

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**  
**FFCLRP- DEPARTAMENTO DE FÍSICA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA APLICADA À MEDICINA E**  
**BIOLOGIA**

**Estudo e desenvolvimento de Dosímetros Opticamente Estimulados  
para aplicações em Radioterapia**

**Franciely Fernanda Schuch**

Dissertação apresentada à Faculdade de  
Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão  
Preto da USP, como parte das  
exigências para a obtenção do título de  
Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Física Aplicada  
à Medicina e Biologia

**RIBEIRÃO PRETO-SP**  
**2012**

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**  
**FFCLRP- DEPARTAMENTO DE FÍSICA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA APLICADA À MEDICINA E**  
**BIOLOGIA**

**Estudo e desenvolvimento de Dosímetros Opticamente Estimulados  
para aplicações em Radioterapia**

**Franciely Fernanda Schuch**

**Orientadora: Profa. Dra. Patrícia Nicolucci**

Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da USP, como parte das exigências para a obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Física Aplicada à Medicina e Biologia

**RIBEIRÃO PRETO-SP**  
**2012**

**VERSÃO CORRIGIDA**  
**Versão original disponível na FFCLRP**

## Ficha Catalográfica

Schuch, Franciely Fernanda

Estudo e desenvolvimento de Dosímetros Opticamente Estimulados para aplicações em Radioterapia/ Franciely Fernanda Schuch; orientadora Patrícia Nicolucci. – Ribeirão Preto, 2011.

**114 f.** : Il.

Dissertação (Mestrado) – Universidade de São Paulo, 2011.

1. Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C - 2. Dosimetria OSL - 3. Radioterapia

*“A ciência humana de maneira nenhuma nega a existência de Deus. Quando considero quantas e quão maravilhosas coisas o homem compreende, pesquisa e consegue realizar, então reconheço claramente que o espírito humano é obra de Deus, e a mais notável.”*

(Galileu Galilei)

*Dedico este trabalho aos meus  
pais Valdemar Schuch e Helia  
Maria Schuch, ao meu irmão  
Luis Fernando Schuch e a minha  
tia Ilda Diniz, por estarem ao  
meu lado em todos os momentos  
da minha vida.*

## AGRADECIMENTOS

À Deus, pelo seu amor e proteção sempre presente na minha vida.

À Profa. Dra. Patricia Nicolucci, pela orientação, amizade, paciência e incentivo.

Aos professores do Departamento de Física, especialmente aos Profos. Dr. Tomaz Ghilardi Netto, Carlos Alberto Pelá e Marcelo Mulato, pelos ensinamentos e incentivo.

À Tatiana Marques Pinto, pela grande amizade, ensinamentos e incentivo.

Aos funcionários do Departamento de Física, especialmente ao técnico José Luiz Aziani, pela amizade e pelo suporte técnico.

Aos funcionários do serviço de Radioterapia do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto, especialmente aos Físicos Gustavo Barbi, Leandro Borges e Leonardo Amaral, pelos ensinamentos e viabilização dos procedimentos de irradiação.

À Dra. Cassiana Vicarri pelo apoio e amizade.

À toda a família Schuch, pelo respeito e carinho, e em especial ao meu avô Loreno Schuch (em memória) pelo exemplo de vida.

Ao meu tio Carlos Luz pelo apoio, incentivo e exemplo.

Às minhas amadas primas Luana Luz e Clara Luz pelo carinho e amizade de irmãzinhas que eu tanto amo.

Aos amigos do Departamento de Física Jonatas Bloch, casal Sánchez Thatiane e Mirko, Fábio Takeda, Cristiano Mello, Marcelo Schwark, Gustavo, Éder Guidelli (Néder!), André Salles, Jéssica Fernandes e Amanda Burg pela amizade, apoio e pelos momentos de descontração, conversas e cafés.

Ao amigo Tiago Chaud pela ajuda e incentivo.

Aos meus amigos e colegas físicos lá do Rio Grande do Sul, Isabela Berger (Bela, Bolinha), Waleska Marchionatti (Wall), Carla Segatto, Raisi Baldez, Karine Stieven, Marcio Fontoura (Cueca, Pititico, Marcinho!), Juliano Alves (Ju), Tiago Hahn (Perereca) pelo companheirismo e amizade, que apesar de toda distância permanece constante na minha vida!

Às meninas lá de casa, Bárbara Castro Pimentel (Babinha), Anelisa Ramão (Nê), Ana Carolina (Osso) pela amizade, pelas longas conversas construtivas, acompanhadas de brigadeiros (negrinhos, eu insisto!), pelos aprendizados elétricos e mecânicos, em consertos domésticos, pelos almoços saborosos de domingo, enfim, pelo companheirismo e alegria no meu dia-a-dia.

Ao amigo Yago Santos, pela amizade, apoio e companheirismo.

Ao amigo Renan Villa pela amizade e ajuda.

À amiga Eliane Freitas pela amizade e companheirismo.

Às amigas do HC, Jaqueline, Andréia, Laila, Jéssica e Marina pela amizade.

À CAPES pelo apoio financeiro.

## TABELA DE FIGURAS

Figura 1: Predominância de efeitos de interação de feixes de fótons em função da energia e número atômico do material (TAUHATA, SALATI e DI PRONZIO, 2003).....	8
Figura 2: – Coeficiente mássico de atenuação de um feixe de fótons pelo efeito fotoelétrico na água, $\kappa/\rho$ .....	9
Figura 3: Coeficiente mássico de atenuação de um feixe de fótons pelo efeito Compton na água, $\sigma/\rho$ . .....	10
Figura 4: Coeficiente mássico de atenuação de um feixe de fótons pela produção de pares na água, $\tau/\rho$ . .....	11
Figura 5: Exemplo de visualização de uma geometria no plano ZY.....	16
Figura 6: Níveis de transições eletrônicas encontrados durante o processo de irradiação do material OSL (MARIN, 2008). ....	18
Figura 7: Níveis de transições eletrônicas encontrados durante a fase de leitura do material OSL.....	19
Figura 8: Estrutura cristalina do $Al_2O_3$ (AKSELROD, BOTTER-JENSEN e MCKEEVER, 2007). ...	21
Figura 9: Esquema de um leitor OSL (YUKIHARA e MCKEEVER, 2008). ....	23
Figura 10: Esquema da OSL estimulada pela forma de onda contínua.....	24
Figura 11: Esquema da OSL estimulada pela modulação linear. ....	25
Figura 12: Esquema da OSL estimulada pela forma de onda contínua.....	25
Figura 13: Sinal OSL obtido com estimulação no modo contínuo, exemplo de amostra estimulada com o uso de um LED azul (DENBY, BØTTER-JENSEN, <i>et al.</i> , 2006). ....	26
Figura 14: Representação esquemática da formação de um centro de recombinação e emissão de um fóton. Na figura, <i>Conduction band</i> =banda de condução (TSUKAMOTO, MURRAY, <i>et al.</i> , 2010)...	27
Figura 15: Moldes para produção das pastilhas dosimétricas. ....	29
Figura 16: Posicionamento dos mesmos em prensa no processo de manufatura da pastilha dosimétrica. .....	30
Figura 17: Pastilhas OSL armazenadas em estojos opacos para a proteção da luz ambiente. ....	30
Figura 18: Espectro de emissão do LED azul e curvas de transmissão para os filtros GG-420 e U-340, utilizado no leitor OSL. Na Figura, <i>Filter transmission</i> =transmissão do filtro; <i>wavelength</i> =comprimento de onda e <i>Blue LED</i> =LED azul (DENBY, BØTTER-JENSEN, <i>et al.</i> , 2006). .....	31
Figura 19: Protótipo o Leitor OSL (FIASQUI, PAULA e PELÁ, 2007).....	32

