



Universidade do Estado do Rio de Janeiro
Centro Biomédico
Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes

Sane Simone Oliveira Fonseca Rodrigues

Estudo das distribuições de LET, Q_F e RBE para feixes de fótons de baixa energia em meios biológicos usando o método de Monte Carlo

Rio de Janeiro

2014

Sane Simone Oliveira Fonseca Rodrigues

Estudo das distribuições de LET, Q_F e RBE para feixes de fótons de baixa energia em meios biológicos usando o método de Monte Carlo

Tese apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor, ao Programa de Pós-Graduação em Biociências, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Eduardo Veloso de Almeida

Rio de Janeiro

2014

CATALOGAÇÃO NA FONTE
UERJ/REDE SIRIUS/BIBLIOTECA CB-A

R696 Rodrigues, Sane Simone Oliveira Fonseca
Estudo das distribuições de LET, Q_F e RBE para feixes de fótons de baixa energia em meios biológicos usando o método de Monte Carlo / Sane Simone Oliveira Fonseca Rodrigues. – 2014.
89 f.

Orientador: Carlos Eduardo Veloso de Almeida.
Tese (Doutorado) - Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes. Pós-graduação em Biociências.

1. Monte Carlo, Método de - Teses. 2. Transferência Linear de Energia. 3. Fótons - Teses. 4. Radiobiologia - Teses. 5. Radiação ionizante - Teses. I. Almeida, Carlos Eduardo Veloso de. II. Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes. III. Título.

CDU 539.1.074.6

Autorizo apenas para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta tese, desde que citada a fonte.

Assinatura

Data

Sane Simone Oliveira Fonseca Rodrigues

Estudo das distribuições de LET, Q_F e RBE para feixes de fótons de baixa energia em meios biológicos usando o método de Monte Carlo

Tese apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor, ao Programa de Pós-Graduação em Biociências, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro.

Aprovada em 30 de junho de 2014.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Eduardo Veloso de Almeida
Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes - UERJ

Banca Examinadora: _____
Prof. Dr. André Luiz Mencialha
Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes - UERJ

Prof. Dr. Pedro Pacheco de Queiroz Filho
Comissão Nacional de Energia Nuclear

Prof. Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa
Comissão Nacional de Energia Nuclear

Rio de Janeiro

2014

AGRADECIMENTOS

A Deus, por caminhar comigo a cada momento.

Aos meus pais, Pascoal Fonseca (in memorian) e Isabel Fonseca, que por uma vida de dedicação, amor, trabalho e educação possibilitaram a sua filha realizar sonhos e conquistas.

Ao meu esposo, Vitor Libonatti, pelo amor, incentivo e companheirismo nessa jornada árdua.

Ao Prof. Dr. Gustav Günter Drexler (LCR-UERJ), pela paciência, atenção, preciosas conversas e orientação impecável no caminho para se fazer ciência com seriedade.

Ao Prof. Dr. Carlos Eduardo de Almeida (LCR-UERJ), pela paciência, pelo apoio e suporte contínuo durante a realização deste trabalho.

À Leslie Pereira (IRD-CNEN), pela amizade, prontidão, pelas boas discussões e ajuda com a obtenção dos espectros.

Ao Mariano David (LCR-UERJ), pela amizade, atenção, pelas motivantes discussões que proporcionaram o amadurecimento de muitas ideias e ajuda com a obtenção de espectros.

Aos colaboradores do LCR-UERJ, pela ajuda e prontidão nos momentos necessários.

Aos meus amigos, que sofreram minha ausência, muitas vezes em momentos importantes, mas, que não me abandonaram e continuaram a orar por mim.

A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

Quando o SENHOR restaurou a sorte de Sião, ficamos como quem sonha.
Então, a nossa boca se encheu de riso, e a nossa língua, de júbilo; então, entre as nações se
dizia: Grandes coisas o SENHOR tem feito por eles.
Com efeito, grandes coisas fez o SENHOR por nós; por isso, estamos alegres.
Restaura, SENHOR, a nossa sorte, como as torrentes no Neguebe.
Os que com lágrimas semeiam com júbilo ceifarão.
Quem sai andando e chorando, enquanto semeia, voltará com júbilo, trazendo os seus feixes.

Salmo 126

RESUMO

RODRIGUES, Sane Simone Oliveira Fonseca. *Estudo das distribuições de LET, Q_F e RBE para feixes de fótons de baixa energia em meios biológicos usando o método de Monte Carlo*. 2014. 89 f. Tese (Doutorado em Biociências) – Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2014.

Neste trabalho investigamos se as distribuições de LET (*Linear Energy Transfer*) de fótons com energias tipicamente usadas no radiodiagnóstico sofrem alterações com a profundidade, com o distanciamento do campo do feixe incidente e com a não homogeneidade do meio. E qual é a influência dessas alterações sobre o RBE (*Relative Biological Effectiveness*) e o Fator de Qualidade, Q_F , dessas radiações. Dessa maneira, através de simulações computacionais pelo método de Monte Carlo, obtivemos as distribuições de LET dos elétrons secundários liberados por fótons de baixa energia em meio homogêneo e não homogêneo para os espectros de 30, 50 e 200 kVp (radiação de referência) e o RBE resultante. Considerando a eficácia da radiação proporcional a Transferência Linear de Energia média em dose, L_D , observou-se que mesmo no ponto onde a densidade de ionização dos raios X estudados é máxima em relação à radiação de referência, os raios X de 200 kVp, o RBE e o Fator de Qualidade não ultrapassam o valor de 2,0. Essas variações no padrão de deposição de energia entre os espectros considerados ocorrem de forma mais acentuada para os baixos LET's, contribuindo para o aumento do RBE nessa região. Conclui-se, que as variações nos padrões de deposição de energia, para essa faixa de energia, podem fazer o RBE se afastar da unidade, mas não como alguns estudos radiobiológicos têm reportado, fatores de 4 a 8 vezes a unidade. Estudos mais detalhados de geometria e densidades são necessários, a fim de fornecer mais dados sobre a física da deposição de energia nesse intervalo. Este trabalho é importante para aperfeiçoar as recomendações existentes de radioproteção bem como as considerações de justificação para os procedimentos de raios-X diagnósticos na pediatria, visto que não encontramos estudos dessa natureza acerca dessas qualidades de feixe.

Palavras-chave: RBE. LET. Fótons. Elétrons secundários. Baixa energia.

ABSTRACT

RODRIGUES, Sane Simone Oliveira Fonseca. *Study of distributions of LET, Q_F and RBE for low energy photon beams in biological media using the Monte Carlo method*. 2014. 89 f. Tese (Doutorado em Biociências) – Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2014.

In this work we investigate if LET (Linear Energy Transfer) distributions of photons with energies typically used in diagnostic radiology suffer changes with depth, with the detachment of the field of the incident beam and inhomogeneity of the medium. And what is the influence of these changes on the RBE (Relative Biological Effectiveness) and the quality factor, Q_F , of these radiations. In this way, through computer simulations by the Monte Carlo method, we obtained LET distributions of secondary electrons released by low energy photons in homogeneous and non-homogeneous medium to the spectra of 30, 50 and 200 kVp (reference radiation) and the resulting RBE. Considering the effectiveness of radiation proportional to linear energy transfer on average dose, L_D , noted that even at the point where the ionization density of the studied X-rays is maximum relative to the reference radiation, X-rays of 200 kVp, the RBE and the quality factor does not exceed the value of 2.0. These variations in the pattern of deposition of energy between the Spectra considered occur more steeply to low LET's, contributing to the increase of RBE in this region. It is therefore concluded that the variations in the patterns of energy deposition, for this energy range, can do the RBE move away from the unit, but not as some radiobiological studies have reported, 4 to 8 factors times the unit. More detailed studies of geometry and density are needed in order to provide more data about the physics of energy deposition in that range. This work is important to improve the existing recommendations radiation protection as well as considerations of justification for the X-ray diagnostic procedures in pediatrics, since we couldn't find such studies about these beam qualities.

Keywords: RBE. LET. Photons. Secondary electrons. Low energy.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 –	Diagrama da estrutura de classes do GEANT4.....	31
Figura 2 –	Mundo (cubo maior) ambiente preenchido por ar com as seguintes dimensões: 400 x 400 x 400 cm ³	34
Figura 3 –	Geometria completa da simulação.....	35
Figura 4 –	Geometria completa da simulação do espectro de elétrons.....	37
Figura 5 –	Feixe de fótons monoenergético de 100 keV com tamanho de campo: 20 x 20 cm ² e SSD: 85 cm, na direção de y, interagindo com o simulador cúbico e detectores virtuais.....	38
Figura 6 –	Geometria completa da simulação do H*(10).....	39
Figura 7 –	Esfera da ICRU.....	39
Figura 8 –	Feixe de fótons monoenergético de 100 keV, tamanho de campo: 40 x 40 cm ² e SSD: 85 cm, na direção de y.....	40
Figura 9 –	Simulador cúbico com água e detector virtual a 1 cm de profundidade.....	41
Figura 10 –	Simulador cúbico com água e feixe incidente.....	42
Figura 11 –	Detector virtual e o caminho (passos) da partícula ao atravessar o detector.....	43
Figura 12 –	Determinação da energia perdida em um único passo.....	44
Figura 13 –	Simulador e detectores virtuais.....	45
Figura 14 –	Simulador, detectores virtuais e osso.....	46

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 –	Espectro de 100 keV no centro do cubo a várias profundidades.....	50
Gráfico 2 –	Espectro de 100 keV a 12,5 cm do centro do cubo a várias profundidades.....	51
Gráfico 3 –	Espectro de 100 keV a 15 cm do centro do cubo a várias profundidades.....	51
Gráfico 4 –	Espectros de 100 keV no centro do cubo na superfície.....	52
Gráfico 5 –	Espectros de 100 keV no centro do cubo na profundidade de 5 cm.....	52
Gráfico 6 –	Espectros de 100 keV no centro do cubo na profundidade de 15 cm.....	53
Gráfico 7 –	Espectros de 50 keV no centro do cubo na superfície.....	53
Gráfico 8 –	Espectros de 50 keV no centro do cubo na profundidade de 5 cm.....	54
Gráfico 9 –	Espectros de 50 keV no centro do cubo na profundidade de 15 cm.....	54
Gráfico 10 –	Espectros de 100 keV a 12,5 cm do centro do cubo na superfície.....	55
Gráfico 11 –	Espectros de 100 keV a 12,5 cm do centro do cubo na profundidade de 5 cm.....	55
Gráfico 12 –	Espectros de 50 keV a 12,5 cm do centro do cubo na superfície.....	56
Gráfico 13 –	Espectros de 50 keV a 12,5 cm do centro do cubo na profundidade de 5 cm.....	56
Gráfico 14 –	Espectro de elétrons secundários do feixe de fótons monoenergético de 100 keV em profundidade no eixo central.....	57
Gráfico 15 –	Distribuição de dose $H^*(10)$ obtida neste trabalho e a obtida por DREXLER (1990).....	57
Gráfico 16 –	Frequência de LET, $\langle L_f \rangle$, para o feixe monoenergético de 100 keV dentro e fora do campo de radiação, a profundidade de 1 cm.....	58
Gráfico 17 –	Frequência de LET, $\langle L_f \rangle$, do feixe de raios-X de 200 kVp e do feixe monoenergético de 100 keV dentro e fora do campo de radiação, ambos a profundidade de 1 cm.....	60
Gráfico 18 –	Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, dentro e fora do campo para o LET do espectro de raios-X de 200 kVp em meio homogêneo.....	60
Gráfico 19 –	Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, dentro do campo para o LET do espectro de raios-X mamográficos de 30 kVp em meio	

	homogêneo.....	61
Gráfico 20 –	Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, dentro do campo a 1 cm de profundidade para o LET do espectro de raios-X mamográficos de 30 kVp e raios-X de 200 kVp.....	62
Gráfico 21 –	Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, dentro do campo a 5 cm de profundidade para o LET do espectro de raios-X mamográficos de 30 kVp e raios-X de 200 kVp.....	62
Gráfico 22 –	Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, dentro do campo a 10 cm de profundidade para o LET do espectro de raios-X mamográficos de 30 kVp e raios-X de 200 kVp.....	63
Gráfico 23 –	Distribuição de dose dentro e fora do campo para o LET do espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp.....	64
Gráfico 24 –	Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, dentro do campo a 1 cm de profundidade para o LET do espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp e raios-X de 200 kVp.....	64
Gráfico 25 –	Distribuição de dose dentro, $D(L)$, normalizada, do campo a 5 cm de profundidade para o LET do espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp e raios-X de 200 kVp.....	65
Gráfico 26 –	Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, dentro do campo a 10 cm de profundidade para o LET do espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp e raios-X de 200 kVp.....	65
Gráfico 27 –	Distribuição de dose dentro, $D(L)$, normalizada, do campo a 15 cm de profundidade para o LET do espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp e raios-X de 200 kVp.....	66
Gráfico 28 –	Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, dentro e fora do campo para o LET do espectro de raios-X de 200 kVp em meio heterogêneo.....	67
Gráfico 29 –	Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, para o LET do espectro de raios-X de 200 kVp nos meios homogêneo e heterogêneo dentro do campo do feixe de radiação.....	67
Gráfico 30 –	Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, para o LET do espectro de raios-X de 200 kVp nos meios homogêneo e heterogêneo fora do campo do feixe de radiação.....	68
Gráfico 31 –	Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, dentro do campo a 1 cm de	

	profundidade para o LET do espectro de raios-X mamográficos de 30 kVp e raios-X de 200 kVp em meio heterogêneo.....	69
Gráfico 32 –	Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, dentro do campo a 5 cm de profundidade para o LET do espectro de raios-X mamográficos de 30 kVp e raios-X de 200 kVp em meio heterogêneo.....	69
Gráfico 33 –	Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, em meio homogêneo e heterogêneo para o LET do espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp.	70
Gráfico 34 –	Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, dentro do campo a 1 cm de profundidade para o LET do espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp e raios-X de 200 kVp.....	71
Gráfico 35 –	Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, dentro do campo a 5 cm de profundidade para o LET do espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp e raios-X de 200 kVp.....	71
Gráfico 36 –	Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, dentro do campo a 5 cm de profundidade para o LET do espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp e raios-X de 200 kVp.....	72
Gráfico 37 –	RBE dentro do campo a 1 cm de profundidade para o espectro de raios-X mamográfico de 30 kVp em meio homogêneo.....	73
Gráfico 38 –	RBE dentro do campo a 5 cm de profundidade para o espectro de raios-X mamografico de 30 kVp em meio homogêneo.....	73
Gráfico 39 –	RBE em profundidade dentro e fora do campo para o espectro de raios-X mamográfico de 30 kVp em meio homogêneo.....	74
Gráfico 40 –	Fator de Qualidade (Q_F) em profundidade dentro e fora do campo para o espectro de raios-X mamográfico de 30 kVp em meio homogêneo.....	74
Gráfico 41 –	RBE dentro do campo a 1 cm de profundidade para o espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp em meio homogêneo.....	75
Gráfico 42 –	RBE dentro do campo a 5 cm de profundidade para o espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp em meio homogêneo.....	75
Gráfico 43 –	RBE em profundidade dentro e fora do campo para o espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp em meio homogêneo.....	76
Gráfico 44 –	Fator de Qualidade (Q_F) em profundidade dentro e fora do campo para o espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp em meio homogêneo.	76

Gráfico 45 –	RBE dentro do campo a 1 cm de profundidade para o espectro de raios-X mamográfico de 30 kVp em meio heterogêneo.....	77
Gráfico 46 –	RBE dentro do campo a 5 cm de profundidade para o espectro de raios-X mamográfico de 30 kVp em meio heterogêneo.....	77
Gráfico 47 –	RBE em profundidade dentro e fora do campo para o espectro de raios-X mamográfico de 30 kVp em meio heterogêneo.....	78
Gráfico 48 –	Fator de Qualidade (Q_F) em profundidade dentro e fora do campo para o espectro de raios-X mamográfico de 30 kVp em meio heterogêneo.....	78
Gráfico 49 –	RBE dentro do campo a 1 cm de profundidade para o espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp em meio heterogêneo.....	79
Gráfico 50 –	RBE dentro do campo a 5 cm de profundidade para o espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp em meio heterogêneo.....	79
Gráfico 51 –	RBE em profundidade dentro e fora do campo para o espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp em meio heterogêneo.....	80
Gráfico 52 –	Fator de Qualidade (Q_F) em profundidade dentro e fora do campo para o espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp em meio heterogêneo	80

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Valores de Q_F como função de L_{∞}	22
Tabela 2 –	Novos valores de Q_F como função de L_{∞}	23
Tabela 3 –	Materiais usados na simulação: densidade e composição.....	34
Tabela 4 –	Materiais usados na simulação: densidade e composição.....	39
Tabela 5 -	Composição elementar de osso cortical hidratado.....	45
Tabela 6 –	Qualidade dos feixes simulados.....	46
Tabela 7 –	LET médio em dose absorvida, $\langle L_D \rangle$, e o LET médio em frequência, $\langle L_f \rangle$, obtidos na simulação com um feixe monoenergético de 100 keV e os obtidos pela referência (KELLERER, 2002) com um espectro de 200 kVp.....	59

SUMÁRIO

	INTRODUÇÃO	15
1	AS GRANDEZAS: RBE, LET E O FATOR DE QUALIDADE	19
1.1	A Eficácia Biológica Relativa (RBE)	19
1.2	A Transferência Linear de Energia (LET)	20
1.3	O Fator de Qualidade (Q_F)	21
2	EXPOSIÇÃO À RADIAÇÃO IONIZANTE	25
2.1	Pesquisas sobre estimativa de risco de exposição	26
2.2	A Dose Efetiva e a estimativa de risco de exposição	27
2.3	Atenuações do feixe primário nas diferentes densidades	27
2.4	A Justificação e a Otimização da Dose e o Risco	27
3	CÓDIGO COMPUTACIONAL GEANT4	29
3.1	Capacidades e Ferramentas do GEANT4	29
4	METODOLOGIA	33
4.1	Validação: Espectro de Fótons	33
4.1.1	<u>Construção do Programa</u>	33
4.1.2	<u>Obtenção dos Espectros de Fótons</u>	34
4.2	Validação: Espectro de Elétrons	36
4.2.1	<u>Construção do Programa</u>	36
4.2.2	<u>Obtenção dos Espectros de Elétrons</u>	37
4.3	Validação: A Grandeza Equivalente de Dose Ambiente $H^*(10)$	38
4.3.1	<u>Construção do Programa</u>	38
4.3.2	<u>Obtenção da distribuição de dose, $H^*(10)$</u>	40
4.4	Obtenção das Distribuições de LET	41
4.4.1	<u>Meios e profundidades simuladas</u>	44
4.4.2	<u>Feixes Simulados</u>	46
4.4.3	<u>LET médio em dose absorvida, $\langle L_D \rangle$</u>	47
4.4.4	<u>LET médio em frequência, $\langle L_f \rangle$</u>	47
4.5	Cálculo do RBE e do Fator de Qualidade Q_F	48
5	RESULTADOS	50
5.1	Espectro de fótons	50

5.2	Espectro de elétrons.....	56
5.3	A grandeza Equivalente de Dose Ambiente H*(10).....	57
5.4	Distribuições de LET no meio homogêneo.....	58
5.4.1	<u>Monoenergético de 10 keV.....</u>	58
5.4.2	<u>Espectro de Raios-X de 200 kVp.....</u>	59
5.4.3	<u>Espectro de Raios-X Mamográfico de 30 kVp.....</u>	61
5.4.4	<u>Espectro de Raios-X Pediátrico de 50 kVp.....</u>	63
5.5	Distribuições de LET no meio heterogêneo.....	66
5.5.1	<u>Espectro de Raios-X de 200 kVp.....</u>	66
5.5.2	<u>Espectro de Raios-X Mamográfico de 30 kVp.....</u>	68
5.5.3	<u>Espectro de Raios-X Pediátrico de 50 kVp.....</u>	70
5.6	RBE e o Fator de Qualidade no meio homogêneo.....	72
5.6.1	<u>Espectro de Raios-X Mamográfico de 30 kVp relativo ao Espectro de Raios-X de 200 kVp.....</u>	72
5.6.2	<u>Espectro de Raios-X Mamográfico de 50 kVp relativo ao Espectro de Raios-X de 200 kVp.....</u>	74
5.7	RBE e o Fator de Qualidade no meio heterogêneo.....	77
5.7.1	<u>Espectro de Raios-X Mamográfico de 30 kVp relativo ao Espectro de Raios-X de 200 kVp.....</u>	77
5.7.2	<u>Espectro de Raios-X Mamográfico de 50 kVp relativo ao Espectro de Raios-X de 200 kVp.....</u>	79
6	DISCUSSÃO	81
	CONCLUSÕES.....	85
	REFERÊNCIAS	87

INTRODUÇÃO

As pesquisas na área de radiobiologia visam entender o processo de produção do dano gerado pela radiação ao meio biológico. A energia requerida para se alcançar um determinado dano biológico depende da distribuição tanto macroscópica quanto microscópica da mesma no meio irradiado.

O conceito de dose absorvida, dE/dm , é bem estabelecido para volumes dm macroscópicos, pois nestes pode-se alcançar equilíbrio eletrônico, por exemplo, irradiação de tumores. Com a diminuição do volume alvo a ser estudado, a escalas celulares e subcelulares, essa condição de equilíbrio eletrônico se torna inexistente, contribuindo para uma distribuição de energia não homogênea no meio dm irradiado. A partir deste ponto, o conceito de dose absorvida perde o sentido sendo necessária uma avaliação individualizada das partículas, de suas trajetórias (traços), e da transferência de energia por elas ao meio. Dessa maneira, são requeridas novas grandezas e conceitos adicionais para especificar a concentração microscópica de energia em um meio.

As radiações de diferentes tipos e energias possuem diferentes graus de eficácia na produção de efeitos em sistemas biológicos. O RBE (*Relative Biological Effectiveness*) fornece um índice quantitativo à eficácia da radiação em produzir um determinado efeito biológico por unidade de dose absorvida para qualquer tipo de radiação com relação a uma radiação de referência (ICPR, 2003; HALL, 2006; ICRP, 2007). E para compensar a deficiência da grandeza dose absorvida (dE/dm), criou-se um fator de ponderação chamado LET (*Linear Energy Transfer*), dE/dl , que de certa maneira compensa a ausência do equilíbrio eletrônico. O LET trabalha com o conceito de quantidade de energia transferida por unidade de caminho percorrido pela partícula, dl . Levando em conta o tipo e a energia da partícula. Entretanto, o LET também possui limitações em seu conceito, pois descreve mais as propriedades médias de partículas incidentes, do que as interações das partículas de forma individualizada (ICRU, 1970). Ao variarmos o dl , podemos ter grandes variações no dE transferido, porque as transferências de energia não são sempre iguais nos locais de deposição de energia, dependendo da distribuição espacial dessas deposições que é de natureza estocástica. Com isso, o LET, que é definido na água, torna-se uma aproximação da quantificação do efeito biológico, podendo ser usado para avaliar a eficácia biológica relativa, o RBE. Cabe ressaltar, que é bem conhecido que fótons de baixa energia são mais eficazes em causar danos ao tecido biológico do que os fótons de alta energia, porém a eficácia biológica

relativa dos fótons de baixa energia comparada a de fótons de alta energia ainda está sendo discutida (BRENNER, 1989; KELLERER, 2002; FRANKENBERG, 2002; RENIERS, 2006; REDPATH, 2006).

Essa flutuação de natureza estocástica da deposição de energia é o objeto de estudo da microdosimetria.

A microdosimetria é o estudo sistemático e quantitativo da distribuição espacial e temporal da energia absorvida pelo meio. A energia absorvida pode provocar alterações moleculares ou se transformar em calor em questão de microssegundos. Neste curtíssimo intervalo de tempo muitas interações complexas podem ocorrer antes que espécies moleculares estáveis sejam produzidas, mas os efeitos esperados podem demorar a aparecer. No caso da carcinogênese, pode levar décadas. A microdosimetria pode dar pistas para a compreensão dos processos iniciais que podem vir a ter sérias consequências no futuro (ICRU, 1983; ROSSI, 1996).

Apesar de aparentemente a microdosimetria estar lidando com o mesmo conceito de deposição de energia por unidade de massa, como a dosimetria tradicional, a diferença de tamanho dos volumes alvo introduz efeitos estocásticos, como a flutuação estocástica da dose em pequenos volumes, tais como, os núcleos das células. Estudos baseados na microdosimetria podem envolver não somente a distribuição da energia absorvida no espaço, mas também no tempo, isto é, a dependência da eficiência biológica com a taxa de dose absorvida como também com a qualidade da radiação.

Os estudos radiobiológicos e microdosimétricos (BRENNER, 1989; KELLERER, 2002; FRANKENBERG, 2002; VERHAEGEN, 2002; RENIERS, 2006) que investigam o RBE de baixas doses dos raios-X usados na mamografia, em relação aos efeitos produzidos por um feixe de referência de 200 kVp, apresentam uma forte discordância entre os seus valores. O maior valor reportado de RBE para transformações neoplásicas por raios-X mamográficos (25 – 30 kVp) foi quatro vezes maior que o RBE dos raios-X de 200 kVp. Diferenças dessa ordem revelam um risco superior ao atualmente aceito nos procedimentos de diagnóstico mamográfico (FRANKENBERG, 2002). Entretanto, estudos de distribuições de dose em LET, que investigam deposições de energia em volumes de pequena dimensão (da ordem de 1 μm), sugerem, para o mesmo caso, que o RBE deva ser na verdade menor que 2 (KELLERER, 2002; RENIERS, 2006).

