



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MODELAGEM COMPUTACIONAL

FRANSUELEN CORVO RETZLAF

**ANÁLISE DA INFLUÊNCIA ENERGÉTICA DA ADIÇÃO DE UMA PELÍCULA  
DE ALUMÍNIO NA JANELA DE ENTRADA DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO  
UTILIZANDO O CÓDIGO MONTE CARLO PENELOPE**

Rio Grande

2015

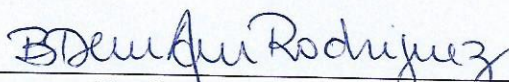
FRANSUELEN CORVO RETZLAF

“ ANÁLISE DA INFLUÊNCIA ENERGÉTICA DA ADIÇÃO DE UMA PELÍCULA DE ALUMÍNIO NA JANELA DE ENTRADA DE CÂMERAS DE IONIZAÇÃO UTILIZANDO O CÓDIGO MONTE CARLO PENELOPE ”

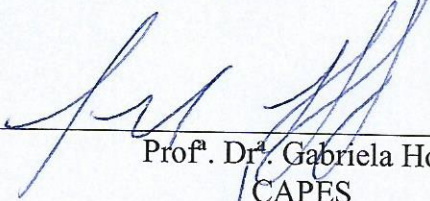
Dissertação apresentada ao Programa de Pós Graduação em Modelagem Computacional da Universidade Federal do Rio Grande - FURG, como requisito parcial para obtenção do Grau de Mestre. Área concentração: Modelagem Computacional.

Aprovada em

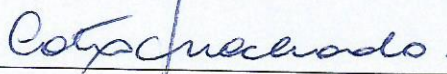
BANCA EXAMINADORA



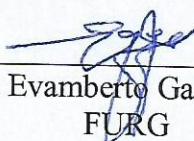
Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Bárbara Denicol Rodríguez  
Orientadora – FURG



Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Gabriela Hoff  
CAPES



Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Catia Maria Machado  
FURG



Prof. Dr. Evamberto Garcia de Góes  
FURG

Rio Grande - RS  
2015

FRANSUELEN CORVO RETZLAF

**ANÁLISE DA INFLUÊNCIA ENERGÉTICA DA ADIÇÃO DE UMA PELÍCULA  
DE ALUMÍNIO NA JANELA DE ENTRADA DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO  
UTILIZANDO O CÓDIGO MONTE CARLO PENELOPE**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional da Universidade Federal do Rio Grande – FURG, como requisito para obtenção do título de Mestre em Modelagem Computacional.

**Orientadora:**

**Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Bárbara Denicol  
do Amaral Rodriguez.**

**Coorientador:**

**Prof. Dr. Renato Glauco de  
Souza Rodrigues.**

Rio Grande

2015

## **AGRADECIMENTOS**

À minha orientadora, professora Dra. Bárbara Denicol do Amaral Rodriguez, pela orientação e conhecimentos passados.

Ao meu coorientador, professor Dr. Renato Glauco Rodrigues, pela coorientação e conhecimentos passados.

Ao meu noivo José Alfredo Júnior, por sua paciência e companheirismo nos momentos difíceis.

Aos meus pais Valdir e Magna, por terem acreditado em mim e por todo apoio emocional.

Aos professores que formaram minha banca, pelas contribuições importantes para o aperfeiçoamento do trabalho.

Ao Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional, pela infraestrutura oferecida e pela oportunidade de desenvolver esse trabalho.

À CAPES pelo apoio financeiro.

## RESUMO

Este trabalho aborda um tópico extremamente importante relacionado à utilização de radiação ionizante aplicada à medicina que é a determinação da dose recebida pelo paciente. Nos procedimentos diagnósticos o conhecimento dessa dose é importante para otimização da qualidade da imagem e para fins de proteção radiológica. A dosimetria das radiações ionizantes exige a utilização de instrumentação especializada, atendendo à necessidade da situação clínica. Existem diversos tipos de detectores aplicados em dosimetria do radiodiagnóstico. A câmara de ionização é o detector de radiação mais utilizado, geralmente porque ela apresenta alta precisão e uma dependência energética pequena dentro de um amplo intervalo de energias. Especificar uma configuração que otimize a resposta desses detectores é de fundamental importância para que os princípios de proteção radiológica estabelecidos pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) sejam alcançados. Uma das maneiras de se determinar parâmetros de construção ótimos para as câmaras é a utilização de métodos experimentais, porém, esses métodos consomem muito tempo para execução e recursos financeiros. Para alcançar o objetivo de melhorar as configurações das câmaras, a simulação computacional surge como uma alternativa conveniente. O código de simulação PENELOPE é um código Monte Carlo que permite a modelagem de transporte de fótons e elétrons de baixas energias em meios materiais. No presente trabalho é utilizado o código de simulação Monte Carlo PENELOPE com o objetivo de verificar a influência energética da adição de uma película de alumínio na janela de entrada das câmaras de ionização, através da energia absorvida pelo volume de ar presente nas câmaras de ionização simuladas. A fim de se obter uma melhor configuração das câmaras de ionização com o objetivo de otimizar a resposta dos detectores utilizados na dosimetria de feixes de Raios X na faixa de energia utilizada no radiodiagnóstico.

**Palavras-chave:** Câmara de ionização, Simulação Monte Carlo, PENELOPE, Radiodiagnóstico.

## ABSTRACT

This work deals with an extremely important topic related to the use of ionizing radiation applied to medicine is to determine the dose received by the patient. In diagnostic procedures knowledge of this dose is important for optimizing the image quality and radiation protection purposes. The dosimetry of ionizing radiation requires the use of specialized instrumentation, given the need of the clinical situation. There are several types of detectors applied in radiodiagnostic dosimetry. The ionization chamber is used as radiation detector, usually because it has a high precision and a small energy dependency within a broad range of energies. Specify a configuration that optimizes the response of these detectors is of fundamental importance to the principles established by the National Nuclear Energy Commission are achieved. One of the ways to determine optimal construction parameters for the cameras is to use experimental methods, however, these methods they require a long time for execution and high financial resources. To achieve the goal of optimizing the camera settings, the computer simulation arises as a convenient alternative. The PENELOPE simulation code is a Monte Carlo code that allows the simulation of photon interactions and low energy electrons. In present work is used a simulation Monte Carlo PENELOPE code in order to verify the energetic influence of the addition of an aluminum film in entrance window of the ionization chamber through the energy absorbed by the volume of air present in the simulated ionization chambers. In order to obtain optimum configuration of ionization chambers in order to optimize the response of detectors used in dosimetry of X-ray beams in the energy range used in diagnostic radiology.

**Keywords:** Ionization chamber, Monte Carlo simulation, PENELOPE, Diagnostic radiology.

## Lista de Siglas

BIPM	Bureau International des Poids et Mesures
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
DCS	Differential Cross Sections
ENIAC	Electronic Numerical Integrator Analyzer and Computer
IAEA	International Atomic Energy Agency
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
MMC	Método Monte Carlo
PDF	Probability Distribution Functions
PMMA	Polimetil-metacrilato
PTB	Physikalisch – Technische Bundesanstalt, Alemanha
SI	Sistema Internacional de Unidades
TC	Tomografia Computadorizada

## Lista de Figuras

Figura 1: Predominância de efeitos de interação da radiação de feixes de fótons em função da energia e número atômico do material.....	20
Figura 2: Esquema do efeito fotoelétrico. ....	22
Figura 3: Coeficiente de atenuação mássico de um feixe de fótons pelo efeito fotoelétrico na água, $\kappa/\rho$ . ....	22
Figura 4: Esquema do efeito Compton. ....	23
Figura 5: Coeficiente mássico de atenuação de um feixe de fótons pelo efeito Compton na água, $\sigma/\rho$ .....	24
Figura 6: Câmara de ionização de placas paralelas .....	32
Figura 7: Forma reduzida das superfícies não planas e seus índices.....	44
Figura 8:Exemplo de geometria simples, uma seta dentro da esfera .....	45
Figura 9: Estrutura do pacote de simulação Monte Carlo PENELOPE. ....	48
Figura 10: Geometria da câmara composta de PMMA e preenchida com ar.....	52
Figura 11: Geometria da câmara composta de PMMA e preenchida com ar com uma placa de alumínio na janela de entrada da câmara.....	53
Figura 12: Energia absorvida pelo ar na câmara referência composta por PMMA preenchida com ar.....	56
Figura 13: Energia absorvida pelas paredes de PMMA na câmara referência.....	56
Figura 14: Gráfico comparativo entre a câmara referência e a câmara com película de alumínio com espessura de 0,1 mm, quanto a energia absorvida pelas paredes de PMMA.....	57
Figura 15: Gráfico comparativo entre a câmara referência e a câmara com película de alumínio de 0,1 mm de espessura, quanto a energia absorvida pelo volume sensível (ar). ....	58
Figura 16: Gráfico comparativo entre a câmara referência e a câmara com película de alumínio com espessura de 0,2 mm, quanto a energia absorvida pelas paredes de PMMA.....	59
Figura 17: Gráfico comparativo entre a câmara referência e a câmara com película de alumínio de 0,2 mm de espessura, quanto a energia absorvida pelo volume sensível (ar). ....	59



Figura 18: Gráfico comparativo entre a câmara referência e a câmara com película de alumínio com espessura de 0,3 mm, quanto a energia absorvida pelas paredes de PMMA.....	60
Figura 19: Gráfico comparativo entre a câmara referência e a câmara com película de alumínio de 0,3 mm de espessura, quanto a energia absorvida pelo volume sensível (ar). .....	60
Figura 20: Comparação entre as câmaras simuladas com adição de alumínio na janela de entrada, quanto a quantidade de energia absorvida pelo volume sensível (ar) .....	61
Figura 21: Gráfico da razão entre o coeficiente de atenuação linear teórico e o simulado, em função das espessuras de alumínio testadas e da variação da energia. ....	61

## Lista de Equações

Equação 1: Quantidade de fótons absorvidos.....	19
Equação 2: Lei de atenuação exponencial.....	19
Equação 3: Número de fótons transmitidos.....	20
Equação 4: Energia do elétron arrancado.....	21
Equação 5: Relação entre o desvio do fóton e a perda de energia.....	24
Equação 6: Seção de choque diferencial.....	25
Equação 7: Fator Klein-Nishina.....	25
Equação 8: Seção transversal atômica para espalhamento Rayleigh.....	25
Equação 9: Exposição.....	26
Equação 10: Dose absorvida.....	28
Equação 11: Kerma.....	29
Equação 12: Fator de correção para câmaras não-seladas.....	31
Equação 13: Equação das superfícies quádricas.....	42
Equação 14: Equação reduzida das superfícies quádricas.....	42
Equação 15: Lei da atenuação exponencial.....	54

## **Lista de Tabelas**

Tabela 1: Quádricas reduzidas.....	43
Tabela 2: Variáveis de entrada das simulações e suas respectivas funções. ....	50

# SUMÁRIO

RESUMO .....	I
ABSTRACT .....	II
Lista de Siglas.....	III
Lista de Figuras .....	IV
Lista de Equações .....	VI
Lista de Tabelas .....	VII
1. INTRODUÇÃO.....	10
2. OBJETIVOS.....	16
2.1 GERAL .....	16
2.2 ESPECÍFICOS.....	16
3. JUSTIFICATIVA.....	17
4. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA .....	19
4.1 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA .....	19
4.1.1 EFEITO FOTOELÉTRICO.....	21
4.1.2 EFEITO COMPTON .....	23
4.1.3 ESPALHAMENTO RAYLEIGH .....	25
4.2 CÁLCULO DE DOSE ABSORVIDA .....	26
4.2.1 EXPOSIÇÃO.....	26
4.2.2 RADIAÇÃO IONIZANTE.....	27
4.2.3 DOSE ABSORVIDA .....	28
4.3 DETECTORES DE RADIAÇÃO .....	30
4.3.1 CÂMARAS DE IONIZAÇÃO .....	30
5 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL.....	33
5.1 MÉTODO MONTE CARLO .....	33
5.2 APLICAÇÕES DO MÉTODO MONTE CARLO NA FÍSICA MÉDICA.....	35
5.4 PENELOPE.....	38
5.4.1 ARQUIVOS FORTRAN .....	39
5.4.2 O PACOTE PENGEOM .....	40
5.4.3 SUPERFÍCIES QUÁDRICAS .....	42
5.4.4 DEFINIÇÃO DE MÓDULOS E SUBMÓDULOS .....	45
5.4.5 PROGRAMAS PRINCIPAIS (MAINS).....	47
5.4.6 ESTRUTURA DO CÓDIGO.....	47

6. MATERIAIS E MÉTODOS .....	49
6.1 PARÂMETROS DE ENTRADA DA SIMULAÇÃO.....	49
6.2 CONSTRUÇÃO DAS GEOMETRIAS.....	52
6.3 COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR.....	53
7. RESULTADOS E DISCUSSÕES .....	55
8. CONCLUSÕES.....	63
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS: .....	65

# 1. INTRODUÇÃO

A descoberta dos Raios X por Wilhelm C. Roentgen em 1895 e a descoberta do primeiro radionuclídeo, o Radio-226, em 1896 por Pierre e Marie Curie marcaram o início de um novo ramo da Física, denominado Física Médica. Logo depois de descobertos, os Raios X começaram a ser utilizados em diagnóstico e terapias. A falta de conhecimentos técnicos e científicos levou à utilização indiscriminada e ao aparecimento de inúmeras e graves complicações levando as aplicações médicas ao descrédito. No entanto, os progressos na Física Médica na década de 30 permitiram quantificar as doses de radiação e estabelecer uma relação entre quantidade e efeito biológico [RODRIGUEZ, 2007]. Recentemente, os avanços na tecnologia tornaram o uso das radiações ionizantes cada vez mais difundido nas mais diversas áreas da atividade humana: na medicina, a radiação ionizante é amplamente utilizada em práticas diagnósticas e terapêuticas; na indústria ela tem sido usada no controle de qualidade de peças, no controle de gramatura, em indicadores de nível, na cura de tintas, em aperfeiçoamento de polímeros, em irradiadores de grande porte para esterilização de material médico, entre outros [BESSA, 2007].

Um tópico extremamente importante relacionado à utilização de radiação ionizante aplicada à medicina é a determinação da dose recebida pelo paciente. Nos procedimentos diagnósticos como, por exemplo, exames de Raios X, medicina nuclear e tomografia computadorizada (TC), o conhecimento da dose recebida pelo paciente é importante para otimização da qualidade da imagem e para fins de proteção radiológica. Essa preocupação com a proteção radiológica justifica-se pelo fato de que as exposições resultantes de procedimentos relacionados ao radiodiagnóstico são responsáveis pela maior contribuição da exposição da população à radiação. Além da aplicação de radiações ionizantes em procedimentos diagnósticos, também é possível observar sua utilização em terapia para o tratamento de tumores. Neste caso, uma dose elevada (na ordem de Gy) chega ao tumor, e a eficácia do tratamento dependerá da dose liberada ao paciente, com uma incerteza de no máximo 5% [IAEA, 2004].

A dosimetria das radiações ionizantes requer que seja utilizada uma instrumentação especializada, que atenda à necessidade da especialidade clínica. O uso destes instrumentos para detecção da radiação e a interpretação dos resultados

fornecidos por eles dependem do uso de técnicas corretas e especializadas. Além disso, existem requisitos especiais para calibração de tais instrumentos para que suas medições sejam rastreáveis a laboratórios padrões nacionais e internacionais. No mercado, existem diversos tipos de dosímetros que podem ser utilizados na dosimetria do radiodiagnóstico e terapia. A câmara de ionização é o tipo de detector de radiação mais utilizado para dosimetria, geralmente por ela ser robusta, fácil de utilizar, apresentar alta precisão e uma dependência energética pequena dentro de um amplo intervalo de energias [PERINI, 2013]. As câmaras de ionização apresentam uma metodologia indireta de mensurar a dose real ou Kerma no ar, assim, elas fornecem dados da energia absorvida pelo ar (cargas absorvidas em um volume de ar e não em um tecido biológico).

As câmaras de ionização são construídas em diferentes configurações para aplicações específicas. O tipo de câmara de ionização mais comumente utilizado para dosimetria em radiodiagnóstico para medida de exposição é de placas paralelas [DEWERD e WAGNER, 1999; PERINI, 2013]. Este tipo de câmara de ionização tem uma construção relativamente simples e apresenta desempenho bastante satisfatório para dosimetria em radiodiagnóstico. Para que as medições realizadas com estes instrumentos sejam confiáveis, eles precisam ser caracterizados e calibrados. Em diversas publicações nacionais e internacionais [CNEN, 1988; MS-453, 1998; CNEN, 2005] são especificados os testes de desempenho para detectores de radiação, recomendados os limites para cada teste especificado, estabelecidas metodologias e a periodicidade para calibração destes equipamentos e especificadas as qualidades de feixe nas quais devem ser calibrados. No Brasil, a Portaria 453 do Ministério da Saúde que determina diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico estabelece que instrumentos utilizados para mensurar os níveis de radiação em levantamentos radiométricos e dosimetria de feixe devem ser calibrados a cada dois anos em laboratórios credenciados com rastreabilidade à rede nacional ou internacional de metrologia de radiações ionizantes, nas qualidades de feixes de Raios X [MS-453, 1998].

A Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) regulamenta o uso das radiações ionizantes avaliando os riscos em função dos benefícios obtidos através de práticas médicas já existentes ou validando novas metodologias desenvolvidas [CNEN, 2005; PIANOSCHI, 2008]. A maneira mais eficaz de mensurar os riscos e benefícios

biológicos dessas práticas é a medida da dose absorvida e a caracterização do feixe de radiação ionizante através dos detectores ou dosímetros. A escolha do detector dependerá de sua aplicação, pois cada um deles possui uma característica dosimétrica específica que dependerá da dose, da taxa de dose, da energia do feixe e do tipo de radiação. A resposta dosimétrica desses detectores também dependerá do material de que são constituídas e das configurações geométricas. Para fins de controle de qualidade, os detectores normalmente utilizados em radiodiagnóstico são os filmes, os dosímetros termoluminescentes, os dosímetros luminescentes fotoestimulados, os cintiladores, os semicondutores e, o objeto de interesse nesse estudo, as câmaras de ionização [DEWERD e WAGNER, 1999]. Existem diferentes tipos de câmaras de ionização e sua resposta dosimétrica deve ser caracterizada em função dos seus parâmetros de construção, como por exemplo, espessura, material da janela, dimensões do volume sensível, distância entre os polos coletores de carga e geometria dos polos, pressão e material que compõe o gás do volume sensível da câmara [KNOLL, 1989; PIANOSCHI, 2008].

