5E+06$) com que o código foi configurado para trabalhar não haver atingido resultados com erro relativo estimado de 1%, os resultados foram de grande valia para a continuidade da pesquisa na busca dos resultados almejados.

Todos os resultados mostram que ocorre também deposição de energia nas células adjacentes à célula de interesse, logo, a necessidade de introdução de uma superfície de material refletor entre cada um dos “pixels” da matriz detectora contribuiu muito para a melhor definição da imagem em função da “razão de contraste”. O material refletor que apresentou melhor eficiência foi o MgO.

Com relação aos materiais detectores, pode-se concluir que o detector BGO apresentou maior eficiência de detecção comparado com o CsI(Tl). Este desempenho, entretanto, não tem relação direta apenas com a densidade física específica de cada material. O elemento de imagem formado por um detector BGO com refletor de MgO apresentou melhor desempenho em função da razão de contraste para a energia de 140 keV.

Percebe-se através dos resultados obtidos nas hipóteses de 1 a 7, que a metodologia adotada para determinação da “razão de contraste”, para as simulações com fonte pontual foram satisfatórias, uma vez que foi possível definir parâmetros importantes relativos tanto à geometria quanto aos materiais selecionados para simulação.

Analisando-se os resultados obtidos nas hipóteses de 8 a 11, pode-se concluir que a metodologia adotada para determinação da “razão de contraste”, para as simulações com fonte volumétrica não foi plenamente satisfatória. Entretanto, apesar da interferência que ocorre na imagem entre os vários folículos situados muito próximos um do outro, o resultado do contraste da imagem obtida foi satisfatória, onde

foi possível identificar claramente cada um dos folículos simulados. Esta interferência pode, entretanto, ser amenizada por intermédio da utilização de ferramentas apropriadas de tratamento de imagem.

Fica caracterizada portanto a matriz detectora de 127 x 127 elementos com “pixel” 10 x 10 μm constituída de detector do tipo BGO com espessura de 1mm e refletor de MgO com espessura de 0,006 cm como suficiente para atender o objetivo do estudo. Ficou claro que, para que seja obtida a maior eficiência absoluta de detecção, considerando uma matriz detectora de 1270 x 1270 μm com o objetivo de se adquirir uma imagem com resolução espacial de 10 μm , a amostra a ser observada deve ficar o mais próximo possível da janela do detector.

Diante dos resultados apresentados, pode-se concluir que a modelagem simulada do sistema fonte-matriz detectora e conseqüentemente a caracterização da geometria e dos parâmetros físicos estudados agregaram informações valiosas no sentido de no futuro se desenvolver um sistema completo de aquisição de imagens microscópicas em tempo real utilizando a técnica de emissão gama. Esta nova técnica poderá trazer grandes benefícios para estudos “in-vitro” da glândula tireóide uma vez que será possível observar imagens com qualidade compatível com aquela obtida por um microscópio convencional a um custo relativamente menor.

5.3 Sugestões para trabalhos futuros

O trabalho aqui apresentado procurou de modo prático definir o conjunto constituído de fonte e detector cintilométrico que, uma vez acoplado a um dispositivo fotossensor, seja o mais adequado para a aquisição de uma imagem bidimensional de ordem de grandeza micrométrica.

Este estudo ficou restrito apenas ao sistema-fonte detector onde foram obtidos os resultados de energia total depositada em cada célula de uma matriz detectora.

Fica, portanto, a proposta de dar continuidade aos estudos por simulação do processo com a simulação do transporte dos fótons de luz que são produzidos em conseqüência da energia depositada no detector, levando-se em consideração a eficiência quântica que relaciona o número de fótons de luz produzidos no meio detector com o número de fótons incidentes. Essa pesquisa deve também abranger o estudo do rendimento do sistema detector – dispositivo fotossensor, que depende do acoplamento entre o comprimento de onda ($h\nu$) dos fótons de cintilação produzidos

no detector e as especificações do comprimento de onda de maior emissão do dispositivo fotossensor.