Estudos existentes em mamografia fornecem motivação para a investigação do risco-benefício nos procedimentos de diagnóstico, usando raios-X de baixa energia, em outros ambientes da radiologia. A pediatria é um campo importante para investigação desses fatores,

devido às crianças terem uma expectativa de vida maior que o tempo necessário para o possível desenvolvimento de danos biológicos radioinduzidos, como tumores radiogênicos. Com isso, mais investigações são necessárias para se obter uma dependência mais realística do RBE em relação à energia dos fótons para indução de efeitos biológicos. Esses dados são necessários para aperfeiçoar as recomendações existentes de radioproteção bem como as considerações de justificação para os procedimentos de raios-X diagnósticos na pediatria.

Dada a complexidade das interações das radiações com o meio celular e subcelular, especialmente na região de baixas energias gama, e a natureza estocástica dessas interações, há que se buscar uma abordagem que seja viável e não introduza simplificações que acabem por mascarar os fenômenos que ocorrem nestas escalas. Neste caso, a ferramenta que se configura mais apropriada é a simulação numérica através de técnicas de Monte Carlo.

Muitos códigos têm sido desenvolvidos para aplicação específica a micro e/ou nanodosimetria, como por exemplo, o PARTRACK e o TRION. Existem códigos já amplamente usados na área de física médica como, MCNP, EGS, PENELOPE, entre outros. Cabe ressaltar, que estão sendo realizados estudos investigativos sobre as capacidades do PENELOPE na micro e na nanodosimetria, sendo encontrados resultados satisfatórios em comparação aos códigos desenvolvidos especificamente para esse fim.

Dentro do contexto de códigos de Monte Carlo de proposta geral, encontramos o código GEANT4, originalmente desenvolvido para a física de altas energias, tem o seu uso na área médica cada vez mais difundido. Isso se deve, principalmente, ao seu amplo intervalo de energia e sua capacidade em descrever geometrias complexas, além de possuir um pacote específico para a pesquisa na faixa de baixas energias o *GEANT4 Low Energy Electromagnetic package*. Visando ainda esse campo de atuação, os desenvolvedores do código adicionaram mais um novo componente ao kit de ferramentas do código, o *GEANT4-DNA*, que consiste de um conjunto de processos físicos para a modelagem da interação de partículas na água, na escala de eV. Kit esse que continua sendo aprimorado para o estudo micro e nanodosimétrico (<http://geant4.web.cern.ch/geant4/>).

Neste trabalho, investigaremos se as distribuições de LET de fótons com energias tipicamente usadas no radiodiagnóstico sofrem alterações com a profundidade, com o distanciamento do campo do feixe incidente e com a heterogeneidade do meio. E qual é a influência dessas alterações sobre o RBE e o Fator de Qualidade, Q_F , dessas radiações. Dessa maneira, através de simulações computacionais pelo método de Monte Carlo, vamos obter as distribuições de LET dos elétrons secundários liberados por fótons de baixa energia em meio

homogêneo e heterogêneo para os espectros de 30, 50 e 200 kVp (radiação de referência) e o RBE e Fator de Qualidade resultante.

1 AS GRANDEZAS: RBE, LET E O FATOR DE QUALIDADE

No estudo dos efeitos da interação da radiação com a matéria é necessário o entendimento de três grandezas básicas: a Transferência Linear de Energia, o LET; o Fator de Qualidade, Q_F (*Quality factor*); e a eficácia biológica relativa, o RBE. Essas grandezas relacionadas entre si, fornecem informação sobre o efeito de uma exposição a radiação em um sistema biológico.

1.1 A Eficácia Biológica Relativa (RBE)

O RBE é usado na radiobiologia para caracterizar as diferentes eficácias biológicas das radiações. Os valores de RBE são dados pela razão das doses absorvidas de dois tipos de radiação produzindo o mesmo efeito biológico em condições idênticas de irradiação. Os valores de RBE de uma radiação específica depende das condições de exposição incluindo o efeito biológico investigado, do tecido ou tipo de células envolvidas, da dose e da taxa de dose e do esquema de fracionamento de dose, entretanto para um dado tipo e energia de radiação existirá um alcance para os valores de RBE (ICRP, 2007).

Como a eficácia biológica da radiação depende da distribuição espacial da deposição de energia no meio irradiado e da densidade de ionizações por unidade de comprimento do caminho percorrido pela partícula ionizante, apesar dos fótons serem considerados radiação de baixo-LET (baixa densidade ionizante), existe uma preocupação com o aumento de sua eficácia biológica devido ao aumento da densidade de ionização dos elétrons secundários liberados (VERHAEGEN, 2002; RENIERS, 2006).

Os estudos radiobiológicos sobre a eficácia dos fótons de diferentes energias, particularmente investigações de aberrações cromossômicas, têm evidenciado que a baixas doses os raios-X podem ser substancialmente mais efetivas que as de raios gama e que fótons com energia abaixo de 10 keV, mais efetivos que os raios-X convencionais, como por exemplo, os raios-X de 200 kVp (VIRSIK, 1980; BAUCHINGER, 1983; SCHMID, 1984; SASAKI, 1989; ROOS, 1998). Estudos sobre transformação celular com raios-X de 29 kVp tem afirmado que raios-X mamográficos são cerca de oito vezes mais efetivos por unidade de dose absorvida na indução de tumores mamários que raios gama e cerca de quatro vezes mais

efetivos que raios-X de 200 kVp (FRANKENBERG, 2002). Mas, esses valores são consideravelmente altos em relação aos obtidos em estudos microdosimétricos com raios-X mamográficos similares de 28 kVp relativos a raios-X de ortovoltagem, os quais encontraram valores de RBE de cerca de 1,3 (BRENNER, 1989; DVORAK, 1978). Tudo isso reforça a importância da pesquisa do RBE dos fótons de baixa energia.

1.2 A Transferência Linear de Energia (LET) (ICRU, 1970)

Todas as radiações diretamente ionizantes transferem a maioria de sua energia por processos de colisões envolvendo ionização e excitação. Esses eventos primários ocorrem aleatoriamente ao longo da trajetória das partículas carregadas. Entretanto, ionizações são difíceis de medir. Logo, foi definido o conceito de Transferência Linear de Energia, LET, que se refere à densidade linear de todas as formas de energias transferidas incluindo excitações e ionizações.

O LET é caracterizado pela quantidade de energia transferida para o tecido por unidade de comprimento da trajetória da partícula ionizante. Esta grandeza está relacionada com a qualidade da radiação, que por sua vez se refere às características das distribuições espaciais de transferência de energia ao longo das trajetórias das partículas. Esses padrões de distribuição irão influenciar a eficácia de uma radiação em produzir uma mudança no tecido, quando todas as outras grandezas envolvidas como, por exemplo, dose absorvida, taxa de dose absorvida, energia total dissipada, fracionamento de dose absorvida, são mantidas constantes. Muitos fenômenos radioinduzidos dependem da distribuição espacial de transferências discretas de energia das partículas ionizantes para o meio irradiado. Entretanto, o LET só está definido para água.

O LET é definido em termos da transferência local de energia, mas esse termo ‘local’ pode ter diferentes conotações. Seguindo a definição da ICRU (1970), a Transferência Linear de Energia de partículas carregadas em um meio, L_{Δ} , é o quociente de dE por dl , onde dl é a distância atravessada pela partícula e dE é a energia média perdida devido a colisões com transferências de energia menores que algum valor especificado Δ .

$$L_{\Delta} = \left(\frac{dE}{dl} \right)_{\Delta} \quad (1)$$

O símbolo L_∞ é usado quando todas as transferências de energia possíveis estão incluídas (RBE Committee, 1963). Mas, o índice ∞ não deve ser tomado como significado de que transferências infinitas de energia são possíveis. A energia máxima transferida dependerá do tipo e da velocidade da partícula incidente.

Neste trabalho, o LET sem referencia a alguma energia particular será representado pelo símbolo L simplismente.

As distribuições de LET podem ser obtidas de diferentes formas. De acordo com o RBE Committee (1963) há duas formas de analisarmos as distribuições de LET. Uma, pela fração do comprimento total do ‘track’ (ou passo) da partícula. E outra, que é a utilizada neste trabalho, onde $D(L)$, representa a fração da dose absorvida, D , entregue entre a transferência L e $L+dL$.

Como partículas carregadas perdem energia na sua passagem através do meio absorvedor, o valor de L irá mudar. Logo, a distribuição em L resultante, normalizada a unidade, pode ser expressa como o LET médio associado à distribuição de dose absorvida, o chamado LET médio em dose absorvida, $\langle L_D \rangle$, onde

$$\langle L_D \rangle = \frac{1}{D} \int_0^{\infty} D(L)LdL \quad (2)$$

1.3 O Fator de Qualidade (Q_F)

Para fins de radioproteção, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), tem descrito o RBE de diferentes tipos de radiação através de uma série de Fatores de Qualidade, Q_F , e mais recentemente por uma série de Fatores de Ponderação da Radiação, w_R , e do Tecido, w_T . A Comissão recomenda a unidade (valor de 1) para o Fator de Qualidade para todas as radiações com baixa transferência de energia (baixo-LET), o que inclui radiações X e gama de todas as energias. Este valor tem sido adotado principalmente por razões práticas na radioproteção e também devido ao grande número de incertezas na estimativa dos fatores de risco. Porém, esta escolha não implica que não existam diferenças (mesmo que pequenas) no RBE de fótons de diferentes energias, fato muito importante para considerações de risco radiológico nos procedimentos de diagnóstico usando raios-X de baixa energia (ICRP, 2007).

A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) e a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU) recomendam que a avaliação do risco da exposição à radiação seja baseada na dose equivalente, H (ICRU, 1970; ICRP, 1977; ICRU, 1986; ICRP, 1990; ICRP, 2003; ICRP, 2007). A dose equivalente por sua vez, está relacionada à dose absorvida pela seguinte definição

$$H = D \cdot Q_F \cdot N \quad (3).$$

Onde, N , que é tomado como igual a unidade, deve levar em conta efeitos da taxa de dose, efeitos do fracionamento da dose etc, Q_F , é o Fator de Qualidade e D a dose absorvida.

Quando se está falando de rotina em radioproteção, essa aproximação do Fator de Qualidade é importante, visto que na maioria das situações não se tem informação acerca da distribuição de dose em LET, nem na água e nem no tecido de interesse. Logo, as medidas de dose absorvida são multiplicadas por esses fatores modificantes descritos acima (Q_F e N) para se obter a respectiva dose equivalente. Contudo, na publicação 26 da ICRP (1977) o fator modificante N não foi mais especificado e a definição de H mais tarde mudou para (ICRP, 1990; ICRU, 1993)

$$H = D \cdot Q_F \quad (4)$$

Os valores de Q_F recomendados pela ICRP (1966) como função do L_{∞} são apresentados na tabela abaixo

Tabela 1 – Valores de Q_F como função de L_{∞}

L_{∞} na água (keV/ μ m)	Q_F
< 3,5	1
7	2
23	5
53	10
175	20

Fonte: ICRP Publicação 9 (1966)

Entretanto, a publicação 60 da ICRP (1991) redefiniu para as radiações de baixo-LET (fótons, elétrons e múons) $Q_F = 1$ para $L < 10$ keV/ μ m para as grandezas operacionais. Isso, principalmente por razões práticas, mas também, pela grande incerteza na estimativa dos fatores de risco das radiações. Sendo assim, os valores de Q_F como função do L_∞ apresentados na tabela 2 passam a ser recomendados.

Tabela 2 – Novos valores de Q_F como função de L_∞

L_∞ na água (keV/ μ m)	Q_F
< 10	1
10 – 100	$0,32L - 2,2$
>100	$300/L^{1/2}$

Fonte: ICRP Publicação 60 (1991)

Para calcularmos o Fator de Qualidade, Q_F , para os fótons, integramos a distribuição $D(L)$. Este valor, além de ser médio, está de acordo com o espectro de LET dos elétrons secundários da radiação incidente que gera a dose absorvida, D , em um dado material.

$$\overline{Q_F} = \frac{1}{D} \int Q_F D(L) dL \quad (5)$$

Onde $D(L)$ é a distribuição de D em L para partículas carregadas contribuindo para a dose absorvida no ponto de interesse (ICRP, 2007). Cabe ressaltar, que o $D(L)$ da equação 5 só pode ser calculado se a distribuição em energia dos elétrons secundários é conhecida (ICRU, 1986).

Assumindo que Q_F está relacionado ao LET de forma linear, podemos considerar também a relação dada pelo RBE Committee (1963)

$$Q_F = 0,8 + 0,16 \cdot L_\infty \cdot \mu\text{m} / \text{keV} \quad (6)$$

que representa uma aproximação suficientemente conservativa para a faixa de até 100 keV/ μ m (ICRU, 1970). Considerando a equação 2, a equação 6 também pode ser escrita na forma

$$Q_F = 0,8 + 0,16 \cdot \langle L_D \rangle \cdot \mu m / keV \quad (7)$$

onde $\langle L_D \rangle$ é o LET médio em dose absorvida.

Considerando o exposto acima e partindo do ponto de vista da radioproteção, podemos determinar o RBE de uma radiação pelo Fator de Qualidade, Q_F , que é função do LET da radiação. Todavia, o Fator de Qualidade para fótons será determinado pelo LET dos elétrons secundários na água. Quando não se conhece as características do LET da radiação que se está trabalhando a ICRP (ICRP, 2003; ICRP, 2007) recomenda o uso dos valores tabelados propostos para o Fator de Qualidade, Q_F , para a avaliação da eficácia biológica de um dado tipo e energia de radiação. Contudo, esses valores tabelados generalizam a eficácia biológica dos fótons e elétrons, os estabelecendo como $Q_F = 1$ para todas as energias.

Logo, é conveniente encontrar distribuições de LET para a faixa das baixas energias de fótons e elétrons, e verificar o quanto diferenças nessas distribuições afetam o Fator de Qualidade, fazendo-o diferir de 1.

2 EXPOSIÇÃO À RADIAÇÃO IONIZANTE

Nos últimos anos muito se tem investigado sobre a relação entre a exposição a baixas doses de radiação ionizante e seus efeitos a saúde. Entretanto, as recentes pesquisas não têm chegado a um consenso sobre o assunto. Pesquisas baseadas em dados radiobiológicos e epidemiológicos, que ora são tratados pela hipótese de LNT (*linear-no-threshold*), ora por incorporação de incertezas nas doses estimadas de sobreviventes da bomba atômica e outras vezes pela extrapolação do risco de câncer associado a doses altas e intermediárias, não tem chegado a um acordo sobre a questão da ação da radiação a baixas doses e baixos-LETs, pois dependendo de como a dose é avaliada pode ou não apresentar um limiar para produção de efeitos à saúde.

Atualmente existem duas vertentes sobre o risco de indução de cânceres pela exposição à radiação ionizante: uma que defende que nenhuma dose de radiação é segura e outra que defende a existência de uma dose tal que abaixo da mesma o risco é zero (READPATH, 2006). Os estudos baseados em dados epidemiológicos têm evidenciado que nenhuma dose de radiação é segura, entretanto a avaliação para baixas doses (< 10 mSv) é oriunda de ajustes lineares da resposta para doses altas e intermediárias. Além disso, esses resultados são apresentados em termos de dose efetiva, grandeza inadequada para avaliar o risco de uma irradiação médica, que é o caso dos procedimentos de radiodiagnóstico com baixo-LET.

Dessa forma, caminhos alternativos às extrapolações de dados epidemiológicos, que nos permitam avaliar uma possível resposta não linear a baixa energia, se fazem necessários para a avaliação do risco de radiações de baixo-LET. O Estudo de distribuições de LET de radiações de baixa energia pode fornecer dados importantes sobre a estimativa do RBE de uma dada radiação.

Tudo isso evidência que a exposição de crianças requer uma atenção especial. Visto que, os corpos são pequenos, a área de exposição pode incluir, em alguns casos, até mesmo órgãos que não são alvos da exposição. Além disso, devido a pouca idade, a carcinogênese tem tempo para se desenvolver ao longo dos anos. O risco de câncer em geral é maior antes dos 10 anos. Este risco aumentado é complexo e se expressa através da radiosensibilidade relativa dos vários tecidos do corpo, que variam de acordo com sexo e idade (BEIRVII, 2006; IAEA, 2013).

2.1 Pesquisas sobre estimativa de risco de exposição

Revisões feitas entre os anos de 2005 e 2008 mostram o comportamento dos dados de dose em relação a forma como são avaliados. Abaixo seguem as conclusões sobre quatro grandes revisões feitas entre esses anos.

A *National Academic of Science* publicou em 2006 o BEIRVII (*Biological Effects of Ionizing Radiation*) com objetivo de desenvolver a melhor estimativa possível do risco de exposição a baixos níveis de radiação (baixa dose e baixo-LET), concluindo que os dados biológicos e biofísicos disponíveis suportam um modelo de risco LNT, além de assumir que por menor que seja a dose de radiação a mesma tem o potencial de causar pequeno aumento no risco a humanos. A minuciosa revisão de dados epidemiológicos e informações biológicas, com foco voltado para efeitos a saúde de baixas doses, feita no BEIRVII encontrou forte indício da existência de um LNT (BEIRVII, 2006).

A UNSCEAR, *United Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*, após acrescentar aos seus estudos novos locais para o possível desenvolvimento de cânceres, concluiu que seus dados sobre estimativa de risco de câncer e efeitos hereditários não precisavam ser modificados. Suas estimativas são baseadas em métodos bayesianos para incorporação de incertezas na dose para estimativa de risco em um coorte de sobreviventes da bomba atômica. Esse trabalho da UNSCEAR deixa clara a importância de se quantificar a incerteza na estimativa de risco (UNSCEAR, 2008).

A ICRP, *International Commission on Radiological Protection*, trabalha com limiar de dose e ressalta que enquanto existir um limiar para baixas doses suscetível a relação com tumores radiogênicos em determinados tecidos, não há como se pensar em um limiar universal. O documento também defende que uma combinação do LNT, das incertezas de dose e do DDREF (fator de eficácia de dose e de taxa de dose) para extrapolação das altas doses, se mantém como uma base mais sólida para a radioproteção de baixa dose e baixa taxa de dose (ICRP, 2005; ICRP, 2007).

Tudo isso reforça a real necessidade de uma avaliação de risco carcinogênico especificamente a baixas energias e baixos-LETs, com o objetivo de estudar o comportamento da curva de transferência de energia ao meio. Cabe ressaltar também, que a maioria dos trabalhos publicados com relação ao risco da radiação ionizante trabalha com dose efetiva (REDPATH, 2006; DAUER, 2010). Neste ponto surge uma questão: Como se estudar dados de dose localizada, que é o que se tem quando se trabalha com mamografia e

radiodiagnóstico, avaliados e comparados com resultados analisados por meio de dose efetiva, que tem a irradiação de corpo inteiro como base? Por isso, a dose efetiva não pode ser a grandeza mais adequada para tal.

2.2 A Dose Efetiva e a estimativa de risco de exposição

Quando se discute estimativa de risco outra questão que precisa ser questionada é a dose efetiva. É necessário o entendimento sobre onde, quando e como aplicar o conceito de dose efetiva para se evitar confusões com eficácia da radiação. Não é disso que a dose efetiva trata. A mesma é apenas um número dado como satisfação a sociedade e para praticidade de rotinas e emissões de relatórios sobre níveis de exposição. Mas, a mesma não retrata a realidade. É um cálculo matemático para extrapolação da dose recebida por uma pessoa (que pode ser de corpo inteiro ou não) para todos os órgãos. Não podendo então ser utilizada numa estimativa de risco de forma confiável. Por isso, busca-se com esse estudo estimativas através dos padrões de deposição de energia e a qualidade da radiação em causar um dano.

2.3 Atenuações do feixe primário nas diferentes densidades

Outra questão a ser estudada é a modificação do espectro de energia nos ‘targets’. O espectro se modifica ao sofrer atenuações e espalhamentos ao atravessar o meio absorvedor. Na mamografia isso não chega a ser tão importante devido o volume atravessado pela radiação ser pequeno (mama comprimida) e com pouca diferença de densidades. Mas quando se trata de radiologia pediátrica isso não se mantém, pois além de termos um meio absorvedor maior, também encontramos diferentes tipos de tecidos a serem considerados.

2.4 A Justificação e a Otimização da Dose e o Risco

Dentro dos princípios da radioproteção busca-se a justificação e otimização do uso da radiação de baixa energia nos procedimentos de radiodiagnóstico. O foco principal do

trabalho não está sobre as questões de limitação de dose, isso porque, estudam-se questões referentes à exposição médica, onde limites de dose não são aplicáveis. E sim, questões como o uso do LNT, que trata como linear o risco de produção de câncer abaixo de certa dose.

Mas, se a dose é tão baixa porque o comportamento dos padrões de deposição de energia são tão importantes para a radiologia diagnóstica? Esse questionamento é muito importante para a radioproteção porque abrange não somente questões práticas de procedimentos, mas também fatores econômicos e sociais.

Atualmente as estimativas de risco de indução de câncer por radiação ionizante são feitas com base em dados derivados dos sobreviventes das bombas de Hiroshima e Nagasaki, portanto dados epidemiológicos. Essas pessoas foram expostas a radiação gama de cerca de 2 a 5 MeV. É interessante saber que essa faixa de energia tem o espectro similar ao das radiações gama com energia por volta de 1 MeV. As linhas do Co-60 são 1,17 e 1,33 MeV, sendo portanto um bom representativo do espectro que as pessoas estiveram expostas em Hiroshima e Nagasaki (FRANKENBERG, 2002).

As exposições médicas e ocupacionais utilizam de raios-X e elétrons com LET de cerca de 10 keV/ μm . Os raios-X de Hiroshima e Nagasaki possuem eficiências iguais as dos raios-X com baixo-LET (até 10 keV/ μm) que são utilizados nas exposições ocupacionais e médicas. Sendo essa a justificativa de se usar os dados da bomba nos estudos de estimativa de risco. (FRANKENBERG, 2002).

Essa interpretação com relação às eficiências fez com que, por recomendações da ICRP (1991) e isso não difere de forma exagerada da realidade, todos os raios-X de diagnóstico incluindo o mamográfico (25 – 20 kVp) fossem assumidos como iguais a unidade ($Q_F = 1$ e $w_R = 1$). Contudo, estudos microdosimétricos e radiobiológicos já mencionados indicam que esses valores não são apropriados. Medidas microdosimétricas em volumes de 1 μm mostram uma significativa mudança no padrão de deposição de energia, com a diminuição da energia do fóton. A explicação disso é que, enquanto a energia dos elétrons secundários emitidos nas interações dos fótons com o meio diminui o LET aumenta concomitantemente. Segundo FRANKENBERG (2002), de 0,2 keV/ μm para elétrons de 500 keV para aproximadamente 2 keV/ μm para elétrons de 15 keV. Isso sintetiza o porquê do padrão a baixas energias ser tão importante.

3 CÓDIGO COMPUTACIONAL GEANT4

Os cálculos pelo método de Monte Carlo auxiliam na obtenção da distribuição de dose em energia dos elétrons secundários, quando a mesma não é conhecida. Dentro do contexto de códigos de Monte Carlo de proposta geral, encontramos o código GEANT4, originalmente desenvolvido para a física de altas energias, tem o seu uso na área médica cada vez mais difundido. Isso se deve, principalmente, ao seu largo intervalo de energia e sua capacidade em descrever geometrias complexas, além de possuir um pacote específico para a pesquisa na faixa de baixas energias o *GEANT4 Low Energy Electromagnetic package*. Visando ainda esse campo de atuação, os desenvolvedores do código adicionaram mais um novo componente ao kit de ferramentas do código, o *GEANT4-DNA*, que consiste de um conjunto de processos físicos para a modelagem da interação de partículas na água, na escala de eV. Kit esse que continua sendo aprimorado para o estudo micro e nanodosimétrico (<http://geant4.web.cern.ch/geant4/>).