Especificar uma configuração geométrica que otimize as resposta desses detectores é de fundamental importância para que os princípios estabelecidos pela CNEN sejam alcançados. Uma das maneiras de se determinar parâmetros de construção ótimos para as câmaras é a utilização de métodos experimentais, porém, esses métodos consomem muito tempo para execução e recursos financeiros. Para alcançar o objetivo de melhorar as configurações das câmaras de ionização, a simulação computacional surge como uma alternativa conveniente quando comparada aos métodos experimentais, já que apresenta como vantagem o fato de propiciar um estudo detalhado e em condições diferentes, de diversos processos demorados e complexos [SEMPAU *et al.*, 1997]. As técnicas de simulação Monte Carlo (MC) tornaram-se conhecidas como um método numérico preciso devido à modelagem detalhada dos processos físicos que conduzem à deposição de energia. Estas técnicas têm sido aplicadas à descrição de campos de radiação e cálculo de quantidades dosimétricas, permitindo o cálculo de distribuição de dose absorvida em tecidos biológicos.

Diversos trabalhos relevantes são encontrados na literatura relacionados à utilização de câmaras de ionização em radiodiagnóstico convencional. Em 1964, GREENING e INST (1964) estudaram as características relacionadas à saturação de câmaras de ionização de placas paralelas. Neste artigo foi deduzida uma expressão para



o cálculo da eficiência de coleção de íons em termos da separação dos eletrodos, produção de taxa de íons, tensão de polarização, coeficiente de recombinação e mobilidade dos íons. Em 1983, FALLONE e PODGOSRSAK (1983) definiram uma nova expressão analítica para descrever a curva de saturação de câmaras de ionização de placas paralelas. Em 1989, ALBUQUERQUE e CALDAS (1989) desenvolveram duas novas câmaras de ionização de placas paralelas para dosimetria em radiodiagnóstico: uma câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio e outra com eletrodo coletor de grafite. A câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite apresentou uma qualidade metrológica excelente, comparável com os padrões secundários existentes no Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN (LCI). Em 1991, CALDAS (1991) desenvolveu um sistema Tandem de câmaras de ionização de placas paralelas para determinação da energia efetiva de campos de radiação X. Em 2003, COSTA e CALDAS (2003) desenvolveram um tipo especial de câmara de ionização de placas paralelas para controle de qualidade em radiologia convencional e mamografia. Esta câmara de ionização consiste de uma câmara de ionização de dupla face com eletrodos coletores de materiais diferentes para construir um sistema Tandem. A partir da década de 2000, a simulação de Monte Carlo foi incorporada ao estudo experimental de câmaras de ionização utilizadas em radiodiagnóstico. Em 2007, RUSSA *et al.* (2007) investigaram experimentalmente e computacionalmente o fator de correção de temperatura e pressão para câmaras de ionização de placas paralelas utilizadas em radiodiagnóstico.

Existem vários códigos de simulação MC, dentre eles temos: o EGS (*Electron Gamma Shower*), o GEANT (*GEometry ANd Tracking*), o MCNP(X) (*Monte Carlo N-Particle*) e o PENELOPE [PIANOSCHI, 2008]. O código de simulação PENELOPE (*PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons*) é um código Monte Carlo que permite a simulação de interações de fótons e elétrons de baixas energias. Este código foi desenvolvido em Fortran e sua utilização não necessita de um grande conhecimento desta linguagem [SALVAT *et al.*, 2011].

O algoritmo de transporte de partículas implementado pelo PENELOPE possui intensa utilização em radioterapia, tendo sua eficiência comprovada em estudos em interfaces para feixes de alta energia (na ordem de MeV), existem trabalhos relevantes relacionados à utilização do código Monte Carlo PENELOPE para avaliação de doses em radioterapia entre eles: “Avaliação da distribuição da dose absorvida em radioterapia

com campos irregulares a alargados” [GIGLIO, 2012], “Determinação do espectro de energia de campos de radiação utilizados em Radioterapia a partir de medidas de atenuação e simulação Monte Carlo” [REIS, 2013], “Estudos espectrais aplicados à radioterapia utilizando o método de Monte Carlo” [PONTES DA COSTA, 2013], “Algoritmo de reconstrução de dose a partir de mapas portais de dose utilizando simulação Monte Carlo”. A aplicação do código em feixes de baixa energia (na ordem keV) ainda não é muito comum. Assim, para feixes utilizados em radiodiagnóstico a influência dos parâmetros de simulação na exatidão dos resultados e no desempenho da simulação ainda deve ser estudada para que este método seja utilizado em aplicações clínicas e no estudo das características das câmaras de ionização [SALVAT *et al*, 2011].

No presente trabalho é utilizado o código de simulação Monte Carlo PENELOPE para avaliar o coeficiente de atenuação linear de acordo com a energia na câmara de ionização, ao ser adicionada uma película de alumínio à janela de entrada das câmaras de ionização utilizadas em feixes de radiação na faixa de energia do radiodiagnóstico, com o objetivo de determinar qual a melhor câmara de ionização para detecção da radiação.

A sequência a ser utilizada para a abordagem deste trabalho será a seguinte:

No capítulo 2 são apresentados os objetivos propostos no presente trabalho.

O capítulo 3 contém as justificativas que motivaram o desenvolvimento deste trabalho.

No capítulo 4 são apresentados os tópicos referentes à física das radiações abordando o efeito fotoelétrico, o efeito Compton, a produção de pares, o espalhamento Rayleigh e as grandezas quantificadoras da radiação.

No capítulo 5 é discutido o conceito da simulação Monte Carlo com o código PENELOPE e está subdividido nos seguintes tópicos: Método Monte Carlo, PENELOPE, Arquivos FORTRAN e Estrutura do código.

Os materiais e métodos utilizados neste trabalho são descritos no capítulo 6, onde é descrita a implementação dos dados. Além disso, é apresentada a metodologia empregada nas simulações com a câmara de ionização.

No capítulo 7 são apresentados os resultados obtidos na simulação, bem como as discussões pertinentes ao trabalho.

No capítulo 8 são apresentadas as conclusões e as propostas de continuidade deste trabalho.

## **2. OBJETIVOS**

### **2.1 GERAL**

Estudar o coeficiente de atenuação de acordo com a energia, devido a adição de uma película de alumínio, nas câmaras de ionização (nível radiodiagnóstico) através da análise dos dados obtidos com o código de simulação Monte Carlo PENELOPE.

### **2.2 ESPECÍFICOS**

- Estudar os efeitos da interação da radiação com a matéria;
- Estudar e entender o código de simulação Monte Carlo PENELOPE;
- Analisar os dados obtidos através das simulações com o código PENELOPE a fim de determinar a melhor configuração de câmara de ionização avaliando a influência energética da adição de uma película de alumínio na janela de entrada da câmara de ionização.

### 3. JUSTIFICATIVA

A interação de partículas com meios materiais tem sido objeto de estudos desde o início do século XX. Atualmente sabe-se que fótons, elétrons e pósitrons, ao penetrar em um meio material, podem sofrer múltiplas interações onde a energia das partículas pode ser transferida, em sua totalidade ou em parte, para os átomos ou moléculas do material. Uma das principais aplicações das radiações ionizantes na medicina é na área do radiodiagnóstico, porém para obtermos resultados satisfatórios em relação à qualidade de imagem e à otimização da proteção radiológica é necessário ter um cuidado especial quanto à dose que será recebida pelo paciente. A dosimetria das radiações ionizantes exige a utilização de uma instrumentação especializada (dosímetros ou detectores). O uso dos instrumentos próprios para detecção e dosimetria da radiação requer a realização de testes de desempenho dos equipamentos, a interpretação dos resultados fornecidos por eles possibilita determinar a qualidade desses equipamentos [BESSA, 2007; PIANOSCHI, 2008; PERINI, 2013].

A importância da realização de testes de desempenho recomendados por normas internacionais em dosímetros, utilizados em feixes de Raios X diagnósticos pode ser entendida ao se analisar a contribuição dos exames que utilizam este tipo de radiação na dose total à qual a população é submetida. Um estudo realizado no Reino Unido em 2004 mostrou que cerca de 90% da dose de radiação ionizante oriunda de fontes artificiais, incluindo-se as doses recebidas em radioterapia, é decorrente de exames médicos que utilizam radiação X, sendo que os procedimentos envolvidos no radiodiagnóstico convencional contribuem com 30% desta dose [HART *et al*, 2004 *apud* BESSA, 2007]. Além disso, avanços tecnológicos têm possibilitado melhorias significativas na qualidade de imagens radiológicas, com liberação de uma dose menor para o paciente e para o indivíduo ocupacionalmente exposto, possibilitando um controle mais rigoroso dos parâmetros técnicos utilizados [HART, e WALL, 2004; VETTER, 2004 *apud* BESSA, 2007]. Estudos realizados no Hospital de Clínicas em Porto Alegre indicam que, em diversas ocasiões, os pacientes são expostos a doses muito altas de radiação devido à exposição por muito tempo aos equipamentos ou repetições de exames muitas vezes desnecessários [BACELAR *et al*, 2011; HOFF *et al*, 2011].

As câmaras de ionização são os dosímetros mais utilizados atualmente para medidas de feixes de radiações ionizantes devido a suas vantagens em comparação aos demais. Entre elas podemos citar a facilidade de uso e a excelente precisão. Tais vantagens aliada a sua aplicabilidade em radiodiagnóstico motivou o desenvolvimento deste trabalho.

Dentro deste contexto, este trabalho prevê a utilização do código de Monte Carlo PENELOPE para a simulação de câmaras de ionização a fim de determinar qual a melhor configuração de câmara de ionização, com base na influência da adição da película de alumínio na janela de entrada da mesma. A utilização deste algoritmo justifica-se, uma vez que ele permite, através de uma simulação computacional, a avaliação dos parâmetros técnicos dos equipamentos de Raios X e as configurações geométricas das câmaras de ionização, proporcionando uma redução dos custos e do tempo de execução quando comparado a um método experimental.

## 4. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 4.1 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

As radiações eletromagnéticas possuem características de trajetória que permitem a elas percorrer grandes distâncias no meio antes de sofrer a primeira interação. Diferentemente das partículas carregadas, fótons realizam um pequeno número de interações para perder sua energia inicial, não possuindo um alcance definido e tendo sua distância percorrida no material definida pela sua probabilidade de interação com o meio [KHAN, 2010].

Para um feixe de fótons de Raios X ou Gama que incidem perpendicularmente em um material de espessura  $x$ , considerando um caso ideal, sem a componente espalhada, cada fóton é absorvido pela interação [SCHUCH, 2011]. Assim, se  $N$  fótons incidem em uma espessura infinitesimal  $dx$  (em metros), a quantidade de fótons  $dN$  absorvida, é expressa pela Equação 1.

**Equação 1: Quantidade de fótons absorvidos.**

$$dN = -\mu N dx$$

Onde  $\mu$  é o coeficiente de atenuação linear do feixe no material e representa a probabilidade do feixe sofrer atenuação pelo material, em  $m^{-1}$ .

Resolvendo a Equação 1, obtém-se a lei da atenuação exponencial, expressa pela Equação 2.

**Equação 2: Lei de atenuação exponencial.**

$$N = N_0 e^{-\mu x}$$

Os fótons interagem com a matéria circundante através de quatro processos principais: espalhamento incoerente (Compton) com os elétrons atômicos, produção de pares no campo nuclear ou eletromagnético, absorção fotoelétrica, e dispersão coerente (Rayleigh). A probabilidade de um feixe de fótons interagir por um ou outro efeito é

determinada pela energia do feixe incidente, pelo número atômico ( $Z$ ) do material atenuador e pela densidade do meio [JOHNS e CUNNINGHAM, 1983; ATTIX,1986].

A Figura 1 representa as regiões de predominância de cada um desses efeitos em função da energia do fóton e do número atômico do material.

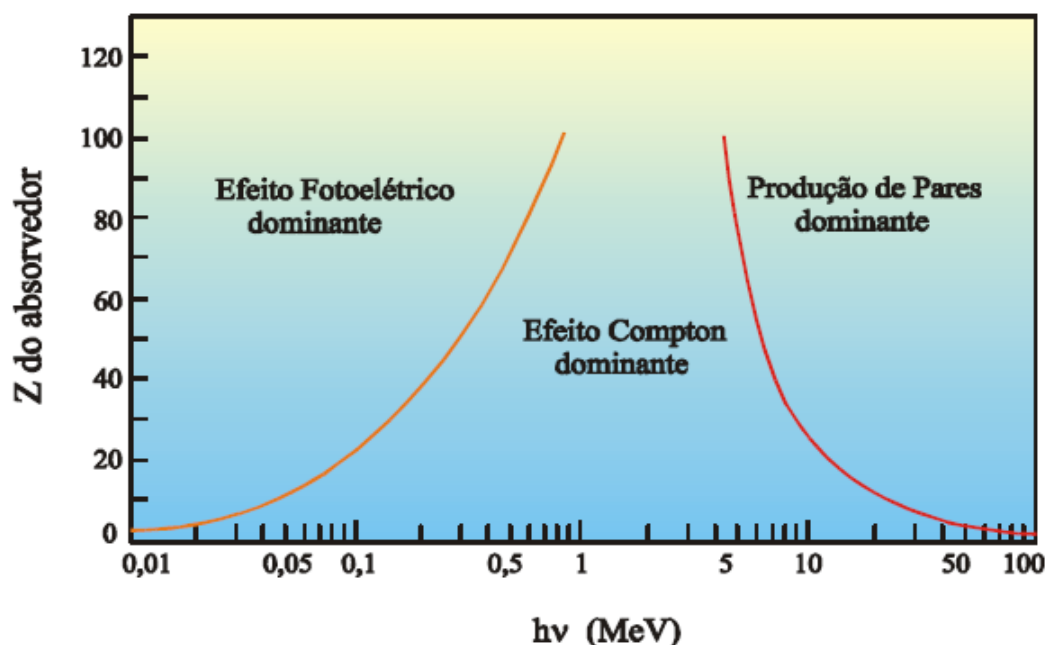


Figura 1: Predominância de efeitos de interação da radiação de feixes de fótons em função da energia e número atômico do material. [TAUHATA, SALATI e DI PRONZIO, 2003].

Pode ser definido, ainda, o coeficiente mássico de atenuação do material, representado pelo coeficiente de atenuação total dividido pela densidade do meio ( $\mu / \rho$ ), que expressa a probabilidade de interação de modo independente do estado físico do material. A Equação 2, desta forma, pode ser escrita, para um feixe monoenergético de fótons com  $N_0$  fótons incidentes em uma espessura  $x$  de material de densidade  $\rho$ , conforme a Equação 3.

Equação 3: Número de fótons transmitidos.

$$N = N_0 e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)\rho x}$$



Onde  $N$  é o número de fótons transmitidos sem interagir,  $\mu/\rho$  é o coeficiente mássico de atenuação, em  $\text{m}^2/\text{kg}$ , e o produto  $\rho x$  é a espessura de massa do absorvedor, em  $\text{kg}/\text{m}^2$  [SCHUCH, 2011].

### 4.1.1 EFEITO FOTOELÉTRICO

O efeito fotoelétrico é o processo de interação predominantemente importante em energias relativamente baixas, da ordem de até dezenas de keV e para elementos de elevado número atômico ( $Z$ ). Ocorre quando a energia do fóton incidente é totalmente transferida ao átomo do material, resultando na ejeção de um elétron atômico, a energia do elétron arrancado está representada pela Equação 4.

**Equação 4: Energia do elétron arrancado.**

$$E_c = h\nu - E_L$$

Onde  $h$  é a constante de Planck, igual a  $6,64 \times 10^{-34} \text{ J}\cdot\text{s}^{-1}$ ,  $\nu$  é a frequência do fóton absorvido e  $E_L$  representa a energia de ligação do elétron ao átomo.

O processo de interação por efeito fotoelétrico está esquematizado na Figura 2. Em uma primeira fase um elétron de um nível mais interno é ejetado por absorção de energia dos fótons incidentes. O espaço no orbital mais interno será então preenchido por um elétron de um orbital mais externo, o que leva a um excedente de energia que poderá ser emitido sob a forma de Raios X (figura central) ou emissão de um elétron Auger (figura da direita) [BARROS, 2008].

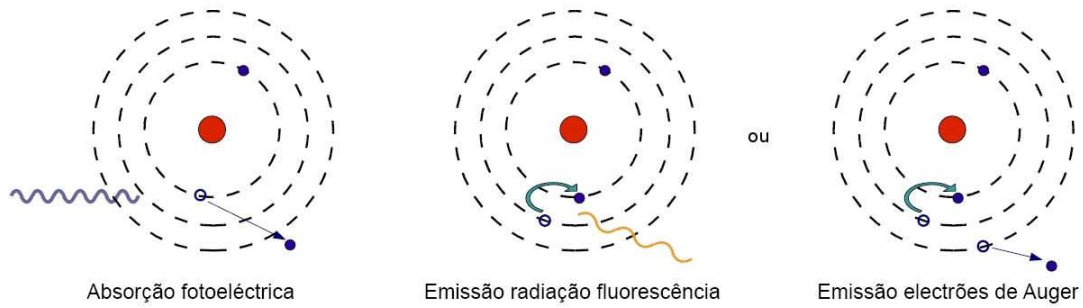


Figura 2: Esquema do efeito fotoelétrico [Barros, 2008].

O efeito fotoelétrico ocorre quando a energia do fóton incidente ( $h\nu$ ) for maior que a energia de ligação ( $E_L$ ) do elétron e sua probabilidade de ocorrência aumenta rapidamente com o número atômico do material atenuador ( $Z^3$ ) e decresce rapidamente com o aumento da energia, possuindo picos de probabilidade de ocorrência em energias próximas às energias dos orbitais eletrônicos do material atenuador [TAUHATA, SALATI e DI PRONZIO, 2003].

A Figura 3 apresenta o coeficiente de atenuação mássico pelo efeito fotoelétrico, ( $\kappa/\rho$ ) para a água.