Considerando as diversas possibilidades de simulações que ainda podem ser realizadas, segundo as definições de materiais e geometrias descritas neste trabalho, e observando-se o comportamento similar dos histogramas obtidos nas simulações, fica a sugestão de se tentar aplicar as técnicas de inteligência artificial como uma outra forma de escolha do conjunto ótimo de parâmetros que irão definir o sistema fonte – detector mais adequado.

Por meio de uma rede neural artificial (RN) pode-se, a partir de um conjunto de resultados de hipóteses previamente simuladas com o MCNP4B, por exemplo, identificar um algoritmo que realize a tarefa de “simular” o comportamento do método Monte Carlo e também conhecer (aprender) a regra que define o comportamento da deposição de energia nos elementos da matriz detectora.

Os resultados obtidos na saída da RN são então aplicados a um código de algoritmo genético (GA) que por sua vez terá como função identificar o conjunto ótimo de variáveis (hipóteses) relacionadas entre si que atendam as expectativas de obtenção de uma imagem com boa resolução espacial.

Uma vez encontrado o conjunto de parâmetros ótimo (PO) pelo GA, este conjunto pode ser simulado pelo código MCNP4B para que seja verificado, confirmado e validado o seu comportamento não linear e probabilístico (estocástico), característico do processo de interação da radiação com a matéria.

Como trabalho de pesquisa futuro fica também a oportunidade de se avaliar com mais detalhe as características das imagens obtidas, tendo como base de pesquisa o tema “qualidade de imagem em medicina”, do qual são exemplos: alguns trabalhos de Albuquerque et al, documentos da AIEA, e documentos da ICRU (em especial o ICRU Report 54 e ICRU Report 70).

CAPÍTULO 6

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALCÓN, Elmer P. Q., **Modelagem e projeto de detectores bidimensionais para radiação-X**. Tese de Doutorado, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2000.
- ATTIX, Frank H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. USA: A Wiley-Interscience publication, 1986.
- BEVINGTON, Philip R. **Data reduction and analysis for the physical sciences**. USA: Mc Graw-Hill, 1969.
- BICRON. **Corporation Brochure**. USA: 1991.
- BRIESMEISTER, J. F. **MCNP-A General monte carlo N-particle transporte code. Version 4b**. USA, 1997.
- BRIESMEISTER, J. F., **MCNP A general Monte Carlo code for neutron and photon transport**. Los Alamos National Laboratory Publication, LA 7396-M, 1986.
- CHERVU, Shanta ; CHERVU, L. Rao ; GOODWIN, Paul N. et al. **Thyroid uptake measurements with I-123: problems and pitfalls: concise communication**. Albert Einstein College of Medicine and Montefiore Hospital and Medical Center. NEW YORK: J. Nucl. Med 23: 667-670, 1982.
- CHUNG, Y. H.; CHOI, Y. et al. **Characterization of dual layer phoswich detector performance for small animal PET using Monte Carlo simulation**. Phys. Medical Biology, Vol. 49, 2881-2890. UK, 2004.
- CNEN-NE-3.05, Comissão Nacional de Energia Nuclear - CNEN. **Requisitos de radioproteção e segurança para serviços de medicina nuclear**. BRASIL: 1996.