3.1 Capacidades e Ferramentas do GEANT4

O GEANT4 (<http://geant4.web.cern.ch/geant4/>) é um pacote de software livre, escrito em linguagem C++ orientada a objeto, com o propósito geral de fornecer uma completa estrutura de ferramentas para simulação da passagem de partículas subatômicas pela matéria. Todos os aspectos dos processos da simulação foram incluídos no seu conjunto de ferramentas, que abrangem as seguintes estruturas:

- a) a geometria do sistema;
- b) os materiais envolvidos;
- c) as partículas fundamentais de interesse;
- d) a geração dos eventos primários;
- e) o acompanhamento das partículas através dos materiais e dos campos eletromagnéticos;
- f) os processos físicos que governam as interações entre partículas;
- g) a resposta de componentes sensíveis do detector;
- h) a geração de dados do evento;

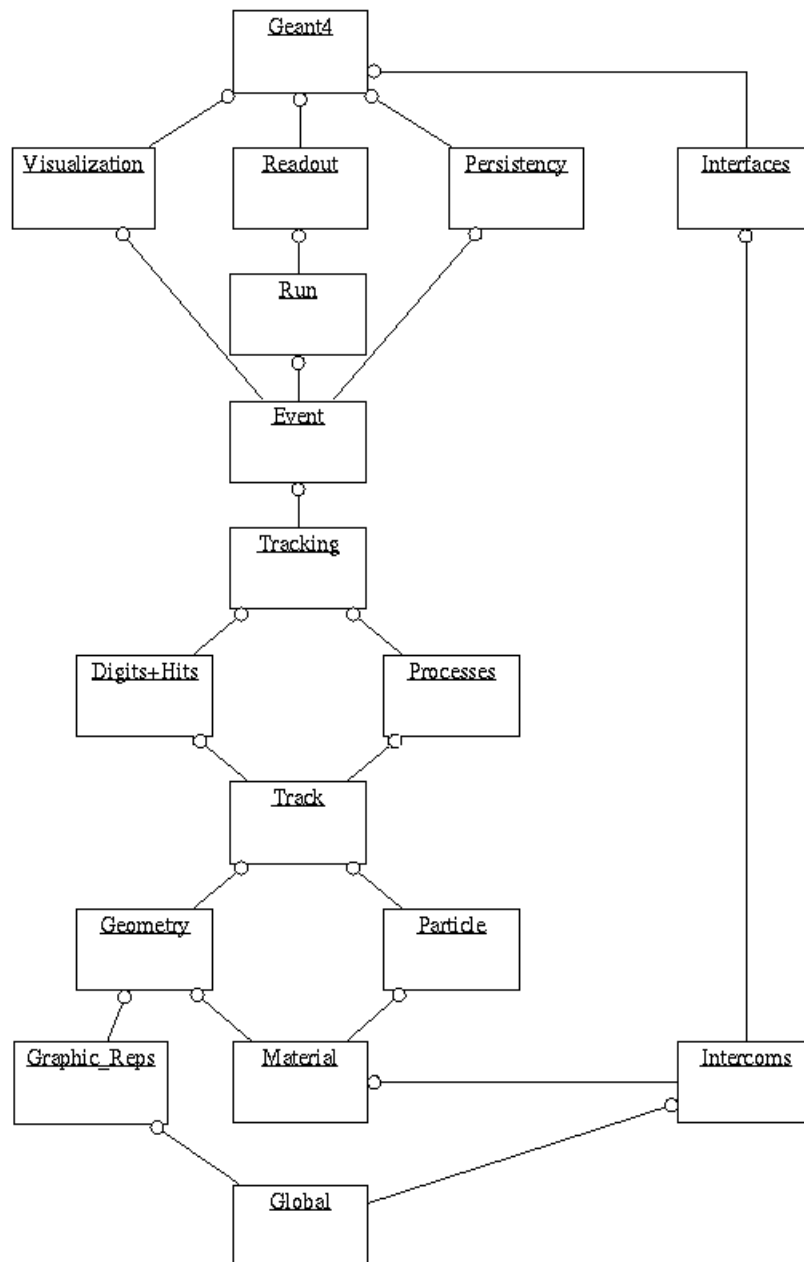
- i) o armazenamento dos eventos e das trilhas (rastros das partículas);
- j) visualização do detector das trajetórias das partículas; e
- k) captura e análise dos dados da simulação, em diferentes níveis de detalhes e refinamento.

O usuário do código pode construir aplicações próprias dentro do código ou escrever sobre a estrutura orientada a objeto do código. Em ambos os casos, as ferramentas do código suportarão suas construções desde a definição do problema inicial até a produção dos resultados e construção dos gráficos, isso se deve, ao código ter incluído em suas capacidades uma interface com o usuário, um guia interno de rotinas e interpretadores de comandos, que funcionam em todos os níveis da simulação (<http://geant4.web.cern.ch/geant4/UserDocumentation/UsersGuides/IntroductionToGeant4/html/ch02.html>).

Desta maneira, a realização de uma simulação no GEANT4 implica no desenvolvimento de um bloco de programas e subprogramas, onde cada um deles é responsável por uma parte da simulação. Esses programas se comunicam através de estruturas denominadas classes, onde é definido tudo o que é necessário à simulação. Nessas estruturas, também pode-se colher os dados produzidos a cada evento rodado, tais como, informações sobre trajetórias, partículas, energias, volumes, processos físicos etc. O diagrama de categorias de classes do GEANT4 é mostrado na figura 1.

O GEANT4 também fornece diferentes exemplos de simulações com essa estrutura de programas e subprogramas com suas respectivas classes, com geometrias e processos físicos já definidos e construídos, sobre os quais o usuário pode se basear.

Figura 1 – Diagrama da estrutura de classes do GEANT4



Fonte: Disponível em: <http://geant4.web.cern.ch/geant4/> Acesso em 22 out 2013.

As categorias da parte inferior do diagrama são acessadas por todas as categorias da parte superior, fornecendo a fundação do conjunto de ferramentas.

O *Global* é a categoria que cobre o sistema de unidades, constantes, e a manipulação numérica e números randômicos.

As duas categorias *Material* e *Particle*, implementam as estruturas necessárias para descrever as propriedades físicas das partículas e dos materiais, para a simulação da interação das partículas com a matéria.

A *Geometry* é o módulo que oferece a capacidade de descrever a estrutura geométrica, e a propagação de partículas eficientemente através dela.

Acima destes residem as categorias requeridas para descrever e acompanhar as partículas e os processos físicos a que se submetem.

O *Track* é a categoria que contém as classes dos rastros e dos passos da partícula, que são usadas pelo *Processes*, categoria que contém as implementações dos modelos interações físicas: interações eletromagnéticas de léptons, dos fótons, hadrons e íons e interações hadrônicas.

Todos os *Processes* são chamados pelo *Tracking*, categoria que controla sua contribuição à evolução de um estado no rastro da partícula, e fornece informações, nos volumes sensíveis, para o *Hits* (colisões) e para digitalização, o *Digits*.

Acima destes o *Event*, categoria que controla os eventos em termos dos rastros da partícula a cada evento e o *Run*, que controla a coleção de eventos, que são parte comum na implementação do detector e do feixe.

A categoria *Readout* permite a manipulação das colisões em cadeia.

Finalmente as funções que usam todas estas categorias e as conectam às estruturas fora do conjunto de ferramentas, a *visualization*, *persistence* e *user interface*.

4 METODOLOGIA

Estabeleceu-se como objetivo geral do trabalho, avaliar indução de tumores radiogênicos por feixe de fótons com energia usada na pediatria, pelo estudo de distribuições de LET, dos respectivos Fatores de Qualidade, Q_F , e do RBE em simuladores homogêneo e heterogêneo através de simulações usando o método de Monte Carlo. A fim de validar o código de Monte Carlo GEANT4 na faixa de energia usada na pediatria (algumas dezenas de keV) foram obtidos e comparados com a literatura os espectros de fótons, de elétrons secundários, todos em um simulador cúbico com água; e foi obtida a reprodução da grandeza Equivalente de Dose Ambiente, $H^*(10)$ no simulador esférico sugerido pela ICRU (ICRU, 1971). Partindo em seguida para o estudo do LET, RBE e Fator de Qualidade, Q_F , em meio homogêneo (simulador cúbico com água). Posteriormente, é feito o estudo do LET e RBE e Fator de Qualidade, Q_F , em meio não homogêneo.

Para as simulações das validações foram utilizados 4 computadores com processador Intel Core 2 Quad 2.4 GHz, 1,98 GB RAM disponíveis no Laboratório de Ciências Radiológicas – LCR/UERJ, com sistema operacional LINUX nas distribuições *Mandriva* e/ou *Ubuntu*. Para as simulações do LET, RBE e Fator de Qualidade, Q_F , foi utilizado 1 computador com processador Intel Core i7-2600K CPU 3,40 GHz, 16 GB RAM disponível no Laboratório de Ciências Radiológicas – LCR/UERJ, com sistema operacional LINUX na distribuição *Scientific Linux*. Todos com o código GEANT4 na versão 9.1.p02.

4.1 Validação: Espectro de Fótons

4.1.1 Construção do Programa

Para obtenção dos espectros de fótons e elétrons secundários, foram definidas as dimensões do ambiente da simulação, ou seja, o mundo da simulação, onde tudo é construído. Esse ambiente foi preenchido por ar e tem as seguintes dimensões: $400 \times 400 \times 400 \text{ cm}^3$. No centro do mundo, e com origem dos eixos coordenados coincidente com a do mundo, está construído o simulador de $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ composto de água (ver figura 2). Dimensões essas

de acordo com PETOUSSI (1991), referência usada para validação. Na tabela 3 são apresentados os materiais usados na simulação. A geometria esférica foi explorada na definição do volume sensível de coleta dos fótons e elétrons, essas esferas são um artifício para medir o espectro de fótons a uma determinada profundidade e posição dentro do simulador.

Figura 2 – Mundo (cubo maior) ambiente preenchido por ar com as seguintes dimensões: $400 \times 400 \times 400 \text{ cm}^3$

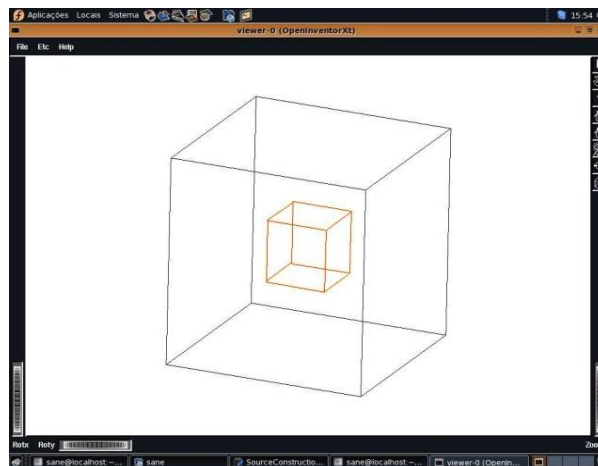


Tabela 3 - Materiais usados na simulação: densidade e composição

Material	Densidade	Elementos	Composição
Ar	$1,29 \text{ mg/cm}^3$	N O	70 % 30 %
Água	$1,000 \text{ g/cm}^3$	H O	H ₂ O

4.1.2 Obtenção dos Espectros de Fótons

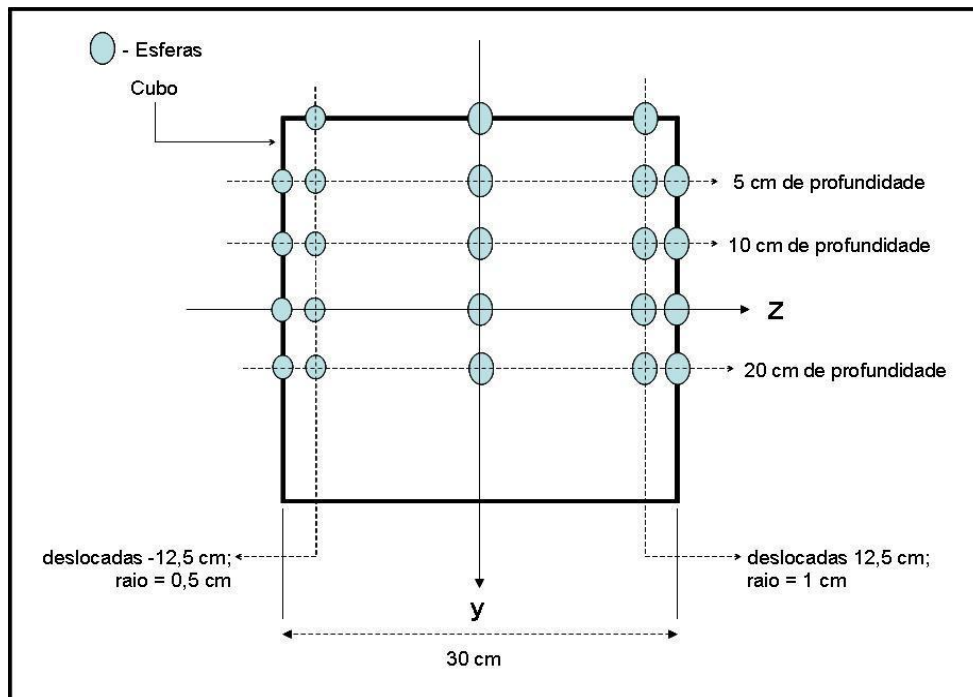
Com o objetivo de investigar o comportamento dos fótons ao interagirem com o simulador, como seu espalhamento e atenuação, os detectores virtuais (artifício de coleta descrito acima; esferas da figura 3) foram posicionados no eixo central do simulador e também á distância de 12,5 cm e 15 cm do eixo central do simulador, tanto para direita quanto para esquerda (ver figura 3). A direita do centro do cubo foram colocados detectores virtuais

com raio de 1 cm, e a esquerda detectores virtuais com raio de 0,5 cm, no eixo central foram colocados detectores virtuais com raio de 1 m. Procedimento realizado para avaliar a influência do tamanho do volume de coleta nos resultados, e também na estatística da coleta. As profundidades exploradas foram 0 cm (superfície do simulador), 5, 10, 15 e 20 cm. Em seguida foram construídos os feixes de fótons monoenergético, de 100 keV e de 50 keV, ambos com tamanho de campo: $20 \times 20 \text{ cm}^2$ e SSD: 85 cm, na direção de y (ver figura 3).

O número de eventos rodados é de 10^9 , divididos em 4 *runs* de 250×10^6 eventos, uma *run* para cada processador da máquina. O tempo de processamento de 250×10^6 eventos por um único processador é de ≈ 50 h. O corte estabelecido para fótons e elétrons é de 0,01 mm. Isso para não acompanharmos toda a história dos elétrons com energia abaixo de 20 keV, que só iriam alongar mais o tempo de simulação.

Os fótons que atravessam os detectores virtuais são coletados e sua energia cinética é armazenada pelo programa em um histograma de 0 keV até 100 keV com *bins* (intervalos de medida) de 1 keV de largura (para a simulação do feixe de 50 keV, o histograma tem o intervalo correspondente, ou seja, de 0 keV até 50 keV, também com *bins* de 1 keV de largura).

Figura 3 – Geometria completa da simulação



O programa fornece os histogramas diretamente, através do pacote de análise de dados AIDA¹, mas, neste caso, devido a divisão do total de 10^9 eventos por 4 (quatro), os dados armazenados pelos programas (as quatro *runs* de 250×10^6) foram reunidos e somados no aplicativo Microsoft Office Excel. Do qual se obteve os gráficos dos histogramas. Cada resultado foi normalizado ao número total de fótons colhidos no respectivo detector virtual. Nessa construção dos histogramas, agrupamos os resultados em intervalos de 10 keV a fim de facilitar a comparação com a referência usada.

4.2 Validação: Espectro de Elétrons

Para a obtenção dos espectros de elétrons em profundidade no simulador cúbico de água, algumas modificações ao código já construído para a obtenção dos espectros de fótons em profundidade foram necessárias. Essas modificações estão relacionadas à natureza da partícula. Com isso, foram alterados a forma de coleta nos detectores virtuais dentro do fantoma cúbico e o corte.

4.2.1 Construção do Programa

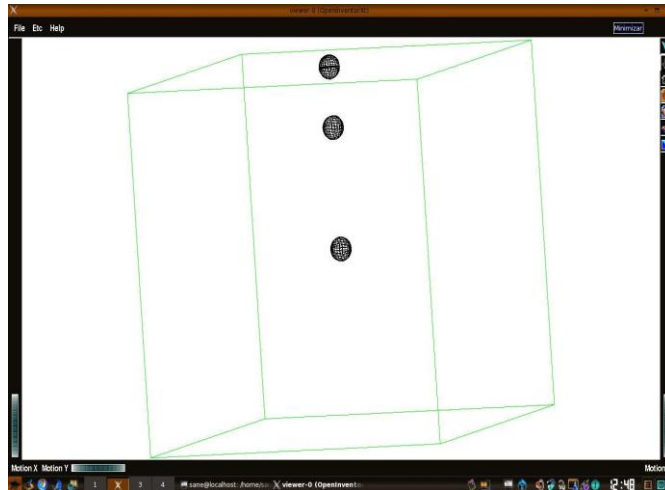
Foram definidas as dimensões do ambiente que é tido como o ‘mundo’ da simulação. Esse ambiente foi preenchido por ar e tem as seguintes dimensões: $400 \times 400 \times 400 \text{ cm}^3$. No centro do mundo, e com origem dos eixos coordenados coincidente com a do mundo, está construída uma caixa de $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ composta de água. Dimensões essas também de acordo com PETOUSSI (1991) (Ver figura 2), e na tabela 3 são apresentados os materiais usados na simulação.

Assim como na simulação para obtenção dos espectros de fótons em profundidade, a geometria esférica foi explorada na definição do volume sensível de coleta dos elétrons. Também compostas de água, as esferas são um artifício para medir o espectro de elétrons a uma determinada profundidade e posição dentro do cubo. Com 1 cm de raio, os detectores

¹ Endereço: <http://wwwasd.web.cern.ch/wwwasd/lhc++/AIDA/>

virtuais foram então posicionadas no eixo central do cubo. As profundidades exploradas foram 0 cm (superfície do cubo), 5 e 15 cm. (ver figura 4)

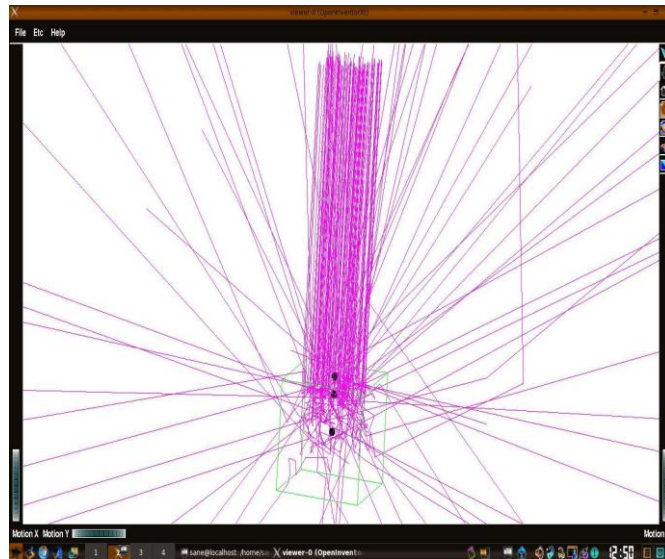
Figura 4 – Geometria completa da simulação do espectro de elétrons



4.2.2 Obtenção dos Espectros de Elétrons

Os espectros de elétrons são resultado dos elétrons liberados pelo feixe de fótons monoenergético de 100 keV com tamanho de campo: $20 \times 20 \text{ cm}^2$ e SSD: 85 cm, na direção de y (ver figura 5). O número de eventos rodados é de 2×10^8 , o tempo de processamento dos eventos por um único processador é de $\approx 39 \text{ h}$. O corte estabelecido para fótons é de 0,01 mm e para elétrons é de 0,001 mm. Os elétrons que atravessam, são gerados ou “morrem” dentro dos detectores virtuais são coletados e sua energia cinética armazenada pelo programa em um histograma de 0 keV até 100 keV com *bins* de 1 keV de largura.

Figura 5 – Feixe de fótons monoenergético de 100 keV com tamanho de campo: 20 x 20 cm² e SSD: 85 cm, na direção de y, interagindo com o simulador cúbico e detectores virtuais



4.3 Validação: A Grandeza Equivalente de Dose Ambiente $H^*(10)$

A fim de validar a distribuição de dose na faixa estudada, a grandeza operacional equivalente de dose ambiente, $H^*(10)$, foi escolhida, visto que é uma grandeza bem estabelecida e documentada. A validação foi feita com DREXLER (1990).

4.3.1 Construção do Programa

Foram definidas as dimensões do ‘mundo’ da simulação. Uma caixa de 100 x 100 x 100 cm³, na qual foi estabelecido vácuo. No centro do mundo, e com origem dos eixos coordenados coincidente com a do mundo, está construída uma esfera com 15 cm de raio (Ver figura 6), e preenchida pelo ICRU *Tissue*. Dados de acordo com o definido para a esfera da ICRU (ver tabela 4).

Figura 6 – Geometria completa da simulação do H*(10)

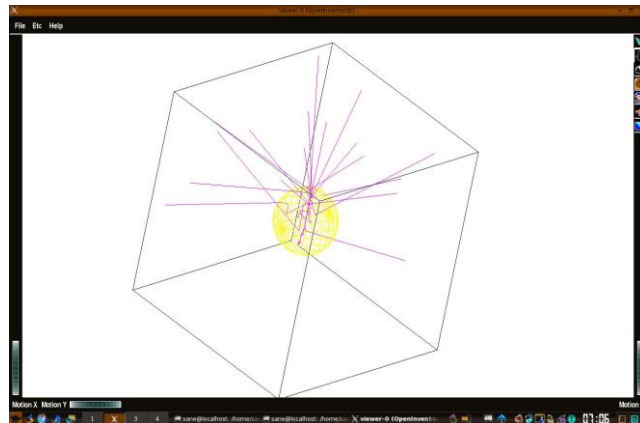


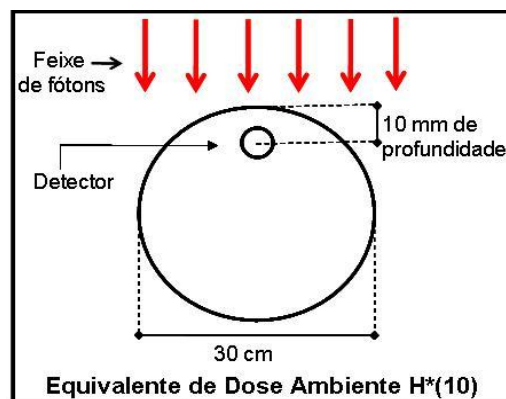
Tabela 4 - Materiais usados na simulação: densidade e composição

Material	Densidade	Elementos	Composição
ICRU Tissue	1,000 g/cm ³	O	76,2 %
		C	11,1 %
		H	10,1 %
		N	2,6 %

Fonte: ICRU Report No.33(ICRU, 1980)

Como nos programas anteriores, a geometria esférica foi explorada na definição do volume sensível para o cálculo da dose. Então, um detector virtual também preenchido pelo ICRU *Tissue*, de 1 mm de diâmetro foi posicionada a 10 mm de profundidade dentro da esfera principal, a fim de calcularmos a dose neste ponto (ver figura 7).

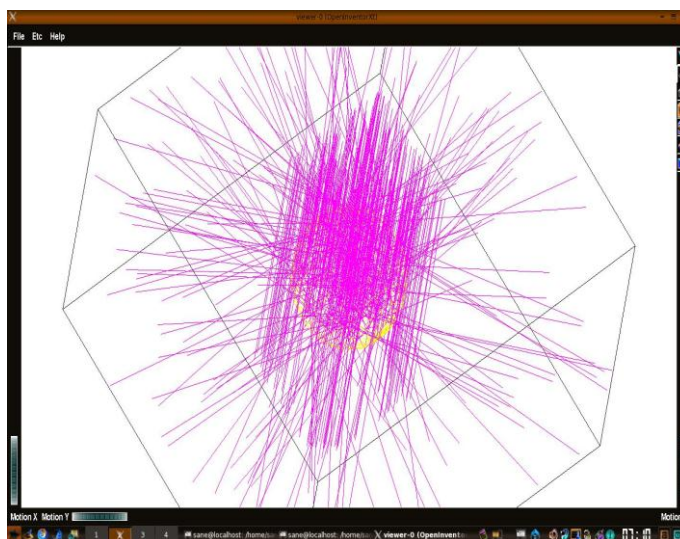
Figura 7 – Esfera da ICRU



4.3.2 Obtenção da distribuição de dose, $H^*(10)$

A distribuição de dose é obtida da energia cinética no vértice da colisão dos elétrons liberados pelo feixe de fótons monoenergético de 100 keV, com tamanho de campo: $40 \times 40 \text{ cm}^2$ e SSD: 85 cm, na direção de y (ver figura 8). Pois a energia depositada pelos fótons é idêntica a energia inicial dos elétrons secundários. O corte estabelecido para os fótons é de 0,01 mm. Já, para os elétrons estabeleceu-se um corte bem alto, a fim de não acompanharmos suas histórias, pois apenas nos interessa a energia cinética inicial dos elétrons secundários dos fótons do feixe primário. Então, os elétrons que são gerados dentro da esfera detectora, são coletados e sua energia cinética armazenada pelo programa em um histograma de 0 keV até 100 keV com *bins* de 5 keV de largura.

Figura 8 – Feixe de fótons monoenergético de 100 keV, tamanho de campo: $40 \times 40 \text{ cm}^2$ e SSD: 85 cm, na direção de y



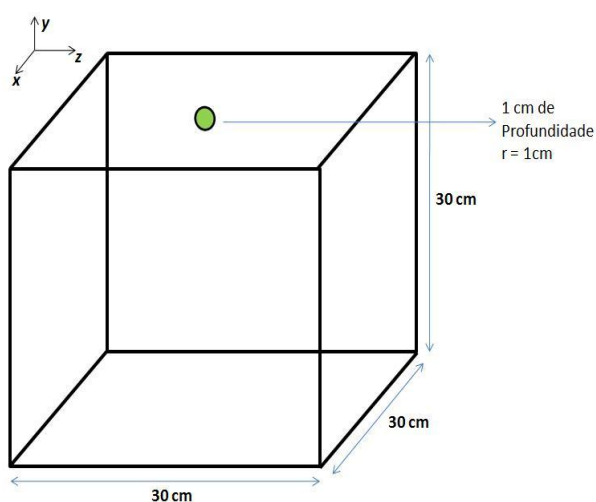
Foram feitos alguns testes com o código até que o mesmo funcionasse satisfatoriamente. Nestes testes utilizou-se o artifício de um feixe sem dimensão a fim de aumentar a estatística e os testes serem feitos com mais rapidez. Então, para a o feixe sem dimensão foram rodados 2×10^7 eventos em ~ 51 min. Com objetivo de observar a velocidade de queda na estatística do programa, foi-se aumentando o campo aos poucos até chegarmos ao ideal $40 \times 40 \text{ cm}^2$. Foram simulados os campos de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ com $\sim 440 \times 10^6$

eventos em ~ 16 h e de $30 \times 30 \text{ cm}^2$ com 8×10^9 eventos, distribuídos pelos 4 processadores da máquina (2×10^9 em cada) levando então ~ 51 h (tempo por processador).