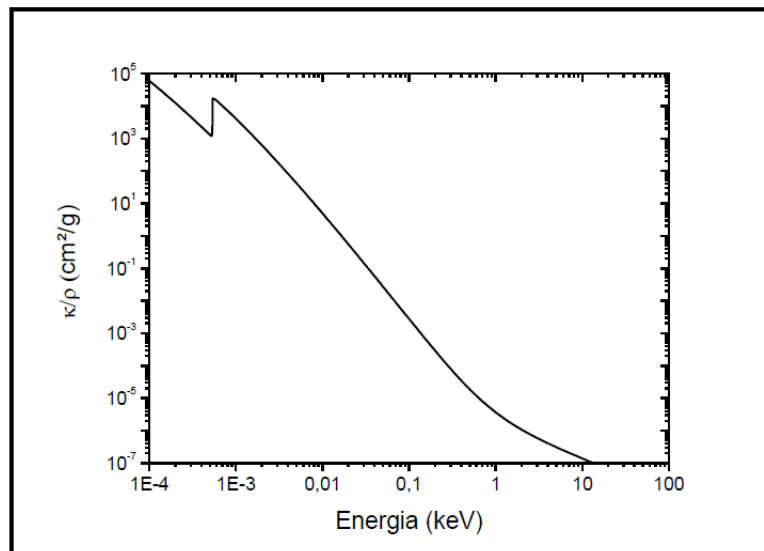


Figura 3: Coeficiente de atenuação mássico de um feixe de fótons pelo efeito fotoelétrico na água,  $\kappa/\rho$  [SCHUCH, 2011].

### 4.1.2 EFEITO COMPTON

O físico Arthur Compton, ao estudar espalhamentos coerentes (espalhamento Thomson, onde a energia  $h\nu$  do fóton incidente é igual à energia  $h\nu'$  do fóton espalhado), certa vez notou uma diferença de energia entre o fóton incidente e o fóton espalhado; para explicar, atribuiu esta diferença de energia à liberação de um elétron orbital do átomo. Assim, pode-se concluir que o efeito Compton ocorre quando um fóton incidente é espalhado por um elétron orbital, que recebe parte da energia do fóton como energia cinética e é ejetado do átomo, e continuando seu percurso dentro do material em uma direção diferente da inicial. O efeito Compton é, assim, um espalhamento inelástico do fóton, pois este é espalhado com menor energia que a incidente. Este processo está esquematizado na Figura 4.

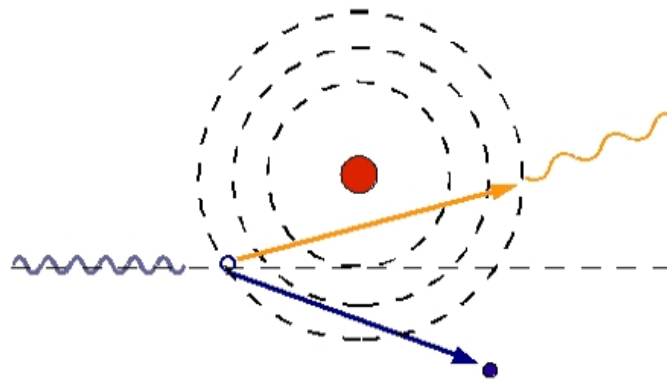


Figura 4: Esquema do efeito Compton [Barros, 2008].

Esse tipo de espalhamento predomina para fótons de energia intermediária, na faixa de algumas dezenas de keV até, aproximadamente, 1MeV. A probabilidade de ocorrência do espalhamento Compton é maior com elétrons de orbitais mais externos, e, portanto, com menor energia de ligação, e varia linearmente com o número atômico do material [TAUHATA, SALATI *et al.*, 2003]. A Figura 5 apresenta o coeficiente de atenuação mássico pelo efeito Compton,  $(\sigma/\rho)$  para a água.

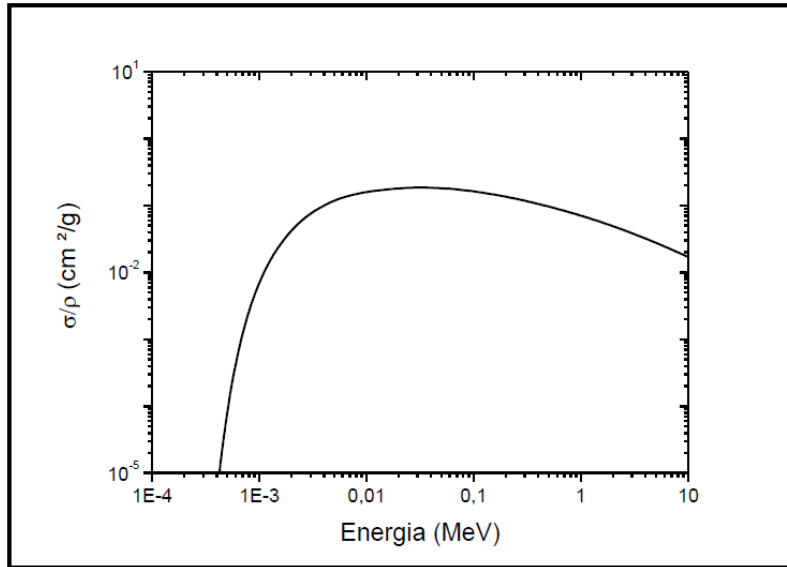


Figura 5: Coeficiente mássico de atenuação de um feixe de fótons pelo efeito Compton na água,  $\sigma/\rho$  [SCHUCH, 2011].

A teoria básica envolvida neste efeito, que assume que o elétron seja livre e esteja em repouso, é de Klein e Nishina (1929) [RODRIGUEZ, 2007; HUBBELL, 1999].

A relação entre o desvio do fóton e a perda de energia para o espalhamento Compton, assumindo elétron livre e em repouso, é determinada considerando a conservação do movimento e da energia entre o fóton e o elétron recuado. Esta relação pode ser expressa por,

**Equação 5: Relação entre o desvio do fóton e a perda de energia.**

$$\frac{E}{E_0} = \frac{1}{1 + \left(\frac{E_0}{m_e c^2}\right)(1 - \cos \theta)}$$

onde  $E$  e  $E_0$  são, respectivamente, as energias do fóton antes e depois da colisão em MeV,  $m_e c^2$  é a energia restante do elétron e  $\theta$  é o ângulo de deflexão do fóton.

A probabilidade de um fóton interagir pelo efeito Compton com um elétron livre pode ser determinada pela fórmula de Klein-Nishina. Eles mostraram que a seção de choque diferencial por unidade de ângulo sólido é expressa por,

**Equação 6: Seção de choque diferencial.**

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = \frac{r_e^2}{2} (1 + \cos^2\theta) F_{KN}$$

onde  $d\Omega = 2\pi \sin\theta d\theta$ , sendo  $0 \leq \theta \leq \pi$ ,  $r_e$  é raio clássico do elétron e mede aproximadamente  $2,82 \times 10^{-13} \text{ cm}$  e  $F_{KN}$  é o fator Klein-Nishina e é definido pela Equação 7.

**Equação 7: Fator Klein-Nishina.**

$$F_{KN} = \left( \frac{1}{1 + \lambda(1 - \cos\theta)} \right)^2 \left( \frac{\lambda^2(1 + \cos\theta)^2}{[1 + \lambda(1 - \cos\theta)](1 + \cos^2\theta)} \right)$$

sendo  $\lambda = h\nu/m_e C^2$ .

### 4.1.3 ESPALHAMENTO RAYLEIGH

O Espalhamento Rayleigh é chamado de "coerente", porque o fóton está espalhado pela ação combinada de todo o átomo. O evento é elástico no sentido de que o fóton perde essencialmente nada da sua energia; o átomo se move apenas o suficiente para conservar o momento. O fóton é geralmente redirecionado através de apenas um pequeno ângulo. Portanto, o efeito sobre um feixe de fótons só pode ser detectado em geometria de feixe estreito. Espalhamento Rayleigh contribui nada para Kerma ou dose, uma vez que nenhuma energia é dada para qualquer partícula carregada, nem há qualquer ionização ou excitação produzida. A dispersão de Rayleigh tem importância mais significativa em baixas energias, em parte porque o ângulo de espalhamento é maior [ATTIX, 1986].

A seção transversal atômica para o espalhamento Rayleigh é expressa pela Equação 8.

**Equação 8: Seção transversal atômica para espalhamento Rayleigh.**

$$\frac{\sigma_R}{\rho} \propto \frac{Z}{(h\nu)^2}$$

A importância relativa do espalhamento Rayleigh é bastante pequena, uma vez que contribui com apenas uns poucos por cento ou menos do coeficiente de atenuação do feixe estreito. Tendências pronunciadas contra  $Z$  e  $h\nu$  tendem a ser obscurecidas por variações nas interações concorrentes: efeito fotoelétrico e efeito Compton. No entanto, para baixo  $Z$  (por exemplo, o carbono), um ganho é evidente com a perda de energia do fóton [ATTIX, 1986].

## 4.2 CÁLCULO DE DOSE ABSORVIDA

As radiações ionizantes vêm sendo mais empregadas nos múltiplos campos de atividade humana. Seja na engenharia, na agricultura, na biologia e principalmente na medicina, elas têm auxiliado na incessante procura de melhores condições de vida [RODRIGUEZ, 2007].

Dentre as diversas aplicações das radiações ionizantes o radiodiagnóstico, ocupa um lugar importante. Em um procedimento de diagnóstico, utilizando radiação ionizante, devemos escolher o feixe de radiação ao qual o paciente será exposto para fornecer uma dose eficiente para a obtenção da imagem radiográfica de qualidade diagnóstica, porém, sem expor o paciente a uma dose excessiva desnecessária [RODRIGUEZ, 2007].

A seguir são definidos alguns conceitos importantes usados e necessários para a discussão de efeitos e dosimetria das radiações.

### 4.2.1 EXPOSIÇÃO

A exposição representa a ionização produzida por fótons no ar. É uma grandeza física definida para Raios X e Raios Gama, expressa por:

**Equação 9: Exposição.**

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

onde  $dQ$  é a soma das cargas elétricas de todos os íons de mesmo sinal (positivos e negativos), produzidos no ar quando todos os elétrons ou pósitrons liberados pelos fótons num volume elementar de massa  $dm$  são completamente freados pelo ar.

A unidade de medida no Sistema Internacional de Unidades (SI) é o Coulomb por quilograma (C/kg), entretanto muitos medidores de exposição e seus usuários utilizam ainda a unidade especial Roentgen (R), que é equivalente a [GUERRA, 2001]:

$$1R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg.}$$

A grandeza exposição ( $X$ ) também é relacionada ao Kerma no ar, sendo que:

$$1R = 8,76 \text{ mGy.}$$

## 4.2.2 RADIAÇÃO IONIZANTE

Radiação ionizante é qualquer tipo de radiação capaz de ativar o primeiro potencial de ionização de um átomo com o qual interage. Esse tipo de interação entre a radiação e a matéria é chamado de ionização. Esta ocorre quando um fóton passa perto de um elétron orbital de um átomo e transfere energia suficiente a esse elétron para removê-lo do átomo. A radiação ionizante pode interagir e ionizar átomos adicionais. O elétron orbital e o átomo do qual ele foi separado denomina-se par de íons. O elétron é um íon negativo e o restante do átomo é o íon positivo. Assim, qualquer tipo de energia capaz de ionizar a matéria é conhecido como radiação ionizante [BUSHONG, 2008].

### 4.2.3 DOSE ABSORVIDA

A dose absorvida ( $D$ ) de qualquer radiação ionizante, em qualquer meio material é representada pela quantidade de energia depositada pela radiação diretamente ionizante em um volume de material, por unidade de massa do meio, e é expressa pela Equação 10.

**Equação 10: Dose absorvida.**

$$D = \frac{dE}{dm}$$

onde  $dE$  é a energia absorvida pela radiação ionizante em um elemento de volume e  $dm$  é a massa da matéria no volume de elemento considerado. Podemos ainda dizer, que dose absorvida é a quantidade de energia em Joules absorvida por cada quilograma de tecido biológico (dada em unidades de J/kg), e ela aparece como excitação ou ionização das moléculas ou átomos do tecido.

No sistema internacional, a unidade recebe o nome especial de Gray (Gy).

A probabilidade de ocorrência de efeitos biológicos devido à interação da radiação ionizante com meios biológicos é estabelecida em função da dose absorvida nesses meios. Assim, a determinação da dose absorvida proveniente da interação da radiação com o meio é de suma importância, e os materiais e metodologias utilizados para tanto são estabelecidos em dosimetria das radiações [HALL E GIACCIA, 2006; SCHUCH, 2011].

Os dispositivos utilizados para quantificação de doses absorvidas são denominados dosímetros, estes devem possuir características adequadas para a determinação exata da dose de radiação, como pequeno volume, alta sensibilidade, baixa dependência energética. A determinação de doses obtida por comparação a um padrão é determinada dosimetria relativa, a qual exige medidas de referência para intercomparação [JOHNS e CUNNINGHAM, 1983; ATTIX, 1986].

Os dosímetros apresentam características como a exatidão, a repetibilidade, a sensibilidade e a estabilidade das medidas. A exatidão nas medidas relaciona a



proximidade do valor esperado com o valor que está sendo medido, o real. A repetibilidade das medidas relaciona a proximidade do resultado de sucessivas medidas e a sensibilidade das medidas está relacionada com a dose recebida. Além destas características, a dependência dos dosímetros com a energia expressa a sensibilidade do mesmo para cada feixe de radiação [SCHUCH, 2011].

#### 4.2.4 KERMA

Quando não é possível medir a grandeza dose absorvida, mede-se a grandeza física kerma. A grandeza kerma ( $K$ ) é definida como o quociente de  $dE_{tr}$  por  $dm$ , onde  $dE_{tr}$  é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas ionizantes eletricamente carregadas liberadas pelas partículas ionizantes sem carga, como fótons e nêutrons, em um material de massa  $dm$  [ICRU, 2011]. Como mostra a Equação 11.

**Equação 11: Kerma.**

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

A unidade da grandeza kerma no SI é joule por kilograma [ $\text{j.kg}^{-1}$ ] ou Gray [Gy]. Esta grandeza é válida somente para radiação indiretamente ionizante (radiação gama, X e de nêutrons). A grande vantagem da grandeza kerma é que ela é independente da complexidade do transporte de energia pelas partículas secundárias carregadas.

Em condições de equilíbrio eletrônico e quando a radiação de frenamento puder ser desprezada, o kerma será igual à dose absorvida no ar [ICRU, 2011].

## **4.3 DETECTORES DE RADIAÇÃO**

### **4.3.1 CÂMARAS DE IONIZAÇÃO**

No início do uso de Raios X para diagnóstico e terapia, foram feitas tentativas para medir a radiação ionizante, com base em efeitos químicos e biológicos. Por exemplo, os efeitos da radiação sobre emulsões fotográficas, alterações na cor de alguns compostos químicos, e vermelhidão da pele humana pode ser relacionada com a quantidade de radiação absorvida. No entanto, estes efeitos foram mal compreendidos naquele tempo e podiam fornecer uma estimativa grosseira de dados e de radiação [KHAN, 2010].

Com os avanços da tecnologia e nas pesquisas, iniciou-se o processo de desenvolvimento de diversos tipos de detectores de radiação, que tornaram a estimativa da dose mais confiável e segura. Entre os diversos tipos de detectores desenvolvidos, a câmara de ionização é um tipo de dosímetro bastante confiável e utilizado em laboratórios de calibração e em hospitais para dosimetria de feixes de radiação de equipamentos de diagnóstico e terapia [PERINI, 2013].

As câmaras de ionização são os detectores de radiação mais amplamente utilizados no Brasil. Estes são em princípio os detectores de radiação a gás mais simples. Seu princípio de funcionamento é baseado na coleção de todas as cargas criadas pela ionização direta no gás por meio da aplicação de um campo elétrico [KNOLL, 1989]. O campo elétrico utilizado nas câmaras de ionização deve ser suficientemente grande para coletar todos os íons gerados pela passagem da radiação, porém deve ser insuficiente para produzir a multiplicação de íons. As câmaras de ionização podem ser utilizadas para medir diferentes tipos de radiação, intensidade e variação no tempo e espaço, podendo ser destinadas a medidas de exposição ou de dose absorvida. Para isto, elas são construídas de diferentes materiais, dimensões distintas e forma apropriada de cavidade [ATTIX, 1986]. Nas câmaras seladas, o ar contido no volume sensível não se comunica com o ar atmosférico. Nas câmaras não-seladas, o ar dentro do volume sensível se comunica livremente com a atmosfera, de forma que os valores apresentados por estas câmaras devem ser corrigidos para as mudanças na

densidade do ar [BESSA, 2007]. A Equação 12 mostra a obtenção deste fator de correção.

**Equação 12: Fator de correção para câmaras não-seladas.**

$$k_{tp} = \frac{273,5+T}{293,5} \times \frac{101,325}{P}$$

onde  $T$  é a temperatura média durante a medição, medida em °C e  $P$  é a pressão média durante a medição, medida em kPa.

Além das câmaras seladas e não-seladas, as câmaras de ionização podem ser também divididas em outras duas categorias: câmaras de ar livre e câmaras cavitárias. As câmaras de ar livre medem parâmetros que estão diretamente envolvidos na definição de exposição, ou seja, a ionização por unidade de massa de ar, sendo, portanto, um dosímetro absoluto. Existem câmaras de ar livre de diversos modelos, de geometria cilíndrica ou de placas paralelas. Contudo, normalmente não é possível manter um dosímetro absoluto fora de laboratórios padrões primários, com calibração rastreável a laboratórios de referência.

As câmaras cavitárias oferecem algumas vantagens em relação às câmaras de ar livre. As câmaras de ionização cavitárias estão disponíveis comercialmente numa variedade de formatos para uso em diferentes aplicações. Elas podem ser cilíndricas, esféricas, planas e de placas paralelas. As câmaras de ionização esféricas e cilíndricas são as câmaras de ionização cavitárias mais comuns. Estas câmaras, especialmente as esféricas, são isotrópicas no seu volume sensível, exceto pela atenuação da haste. Este tipo de câmara deve ser exposta à radiação em ângulos retos em relação ao eixo da haste quando são realizadas medições em feixes unidirecionais. Isto evita o efeito de espalhamento pela haste e minimiza a extensão que é irradiada da haste e do cabo [ATTIX, 1986; BESSA, 2007]. As câmaras de ionização cavitárias planas são de fabricação mais difícil do que as câmaras esféricas e cilíndricas. Apesar disso, elas possuem algumas vantagens:

- Podem ser constituídas de folhas finas ou de membranas plásticas como janela de entrada, causando uma atenuação mínima do feixe de elétrons ou de radiação X de baixas energias;

- A separação intereletrônica pode ser bem pequena, da ordem de 0,5 mm, permitindo medições de profundidade de dose com boa resolução;
- A distância intereletrônica pode ser variável, tornando possível a variação do volume sensível, permitindo a extrapolação para dose superficial;
- Permite medições de dose na superfície de um objeto simulador (*phantom*).