- COLTON, T. **Statistics in medicine**. BOSTON: Little, Brown & Company, 1974. p. 199.
- CORBO, R. M., ¹²³I **contribuição na avaliação pré-radioterapia**. Tese de doutorado, Faculdade de Medicina – UFRJ, Brasil, 1995.
- DE GROOT, Leslie J.; LARSEN, P. Reed; HENNERMANN, G. **The thyroid and its diseases**. 6^a. ed. USA: Churchill Livingstone, 1999.
- DU, Y. F. ; KNOLL, G. F. et al. **Evaluation of a compton scattering camera using 3-D position sensitive CdZnTe detectors**. Nuclear Instruments & Methods in Physics Research, Vol. A 457, USA, 2001.
- EARLY, Paul J.; SODEE, D. Bruce. **Principles and practice of nuclear medicine**. USA: C. V. Mosby company, 1985.
- EG&G OPTOELETRONICS. **Image sensing and solid state camera products**. USA, 1997.
- EVANS, R. D. **The atomic nucleus**. USA: McGraw-Hill, 1955.
- FERGER, T. ; ABELE, H. et al. **The new station for fast radiography and tomography at the ILL in Grenoble**.
- FILETTI, Sebastiano, et al., **Sodium/iodide symporter: a key transport system in thyroid cancer cell metabolism**. European Journal of Endocrinology, 141 pp 443-457, 1999.
- FONSECA, Jairo S.; MARTINS, Gilberto de A., **Curso de Estatística**. 6^a ed. Atlas S. A., 1996.
- FUJITA, H et al. **A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography**. IEEE Trans. Med. Imaging 11 pp. 34-39, 1992.

- GOERTEN, L. A.; NAGARKAR, V.; STREET, R. A. et al. **A comparison of x-ray detectors for mouse CT imaging.** Physics in Medicine and Biology 49 pp 5251 – 5265, UK. 2004.
- GOERTZEN, A. L.; NAGARKAR, V. et al. **A comparison of x-ray detectors for mouse CT imaging.** Physics in Medicine and Biology Vol. 49, p. 5251 – 5265, UK, 2004.
- GONZALEZ, Rafael C.; WOODS, Richard E. **Digital image processing.** USA: Addison-Wesley, 1992.
- GRAEME, Jerald G., **Photodiode amplifiers: op amp solutions.** USA: McGraw-Hill, 1996.
- GRIGG, E. R. N. **The beginnings of nuclear medicine.** In: GOTTSCHALK, A., POTCHE, E. J. **Diagnostic nuclear medicine.** BALTIMORE: William's and Wilkins Co., 1976. p. 1- 4.
- GRUBER, J. G.; CHOONG, W.S. et al. **A compact 64 pixel CsI(Tl)/Si PIN photodiode imaging module with IC readout.** IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. 49, No. 1, USA, 2002.
- GUYTON, C. Arthur, **Fisiologia Humana.** 6^a. ed. USA. Guanabara Koogan, 1984.
- HABIB, Z, **Relevance of accurate Monte Carlo modeling in nuclear imaging.** Division of Nuclear Medicine, Geneve University Hospital- CH-1211, SWITZERLAND, 1999.
- HARBERT, John C.; ECKLEMAN, William C.; NEUMANN, Ronald D., **Nuclear medicine: Diagnosis and therapy,** USA, 1996.
- HAYKIN, Simon; VEEN, Barry V. **Sinais e Sistemas.** 2^a. ed. Porto Alegre – RS: Bookman, 2001
- HAYKIN, Simon. **Redes neurais: princípios e prática.** 2^a. ed. Porto Alegre – RS: Bookman, 2001

HUBBELL J. H. **Photon mass attenuation and energy-absorption coefficients from 1 keV to 20 MeV**, Int. Journal Applied Radiation Isotopes, 33, pp 1269 – 1290, USA, 1982.

INMETRO, **Guia para expressão da incerteza de medição**. 1ª ed. BRASIL, 1997.

INMETRO. **Vocabulário internacional de termos fundamentais e gerais de metrologia**. RIO DE JANEIRO: 1995. 52p.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY., **Quality control of nuclear medicine instruments**, IAEA, VIENA: 1991. (IAEA – TEC DOC- 602)

JAIN, Anil K., **Fundamentals of digital image processing**. USA: Prentice-Hall, Inc., 1989.

KAPLAN, Irving, **Física Nuclear**. Traduzido por José Goldemberg: 2ª ed. Guanabara Dois S. A, Rio de Janeiro, 1978.

