UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto

Departamento de Física e Matemática

Avaliação do código de simulação Monte Carlo

*PENELOPE para aplicações em geometrias delgadas e feixes
de radiodiagnóstico*

Thatiane Alves Pianoschi

Ribeirão Preto
2008

THATIANE ALVES PIANOSCHI

Avaliação do código de simulação Monte Carlo
PENELOPE para aplicações em geometrias delgadas e feixes
de radiodiagnóstico

Dissertação apresentada à Faculdade de
Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão
Preto da Universidade de São Paulo
como parte dos requisitos para obtenção
do título de Mestre em Ciências.

Área de concentração: Física Aplicada à
Medicina e Biologia.

Orientadora: Prof^a Dr^a Patrícia Nicolucci.

Ribeirão Preto – SP
2008

FICHA CATALOGRÁFICA

Pianoschi, Thatiane Alves

Avaliação do código de simulação Monte Carlo PENELOPE para aplicações em geometrias delgadas e feixes de radiodiagnóstico.

Ribeirão Preto, 2008.

66p.:il.; 30 cm

Dissertação de mestrado, apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo – Área de concentração: Física Aplicada à Medicina e Biologia.

Orientadora: Prof.^a Dr.^a Patrícia Nicolucci

1. Simulação Monte Carlo 2. PENELOPE 3. Radiodiagnóstico

*Dedico esse trabalho aos meus pais, Rosa
Maria Alves Pianoschi e Luiz Cláudio
Pianoschi, por estarem ao meu lado em
todos os momentos da minha vida.*

AGRADECIMENTOS

Agradeço:

À Prof.^a Dr.^a Patrícia Nicolucci pela orientação, amizade, paciência, sem você esse trabalho não teria se concretizado;

Ao Prof.^o Dr.^o Carlos Alberto Pelá, pela co-orientação, e ensinamento que foram imprescindíveis à minha formação;

À D^a Cassiana Vicarri de Moraes pelo apoio e amizade em todos os momentos;

Aos professores do Departamento de Física e Matemática, especialmente aos Prof.^{os} Alessandro Martins da Costa e Martin Eduardo Poletti, pela colaboração;

Aos funcionários do CIDRA, especialmente à Eliana Corsino, pela amizade, carinho, incentivo e suporte tão importantes durante estes anos;

Ao técnico José Luiz Bruçó, pelo suporte técnico fornecido nos anos de convívio;

Àos meus eternos amigos Renata, Aline, Mairon, Renato, Cláudia, Daniele, Estefânia pelos momentos de carinho e paciência;

Aos amigos de laboratório Tiago, Igor, Rafael, Laura, Tatiana, Fabio, Cristiano, Mirko e Hermes pela convivência;

Ao CIDRA pelo apoio técnico e financeiro;

À CAPES pelo apoio financeiro;

E, finalmente, aqueles que me apoiaram incondicionalmente, aos meus amados, Luiz Cláudio, Rosa Maria, Thaisa, Adelina, Antenor e Rodrigo, obrigada sempre.

RESUMO

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

O uso de códigos de simulação Monte Carlo em radiologia vem crescendo com o aparecimento de diferentes códigos de simulação, desenvolvidos especificamente para aplicações em radiologia, como, por exemplo, PENELOPE. Cada um desses códigos utiliza diferentes algoritmos para o transporte de partículas resultando em diferentes níveis de dificuldade de uso, acurácia nos resultados e desempenho nas simulações. O código de simulação Monte Carlo PENELOPE utiliza um algoritmo misto de transporte da radiação, definido por meio dos parâmetros de entrada da simulação. Normalmente utilizado para aplicações em feixes de altas energias, a influência desses parâmetros no transporte de partículas com o código PENELOPE ainda não foi completamente estabelecida para aplicações que utilizam feixes de radiodiagnóstico e geometrias delgadas. Especificamente em estudos de características dosimétricas de detectores de radiação que possuem espessuras delgadas, como câmaras de ionização, o tipo de algoritmo de transporte pode influenciar nos resultados das simulações. Neste trabalho, o estudo da influência dos parâmetros que controlam o algoritmo de transporte utilizado pelo código de simulação Monte Carlo PENELOPE em feixes de radiodiagnóstico e geometrias delgadas foi realizado através da simulação dos coeficientes de atenuação linear em diferentes materiais, espessuras e energias. A validação desse código nessa faixa de energia permitiu a determinação do fator de retroespalhamento para feixes polienergéticos, contribuindo para sua aplicação em radiodiagnóstico.

Palavras-chave: Simulação Monte Carlo, PENELOPE, Radiodiagnóstico.

ABSTRACT

PIANOSCHI, T.A. *Evaluation of the PENELOPE Monte Carlo simulation code for applications in thin geometry and radiodiagnostic beams*. 2008. 66p. Thesis (Master) – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2008.

The use of Monte Carlo simulation in radiology has been growing with the appearance of different simulation codes that have been developed specifically for applications in radiology, as for example PENELOPE. Each of these codes use different algorithms for particle transport resulting in different levels of difficulty for its use as well as of accuracy and performance. The PENELOPE code uses a mixed algorithm for radiation transport that is defined by entrance parameters. Most of the applications of PENELOPE code have been performed with high energy beams, however the influence of the entrance parameters in the particle transport is not established for applications evolving radiodiagnostic beams and thin geometries. Specifically for the study of dosimetric characteristics of radiation detectors that have small thicknesses, as ionization chambers, the algorithm transport influences the results of the simulation. In this work, the study of the influence of entrance parameters on the transport algorithm used in PENELOPE Monte Carlo simulation code was performed by the simulation of the linear attenuation coefficients in different materials, thickness and energies used in radiodiagnostic. The validation of this code in such energy range allowed the determination of the backscatter factor for polienergetic beams, aiding its application in radiodiagnostics.

Keywords: Monte Carlo Simulation, PENELOPE, Radiology.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Cinemática do espalhamento Rayleigh.....	6
Figura 2. Cinemática do efeito fotoelétrico.....	7
Figura 3. Cinemática do espalhamento Compton.....	8
Figura 4. Seqüência de arquivos necessários para realização de simulação com o código Monte Carlo PENELOPE.....	12
Figura 5. Exemplo da visualização de uma geometria no plano ZY.....	14
Figura 6. Exemplo da visualização de uma geometria no plano YX.....	14
Figura 7. Geometria utilizada na simulação do coeficiente de atenuação linear.....	18
Figura 8. Relação dos μ sem espalhamento coerente disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para os materiais: (a) alumínio; (b) acrílico.....	25
Figura 9. Relação dos μ sem espalhamento coerente disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para os materiais: (a) ar; (b) grafite.....	26
Figura 10. Relação dos μ sem espalhamento coerente disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para os materiais: (a) água; (b) chumbo.....	27
Figura 11. Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o acrílico e alumínio.....	28
Figura 12. Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para as espessuras de 4 e 50 μm para os materiais: (a) alumínio; (b) acrílico.....	29

Figura 13. Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para as espessuras de 4 e 50 μm para os materiais: (a) ar; (b) grafite.....30

Figura 14. Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para as espessuras de 4 e 50 μm para os materiais: (a) água; (b) chumbo.....31

Figura 15. Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o alumínio variando o parâmetro E_{ABS} em função da energia inicial das partículas para as espessuras: (a) 4 μm ; (b) 50 μm33

Figura 16a: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o acrílico variando o parâmetro E_{ABS} em função da energia inicial das partículas para a de 4 μm espessura equivalente em alumínio.....34

Figura 16b: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o acrílico variando o parâmetro E_{ABS} em função da energia inicial das partículas para a de 50 μm espessura equivalente em alumínio.....35

Figura 17. Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o alumínio variando o parâmetro C_1 em função da energia inicial das partículas para as espessuras: (a) 4 μm ; (b) 50 μm36

Figura 18a: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o acrílico variando o parâmetro C_1 em função da energia inicial das partículas para a espessura de 4 μm equivalentes em alumínio.....37

Figura 18b: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o acrílico variando o parâmetro C_1 em função da energia inicial das partículas para a espessura de 50 μm equivalentes em alumínio.....38

Figura 19. Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o alumínio variando o parâmetro C_2 em função da energia inicial das partículas para as espessuras: (a) 4 μm ; (b) 50 μm39

Figura 20a: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o acrílico variando o parâmetro C_2 em função da energia inicial das partículas para a espessura de 4 μm equivalentes em alumínio.....40

Figura 20b: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o acrílico variando o parâmetro C_2 em função da energia inicial das partículas para a espessura de 50 μm equivalentes em alumínio.....41

Figura 21. Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o alumínio variando o parâmetro W_{CC} em função da energia inicial das partículas para as espessuras (a) 4 μm ; (b) 50 μm42

Figura 22a: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o acrílico variando o parâmetro W_{CC} em função da energia inicial das partículas para a espessura de 4 μm equivalentes em alumínio.....43

Figura 22b: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o acrílico variando o parâmetro W_{CC} em função da energia inicial das partículas para a espessura de 50 μm equivalentes em alumínio.....44

Figura 23. Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o alumínio variando o parâmetro W_{CR} em função da energia inicial das partículas para as espessuras (a) 4 μm ; (b) 50 μm45

Figura 24a: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o acrílico variando o parâmetro W_{CR} em função da energia inicial das partículas para a espessura de 4 μm equivalentes em alumínio.....46

Figura 24b: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o acrílico variando o parâmetro W_{CR} em função da energia inicial das partículas para a espessura de 50 μm equivalentes em alumínio.....47

Figura 25a: BSFs encontrado utilizando simulação Monte Carlo PENELOPE para as faixas de energia de mamografia.....48

Figura 25b: BSFs encontrado utilizando simulação Monte Carlo PENELOPE para as faixas de energia de radiologia convencional.....49