As câmaras de ionização de placas paralelas são constituídas de duas placas paralelas que formam as paredes e eletrodos da câmara de ionização. Estas paredes são revestidas com um material condutor, geralmente grafite, e são separadas por alguns milímetros de ar, delimitando o volume sensível da câmara de ionização [PERINI, 2013]. As câmaras de ionização de placas paralelas são amplamente utilizadas em programas de controle de qualidade, nível radiodiagnóstico. Um esquema representando este tipo de câmara de ionização é mostrado na Figura 6.

As câmaras de ionização de placas paralelas são recomendadas para dosimetria de feixes em radioterapia com Raios X de energias baixas e intermediárias, e também para elétrons de altas energias.

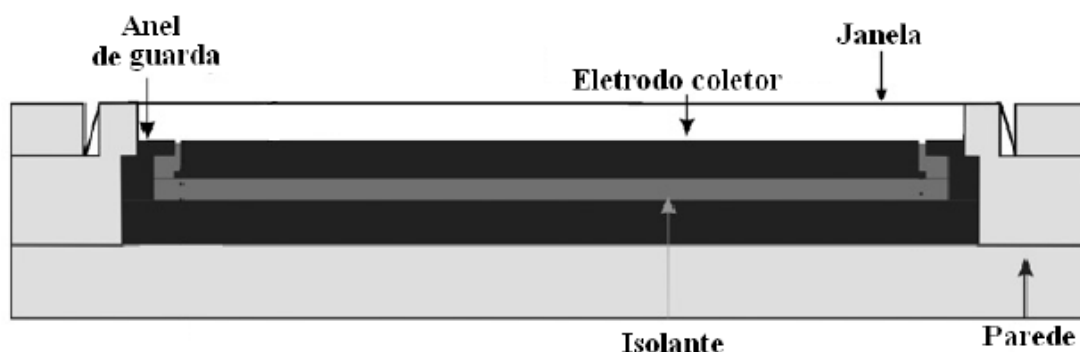


Figura 6: Representação esquemática de uma câmara de ionização de placas paralelas [BESSA, 2007].

Para este trabalho será simulada uma câmara de ionização de placas paralelas utilizada para controle de qualidade e dosimetria em radiodiagnóstico.

## 5 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

### 5.1 MÉTODO MONTE CARLO

O método de Monte Carlo (MMC), de um modo geral, é um método estatístico para dados numéricos. Simulações de Monte Carlo (MC) são empregadas em muitas áreas da ciência e tecnologia. Apesar de um método baseado na amostragem aleatória ter sido discutido já em 1777 por Buffon, a técnica de MC como é conhecida hoje, foi inicialmente desenvolvida e nomeada no final da Segunda Guerra Mundial. A motivação era aplicar técnicas de MC para o transporte de radiação, especificamente para armas nucleares. As forças motrizes para a ideia inicial parecem ter sido de Stanislaw Ulam e John Von Neumann, que viram o desenvolvimento do ENIAC (*Electronic Numerical Integrator Analyzer and Computer*), o primeiro computador eletrônico, como uma oportunidade ideal para desenvolver novas aplicações de amostragem estatística. Os desenvolvimentos de técnicas de MC e de computadores foram intimamente ligados desde então, com um aumento exponencial da aplicação da simulação de MC desde que os computadores digitais se tornaram amplamente disponíveis entre as décadas de 1950 e 1960 [AAPM Report 105, 2007].

Desta forma, a técnica de MC permite o estudo do transporte da radiação na matéria, descrevendo este como sendo uma sequência probabilística de interações e onde a exatidão dos resultados obtidos depende da modelagem física dos fenômenos de interação. Como resultado das repetidas interações com o meio, partículas de alta energia originam uma cascata de partículas secundárias, desta forma, a evolução da cascata representa uma degradação efetiva na energia inicial da partícula e o progressivo depósito de energia no meio [SALVAT *et al*, 2011].

O MMC possui como característica importante da sua utilização a natureza aleatória dos diversos eventos que devem ser simulados para se alcançar a precisão estatística desejada para os resultados obtidos [BLINDER E HEERMANN, 1988; WANG, XU, KIM, 2005; ROGERS, 2006]. O primeiro artigo sobre o método foi publicado em 1949 (“*The Monte Carlo Method*”) (METROPOLIS e ULAM, 1949),

com os trabalhos realizados por S. Ulam, J. Von Neumann, N. Metropolis, E. Fermi e outros [ALBUQUERQUE, 2009].

O método de Monte Carlo tem se mostrado altamente eficaz no cálculo da distribuição de dose para radioterapia, principalmente quando se trata de tecidos heterogêneos, onde os efeitos do transporte de radiação não podem ser determinados por algoritmos convencionais. Apesar de ser altamente eficaz e preciso, o método de Monte Carlo ainda enfrentava problemas com o tempo para fazer os cálculos necessários, o que tornava impraticável seu uso durante a rotina de tratamento clínico [METRÓPOLIS, 1987 *apud* ALBUQUERQUE, 2009]. No entanto, como desenvolvimento de novas tecnologias para computadores e novos códigos, tornou-se possível reduzir este longo tempo para, em alguns casos, minutos ou até segundos utilizando um único processador. Através da simulação de Monte Carlo a dose é computada estocasticamente usando os primeiros princípios, o que faz do MMC um método diferente dos convencionais.

As bases físicas utilizadas para calcular a dose em Monte Carlo usam conceitos muito mais simples que algoritmos analíticos, pois este método consiste em simulações simplificadas da realidade e não envolve aproximações complexas nem modelos de deposição de dose, apenas o conhecimento das diversas interações sofridas pelas partículas.

Apesar de o MMC ter sido utilizado em diversas aplicações de física de partículas para simular interações elétron-fóton na década de 1950, o papel seminal no campo foi o de Berger em 1963, no qual ele descreveu a técnica de história condensada para o transporte de elétrons. Esta técnica é a base de todos os códigos MC modernos de transporte elétron-fóton relevantes para a física médica. O código ETRAN (*Electron TRANsport*), com base nessas ideias foi desenvolvido por Berger e Seltzer e agora forma a base do transporte de elétrons no código MCNP (*Monte Carlo N-Particle*) [AAPM Report 105, 2007].

Em simulação MC do transporte de partículas, a trajetória de cada uma das partículas é vista individualmente e termina em uma interação onde a partícula muda a direção de movimento, perde energia e eventualmente produz partículas secundárias. A simulação MC de um dado arranjo experimental consiste em gerar trajetórias numérica e aleatoriamente. Para simular estas trajetórias é necessário um modelo de interação, ou seja, um conjunto de seções de choque diferenciais (DCS), do inglês *differential cross*

*sections*, para os mecanismos de interação relevantes [ALBUQUERQUE, 2009]. EssasDCSs determinam as funções de distribuição de probabilidades (PDF), do inglês *probability distribution functions*, das variáveis aleatórias que caracterizam a trajetória, que são: caminho livre entre interações sucessivas; tipo de interação em curso e perda de energia, deflexão angular e se caso houver, estágio inicial de emissão de partículas secundárias.

O MMC obtém as mesmas soluções que a equação de transporte de Boltzmann, porém de uma maneira muito mais simplificada.

A equação de transporte de Boltzmann modela matematicamente problemas de distribuição de partículas em meios materiais, com origem na Teoria Cinética dos Gases e representa um balanço de partículas num elemento de volume no espaço de fase. Na área de proteção radiológica essa equação é aplicada, principalmente, no cálculo e análise de blindagens e na dosimetria das radiações [RODRIGUEZ, 2007].

## **5.2 APLICAÇÕES DO MÉTODO MONTE CARLO NA FÍSICA MÉDICA**

Como visto anteriormente, o Método Monte Carlo vem se tornando uma ferramenta muito importante para cálculos de dose absorvida, entre outras grandezas relacionadas ao tratamento do câncer. Além disso, as aplicações do MMC têm se estendido para a avaliação de dose em procedimentos de diagnóstico [YORIYAZ, 2009].

Os códigos de Monte Carlo mais comumente aplicados em problemas relacionados à Física Médica são: EGSnrc, PENELOPE, *Monte Carlo N-Particle Transport Code* (MCNP) e *GEometry ANd Tracking* (GEANT) [ROGERS, 2006]. O código EGSnrc é um código que compreende várias bibliotecas para diferentes aplicações em Física Médica. Sua principal aplicação é na determinação de fatores de correção de câmaras de ionização utilizadas como padrões primários [ROGERS, 2006]. O código PENELOPE oferece um pacote de geometria flexível que permite uma simulação bastante detalhada do problema a ser estudado [SALVAT *et al.*, 2003]. O

código MCNP é mantido por um grupo no Laboratório Nacional de Los Alamos, EUA, e apresenta muitas aplicações além da Física Médica, pois ele foi desenvolvido originalmente para estudar o transporte de nêutrons e fótons para cálculos com reatores. A grande vantagem deste código é o seu pacote de geometria que permite a criação de geometrias bastante complexas [ROGERS, 2006; PERINI, 2013]. O código GEANT é um código desenvolvido para aplicações em física de partículas (nêutrons, prótons, píons, etc). Atualmente, o código GEANT tem sido aplicado para cálculos em física da radioterapia [CARRIER *et al.*, 2004] ele também serve de base para ferramenta de simulação GATE (*GEANT4 Application for Tomographic Emission*) para aplicações em Medicina Nuclear em PET (*Positron Emitted Tomography*) e SPECT (*Single Photon Emission Computed Tomography*) [JAN *et al.*, 2004].

Esses códigos têm sido extensamente comparados entre si e com medidas experimentais, com o intuito de analisar a qualidade de seus resultados, gerando assim, muitos trabalhos publicados na literatura sobre sua aplicabilidade, entre eles: “*Comparison of EGS4 and MCNP Monte Carlo codes when calculating Radiotherapy depth doses*” [LOVE *et al.*, 1998]; “*Comparisons between MCNP, EGS4 and experimente for clinical electrons beams*” [JERAJ *et al.*, 1999]; “*A comparison of MCNP-4C electron transport with ITS 3.0 and experimente at incident energies between 100 keV and 20 MeV: influence of voxel size, substeps and energy indexing algorithm*” [SCHAART *et al.*, 2002]; “*Comparison of measured and Monte Carlo calculated dose distributions in inhomogeneous phantoms in clinical electrons beams*” [DOUCET *et al.*, 2003]; “*Monte Carlo simulations of a scintillation câmera using GATE: validation and application modeling*” [STAELENS, 2003]; “*Differences among Monte Carlo codes in the calculations of voxels S values for radionuclide targeted therapy and analysis of their impact n absorbed dose evaluations*” [PACILIO *et al.*, 2009]; “*Estudo de dosimetria gel polimérica em Radioterapia com feixes de elétrons utilizando ressonância magnética e simulação Monte Carlo*” [PIANOSCHI, 2013]; “*Estudo espectral para determinação do fator de conversão que relaciona kerma no ar e a dose glandular média através do método de Monte Carlo – código PENELOPE*” [ALBUQUERQUE, 2015]. Além disso, o método de Monte Carlo passou a ser utilizado em praticamente todas as áreas da física médica [YORIYAZ, 2009].



### 5.3 ESTUDO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO UTILIZANDO MÉTODO DE MONTE CARLO

Em dosimetria das radiações, onde alguns experimentos são muito difíceis de realizar com um grau de precisão adequado, e onde muitos fatores de correção utilizados para determinação da taxa de kerma no ar não podem ser medidos diretamente por meios experimentais, a utilização da simulação de Monte Carlo vem ganhando um espaço cada vez maior [PERINI, 2013].

Atualmente a técnica de Monte Carlo tem um papel importante em dosimetria das radiações envolvendo câmaras de ionização [ROGERS, 2006]. Com a utilização do código de Monte Carlo, o cálculo de fatores de correção tornou-se mais preciso e confiável, tornando as incertezas do cálculo de kerma no ar e dose absorvida na água cada vez menores. Assim, muitos laboratórios padrões primários passaram a utilizar o método de Monte Carlo para analisar os fatores de correção de suas câmaras de ionização padrões primários, como é o caso do BIPM e PTB, entre outros.

A maioria dos laboratórios de metrologia internacionais e nacionais determinavam os fatores de correção de seus padrões experimentalmente. Por exemplo, o fator de correção da parede, era calculado adicionando-se sucessivas capas na câmara de ionização e por meio de extrapolação linear obtinha-se a resposta da câmara de ionização numa parede de espessura zero. Com o advento dos vários códigos de Monte Carlo, estes fatores de correção e outros passaram a ser calculados de maneira mais confiável. Além disso, em 2003, um trabalho de BÜERMANN *et al.* Mostrou que existem inconsistências na utilização da extrapolação linear para o cálculo do fator de correção da parede e eles indicaram a viabilidade e a confiabilidade do uso do método de Monte Carlo para a determinação de diversos fatores de correção.

Com o objetivo de simular uma câmara de ionização e encontrar alguns fatores de correção, NATH e SCHULZ (1981), desenvolveram um código de Monte Carlo para atender às suas necessidades. Este foi um ponto interessante na utilização da simulação de Monte Carlo em dosimetria com câmaras de ionização. A partir disso, a utilização de códigos de Monte Carlo vem crescendo e aperfeiçoando-se rapidamente. Hoje existem

diferentes códigos de Monte Carlo para simular o transporte de radiação com aplicação em dosimetria [PERINI, 2013].

Dentre os diferentes códigos de Monte Carlo, com aplicação em dosimetria, o código PENELOPE e EGSnrc destacam-se no estudo de câmaras de ionização.

## 5.4 PENELOPE

PENELOPE é um algoritmo de Monte Carlo e um código computacional utilizado para diversas simulações de transporte acoplado de elétrons, fótons e pósitrons em sistemas materiais arbitrários que consistem em uma série de regiões homogêneas limitado por interfaces finas. O nome é uma sigla para “*PENetration and Energy LOSS of Positrons and Electrons*” (penetração e perda de energia de pósitrons e elétrons), sendo que a simulação de fótons foi introduzida posteriormente [SALVAT *et al*, 2011]. O código PENELOPE é distribuído gratuitamente pela IAEA (*International Atomic Energy Agency*) e engloba diversas sub-rotinas, escritas em linguagem FORTRAN e distribuídas em diferentes arquivos, aplicativos e uma base de dados com características de materiais de interesse em Física Radiológica [ICRU, 1989]. O algoritmo de simulação é baseado no modelo de espalhamento que combina uma base de dados numérica com modelos de seção de choque para os diferentes mecanismos de interação e é aplicável a energias (energia cinética no caso de elétrons e pósitrons) de algumas centenas de eV à aproximadamente 1 GeV.

A simulação de fótons é feita através do método convencional detalhado, de modo que o caminho de interação do fóton é descrito até que este perca totalmente a sua energia. Enquanto que a de elétrons e pósitrons é feita através de um processo misto, visto que essas partículas sofrem inúmeras interações antes de perder toda sua energia para o meio. Uma característica importante deste código é que a parte mais delicada da simulação é tratada internamente; elétrons, pósitrons e fótons são simulados utilizando a mesma sub-rotina. Então pelo ponto de vista do usuário, PENELOPE torna a simulação de elétrons e pósitrons tão simples quanto à de fótons, embora simular partículas carregadas possa demorar um tempo maior [SALVAT *et al*, 2011].

A versão do PENELOPE utilizada atualmente é o resultado de uma contínua evolução da primeira versão do código, lançada em 1996. O código possui três programas principais (*mains*): penslab (que simula a trajetória elétron-fóton em um plano), pencyl (que simula trajetórias em geometrias cilíndricas) e penmain (para geometrias quadráticas).

A simulação de transporte de radiação na matéria envolve dois processos (rotinas) principais: o processo físico (determinação do caminho livre médio entre as interações, amostragem aleatória das diferentes interações) e o processo geométrico (deslocamento de espaço, transportes em interfaces). Nos casos onde a geometria é complexa, os processos geométricos podem ter grande contribuição no tempo de simulação [SEMPAU *et al*, 2000]. Estes processos normalmente são realizados por sub-rotinas específicas, cujas características dependem do tipo de algoritmo usado para simular as interações. Assume-se que o sistema de materiais consiste em um número limitado de meios homogêneos limitados por superfícies bem definidas. A evolução das partículas em cada meio é definida pela simulação do processo físico, que opera como se as partículas se deslocassem em um meio finito com a composição dada. O trabalho da rotina geométrica é orientar a simulação da trajetória das partículas no sistema de materiais. Ela deve determinar em qual meio está a partícula, mudar de meio quando esta cruza uma interface (superfície que separa dois meios diferentes), e em certas simulações ela deve manter o controle da proximidade das interfaces [SALVAT, FERNÁNDEZ-VAREA e SEMPAU, 2011].

#### **5.4.1 ARQUIVOS FORTRAN**

O PENELOPE distribui suas sub-rotinas nos quatro arquivos FORTRAN: PENELOPE.f, que refere-se ao transporte de partículas; PENGEOM.f, que refere-se à geometria da simulação; PENVARED.f, que refere-se as sub-rotinas que executam os métodos de redução variacional e TIMER.f, que refere-se as sub-rotinas de controle do tempo de simulação. O código possui, ainda, uma biblioteca de grandezas de interação da radiação com a matéria, como seções de choque e coeficientes de atenuação para diversos elementos e materiais, em função da energia e do tipo da radiação [SALVAT,

FERNÁNDEZ-VAREA e SEMPAU, 2011]. O programa MATERIAL.f, que faz parte do pacote PENELOPE, gera arquivos de dados de interação dos materiais simulado em função da energia e tipo de partícula para utilização em simulações específicas.

Para executar-se uma simulação, o usuário deve gerar um aplicativo *main.exe* a partir da edição de um arquivo fonte *main.f*, com as chamadas das sub-rotinas descritas nos programas do pacote, para o gerenciamento da simulação. O aplicativo gerado irá buscar informações da simulação nos arquivos de entrada e de geometria (*entrada.in* e *geometria.geo*) fornecidas pelo usuário.