KNOLL, Glenn F., **Radiation detection and measurement**. 2ª. ed. USA: John WILLEY & Sons, 1999.

KOHLBRENNER, Adrian ; HAMMERLE, S. et al. **A 3D microtomographic system with stacked fan-beam geometry**. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 443, pp. 531- 539, Switzerland, 1999.

KRUS, D. J. ; NOVAK, W. P. et al. **Precision linear and two-dimensional scintillation crystal arrays for x-ray and gamma ray imaging applications**. The SPIE International Symposium on Optical Science, Engineering and Instrumentation. Vol. 3768, USA, 1999.

KRUS, David J.; NOVAK William P.; PERNA, Lou. **Precision linear and two-dimensional scintillation crystal arrays for x-ray and gamma ray imaging applications**. The SPIE International Symposium on Optical Science, Engineering and Instrumentation. SPIE Vol. 3768, USA, 1999.

LARSEN, P. R.; DAVIES, T. F.; HAY, I. D., **Williams Textbook of Endocrinology**. 9th ed, Capítulo 11, pp 389 – 515, USA. 1998.

LEDERER, C. M.; SHIRLEY, V.S. et al. Table of isotopes. 7a. ed. USA: Willey – Interscience, 1978.

LEE, Kai H.; SIEGEL Michael. E. et al. **Discrepancies in thyroid uptake values. Use of commercial thyroid probe system versus scintillation cameras**. Clinical Nuclear Medicine, Vol 20, Number 3, pp 199 - 202. USA: 1995.

LOPES, J. D. R., **Caracterização morfológica e análise quantitativa de bactérias in vitro por técnicas nucleares de medidas**. Tese de doutorado, COPPE/UFRJ, Brasil, 2001.

Los Alamos, NM. Los Alamos National Laboratory, L.A.-12625

MAISEY, M.N. ; BRITTON, K. E. et al. **Clinical nuclear medicine**. LONDON: Chapman and Hall Ltda, 1983.

MALLARD, John R., IAEA. **The calibration and standardization of thyroid radioiodine uptake measurements**. Report of Group of Consultants. London: 1961.

MEYER, Paul L., **Probabilidade-aplicações à estatística**. 1^a ed. São Paulo. Universidade de São Paulo, 1972.

MONAJEMI, T. T. ; STECIW, S. et al. **Modeling scintillator – photodiodes as detectors for megavoltage CT**. Medical Physics, Vol. 31, No. 5, 2004.

NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. – NCRP. **Medical x-ray, electron beam and gamma-ray protection for energies up to 50 MeV: (equipment, design, performance and use)**: recommendations of NCRP. NCRP report; no. 102, USA: 1989.

PALMER, Edwin L.; SCOTT, James A.; STRAUSS, H. William. **Practical Nuclear Medicine**. USA: 1992.

PETER J. Hurley; MICHAEL N. Maisey et al. **A computerized system for rapid evaluation of thyroid function.** Journal of Clinical Endocrinology and Metabolism. USA, 1972.

POWSNER, Edward R.; RAESIDE, David E. **Diagnostic nuclear medicine.** USA: Grune & Stratton, 1971.

PRINCE, John R. ; DUKSTEIN, Walter G. et al. **An Evaluation of the 24-hour RAIU Test performed with an Anger Camera and a Pinhole Collimator.** Clinical Nucl. Medicine. 4 (11). 471, 1979.

QUIMBY, Edith. H.; FEITELBERG, Sergei et al. **Radioactive nuclides in medicine and biology.** 3^a ed. USA: Lea & Febiger, 1970.

REIMERS, P. ; GOEBBELS, J. ; WEISE, H. P. et al. **Some aspects of industrial non-destructive evaluation by X-ray and gamma ray computed tomography.** Nuclear Instruments and Methods in Physics Research 221, pp. 201- 206, North-Holland, Amsterdam, 1984.