ÍNDICE

1. Introdução	1
2. Fundamentação teórica.....	4
2.1. Interação da radiação com a matéria.....	4
2.2. Método Monte Carlo.....	9
2.2.1. PENELOPE (PENetration and Energy LOSS of Positron and Electrons) .	10
2.3. Fator de retroespalhamento.....	14
3. Materiais e Métodos	16
3.1. Coeficiente de atenuação linear	16
3.2. Características da simulação	16
3.2.1. Alteração do programa usuario.f	16
3.2.2. Geometria da simulação	17
3.2.3. Parâmetros avaliados neste estudo	18
3.2.3.1. Variação da espessura do material irradiado	18
3.2.3.2. Parâmetros de entrada utilizados durante a simulação	20
3.2.3.3. Variação da E_{ABS}	21
3.2.3.4. Variação do C_1	21
3.2.3.5. Variação do C_2	21
3.2.3.6. Variação do W_{CC}	22
3.2.3.7. Variação do W_{CR}	22
3.3. Forma de análise dos resultados	22
3.4. Fator de retroespalhamento.....	22
4. Resultados e Discussões	24
4.1. Variação da espessura	24
4.1.1. Determinação do coeficiente de atenuação linear em função da espessura – não considerando o espalhamento Rayleigh.....	24
4.1.2. Determinação do coeficiente de atenuação linear total em função da espessura	28
4.2. Variação dos parâmetros que controlam o pacote de simulação	32
4.2.1. E_{ABS}	32
4.2.1.1. Alumínio	32
4.2.1.2. Acrílico	34
4.2.2. C_1	35
4.2.2.1. Alumínio	35
4.2.2.2. Acrílico	37
4.2.3. C_2	38
4.2.3.1. Alumínio	38
4.2.3.2. Acrílico	40

4.2.4. W_{CC}	41
4.2.4.1. Alumínio	41
4.2.4.2. Acrílico	43
4.2.5. W_{CR}	44
4.2.5.1. Alumínio	44
4.2.5.2. Acrílico	46
4.3. Fator de retroespalhamento.....	48
5. Conclusão	50
6. Referências Bibliográficas	51

1. INTRODUÇÃO

Desde a descoberta dos raios X, em 1895, por Wilhelm Conrad Roentgen, e do primeiro radionuclídeo, em 1896, por Marie Curie, as radiações ionizantes têm, cada vez mais, contribuído com a melhoria da qualidade de vida do homem. Em Medicina, as radiações ionizantes são usadas, principalmente, nas áreas de Radioterapia, de Medicina Nuclear e de Radiodiagnóstico.

No Brasil, a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) regulamenta o uso das radiações ionizantes para avaliar os riscos em função dos benefícios obtidos de uma prática médica já existente ou para a validação de novas metodologias desenvolvidas (BRASIL, CNEN, 2005). Uma maneira de se mensurar os riscos e benefícios biológicos dessas práticas é a medida da dose absorvida nestas e a caracterização do feixe de radiações ionizantes através de instrumentos específicos, que são conhecidos como detectores ou dosímetros. A escolha do detector a ser utilizado depende de sua aplicação, pois cada um deles possui uma característica dosimétrica própria, que depende da dose, da taxa de dose, da energia do feixe e do tipo de radiação (KOFLER *et al*, 1994, SOUZA *et al*, 1996).

A resposta dosimétrica desses detectores também está relacionada com o material que constitui seu volume sensível e de suas configurações geométricas. Em controle da qualidade, os detectores normalmente utilizados em radiodiagnósticos são os filmes, os dosímetros termoluminescentes, os dosímetro luminescentes fotoestimulados, os cintiladores, os semicondutores e, o mais importante deles, as câmaras de ionização (DEWERD e WAGNER, 1999). Existem diferentes tipos de câmara de ionização e sua resposta dosimétrica deve ser caracterizada em função dos seus parâmetros de construção, como espessura e material da janela, por exemplo (KNOLL, 1989).

Determinar-se uma configuração geométrica que otimize as respostas desses detectores é de fundamental importância para que os princípios estabelecidos pela CNEN sejam alcançados. Uma forma de se determinar parâmetros de construção ótimos para esses detectores seria a utilização de métodos experimentais, que, entretanto, consumiriam recursos financeiros e tempo para execução.

Para a otimização de detectores com diferentes configurações/materiais, a simulação computacional pode representar uma alternativa conveniente em relação aos métodos experimentais, já que apresenta a vantagem de propiciar estudos detalhados, e

em diferentes condições, de diversos processos que envolveriam procedimentos experimentais demorados, complexos e de alto custo (SEMPAU *et al*, 1997). O uso do método Monte Carlo para a simulação de fenômenos de atenuação da radiação e de deposição de dose em materiais diversos tem crescido continuamente a partir do aumento dos recursos de processamento de computadores de pequeno e médio porte.

Dentre os códigos de simulação Monte Carlo mais utilizado para simular a interação da radiação com a matéria, para aplicações em radiologia, está o EGS (BIELAJEW e ROGERS, 1992), o MCNP (HENDRIKCS, 2000) e, mais recentemente, o PENELOPE (SALVAT *et al*, 2005) e o GEANT (ALISSON *et al*, 2006). A qualidade dos resultados fornecidos pelos diferentes códigos de simulação, entretanto, está diretamente ligada com a exatidão do modelo de transporte implementado e pelas bibliotecas que contêm os dados associados à seção de choque das partículas transportadas (VERHAEGEN 2002; POON e VERHAEGEN, 2005). O algoritmo misto de transporte de partículas carregadas, implementado pelo PENELOPE (SEMPAU *et al*, 2003), levou à sua intensa utilização em radioterapia (MOSKVIN *et al*, 2002; TILLY *et al*, 2002; RODRÍGUEZ *et al*, 2005; YE e NAQVI, 2005; MESBAHI *et al*, 2006).

Embora o uso do código PENELOPE já tenha sido bastante estudado em interfaces para feixes de alta energia (DOSROSIERS *et al*, 2004; MAINARDI *et al*, 2004), a validação de seu desempenho ainda não foi bem estabelecida em aplicações para baixas energias (da ordem de keV) e com geometrias delgadas. Dessa forma, para feixes utilizados em radiodiagnóstico a influência dos parâmetros de simulação na acurácia dos resultados e no desempenho da simulação ainda deve ser estabelecida e avaliada, antes que este seja utilizado, por exemplo, em aplicações clínicas ou no estudo das características de detectores de radiação (TAN e DEVOL, 2003; ROSENFELD *et al*, 2005).

Este trabalho tem como objetivo, avaliar a acurácia do código de simulação Monte Carlo PENELOPE em interfaces delgadas e para a faixa de energia do radiodiagnóstico. Para a validação desse código, determinou-se a influência dos parâmetros de simulação que controlam o algoritmo de transporte de partículas carregadas. Dessa forma, a metodologia proposta irá contribuir para futuras aplicações de simulação Monte Carlo no desenvolvimento e caracterização de detectores de radiação, bem como em áreas clínicas em Física Radiológica, como o processo de formação de imagens e doses radiográficas.

Assim, a presente dissertação apresenta a seguinte estrutura: no Capítulo 2 são descritos todos os fundamentos teóricos envolvidos nesse estudo, bem como a descrição da interação da radiação com a matéria e a estrutura do código de simulação Monte Carlo PENELOPE.

No Capítulo 3 são descritos os materiais e métodos presentes neste estudo, explicitando a metodologia utilizada para validação do código de simulação Monte Carlo PENELOPE. Para essa validação, o coeficiente de atenuação linear foi determinado para diferentes materiais, em energias de 20 a 150 keV e com espessuras de 4 a 60 μ m equivalentes em alumínio. O fator de retroespalhamento foi determinado para os feixes de mamografia com camadas semi-redutoras entre 0,34 e 1,02 mmAl, para os feixes de radiologia convencional com camadas semi-redutoras entre 1,54 e 5,15 mmAl.

Os valores dos coeficientes de atenuação linear simulados são comparados com valores da literatura. Os resultados encontrados nessa comparação são apresentados, analisados e discutidos no Capítulo 4, assim com os valores de BSF.

As conclusões obtidas nesse estudo, considerando as possibilidades de futuras aplicações de simulação Monte Carlo abrangendo a área de Física Radiológica, assim como, as perspectivas de trabalhos futuros, são apresentadas no Capítulo 5.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1. Interação da radiação com a matéria

No estudo da física radiológica, o conceito de atenuação exponencial é importante para descrever a atenuação de partículas não carregadas, fótons. Fótons realizam um grande número de interações para perder sua energia inicial, enquanto que partículas carregadas perdem sua energia cinética rapidamente, em algumas poucas interações.

Fótons têm a probabilidade de passar através de um meio sem sofrer interação, isto é, sem perder energia, enquanto, partículas carregadas sempre interagem com o meio perdendo uma fração ou toda sua energia inicial. Dessa maneira, uma partícula carregada tem um alcance definido dentro de um meio, e esse alcance varia de acordo com a energia inicial da partícula carregada, entretanto, fótons não possuem alcance definido em um meio, sendo o poder de penetração caracterizado por sua atenuação dentro de um meio.

Considere um feixe paralelo, monoenergético e com um grande número de fótons, com incidência perpendicular a uma placa de material de espessura infinitesimal dl e assumindo-se um caso ideal em que cada fóton é completamente absorvido em uma simples interação, não produzindo fótons espalhados ou secundários. Se N fótons incidem em uma espessura infinitesimal dl , a mudança dN , em N , devido à absorção, é expressa pela equação 1:

$$dN = -\mu N dl \quad (1)$$

sendo a solução da equação diferencial acima, para todas os fótons do feixe, conhecida como lei da atenuação exponencial e representada pela equação 2:

$$N(l) = N_0 e^{-\mu l} \quad (2)$$

em que μ é conhecido como o coeficiente de atenuação linear do meio, N_0 o número de fótons incidentes e dl uma espessura infinitesimal do material. As unidades de μ e dl são, respectivamente, m^{-1} e m .