Figura 20: Geometria de irradiação de pastilhas dosimétricas no acelerador <i>linear Primus</i> : (A) Posicionamento das pastilhas sem a placa de <i>build-up</i> . (B) Posicionamento das pastilhas com a placa de <i>build-up</i> . .....	35
Figura 21: Posicionamento dos dosímetros OSL para irradiação em: (A) um aparelho de ortovoltagem; (B) um aparelho de cobaltoterapia (C) em um Acelerador Linear. ....	40
Figura 22: Montagem experimental para a irradiação dos dosímetros OSL em um aparelho <i>Magnum</i> ® .....	40
Figura 23: Placas de acrílico utilizadas como objeto simulador e placa de acrílico com um orifício central para o posicionamento da pastilha. ....	41
Figura 24: Espectro de fótons do feixe de 6 MV utilizado nas simulações de porcentagem de dose profunda. ....	44
Figura 25: Espectro de fótons do feixe de 10 MV utilizado nas simulações de porcentagem de dose profunda. ....	44
Figura 26: Geometria utilizada na simulação das porcentagens de dose profunda, para os feixes de 6 MV e 10 MV. ....	45
Figura 27: Arquivo de entrada da simulação com o código PENELOPE, utilizado nas simulações de porcentagem de dose profunda. ....	47
Figura 28: Sinal de <i>background</i> do protótipo de Leitor OSL. ....	49
Figura 29: Sinal de <i>background</i> do protótipo de leitor OSL. ....	50
Figura 30: Sinais de <i>background</i> do leitor OSL. ....	51
Figura 31: Leituras de <i>background</i> referentes a diferentes intervalos de tempos, desde o instante inicial até 100 minutos após a primeira leitura. ....	51
Figura 32: Sinais de <i>background</i> de pastilhas $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C para diferentes condições de iluminação do leitor. ....	52
Figura 33: Sinais OSL de pastilhas de $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> dopadas com diferentes concentrações de carbono, irradiadas em uma fonte de Césio-137, com dose de 12 cGy. ....	53
Figura 34: Sinais OSL de pastilhas de Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> dopadas com diferentes concentrações de carbono, irradiadas por um feixe de 200 kV, com dose de 800 cGy. ....	54
Figura 35: Coeficientes mássicos de atenuação para diferentes concentrações de carbono na alumina em função da energia. ....	56
Figura 36: Coeficientes mássicos de atenuação da água e da $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C(1%) em função da energia dos fótons incidentes. ....	57

Figura 37: Razão entre o coeficiente mássico de atenuação do material da pastilha dosimétrica e o coeficiente de atenuação mássico do tecido mole simulados em função da concentração do dopante na pastilha dosimétrica para diferentes energias de fótons incidentes.....	59
Figura 38: Sinais OSL para um lote de 100 pastilhas $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$ irradiadas em um feixe de 6 MV, com uma dose de 1000 cGy. ....	60
Figura 39: Sinais médios entre 10 leituras OSL, para um lote de 100 pastilhas $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$ , em um feixe de 6 MV e dose de 1000 cGy. ....	61
Figura 40: Repetibilidade entre medidas de pastilhas $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$ irradiadas em um feixe de 200 kV para doses de 50 cGy a 800 cGy. ....	62
Figura 41: Repetibilidade entre medidas de pastilhas $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$ irradiadas em um feixe de 6MV para doses de 50 cGy a 800 cGy. ....	62
Figura 42: Médias e desvios padrão de medidas de pastilhas $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$ irradiadas em um feixe de 200 kVp para doses de 50 cGy a 800 cGy.....	64
Figura 43: Médias e desvios padrão de medidas de pastilhas $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$ irradiadas em um feixe de 6 MV para doses de 50 cGy a 800 cGy. ....	64
Figura 44: Sinais OSL de pastilhas dosimétricas de $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$ , para o intervalo de até uma hora, após a irradiação das mesmas em feixe de fótons de 50 kV <sub>p</sub> e dose de 800 cGy.....	65
Figura 45: Desvanecimento do sinal OSL para pastilhas dosimétricas de $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$ , em função do tempo, para um intervalo de uma hora, após a irradiação das mesmas em feixe de 50 kV <sub>p</sub> e dose de 800 cGy . ....	66
Figura 46: Sinais OSL de pastilhas dosimétricas de $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$ , para um intervalo de até sete dias, após a irradiação em feixe de fótons de 50 kV <sub>p</sub> e dose de 800 cGy.....	67
Figura 47: Desvanecimento do sinal OSL de pastilhas dosimétricas de $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$ para um intervalo de até sete dias após a irradiação, para feixe de fótons de 50 kV <sub>p</sub> e dose de 800 cGy.....	68
Figura 48: Sinais OSL de pastilhas dosimétricas de $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ , para um intervalo de até cinco dias após a irradiação em feixe de fótons de 50 kV <sub>p</sub> e dose de 800 cGy.....	69
Figura 49: Intensidade do sinal OSL em função da dose acumulada na pastilha de $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$ para irradiação em feixe de fótons de 6 MV. ....	70
Figura 50: Sinal OSL da pastilha irradiada e o sinal de <i>background</i> da mesma, para um feixe de 200 kV <sub>p</sub> e uma dose de 800 cGy. ....	72
Figura 51: Sinal OSL efetivo da pastilha dosimétrica para um feixe de 200 kV <sub>p</sub> e uma dose de 800 cGy. ....	72
Figura 52: Sinal OSL da pastilha irradiada e o sinal de background da mesma, para um feixe de Co-60 e uma dose de 800 cGy. ....	73