4.4 Obtenção das Distribuições de LET

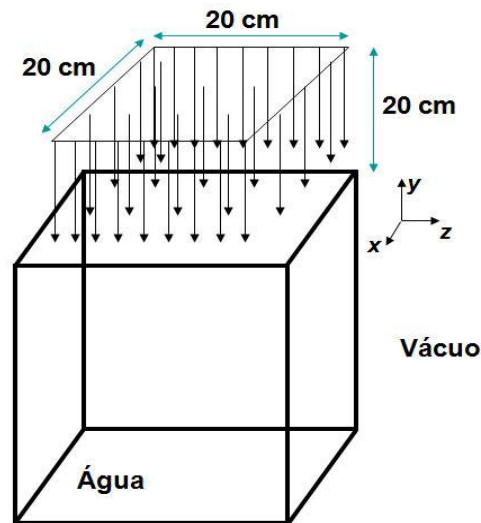
Para obtenção do LET no simulador cúbico com água de $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$, foi utilizado o mesmo procedimento feito anteriormente para obtenção dos espectros de fótons e elétrons. Um detector virtual, também preenchido por água, com 1 cm de raio foi posicionado a 1 cm de profundidade no eixo central do simulador como mostrado na figura 9. Esse detector é apenas um artifício para a coleta das informações das partículas desejadas. Essa geometria foi mantida por se entender ser a mais simples possível, não acrescentando nenhum tipo de efeito complexo ao que se pretende avaliar no momento. A profundidade de 1 cm foi explorada prioritariamente a fim de se testar o setup construído na simulação. Em seguida a esses testes outros posicionamentos são explorados.

Figura 9 – Simulador cúbico com água e detector virtual a 1cm de profundidade



Sobre o simulador incide perpendicularmente a distância de 20 cm da superfície do mesmo um feixe de fótons plano de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ monoenergético de 100 keV, como mostra a figura 10.

Figura 10 – Simulador cúbico com água e feixe incidente



Antes de entrar no simulador o feixe atravessa uma região de vácuo, ali colocada para eliminar interações ao longo do caminho até a superfície do simulador. Ao entrar no simulador o feixe interage com a água sofrendo espalhamento. A escolha de um feixe monoenergético de 100 keV nesse momento do trabalho, é devido o mesmo fornecer uma aproximação, mesmo que grosseira, de resultados obtidos com espectros de raios-X de 200 kVp (Qualidade de referência do RBE, RBE = 1). Isso facilita a validação de todo o conjunto (geometria, feixe e coleta) feito, com literatura existente.

De acordo com WACHSMANN (1976), sob certa filtração, feixes heterogêneos (espectros) têm seu HVL igual ao dos feixes monoenergéticos com metade de sua energia. Por exemplo, no caso de uma radiação de 200 kV sob a filtração de 1,2 mm de cobre seu HVL é igual ao HVL de uma radiação monoenergética de 100 keV. Logo, de acordo com isso, seria possível validar resultados obtidos com um feixe monoenergético de 100 keV com resultados decorrentes de espectros de radiação de 200 kVp, desde que, a filtração do espectro de 200 kVp fosse igual ou aproximadamente igual a descrita por WACHSMANN (1976).

Como já mencionado, a 1 cm de profundidade está posicionado um detector virtual e toda partícula que o atravessar terá armazenada suas informações sobre a energia transferida e o comprimento do passo. Dados esses que serão usados para obtenção do LET e da dose da radiação incidente a essa profundidade.

Como é conhecida, a dose absorvida, D , é definida (ICRU, 1968) como sendo o quociente de ΔE_D por Δm ,

$$D = \frac{\Delta E_D}{\Delta m} \quad (8)$$

onde ΔE_D é a energia entregue pela radiação ionizante à matéria em um elemento de volume e Δm é a massa do material nesse elemento de volume.

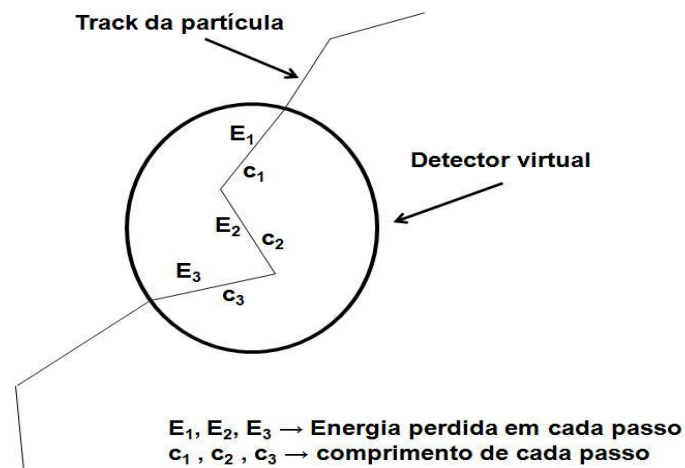
As partículas diretamente ionizantes com energia cinética E irão transferir energia localmente a um meio (ICRU, 1970) de acordo com,

$$L = \frac{\overline{\Delta E}}{\Delta l} \quad (9)$$

onde, $\overline{\Delta E}$ é a energia média transferida quando a partícula se move através da distância Δl . A energia transferida linearmente, L , depende da velocidade, da carga e da massa da partícula.

Dessa maneira, a simulação foi construída para que de cada partícula que atravessar o detector virtual (que representa para o simulador o elemento de volume de massa Δm descrito acima) fosse feito o cálculo da energia perdida dentro dele e do comprimento percorrido para perder essa energia (ver figura 11).

Figura 11 – Detector virtual e o caminho (passos) da partícula ao atravessar o detector



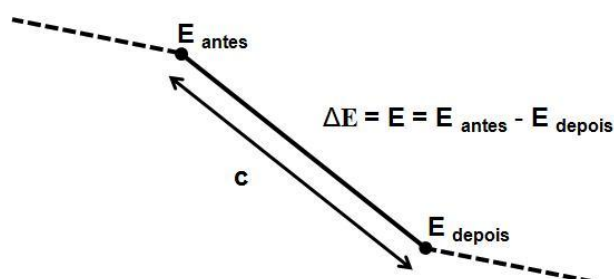
Como mencionado anteriormente, o detector virtual é um elemento de volume dentro do simulador cúbico, onde a dose e o LET são obtidos.

O passo é definido como a distância percorrida pela partícula entre duas interações e o *track* é definido como toda a trajetória da partícula desde a sua criação até a sua ‘morte’.

Como mostra a figura acima, dentro do elemento de volume a partícula pode produzir vários passos de diferentes tamanhos, transferindo diferentes quantidades de energia, pois a cada interação a partícula pode perder energia, saindo do ponto de interação com direção e energia cinética diferentes das que tinha antes da interação. Sendo assim, o ponto de interação é o marco de avaliação dos parâmetros energia cinética perdida, E , e distância percorrida, c . Então, o programa calcula a diferença entre a energia cinética que a partícula tinha ao iniciar o passo e a energia cinética depois de terminado esse passo. Lembrando, que o que determina o início e/ou fim do passo é ponto de interação (ver figura 12). E essa diferença, ΔE , é dividida pelo comprimento do passo, c . E assim, temos o LET dessa partícula.

Para a obtenção da dose, essa mesma perda de energia, ΔE , é dividida pela

Figura 12 – Determinação da energia perdida em um único passo



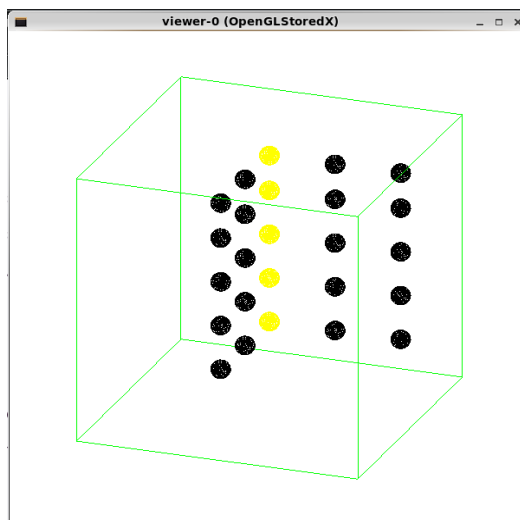
massa do elemento de volume. Dessa maneira, ao atravessar esse elemento de volume do simulador as partículas têm a energia cinética perdida, a dose e o LET acumulados, passo a passo, em histogramas.

4.4.1 Meios e profundidades simuladas

Para o estudo das distribuições de LET em meio homogêneo foi utilizada a mesma geometria de mundo e simulador já citada (ver figura 10), ou seja, a região externa ao simulador (mundo) sob vácuo e o simulador modelando o tecido mole típico (água uniforme). A fim de investigar possíveis perturbações nas distribuições de LET com a profundidade e com o distanciamento do campo do feixe, além da profundidade de 1 cm, foram exploradas as profundidades de 5, 10, 15 e 20 cm. Isso, no eixo central do simulador, ou seja, dentro do

campo; e a 14 cm do eixo central do simulador, ou seja, a 4 cm fora do campo do feixe (ver figura 13). Nas direções x e y. Contudo, a profundidade de 20 cm apresentou grande incerteza estatística, não sendo considerados seus resultados.

Figura 13 – Simulador e detectores virtuais



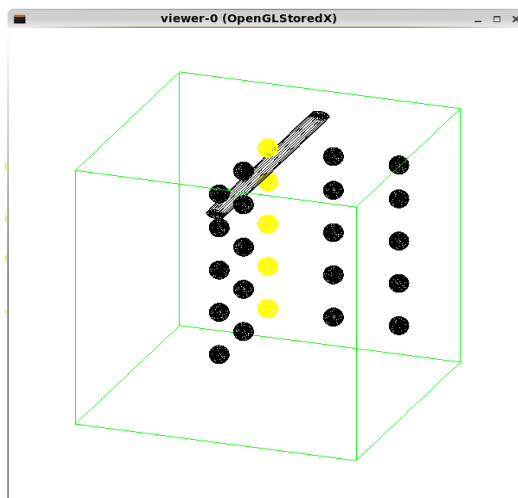
Para o estudo das distribuições de LET em meio heterogêneo, o simulador heterogêneo modela o tecido mole típico (água uniforme) e osso. Isto é, um cilindro elíptico com espessura de 1 cm por 2 cm e comprimento de 30 cm obedecendo a composição elementar de osso cortical hidratado recomendada pela ICRP publicação 70 (ICRP, 1995) para crianças de 2 a 5 anos (ver tabela 5). A modelagem do osso foi posicionada a 3 cm de profundidade (ver figura 14).

Tabela 5 - Composição elementar de osso cortical hidratado

Idade (anos)	Elementos (% por massa)								
	C	Ca	H	Mg	N	Na	O	P	S
2-5	15,7	20,1	4,0	0,2	4,5	–	45,4	10,1	–

Fonte: ICRP Publicação 70 (ICRP, 1995)

Figura 14 – Simulador, detectores virtuais e osso



4.4.2 Feixes Simulados

Foram simulados o feixe monoenergético de 100 keV (para validação), o feixe de raios-X de 200 kVp (a qualidade de referência para o RBE = 1), o a qualidade mamográfica de 30 kVp e a qualidade pediátrica de 50 kVp (recém-nascidos). A energia de corte para o transporte de fótons e elétrons foi configurada para 250 eV. O tempo de simulação foi de \approx 92 h para todas as *runs*, com número de histórias rodadas variando de 10^9 a 2×10^9 . As qualidades de feixes simuladas e suas respectivas filtrações e energia média, são apresentados na tabela 6.

Tabela 6 – Qualidade dos feixes simulados

Qualidade do feixe	Material do alvo	Filtrações	Energia média (keV)
100 keV	—	Monoenergético	—
200 kVp ^a	Tungstênio	2 mm Al 1 mm Cu	36,3
30 kVp ^b	Tungstênio	50 μ m Rh	19,6
50 kVp ^b	Tungstênio	1 mm Al ^c 0,1 mm Cu ^c	34,3

Nota: ^a Espectro de energia simulado com código PENELOPE e implementado no GEANT4;

^b Espectro de energia obtido de BIRCH (1979) e implementado do GEANT4.

^c Fonte: EUROPEAN COMMISSION, 1996.

4.4.3 LET médio em dose absorvida, $\langle L_D \rangle$

Note que, como já dito, a partícula pode dar vários passos dentro desse elemento de volume e com isso ocorrer mais de uma contribuição de LET dentro do mesmo elemento de volume. Logo, essa forma de cálculo é uma aproximação do LET real fornecida pelo LET médio àquela profundidade. Com a rápida perda de energia das partículas ao atravessar um meio absorvedor, o valor do LET sofre variações. Assim, a distribuição de LET resultante pode ser expressa em termos da distribuição de dose absorvida (ICRU, 1970). Com isso, o LET médio associado com a distribuição de dose absorvida é o LET médio em dose absorvida, $\langle L_D \rangle$, onde

$$\langle L_D \rangle = \int_0^{\infty} D(L) L dL \quad (10)$$

sendo $D(L)$ a dose normalizada devido a transferência de energia L . Na forma discreta temos,

$$\langle L_D \rangle = \sum_i D_i L_i \Delta L \quad (11)$$

onde, ΔL é o LET por *bin*, ou seja, a largura do intervalo de LET no histograma.

4.4.4 LET médio em frequência, $\langle L_f \rangle$

Outro caminho para o estudo da distribuição de LET é a distribuição da frequência do LET (ICRU, 1970). O LET médio associado com a distribuição de frequência do LET é o LET médio em frequência, $\langle L_f \rangle$, que é semelhante ao anterior, só que ao invés de ser utilizada a dose absorvida, usa-se a frequência do LET. Dessa maneira,

$$\langle L_f \rangle = \int_0^{\infty} f(L) L dL \quad (12)$$

sendo $f(L)$ a frequência normalizada devido a transferência de energia L . Na forma discreta temos,

$$\langle L_f \rangle = \sum_i f_i L_i \Delta L \quad (13).$$

Para esses cálculos foram rodadas $\approx 79.800.000$ histórias em ≈ 61 h. Cabe ressaltar, que cada história (evento) representa uma partícula. Neste caso, cada história é um fóton.

Neste caso e no anterior as informações das partículas colhidas passo a passo foram acumuladas em histogramas com intervalos de 1 keV e posteriormente em intervalos de 0,1 keV, para um melhor detalhamento das distribuições.

4.5 Cálculo do RBE e do Fator de Qualidade Q_F

Como discutido nos capítulos introdutórios, existe um consenso que a eficácia da radiação é proporcional a sua Transferência Linear de Energia média em dose. Isso implica que o RBE de uma dada radiação em relação a radiação de referencia poderá ser estimado em termos do LET, ou seja, pelo quociente do LET médio em dose dessas radiações. Dessa maneira, o RBE de uma dada radiação A será dado por

$$RBE_A = \frac{\langle L_{DA} \rangle}{\langle L_{DRef} \rangle}. \quad (14)$$

Entretanto, esse RBE não carrega consigo informações biológicas da eficácia da radiação e sim os aspectos físicos inerentes ao padrão de deposição de energia, dos quais os efeitos são dependentes.

O cálculo do Fator de Qualidade feito segue o exposto na seção 1.3, considerando que o Q_F está relacionado ao LET de forma linear, para a faixa de LET de até $100 \text{ keV}/\mu\text{m}$ (ICRU, 1970) teremos para uma dada radiação A ,

$$Q_{FA} = 0,8 + 0,16 \cdot \langle L_{DA} \rangle \cdot \mu\text{m} / \text{keV} \quad (15)$$

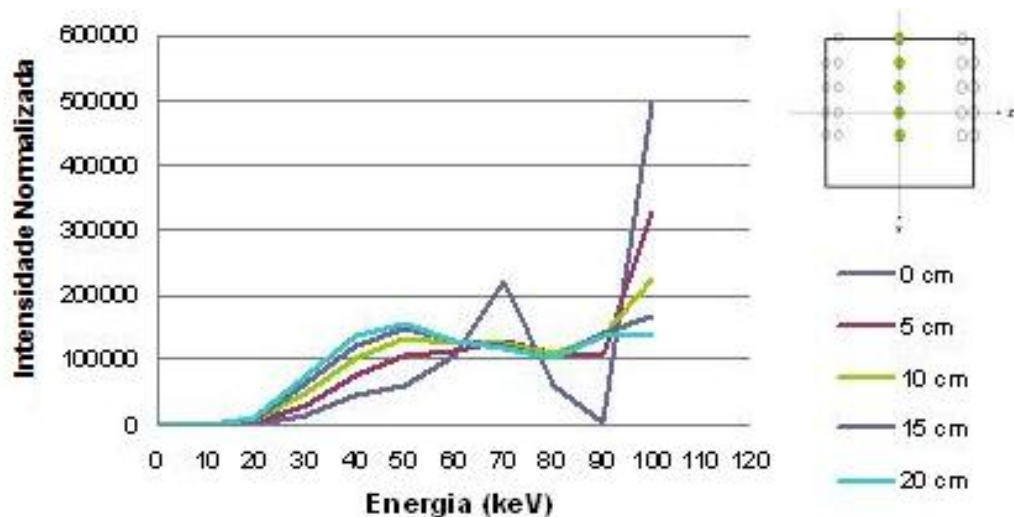
onde $\langle L_{DA} \rangle$ é o LET médio em dose absorvida da radiação A .

5 RESULTADOS

5.1 Espectro de fótons

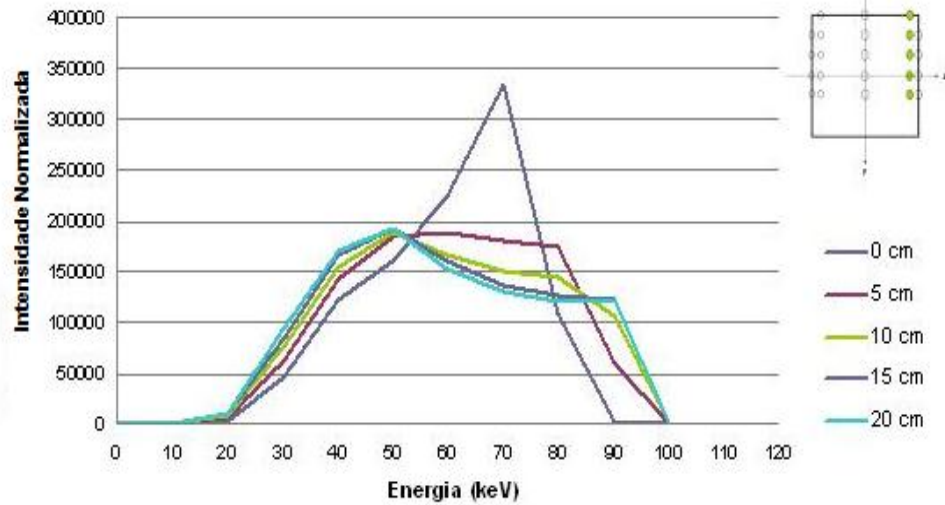
Para o feixe monoenergético de 100 keV os histogramas obtidos pela simulação com GEANT4 são apresentados nos gráficos 1, 2 e 3. Os resultados apresentados abaixo se referem aos detectores virtuais com raio de 1 cm.

Gráfico 1 – Espectro de 100 keV no centro do cubo a várias profundidades



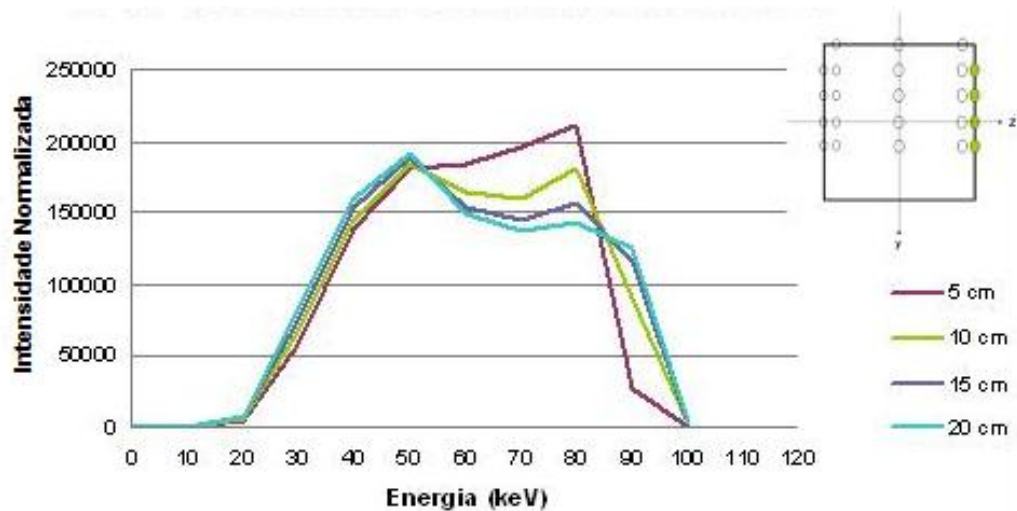
Nos histogramas dos gráficos 1 e 2, pode-se observar um pico na energia de 70 keV apenas para o espectro na superfície do cubo, o qual está relacionando, ao retroespalhamento na superfície do cubo. Nas outras profundidades pode-se ver a curva referente ao espalhamento dos fótons na água dentro do cubo, sendo que no histograma do gráfico 1, também se observa o pico em 100 keV referente aos fótons remanescentes do feixe primário. O que não ocorre no histograma do gráfico 2, já que o mesmo foi obtido das esferas que distam 12,5 cm do centro do cubo (fora do campo do feixe).

Gráfico 2 – Espectro de 100 keV a 12,5 cm do centro do cubo a várias profundidades



No histograma do gráfico 3, observa-se espalhamento mais suave na profundidade de 20 cm, nas energias superiores a 70 keV, o que era de se esperar já que essa curva corresponde ao detector virtual fora do campo de maior profundidade, portando coletando um menor número de fótons com energias mais altas.

Gráfico 3 – Espectro de 100 keV a 15 cm do centro do cubo a várias profundidades



Os próximos gráficos apresentam os histogramas obtidos na simulação com o GEANT4, comparados com os histogramas construídos a partir dos valores da referência usada para validação (PETOUSSI, 1991).

Os histogramas dos gráficos 4, 5 e 6, mostram os espectros para o feixe de 100 keV no eixo central do cubo, obtidos com o GEANT4 comparados a referência usada para validação. Todos obtidos no detector virtual de 1 cm de raio.