Outro conceito importante é o coeficiente de atenuação mássico do material (μ/ρ), em que ρ representa a densidade do meio, em que o coeficiente de atenuação mássico não muda com o estado físico do material, sendo representado pela equação 3:

$$N(x) = N_0 e^{-(\mu/\rho)\rho x} \quad (3)$$

em que o produto ρx , conhecido como espessura de massa do absorvedor, é geralmente dado em kg.m^{-2} .

Para feixe real de fótons polienergético, que interage com a matéria por diferentes processos, que podem causar espalhamento ou gerar partículas secundárias com ou sem carga, com ou sem perda de energia o valor do coeficiente de atenuação total μ_T irá incluir os coeficientes parciais de todos os tipos de interações.

Existem quatro processos de interação da radiação não carregada com a matéria que são relevantes em física radiológica: 1) espalhamento Rayleigh (coerente), 2) efeito fotoelétrico, 3) efeito Compton, 4) produção de pares.

Os três últimos são os mais importantes, pois eles são resultado da transferência de energia para o elétron que irá, por sua vez, ceder sua energia pra a matéria ao longo do seu caminho. Esses efeitos são dependentes da energia do fóton incidente, do número atômico e densidade do meio, dentro outros parâmetros (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983; ANDERSON, 1984; ATTIX, 1986).

Nesse trabalho, serão descritos com detalhes os efeitos de espalhamento Rayleigh e Compton e o efeito de absorção fotoelétrica, por serem mais significativos na faixa de energia considerada (radiodiagnóstico). A produção de pares é um processo de interação que ocorre quando a energia do fóton incidente é maior que 1,022 MeV. A probabilidade de ocorrer essa interação é predominante para altas energias não sendo relevante no escopo deste trabalho.

Espalhamento Rayleigh

Existem dois tipos de espalhamento elástico um deles é o espalhamento Rayleigh, também conhecido como espalhamento coerente em que os fótons são espalhados pela ação dos elétrons ligados do átomo como um todo. O outro, conhecido como espalhamento Thomson, faz uma aproximação que considera um elétron livre. Nesse tipo de interação não há perda de energia, isto é, a energia do fóton incidente e do fóton espalhado é a mesma, não depositando energia para o meio, o átomo se move apenas o suficiente para que exista a conservação do momento angular, espalhando os

fótons em baixos ângulos. A figura 1 representa a cinemática do espalhamento Rayleigh.

Figura 1: Cinemática do espalhamento Rayleigh.

No espalhamento Rayleigh a energia não é transferida para partículas carregadas, não há criação de partículas carregadas secundárias, não há ionização. Esse efeito não contribui para o kerma ou para dose.

O espalhamento coerente tem maior probabilidade de ocorrer em baixas energias e materiais com alto número atômico, decaindo rapidamente com o aumento da energia do fóton. A seção de choque por átomo do espalhamento Rayleigh é dada pela equação 4:

$$\alpha_R \propto \frac{Z^2}{(h\nu)^2} \quad (4)$$

em que α_R tem unidade de $\text{cm}^2/\text{átomo}$.

Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é a ejeção de um elétron ligado depois da absorção do fóton incidente pelo átomo. Como uma vacância é sempre produzida nas camadas atômicas, fótons de desexcitação ou elétrons Auger são sempre emitidos depois do processo fotoelétrico. Esse efeito é o processo de interação dominante para energias entre 0,5 keV e 0,5 MeV.

A figura 2 mostra aproximadamente a cinemática do efeito fotoelétrico.

Figura 2: Cinemática do efeito fotoelétrico.

Nesse processo de interação, um fóton incidente de energia $h\nu$ colide com um elétron atômico ligado com energia de ligação E_L . O fóton é absorvido transferindo toda sua energia, um elétron é ejetado do átomo com um ângulo θ em relação à linha de incidência do fóton, com um momento p_e e com uma energia cinética T_e .

A cinemática do efeito fotoelétrico pode ser descrita pela equação 5:

$$T_e = h\nu - E_L \quad (5)$$

Nesse processo o elétron deve estar ligado ao átomo e, de acordo com a equação 5, o efeito fotoelétrico somente irá acontecer quando a energia do fóton ($h\nu$) for maior que a energia de ligação (E_L) do átomo. Esse processo não é um processo de espalhamento e sim um processo de absorção, pois o fóton deixa de existir, e sua energia é totalmente absorvido pelo meio.

A probabilidade do efeito fotoelétrico depende tanto da energia dos fótons quanto do número atômico do material, assim, a maior probabilidade ocorre para baixas energias e materiais de alto número atômico.

A seção de choque por átomo para o efeito fotoelétrico, considerando-se todos os ângulos de emissão do fotoelétrico, é representada pela equação 6:

$${}_a\tau \propto \frac{Z^4}{E^3} \quad (6)$$

em que ${}_a\tau$ tem unidade de $\text{cm}^2/\text{átomo}$.

Efeito Compton

O efeito Compton é um espalhamento inelástico de um fóton por um elétron, sendo dominante para fótons de energia intermediária em torno de 1 MeV. Durante o espalhamento Compton, parte da energia do fóton incidente é espalhada e parte é transferida em forma de energia cinética para um elétron, conhecido como elétron Compton. Como a energia do fóton espalhado é menor que a energia do fóton incidente tem-se uma interação inelástica.

Na figura 3 é apresentada a cinemática do efeito Compton.

Figura 3: Cinemática do espalhamento Compton.

Na figura 3, E_0 e E_{AC} são as energias dos fótons incidente e espalhado, respectivamente, E_{e-} é a energia cinética do elétron Compton, θ' e θ'_e são os ângulos de espalhamento de saída do fóton espalhado e do elétron Compton, respectivamente.

Na cinemática do efeito Compton a energia de ligação do elétron (LE) será ignorada, pois $h\nu \gg LE$ e para conservação do momento angular serão considerados os fótons incidente e espalhado e o elétron Compton, sendo desconsiderado o recuo do átomo.

A probabilidade de interação para o efeito Compton é a seção de choque conhecida como Klein-Nishina. A seção de choque por elétron de Klein-Nishina é representada pela equação 7:

$$\sigma_e = 2\pi r_o^2 \left\{ \frac{1+\alpha}{\alpha^2} \left[\frac{2(1+\alpha)}{1+2\alpha} - \frac{\ln(1+2\alpha)}{\alpha} \right] + \frac{\ln(1+2\alpha)}{2\alpha} - \frac{1+3\alpha}{(1+2\alpha)^2} \right\} \quad (7)$$

em que $\alpha = h\nu/m_0c^2$ e r_0 é o raio clássico do elétron.

A seção de choque por átomo de Klein-Nishina é $\sigma = Z_e \sigma_e$ e tem unidade de $\text{cm}^2/\text{átomo}$.

2.2. MÉTODO MONTE CARLO

O método Monte Carlo (MMC) é uma técnica que utiliza a amostragem de números aleatórios e métodos estatísticos para encontrar soluções de problemas matemáticos ou físicos. A técnica é utilizada quando a formulação exata para a solução do problema é muito difícil ou impossível de ser determinada por métodos de solução direta. MMC utiliza um modelo estocástico representando o processo de interesse e um gerador de números aleatórios de alta qualidade é utilizado para amostrar a função densidade de probabilidade definida no modelo. O resultado é uma estimativa de uma característica quantitativa física de um processo específico com um alto grau de precisão (KRAMER *et al*, 2000).

MMC é um método bastante simples e que pode ser aplicado em problemas com qualquer nível de complexidade, porém, o resultado da simulação é fortemente dependente da função densidade de probabilidade dos efeitos sendo simulados. A maior desvantagem do método é que o erro da solução procurada é função do número de histórias simuladas, o que tende a aumentar o tempo de simulação tornando o método muito lento (BINDER e HEERMANN, 1988; WANG *et al*, 2005; ROGERS, 2006).

O problema do transporte da radiação com a matéria tem sido objeto de estudos desde o século XX. Hoje, sabe-se que fótons, elétrons e pósitrons, quando penetram na matéria, podem sofrer múltiplas interações em que a energia das partículas é transferida para os átomos ou moléculas do material e partículas secundárias são produzidas. Pelas repetidas interações com o meio, partículas de alta energia originam uma cascata de eventos e partículas secundárias, de forma que a evolução da cascata representa uma degradação efetiva na energia inicial da partícula e o progressivo depósito de energia no meio.

A interação da radiação da matéria é um típico exemplo de fenômeno probabilístico, podendo assim se utilizar o MMC como uma ferramenta para estudar o fenômeno de transporte e atenuação da radiação em meios materiais.

Na simulação Monte Carlo (SMC) do transporte da radiação, a história de uma partícula é descrita como uma sequência probabilística de interações em que, no final, a

partícula altera a sua direção de movimento, pode perder parcialmente ou totalmente sua energia e, ocasionalmente, gerar uma partícula secundária. A função densidade de probabilidade definida para o modelo de interação determinará a probabilidade de interação das partículas ao longo do caminho simulado, pois estabelece o alcance para os elétrons e o livre caminho médio para os fótons, o tipo de interação, a perda de energia e a deflexão angular que as partículas sofrerão em cada evento.

Dentre os pacotes de SMC utilizados em aplicações de Física Radiológica pode-se destacar: o EGS (BUCKLEY *et al*, 2003), o MCNP (HENDRIKCS, 2000) e, mais recentemente, o PENELOPE (COT *et al*, 2004; COT *et al*, 2006; CHUL-YOUNG e CHUCK-HO, 2005; MORAES, 2004) e o GEANT (ALISSON *et al*, 2006).

2.2.1. PENELOPE (PENetration and Energy LOss of Positron and Electrons)

O código de simulação PENELOPE é distribuído gratuitamente pela Agência de Energia Nuclear (NEA, do inglês Nuclear Energy Agency), é utilizado para simular o transporte de elétrons, pósitrons e fótons em uma geometria complexa e um material arbitrário. No pacote encontra-se várias subrotinas FORTRAN distribuídas em vários códigos fonte (abertos), aplicativos, uma base de dados com características de diversos materiais, além de um arquivo do usuário.