Figura 53: Sinal OSL efetivo da pastilha dosimétrica para um feixe de Co-60 e uma dose de 800 cGy. .....	74
Figura 54: Intensidade do sinal OSL para um feixe de cobaltoterapia, para um intervalo de dose de 50 cGy a 800 cGy.....	75
Figura 55: Intensidade de pico da curva OSL em função da dose absorvida para irradiação em feixe de Co-60.....	76
Figura 56: Área do sinal OSL em função da dose absorvida absorvida para irradiação em feixe de Co-60.....	76
Figura 57: Sinal de <i>background</i> de pastilhas $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> e $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C(1%) não irradiadas para medidas iniciais e em um intervalo de 15 dias. ....	77
Figura 58: Resposta OSL de dosímetros $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C (1%) em função da dose e da energia do feixe....	78
Figura 59: Sinais OSL de dosímetros $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C(1%) para o intervalo de dose de 50 cGy a 800 cGy, para um feixe de 50 kV <sub>p</sub> .....	79
Figura 60: Sinais OSL de dosímetros $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C(1%) para o intervalo de dose de 50 cGy a 800 cGy, para o feixe de 6 MV.....	80
Figura 61: Sinais OSL dosímetros de $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C (1%), em função da energia do feixe, para dose de 800 cGy. ....	83
Figura 62: Resposta OSL em função da dose de radiação, para detectores de $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :NTC e de $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C, irradiados em feixe de fótons de 50 kV <sub>p</sub> . ....	85
Figura 63: Dependência da resposta OSL do dosímetro $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C(1%) com a taxa de dose para um feixe de 50 kV <sub>p</sub> , para taxas de doses entre 50 cGy/min e 600 cGy.....	86
Figura 64: Dependência da resposta dosímetro OSL com a taxa de dose para um feixe de 15MV.....	87
Figura 65: Porcentagem de dose profunda simuladas, com e sem pastilha OSL posicionada na superfície, para o feixe de 6 MV. ....	88
Figura 66: Porcentagem de dose profunda simuladas, com e sem pastilha OSL posicionada na superfície, para o feixe de 10MV. ....	88
Figura 67: Variação percentual na porcentagem de dose profunda quando pastilhas OSL são posicionadas na superfície do objeto simulador, para os feixes de 6 MV e 10 MV.....	89
Figura 68: Mapas de doses normalizadas simuladas para os feixes de 6 MV (A e B) e 10 MV (C e D) com e sem pastilhas posicionadas na superfície do objeto simulador.....	90
Figura 69: Espectro relativo de fótons na superfície de entrada do objeto simulador para o feixe de 6 MV, com e sem a pastilha dosimétrica posicionada na superfície do objeto simulador. ....	91

Figura 70: Espectro relativo de fótons na superfície de entrada do objeto simulador para o feixe de 10 MV, com e sem a pastilha dosimétrica posicionada na superfície do objeto simulador. ....	91
Figura 71: Espectro relativo de elétrons para o feixe de 6 MV, com e sem a pastilha dosimétrica posicionada na superfície do objeto simulador. ....	92
Figura 72: Espectro relativo de elétrons para o feixe de 10 MV, com e sem a pastilha dosimétrica posicionada na superfície do objeto simulador. ....	93

## ÍNDICE

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>3</b>
<b>2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	<b>7</b>
2.1 Interação da Radiação Eletromagnética com a Matéria .....	7
2.1.2 Efeito Fotoelétrico.....	9
2.1.3 Efeito Compton .....	10
2.1.4 Produção de Pares .....	11
2.2 Dose absorvida .....	12
2.3 Método Monte Carlo .....	13
2.3.1 Pacote de simulação Monte Carlo PENELOPE.....	13
2.4 Luminescência Opticamente Estimulada .....	16
2.5 A Alumina tipo $\alpha$ ( $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ) .....	20
2.5.1 Propriedades do material Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C.....	21
2.5.2 Material dopante: nanotubos de carbono.....	22
2.6 Sistema de Leitura de Dosímetros OSL .....	23
<b>3. MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>28</b>
3.1 Manufatura dos dosímetros OSL.....	28
3.1.1 Sistema de leitura OSL.....	31
3.2 Resposta do Leitor OSL .....	32
3.2.1 Sinal de <i>Background</i> do Protótipo de Leitor .....	33
3.2.2 Influência da luz ambiente no sinal do leitor OSL.....	33
3.3 $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C- Estudo da resposta em função da concentrações do dopante .....	33
3.1.1 Procedimentos Experimentais .....	33
3.2.2 Modelagem Teórica: SMC PENELOPE .....	34
3.3 Resposta $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C(1%).....	34
3.3.1 Homogeneidade de dosímetros $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C.....	35
3.3.2 Repetibilidade de dosímetros $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C(1%).....	35

3.3.3 Desvanecimento do sinal OSL .....	36
3.3.4 Variação na resposta de dosímetros $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C(1%) em função da Dose Acumulada.....	37
3.3.5 Sinal OSL: análise e verificação da intensidade do sinal .....	38
3.3.6 Sensibilidade do Dosímetros $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C (1%) .....	38
3.3.7 Dependência com a Taxa de Dose para Dosímetros $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C.....	42
3.4 Avaliação do material dosimétrico $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> pelo MMC - PENELOPE .....	42
3.4.1 Material simulado.....	43
3.4.2 Feixes de radiação simulados .....	43
3.4.3 Geometria de simulação .....	45
3.4.4 Parâmetros de entrada utilizados na Simulação .....	45
<b>4. RESULTADOS E DISCUSSÕES .....</b>	<b>49</b>
4.1 Resposta do Leitor OSL .....	49
4.1.1 Sinal de Background do protótipo de leitor.....	49
4.1.2 Influência da luz ambiente na leitura OSL .....	52
4.2 $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C- Estudo da resposta em função da concentrações do dopante .....	53
4.2.1 Procedimentos Experimentais .....	53
4.2.2 Modelagem Teórica: SMC PENELOPE .....	56
4.3 Resposta $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C(1%).....	59
4.3.1 Homogeneidade de grupo de dosímetros $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C(1%).....	59
4.3.2 Repetibilidade de resposta de Dosímetros $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C(1%).....	61
4.3.3 Desvanecimento do Sinal OSL .....	65
4.3.4 Variação na resposta de dosímetros $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C(1%) em função da Dose Acumulada.....	70
4.3.5 Sinal OSL: análise e verificação da intensidade do sinal .....	71
4.3.6 Sensibilidade do Dosímetros $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C (1%) .....	78
4.3.7 Dependência de resposta OSL com a Taxa de Dose para Dosímetros $\alpha$ -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C (1%) .....	85
4.4. Simulação Monte Carlo de Porcentagens de Dose Profunda utilizando o código PENELOPE	87

<b>5. CONCLUSÕES.....</b>	<b>95</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>96</b>

## RESUMO

SCHUCH, F. F. *Estudo e desenvolvimento de Dosímetros Opticamente Estimulados para aplicações em Radioterapia*. 2011. 114. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2011.