O arquivo de entrada armazena os dados do tipo de partícula utilizada; da quantidade de partículas a serem simuladas e da energia correspondente; do campo de radiação; da abertura e posição da fonte de radiação; dos parâmetros de controle de exatidão e velocidade da simulação; do tempo de simulação e os nomes dos arquivos de geometria e material.

Dentre os parâmetros de controle da exatidão da simulação são definidos: o valor da energia mínima que a partícula, carregada ou não, deve possuir antes de ser localmente absorvida EABS; o parâmetro C1, que se refere à deflexão angular média produzida por múltiplo espalhamento de partículas carregadas; o parâmetro C2, que se refere à perda fracional máxima de energia permitida entre eventos de colisões de uma partícula carregada; o parâmetro  $W_{CC}$ , que se refere à energia máxima perdida por partículas carregadas em colisões fortes e o parâmetro  $W_{CR}$ , referente à energia máxima perdida por partículas carregadas em perdas radioativas [SALVAT, FERNÁNDEZ-VAREA E SEMPAU, 2011].

#### **5.4.2 O PACOTE PENGEOM**

A sub-rotina, em Fortran, usa o PENGEOM, apropriado para algoritmos de simulações detalhadas, ou seja, onde cada interação na trajetória de uma partícula é simulada em ordem cronológica. Usando este algoritmo, a descrição de quando a partícula cruza uma interface é simples: quando a partícula chega à interface, sua trajetória é interrompida assim que ela encontra o novo meio material e recomeça novamente neste meio. Este método, que para e recomeça a trajetória quando a partícula

cruza uma interface, pode ser usado mesmo quando há o mesmo meio nos dois lados da superfície. Ou seja, uma simulação detalhada com um único meio homogêneo pode se dividir em duas partes por uma superfície arbitrária, produzindo os mesmos resultados [SALVAT *et al*, 2011].

Como citado anteriormente, a simulação detalhada só é aplicável para o transporte de fótons ou elétrons de baixa energia. Para elétrons e pósitrons de alta energia, a maior parte dos códigos de Monte Carlo recorre à forma condensada ou mista, onde o efeito global das múltiplas interações ao longo de uma determinada trajetória é calculado através da teoria de espalhamento múltiplo. Para evitar trajetórias muito grandes, que poderiam colocar a partícula dentro de um meio diferente, as simulações condensadas requerem a avaliação da distância a partir da posição atual até a interface mais próxima, uma operação de grande custo computacional. A simulação mista aplicada no PENELOPE é, computacionalmente, análoga à simulação detalhada. Na verdade, a estrutura do algoritmo de monitoramento (*tracking*) foi feita de modo a minimizar a influência da geometria no transporte de partículas. Este algoritmo opera independente da proximidade de interfaces, e requer somente o conhecimento do material da atual posição da partícula. Como consequência o pacote PENGEOM pode ser ligado diretamente ao PENELOPE [SALVAT *et al*, 2011].

Com o PENGEOM é possível descrever qualquer sistema de materiais que consista de meios homogêneos limitados por superfícies quádricas. Para acelerar as operações com a geometria, os corpos do sistema de materiais podem ser agrupados em módulos (volumes limitados por superfícies quádricas que contêm um ou mais corpos); módulos ainda maiores, assim por diante.

Esta “hierarquia” de módulos reduz o trabalho das rotinas geométricas, que se tornam mais eficazes quando a complexidade do sistema aumenta. A versão 2006 do PENGEOM pode simular sistemas complexos de materiais, com até 5000 corpos e 9999 superfícies limitando [SALVAT *et al.*, 2011]. Este grande número de elementos seria útil se tivéssemos que descrever cada elemento manualmente, um por um. Mas o PENGEOM tem um recurso que permite o clone dos módulos, ou grupo de módulos, uma técnica que aumenta rapidamente o número de elementos usados.

Exceto para casos triviais, é muito difícil verificar se a geometria construída está correta, principalmente em estruturas 3D com diversos corpos e módulos. Mas podemos

utilizar os programas, GVIEW2D ou GVIEW3D, para visualizar a geometria na tela do computador.

### 5.4.3 SUPERFÍCIES QUÁDRICAS

O sistema de materiais consiste de número limitado de corpos homogêneos definidos pela composição material e superfície limitante. Por motivos práticos, todas as superfícies devem ser quádricas [SALVAT *et al.*, 2011], representadas pela Equação 13, que inclui planos, par de planos, esferas, cilindros, cones, elipsoides, paraboloides, hiperboloides.

**Equação 13: Equação das superfícies quádricas.**

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

Sendo a sua forma reduzida representada pela Equação 14.

**Equação 14: Equação reduzida das superfícies quádricas.**

$$F(x, y, z) = I_1x^2 + I_2y^2 + I_3z^2 + I_4z + I_5 = 0$$

Na prática, estas superfícies são conhecidas na sua forma gráfica, e é complicado obter o parâmetro quádrico correspondente. Para facilitar a definição da geometria, cada superfície quádrica é definida na forma implícita ou ainda, na forma reduzida (Equação 14), e por algumas transformações geométricas, como mostra a Tabela 1 e a Figura 7.

Tabela 1: Quádricas reduzidas [modificado de SALVAT *et al.*, 2011].

Forma Reduzida	Índices ( $I_1, I_2, I_3, I_4, I_5$ )	Quádricas
$Z - 1 = 0$	0 0 0 1 -1	Plano
$Z^2 - 1 = 0$	0 0 1 0 -1	Par de planos paralelos
$X^2 + Y^2 + Z^2 - 1 = 0$	1 1 1 0 -1	Esfera
$X^2 + Y^2 - 1 = 0$	1 1 0 1 -1	Cilindro
$X^2 - Y^2 - 1 = 0$	1 -1 0 0 -1	Cilindro hiperbólico
$X^2 + Y^2 - Z^2 = 0$	1 1 -1 0 0	Cone
$X^2 + Y^2 - Z^2 - 1 = 0$	1 1 -1 0 -1	Hiperbolóide de uma folha
$X^2 + Y^2 - Z^2 + 1 = 0$	1 1 -1 0 1	Hiperbolóide de duas folhas
$X^2 + Y^2 - Z = 0$	1 1 0 -1 0	Parabolóide
$X^2 - Z = 0$	1 0 0 -1 0	Cilindro parabólico
$X^2 - Y^2 - Z = 0$	1 -1 0 -1 0	Parabolóide hiperbólico

Outras quádricas podem ser obtidas, a partir da forma reduzida correspondente aplicando as seguintes transformações e nesta ordem:

- Expansão ao longo dos eixos, definindo um fator de escala: X-SCALE = a, Y-SCALE = b e Z-SCALE = c. Essa transformação pode, por exemplo, transformar a esfera reduzida em um elipsoide com os semieixos iguais aos fatores de escala.
- Rotação,  $R(\omega, \Theta, \phi)$ , definida pelos ângulos de Euler OMEGA =  $\omega$ , THETA =  $\Theta$  e PHI =  $\phi$ . Note que a rotação  $R(\omega, \Theta, \phi)$  transforma um plano perpendicular ao eixo-z em um plano perpendicular à direção com os ângulos polar e azimutal,  $\Theta$  e  $\phi$ , respectivamente. O ângulo OMEGA não tem efeito quando a quádrica inicial é simétrica ao eixo-z.
- Translação, definida pelos componentes do vetor deslocamento t. (X-SHIFT =  $t_x$ , Y-SHIFT =  $t_y$  e Z-SHIFT =  $t_z$ )

Uma quádrica só será perfeitamente definida se forem conhecidos seus índices ( $I_1, I_2, I_3, I_4, I_5$ ), o fator de escala (X-SCALE, Y-SCALE e Z-SCALE) e os vetores deslocamento (X-SHIFT, Y-SHIFT e Z-SHIFT).

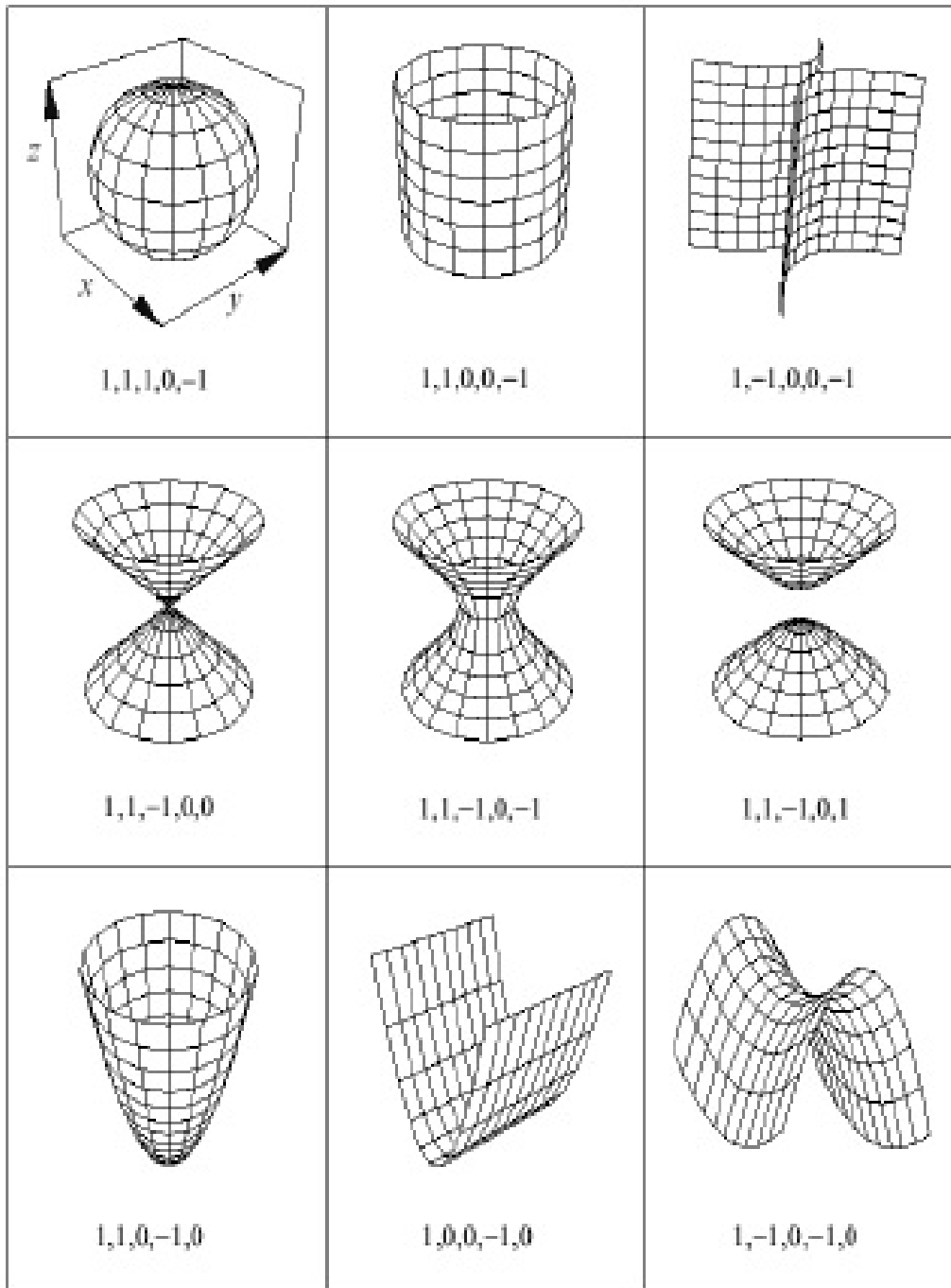


Figura 7: Forma reduzida das superfícies não planas e seus índices [modificada de SALVAT *et al.*, 2011].



#### 5.4.4 DEFINIÇÃO DE MÓDULOS E SUBMÓDULOS

Um corpo é definido como sendo um volume limitado por superfícies quádricas, e preenchido com material homogêneo. Para simplificar um corpo, temos que definir os limites da superfície quádrica com os apontadores (*side pointers*), +1 ou -1, e sua composição (legenda interpretada pelo PENELOPE para identificar o material). Há uma ordem específica que deve ser seguida para definir os corpos na rotina, sempre “de fora para dentro”, ou seja, o corpo maior englobando os menores. Na Figura 8 pode ser visualizado um exemplo de uma seta dentro de uma esfera com os correspondentes apontadores (*side pointers*) para definir o material entre a esfera e a seta [SALVAT *et al.*, 2011].

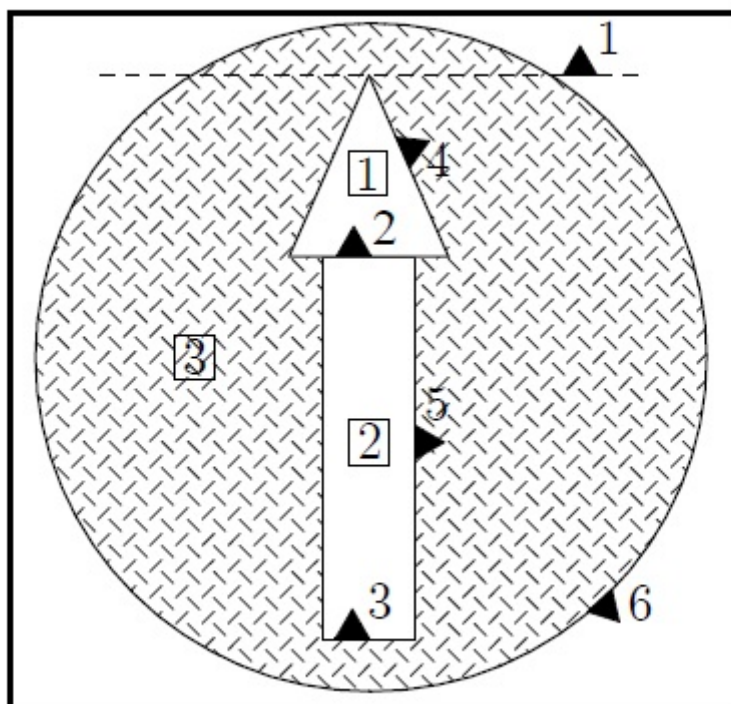


Figura 8: Exemplo de geometria simples, uma seta dentro da esfera. Os números com quadrados indicam os corpos [SALVAT *et al.*, 2011].

Um módulo é definido como um volume, limitado por superfícies quádricas, que contém um ou mais corpos. O módulo pode conter outros módulos, que serão referidos como submódulos. O volume do módulo é preenchido por material homogêneo, que

automaticamente preenche as cavidades do módulo (ou seja, volumes que não correspondem a um corpo ou submódulo). Essas cavidades preenchidas serão consideradas um corpo individual. Um corpo que é limitado por superfícies pode ser declarado como corpo ou módulo [SALVAT *et al*, 2011].

Os módulos devem satisfazer as seguintes condições:

- Os corpos e submódulos de um módulo devem estar contidos completamente nele;
- Um submódulo de um módulo não pode sobrepor com os outros submódulos ou corpos do mesmo módulo (isto é necessário para certificar-se de que a partícula só pode entrar ou sair de um módulo através das superfícies que o limitam).

Um módulo (com seus possíveis submódulos) pode representar uma parte completa de um sistema composto por diferentes materiais, por exemplo: fonte radioativa, cabeça de um acelerador, detector, fantoma, etc. Para facilitar na construção da geometria é útil fazer translações e rotações individuais de um módulo. A definição de um módulo inclui os parâmetros de rotação e translação, opcionais, que permitem modificar a posição e orientação de um módulo (e seus submódulos). Como no caso dos corpos, a rotação de ser feita antes. Todos os submódulos e corpos de um mesmo módulo são transladados e rotacionados juntos.

Na prática, em simulações com geometrias finitas, a simulação deve ser interrompida quando a partícula sai do sistema de materiais. No PENGGEOM isto é feito automaticamente, assumindo que todo o sistema está incluso em um módulo grande o suficiente, que engloba todo o sistema, o invólucro (*enclousure*). Assume-se que existe o vácuo perfeito fora dele. Se na definição da geometria houver corpos que se estendam além do invólucro, estes são truncados e só a parte de dentro dele será considerada. Assim partículas que o deixam nunca voltarão para o sistema de materiais [SALVAT *et al*, 2011].

### 5.4.5 PROGRAMAS PRINCIPAIS (*MAINS*)

O pacote PENELOPE, inclui três tipos de programas principais (*mains*): penslab, pencyl e penmain. Os programas podem, facilmente, ser generalizados para o caso de fontes com emissão de partículas múltiplas com espectro contínuo ou discreto. Embora seja possível a simulação de algoritmos que implementem facilmente os modelos de interação adotados (ou seja, a física) e descrevam com precisão certos tipos de geometrias, é inviável desenvolver um *main program* capaz de calcular todas as informações de um problema prático (com fontes de radiação arbitrárias).

Os três programas operam de forma similar. Eles têm os dados de um arquivo de entrada (*input file*) e fornecem os resultados no arquivo de saída (*output file*). No arquivo de saída são geradas informações como número de histórias, velocidade da simulação, número médio de partículas secundárias geradas, energia média depositada. Estes programas também podem gerar um número de distribuições contínuas, dependendo da opção escolhida no arquivo de entrada.

O penmain é um programa que simula o transporte elétron-fóton em sistemas complexos. Ele foi feito de forma a permitir que os usuários o utilizem no PENELOPE sem ter que escrever o programa principal. A geometria deve ser descrita no pacote PENGEOM, como já foi visto anteriormente. Na forma padrão o penmain assume que as partículas primárias emitidas vêm de uma fonte pontual, monoenergética ou com um espectro de energia. Também é possível que o programa leia os dados da energia de outro arquivo, o *phase-space file*. Esta opção é bastante útil para dividir uma simulação de um problema complexo em vários estágios [SALATA, 2008].

### 5.4.6 ESTRUTURA DO CÓDIGO

O código de simulação PENELOPE, como mencionado anteriormente, é composto por quatro arquivos FORTRAN com as definições das sub-rotinas utilizadas na simulação:

PENELOPE.f: sub-rotinas responsáveis pelo transporte das partículas simuladas;

PENGEOM.f: sub-rotinas que controlam a geometria da simulação;

TIMER.f: sub-rotinas que controlam o tempo de simulação;

PENVARED.f: sub-rotinas que executam os métodos de redução variacional.