As subrotinas FORTRAN são organizadas em quatro arquivos básicos: PENELOPE.f, que contém as subrotinas de transporte das partículas; PENGEO.M.f, que contém subrotinas de geometria; PENVARED.f, que contém as subrotinas que executam os métodos de redução variacional e TIMER.f, que gerencia o tempo de simulação. Além desses arquivos, o código apresenta uma base de dados com as características de materiais diversos de interesse em Física Radiológica (ICRU, 1989) e bibliotecas de seção de choque e outras grandezas necessárias para o transporte das partículas (SALVAT *et al*, 2005). Dentre as principais vantagens do uso desse código de SMC é a utilização das recentes bibliotecas de seção de choque EPDL97 (SUNG-JOON YE *et al*, 2004).

O algoritmo de simulação é baseado em um modelo que utiliza um modelo que combina dados numéricos e analíticos de choques para os diferentes tipos de interação e é aplicado para energias iniciais de 1 keV até aproximadamente 1 GeV. O transporte de fótons é simulado pelo método convencional, detalhado, e a simulação de elétrons e pósitrons é feita por meio de um algoritmo misto, pois esses últimos sofrem um grande

número de interações antes de serem efetivamente absorvidos pelo meio, pois a perda de energia em uma interação é pequena, tornando inviável a utilização de um método detalhado (ou de classe I) para o transporte dessas partículas.

Assim, para elétrons e pósitrons, o código PENELOPE difere dos outros códigos de simulação por utilizar um algoritmo misto (ou classe II) que implementa dois modelos de simulação: a detalhada, para eventos fortes, definidos a partir da deflexão angular (ângulo de espalhamento) ou perda de energia acima de certo valor pré-definido, e condensada, para interações fracas, com deflexão angular (ângulo de espalhamento) ou perda de energia menores que os valores pré-estabelecidos. As interações condensadas são descritas por uma aproximação dos múltiplos espalhamentos, que consiste em transformar um grande número de interações fracas em um único evento artificial (SEMPAU e ANDREO, 2006). A teoria de espalhamento múltiplo implementada em algoritmos de simulação condensadas é feita por aproximações e pode conduzir a erros sistemáticos atribuídos a dependência da simulação com parâmetros que controlam o transporte, como por exemplo, a distância entre eventos sucessivos (tamanho do passo) que podem introduzir efeitos espúrios nos resultados da simulação caso valores inadequados sejam utilizados. Para se avaliar a influência do tamanho do passo no resultado da simulação, pode-se repetir o mesmo arranjo simulado com diferentes tamanhos de passos.

Estrutura do código

O código de simulação PENELOPE é composto por quatro arquivos FORTRAN com as definições das subrotinas utilizadas na simulação:

PENELOPE.f: subrotinas responsáveis pelo transporte das partículas simuladas;

PENGEOM.f: subrotinas que controlam a geometria da simulação;

TIMER.f: subrotinas que controlam o tempo da simulação;

PENVARED.f: subrotinas 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, *usuario.f*, com as chamadas das subrotinas 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 *usuario.exe*.

A simulação é iniciada pela execução do arquivo *usuario.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*. A figura 4 representa um esquema da estrutura do pacote de simulação Monte Carlo PENELOPE.

Figura 4: Seqüência de arquivos necessários para realização de simulação utilizando o código Monte Carlo PENELOPE.

O arquivo *entrada.in* contém informações sobre o campo de radiação, tipo e energia da partícula, abertura e posição da fonte de radiação, 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 de controle da simulação definidos no arquivo *entrada.in* influenciam tanto na exatidão quanto no desempenho da simulação e os mesmos são descritos abaixo.

1. E_{ABS} , o valor de energia máxima que uma partícula, carregada ou não, pode possuir antes de ser total e localmente absorvida, finalizando o transporte da mesma e iniciando o transporte de uma nova partícula;
2. C_1 , relacionado com a deflexão angular média produzida por múltiplo espalhamento entre duas colisões fortes consecutivas de uma partícula carregada. Deve ser suficientemente pequeno para permitir simulação detalhada, quando esta for requerida;

3. C_2 , relacionado com a perda fracional máxima de energia permitida entre eventos de colisão forte de uma partícula carregada, deve ser definida para permitir a amostragem correta do alcance entre eventos de colisão fortes;
4. W_{CC} , a energia máxima perdida por partículas carregadas em colisões fortes;
5. W_{CR} , a energia máxima perdida por partículas carregadas em perdas radiativas fortes.

Esses parâmetros determinam a exatidão e a velocidade da simulação. Para que a simulação seja mais exata é necessário que se utilize pequenos valores de C_1 e C_2 (em torno de 0,05), com valores maiores a simulação perde exatidão, porém torna-se mais rápida. As energias de corte W_{cc} e W_{CR} podem influenciar na distribuição de energia das partículas sendo simuladas (SALVAT *et al*, 2005).

Já o arquivo *geometria.geo* define as regiões de interesse na simulação, cada região devendo ser definida como um corpo específico e sendo escrita por meio de funções quadráticas que definem superfícies que limitam essas regiões (NICOLUCCI, 2003), como na equação 8:

$$F(x, y, z) = A_{xx}x^2 + A_{yy}y^2 + A_{zz}z^2 + A_{xy}xy + A_{xz}xz + A_{yz}yz + A_x x + A_y y + A_z z + A_0 = 0 \quad (8)$$

A forma reduzida da equação acima pode ser representada pela equação 9:

$$F(x, y, z) = I_1x^2 + I_2y^2 + I_3z^2 + I_4z + I_5 = 0 \quad (9)$$

Para cada corpo no arquivo de geometria deve ser definido um índice de material, correspondendo ao material que preencherá a região interna do corpo, e deve haver 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 arquivos *material.exe*, que é gerado a partir do arquivo *MATERIAL.f* e das subrotinas do PENELOPE.f.

Através do arquivo *usuario.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.

Outro programa que faz parte do pacote de simulação é o GEOVIEW.exe, que é utilizado para a representação das geometrias, permitindo visualizar os diferentes corpos ou os diferentes materiais que constituem a geometria em planos perpendiculares aos eixos x, y ou z. Nas figuras 5 e 6 tem-se um exemplo de visualização de uma geometria, em que os materiais são caracterizados pelas diferentes cores apresentadas.

Figura 5: Exemplo da visualização de uma geometria no plano ZY.

Figura 6: Exemplo da visualização de uma geometria no plano YX.

2.3. Fator de retroespalhamento

Um dos problemas da dosimetria clínica na faixa do radiodiagnóstico é a determinação com precisão da dose na entrada da pele. Em geral, essa medida não pode ser obtida diretamente, mas pode ser determinada indiretamente. De acordo com

Agência Nacional de Vigilância Sanitária (BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2005), a dose na entrada na pele, para procedimentos em radiodiagnóstico, deve ser obtida utilizando-se o kerma no ar, determinado com uma câmara de ionização, e o fator de retroespalhamento (BSF). O BSF é definido como a taxa de exposição ou dose absorvida em um ponto de referência na superfície de um objeto simulador pela taxa de exposição ou dose absorvida devido somente aos fótons primários, isto é, a taxa de exposição ou dose absorvida medida no ar no mesmo ponto (GROSSWENDT, 1984).

O valor de BSF depende diretamente da energia do feixe de fótons, e é fortemente influenciado pela geometria de irradiação e propriedades dos objetos simuladores. Dessa forma, padronizou-se que o BSF seria tabulado em função da camada semi-redutora (CSR) do feixe de radiação, em geometria de referência e objeto simulador padrão. Entretanto, a CSR não possui uma correspondência unívoca com o espectro de radiação, isto é, diferentes espectros podem possuir a mesma CSR. Dessa forma, a melhor maneira de se determinar o BSF seria que ele fosse obtido como função da qualidade de radiação e geometria utilizada na prática. Assim, trabalhos recentes têm mostrado que simulação Monte Carlo pode ser utilizada para determinação do BSF considerando diferentes configurações geométricas e diversas qualidades de feixe (ROSENSCHOLD *et al*, 2008).

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. Coeficiente da atenuação linear

Utilizou-se o coeficiente de atenuação linear (μ) para a validação do código de simulação Monte Carlo PENELOPE, versão 2005, em espessuras delgadas e energias utilizadas em radiodiagnóstico. Essa grandeza foi determinada por simulação Monte Carlo para diferentes energias, espessuras e materiais e comparada com os 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 do pacote de simulação para diferentes combinações de parâmetros de entrada da simulação.

Os materiais escolhidos para a simulação foram os mesmos presentes em uma câmara de ionização, alumínio, acrílico, ar e grafite, além da água e um material de alto número atômico alto, o chumbo. As energias utilizadas foram 20, 40, 60, 80, 100 e 150 keV, intervalo de energia referente à faixa de energia do radiodiagnóstico. Utilizaram-se espessura de 4, 10, 20, 50 e 60 μm equivalente em alumínio para todos os materiais simulados.

3.2. Características da simulação

3.2.1. Alteração no programa *usuario.f*

Como foi explicado no item 2.2.1, o *usuario.f* é uma parte do pacote de simulação Monte Carlo PENELOPE, que é editada pelo usuário para que a saída no arquivo **penmain.dat** forneça o parâmetro desejado como resposta a uma simulação específica. Nesse estudo foi necessário que o programa contasse o número de partículas primárias que atravessassem o corpo sem interagir, isto é, o número de partículas primárias que saem do corpo de interesse. Para tanto, modificações foram realizadas nesse arquivo para proporcionar a resposta desejada.