Gráfico 4 – Espectros de 100 keV no centro do cubo na superfície

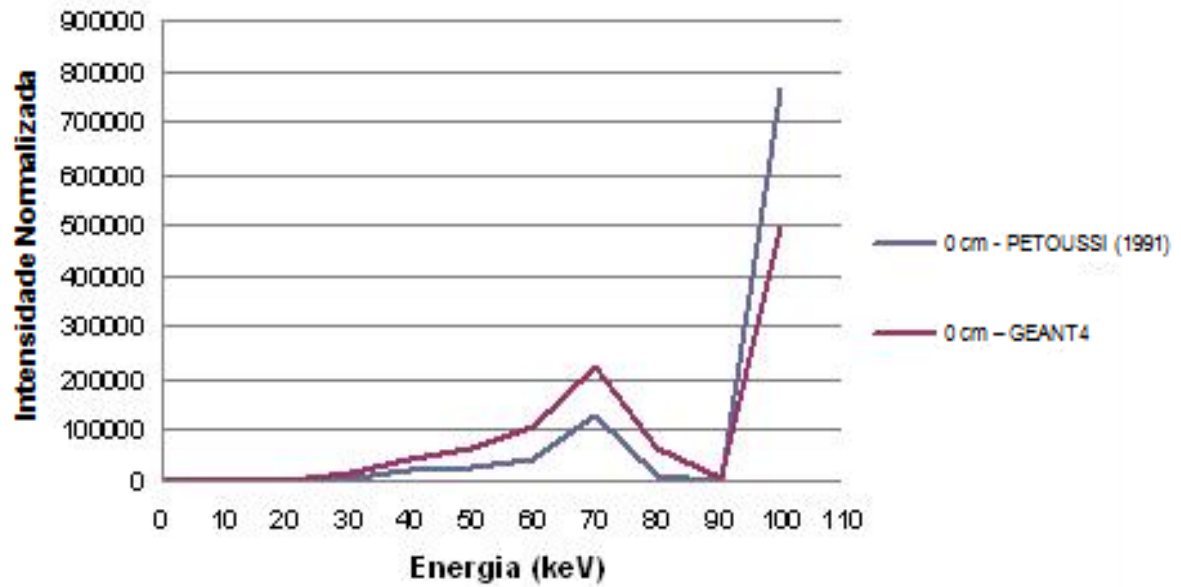


Gráfico 5 – Espectros de 100 keV no centro do cubo na profundidade de 5 cm

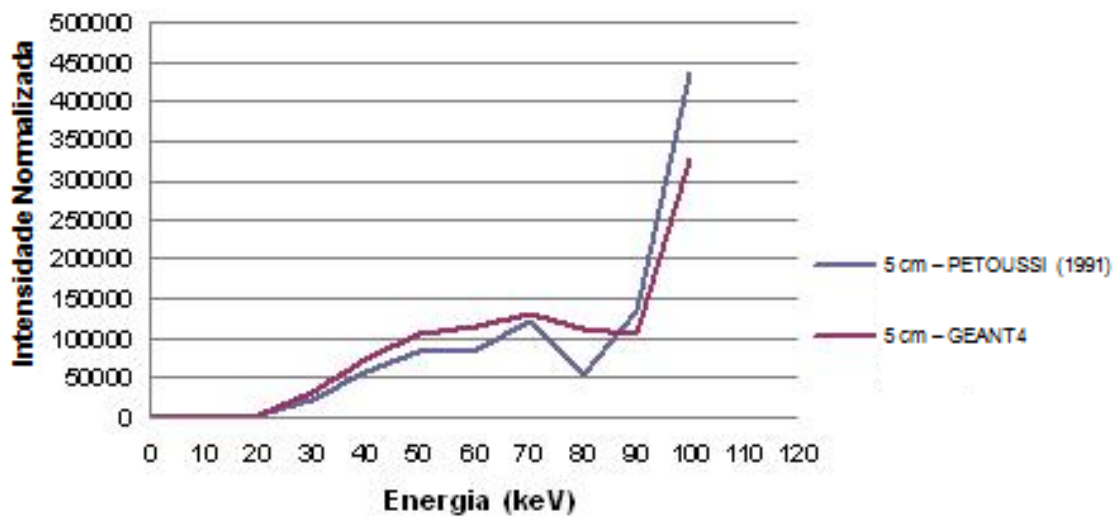
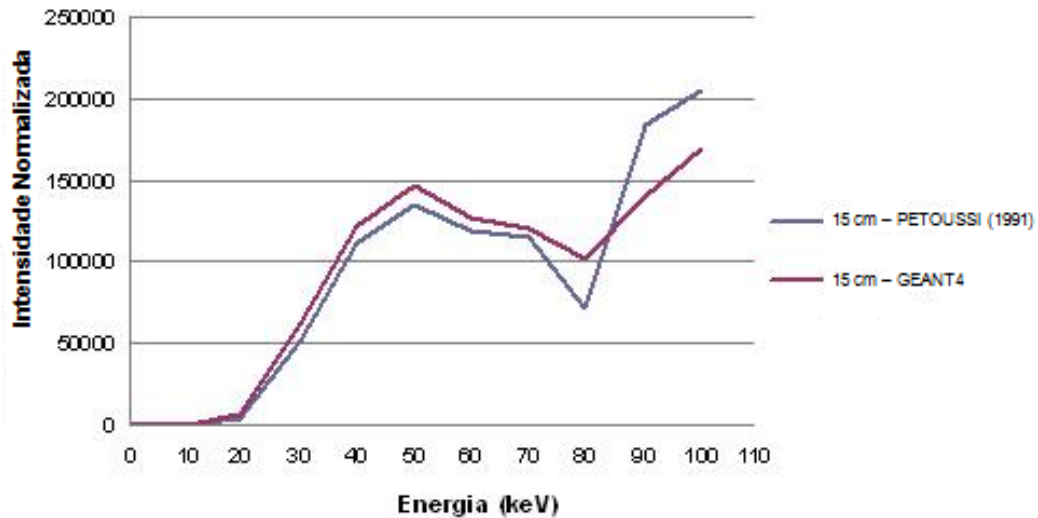


Gráfico 6 – Espectros de 100 keV no centro do cubo na profundidade de 15 cm



Nos gráficos 4, 5 e 6, pode-se observar que o comportamento dos espectros é semelhante, entretanto, o comportamento dos espectros obtidos com o GEANT4 mostra-se mais suave que o da referência, principalmente na energia de 80 keV. No histograma do gráfico 4 se observa que as curvas obedecem realmente o mesmo comportamento, mas com o espectro obtido pelo GEANT4, no intervalo de 30 keV a 90 keV, apresentando uma intensidade de fótons maior, o que se inverte na energia de 100 keV. O que é válido, já que quanto mais espalhamento, menos feixes primários de 100 keV se têm.

Os histogramas dos gráficos 7, 8 e 9, mostram os espectros para o feixe de 50 keV no eixo central do cubo, obtidos com o GEANT4 e comparados à referência usada para validação.

Gráfico 7 – Espectros de 50 keV no centro do cubo na superfície

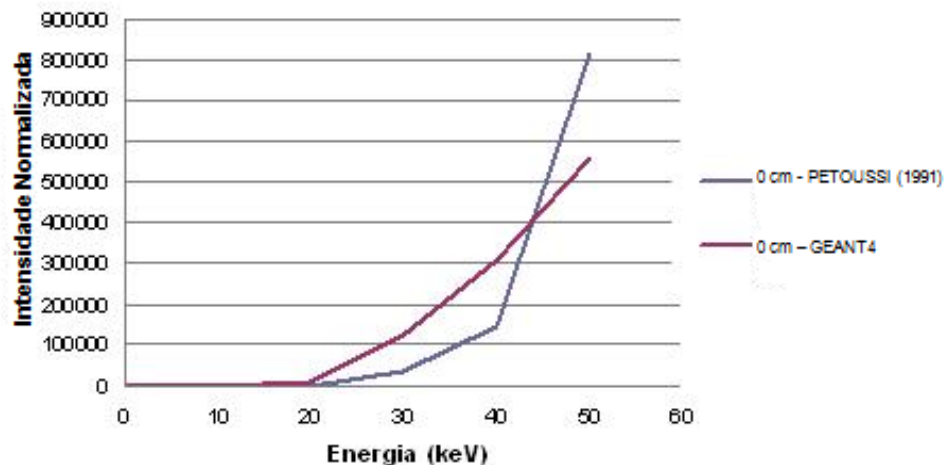


Gráfico 8 – Espectros de 50 keV no centro do cubo na profundidade de 5 cm

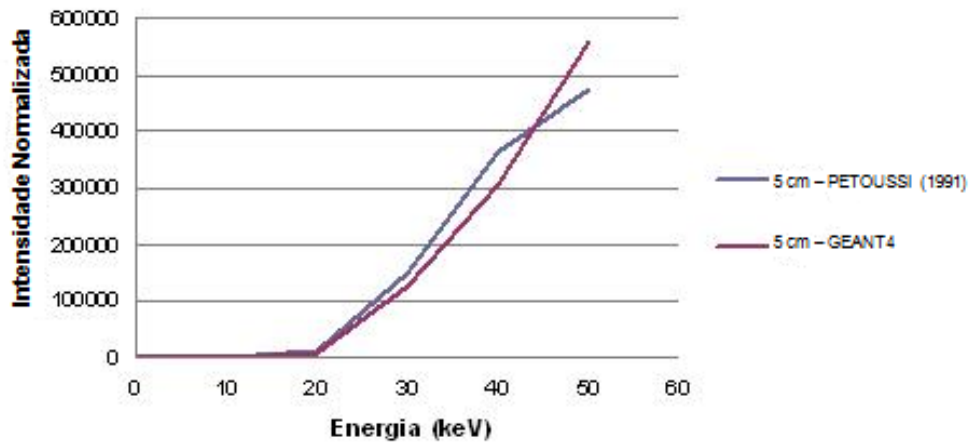
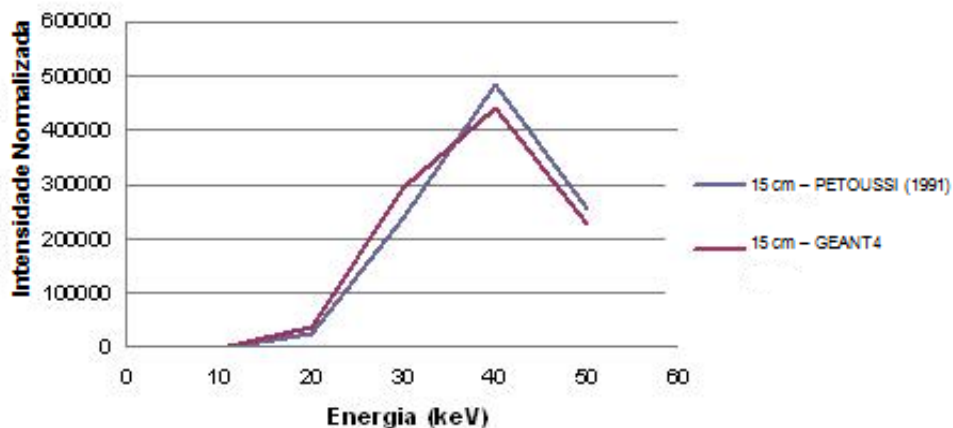


Gráfico 9 – Espectros de 50 keV no centro do cubo na profundidade de 15 cm



Também para o feixe de 50 keV, pode-se observar que o comportamento dos espectros é semelhante, entretanto, o comportamento dos espectros obtidos com o GEANT4 mostra-se mais suave que o da referência.

Os gráficos abaixo trazem os histogramas de 100 e 50 keV obtidos com o GEANT4 comparados ao catálogo PETOUSSI (1991), mas referentes a coleta a 12,5 cm do eixo central do cubo. Agora é incluído nos gráficos as curvas referentes aos detectores virtuais com 0,5 cm de raio.

Gráfico 10 – Espectros de 100 keV a 12,5 cm do centro do cubo na superfície

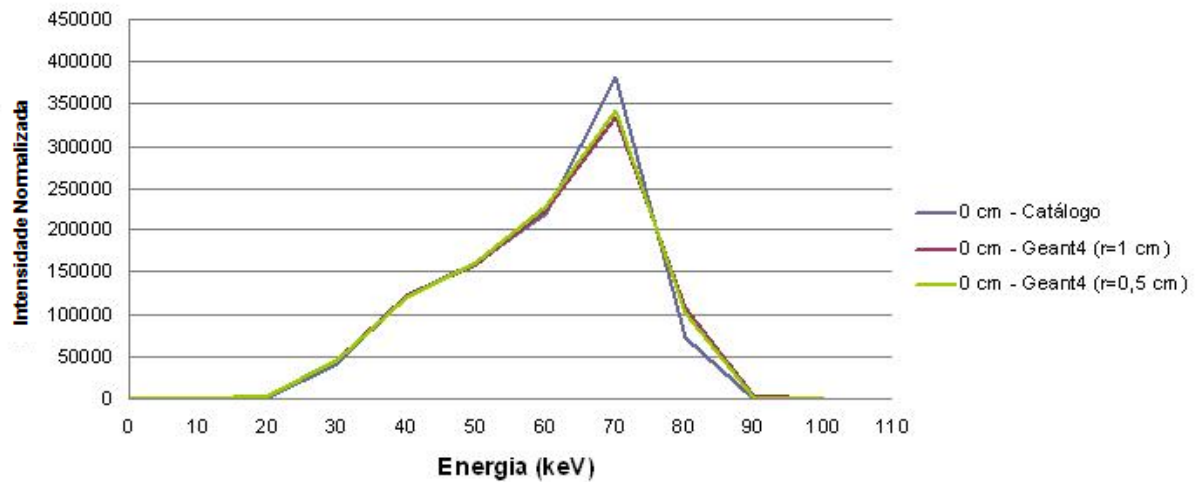
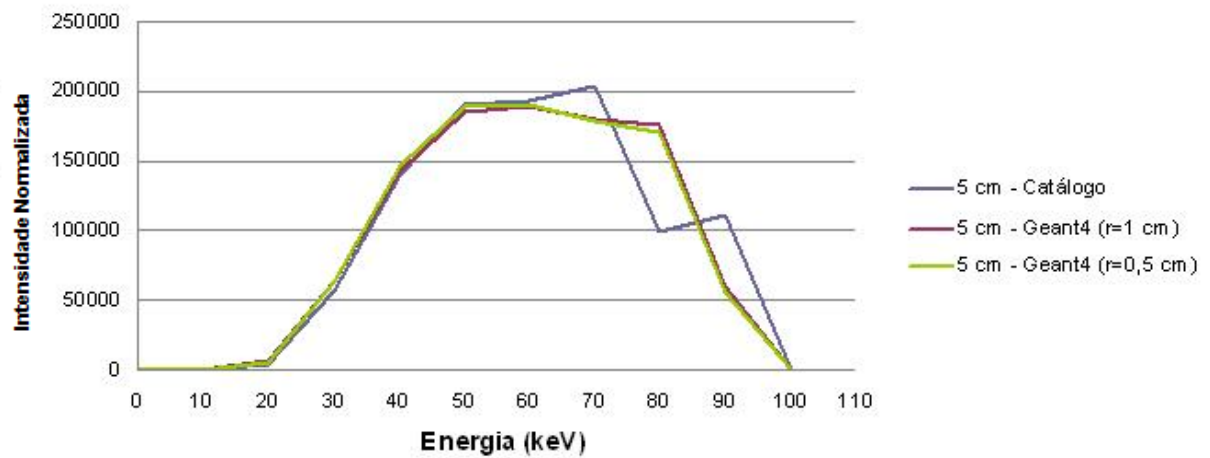


Gráfico 11 – Espectros de 100 keV a 12,5 cm do centro do cubo na profundidade de 5 cm



Nos histogramas dos gráficos 10, 11, 12 e 13 vê-se que as curvas provenientes da diminuição do volume de coleta não apresentam diferença significativa em relação as curvas obtidas com o volume de coleta maior. Ou seja, os resultados obtidos como GEANT4 se mantêm na alteração do raio de 1 cm para 0,5 cm.

Gráfico 12 – Espectros de 50 keV a 12,5 cm do centro do cubo na superfície

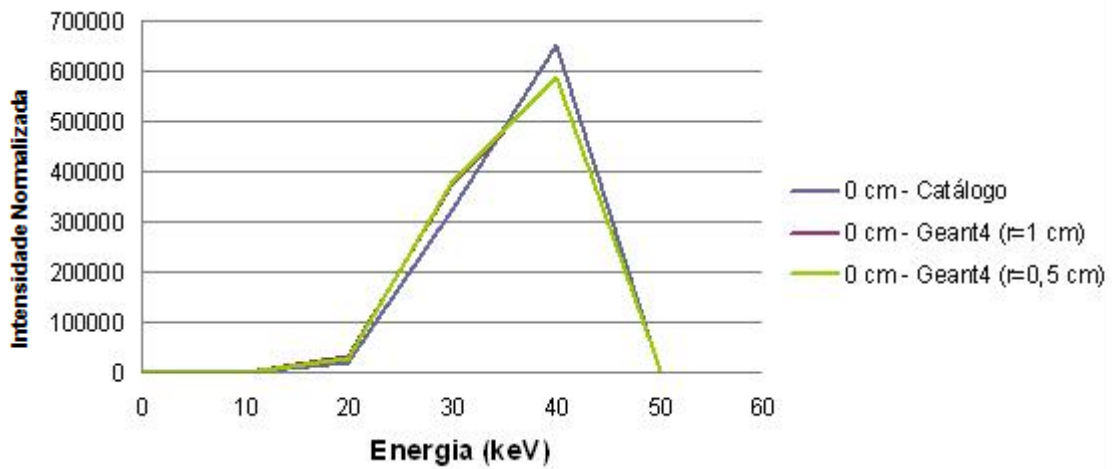
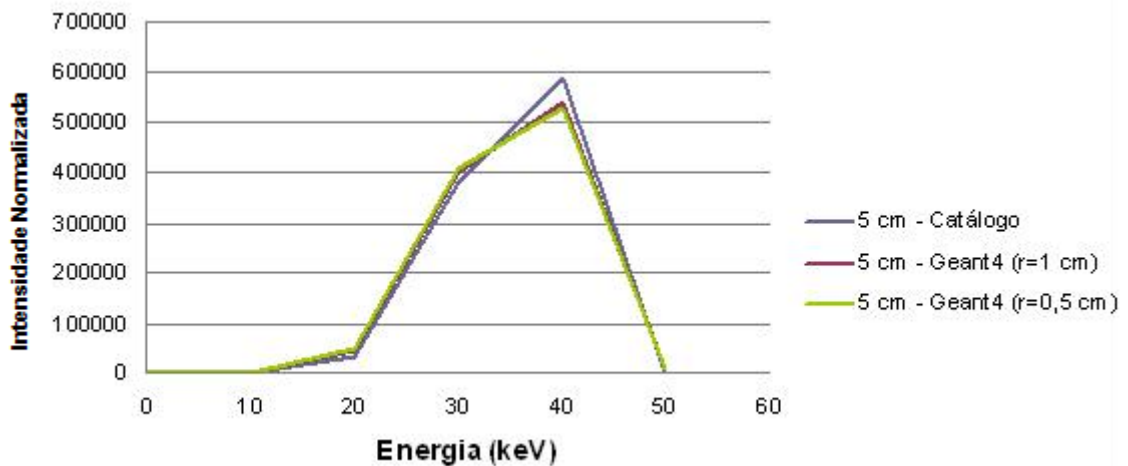


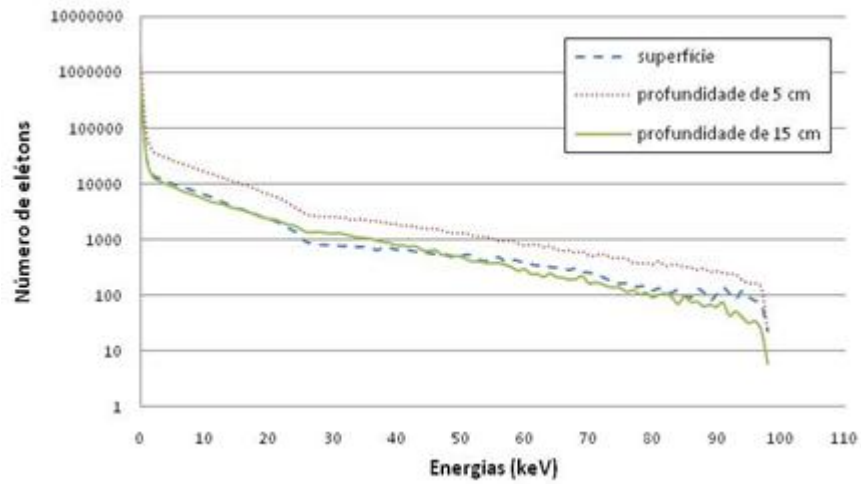
Gráfico 13 – Espectros de 50 keV a 12,5 cm do centro do cubo na profundidade de 5 cm



5.2 Espectro de elétrons

O gráfico 14 mostra o espectro de elétrons proveniente do espectro de fótons obtido anteriormente. Esses elétrons são os liberados pelo feixe monoenergético de fótons de 100 keV, na superfície do cubo e nas profundidades de 5 e 15 cm.

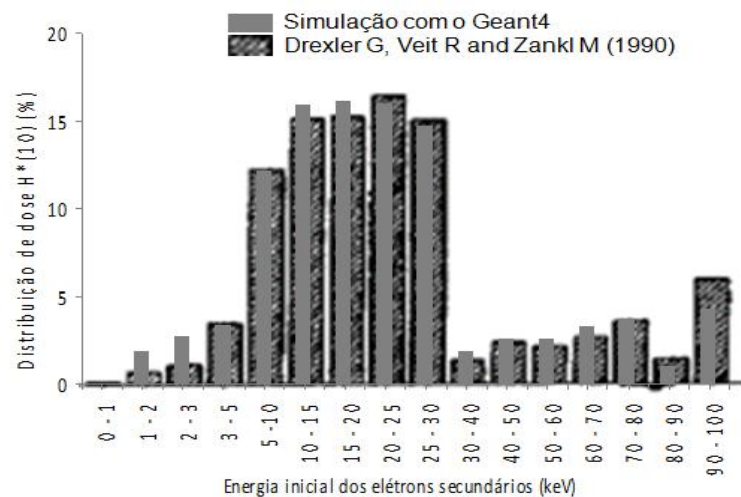
Gráfico 14 - Espectro de elétrons secundários do feixe de fótons monoenergético de 100 keV em profundidade no eixo central



5.3 A grandeza Equivalente de Dose Ambiente $H^*(10)$

O gráfico 15 apresenta as distribuições de dose $H^*(10)$ pela energia inicial dos elétrons secundários obtidos neste trabalho, comparadas a DREXLER (1990). Observa-se que as distribuições apresentam boa concordância para validação da distribuição de dose para a faixa de energia de interesse posteriormente.

Gráfico 15 – Distribuição de dose $H^*(10)$ obtida neste trabalho e a obtida por DREXLER (1990)

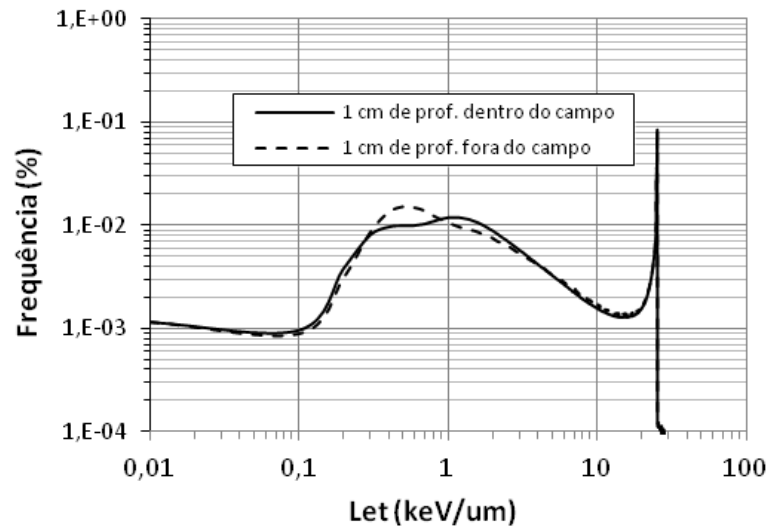


5.4 Distribuições de LET no meio homogêneo

5.4.1 Monoenergético de 100 keV

O gráfico 16 mostra a distribuição de frequência do LET, $\langle L_f \rangle$, do feixe monoenergético de 100 keV dentro e fora do campo. Pode-se observar um aumento na frequência abaixo de 1 keV/ μm , para a frequência fora do campo de feixe.

Gráfico 16 - Frequência de LET, $\langle L_f \rangle$, para o feixe monoenergético de 100 keV dentro e fora do campo de radiação, a profundidade de 1 cm



O LET médio em dose absorvida, $\langle L_D \rangle$, e o LET médio em frequência, $\langle L_f \rangle$, para os elétrons, foram calculados a fim de validar a simulação com a literatura existente (KELLERER, 2002). Na tabela 7 estão os valores para $\langle L_D \rangle$ e $\langle L_f \rangle$ obtidos na simulação e os obtidos por KELLERER (2002).

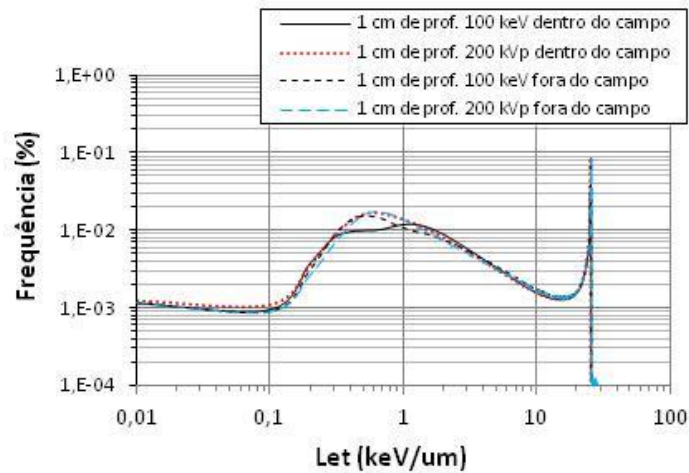
Tabela 7 - LET médio em dose absorvida, $\langle L_D \rangle$, e o LET médio em frequência, $\langle L_f \rangle$, obtidos na simulação com um feixe monoenergético de 100 keV e os obtidos pela referência (KELLERER, 2002) com um espectro de 200 kVp

Feixes	$\langle L_f \rangle$ (keV/ μm)	$\langle L_D \rangle$ (keV/ μm)
Monoenergético de 100 keV		
1 cm de prof. no Eixo central	2,971	3,785
1 cm de prof. Desloc. -7 cm em Z	2,969	3,797
1 cm de prof. Desloc. -14 cm em Z	3,020	3,699
5 cm de prof. no Eixo central	2,989	3,745
Raios X de 200 kVp		
Tungstênio, 1 mm Cu, 2 mm Al	1,56	3,58
Tungstênio, 0,5 mm Cu	1,61	3,74

5.4.2 Espectro de Raios X de 200 kVp

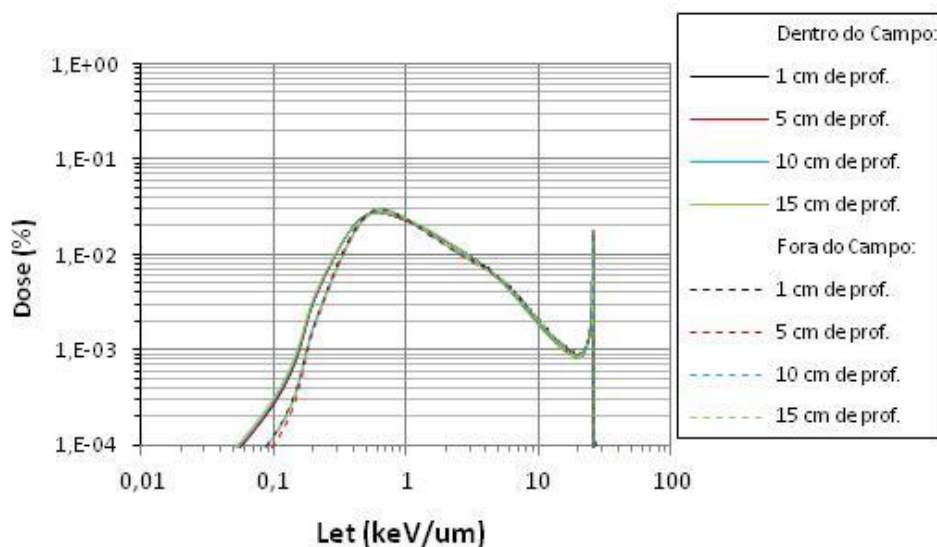
O gráfico 17 mostra as distribuições de LET médio em frequência, $\langle L_f \rangle$, para o espectro de raios-X de 200 kVp comparado a distribuição de LET médio em frequência, $\langle L_f \rangle$, do feixe monoenergético de 100 keV, ambos a profundidade de 1 cm. As distribuições apresentam boa concordância, excepto para o feixe monoenergético dentro do campo, que apresenta uma diminuição na frequência de LET no intervalo de 0,3 a 0,8 keV/ μm já mencionada na seção anterior.