Além desses, o código é distribuído com um programa MATERIAL.f responsável pela geração dos arquivos de dados de seção de choque dos materiais.

Para desenvolver uma simulação com o PENELOPE o usuário deve editar um arquivo FORTRAN, *main.f*, com as chamadas das sub-rotinas PENELOPE.f, PENGEOM.f, PENVARED.f e TIMER.f, proporcionando o gerenciamento da simulação como um todo, e criando, com esses cinco arquivos FORTRAN, um arquivo *main.exe*. A Figura 9 representa um esquema da estrutura do pacote de simulação Monte Carlo PENELOPE. Os arquivos escritos com letra maiúscula são fornecidos no pacote do PENELOPE e os escritos com letra minúscula devem ser criados pelo usuário.

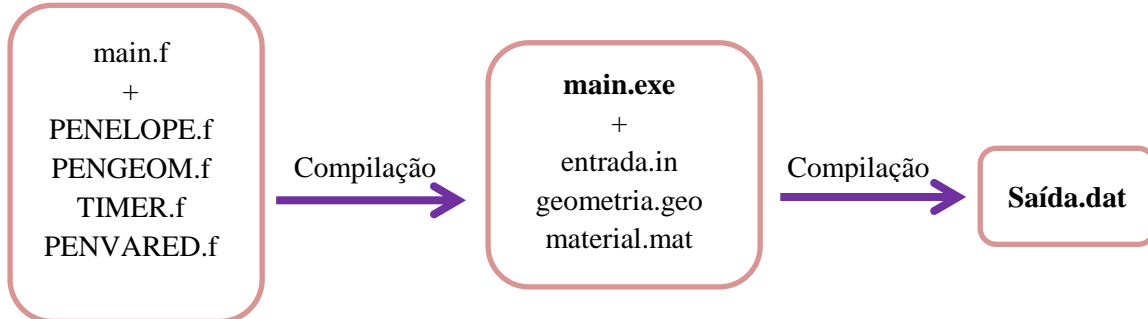


Figura 9: Estrutura do pacote de simulação Monte Carlo PENELOPE.

A simulação é iniciada pela execução do arquivo *main.exe* que busca informações de entrada fornecidas pelo usuário através do arquivo *entrada.in*, além de informações da geometria através do arquivo *geometria.geo*, e informações de seção de choque dos materiais envolvidos na simulação através do arquivo *material.mat*.

## 6. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste trabalho todas as simulações para estudar o transporte de fótons nas câmaras de ionização e analisar a influência energética da adição da película de alumínio nas câmaras de ionização, utilizadas em radiodiagnóstico, foram realizadas através do código de Monte Carlo PENELOPE (versão 2008). A escolha do código PENELOPE deu-se pelo fato de ele oferecer um pacote de geometria flexível que permite desenvolver desde geometrias simples a geometrias bastante complexas.

Para realizar a análise da influência energética, foram simuladas duas configurações diferentes para as câmaras de ionização. A primeira câmara composta de Polimetil-metacrilato (PMMA) e preenchida com ar. Uma segunda composta de Polimetil-metacrilato (PMMA), preenchida com ar e com uma placa de alumínio (com sua espessura variando de 0,1 a 0,3 mm) na janela de entrada da câmara. Nas simulações, as câmaras foram inseridas em um universo contendo ar para simular as interações da radiação nas camadas de ar presentes na câmara de ionização.

### 6.1 PARÂMETROS DE ENTRADA DA SIMULAÇÃO

No arquivo *entrada.in* o usuário definirá diversas características da simulação, tais como: tipo de partícula do feixe primário (elétron, fóton ou pósitron), o tipo de fonte (extensa, cônica ou pontual), o espectro de energia da fonte e as suas respectivas probabilidades, parâmetros de controle da simulação, número de partículas a serem simuladas e tempo total de simulação, além dos nomes dos arquivos de geometria e material. Os parâmetros definidos no arquivo *entrada.in* influenciam tanto na exatidão quanto no desempenho da simulação e os mesmos são descritos na Tabela 2.

Tabela 2: Variáveis de entrada das simulações e suas respectivas funções.

Variáveis	Função
<b>KPAR</b>	Tipo de partícula primária (elétron, fóton ou pósitron)
<b>E</b>	Energia da partícula simulada (eV). O usuário pode definir uma fonte monoenergética ou fornecer os valores das probabilidades de um espectro de energia.
<b>MAT</b>	Materiais onde as partículas se movem.
<b>X, Y, Z</b>	Coordenadas das partículas (cm).
<b>U, V, W</b>	Cossenos diretores dos movimentos das partículas.
<b>EABS</b>	Energia de corte da simulação, representando o maior valor de energia que a partícula possui antes de ser localmente absorvida.
<b>C1</b>	Parâmetro de condensação de histórias utilizado no algoritmo misto. Essa variável é proporcional à deflexão angular média de partículas carregadas (valores de 0.05 à 0.2).
<b>C2</b>	Parâmetro de condensação de histórias utilizado no algoritmo misto. Essa variável é proporcional à perda fracional de energia entre eventos fortes consecutivos (valores de 0.05 à 0.2).
<b>WCC</b>	Energia de corte (eV) para as colisões inelásticas de partículas carregadas (fortes).
<b>WCR</b>	Energia de corte (eV) para emissão de <i>bremsstrahlung</i> .

Os valores das variáveis EABS, C1, C2, WCC E WCR, chamados parâmetros de transporte, devem ser fornecidos pelo usuário para cada material utilizado na simulação. Como já mencionado na Tabela 2, o parâmetro C1 é a deflexão angular média, que é produzida através do espalhamento elástico ao longo do caminho de partículas carregadas entre os eventos fortes (elásticos) consecutivos e C2 é proporcional à perda fracional de energia entre esses eventos fortes consecutivos. Quanto mais os valores de C1 e C2 estejam próximos de 0, maior é a exatidão da simulação, porém é menor seu desempenho.

Esses parâmetros determinam a exatidão e a velocidade da simulação. Para que a simulação seja mais exata é necessária a utilização de pequenos valores de C1 e C2 (em torno de 0,05). Para valores maiores a simulação perde exatidão (quanto menor o valor mais detalhada será a simulação), porém torna-se mais rápida. As energias de corte  $W_{CC}$  e  $W_{CR}$  podem influenciar a distribuição de energia das partículas que estão sendo simuladas [SALVAT *et al.*, 2011].

Os parâmetros de entrada EABS (elétrons e pósitrons), EABS (fótons), C1, C2, WCC e WCR foram mantidos com valores fixos durante as simulações de 10 keV, 1 keV, 0,05, 0,05, 10 keV e 1 keV, respectivamente.

Na simulação as câmaras de ionização foram posicionadas a 1 metro de distância do ponto focal do tubo de Raios X com filamento e alvo de Tungstênio, possuindo uma filtração adicional de 1 mm de alumínio e feixe cônico. Variou-se, então, a tensão do tubo em incrementos de 10 kV entre 60kV e 110kV e uma alta tensão de 140kV, a fim de varrer a faixa de Raios X diagnóstico.

Já o arquivo *geometria.geo* define as regiões de interesse na simulação, cada região devendo ser definida como um corpo específico, sendo descrita por meio de funções quadráticas que definem as superfícies que limitam essas regiões [PIANOSCHI, 2008].

Para cada corpo no arquivo de geometria deve ser definido um índice de material, correspondendo ao material que preencherá a região interna do corpo, havendo uma concordância deste com o arquivo de materiais.

No arquivo de material, são encontrados dados do material e tabelas com parâmetros de transporte e atenuação de elétrons, fótons e pósitrons em função da energia. Para se criar um arquivo *material.mat*, que será utilizado na simulação, é necessário que se crie um arquivo *material.exe*, que é gerado a partir do arquivo *MATERIAL.f* e das sub-rotinas do *PENELOPE.f*.

Através do arquivo *main.f*, o usuário pode estabelecer os dados desejados para a saída da simulação, no arquivo *penmain.dat*, que pode conter informações como a dose depositada em um dado corpo, o espectro de partículas cruzando uma interface ou saindo e entrando em um corpo. Para gerar o arquivo de saída, o código *PENELOPE* armazena dados de interação e deposição de energia em relação aos corpos definidos no arquivo de geometria durante a simulação, atualizando o arquivo ao final da mesma.

## 6.2 CONSTRUÇÃO DAS GEOMETRIAS

As geometrias utilizadas na simulação foram construídas através de superfícies quádricas, as dimensões simuladas foram escolhidas com base nas características de uma câmara de ionização de placas paralelas comercial utilizada em radiodiagnóstico que contém em sua janela de entrada placas de alumínio, com espessura delgada.

Dessa forma, para as simulações com código PENELOPE foram construídas duas câmaras de ionização de formato cilíndrico com 10 cm de diâmetro e 5 cm de altura, compatíveis com as câmaras de ionização utilizadas para dosimetria em radiodiagnóstico. A primeira câmara composta de Polimetil-metacrilato (PMMA) e preenchida com ar e a segunda câmara composta de Polimetil-metacrilato (PMMA), preenchida com ar e com a adição de uma película de alumínio com 9,8 cm de diâmetro na janela de entrada da câmara. Para a segunda câmara ainda foram simuladas as seguintes espessuras: 0,1 mm, 0,2 mm e 0,3 mm de alumínio.

Os dois modelos de câmaras são ilustrados nas Figuras 10 e 11.

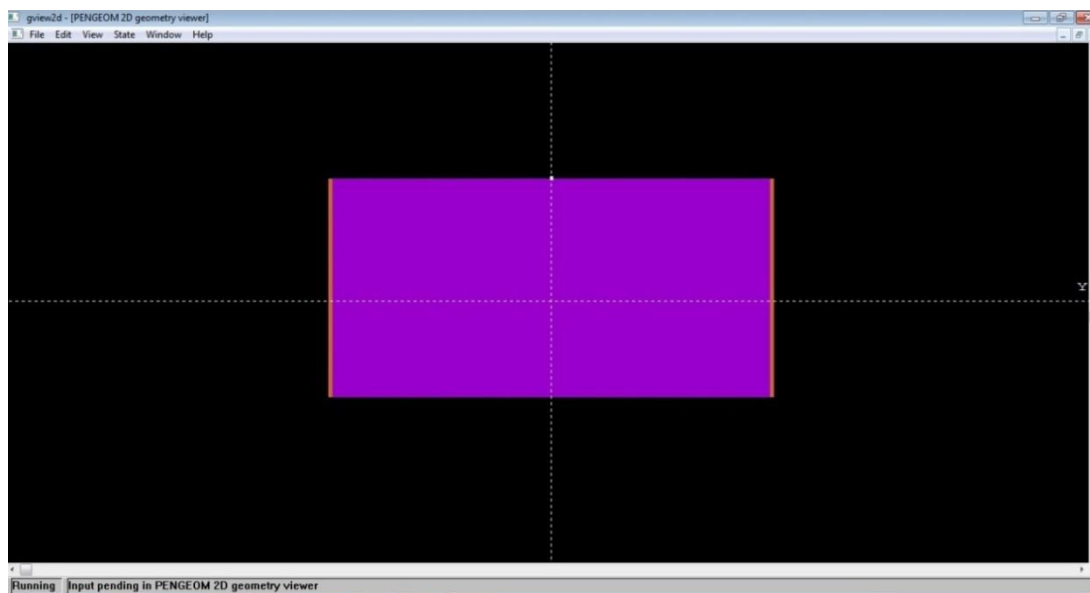


Figura 10: Geometria da câmara composta de PMMA e preenchida com ar.



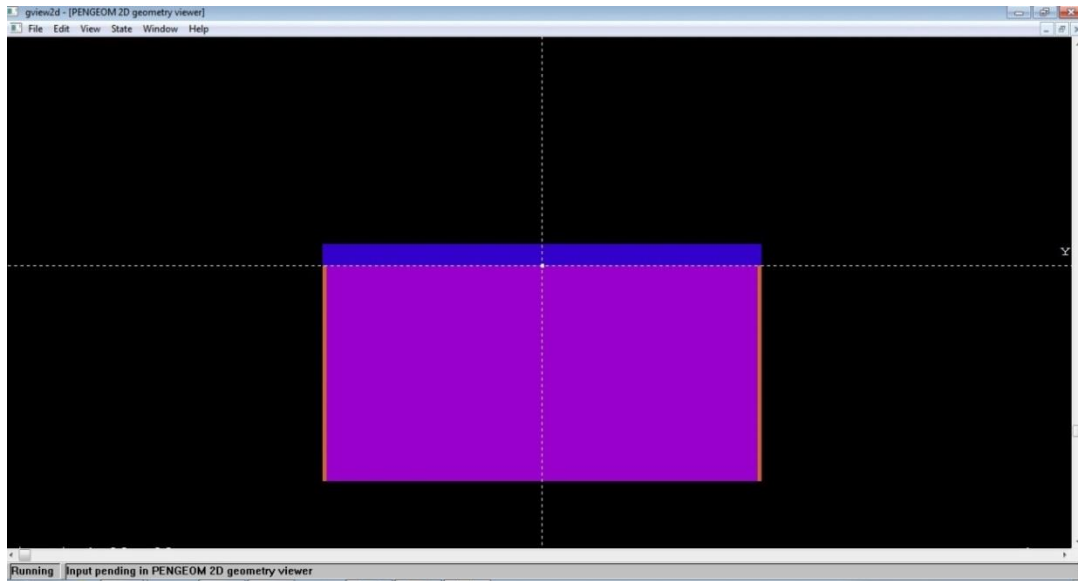


Figura 11: Geometria da câmara composta de PMMA e preenchida com ar com uma placa de alumínio (de espessura variável de 0,1mm a 0,3 mm) na janela de entrada da câmara.

### 6.3 COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR

A atenuação dos fótons pela matéria ocorre pelos efeitos de espalhamento e absorção de energia. O coeficiente de absorção é a fração absorvida da energia do feixe por unidade de espessura do material absorvedor. Tanto o coeficiente de absorção quanto o coeficiente de atenuação linear dependem da energia do feixe e do número atômico do material absorvedor [CEMBER e JOHNSON, 2009].

Para avaliar o coeficiente de atenuação linear ( $\mu$ ), considera-se um feixe de radiação monoenergético incidindo perpendicularmente em uma placa de um determinado material com espessura  $x$ . Suponha-se também, uma situação ideal onde cada fóton ou penetra no material sem interagir ou interage por efeito fotoelétrico, com depósito total de energia. O número de partículas transmitidas ( $N$ ), através do material absorvedor de espessura  $x$  está associado ao número de partículas do feixe inicial ( $N_0$ ) e é descrito pela Equação 2 [CEMBER e JOHNSON, 2009].

O coeficiente de atenuação linear ( $\mu$ ) é determinado experimentalmente, sob condições específicas onde um feixe de fótons monoenergético colimado incide em um material absorvedor do qual se faz variar a espessura. Um detector é colocado a uma

distância fixa da fonte de radiação e suficientemente afastado do material absorvedor, de tal modo que apenas os fótons primários são medidos [KHAN, 2010].

Em condições de “boa geometria”, o coeficiente de atenuação linear pela lei de atenuação exponencial pode então ser obtido matematicamente por meio da expressão:

**Equação 15: Lei da atenuação exponencial.**

$$\mu = - \frac{\ln(N/N_0)}{x}$$

O feixe produzido por um gerador de Raios X não é um feixe monoenergético, mas um espectro contínuo de energia de fótons. A atenuação de um feixe de Raios X não é uma exponencial simples, e o declive da curva de atenuação diminui com o aumento da espessura do material absorvente, uma vez que este remove os fótons de baixa energia. À medida que a espessura deste material aumenta a energia média do feixe, que é transmitida, aumenta, ou seja, o feixe é progressivamente endurecido, aumentando, também, o seu poder de penetração [ALEIXO, 2007; HUBBELL e SELTZER, 1995].

O coeficiente de atenuação linear ( $\mu$ ) foi utilizado para a verificação das simulações com o código Monte Carlo PENELOPE, versão 2008, utilizadas para avaliação da influência da adição de uma placa de alumínio com espessura variável na janela de entrada das câmaras de ionização e energias utilizadas em radiodiagnóstico. O coeficiente foi determinado por simulação Monte Carlo para diferentes energias e espessuras de alumínio e comparada com valores disponíveis na literatura [NIST, 2004]. Nesta literatura os valores dos coeficientes de atenuação são tabelados em função da energia para cada material específico. A relação dos valores teóricos [NIST, 2004] com os simulados foi o método utilizado para a avaliação da simulação de câmaras de ionização com diferentes espessuras de alumínio na janela de entrada da mesma.

O material escolhido para a simulação foi o alumínio, por ser o material presente na composição da maioria das câmaras de ionização fabricadas atualmente. As energias utilizadas foram 60, 70, 80, 90, 100, 110 e 140 keV, intervalo de energia utilizado em radiodiagnóstico. Utilizaram-se as espessuras de 0,1, 0,2, e 0,3 mm de alumínio. Esses dados são apresentados no capítulo 7.

## 7. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos, para as duas geometrias de câmaras de ionização simuladas utilizando-se o método Monte Carlo com o código PENELOPE.

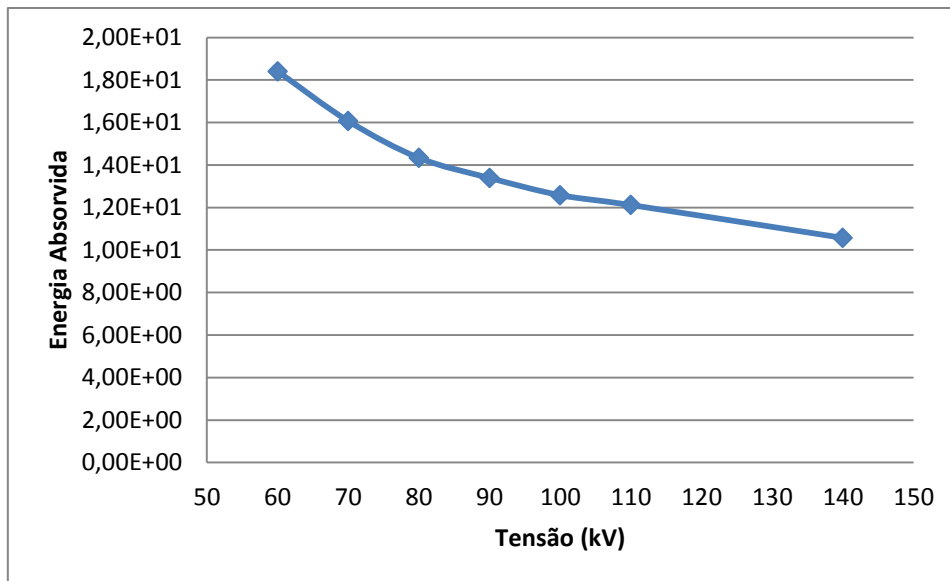
Os dados foram obtidos em função dos parâmetros de entrada da simulação, do material, da espessura da película de alumínio e da faixa de energia do radiodiagnóstico.