Em uma primeira implementação, no programa *usuario.f* foi inserida uma variável, dentro de uma laço condicional, que conta o número de partículas que saem do corpo de interesse apenas se a mesmas possuem a energia do feixe primário. Porém, apenas com essa condição, o coeficiente de atenuação linear encontrado não era o total,

pois se desconsideram as partículas que sofrem o espalhamento elástico. Em uma próxima implementação, a condição foi alterada para levar em consideração, além da energia, o mesmo ângulo de deslocamento inicial no eixo z, garantindo que apenas as partículas primárias transmitidas fossem contadas, determinando-se, então, o coeficiente de atenuação total.

Os parâmetros de saída no arquivo **penmain.dat** são o número de partículas iniciais (N_0) e o número de partículas transmitidas (N). Com esses parâmetros, a espessura utilizada na geometria e a equação 10, que foi obtida pela lei de atenuação exponencial, calculou-se o valor do coeficiente de atenuação linear pra cada material e energia utilizada na simulação.

$$\mu = -\frac{\ln(N/N_0)}{x} \quad (10)$$

em que N_0 é o número de partículas primárias simuladas, N é o número de partículas primárias que atravessam o corpo de interesse sem interagir e x é a espessura do corpo de interesse.

3.2.2. Geometria da simulação

O valor do μ depende da energia dos fótons, do material irradiado e da geometria utilizada na sua determinação, sendo que apenas fótons primários devem ser contados. Para que essas condições fossem respeitadas, durante a simulação utilizou-se uma geometria de feixe estreito, monoenergético e irradiando um material homogêneo.

A geometria utilizada para determinar o μ foi composta por um plano duplo semi-infinito, em que sua espessura e o material utilizado pra preenchê-lo eram variáveis de acordo com cada simulação específica. A figura 7 representa o esquema da geometria utilizada na simulação.

Figura 7 – Geometria utilizada na simulação do coeficiente de atenuação linear.

3.2.3. Parâmetros avaliados neste estudo

3.2.3.1. Variação da espessura do material irradiado

As espessuras simuladas foram escolhidas de acordo com as características de uma câmara de ionização de placas paralelas comercial, que contém em sua janela de entrada placas de alumínio e grafite, com espessura delgada, medindo, aproximadamente, 50 μm . Para as energias simuladas, a menor espessura de alumínio, equivalente aos 50 μm de grafite foi de 4 μm , sendo esta utilizada nas simulações. Dessa forma, para a validação do pacote de simulação PENELOPE, consideraram-se cinco espessuras de alumínio: 4, 10, 20, 50 e 60 μm .

Como o μ depende da energia e do material irradiado, cada material possui uma atenuação diferente para um mesmo feixe. Porém, para se fazer uma análise da influência do material na simulação, é necessário que se garanta a mesma atenuação, para diferentes materiais, em cada energia simulada. Assim, utilizando-se a equação 2, encontraram-se, para todos os outros materiais simulados, as espessuras equivalentes que proporcionem as mesmas atenuações encontradas para o alumínio. As tabelas de 1 a 5 representam as espessuras equivalentes em alumínio nos diversos materiais estudados.

Tabela 1: Espessuras equivalentes a 4 µm de Al.

E (keV)	Espessura (µm)					
	Alumínio	Água	Chumbo	Ar	Acrílico	Grafite
20	4	46	0,038	39640	54,6	49,4
40	4	23	0,037	20500	21,9	17,4
60	4	15	0,053	13280	13,1	10,1
80	4	23	0,080	10880	10,5	8,0
100	4	11	0,029	9910	9,4	7,1
150	4	10	0,065	9110	8,6	6,5

Tabela 2: Espessuras equivalentes a 10 µm de Al.

E (keV)	Espessura (µm)					
	Alumínio	Água	Chumbo	Ar	Acrílico	Grafite
20	10	115	0,095	99100	137	124
40	10	57	0,094	51200	55	44
60	10	36	0,132	33200	33	25
80	10	30	0,198	27200	26	20
100	10	27	0,073	24800	24	18
150	10	25	0,163	22800	22	16

Tabela 3: Espessuras equivalentes a 20 µm Al.

E (keV)	Espessura (cm)					
	Alumínio	Água	Chumbo	Ar	Acrílico	Grafite
20	20	229	0,189	198200	273	247
40	20	114	0,188	102500	110	87
60	20	73	0,263	66400	66	50
80	20	59	0,040	54400	52	40
100	20	54	0,146	49500	47	36
150	20	49	0,325	45500	43	33

Tabela 4: Espessuras equivalentes a 50 µm Al.

E (keV)	Espessura (µm)					
	Alumínio	Água	Chumbo	Ar	Acrílico	Grafite
20	50	574	0,474	495500	683	618
40	50	286	0,471	256200	274	217
60	50	182	0,658	165900	164	126
80	50	148	0,992	136000	131	100
100	50	135	0,365	123900	118	89
150	50	124	0,813	113800	107	81

Tabela 5: Espessuras equivalentes a 60 μm Al.

E (keV)	Espessura (μm)					
	Alumínio	Água	Chumbo	Ar	Acrílico	Grafite
20	60	688	0,568	594500	820	742
40	60	343	0,565	307500	329	261
60	60	219	0,789	199100	197	151
80	60	178	1,190	163200	157	119
100	60	162	0,438	148600	141	107
150	60	148	0,976	136600	129	97

Para as espessuras de 4 e 50 μm equivalentes em alumínio determinou-se o coeficiente de atenuação total e para as demais espessuras desconsiderou-se o efeito de espalhamento coerente.

3.2.3.2. Parâmetros de entrada utilizados durante a simulação

Os parâmetros de entrada apresentados na tabela 6 foram mantidos fixos durante todas as situações simuladas.

Tabela 6: Parâmetros de entrada fixos nas simulações.

Parâmetro	Valor
Partícula primária	2 (Fóton)
Energia do feixe	E_0 (Monoenergético)
Ângulo de abertura do feixe	0^0
Distância fonte superfície	1 m
Distância entre colisões fortes	2×10^{10} cm
Número de partículas primárias simuladas	2×10^9
Tempo limite de simulação	15h
Semente de números aleatórios	12345 54321

Para todos os parâmetros, variáveis ou não, o pacote de simulação traz valores padrão que, a princípio, não influenciam fortemente a acurácia da simulação. Para se analisar a influência de cada parâmetro individualmente, todos os outros foram mantidos com seus valores padrão. Assim, para os parâmetros de entrada que foram estudados, os valores padrão utilizados são mostrados na tabela 7.

Tabela 7: Valores padrões dos parâmetros de entrada estudados nas simulações.

Parâmetro	Valor
C_1	0,1
C_2	0,1
E_{ABS} (elétrons, pósitrons)	10 keV
E_{ABS} (fótons)	1 keV
W_{CC}	5 keV
W_{CR}	10 keV

3.2.3.3. Variação da E_{ABS}

Como já foi mencionado no item 2.2.1, o pacote de simulação PENELOPE define valores de energias de absorção para os três tipos de partículas que podem ser simuladas: elétrons, fótons e pósitrons. Para se avaliar o desempenho do código de simulação, os valores das energias de absorção estudados foram 0,1; 0,5; 1; 5 e 10 keV. Para o estudo desse parâmetro foram utilizados alumínio e acrílico com espessuras de 4 e 50 μm equivalentes em alumínio.

3.2.3.4. Variação do C_1

O parâmetro C_1 está relacionado com a deflexão angular média produzida por múltiplo espalhamento entre duas colisões fortes consecutivas de uma partícula carregada. O estudo da variação desse parâmetro é importante, pois o mesmo influencia na acurácia da simulação, devendo ser suficientemente pequeno para permitir que a simulação seja detalhada. Para o estudo desse parâmetro os valores simulados foram 0; 0,005; 0,05; 0,1 e 0,2, fazendo com que o algoritmo de transporte ora seja detalhado ora seja condensado. Para o estudo desse parâmetro foram utilizados alumínio e acrílico com espessuras de 4 e 50 μm equivalentes em alumínio.

3.2.3.5. Variação do C_2

Assim como o parâmetro C_1 , o parâmetro C_2 está relacionado com eventos fortes de perdas de energia, também influenciando na acurácia e desempenho da simulação. Valores de 0; 0,005; 0,05; 0,1 e 0,2 foram utilizados. Para o estudo desse parâmetro

foram utilizados alumínio e acrílico com espessuras de 4 e 50 μm equivalentes em alumínio.

3.2.3.6. Variação no W_{CC}

É o parâmetro que controla a máxima energia perdida por partículas carregadas em colisões fortes. Nesse estudo, esse parâmetro foi testado para 1, 5, 10, 15, 20, 30 e 50% da energia inicial da partícula simulada. Dessa maneira, para cada energia simulada o valor do W_{CC} era alterado. Para o estudo desse parâmetro foram utilizados alumínio e acrílico com espessuras de 4 e 50 μm equivalentes em alumínio.

3.2.3.7. Variação no W_{CR}

O W_{CR} é o parâmetro que controla a máxima energia perdida por partículas carregadas em perdas radiativas fortes. Os valores utilizados foram 1, 5, 10, 15 e 20% da energia inicial da partícula simulada. Assim como para o W_{CC} , para cada energia inicial foi utilizado um valor de W_{CR} . Para o estudo desse parâmetro foram utilizados alumínio e acrílico com espessuras de 4 e 50 μm equivalentes em alumínio.

3.3. Forma de análise dos resultados

A razão dos valores dos coeficientes de atenuação linear disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os obtidos por simulação Monte Carlo com o código PENELOPE foi determinada para se estabelecer a influência do parâmetro estudado na acurácia e desempenho da simulação. Para o estudo da existência de um padrão de variação desses parâmetros em função da energia, gráficos dessas razões em função da energia foram construídos.

3.4. Fator de retroespalhamento

Para avaliar o uso de feixes polienergéticos com o código de simulação Monte Carlo PENELOPE, fatores de retroespalhamento (BSF) foram simulados utilizando-se feixes tipos de radiodiagnóstico. O BSF foi escolhido para esta etapa do trabalho por ser um parâmetro importante para o cálculo de dose de entrada na pele e para os processos de otimização de imagem radiográfica.