Dosímetros Luminescentes Opticamente Estimulados (OSL) vêm sendo testados como alternativa dosimétrica no controle da qualidade e verificação de tratamentos por possuir características adequadas para esse fim, como elevada sensibilidade à radiação ionizante, alta resolução espacial e facilidade de leitura. Neste trabalho, o óxido de alumínio, dopado com diferentes concentrações de carbono ( $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ), foi estudado como material dosimétrico OSL. Nanotubos de carbono de paredes simples também foi avaliado como dopante, associados ao mesmo material,  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{NTC}$ , em alguns testes preliminares de resposta em função da dose em feixes de fótons de 50 kVp. O presente trabalho apresenta o processo de fabricação do dosímetro OSL, além de testes dosimétricos envolvendo metodologia experimental e por simulação Monte Carlo com o código PENELOPE para avaliação da resposta dosimétrica do  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  em função da concentração do carbono dopante. Neste trabalho foi investigada a resposta do dosímetro OSL para doses entre 50 cGy e 1000 cGy, em um amplo intervalo de energia de feixes de fótons. Foi analisada também, a interferência do uso do dosímetro OSL de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  nas doses superficial e profunda em tratamentos radioterápicos. O dosímetro  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}(1\%)$  apresentou diferença percentual máxima de 12% na homogeneidade de resposta em um grupo de 100 dosímetros e linearidade de resposta entre as doses de 50 cGy e 800 cGy para feixes de fótons de alta energia de 1,25 MV, 6 MV e 15 MV. Já para feixes de fótons de baixas energias, de 50 kV<sub>p</sub>, 120 kV<sub>p</sub> e 200 kV<sub>p</sub>, o dosímetro apresentou diferença significativa entre as respostas, evidenciando dependência com a energia. Além disso, foi investigada a estabilidade do sinal OSL em função do tempo e estipulado um tempo mínimo de armazenamento do dosímetro, entre a exposição e a leitura. O dosímetro  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{NTC}$  apresentou um aumento de sensibilidade de até 30% em relação ao dosímetro  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}(1\%)$ . Os resultados encontrados neste trabalho sugerem o uso do material dosimétrico OSL estudado como ferramenta em controle da qualidade em procedimentos clínicos de rotina na Radioterapia.

**Palavras-chave:** Dosimetria OSL,  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ , Radioterapia, Simulação Monte Carlo, PENELOPE

**ABSTRACT**

SCHUCH, F. F. *Study and development of Optically Stimulated Luminescent dosimeters for Radiotherapy applications*. 2011. 114. Thesis (Master) – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2011.

Optically Stimulated Luminescent dosimeters (OSL) have been tested as a dosimetric alternative in quality control and treatment verification since they have suitable characteristics for this purpose, such as high sensitivity to ionizing radiation, high spatial resolution and readability. In this work the aluminum oxide, doped with different concentrations of carbon ( $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ), was studied as OSL dosimetric material. Single-walled carbon nanotubes were also evaluated as a dopant associated with the same material,  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{NTC}$ , and preliminary tests of response to dose in photon beams of 50 kVp were performed. This work presents the fabrication process of the OSL dosimeter, and dosimetric tests involving experimental methodology and Monte Carlo simulation with PENELOPE code to evaluate the response of the dosimetric  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  as a function of the concentration of carbon dopant. In this study we investigated the response of the OSL dosimeter for doses ranging from 50 cGy to 1000 cGy in a wide range of energy of photon beams. The interference of the OSL dosimeter  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  in superficial and deep doses in Radiotherapy treatments was also analyzed. The dosimeter  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  (1%) had a maximum percentage difference of 12% in the homogeneity of a group of 100 dosimeters and presented linearity of response in a dose range of 50 cGy and 800 cGy for photon beams of high energy of 1.25 MV, 6 MV and 15 MV. As for photon beams of low energies of 50 kV<sub>p</sub>, 120 kV<sub>p</sub> and 200 kV<sub>p</sub>, the dosimeter showed a significant difference between responses, indicating dependence on energy. In addition, we investigated the stability of the OSL signal as a function of time and set a minimum time of storage of the dosimeter, between exposure and reading. The dosimeter  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{NTC}$  showed an increased sensitivity of up to 30% over the dosimeter  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  (1%). The findings on this study suggest the use of the material studied as OSL dosimeter as a tool in quality control in routine clinical procedures in Radiotherapy.

**Keywords:** OSL dosimetry,  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ , Radiotherapy, Monte Carlo simulation, PENELOPE.

## 1 INTRODUÇÃO

A ciência e a tecnologia na luta contra o câncer vêm aprimorando o uso da radiação ionizante com fins terapêuticos. Neste contexto, a Radioterapia surge como uma técnica que envolve o uso de protocolos clínicos bem definidos para a entrega de altas doses de radiação ao tecido tumoral. Entretanto, nessa técnica de tratamento, surge também a preocupação com os riscos provenientes das interações dos fótons de alta energia com tecidos saudáveis, levando a quebra nas cadeias do DNA dos mesmos e podendo levar à formação de tumores (KHAN, 2003).

Protocolos de controle da qualidade recomendam uma dose administrada ao volume-alvo do tratamento com precisão da ordem de 5% para a erradicação do tumor (ICRU REPORT 62, 1999). Para controlar os valores de dose administrados é necessária a verificação da exatidão dos mesmos por meio de métodos protocolados de controle da qualidade (MARIN, 2010, ESSERS e MIJNHEER, 1999) e utilizando-se dosímetros com características adequadas, como por exemplo, alta sensibilidade e resolução espacial. Dentre os dosímetros mais utilizados em controle da qualidade em Radioterapia estão as câmaras de ionização e os filmes radiográficos (HUQ e ANDREO, 2004; HSU, KULASEKERE e ROBERSON, 2010).