REUVEN, Ruinstein Y., **Simulation and the Monte Carlo Method.** John Willey & Sons, 1981.

SILVA, C. B., **Medida da captação de iodo pela tireóide: análise comparativa entre sistema gama-câmara com colimador pinhole e sistema 13S002.** Dissertação de mestrado, - IME/RJ – Brasil, 2001.

SPANICK, Jerome, GELBARD, Ely M., **Monte carlo principles and neutron transporte problems,** Addison-Wesley, 1969.

SPIEGEL, Murray R., Phd, Tradução Pedro Cosentino, **Estatística,** 1^a ed., Ao Livro Técnico, 1968.

STEVENSON, William J., **Estatística aplicada à administração.** São Paulo: Harper & Row do Brasil, 1981.

TAUHATA, L.; ALMEIDA, E. S. de, **Estatística e teoria dos erros para radioproteção**. Instituto de Radioproteção e Dosimetria – CNEN, Rio de Janeiro.

TSOULFANIDIS, Nicholas, **Measurement and detection of radiation**. 2^a. ed. USA: Taylor & Francis, 1995.

UNICAMP, **Conceitos sobre processamento de imagem digital**, <http://www.dcc.unicamp.br/~cpg/disciplinas/98.02/Ementas/MO815.html>, São Paulo, 1998.

YANCH, J. C. et al. **Physically realistic Monte Carlo simulation of source, collimator and tomographic data acquisition for emission computed tomography**. Phys. Medical Biology, Vol. 37, No.4, 853-870. UK, 1992.

ANEXO A – DETALHES DE FUNCIONAMENTO DAS FIBRAS ÓPTICAS

Placas de Fibra Óptica Cintiladoras

Os dispositivos para imageamento com raios X conhecido como FOS (Fiber Optic Scintillation) se utilizam das placas de fibra óptica (FOP) recobertas com uma camada de material cintilador para raios X ou gama. A placa de fibra óptica é um dispositivo óptico que consiste de mais de 50 milhões de fibras de vidro de alguns microns de diâmetro, agrupadas paralelamente umas as outras.

Os dispositivos FOS, comparados as telas de fósforo convencionais proporcionam mais alta sensibilidade e resolução e permite a realização de radiografias digitais em tempo real quando utilizadas acopladas diretamente aos dispositivos CCD disponíveis comercialmente. As placas de fibra óptica utilizadas nos dispositivos FOS apresentam excelente característica de absorção para raios X permitindo que menos de 1% da radiação incidente na placa seja transferida para o CCD.

Esta característica protege o dispositivo foto sensor de deterioração e do aumento de ruído causado pela radiação direta dos raios-X, assegurando assim um tempo de vida maior do dispositivo CCD e conseqüentemente uma melhor qualidade da imagem adquirida. Valores típicos de resolução das FOS são da ordem de 20 lp/mm (fótons de luz por milímetro) utilizando cintilador de CsI(Tl). A produção de fótons de luz pode chegar a 80% quando comparado à tela de fósforo convencional. Diante dos vários formatos e tamanhos que os dispositivos FOS podem ser encontrados, suas aplicações são variadas, tais como: Diagnóstico dental, mamografia, inspeção não destrutiva de dispositivos semicondutores e imageamento por raios X.

A Fibra óptica nada mais é que um pedaço de “vidro” (sílica pura) em forma de fibra utilizada para conduzir luz de um ponto a outro. A fibra é constituída por dois tipos de “vidros” com índices de refração diferentes de forma que a luz incidente em uma de suas extremidades fique aprisionada em seu interior, como mostra a figura A1. Esta propriedade de aprisionamento da luz se deve à reflexão interna total que ocorre, sob certas condições, quando a luz passa de um meio com índice de refração maior (no caso o núcleo da fibra, n_1) para outro com índice de refração menor (no caso a casca da fibra, n_2). O índice de refração é a razão entre a velocidade da luz no vácuo e a velocidade da luz no meio.