Os espectros de entrada utilizados na simulação dos BSFs foram obtidos a partir de um catálogo de espectros (BIRCH *et al*, 1979). Para os feixes de mamografia os espectros gerados foram de 30, 40 e 50 kVp para filtração de 1,0 mm Be e 0,5 mm Al e 50 kVp para filtração de 1,0 mm Be e 1,0 mm Al, correspondendo a CSR entre 0,34 e 1,02 mm Al. Para os feixes de radiologia convencional os espectros gerados foram de 50, 60, 70 e 100 kVp para filtração de 2,0 mm Al, e 100, 120 e 140 kVp a filtração de 2,5 mm Al, correspondendo a CSR entre 1,54 e 5,15 mm Al. Foram utilizados campos circulares com raio igual a 5 cm, distância fonte-superfície de 75 cm preenchida com ar, e a espessura do objeto simulador homogêneo de água de 20 cm para radiologia convencional e de 20 e 4,5 cm para mamografia.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Nesse capítulo será apresentada e discutida a comparação entre os valores dos coeficientes de atenuação disponíveis na literatura com os obtidos por simulação Monte Carlo com o código PENELOPE em função dos parâmetros de entrada da simulação, espessura, material e faixa de energia do radiodiagnóstico.

4.1. Variação da espessura

Para a validação do pacote de simulação PENELOPE considerou-se cinco espessuras equivalentes em alumínio: 4, 10, 20, 50 e 60 μm .

4.1.1. Determinação do coeficiente de atenuação linear em função da espessura – não considerando o espalhamento Rayleigh.

As figuras 8, 9 e 10 apresentam a relação dos coeficientes de atenuação tabulado (NIST, 2004) com os simulados para o alumínio (figura 8a), acrílico (figura 8b), ar (figura 9a), grafite (figura 9b), água (figura 10a) e chumbo (figura 10b). Nestes dados, fótons que interagem por espalhamento Rayleigh, e que atravessam a placa, são contados como partículas primárias, causando uma diminuição nos coeficientes de atenuação simulados. Desta forma, para efeito de comparação foram utilizados dados teóricos com a mesma consideração.

(a)

(b)

Figura 8: Relação dos μ sem espalhamento coerente disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para os materiais: (a) alumínio, (b) acrílico.

(a)

(b)

Figura 9: Relação dos μ sem espalhamento coerente disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para os materiais: (a) ar, (b) grafite.

(a)

(b)

Figura 10: Relação dos μ sem espalhamento coerente disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para os materiais: (a) água; (b) chumbo.

De um modo geral, as razões dos μ da literatura (NIST, 2004) com os simulados apresentam diferenças menores que 3,5% para todos os materiais, energias e espessuras. Os valores encontrados na simulação tiveram uma tendência em apresentar valores superiores aos da literatura, exceto para o chumbo.

Os μ apresentam uma variação em função da espessura, embora esta variação não apresente um padrão em relação à energia ou ao material simulado. Assim variações nos parâmetros de simulação foram realizadas para se avaliar sua influência no algoritmo de transporte e, se possível, encontrar uma tendência de variação em função do material e da energia da radiação.

4.1.2. Determinação do coeficiente de atenuação total em função da espessura

A figura 11 representa o μ total em função da energia do feixe para o alumínio e para o acrílico em espessura equivalente a 50 μm de alumínio.

Figura 11: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o acrílico e alumínio.

A diferença da razão dos $\mu_{\text{teórico}}$ com os μ_{simulado} foi menor que a encontrada para as simulações sem considerar o espalhamento Rayleigh, sendo que a maior diferença encontrada, considerando-se o espalhamento Rayleigh, para o alumínio foi de 0,4% para a energia de 80 keV e para o acrílico foi de 0,7% para a energia de 40 keV, mantendo a mesma tendência encontrada anteriormente.

As figuras 12, 13 e 14 mostram os resultados encontrados para a relação dos coeficientes de atenuação linear para as espessuras equivalentes a 4 e 50 μm de alumínio para todos os materiais e energias utilizados neste estudo. Figura 12a apresenta

dados para o alumínio, a figura 12b apresenta dados para o acrílico, a figura 13a apresenta os dados para o ar, a figura 13b apresenta os dados para o grafite, a figura 14a apresenta os dados para a água e a figura 14b apresenta os dados para o chumbo.

(a)

(b)

Figura 12: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para as espessuras de 4 e 50 μm equivalentes em alumínio para os materiais: (a) alumínio, (b) acrílico.

(a)

(b)

Figura 13: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para as espessuras de 4 e 50 μm equivalentes em alumínio para os materiais: (a) ar, (b) grafite.

(a)

(b)

Figura 14: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para as espessuras de 4 e 50 μm equivalentes em alumínio para os materiais: (a) água, (b) chumbo.

De acordo com as figuras 12, 13 e 14, as diferenças dos valores de μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os obtidos por simulação foram menores 1,5% e 1,2% para todos os materiais e energias para as espessuras de 4 e 50 μm , respectivamente. Em

todos os materiais, com exceção do chumbo, o μ simulado teve a tendência de apresentar um valor maior que o encontrado na literatura.

Comparando os resultados obtidos, para a espessura de 4 e 50 μm , pode-se notar que a espessura influencia de uma forma mais acentuada em materiais com o número atômico próximo ao da água, apresentando as maiores diferenças tanto entre as relações encontradas para os valores de μ quanto para as discrepâncias na forma funcional da curvas obtidas. Analisando os resultados para a duas espessuras, a maior variação da relação encontrada para os μ foi de 0,2% para a energia de 150 keV para o alumínio, de 1,5% para a energia de 80 keV para o acrílico, de 1,9% para a energia de 20 keV para a água, de 0,3% para a energia de 100 keV para o chumbo, de 0,2% para a energia de 40 keV para o ar, e de 2,2% para a energia de 150 keV para o grafite.

4.2. Variação dos parâmetros que controlam o pacote de simulação

4.2.1. E_{ABS}

4.2.1.1. Alumínio

Os resultados mostrados na figura 15 são referentes ao material alumínio para as espessuras de 4 e 50 μm variando o parâmetro E_{ABS} em função da energia inicial das partículas.

(a)

(b)

Figura 15: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o alumínio variando o parâmetro E_{ABS} em função da energia inicial das partículas para as espessuras de: (a) 4 µm, (b) 50 µm.

As diferenças dos valores de μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os obtidos nesse estudo para o alumínio com espessuras de 4 e 50 µm foram menores que 0,4% em todas as energias estudadas, sendo essa variação máxima para a energia de 60

keV nas duas espessuras. Em relação à variação dos μ simulados em função do parâmetro E_{ABS} , a dispersão, para uma mesma energia, foi menor que 0,3% e 0,1% para as espessuras de 4 e 50 μm , respectivamente.

4.2.1.2. Acrílico

Os resultados mostrados nas figuras 16 são referentes ao material acrílico para as espessuras de 4 e 50 μm , equivalente em alumínio, variando o parâmetro E_{ABS} em função da energia inicial das partículas.

Figura 16a: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o acrílico variando o parâmetro E_{ABS} em função da energia inicial das partículas para a de 4 μm espessura equivalente em alumínio.

Figura 16b: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o acrílico variando o parâmetro E_{ABS} em função da energia inicial das partículas para a de 50 μm espessura equivalente em alumínio.

A diferença dos valores de μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os obtidos nesse estudo para o acrílico com espessura de 4 e 50 μm , equivalente em alumínio, foram menores que 1,4% e 0,7%, respectivamente, para todas as energias, sendo essa variação máxima na energia de 80 keV para a menor espessura, e nas energias de 40 e 150 keV para a maior espessura. Em relação à variação dos μ simulados em função do parâmetro E_{ABS} , a dispersão, para uma mesma energia, foi menor que 0,5% e 0,1% para as espessuras de 4 e 50 μm , equivalente em alumínio, respectivamente.

4.2.2. C_1

4.2.2.1. Alumínio

Os resultados mostrados na figura 17 são referentes ao material alumínio para as espessuras de 4 e 50 μm variando o parâmetro C_1 em função da energia inicial das partículas.

(a)

(b)

Figura 17: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o alumínio variando o parâmetro C_1 em função da energia inicial das partículas para as espessuras de: (a) 4μm, (b) 50 μm.

A diferença dos valores de μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os obtidos nesse estudo para o alumínio com espessura de 4 e 50 μm foram menores que 0,6% e 0,3%, respectivamente, para todas as energias, sendo essa variação máxima para a espessura de 4 μm na energia de 150 keV e para a espessura de 50 μm na energia de 80 keV. Em relação à variação dos μ simulados em função do parâmetro C_1 , a dispersão, para uma mesma energia, foi menor que 0,3% e 0,02% para as espessuras de 4 e 50 μm , respectivamente.

4.2.2.2. Acrílico

Os resultados mostrados nas figuras 18 são referentes ao material acrílico para as espessuras de 4 e 50 μm , equivalente em alumínio, variando o parâmetro C_1 em função da energia inicial das partículas.

Figura 18a: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o acrílico variando o parâmetro C_1 em função da energia inicial das partículas para a espessura de 4 μm equivalentes em alumínio.

Figura 18b: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o acrílico variando o parâmetro C_1 em função da energia inicial das partículas para a espessura de 50 μm equivalentes em alumínio.

A diferença dos valores de μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os obtidos nesse estudo para o acrílico com espessura de 4 e 50 μm equivalente em alumínio foram menores que 1,3% e 0,7%, respectivamente, para todas as energias, sendo essa variação máxima na energia de 60 keV para a menor espessura, e na energia de 150 keV para a maior espessura. Em relação à variação dos μ simulados em função do parâmetro C_1 , a dispersão, para uma mesma energia, foi menor que 0,2% e 0,07% para as espessuras de 4 e 50 μm , equivalentes em alumínio, respectivamente.