Em controle da qualidade em Radioterapia, os protocolos mais utilizados são aqueles de organizações como a *American Association of Physics in Medicine* (AAPM), a *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) e a *International Atomic Energy Agency* (IAEA). No Brasil, para o estabelecimento de taxas de dose de referência em unidades de terapia, o protocolo da IAEA, TRS 398, estabelecendo medidas de dose absorvida por calibração em água, deve ser adotado de forma a proporcionar um padrão de dose com a maior acurácia e precisão possíveis (BERDAKY e CALDAS, 2001). Para a verificação das doses que o paciente efetivamente recebe em tratamentos radioterápicos, são utilizadas técnicas de dosimetria *in vivo* (FARHAT, BESBES, *et al.*, 2011), que permite avaliar as doses sendo entregues utilizando-se de dosímetros específicos para este uso como, por exemplo, dosímetros termoluminescentes (LEAL, VIEGAS, *et al.*, 2010) e dosímetros

transistores de óxido metálico semicondutor de efeito de campo (MOSFETs) (QI, DENG, *et al.*, 2011).

Os dosímetros termoluminescentes (TL) estão dentre os mais utilizados para verificação de doses em Radioterapia, embora seu uso implique em leitura posterior à irradiação e a necessidade de processamento térmico dos dosímetros antes e depois do uso (CHRUSCINSKA, 2010). Atualmente, o uso de dosímetros Luminescentes Opticamente Estimulados (OSL, do inglês *Optically Stimulated Luminescence*) vem sendo testado como alternativa dosimétrica em controle da qualidade e em medidas *in vivo* em Radioterapia (SAWAKUCHI, YUKIHARA, *et al.*, 2008; MAGNE, CARLAN, *et al.*, 2011).

A dosimetria por luminescência opticamente estimulada teve início nos anos 80 como técnica de verificação de doses em materiais naturais coletados por arqueólogos (SAINI e MUJTABA, 2010). No processo de leitura, o dosímetro OSL é, normalmente, estimulado por uma fonte de luz constante de LED ou laser, de comprimentos de onda adequados (AKSELROD, 2011) de forma que a informação dosimétrica armazenada no material será liberada sob a forma de emissão de luminescência pelo material durante o processo de estimulação óptica (BØTTER-JENSEN, MCKEEVER e WINTLE, 2003). A intensidade da luz emitida durante o processo de leitura dos materiais OSL é proporcional à dose de radiação absorvida pelo material e este pode, desta forma, ser utilizado como dosímetro através de calibração adequada.

Características de alta sensibilidade e resolução espacial associadas aos dosímetro OSL (OLKO, 2010) fazem com que estes sejam adequados para uso em verificação de dose e em dosimetria *in vivo* em Radioterapia, inclusive em regiões de altos gradientes de dose ou de baixas doses, como aquelas presentes em técnicas de intensidade modulada. Da mesma forma, a elevada sensibilidade do dosímetro OSL permite a manufatura de dosímetros de pequenas dimensões, tornando possível a medição de dose absorvida em campos pequenos de tratamento com alta resolução espacial, como por exemplo, em procedimentos de Radiocirurgia (GASPARIAN, RUAN, *et al.*, 2010).

A utilização de dosímetros OSL para realização de medidas em tempo real vem crescendo como potencial técnica alternativa para a dosimetria termoluminescente (TLD) por permitir sua utilização sem a necessidade de tratamento térmico dos detectores, além de proporcionar sensibilidade aumentada de 40 a 60 vezes, baixo custo e possibilidade de

releitura, o que permite uma análise estatística acurada da resposta OSL em relação à dose determinada (CHRUSCINSKA, 2010; BØTTER-JENSEN, THOMSEN e JAIN, 2010).

Materiais utilizados para dosimetria TL são também estudados em dosimetria OSL, da mesma forma que o sistema de leitura OSL envolve instrumentação eletrônica similar ao sistema TL. Alguns materiais estudados em dosimetria OSL foram populares em dosimetria TL e apresentam perda de sensibilidade quando aquecidos a taxas de temperatura elevadas, como no caso da dosimetria TL (MCKEEVER e MOSCOVITCH, 2003). No entanto, a estimulação óptica à temperatura ambiente aumenta consideravelmente a sensibilidade do dosímetro utilizado como dosímetro OSL. Além disso, os curtos intervalos de leitura, bem como a facilidade de manipulação do sistema de leitura OSL, enfatizam as vantagens da técnica OSL (SAWAKUCHI, YUKIHARA, *et al.*, 2008).

Estudos com o óxido de alumínio em dosimetria TL tiveram início em 1954 por Daniels e, mais tarde por Aitken, em 1967 (LIN e CAMERON, 1968). Atualmente esse material é estudado associado ao dopante carbono grafite ( $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ) para a aplicação na dosimetria OSL, devido a alta sensibilidade como dosímetro. A vantagem desse material está na combinação das profundidades das armadilhas de energia térmica e óptica, que armazenam a informação dosimétrica por um longo tempo, sem desvanecimento significativo do sinal, um correto distanciamento entre as bandas de emissão e de estimulação óptica, além de uma elevada seção de choque de fotoionização das armadilhas (BØTTER-JENSEN, MCKEEVER *et al.*, 2003).

Cristais  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  são geralmente cultivados utilizando-se a técnica *Stepanov*, de formação de centros de luminescência, onde o material é exposto a altas temperaturas numa atmosfera rica em carbono em uma ambiente com atmosfera reduzida, para cristalização (AKSELROD, BOTTER-JENSEN e MCKEEVER, 2007). Assim, são criadas vacâncias de oxigênio, chamadas de centros-F. Quando estas vacâncias são ocupadas por dois elétrons, resulta em um centro-F neutro e quando ocupada por apenas um elétron, origina um centro- $\text{F}^+$ , que armazena carga positiva (AKSELROD, 2011).

Simulação computacional pode ser utilizada para o estudo de diferentes materiais dosimétricos, bem como a implementação desses materiais na prática da Radioterapia. A utilização do Método Monte Carlo (MMC) com o código PENELOPE em Radioterapia vem crescendo devido à exatidão do modelo implementado para o transporte de partículas

(SALVAT, FERNÁNDEZ-VAREA e SEMPAU, 2005), podendo proporcionar um meio de estudo de materiais e técnicas dosimétricas sem os custos de procedimentos experimentais.

Desta forma, este trabalho apresenta resultados experimentais e por simulação Monte Carlo do uso de óxido de alumínio, como material OSL, para uso em dosimetria de feixes de radiação tipicamente utilizados em Radioterapia. Para tanto, foram realizados estudos das características de resposta dosimétrica do material puro ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) e dopado com diferentes concentrações de carbono grafite ( $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ), além de um estudo preliminar da resposta dosimétrica do material dopado com carbono nanoestruturado em tubos com monocamadas (alumina dopada com nanotubos de carbono,  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{NTC}$ ). Simulações computacionais, através do código Monte Carlo PENELOPE, foram utilizadas para estudos das características de interação e dosimétricas dos materiais utilizados experimentalmente, a fim de proporcionar, por um lado, o entendimento das características de resposta do material, e, por outro lado, fornecer dados complementares aqueles obtidos nos procedimentos experimentais.