A luz incidente no núcleo da fibra sofre múltiplas reflexões na interface entre o núcleo e a casca ficando, portanto aprisionada e podendo desta forma percorrer longas distâncias.

Princípio de funcionamento de uma Fibra Óptica

Conforme mostra a figura A1, a fibra óptica conduz luz em seu interior devido à reflexão interna total da luz. Na figura A2 abaixo, mostramos a luz saindo de um meio (vidro) com índice de refração (n_1) maior para outro com índice de refração menor, o ar (n_2). O raio incidente parte do vidro fazendo um ângulo ϕ_1 com a normal. O raio é transmitido ao ar fazendo um ângulo ϕ_2 diferente de ϕ_1 . Este efeito chamado de refração da luz é governado pela lei de Snell. O raio incidente, no entanto, não é totalmente transmitido ao ar, uma pequena porcentagem é refletida pela interface vidro-ar, como mostra a figura A2-a. Aumentando o ângulo do raio incidente verificamos que para um determinado ângulo que denominamos de ângulo crítico (ϕ_c), o raio que era transmitido ao ar, agora se propaga na superfície do vidro, não saindo totalmente do meio onde partiu, como mostra a figura A2-b. Este ângulo pode ser determinado precisamente pela razão entre os índices de refração do ar e do vidro.

Aumentando ainda mais o ângulo do raio incidente tal que este seja maior que o ângulo crítico ($\phi > \phi_c$), verificamos que o raio incidente é totalmente refletido pela interface vidro-ar. Este efeito é chamado de reflexão interna total como mostrado da figura A2-c. Este é o princípio de funcionamento das fibras ópticas. É claro que existem muitos detalhes práticos para implementar esta idéia em uma fibra, porém estes detalhes não nos dizem respeito neste momento.

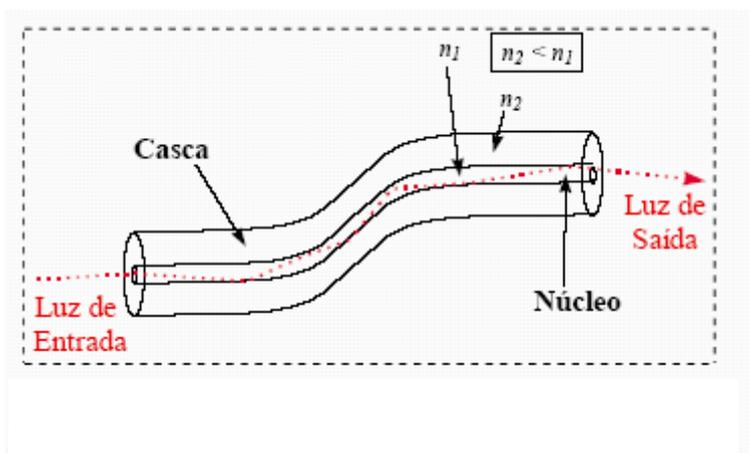


Figura A1: O raio de luz incidente na extremidade da fibra é guiado através da mesma devido à propriedade de reflexão interna total

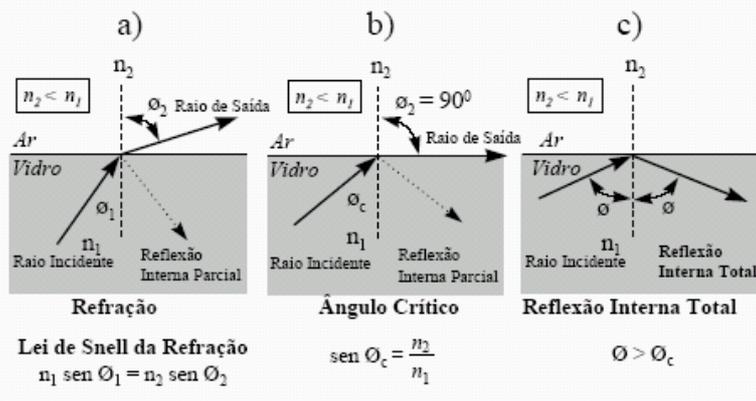


Figura A2: Representação esquemática da reflexão interna total da luz de acordo com a Lei de Snell da refração.