4.2.3. C_2

4.2.3.1. Alumínio

Os resultados mostrados na figura 19 são referentes ao material alumínio para as espessuras de 4 e 50 μm variando o parâmetro C_2 em função da energia inicial das partículas.

(a)

(b)

Figura 19: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o alumínio variando o parâmetro C_2 em função da energia inicial das partículas para as espessuras de: (a) 4 μm, (b) 50 μm.

A diferença dos valores de μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os obtidos nesse estudo para o alumínio com espessura de 4 e 50 μm foram menores que 0,6% e 0,06%, respectivamente, para todas as energias, sendo essa variação máxima para a energia de 150 keV nas duas espessuras. Em relação à variação dos μ simulados em função do parâmetro C_2 , a dispersão, para uma mesma energia, foi menor que 0,3% e 0,06% para as espessuras de 4 e 50 μm , respectivamente.

4.2.3.2. Acrílico

Os resultados mostrados nas figuras 20 são referentes ao material acrílico para as espessuras de 4 e 50 μm , equivalente em alumínio, variando o parâmetro C_2 em função da energia inicial das partículas.

Figura 20a: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o acrílico variando o parâmetro C_2 em função da energia inicial das partículas para a espessura de 4 μm equivalente em alumínio.

Figura 20b: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o acrílico variando o parâmetro C_2 em função da energia inicial das partículas para a espessura de 50 μm equivalente em alumínio.

A diferença dos valores de μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os obtidos nesse estudo para o acrílico com espessura de 4 e 50 μm , equivalente em alumínio, foram menores que 1,3% e 0,7%, respectivamente, para todas as energias, sendo essa variação máxima para a energia de 40 keV para a menor espessura e para a energia de 150 keV para a maior espessura avaliada. Em relação à variação dos μ simulados em função do parâmetro C_2 , a dispersão, para uma mesma energia, foi menor que 0,1% e 0,03% para as espessuras de 4 e 50 μm , equivalente em alumínio, respectivamente.

4.2.4. W_{CC}

4.2.4.1. Alumínio

Os resultados mostrados na figura 21 são referentes ao material alumínio para as espessuras de 4 e 50 μm variando o parâmetro W_{CC} em função da energia inicial das partículas.

(a)

(b)

Figura 21: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o alumínio variando o parâmetro W_{cc} em função da energia inicial das partículas para as espessuras de: (a) 4 μm, (b) 50 μm.

A diferença dos valores de μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os obtidos nesse estudo para o alumínio com espessura de 4 e 50 μm foram menores que 0,5% e 0,3%, respectivamente, para todas as energias, sendo essa variação máxima para a energia de 150 keV para a menor espessura e para a energia de 80 keV para a maior espessura avaliada. Em relação à variação dos μ simulados em função do parâmetro W_{CC} , a dispersão, para uma mesma energia, foi menor que 0,4% e 0,06% para as espessuras de 4 e 50 μm , respectivamente.

4.2.4.2. Acrílico

Os resultados mostrados nas figuras 22 são referentes ao material acrílico para as espessuras de 4 e 50 μm , equivalente em alumínio, variando o parâmetro W_{CC} em função da energia inicial das partículas.

Figura 22a: Relação dos disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o acrílico variando o parâmetro W_{CC} em função da energia inicial das partículas para a espessura de 4 μm equivalente em alumínio.

Figura 22b: Relação dos disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o acrílico variando o parâmetro W_{CC} em função da energia inicial das partículas para a espessura de 50 μm equivalente em alumínio.

A diferença dos valores de μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os obtidos nesse estudo para o acrílico com espessura de 4 e 50 μm , equivalentes em alumínio, foram menores que 1,3% e 0,7%, respectivamente, para todas as energias, sendo essa variação máxima para a energia de 40 keV para a menor espessura e para as energias de 150 keV para a maior espessura avaliada. Em relação à variação dos μ simulados em função do parâmetro W_{CC} , a dispersão, para uma mesma energia, foi menor que 0,2% e 0,06% para as espessuras de 4 e 50 μm , equivalente em alumínio, respectivamente.

4.2.5. W_{CR}

4.2.5.1. Alumínio

Os resultados mostrados na figura 23 são referentes ao material alumínio para as espessuras de 4 e 50 μm variando o parâmetro W_{CR} em função da energia inicial das partículas.

(a)

(b)

Figura 23: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o alumínio variando o parâmetro W_{CR} em função da energia inicial das partículas para as espessuras de: (a) 4 μm , (b) 50 μm .

A diferença dos valores de μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os obtidos nesse estudo para o alumínio com espessura de 4 e 50 μm foram menores que 0,5% e 0,3%, respectivamente, para todas as energias, sendo essa variação máxima para a energia de 150 keV para a menor espessura e para a energia de 80, 100 e 150 keV para a maior espessura avaliada. Em relação à variação dos μ simulados em função do parâmetro W_{CR} , a dispersão, para uma mesma energia, foi menor que 0,3% e 0,05% para as espessuras de 4 e 50 μm , respectivamente.

4.2.5.2. Acrílico

Os resultados mostrados nas figuras 24 são referentes ao material acrílico para as espessuras de 4 e 50 μm , equivalente em alumínio, variando o parâmetro W_{CR} em função da energia inicial das partículas.

Figura 24a: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o acrílico variando o parâmetro W_{CR} em função da energia inicial das partículas para a espessura equivalente em alumínio de 4 μm .

Figura 24b: Relação dos μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os determinados por simulação Monte Carlo para o acrílico variando o parâmetro W_{CR} em função da energia inicial das partículas para a espessura equivalente em alumínio de 50 μm .

A diferença dos valores de μ disponíveis na literatura (NIST, 2004) com os obtidos nesse estudo para o acrílico com espessura de 4 e 50 μm , equivalente em alumínio, foram menores que 1,3% e 0,7%, respectivamente, para todas as energias, sendo essa variação máxima para a energia de 40 keV para a menor espessura e para as energias de 40 e 150 keV para a maior espessura avaliada. Em relação à variação dos μ simulados em função do parâmetro W_{CR} , a dispersão, para uma mesma energia, foi menor que 0,3% e 0,03% para as espessuras de 4 e 50 μm , respectivamente.

Para o alumínio, a diferença entre os valores de μ obtidos nesse estudo e aqueles apresentados na literatura foram menores que 0,6% e 0,4%, para as espessuras de 4 e 50 μm respectivamente, para todas as combinações de parâmetros de entrada e todo o intervalo de energia utilizado. Em relação à variação dos μ simulados em função de todos os parâmetros de entrada estudados, a dispersão, para uma mesma energia, foi menor que 0,4% e 0,1% para as espessuras de 4 e 50 μm , respectivamente, em todas as energias simuladas.

Para o acrílico, com espessura de 4 e 50 μm , equivalente em alumínio, a diferença entre os valores de μ obtidos nesse estudo e aqueles apresentados na literatura foram menores que 1,4% e 0,7%, respectivamente, para todas as combinações de

parâmetros de entrada e todo o intervalo de energia utilizado. Em relação à variação dos μ simulados em função de todos os parâmetros de entrada estudados, a dispersão, para uma mesma energia, foi menor que 0,5% e 0,1%, respectivamente, em todas as energias simuladas.

De acordo com os dados anteriores, houve uma maior variação nos resultados encontrados para espessura de 4 μm em relação à espessura de 50 μm , tanto na comparação com os valores disponíveis na literatura (NIST, 2004) quanto em relação à dispersão pela variação dos parâmetros de entrada, mostrando que a espessura pode alterar suavemente os resultados encontrados pelo código de simulação Monte Carlo PENELOPE. Porém, mesmo com esses desvios, o código de simulação Monte Carlo PENELOPE pode ser utilizado de forma adequada para esses materiais, energias e espessuras.

4.3. Fator de retroespalhamento

A figura 25 representa os BFSs encontrados para as energias de mamografia e de radiologia convencional.

Figura 25a: BSFs encontrado utilizando simulação Monte Carlo PENELOPE para as faixas de energia de mamografia.

Figura 25b: BSFs encontrado utilizando simulação Monte Carlo PENELOPE para as faixas de energia de radiologia convencional.

Simulações realizadas com uma camada de ar preenchendo o espaço entre o foco e o detector (superfície do objeto simulador) apresentaram resultados com até 30% de variação em relação às simulações realizadas sem a camada de ar. Três espectros gerados com 50 kVp, com diferentes filtrações, apresentaram uma diferença no BSF de até 12%. Para espectros gerados com diferentes kVps e filtrações, mas resultando em um mesmo valor de CSR (1 mm Al), observou-se uma variação de até 20% no BSF. Para espessuras distintas do objeto simulador a diferença no valor do BSF foi de até 5%.

Diferentes espectros, gerados com diferentes técnicas e filtrações, podem possuir a mesma CSR. Desta forma, pode-se cometer erros no cálculo da dose na entrada na pele em exames radiográficos ao se utilizar dados de BSF em função da CSR, como normalmente é realizado. O acesso aos valores corretos de BSF, não apenas em função da CSR, mas também das características completas do feixe, é importante para o cálculo preciso da dose na entrada da pele e, portanto, para a comparação das doses do serviço com os valores de referência de dose para radiodiagnóstico e para embasar os procedimentos de otimização do processo de formação da imagem. Simulação Monte Carlo é uma ferramenta útil para a obtenção de dados de BSF para diferentes feixes e geometrias de irradiação.

5. CONCLUSÃO

Nesse estudo, avaliou-se a utilização do código de simulação Monte Carlo PENELOPE em interfaces delgadas para a faixa de energia utilizada em radiodiagnóstico. A metodologia empregada permitiu determinar como os parâmetros de entrada influenciam o algoritmo de transporte de partículas carregadas para espessuras finas e energias em radiodiagnóstico.