Desta maneira, o capítulo 2 desta dissertação apresenta os fundamentos teóricos envolvendo o estudo da interação da radiação com a matéria, das características gerais de dosímetros, do código Monte Carlo PENELOPE, do fenômeno da Luminescência Ópticamente Estimulada, das propriedades do material dosimétrico em estudo e de sistemas de leitura OSL.

O capítulo 3 apresenta os materiais e métodos utilizados neste trabalho, explicitando os procedimentos experimentais realizados, bem como as simulações computacionais pelo código PENELOPE. São descritos os aspectos experimentais para a obtenção das amostras  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ , os testes para a verificação da estabilidade do sistema de leitura OSL utilizado, os testes para avaliação da intensidade do sinal OSL da pastilha dosimétrica e os testes dosimétricos realizados com a utilização do dosímetro OSL.

O capítulo 4 apresenta os resultados obtidos para os testes descritos acima, bem como as discussões acerca dos mesmos.

O capítulo 5 apresenta conclusões sobre o uso da pastilha dosimétrica desenvolvida para a verificação da entrega de dose tratamentos radioterápicos, bem como sobre a adequação dos materiais e métodos utilizados neste trabalho.

O capítulo 6 apresenta as referências bibliográficas utilizadas nesta dissertação.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1 Interação da Radiação Eletromagnética com a Matéria

As radiações eletromagnéticas possuem peculiaridades de trajetória que permitem que estas passem por grandes espessuras de material antes de sofrer sua primeira interação. Diferentemente das partículas carregadas, fótons realizam um pequeno número de interações para perder sua energia inicial, podendo atravessar um meio sem perder energia (KHAN, 2003), não possuindo um alcance definido e tendo seu comprimento de caminho no material definido através de sua probabilidade de interação com o meio.

Para um feixe de fótons de raios- X ou gama que incidem perpendicularmente em um material de espessura  $x$ , considerando um caso ideal, sem a componente espalhada, cada fóton é absorvido pela interação. Assim, se  $N$  fótons incidem em uma espessura infinitesimal  $dx$  (em metros), a quantidade de fótons  $dN$  absorvida, é expressa pela equação 1:

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

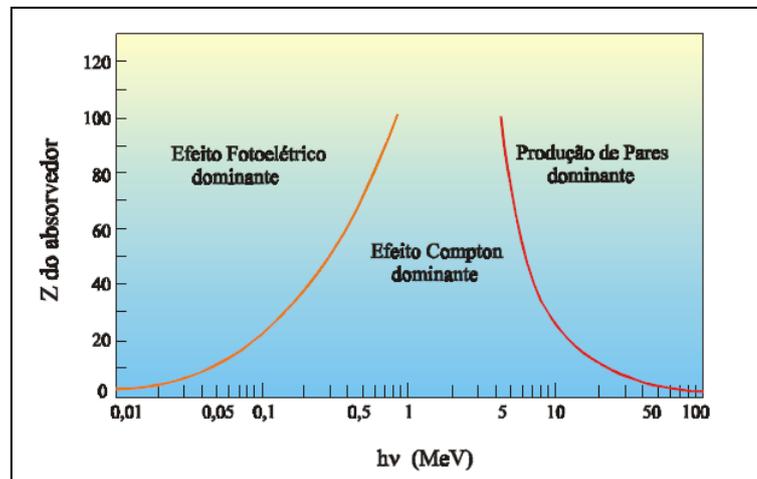
onde,  $\mu$  é o coeficiente de atenuação linear do feixe no material e representa a probabilidade do feixe sofrer atenuação pelo material, dado em  $m^{-1}$ .

Resolvendo a equação diferencial acima, obtém-se a lei da atenuação exponencial, expressa pela equação 2:

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

No intervalo de energias de feixes de fótons utilizados em Radioterapia, os eventos de interação de fótons são compreendidos por absorção fotoelétrica, espalhamento Compton ou formação de pares, sendo  $\mu$  o coeficiente de atenuação total do feixe para um dado material. A probabilidade de um feixe de fótons interagirem por um ou outro efeito depende da energia do feixe incidente, do número atômico do material atenuador e da densidade do meio (JOHNS e

CUNNINGHAM, 1983; ATTIX, 1986). A Figura 1 apresenta as regiões de predominância de cada um desses efeitos em função da energia do fóton e do número atômico do material.



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

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

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

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

### 2.1.2 Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico, predominantemente importante em energias relativamente baixas, da ordem de até algumas dezenas de keV, ocorre quando a energia do fóton incidente é transferida em sua totalidade ao átomo do material, resultando na ejeção de um elétron atômico com energia cinética  $E_c$  bem definida, dada pela equação 4:

$$E_c = h\nu - E_L \quad (4)$$

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

O efeito fotoelétrico ocorre quando a energia do fóton incidente ( $h\nu$ ) for maior que a energia de ligação ( $E_L$ ) do elétron e sua probabilidade de ocorrência aumenta rapidamente com o número atômico do material atenuador ( $\propto Z^4$ ) e decresce rapidamente com o aumento da energia ( $\propto h\nu^3$ ), possuindo picos de probabilidade de ocorrência em energias próximas às energias dos orbitais eletrônicos do material atenuador (TAUHATA, SALATI e DI PRONZIO, 2003).

A Figura 2 apresenta o coeficiente de atenuação total pelo efeito fotoelétrico,  $\tau$ , para a água.