Estrutura interna de uma Fibra Óptica

Como dissemos antes, a fibra óptica possui dois tipos de vidro. A figura A3 abaixo mostra o perfil de uma fibra óptica ampliada muitas vezes para que possamos entender sua estrutura. O núcleo e a casca são feitos, a princípio, do mesmo tipo de vidro, a sílica ultra-pura. Porém, para que haja reflexão interna total da luz na superfície formada pelo núcleo e a casca, o núcleo da fibra é dopado com elementos tais como Alumínio, Fósforo ou Germânio a fim de aumentar seu índice de refração.

O índice de refração da casca é tipicamente $n_2 = 1.460$, e o do núcleo dopado é um pouco maior $n_1 = 1.465$. A diferença é pequena, porém, suficiente para a fibra guiar luz no interior do núcleo.

Assim como os fios de metal, normalmente de cobre, são utilizados como meio de transporte para os elétrons, as fibras ópticas, normalmente a sílica, são utilizadas para transporte dos fótons (luz). Em outras palavras as fibras ópticas são utilizadas como meio de transmissão das ondas eletromagnéticas na faixa de luz.

O que ocorreu nas últimas década com as fibras ópticas de sílica, ocorre hoje com as fibras ópticas plásticas, ou poliméricas, POF(Plastic Optical Fiber). A tecnologia das POFs apresenta praticamente todas as vantagens (com exceção da transparência óptica das fibras) proporcionadas pela tecnologia das fibras de sílica, e mais algumas como: baixo custo de fabricação, robustez, facilidade e segurança para manipulação.

As matérias-primas das POFs são os polímeros, que se constituem de materiais com longas cadeias moleculares de natureza orgânica e apresentam a mesma

transparência óptica quando comparados com os vidros daí seu difundido uso na fabricação de lentes para óculos. A tabela 1 apresenta as características básicas dos principais tipos de fibras ópticas encontradas comercialmente.



Figura A3: Seção transversal de uma fibra óptica . O núcleo, por onde a luz é conduzida, é cerca de 10 vezes menor que a casca.

Tabela 1: Lista dos materiais acopladores ópticos selecionados para simulação.

Material	Composição	Descrição do acoplador óptico	Densid. (g/cm ³)
1	SiO ₂	Fibra Óptica – Sílica rígida	2,65
2	Polímero	Fibra Óptica Plástica	

Fonte: International Workshop on Polymer Optical Fibers, UNICAMP – Campinas – SP e UFRJ – Rio de Janeiro –RJ. 2006.

ANEXO B – CÓDIGO *.INP

31 px -0.5
 32 py 0.5
 33 py -0.5
 34 pz 0.5
 35 pz -0.1
 C
 301 PX 0.5
 302 PX -0.5
 303 PY 0.5
 304 PY -0.5
 305 PZ 0.5 \$ espessura de radiacao de 1 cm
 306 PZ -0.5
 C