Ao analisar as energias absorvidas no volume de ar da câmara de ionização utilizada como referência (PMMA) observou-se que a energia absorvida pelo ar está diminuindo com o aumento da tensão aplicada ao tubo de Raios X. Resultado esperado já que a energia incidente está aumentando.

Ao adicionar a primeira película de alumínio, com 0,1 mm de espessura, notou-se uma mudança de comportamento na energia absorvida pelo ar, que aumenta com o aumento da tensão. Quando são adicionadas as películas de alumínio na janela de entrada da câmara de ionização, o alumínio absorve os fótons com energias mais baixas, devido ao efeito fotoelétrico [KNOLL, 1989], criando elétrons secundários no alumínio que irão compensar a perda de energia nas paredes da câmara.

Também foram simuladas as espessuras de 0,2mm e 0,3 mm de alumínio com objetivo de determinar uma configuração ótima para a câmara de ionização.

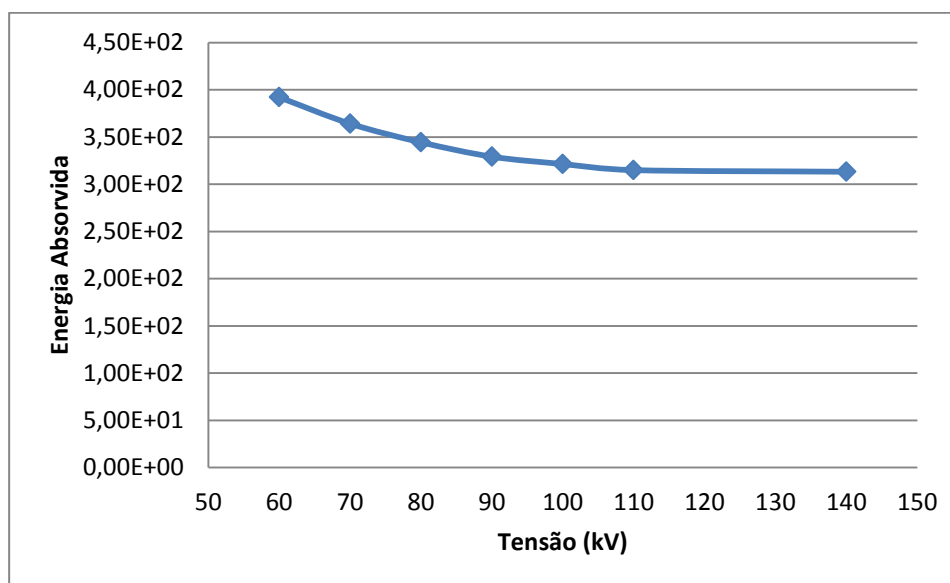
A Figura 12 apresenta o gráfico relativo a energia absorvida pelo volume sensível (ar) na câmara de ionização utilizada como referência.



**Figura 12: Energia absorvida pelo ar na câmara referência composta por PMMA preenchida com ar.**

Ao analisar o gráfico pode-se observar que a energia absorvida pelo volume de ar da câmara referência de PMMA diminui com o aumento da tensão aplicada ao tubo de Raios X.

Esse comportamento pode ser observado também na Figura 13. Que apresenta a energia absorvida pelas paredes de PMMA.



**Figura 13: Energia absorvida pelas paredes de PMMA na câmara referência.**

Esse comportamento é explicado pelo coeficiente de absorção de energia para esses materiais. O coeficiente de absorção de um material representa a quantidade de energia absorvida pelo material e a energia refletida pelo material, o valor obtido é sempre entre 0 e 1. O coeficiente de absorção máxima é determinado por um valor de 1, onde toda a energia que atinge o material é absorvida pelo material e o coeficiente de absorção mínimo é determinado quando por um valor de 0, onde toda a energia é refletida.

O próximo passo das simulações foi adicionar películas de alumínio na janela de entrada da câmara de ionização e observar qual a contribuição das mesmas, no que se refere à absorção de energia pelas paredes de PMMA e pelo volume de ar.

As Figuras 14 e 15 apresentam os resultados obtidos da comparação da energia absorvida pelo PMMA e pelo ar, respectivamente, entre a câmara referência e câmara com uma película de alumínio com espessura de 0,1 mm na janela de entrada.

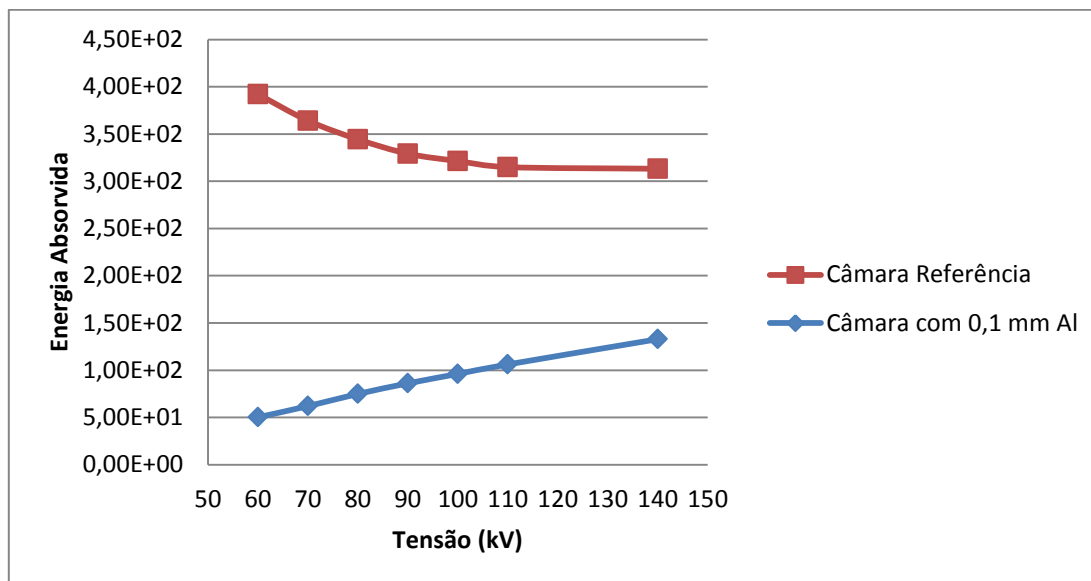
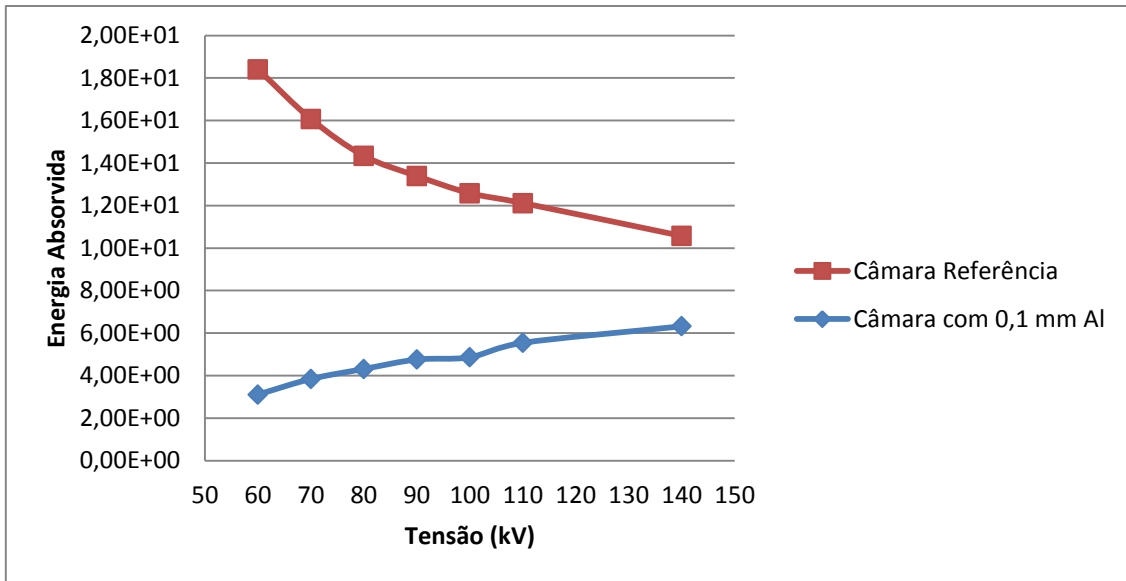


Figura 14: Gráfico comparativo entre a câmara referência e a câmara com película de alumínio com espessura de 0,1 mm, quanto a energia absorvida pelas paredes de PMMA.



**Figura 15:** Gráfico comparativo entre a câmara referência e a câmara com película de alumínio de 0,1 mm de espessura, quanto a energia absorvida pelo volume sensível (ar).

Em ambos os gráficos (Figuras 14 e 15) é possível observar um aumento da energia absorvida com o aumento da tensão tanto no PMMA quanto no volume sensível (ar). Isto ocorre porque ao acrescentar a película de alumínio na janela de entrada da câmara, essa filtração gera radiação espalhada, de menor energia que a da radiação incidente, além de aumentar o número de partículas secundárias (elétrons) geradas. Quando a película de alumínio é introduzida altera-se a configuração do espectro de energia que entra na câmara.

Com o objetivo de determinar uma melhor configuração para a câmara de ionização simulada no presente trabalho, foi realizada uma variação na espessura das películas de alumínio. Os gráficos 16, 17, 18 e 19 mostram que o comportamento apresentado para a câmara com 0,1 mm de alumínio, quanto as energias absorvidas no ar e nas paredes de PMMA, se repetiu também para as câmaras com 0,2 mm Al e 0,3 mm Al na janela de entrada.

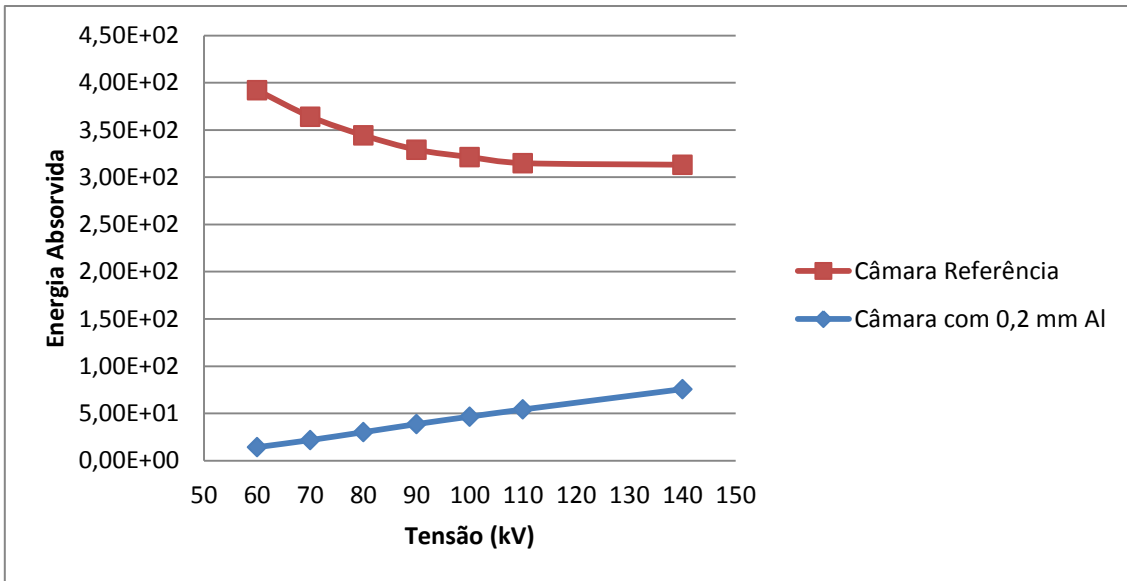


Figura 16: Gráfico comparativo entre a câmara referência e a câmara com película de alumínio com espessura de 0,2 mm, quanto a energia absorvida pelas paredes de PMMA.

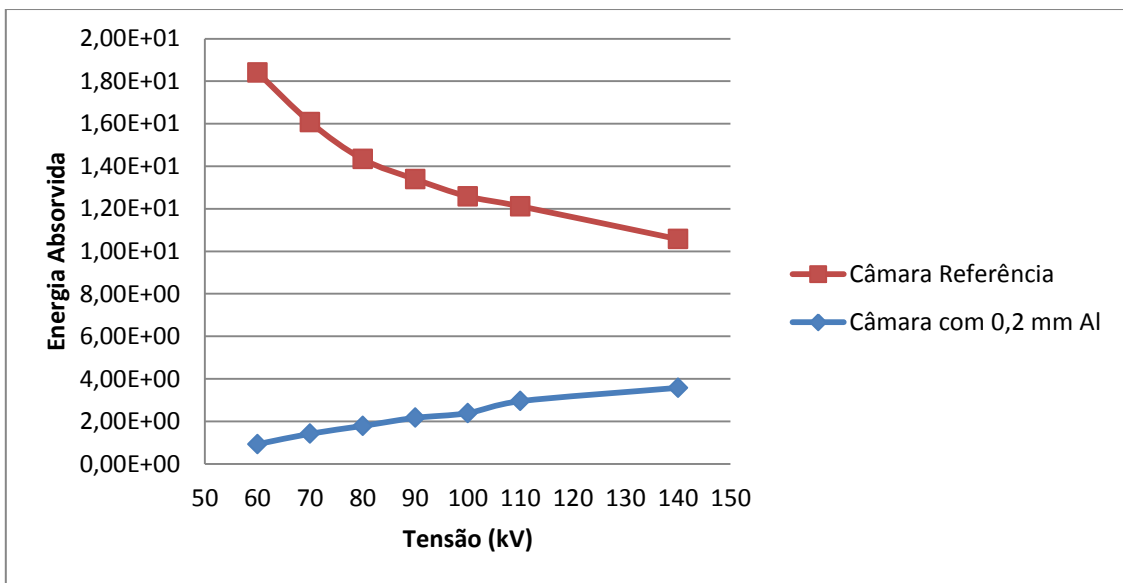


Figura 17: Gráfico comparativo entre a câmara referência e a câmara com película de alumínio de 0,2 mm de espessura, quanto a energia absorvida pelo volume sensível (ar).

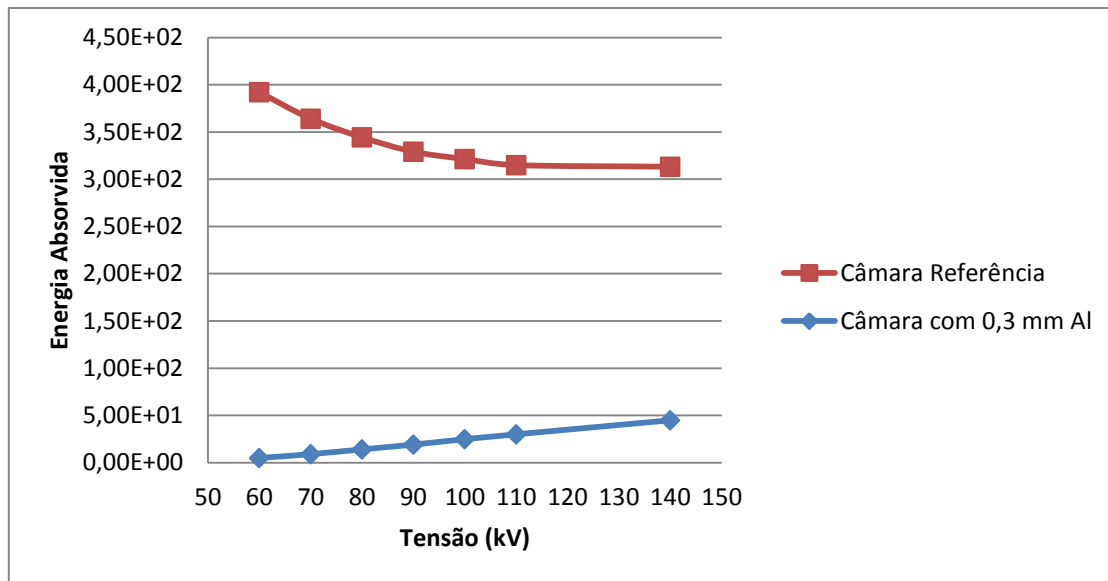


Figura 18: Gráfico comparativo entre a câmara referência e a câmara com película de alumínio com espessura de 0,3 mm, quanto a energia absorvida pelas paredes de PMMA.

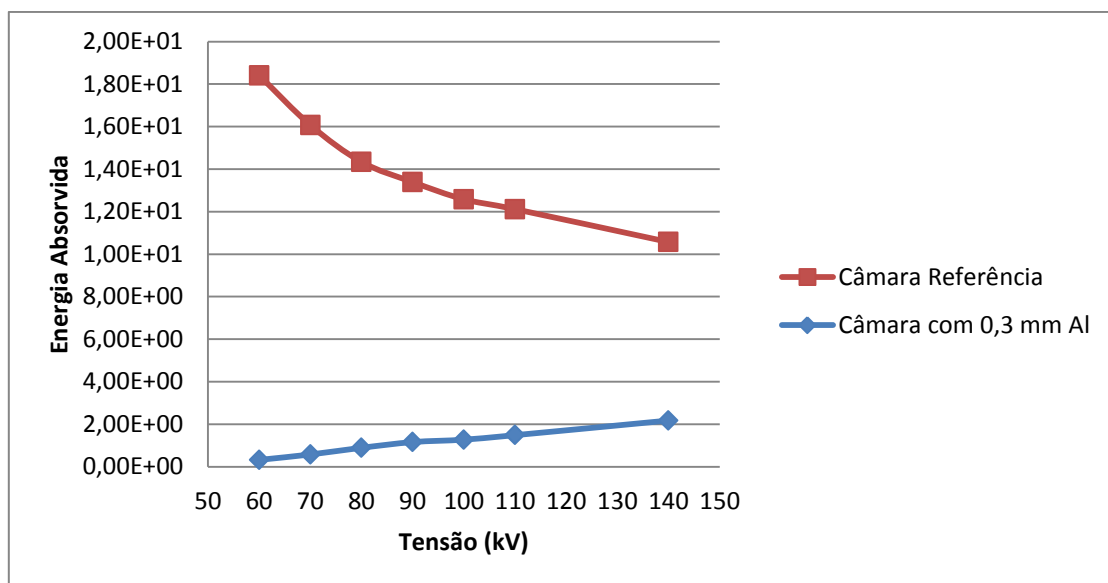


Figura 19: Gráfico comparativo entre a câmara referência e a câmara com película de alumínio de 0,3 mm de espessura, quanto a energia absorvida pelo volume sensível (ar).