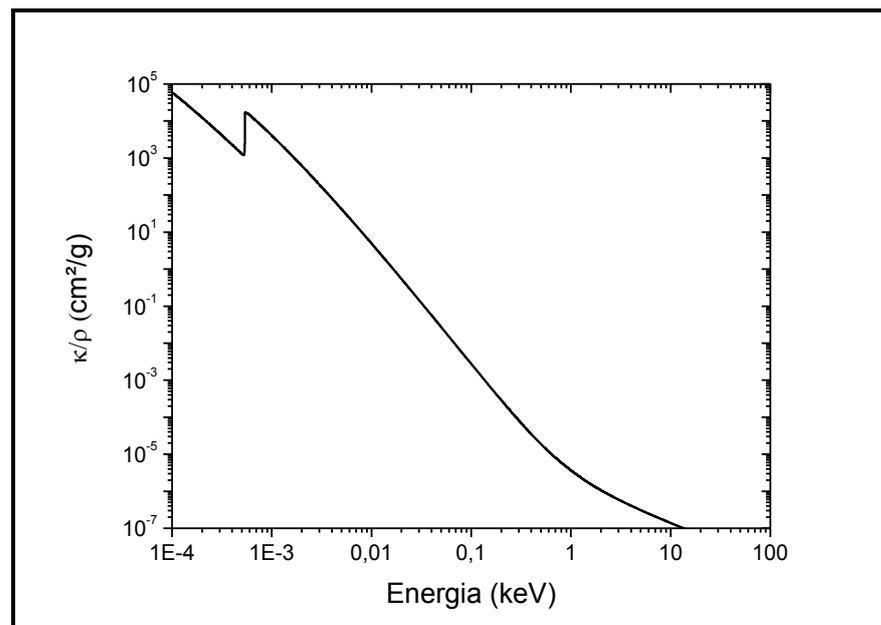


Figura 2: – Coeficiente mássico de atenuação de um feixe de fótons pelo efeito fotoelétrico na água,  $\kappa/\rho$ .

### 2.1.3 Efeito Compton

O efeito Compton ocorre quando um fóton incidente é espalhado por um elétron orbital, que recebe parte da energia do fóton como energia cinética e é ejetado do átomo, e continuando seu percurso dentro do material em uma direção diferente da inicial. O efeito Compton é, assim, um espalhamento inelástico do fóton, pois este é espalhado com menor energia que a incidente. Esse efeito de interação predomina para fótons de energia intermediária, na faixa algumas dezenas de keV até, aproximadamente, 1MeV. A probabilidade de ocorrência do espalhamento Compton é maior com elétrons de orbitais mais externos, e, portanto, com menor energia de ligação, e varia linearmente com o número atômico do material (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2003).

A Figura 3 apresenta o coeficiente mássico de atenuação pelo efeito Compton,  $\sigma$ , para a água.

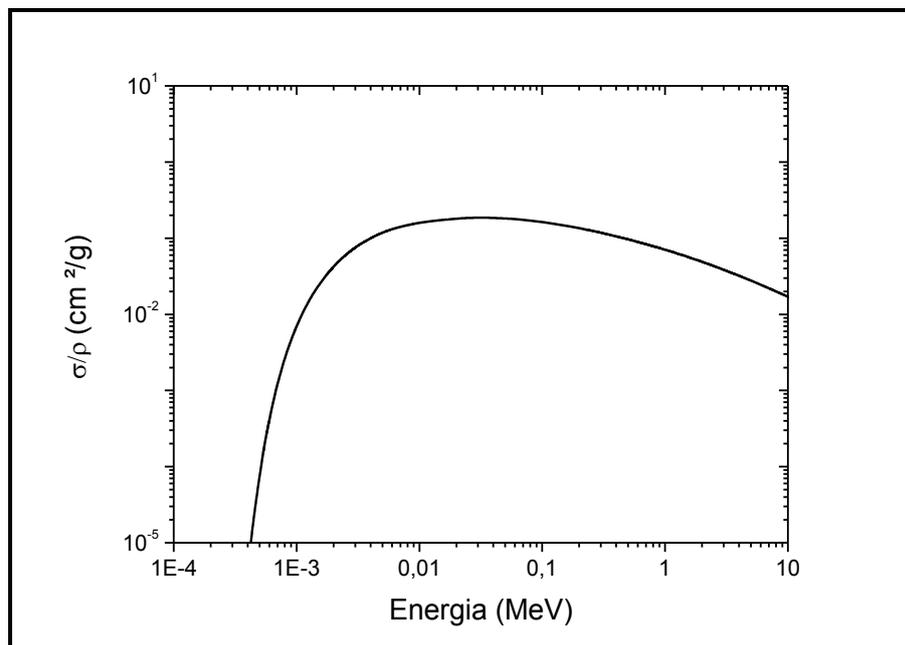


Figura 3: Coeficiente mássico de atenuação de um feixe de fótons pelo efeito Compton na água,  $\sigma/\rho$ .

### 2.1.4 Produção de Pares

A produção de pares ocorre em uma faixa de altas energias, quando fótons de energia superior a 1,022 MeV interagem com o campo nuclear de materiais de elevado número atômico. Nesse efeito, parte da energia do fóton é convertida na formação de um par elétron-pósitron e a energia excedente do fóton incidente, que desaparece no efeito, é dada como energia cinética das duas partículas de acordo com a equação 5:

$$\gamma = e^+ + e^- + E_c \quad (5)$$

onde,  $e^-$  e  $e^+$  são as energias associadas ao elétron e ao pósitron, respectivamente, e  $E_c$  é a soma das energias cinéticas das partículas produzidas.

A probabilidade de ocorrência da produção de pares aumenta com o número atômico do material ( $\propto Z$ ) e com a energia do fóton incidente (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2003).

A Figura 4 apresenta o coeficiente mássico de atenuação para a produção de pares,  $\kappa$ , para a água.

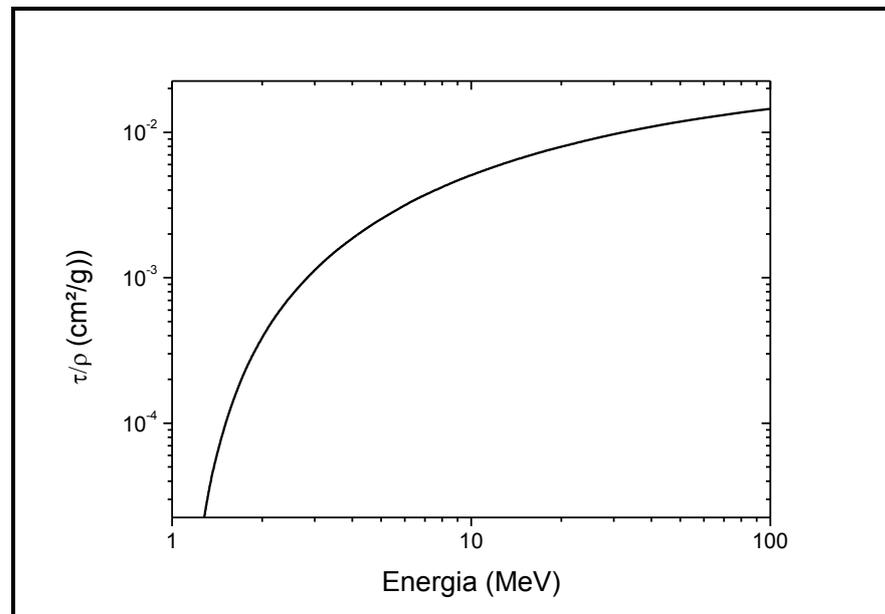


Figura 4: Coeficiente mássico de atenuação de um feixe de fótons pela produção de pares na água,  $\tau/\rho$ .