C *****

C BLOCO DE DADOS

C

MODE P, E \$ Photons e Elétrons

C

SDEF POS 0 0 -1 ERG=0.364 PAR=2 \$ Fonte gama pontual

C

c SDEF ERG=D1 PAR=2 AXS 1 1 1 EXT=D2 RAD=D3

c SI1 L 0.140

c SP1 1

c SI2 H -0.5 0.5

c SI3 H 0.5 1.0

C *****

C DEFINICAO DE MATERIAIS

C

M1 7014 -0.755 8016 -0.232 18040 -0.013 \$ ar

c M2 055133 0.5 053127 0.5 \$ Csl

M12 83000 0.2105 32000 0.1579 8016 0.6316 \$Bi4Ge3O12 dens=7,13 g/cm3

c M3 13027 1 \$ Aluminio-27 nat dens=2,7 g/cm3

M4 12024 0.5 8016 0.5 \$ MgO separador density=3,60 g/cm3

M5 1001 0.667 8016 0.333 \$ Agua

C M6 7014 -0.026 8016 -0.762 1001 -0.101 6012 -0.111 \$ tecido

C

C *****

C

C TALLY - RESPOSTA DESEJADA

C

F6:p 3 \$ Energy depo em mev/g na celula

F26:p 5

F46:p 7

f16:p (3<2[-3:3 -3:3 -1:1])

C

NPS 1000000 \$ numero de historias

print 128

GLOSSÁRIO DE TERMOS TÉCNICOS E EXPRESSÕES USADAS

AFECÇÃO: processo mórbido considerado em suas manifestações atuais, com abstração de sua causa primordial; doença.

ANAMNESE: obtenção de informação do paciente acerca do princípio e evolução de uma doença até a primeira observação do médico.

ANATOMIA: Ciência que trata da forma e da estrutura dos seres organizados.

CARCINOMA: tumor maligno constituído por células epiteliais, com tendência a invadir as estruturas próximas e a produzir metástase.

COLÓIDE: Mistura de substâncias em que uma delas está completamente espalhada na outra, mas não dissolvida.

FISIOLOGIA: Parte da Biologia que investiga as funções orgânicas, processos ou atividades vitais, como o crescimento, a nutrição, a respiração, e etc.

GOITER : Bócio, trata-se de uma condição médica em que a glândula tireóide se apresenta com dimensões acima do normal, normalmente causado por alguma deficiência do organismo (corpo) de certas substâncias químicas.

HISTOLOGIA: Estudo da formação ou disposição e função dos tecidos orgânicos.

ISTMO: porção estreita de tecido que une o lobo direito da glândula tireóide ao lado esquerdo.

LOBO: porção de um órgão demarcada com maior ou menor nitidez, como por ex., no cérebro, na glândula tireóide, etc.

MEDIASTINO: espaço no tórax, compreendido entre o esterno na frente, a coluna vertebral atrás, a base do pescoço por cima e o músculo diafragma por baixo.

METASTASES: aparecimento de um foco secundário, a distância, no curso de evolução de um tumor maligno ou de um processo inflamatório.

PATOLOGIA: Parte da medicina que se ocupa das doenças, suas origens, sintomas e natureza. Fonte: Aurélio

DOT PITCH: Distância entre o centróide de dois pixels adjacentes.

PIXEL: Abreviatura do termo em inglês “ Picture elements” que representa a menor unidade de uma imagem digital.

PROTÉICO: Relativo a proteínas ou à albumina.

PROTEÍNA: Cada uma das substâncias de elevada massa molecular, composta de carbono, hidrogênio e nitrogênio, e as vezes também enxofre e fósforo, e que são elementos essenciais de todas as células dos seres vivos.

SÉRICA: relativo ao soro.

TRAÇADOR: nuclídeo radioativo usado para marcar uma fase, ou uma molécula em um sistema, com a finalidade de se acompanhar as transformações da fase ou da molécula, em um processo de evolução do sistema.

SÓLIDOS AMORFOS: são sólidos que não apresentam ordem estrutural num estado normal, mas somente em dimensões atômicas, com poucas unidades atômicas. Também são chamados de não-cristalinos. Outros sólidos apresentam alguma ordem em seu estado normal, diferentemente dos amorfos, significando que sua estrutura se repete em distâncias bem menores que a de outros sólidos, em relação ao tamanho do sólido. Exemplos de sólidos amorfos: vidro, plástico, vários polímeros e várias substâncias orgânicas que parecem, mas não são cristalinas.