Comparando os resultados obtidos em relação a diferentes materiais, para a espessura de 4 e 50 μm equivalentes em alumínio, pode-se notar que a espessura influencia de uma forma mais acentuada os resultados para materiais com o número atômico próximo ao da água, apresentando as maiores diferenças tanto entre as relações encontradas para os valores de μ quanto para as discrepâncias na forma funcional da curvas obtidas.

Na avaliação da variação dos parâmetros que controlam o algoritmo de transporte, pode-se notar que para os materiais, energias e espessuras utilizadas o código de simulação Monte Carlo PENELOPE pode ser utilizado de forma satisfatória, como o evidenciado pelos resultados obtidos para as simulações dos BSFs.

Dessa forma, a metodologia proposta por esse estudo valida o uso do código de simulação Monte Carlo PENELOPE em futuras aplicações para o desenvolvimento e caracterização de detectores de radiação, bem como em áreas clínicas em Física Radiológica, como o processo de formação de imagens e doses radiográficas.

6. REFÊRENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ALLISON, J.; AMAKO, J.; APOSTOLAKIS, H.; *et al*: Geant4 developments and applications, IEEE Transactions on nuclear science, vol. 53 (1), pp. 70 – 78, 2006.
2. ANDERSON, D.W.: Absorption of ionizing radiation, Baltimore, University Park, 1984.
3. ATTIX, F.H.: Introduction to radiological physics and radiation dosimetry, New York, J.Wiley, 1986.
4. BIELAJEW, A.F.; ROGERS, D.W.O.: A standard timing benchmark for EGS4 Monte Carlo calculation, Medical Physics, vol. 19 (2), pp. 303 – 304, 1992.
5. BIRCH, MARSHALL AND ARDRAN; Catalogue of Spectral Data for Diagnostic X-rays The Hospital Physicist' Association, London, 1979.
6. BLINDER, K.; HEERMANN, D.W.: Monte Carlo simulation in statistical physics, Berlin, Alemanha, 1988.
7. BRASIL, CNEN: Norma 3.01, Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica, Resolução N^o 27. Diário Oficial da República Federativa do Brasil, Brasília – DF, 2005.
8. BRASIL, Ministério da Saúde, Agência Nacional de Vigilância Sanitária; Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamento e Segurança, Brasília, 2005.
9. BUCKLEY, L.A.; KAWRAKOW, I.; ROGERS, D.W.O.: An EGSnrc investigation of cavity theory for ion chambers measuring air kerma, Medical Physics, vol. 30 (6), pp. 1211 – 1218, 2003.
10. CHUL-YOUNG YI e CUCK-HO HAH: Monte Carlo calculation of the ionization chamber response to 60Co beam using PENELOPE, Medical Physics, vol. 33 (5), pp. 1213 – 1221, 2005.
11. COT, A.; JANE, E.; SEMPAU, J.; *et al*: Modeling of high-energy contamination in SPECT imaging using Monte Carlo simulation, IEEE Transactions on Nuclear Science, v.53 (1), pp.198-203, Parte 1, 2006.
12. COT, A.; SEMPAU, J.; PARETO, D.; *et al*: Study of the point spread function (PSF) for 123I SPECT imaging using Monte Carlo simulation, Physics, Medicine and Biology, vol. 49, p. 3125 – 3136, 2004.

13. DEWERD, L.A.; WAGNER, L.K.: Characteristics of radiation detectors for diagnostic radiology, Applied Radiation and Isotopes, vol. 50, pp. 125 – 136, 1999.
14. DOSROSIERS, P.M.; MOSKYIN, V.P.; DESROSIERS, C.M.; *et al*: Lung cancer radiation therapy: Monte Carlo investigation of "under dose" by high energy photons, Technology in Cancer Research & Treatment, vol. 3 (3), pp.289 – 294, 2004.
15. GROSSWENDT, B.: Backscatter factors for x-rays generated at voltages between 10 and 100 kV, Physics Medicine and Biology, vol. 29, pp.579-591, 1984.
16. HENDRIKCS, J.S.; ADAMS, K.J., BOOTH, T.E.: Present and future capabilities of MCNP, Applied Radiation and Isotopes, vol. 53, pp. 857 – 861, 2000.
17. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement, report 44, Bethesda, EUA, 1989.
18. JOHNS, H.E.; CUNNINGHAM, J.R.: The physics of radiology, 4.ed, Springfield, USA, 1983.
19. KRAMER, G.H.; CROWLEY, P.; BURNS, L.C.: Investigating the impossible: Monte Carlo simulation, Radiation Protection Dosimetry, vol. 89 (3 – 4), pp. 259 – 262, 2000.
20. KNOLL, G.F.: Radiation detection and measurement, 2ed., New York, NY: Wiley, 1989.
21. KOFLER, J.M.; GRAY, J.E.; DALY, T.D.: Spatial and temporal response characteristics of ionization chamber used in diagnostic radiology for exposure measurements and quality control, Health Physics, vol. 67 (6), pp. 661 – 667, 1994.
22. MAINARDI, E.; DONAHUE, R.J.; WILSON, W.E.; *et al*: Comparison of microdosimetric simulations using PENELOPE and PITS for a 25 keV electron microbeam in water, Radiation Research, vol.162, pp.326 – 331, 2004.
23. MESBAHI, A.; REILY, A.J.; THWAITE, D.I.: Development and commissioning of a Monte Carlo photon beam model for Varian Clinac 2100EX linear accelerator, Applied Radiation and Isotopes, vol. 64, pp.656 – 662, 2006.
24. MORAES, C.V.: Metodologia de simulação Monte Carlo aplicada na implementação da grandeza operacional Hp (10) no dosímetro individual termoluminescente do Centro de Instrumentação, Dosimetria e Radioproteção, Tese, 105 pp., Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto –SP, 2004.

25. MOSKVIN, V.; DESROSIERS, C.; PAPIEZ, L.; *et al*: Monte Carlo simulation of the Leksell Gamma Knife_R: I. Source modelling and calculations in homogeneous media, Physics, Medicine and Biology, vol. 47, pp.1995–2011, 2002.
26. 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.
27. NICOLUCCI, P. Representação de condições realísticas em simulação Monte Carlo em radioterapia com modulação de intensidade de feixe, 66p, Dissertação (Doutorado) – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto - Departamento de Física e Matemática, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2003.
28. POON, E.; VERHAEGEN, F.: Accuracy of the photon and electron physics in GEANT4 for radiotherapy applications, Medical Physics, vol.32 (6), pp. 1696 – 1711, 2005.
29. RODRÍGUEZ, E.A.V.; ALCÓN, E.P.Q.; RODRIGUEZ, M.L.; *et al*: Dosimetric parameters estimation using PENELOPE Monte-Carlo simulation code: Model 6711 a 125I brachytherapy seed, Applied Radiation and Isotopes, vol.63, pp. 41– 48, 2005.
30. ROGERS, D.W.O.: Review: Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics, Physics, Medicine and Biology, vol. 51, pp. r287 – r301, 2006.
31. ROSENSCHOLD, P.M.; NILSSON, P.; KNOOS, T.: Kilovoltage x-ray dosimetry - an experimental comparison between different dosimetry protocols, Physics Medicine and Biology, vol. 53, pp.4431-4442, 2008.
32. ROSENFELD, A.; SIEGBAHN, E.A.; BRAUER-KRISCH, E.; *et al*: Edge-on face-to-face MOSFET for synchrotron microbeam dosimetry: MC modeling, IEEE Transactions on Nuclear Science, vol. 52 (6), pp. 2562 - 2569, Parte 1, 2005.
33. SALVAT, F.; FERNÁNDEZ-VAREA, J.M.; SEMP AU, J.: A Code System for Monte-Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, September, 2005.
34. SEMP AU, J.; ACOSTA, E.; BARÓ, J.; *et al*: An algorithm for Monte Carlo simulation of coupled electron-photon transport, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, vol. 132, pp. 377 – 390, 1997.
35. SEMP AU, J.; ANDREO, P.: Configuration of the electron transport algorithm of PENELOPE to simulate ion chambers, Physics, Medicine and Biology, vol. 51, pp. 3533 – 3548, 2006.

36. SEMPAU, J.; FERNANDEZ-VAREA, J.M.; ACOSTA, E.; *et al*: Experimental benchmarks of the Monte Carlo code PENELOPE, Nuclear Instruments & Methods in Physics Research Section B-Beam Interactions with Materials and Atoms, vol.207 (2), pp. 107-123, 2003.
37. SOUZA, C.N.; CALDAS, L.V.E.; SIBATA, C.H.; *et al*: Two new parallel-plate ionization chambers for electron beam dosimetry, Radiation Measurement, vol. 26 (1), pp. 65 – 74, 1996.
38. SUNG-JOON YE; BREZOVICH, I.A.; PAREE, P.; *et al*: Benchmark of PENELOPE code for low-energy photon transport: dose comparisons with MCNP4 and EGS4, Physics, Medicine and Biology, vol.49, pp. 378 – 397, 2004.
39. TAN, H.; DEVOL, T.A.: Monte Carlo modeling of heterogeneous scintillation flow-cell detectors, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, vol.515, pp.624 – 633, 2003.
40. TILLY, N.; FERNÁNDEZ-VAREA, J.M.; GRUSELL, E.; *et al*: Comparison of Monte Carlo calculated electron slowing-down spectra generated by ^{60}Co γ -rays, electrons, protons and light ions, Physics, Medicine and Biology, vol. 47, pp.1303–1319, 2002.
41. VERHAEGEN, F.: Evaluation of the EGSnrc Monte Carlo code for interface dosimetry near high-Z media exposed to kilovolt and ^{60}Co photons, Physics, Medicine and Biology, vol. 47, pp.1691–1705, 2002.
42. 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.
43. YE, S.; NAQVI, S.: Low-energy photon dose calculations using various MCNP photon databases: dose comparison between MCNP, PENELOPE, and EGSnrc, Medical Physics, vol. 32 (6), pp.2013 – 2013, 2005.