O próximo passo foi comparar os resultados obtidos na simulação para as três espessuras de alumínio, observando a dose absorvida pelo volume sensível da câmara (ar). A Figura 20 apresenta tal comparação.



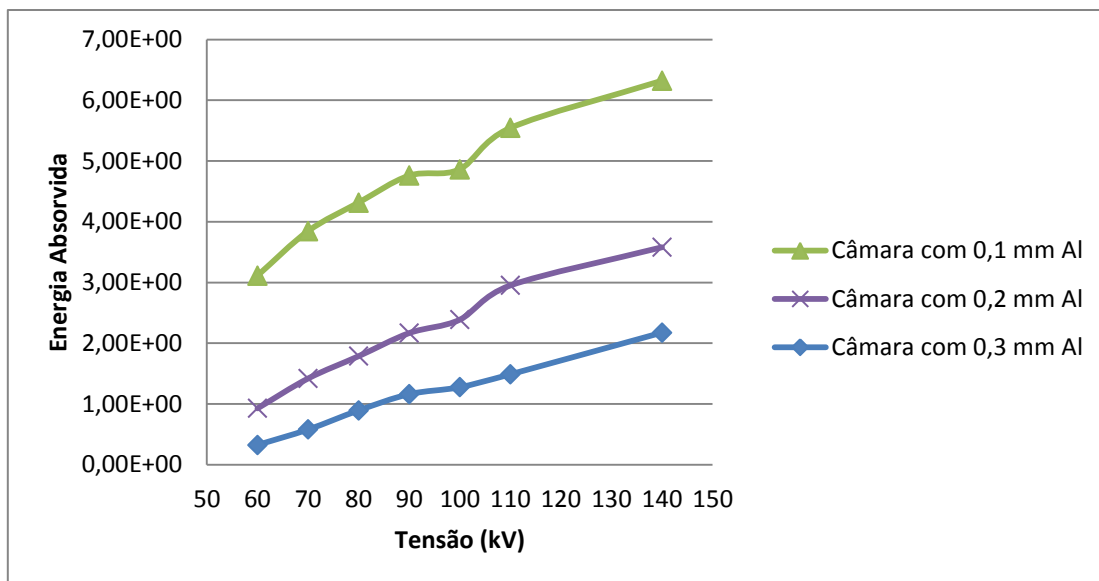


Figura 20: Comparação entre as câmaras simuladas com adição de alumínio na janela de entrada, quanto a quantidade de energia absorvida pelo volume sensível (ar) .

Para determinar qual configuração de câmara está mais próximo dos dados teóricos, foi feito um gráfico comparativo da razão entre o coeficiente de atenuação linear teórico [NIST, 2004] e o coeficiente de atenuação linear simulado para as três espessuras simuladas em função da variação da energia do feixe de radiação.

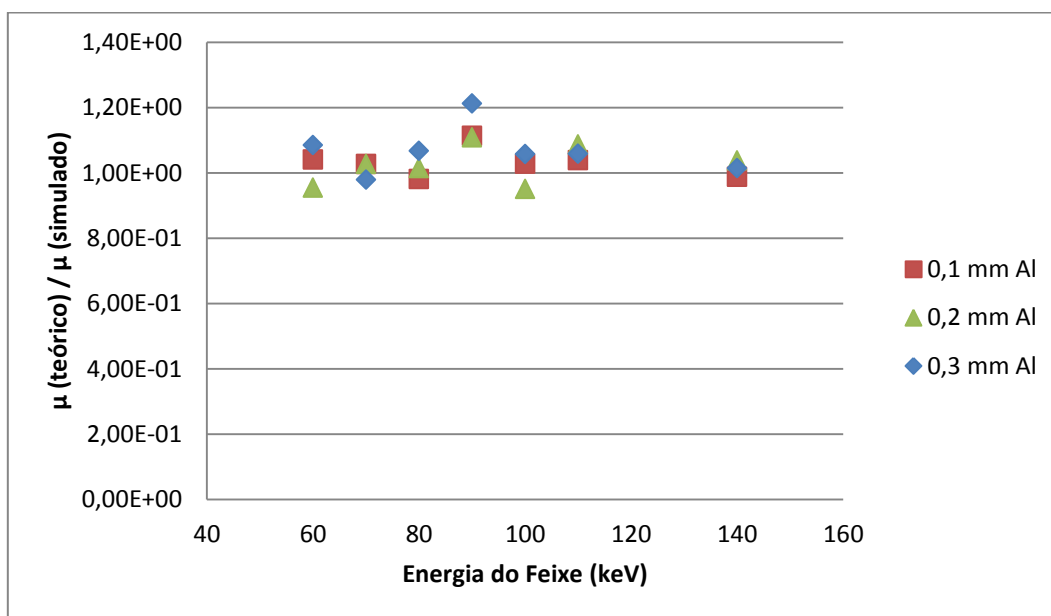


Figura 21: Gráfico da razão entre o coeficiente de atenuação linear teórico e o simulado, em função das espessuras de alumínio testadas e da variação da energia.

Através da análise do gráfico comparativo da razão entre o coeficiente de atenuação linear teórico [NIST, 2004] e o coeficiente de atenuação linear simulado para as três espessuras de alumínio, apresentado na Figura 21, é possível observar que as mesmas apresentam uma pequena variação. Para a câmara com 0,3 mm de espessura de alumínio houve uma variação entre valores medidos e simulados de 7%, para a câmara com 0,2 mm de espessura de alumínio esse valor foi de 5,5% e a câmara com espessura de 0,1 mm de alumínio foi a que apresentou uma menor variação de 3,7%.

## 8. CONCLUSÕES

Através de um estudo bibliográfico detalhado sobre os efeitos da interação da radiação em meios materiais, mecanismos de detecção das câmaras de ionização e do entendimento do código de simulação Monte Carlo PENELOPE, foi possível simular uma geometria compatível com as câmaras de ionização comerciais utilizadas para dosimetria em radiodiagnóstico e desenvolver um algoritmo capaz de simular as configurações de câmaras propostas no início das pesquisas.

A partir dos resultados obtidos, foram gerados gráficos para avaliação da influência do coeficiente de atenuação linear de acordo com a energia quando adicionada uma película de alumínio na janela de entrada das câmaras de ionização simuladas com o código Monte Carlo PENELOPE. A fim de verificar os dados simulados, foi construído um gráfico comparativo da razão entre o coeficiente de atenuação linear teórico [NIST, 2004] e o coeficiente de atenuação linear simulado para avaliar a adição das películas com três espessuras de alumínio diferentes. Analisando-se este gráfico, conclui-se que a câmara composta por paredes de PMMA, preenchida com ar e com uma película de alumínio com espessura de 0,1 mm foi a que gerou resultados mais próximos dos dados teóricos, quando analisada a energia absorvida pelo volume sensível (ar). Foi possível observar um aumento da energia absorvida com o aumento da tensão tanto no PMMA quanto no volume sensível (ar). Ao acrescentar a película de alumínio na janela de entrada da câmara, essa filtração gera radiação espalhada, de energia menor que a energia da radiação incidente, além de aumentar o número de partículas secundárias geradas. Quando a película de alumínio é introduzida, ela altera a configuração do espectro de energia que entra na câmara. Isto ocorre porque o alumínio absorve os fótons de baixas energias no feixe e com isso obtém-se aumento na energia média do feixe de Raios X.

O código PENELOPE mostrou-se eficaz na simulação das câmaras de ionização, ao ser adicionada uma película de alumínio à janela de entrada e desta forma podemos considerá-lo uma ferramenta importante neste estudo. Além disso, considerando-se as dificuldades envolvidas na determinação experimental das grandezas de interesse em radiodiagnóstico, o método de Monte Carlo é uma ferramenta bastante útil na predição de tais grandezas, e o código PENELOPE mostrou-se satisfatório na realização desta

tarefa. Outra característica a ser destacada do programa é a possibilidade que ele oferece de simular geometrias diversas e complexas.

Desta forma, sugere-se para trabalhos futuros, desenvolver um algoritmo que explore outras configurações para as câmaras de ionização, variando os parâmetros de simulação do arquivo de entrada, materiais na sua composição, diferentes geometrias de câmaras de ionização, comparações com câmaras reais utilizadas na dosimetria de feixes de Raios X a fim de comprovar os demais parâmetros que influenciam na eficiência das câmaras e quais destas são mais adequadas para aplicação em dosimetria da radiação na faixa de energia do radiodiagnóstico que contribuam para a melhora na qualidade das câmaras de ionização.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

AAPM (American Association of Physics in Medicine), Report 105, Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning, Medical Physics Publishing, USA, 2007.

ALBUQUERQUE, M.A.G. Estudo de Dose e Espectro em Profundidade em um Simulador de mama- utilizando o Método de monte Carlo – Código PENELOPE. Dissertação (Mestrado). Instituto Militar de Engenharia – Rio de Janeiro, 2009.

ALBUQUERQUE, M.A.G. Estudo espectral para determinação do fator de conversão que relaciona kerma no ar e a dose glandular média através do método de Monte Carlo – PENELOPE – Rio de Janeiro; UFRJ/COPPE, 2015.

ALEIXO, I. M. P. Dosimetria de filtros compensadores para integração no sistema de planejamento clínico CadPlan, FCTUC Física – Teses de Mestrado, Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra, setembro, 2007.

ATTIX, F. H. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. New York, 1986.

BACELAR, A.; ANDRADE, J.R.M.; FISCHER, A.C.S.; ACCURSO, A.C.; HOFF, G. Mapeamento de curvas de isoexposição para avaliação de equivalente de dose ambiente para equipamentos móveis de radiodiagnóstico. Em Proceeding II Congresso Brasileiro de Proteção Radiológica, Recife. Anais de II CBPR, páginas 1-10.

BARROS, A.C.C.F. Desenvolvimento de um pacote de geometria e aplicação ao cálculo de dose em Braquiterapia. Dissertação (Mestrado) Universidade de Lisboa. Faculdade de Ciências. Departamento de Física. Lisboa, 2008.

BESSA, A.C.M. Intercomparação de Câmaras de Ionização em Feixes Padrões de Raios X, Níveis Radioterapia, Radiodiagnóstico e Radioproteção. Dissertação (Mestrado). IPEN.São Paulo, 2007.

BLINDER, K.; HEERMANN, D.W. Monte Carlo Simulation in Statistical Physics. Berlin, 1988.

BUSHONG, S.C. Radiologic Science for technologist: physics, biology and protection. 9th ed., 2008.

CARRIER, J. F. *et al.* Validation of GEANT4, an object-oriented Monte Carlo toolkit, for simulations in medical physics. Medical Physics, 2004.

CEMBER, H.; JOHNSON, T. Introduction to Health Physics, Fourth Edition. USA, 2009.

CNEN. Norma 3.01: Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica, Resolução N° 27. Diário Oficial da República Federativa do Brasil, Brasília – DF, 2005.

CNEN. Norma 3.02: Serviços de Radioproteção. Resolução CNEN-10/88. Diário Oficial da União, 1988.

CUNNINGHAM, J.R.; JOHNS, H.E. The Physics of Radiology. 4 ed. Springfield, 1983.

DeWERD L.A. e WAGNER L.K. Characteristics of radiation detectors for diagnostic radiology. Applied Radiation and Isotopes, 50 (1): 125-136. doi: 10.1016/S0969-8043(98)00044-X. 1999.

DOUCET, R.; OLIVARES, M.; DeBLOIS, F.; PODGORSK, E.B.; KAWRAKOW, I.; SEUNTJENS, J. Comparison of measured and Monte Carlo calculated dose distributions in inhomogeneous phantoms in clinical electron beams. Phys. Med. Biol. 2003; 48(15): 2339-54.

GUERRA, A.B. Estabelecimento e Controle de Qualidade de feixes padrões de Radiação X para Calibração de Instrumentos, Nível Mamografia. Dissertação (Doutorado). IPEN. São Paulo, 2001.

HALL, E.J.; GIACCIA, A.J. Radiobiology for the Radiologist. Sixth Ed. Philadelphia, USA.: Lippincott Williams & Wilkins., 2006.

HART, D.; WALL, B.F. UK Population dose from medical X-ray examinations. Eur. J. Radiol., v. 50, p. 285-291, 2004.

HOFF, G.; ANDRADE, J.R.M.; FISCHER, A.C.S.; ACCURSO, A.C.; BACELAR, A. Mapeamento de curvas de isoexposição geradas por equipamentos de radiodiagnóstico

móveis convencionais e dose em pacientes hospitalizados. Em Proceeding II Congresso Brasileiro de Proteção Radiológica, Recife. Anais do II CBPR, páginas 1-10, 2011.

HUBBELL, J. H.; SELTZER, S. M. NIST 5632 National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, md, 1995.

HUBBELL J. H. Review of photon interaction cross section data in the medical and biological context Phys. Med.Biol., 1999.

IAEA. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. Relatório Técnico IAEA TRS 398 (v.11b). IAEA. Vienna, 2004.

ICRU.INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement (Report 44). [S.1.], 1989.

ICRU.INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Fundamental quantities and units for ionizing radiation (Revised). ICRU Report 85, 2011.

JAN, S. *et al.* GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT. Physics in Medicine and Biology, 2004.

JERAJ, R.; KEALL, P.J.; OSTWALD, P.M. Comparisons between MCNP, EGS4 and experiment for clinical electron beams. Phys. Med. Biol. 1999; 44(3): 705-17.

KNOLL, G.F. Radiation detection and measurement.2<sup>a</sup> ed., New York, N. Y.: John Wiley & Sons, 1989.

KHAN, F. M. The Physics of Radiation Therapy. Baltimore, Maryland: Lippincott Williams & Wilkins, 4<sup>a</sup> ed. 2010.

LOVE, P.A.;LEWIS, D.G.; AL-AFFAN, I.A.; SMITH, C.W. Comparison of EGS4 and MCNP Monte Carlo codes when calculating radiotherapy depth doses. Phys. Med. Biol. 1998.

METROPOLIS, N., ULAM, S. "The Monte Carlo method". J. Amer. Statistical Assoc.,v. 44, p. 335–341, 1949.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Portaria SVS MS-453. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Diário Oficial da União. Brasília, 1998.

NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY – NIST – Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients, <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/cover.html>, 2004.

PACILIO, M.; LANCONELLI, N.; LO, M.S.; BETTI, M.; MONTANI, L.; TORRES, A.L.; *et al.* Differences among Monte Carlo codes in the calculations of voxel S values for radionuclide targeted therapy and analysis of their impact on absorbed dose evaluations. *Phys. Med. Biol.*, 2009.

PERINI, A.P., Projeto, Construção e Caracterização de Câmaras de Ionização para Utilização como Sistemas Padrões em Feixes de Radiação X e Gama. Dissertação (Doutorado). IPEN. São Paulo, 2013.

PIANOSCHI, T.A. Avaliação do código de simulação Monte Carlo PENELOPE para aplicações em geometrias delgadas e feixes de radiodiagnóstico. 66p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 2008.

PIANOSCHI, T.A. Estudo de dosimetria gel polimérica em Radioterapia com feixes de elétrons utilizando ressonância magnética e simulação Monte Carlo. Ribeirão Preto, 2013.

RODRIGUEZ, B. D. A. Metodologia para a obtenção da solução da equação de transporte de Boltzmann considerando núcleo de espalhamento Compton simulado por Klein-Nishina. Dissertação (Doutorado) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto alegre, 2007.

ROGERS, D. W. O.: Review: Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics, *Physics, Medicine and Biology*, vol. 51, 2006.

SALATA, C., Simulação computacional de Feixe de Fótons em meio Heterogêneo utilizando o método de Monte Carlo – código PENELOPE. Tese M. Sc., IME, Rio de Janeiro, 2008.



SALVAT, F. *et al.* PENELOPE – A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. Relatório Técnico, OECD Nuclear Energy Agency, Issyles-Moulineaux, France, 2003.

SALVAT, F.; FERNÁNDEZ-VAREA, J. M.; SEMPAU, J.A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. Barcelona, 2011.

SCHAART, D.R.; JANSEN, J.T.; ZOETELIEF, J.; de LEEGE, P.F. A comparison of MCNP-4Celectron transport with ITS 3.0 and experiment at incident energies between 100 keV and 20 MeV: influence of voxel size, substeps and energy indexing algorithm. *Phys. Med. Biol.*,2002.

SCHUCH, F. F.- Estudo e desenvolvimento de Dosímetros Opticamente Estimulados para aplicações em Radioterapia. Dissertação (Mestrado) – Ribeirão Preto, 2011.

SEMPAU, J.; ACOSTA, E.; BARÓ, J.; *et al*: An algoritm for Monte Carlo simulation of coupled electron-photon transport, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, vol. 132, pp. 377 – 390, 1997.

SEMPAU, J., REYES, A. SANCHEZ, F., Monte Carlo simulation of electron beams from an accelerator head using PENELOPE, *Physics in Medicine and Biology.*, 46, 1163-1186, 2000.

STAELENS, S. Monte Carlo simulations of a scintillation camera using GATE: validation and application modeling. *Phys. Med. Biol.*,2003.

TAUHATA, L., SALATI, I. P. A., PRINZIO, R. DI, PRINZIO, M. A. R. R. DI. Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos – 5ª revisão agosto/2003 - Rio de Janeiro – IRD/CNEN.

WANG, B.; XU, G.; KIM, C - H.: Monte Carlo study of mosfet dosimeter characteristics: dose dependence on photon energy, direction and dosimeter composition, *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 113 (1), pp. 40 – 46, 2005.

YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. *Revista Brasileira de Física Médica*. 2009; 3(1): 141-9.