Gráfico 17 - Frequência de LET, $\langle L_f \rangle$, do feixe de raios-X de 200 kVp e do feixe monoenergético de 100 keV dentro e fora do campo de radiação, ambos a profundidade de 1 cm



O gráfico 18 apresenta as distribuições de dose, $D(L)$, normalizada, devido as transferências lineares de energia do espectro de 200 kVp dentro e fora do campo em meio homogêneo. Observa-se que a distribuição de dose não muda com a profundidade, se mantendo constante quando avaliada tanto dentro quanto fora do campo de radiação. Entretanto, a mesma é ligeiramente maior para as transferências menores que $\sim 0,4 \text{ keV}/\mu\text{m}$ dentro do campo.

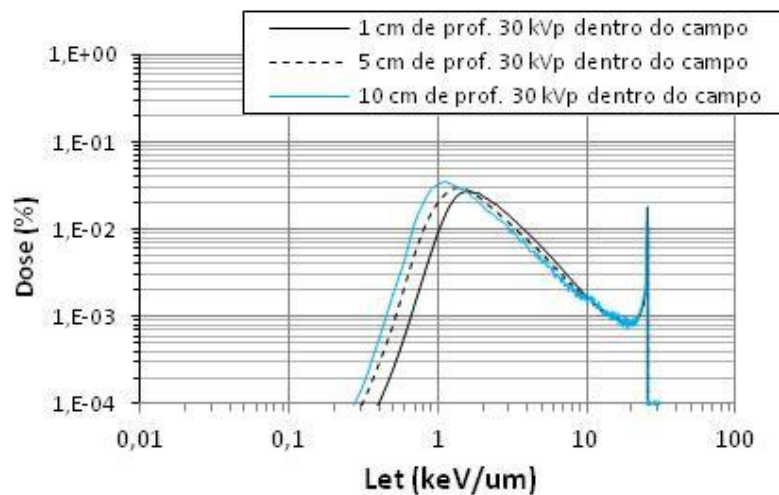
Gráfico 18 – Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, dentro e fora do campo para o LET do espectro de raios-X de 200 kVp em meio homogêneo



5.4.3 Espectro de Raios X Mamográfico de 30 kVp

O gráfico 19 apresenta as distribuições de dose, $D(L)$, normalizada, devido as transferências lineares de energia do espectro de 30 kVp dentro do campo. Observa-se que a distribuição de dose muda com a profundidade. A dose para os LETs abaixo de $2 \text{ keV}/\mu\text{m}$ aumenta com a profundidade.

Gráfico 19 – Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, dentro do campo para o LET do espectro de raios-X mamográficos de 30 kVp em meio homogêneo



O gráfico 20 apresenta as distribuições de dose, $D(L)$, normalizada, devido as transferências lineares de energia do espectro de raios-X mamográfico de 30 kVp em comparação com as do espectro de raios-X de 200 kVp dentro do campo para aprofundidade de 1 cm. Observa-se que para os LETs abaixo de $5 \text{ keV}/\mu\text{m}$ a dose para um mesmo LET sofre considerável variação, o que sugere uma possível diferença na eficácia das radiações dadas nas profundidades avaliadas (ver gráficos 21 e 22).

Gráfico 20 – Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, dentro do campo a 1 cm de profundidade para o LET do espectro de raios-X mamográficos de 30 kVp e raios-X de 200 kVp

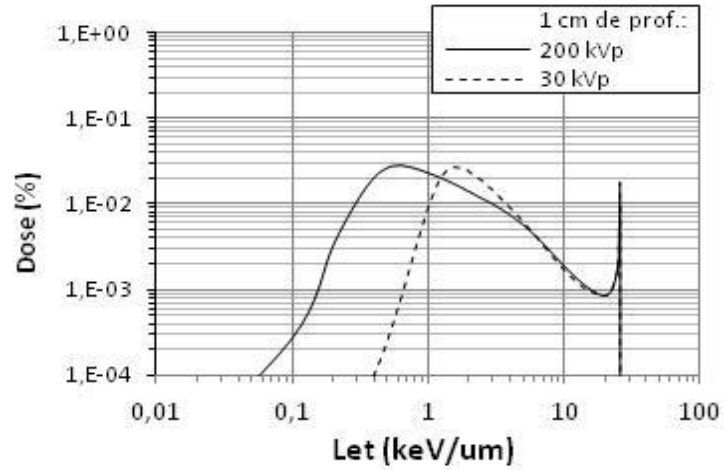


Gráfico 21 – Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, dentro do campo a 5 cm de profundidade para o LET do espectro de raios-X mamográficos de 30 kVp e raios-X de 200 kVp

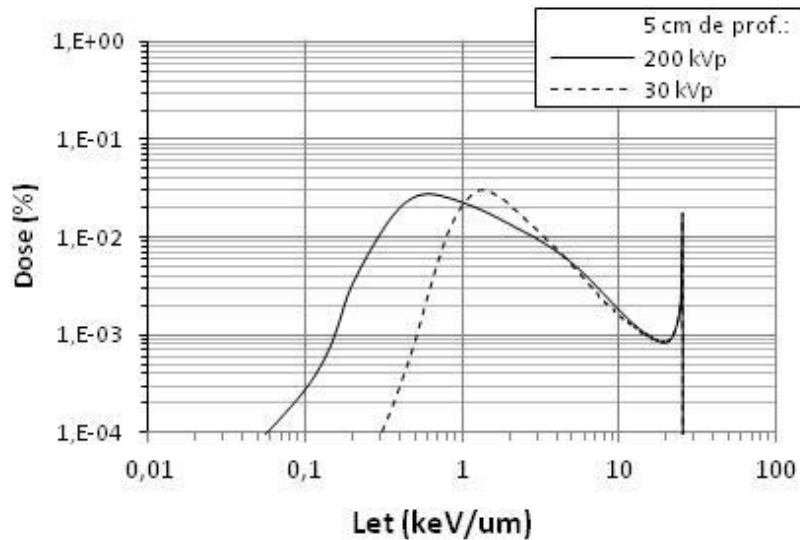
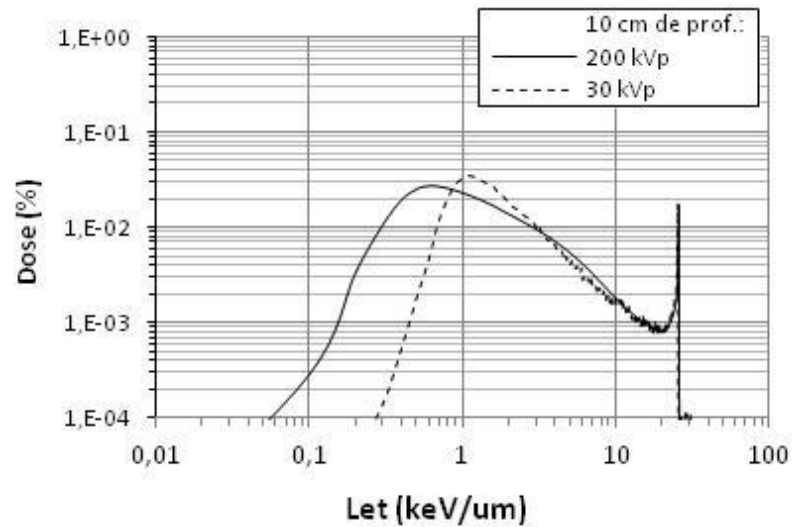


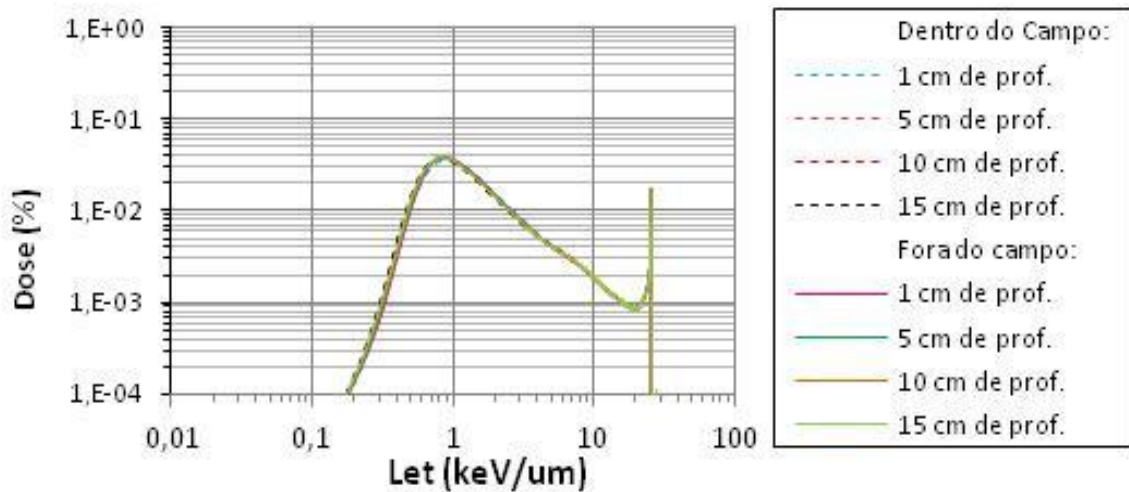
Gráfico 22 – Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, dentro do campo a 10 cm de profundidade para o LET do espectro de raios-X mamográficos de 30 kVp e raios-X de 200 kVp



5.4.4 Espectro de Raios X Pediátrico de 50 kVp

O gráfico 23 apresenta as distribuições de dose, $D(L)$, normalizada, devido as transferências lineares de energia do espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp dentro e fora do campo. Observa-se diferentemente das distribuições obtidas do espectro de 30 e 200 kVp, as distribuições para o espectro de 50 kVp não mudam com a profundidade e nem com o afastamento do campo do feixe, se mantendo constante quando avaliada tanto dentro quanto fora do campo de radiação.

Gráfico 23 – Distribuição de dose dentro e fora do campo para o LET do espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp



Os gráficos de 24 a 27 apresentam as distribuições de dose, $D(L)$, normalizada, devido as transferências lineares de energia do espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp em comparação com o espectro de raios-X de 200 kVp dentro do campo para as profundidades de 1, 5, 10 e 15 cm. Observa-se que para os LETs abaixo de 10 keV/ μ m a dose para um mesmo LET sofre variações, o que sugere uma possível diferença na eficácia das radiações dadas nas profundidades avaliadas.

Gráfico 24 – Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, dentro do campo a 1 cm de profundidade para o LET do espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp e raios-X de 200 kVp

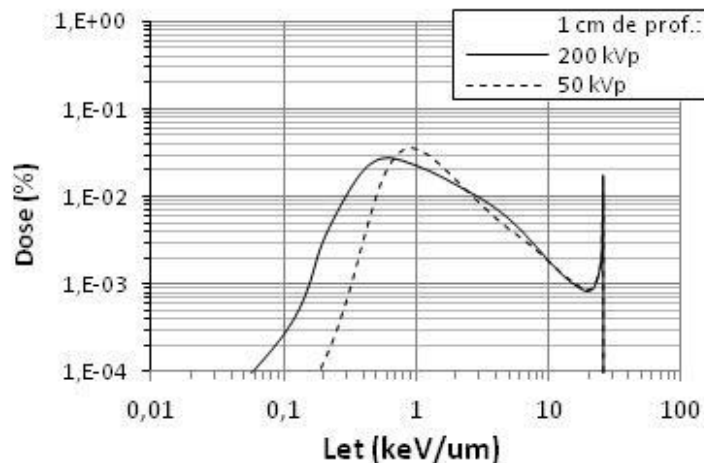


Gráfico 25 – Distribuição de dose dentro, $D(L)$, normalizada, do campo a 5 cm de profundidade para o LET do espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp e raios-X de 200 kVp

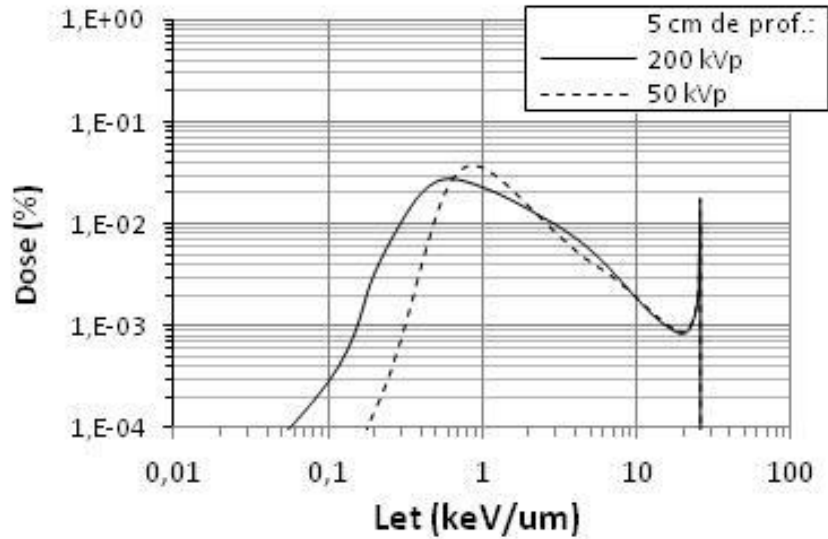


Gráfico 26 – Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, dentro do campo a 10 cm de profundidade para o LET do espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp e raios-X de 200 kVp

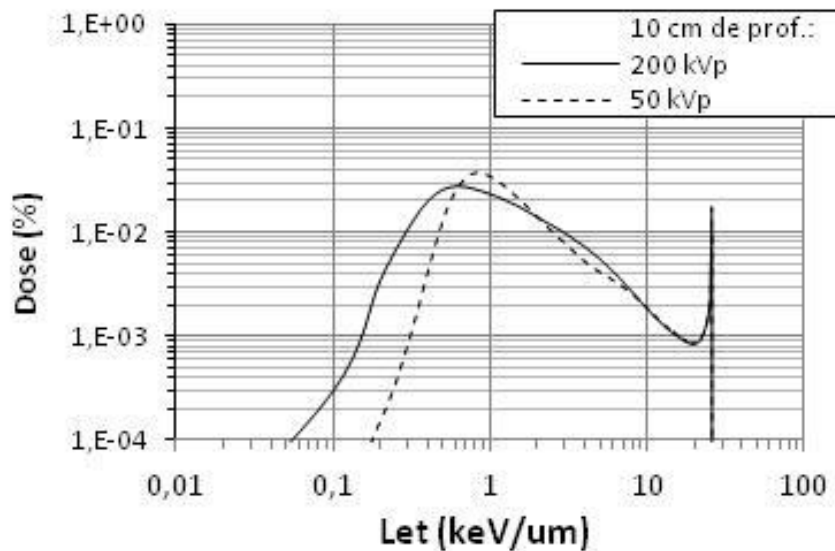
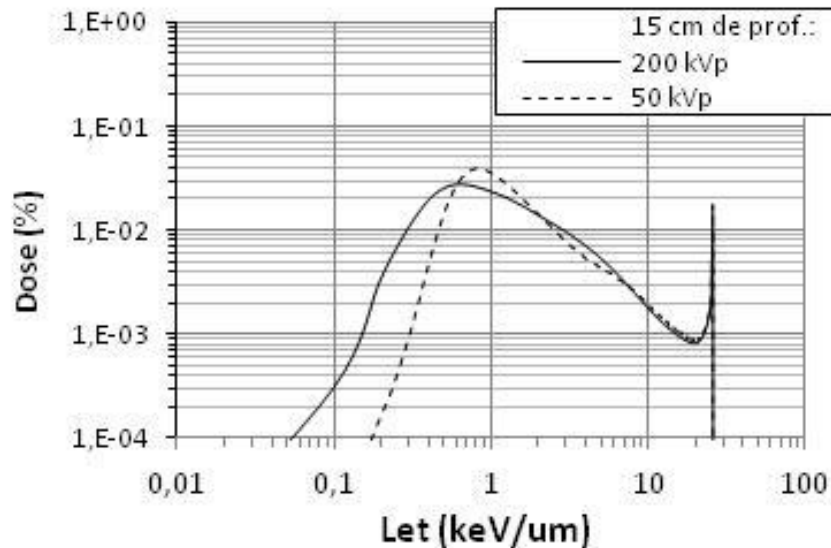


Gráfico 27 – Distribuição de dose dentro, $D(L)$, normalizada, do campo a 15 cm de profundidade para o LET do espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp e raios-X de 200kVp



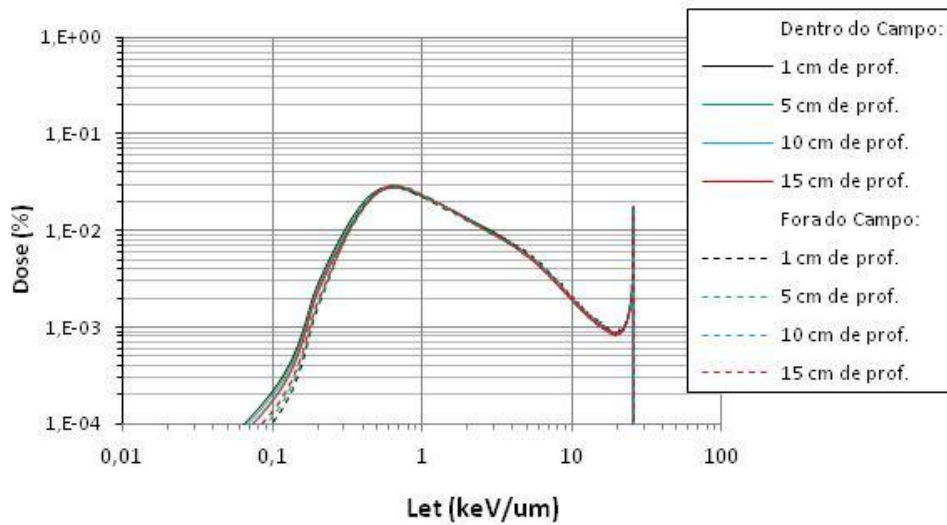
5.5 Distribuições de LET no meio heterogêneo

Os gráficos desta seção apresentam as distribuições de dose, $D(L)$, normalizada, para os LETs no meio heterogêneo estudado. Faz-se também uma comparação com os resultados obtidos no meio homogêneo para as mesmas profundidades investigadas.

5.5.1 Espectro de Raios X de 200 kVp

O gráfico 28 apresenta as distribuições de dose, $D(L)$, normalizada, devido as transferências lineares de energia do espectro de 200 kVp dentro e fora do campo em meio heterogêneo. Observa-se que a distribuição de dose, em meio heterogêneo, muda suavemente com a profundidade para as transferências menores que $\sim 0,3$ keV/ μm tanto dentro quanto fora do campo.

Gráfico 28 – Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, dentro e fora do campo para o LET do espectro de raios-X de 200 kVp em meio heterogêneo



Nos gráficos 29 e 30, tem-se as distribuições de dose, $D(L)$, normalizada, devido as transferências lineares de energia do espectro de 200 kVp em meio homogêneo comparados as do meio heterogêneo dentro e fora do campo, respectivamente. Observa-se que a distribuição de dose dentro do campo apresenta um espalhamento maior na região abaixo de $0,4 \text{ keV}/\mu\text{m}$, do que fora do campo.

Gráfico 29 – Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, para o LET do espectro de raios-X de 200 kVp nos meios homogêneo e heterogêneo dentro do campo do feixe de radiação

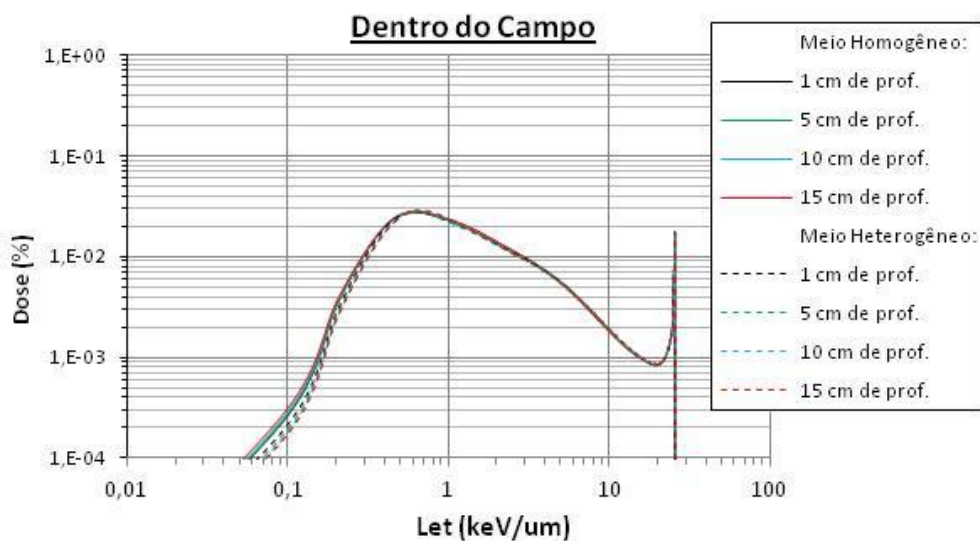
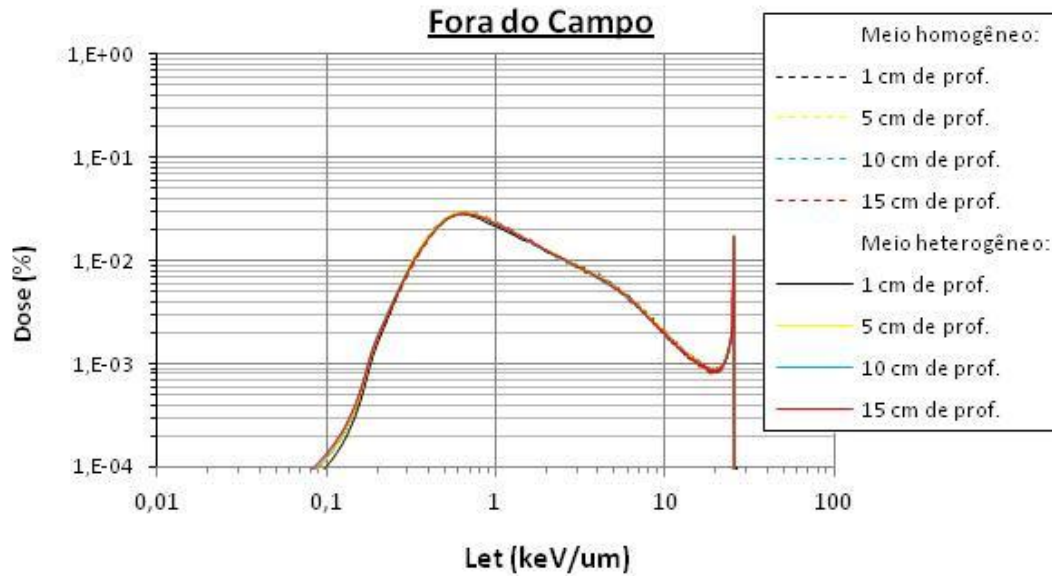


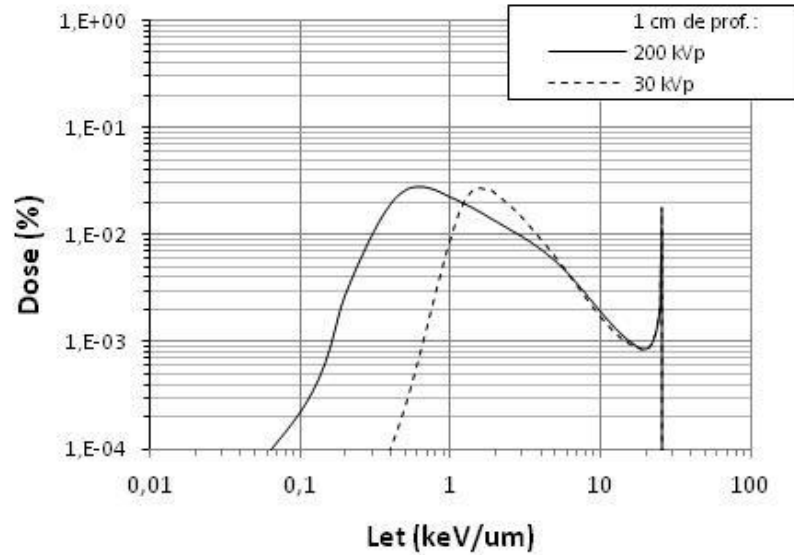
Gráfico 30 – Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, para o LET do espectro de raios-X de 200 kVp nos meios homogêneo e heterogêneo fora do campo do feixe de radiação



5.5.2 Espectro de Raios X Mamográfico de 30 kVp

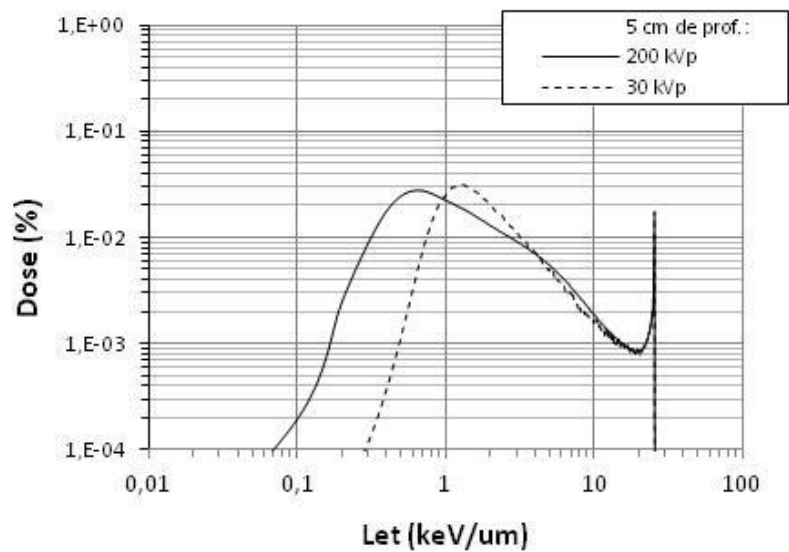
O gráfico 31 apresenta as distribuições de dose, $D(L)$, normalizada, devido as transferências lineares de energia do espectro de raios-X mamográfico de 30 kVp em comparação com as do espectro de raios-X de 200 kVp dentro do campo para aprofundidade de 1 cm em meio heterogêneo. Observa-se que para os LETs abaixo de 5 keV/ μ m a dose para um mesmo LET sofre considerável variação, o que sugere uma possível diferença na eficácia das radiações dadas nas profundidades avaliadas, também para esse meio.

Gráfico 31 – Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, dentro do campo a 1 cm de profundidade para o LET do espectro de raios-X mamográficos de 30 kVp e raios-X de 200 kVp em meio heterogêneo



No gráfico 32, observa-se essa variação na dose para um mesmo LET já para os LETs abaixo de 10 keV/μm, sugerindo uma possível diferença na eficácia das radiações dadas nessa profundidade, também para esse meio.

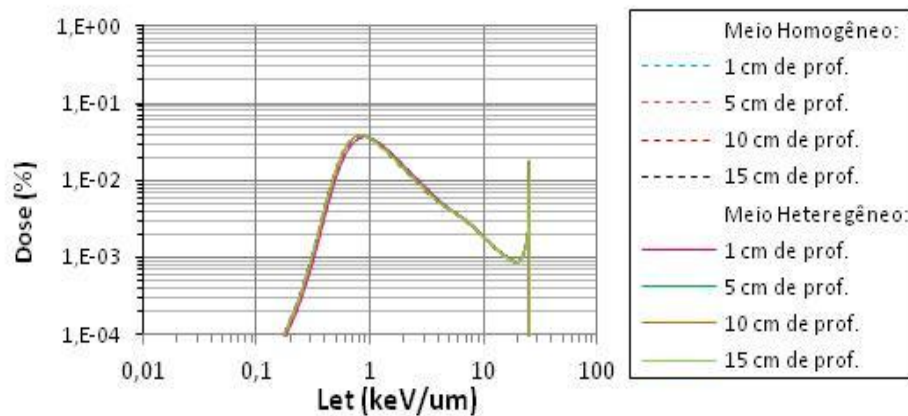
Gráfico 32 – Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, dentro do campo a 5 cm de profundidade para o LET do espectro de raios-X mamográficos de 30 kVp e raios-X de 200 kVp em meio heterogêneo



5.5.3 Espectro de Raios X Pediátrico de 50 kVp

O gráfico 33 apresenta as distribuições de dose, $D(L)$, normalizada, devido as transferências lineares de energia do espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp. Observa-se neste caso, que as distribuições para o espectro de 50 kVp mantêm o mesmo comportamento visto no meio homogêneo, não apresentando variações com a profundidade.

Gráfico 33 – Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, em meio homogêneo e heterogêneo para o LET do espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp



Os gráficos de 34 a 36 apresentam as distribuições de dose, $D(L)$, normalizada, devido as transferências lineares de energia do espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp em comparação com o espectro de raios-X de 200 kVp dentro do campo para as profundidades de 1, 5, 10 cm. Observa-se que para os LETs abaixo de 10 keV/ μ m a dose para um mesmo LET sofre variações, o que sugere uma possível diferença na eficácia das radiações dadas nas profundidades avaliadas.

Gráfico 34 – Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, dentro do campo a 1 cm de profundidade para o LET do espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp e raios-X de 200 kVp

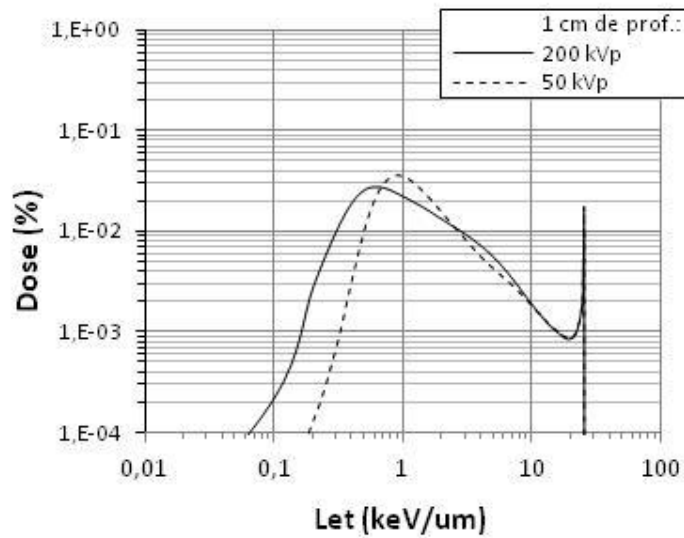


Gráfico 35 – Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, dentro do campo a 5 cm de profundidade para o LET do espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp e raios-X de 200 kVp

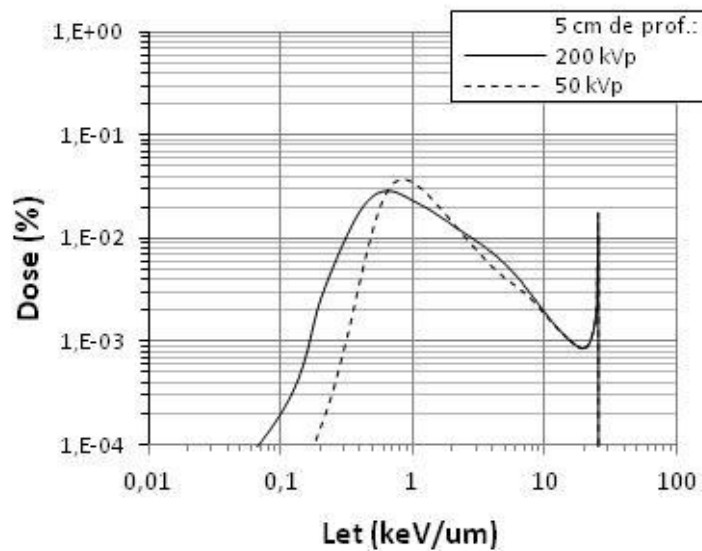
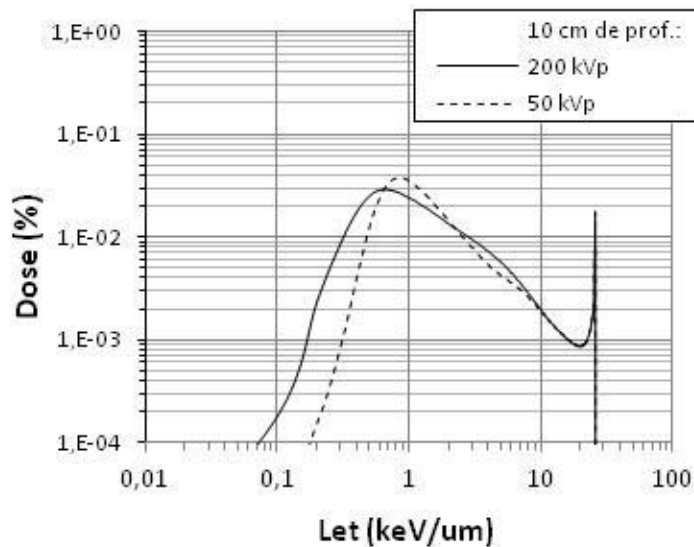


Gráfico 36 – Distribuição de dose, $D(L)$, normalizada, dentro do campo a 5 cm de profundidade para o LET do espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp e raios-X de 200 kVp



5.6 RBE e o Fator de Qualidade no meio homogêneo

5.6.1 Espectro de Raios X Mamográfico de 30 kVp relativo ao Espectro de Raios X de 200 kVp

O gráfico 37 mostra o RBE pelo LET dentro do campo a 1 cm de profundidade para o espectro de raios-X mamográfico de 30 kVp, no qual observa-se um pico em 2 keV/μm onde o RBE alcança seu valor máximo a essa profundidade, em cerca de 1,8. No gráfico 38 tem-se a mesma distribuição para a profundidade de 5 cm, contudo para essa profundidade o RBE máximo é de 1,7.

Gráfico 37 – RBE dentro do campo a 1cm cm de profundidade para o espectro de raios-X mamográfico de 30 kVp em meio homogêneo

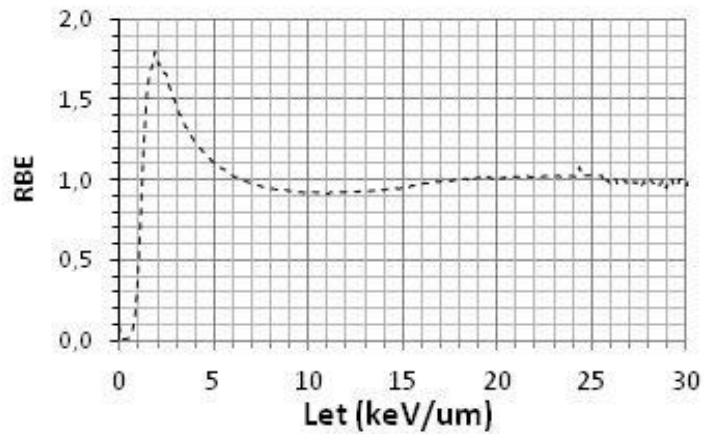
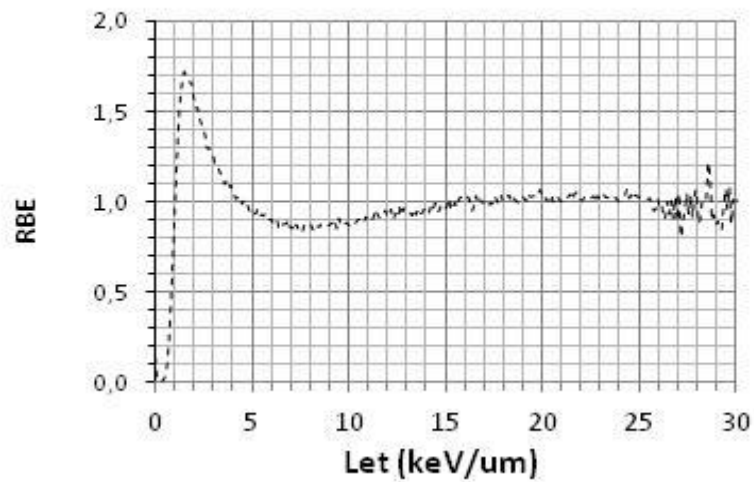
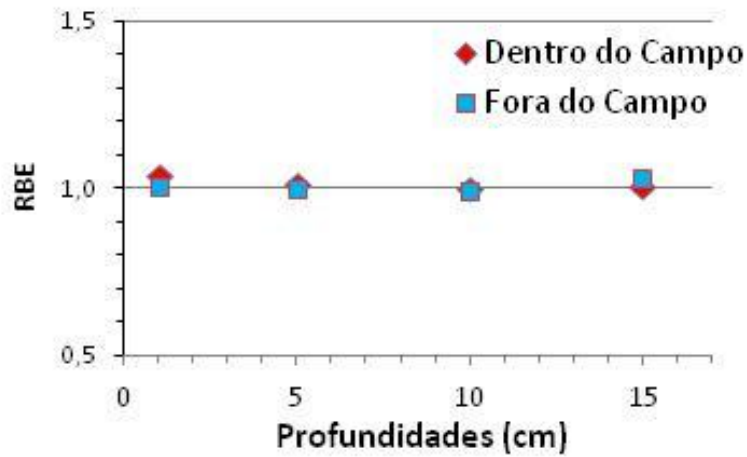


Gráfico 38 – RBE dentro do campo a 5 cm de profundidade para o espectro de raios-X mamográfico de 30 kVp em meio homogêneo



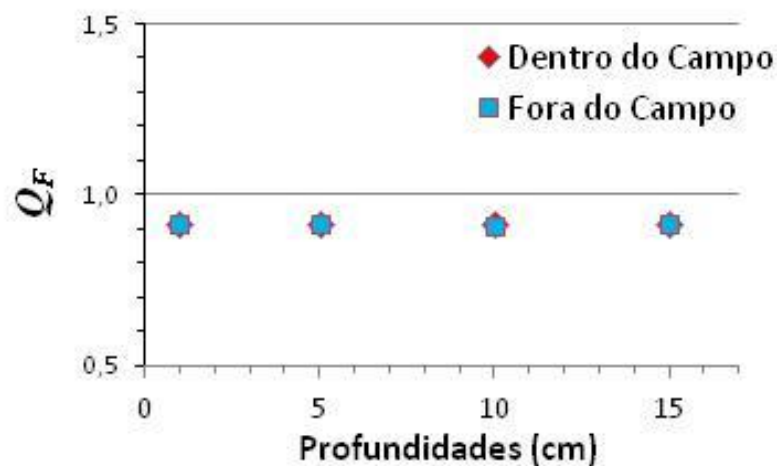
O RBE dentro e fora do campo nas diferentes profundidades é apresentado no gráfico 39. Os valores dentro e fora do campo não diferem significativamente e nem se distanciam da unidade.

Gráfico 39 – RBE em profundidade dentro e fora do campo para o espectro de raios-X mamográfico de 30 kVp em meio homogêneo



No gráfico 40 tem-se o Fator de Qualidade (Q_F) dentro e fora do campo nas diferentes profundidades. Observa-se que os valores dentro e fora do campo não diferem significativamente. Os valores se distanciam da unidade de forma semelhante.

Gráfico 40 – Fator de Qualidade (Q_F) em profundidade dentro e fora do campo para o espectro de raios-X mamográfico de 30 kVp em meio homogêneo



5.6.2 Espectro de Raios X Pediátrico de 50 kVp relativo ao Espectro de Raios X de 200 kVp

O gráfico 41 mostra o RBE pelo LET dentro do campo a 1 cm de profundidade para o espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp, no qual observa-se um pico em 1 keV/ μm onde o RBE alcança seu valor máximo a essa profundidade, em cerca de 1,6. No gráfico 42 tem-se a mesma distribuição para a profundidade de 5 cm, na qual o RBE se mantém inalterado.

Gráfico 41 – RBE dentro do campo a 1cm de profundidade para o espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp em meio homogêneo

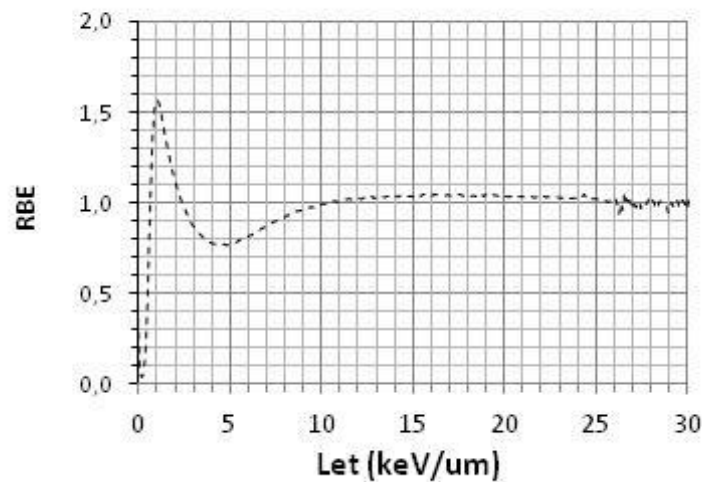
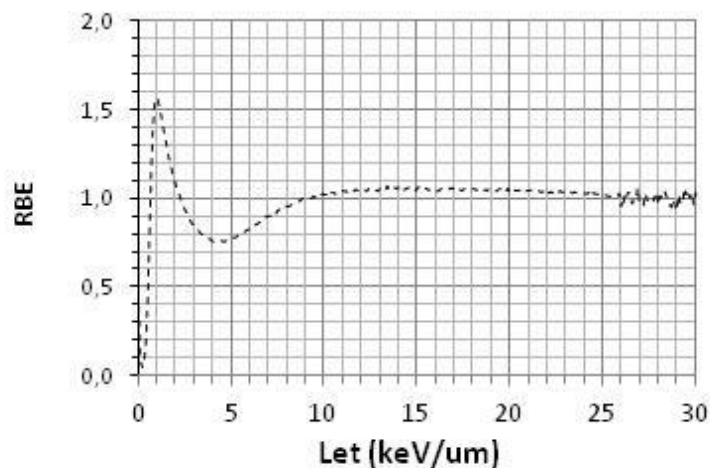
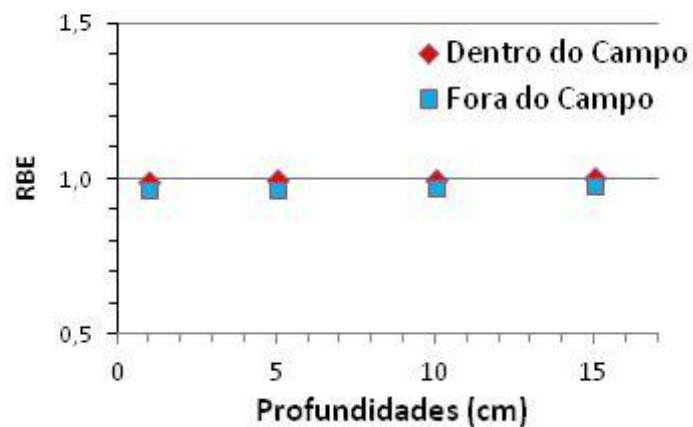


Gráfico 42 – RBE dentro do campo a 5 cm de profundidade para o espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp em meio homogêneo



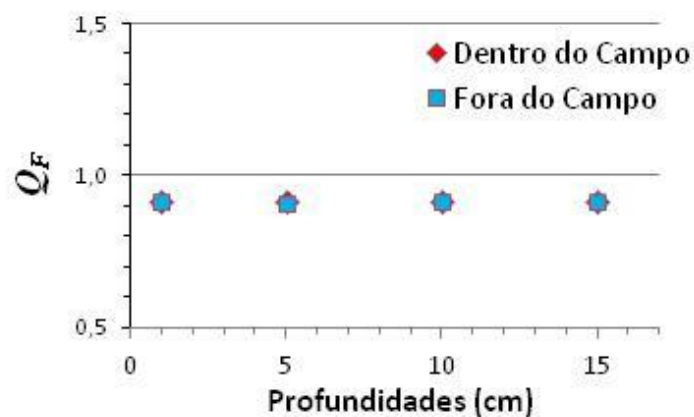
O RBE dentro e fora do campo nas diferentes profundidades é apresentado no gráfico 43. Os valores dentro e fora do campo para esse espectro também não diferem significativamente e nem se distanciam da unidade. Com os RBEs dentro do campo ligeiramente maiores que os obtidos fora do campo.

Gráfico 43 – RBE em profundidade dentro e fora do campo para o espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp em meio homogêneo



No gráfico 44 tem-se o Fator de Qualidade (Q_F) dentro e fora do campo nas diferentes profundidades. Observa-se que os valores dentro e fora do campo não diferem significativamente e os valores se distanciam da unidade de forma semelhante, permanecendo inalterado nas diferentes profundidades.

Gráfico 44 – Fator de Qualidade (Q_F) em profundidade dentro e fora do campo para o espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp em meio homogêneo



5.7 RBE e o Fator de Qualidade no meio heterogêneo

5.7.1 Espectro de Raios X Mamográfico de 30 kVp relativo ao Espectro de Raios X de 200 kVp

O gráfico 45 mostra o RBE pelo LET dentro do campo a 1 cm de profundidade para o espectro de raios-X mamográfico de 30 kVp, no qual observa-se um pico em $2 \text{ keV}/\mu\text{m}$ onde o RBE alcança seu valor máximo a essa profundidade, ligeiramente acima de 1,8. No gráfico 46 tem-se a mesma distribuição para a profundidade de 5 cm, contudo para essa profundidade o RBE máximo é de 1,7. Ambos não diferem muito dos obtidos no meio homogêneo.

Gráfico 45 – RBE dentro do campo a 1cm cm de profundidade para o espectro de raios-X mamográfico de 30 kVp em meio heterogêneo

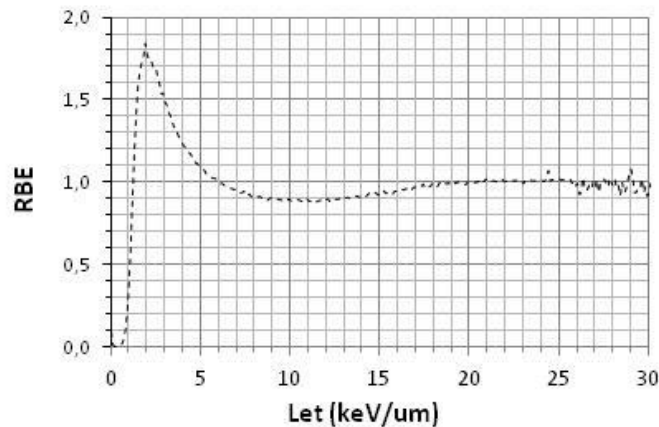
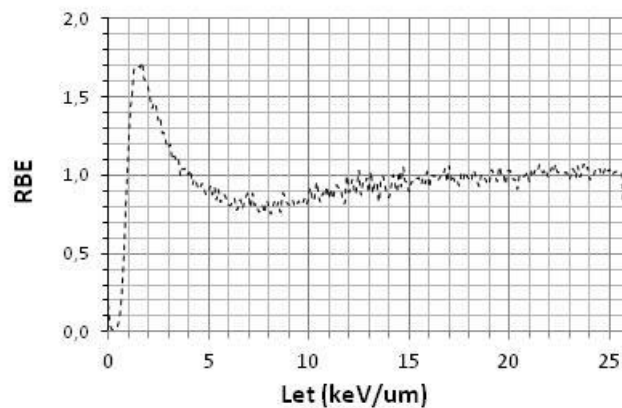
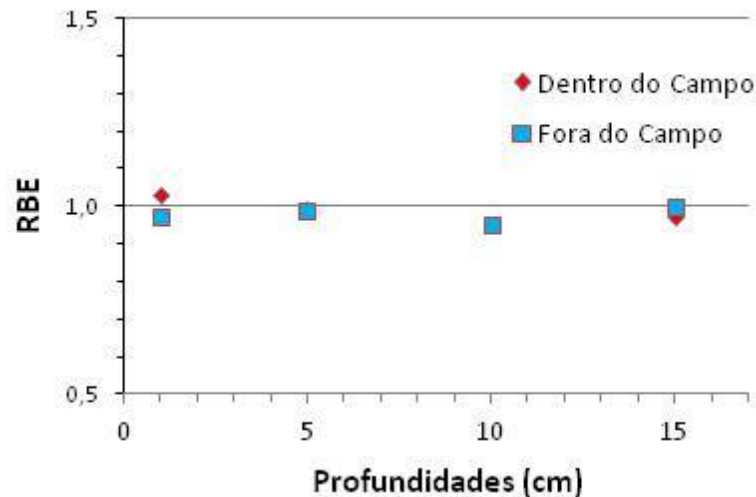


Gráfico 46 – RBE dentro do campo a 5 cm cm de profundidade para o espectro de raios-X mamográfico de 30 kVp em meio heterogêneo



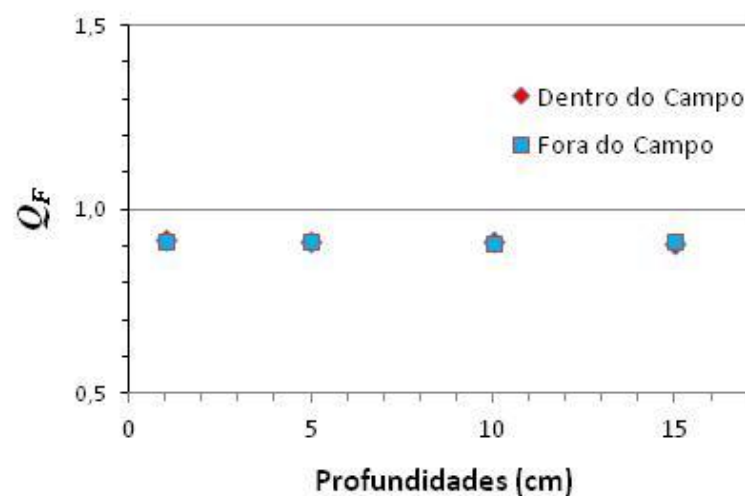
O RBE dentro e fora do campo nas diferentes profundidades é apresentado no gráfico 47. Os valores dentro e fora do campo não diferem significativamente e nem se distanciam da unidade, exceto para a profundidade de 1 cm.

Gráfico 47 – RBE em profundidade dentro e fora do campo para o espectro de raios-X mamográfico de 30 kVp em meio heterogêneo



No gráfico 48 tem-se o Fator de Qualidade (Q_F) dentro e fora do campo nas diferentes profundidades. Observa-se que os valores dentro e fora do campo não diferem significativamente. Os valores se distanciam da unidade de forma semelhante.

Gráfico 48 – Fator de Qualidade (Q_F) em profundidade dentro e fora do campo para o espectro de raios-X mamográfico de 30 kVp em meio heterogêneo



5.7.2 Espectro de Raios X Pediátrico de 50 kVp relativo ao Espectro de Raios X de 200 kVp

No gráfico 49 mostra o RBE pelo LET dentro do campo a 1 cm de profundidade para o espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp, no qual observa-se um pico em 1 keV/ μ m onde o RBE alcança seu valor máximo a essa profundidade, em cerca de 1,6. No gráfico 50 tem-se a mesma distribuição para a profundidade de 5 cm, na qual o RBE reduz ligeiramente.

Gráfico 49 – RBE dentro do campo a 1cm de profundidade para o espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp em meio heterogêneo

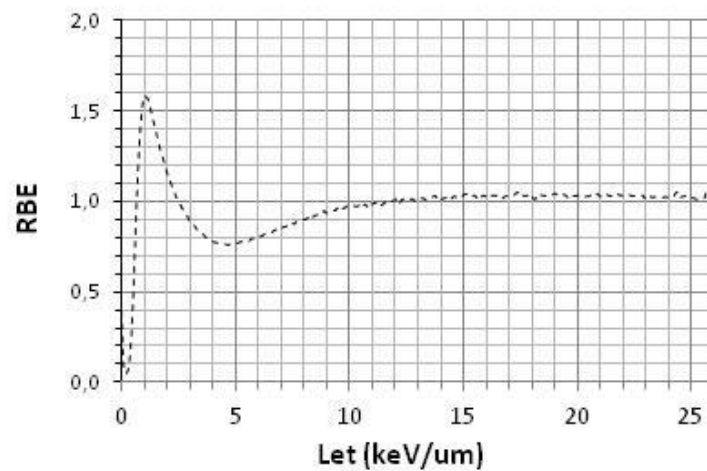
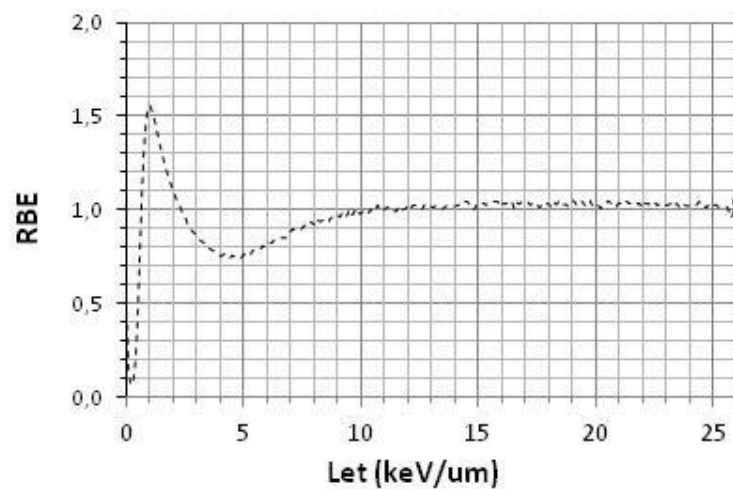
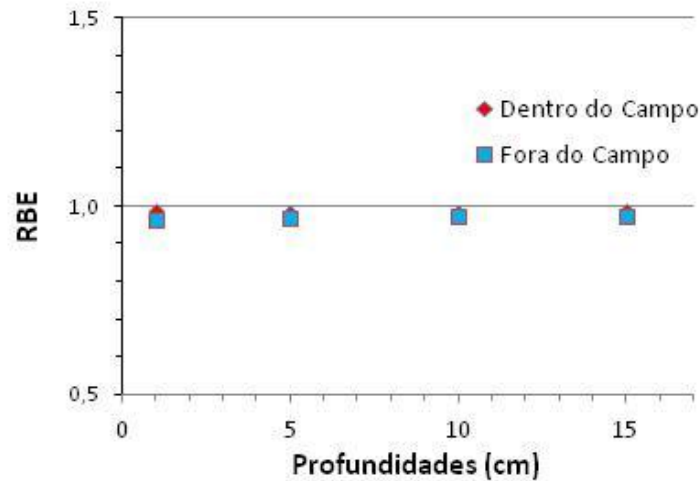


Gráfico 50 – RBE dentro do campo a 5 cm de profundidade para o espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp em meio heterogêneo



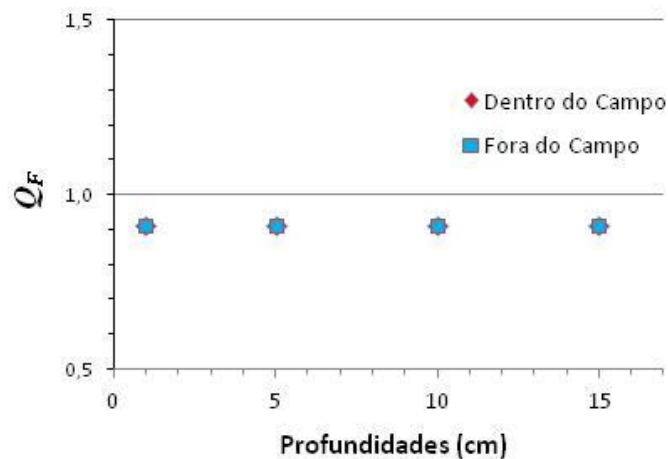
O RBE dentro e fora do campo nas diferentes profundidades é apresentado no gráfico 51. Os valores dentro e fora do campo para esse espectro também não diferem significativamente e nem se distanciam da unidade.

Gráfico 51 – RBE em profundidade dentro e fora do campo para o espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp em meio heterogêneo



No gráfico 52 tem-se o Fator de Qualidade (Q_F) dentro e fora do campo nas diferentes profundidades. Observa-se que os valores dentro e fora do campo não diferem significativamente e os valores se distanciam da unidade de forma semelhante, permanecendo inalterado nas diferentes profundidades.

Gráfico 52 – Fator de Qualidade (Q_F) em profundidade dentro e fora do campo para o espectro de raios-X pediátrico de 50 kVp em meio heterogêneo



6 DISCUSSÃO

Os estudos em mamografia reportados, contrariando estudos radiobiológicos, indicam que as diferenças no RBE de raios-X, não ultrapassariam o valor de 2. Com isso, usamos feixes de raios-X de baixa energia típicos dos procedimentos em mamografia e na radiologia pediátrica para avaliar, através das distribuições de LET, se a unidade também é o fator mais adequado para o uso na radiologia pediátrica.

Para tal, a validação do nosso código quanto a este uso se fez necessária. Isto é, a caracterização do feixe com sua validação, bem como a validação do código como um todo. A validação dos espectros de fótons monoenergéticos com PETOUSSI (1991) foi afetada devido os intervalos de energia dos histogramas da referência (10 keV) serem consideravelmente maiores que os usados na simulação neste caso (1 keV). A divisão em intervalos menores feita na simulação detalha mais a informação e acaba por suavizar as curvas obtidas no trabalho. Mas, mesmo com as suavizações é possível notar o mesmo comportamento entre as curvas. Entretanto, para maior segurança da validação buscou-se o espectro de elétrons secundários desses fótons e validou-se a distribuição de dose do mesmo com a grandeza Equivalente de Dose Ambiente $H^*(10)$ de DREXLER (1990). Comparação essa, que mostrou concordância mais confiável. Com isso, podemos dar prosseguimento aos cálculos usando o código nessa faixa de energia e geometria. Dessa maneira, as validações feitas mostram que o código está adequado para obtermos resultados na área estudada. Resumindo, dos dados obtidos na validação do espectro monoenergético de fótons de 100 keV, não foi possível extrair resultado satisfatório. Alguns pontos apresentaram flutuações, assim a referência usada acabou não se mostrando a mais adequada. Todavia, a validação do código com a grandeza $H^*(10)$ foi satisfatória, permitindo a continuidade dos cálculos e validações subsequentes.

O gráfico 16 sugere uma maior incidência de LETs abaixo de $1 \text{ keV}/\mu\text{m}$ na região fora do campo do feixe do que dentro do campo do feixe. Ou seja, um maior número de transferências lineares com menor quantidade de energia sendo transferida. No intervalo de $0,3 \text{ keV}/\mu\text{m}$ a $0,8 \text{ keV}/\mu\text{m}$ a distribuição dentro do campo do LET do feixe monoenergético de 100 keV sofre uma diminuição o que sugere menor incidência de transferências devido a fótons espalhados (fótons de menor energia). Esta distribuição é usada para validar a distribuição de raios-X de 200 kVp simulada. Na tabela 7 observa-se a proximidade entre os valores do $\langle L_D \rangle$ mostrando que realmente é possível utilizar o feixe monoenergético de 100 keV como uma aproximação dos raios-X de 200 kVp. Entretanto, os valores para $\langle L_f \rangle$

apresentam diferenças. Essas diferenças podem ser justificadas pela diferença nas filtrações consideradas. Para que o feixe monoenergético de 100 keV funcione como uma boa aproximação dos raios-X de 200 kVp, é necessária, como mencionado anteriormente, uma filtração de 1,2 mm de cobre, o que difere das duas filtrações fornecidas pela referência. Porém, fazendo um cálculo utilizando $N = N_0 e^{-\mu x}$, pode-se comparar (de forma aproximada) a atenuação de 0,2 mm de cobre com a atenuação de 2 mm de alumínio, que é de $\approx 10\%$. Ou seja, 0,2 mm de cobre atenua o feixe 10% mais que os 2 mm de alumínio.

No gráfico 17 observa-se que o comportamento da distribuição de LET do feixe monoenergético de 100 keV é semelhante ao da distribuição de LET do espectro de 200 kVp simulado, tanto dentro quanto fora do campo. Exceto para o intervalo de 0,3 keV/ μm a 0,8 keV/ μm mencionado acima. Visto que, o espectro de raios-X de 200 kVp apresenta um intervalo de energias contínuo distribuído por todo o espectro, logo não observamos diferença entre as incidências das transferências dos fótons de menor energia, pois eles estão presentes tanto dentro quanto fora do campo. Os resultados mostram que utilizar o feixe monoenergético de 100 keV como uma aproximação dos raios-X de 200 kVp é possível. Dessa maneira, a validação do espectro de 200 kVp simulado com o espectro de fótons monoenergético de 100 keV foi satisfatória, podendo-se então, usá-lo para as avaliações do LET, Fator de Qualidade e RBE das outras qualidades de feixe desejadas.

Já no gráfico 18, quando comparamos a distribuição de dose para o LET do espectro de raios-X de 200 kVp, dentro e fora do campo nas profundidades de 1, 5, 10, 15 cm, vê-se que como afirmam as publicações da ICRP e ICRU, que a Transferência Linear de Energia não muda com a profundidade. Contudo, observa-se que ocorre mudança quando a mesma é avaliada dentro e fora do campo de radiação. Mesmo assim, essa mudança sugere doses menores, o que não influenciaria em aumento de eficácia na produção de dano. Entretanto, acima de ≈ 1 keV/ μm as distribuições se igualam para dentro e fora do campo, indicando que a mesma dose dentro do campo é encontrada a 4 cm do mesmo para o mesmo LET.

Diferentemente do espectro de raios-X de 200 kVp, o espectro de raios-X mamográfico de 30 kVp sofre variação com a profundidade. Para LETs abaixo de 2 keV/ μm a dose aumenta para o mesmo valor LET. Contudo, como raios-X mamográficos produzem um espectro de elétrons mais estreito que raios-X de ortovoltagem, logo, é esperada uma pequena diferença na densidade de ionização, conseqüentemente na dose. Considerando que a distribuição angular dos fótonelétrons e comptonelétrons é diferente nas regiões dos espectros de 200 kVp e 30 kVp.

As distribuições de dose em LET para a raio-X pediátrico de 50 kVp não variam com a profundidade, semelhante ao encontrado para o espectro de 200 kVp, nem com o afastamento do campo do feixe. Todavia, na tabela 6 vê-se que as energias médias de ambos espectros são próximas. Em comparação com o espectro de raios-X de 200 kVp, vê-se que as distribuições concordam em seus valores até o limiar de 10 keV/μm, abaixo do qual essa concordância se perde. Cabe saber se essa diferença, assim como foi visto de forma mais acentuada nos espectros mamográficos de 30 kVp, é suficiente para aumentar a eficácia desses fótons e elétrons secundários.

Avaliando os RBEs considerando a eficácia da radiação proporcional a Transferência Linear de Energia média em dose, $\langle L_D \rangle$, teremos os seguintes RBEs apresentados nos gráficos 37, 38, 41 e 42. Para o espectros mamográficos de 30 kVp dentro do campo na profundidade de 1 cm, nota-se que mesmo para o ponto no qual a dose é máxima em relação ao espectro de 200 kVp (ver gráfico 20) o RBE não ultrapassa o valor de 1,8. Na profundidade de 5 cm, no ponto onde a dose é máxima em relação ao espectro de 200 kVp (ver gráfico 21) o RBE não ultrapassa o valor de 1,7. O mesmo se repete para as outras profundidades, com os RBEs não ultrapassando o valor 1,8. O RBE dentro do campo nas diferentes profundidades são dados pelos seguintes valores: $RBE_{1cm;30kVp/200kVp} = 1,04 \pm 0,05$; $RBE_{5cm;30kVp/200kVp} = 1,01 \pm 0,05$; $RBE_{10cm;30kVp/200kVp} = 0,99 \pm 0,05$ e $RBE_{15cm;30kVp/200kVp} = 1,01 \pm 0,05$. Apesar das diferenças nas distribuições de LET em dose com a profundidade a eficácia não aumenta com profundidade. Fora do campo temos: $RBE_{1cm;30kVp/200kVp} = 1,00 \pm 0,05$; $RBE_{5cm;30kVp/200kVp} = 1,00 \pm 0,05$; $RBE_{10cm;30kVp/200kVp} = 0,99 \pm 0,05$ e $RBE_{15cm;30kVp/200kVp} = 1,03 \pm 0,05$. Segue-se que a eficácia não é afetada pelo distanciamento de 4 cm do campo do feixe (diferenças menores que 3 %). Analizando os espectros pediátricos de 50 kVp dentro do campo na profundidade de 1 e 5 cm nota-se que, de maneira semelhante ao espectro mamográfico de 30 kVp, mesmo para o ponto no qual a dose é máxima em relação ao espectro de 200 kVp (ver gráfico 24 e 25) o RBE não ultrapassa o valor de 1,6. O mesmo se repete para as outras profundidades, com os RBEs não ultrapassando o valor 1,6. O RBE dentro do campo nas diferentes profundidades são dados pelos seguintes valores: $RBE_{1cm;50kVp/200kVp} = 0,99 \pm 0,05$; $RBE_{5cm;50kVp/200kVp} = 1,00 \pm 0,05$; $RBE_{10cm;50kVp/200kVp} = 1,00 \pm 0,05$ e $RBE_{15cm;50kVp/200kVp} = 1,01 \pm 0,05$. Apesar das diferenças nas distribuições de LET em dose com a profundidade a eficácia não aumenta. Fora do campo temos: $RBE_{1cm;50kVp/200kVp} = 0,97 \pm 0,05$; $RBE_{5cm;50kVp/200kVp} = 0,97 \pm 0,05$; $RBE_{10cm;50kVp/200kVp} = 0,97 \pm 0,05$ e $RBE_{15cm;50kVp/200kVp} = 0,98 \pm 0,05$. A diminuição da eficácia dos pontos avaliados a 4 cm do campo do feixe não chega a 5 %. Os resultados

obtidos no meio heterogêneo estudado, não se afastam dos obtidos no meio homogêneo estudado. Apresentando RBEs que distam entre 2 e 3 % da unidade. Mesmo com a presença do osso nessa dada composição.

Os gráficos 40 e 44 trazem o Fator de Qualidade para os espectros de 30 kVp e 50 kVp respectivamente, nas duas pode-se observar que nas diferentes profundidades, tanto para dentro quanto para fora do campo, o Fator de Qualidade é $\approx 9\%$ menor que a unidade. Pelo Fator de Qualidade as eficácias dos espectros de 30kVp e 50 kVp também se mostram semelhantes. Contudo, a eficácia obtida pelo Fator de Qualidade é $\approx 10\%$ menor que a eficácia obtida pelo RBE. O mesmo se repete para o meio heterogêneo. Com variações pouco significantes entre seus valores. O Fator de Qualidade permanece mais conservativo que o RBE, sendo cerca de 10 % menor que a unidade.

Apesar das distribuições de LET sugerirem uma diferença na eficácia das radiações estudadas, em relação a radiação de referência, essa diferença não se evidencia quando do cálculo dos RBEs e Fatores de Qualidade das respectivas radiações. Tanto para o meio homogêneo quanto para o meio heterogêneo. Este último fato é o que mais surpreende e coloca uma provocação para maiores investigações.

Os nossos estudos com os feixes usados na radiologia pediátrica, mostram diferenças entre as distribuições de LET dos espectros estudados, contudo essas diferenças não fizeram com que o RBE de tais radiações se distanciasse muito da unidade.

CONCLUSÕES

De acordo com o obtido, mudanças de profundidade para o espectro de raios-X de 200 kVp não afetam as distribuições de dose em LET, concordando com o declarado pelos documentos ICRU e ICRP. Mas, os resultados não fornecem evidência que essa afirmação se mantém quando as distribuições são avaliadas nas vizinhanças do campo do feixe. Contudo, as mudanças ocorridas na vizinhança do campo do feixe do espectro de raios-X de 200 kVp sugerem doses menores nessa região. Entretanto, considerando a eficácia proporcional a dose, pode-se concluir que nas vizinhanças do campo de radiação, mais especificamente, a 4 cm do mesmo, a distribuição de dose para os LETs acima $1 \text{ keV}/\mu\text{m}$ sugere mesma eficácia que dentro do campo.

Embora, o confronto das distribuições de LET em dose do espectro referência (raios-X de 200 kVp) com as distribuições das qualidades pediátricas e mamograficas revelem diferenças para a região dos LETs abaixo de $10 \text{ keV}/\mu\text{m}$, tal diferença não implica em maior eficácia das qualidades estudadas. Visto que, os resultados obtidos suportam apenas diferenças nas quais o valor máximo alcançado pelo RBE não atinja 2.

Dessa maneira, pode-se concluir que qualquer que seja o efeito de elétrons com determinada energia, o RBE dos raios-X pediátricos de 50 kVp relativo aos raios-X de 200 kVp será menor que 2. Não existe explicação em termos de LET para raios-X pediátricos de 50 kVp serem mais efetivos que raios-X de 200 kVp, concordando com valores reportados por BRENNER (1989) e KELLERER (2002) para qualidades mamograficas. Em termos do Fator de Qualidade a avaliação da eficácia fica ainda mais conservativa, com valores 10 % menores que o RBE.

Estudos experimentais em mamografia, para aberrações cromossômicas ou transformações celulares que reportam valores de cerca de 4 e 8 para o RBE de raios-X mamograficos relativos ao raio-X referência, podem ter certas características que influenciem essa diferença. A filtração usada influenciando na energia dos fótons e proporção entre compton e fotonelétrons, além das técnicas usadas na preparação do material biológico.

Dentro disso, a proposta futura é investigar a influencia das diferentes densidades e filtrações sobre o valor do RBE e Fator de Qualidade, além da influência dos elétrons Auger nessa região de inversão de efeitos compton e fotonelétron. A investigação em volumes micro também mostra-se importante.

Dessa maneira, este estudo contribui com o entendimento de que o padrão da densidade de ionização dos fótons de baixa energia usados no diagnóstico pediátrico influencia no valor do RBE, ou seja, na eficácia da radiação em produzir efeitos biológicos (tumores radiogênico), entretanto em um fator menor que 2, relativo a radiação de referência. Logo, qualquer valor reportado que difira em muito disso deve ser visto com cuidado.

Este trabalho é importante para aperfeiçoar as recomendações existentes de radioproteção bem como as considerações de justificção para os procedimentos de raios-X diagnósticos na pediatria, visto que não encontramos estudos dessa natureza acerca dessas qualidades de feixe.

REFERÊNCIAS

BAUCHINGER, M., et al. Quantitative analysis of the chromosome damage at first division of human lymphocytes after ^{60}Co -g-irradiation. *Radiat. Environ. Biophys.*, v. 22, p. 225–229, 1983.

BEIR VII. *Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation*. Committee to Assess Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation, National Research Council. 2006.

BIRCH, R., et al. Catalogue of spectral data of diagnostic x rays. Hospital Physicists Association, SRS-30 (Institute of Physics and Engineering in Medicine, York), 1979.

BRENNER, D. J.; AMOLS, H. Enhanced risk from low-energy screen-film mammography X-rays. *Br. J. Radiol.*, v. 61, p. 910–914, 1989.

DAUER, L. T., et al. Review and Evaluation of updated Research on the Health Effects Associated with Low-dose Ionising Radiatio. *Radiation Protection Dosimetry.*, v. 140, n. 2, p. 103-136, 2010.

DREXLER, G.; VEIT, R.; ZANKL, M. The Quality Factor for Photons. *Radiat. Prot. Dos.*, v.32, n. 2, p. 83-89, 1990.

DVORAK, R.; KLIAUGA, P. Microdosimetric measurements of ionization by monoenergetic photons. *Radiat. Res.*, v.73, p.1–20, 1978.

EUROPEAN COMMISSION. *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics*. Directorate-General XII: Science, Research and Development. Luxembourg, 1996.

FRANKENBERG, D.; KELNHOFER, K.; BÄR, K.; FRANKENBERG-SCHWAGER, M. Enhanced neoplastic transformation by mammography X-rays relative to 200 kVp X rays: Indication for a strong dependence on photon energy of the RBE_M for various end points. *Radiation Research.*, v.157, p. 99-105, 2002.

HALL, E. J.; GIACCIA, A. J. *Radiobiology for the Radiologist*. 6^a ed., Lippincott Williams & Wilkins, 2006.

IAEA HUMAN HEALTH SERIES. *Dosimetry in diagnostic radiology for paediatric patients*. — Vienna : International Atomic Energy Agency, n.24, 2013.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection 1965*. Publication No.9, Oxford, 1966.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Publication No.26, Oxford, 1977.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. *Protection of the Patient in Diagnostic Radiology*. Publication No.34, Oxford, 1982.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Publication No.60, Oxford, 1991.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. *Basic Anatomical & Physiological Data for use in Radiological Protection - The Skeleton*. Publication No.70, Oxford, 1995.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. *Relative Biological Effectiveness (RBE), Quality Factor (Q), and Radiation Weighting Factor (WR)*. Publication No.92, Oxford, 2003.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. *Low-dose extrapolation of radiation-related cancer risk*. Publication No.99. Oxford, 2005.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Publication No.103, Oxford, 2007.

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. *Linear Energy Transfer*. Report No.16, Washington, 1970.

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. *Radiation Quantities and Units*. Report No.11, Washington, 1968.

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. *Radiation Quantities and Units*. Report No.19, Washington, 1971.

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. *Radiation Quantities and Units*. Report No.33, Bethesda, 1980.

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. *Microdosimetry*. Report No.36, Bethesda, 1983.

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. *The Quality Factor in Radiation Protection*. Report No.40, Bethesda, 1986.

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. *Quantities and Units in radiation protection Dosimetry*. Report No.51, Bethesda, 1993.

KELLERER, A. M.; CHEN, J. Comparative microdosimetry of photoelectrons and Compton electrons: An analysis in terms of generalized proximity functions. *Radiat. Res.*, v. 160, p. 324–333, 2003.

KELLERER, A. M. Electron Spectra and the RBE of X Rays. *Radiat. Res.*, v. 158, p. 13-22, 2002.

PETOUSSI, N.; Zankl, M.; PANZER, W.; DREXLER, G. *A Catalogue of Photon Spectra Inside Water or Lung Phantoms*, GSF, 1991.

RBE Committee. *Report of the RBE Committee to the International Commissions on Radiological Protection and on Radiological Units and Measurements*. Health Physics 9, 357, 1963.

REDPATH, J. L.. Health Risks of Low Photon Energy Imaging. *Radiat. Prot. Dos.*, v. 122, n. 1–4, p. 528–533, 2006.

RENIERS, B.; VERHAEGEN, F. The microdosimetry of low-energy photons in radiotherapy. *Radiat. Prot. Dos.*, v. 122, n. 1–4, p. 401–403, 2006.

ROOS, H.; SCHMID, E. Analysis of chromosome aberrations in human peripheral lymphocytes induced by 5.4 keV x-rays. *Radiat. Environ. Biophys.*, v. 36, p. 251–254, 1998.

ROSSI, H. H.; ZAIDER, M. *Microdosimetry and its Applications*. Springer, 1996.

SASAKI, M. S., et al. Induction of chromosome aberrations in human lymphocytes by monochromatic x-rays of quantum energy between 4.8 and 14.6 keV. *Int. J. Radiat. Biol.*, v.56, p. 975–988, 1989.

SCHMID, E., et al. The effect of 220 kVp X-rays with different spectra on the dose response of chromosome aberrations in human lymphocytes. *Radiat. Environ. Biophys.*, v. 22, p. 305–309, 1984.

UNSCEAR. *Effects of ionizing radiation*. UNSCEAR 2006 report to the general assembly with scientific annexes, vol. 1 (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation), 2008.

VERHAEGEN, F; CASTELLANO, I. A. Microdosimetric characterisation of 28 kvp mo/mo, rh/rh, rh/al, w/rh and mo/rh mammography x ray spectra. *Radiat. Prot. Dos.*, v. 99, n. 1–4, p. 393–396, 2002.

VIRSIK, R. P., et al. Chromosome aberrations induced in human lymphocytes by ultrasoft Al K and C K x-rays. *Int. J. Radiat. Biol.*, v. 38, p.545–557, 1980.

WACHSMANN, F.; DREXLER, G. *Graphs and Tables for Use in Radiology*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1976.