## 2.2 Dose absorvida

A dose absorvida é dada pela energia depositada, pela radiação diretamente ionizante em um volume de material, por unidade de massa do meio, conforme equação 6:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (6)$$

onde,  $dE$  é a dose cedida por todas as partículas carregadas em um elemento de volume, com massa  $dm$ , de um meio. A dose absorvida é dada em unidades de J/kg, no sistema internacional de unidades, que recebe o nome especial gray (Gy).

A probabilidade de ocorrência de efeitos biológicos a partir da interação de radiação ionizante com materiais biológicos é, geralmente, estabelecida em função da dose absorvida nesses materiais (HALL e GIACCIA, 2006). Deste modo, a determinação da dose absorvida provinda da interação da radiação ionizante com o meio é de suma importância e os materiais e metodologias utilizados para tanto são estabelecidos em dosimetria das radiações.

Os dispositivos e materiais utilizados para quantificação de doses absorvidas, denominados dosímetros, devem possuir características adequadas para a determinação acurada da dose de radiação, como pequeno volume, alta sensibilidade, baixa dependência energética (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983). Um dosímetro de caráter absoluto refere-se à medida direta da dose em seu volume sensível, sem a necessidade de calibração em um feixe de radiação conhecido. A determinação de doses obtida por comparação a um padrão é denominada dosimetria relativa, a qual exige medidas de referência para intercomparação (ATTIX, 1986).

Dentre as características de dosímetros estão, a exatidão, a repetibilidade, a sensibilidade e a estabilidade das medidas. A exatidão nas medidas relaciona a proximidade do valor esperado com o valor que está sendo medido, o verdadeiro. A repetibilidade das medidas relaciona a proximidade do resultado de sucessivas medidas e a sensibilidade das medidas está relacionada com a variação das leituras com a dose recebida. Além destas características, a dependência dos dosímetros com a energia expressa a sensibilidade do mesmo para cada feixe de radiação.

## **2.3 Método Monte Carlo**

O método Monte Carlo (MMC) é utilizado para a resolução numérica de problemas físicos e matemáticos de difícil solução analítica, como os que envolvem inúmeras variáveis independentes. Problemas envolvendo variáveis estocásticas podem ser estudados pelo MMC com a solução de funções densidade de probabilidade utilizando métodos de amostragem, através do uso de um gerador de números aleatórios de alta qualidade, e resultando em uma resposta com grande precisão (SALVAT, FERNÁNDEZ-VAREA e SEMPAAU, 2005).

O método possibilita, desta forma, o estudo do transporte da radiação na matéria, com este sendo descrito por uma seqüência probabilística de interações e onde a exatidão dos resultados obtidos depende da modelagem física dos fenômenos de interação. Para cada partícula sendo transportada em um meio material, um evento de interação é simulado a partir da sua probabilidade de ocorrência, com posterior atualização de sua direção e energia resultantes, além da simulação de eventuais partículas secundárias geradas no processo de interação (SALVAT, FERNÁNDEZ-VAREA e SEMPAAU, 2005).

Uma característica importante da utilização do MMC está na natureza aleatória dos inúmeros eventos que devem ser simulados para a obtenção da precisão estatística desejada para os resultados obtidos. Desta forma, uma das desvantagens do MMC é o tempo computacional requerido para a simulação de fenômenos de baixa probabilidade de ocorrência (BLINDER e HEERMANN, 1988).

Diversos pacotes de simulação Monte Carlo específicos para o transporte de radiação ionizante na matéria foram desenvolvidos recentemente (VILLAGRAS, FRANCIS e INCERTI, 2011) (BOUCHARD, SEUNTJENS e KAWRAKOW, 2011) e o código PENELOPE está dentre os mais utilizados para aplicações em Física Médica (STERPIN, CHEN, *et al.*, 2011).

### **2.3.1 Pacote de simulação Monte Carlo PENELOPE**

O pacote de simulação Monte Carlo PENELOPE (PENetration and Energy LOSS of Positron and Electrons) realiza a simulação do transporte de fótons, elétrons e pósitrons em materiais e geometrias diversas. No pacote PENELOPE encontram-se diversas sub-rotinas,

escritas em linguagem FORTRAN, distribuídas em diferentes arquivos, aplicativos e uma base de dados com características de materiais de interesse em Física Radiológica (ICRU, 1989).

O pacote PENELOPE (versão 2008) realiza SMC do transporte de partículas em materiais arbitrários para o intervalo de energia de 50eV até 1 GeV. O transporte de fótons é simulado de forma detalhada, de modo que o caminho de interações do fóton é seguido interação por interação até que este perca a totalidade de sua energia. Já o modelo de transporte de elétrons e pósitrons é simulado através de um algoritmo misto (classe II), incluindo uma simulação detalhada para eventos fortes de espalhamento e perda de energia e uma simulação que pode ser detalhada ou condensada para eventos fracos, visto que essas partículas sofrem inúmeras interações antes de perder toda a sua energia para o meio. A interação da radiação com a matéria é um fenômeno probabilístico que pode ser simulado pelo MMC para o estudo de transporte e atenuação da radiação em meios materiais.

### 2.3.1.1 Arquivos FORTRAN

O PENELOPE distribui suas sub-rotinas nos quatro arquivos FORTRAN: PENELOPE.f, que refere-se ao transporte de partículas; PENGEON.f, que refere-se à geometria da simulação; PENVARED.f, que refere-se as sub-rotinas que executam os métodos de redução variacional e TIMER.f, que refere-se as sub-rotinas de controle do tempo de simulação. O código possui, ainda, uma biblioteca de grandezas de interação da radiação com a matéria, como secções de choque e coeficientes de atenuação para diversos elementos e materiais, em função da energia e do tipo da radiação (SALVAT, FERNÁNDEZ-VAREA e SEMPAU, 2005). O programa MATERIAL.f, que faz parte do pacote PENELOPE, gera arquivos de dados de interação dos materiais simulado em função da energia e tipo de partícula para utilização em simulações específicas.

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

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

Dentre os parâmetros de controle da exatidão da simulação são definidos: o valor da energia mínima que uma partícula, carregada ou não, deve possuir antes de ser localmente absorvida  $E_{ABS}$ ; o parâmetro  $C_1$ , que refere-se à deflexão angular média produzida por múltiplo espalhamento de partículas carregadas; o parâmetro  $C_2$ , que refere-se à perda fracional máxima de energia permitida entre eventos de colisões de uma partícula carregada; o parâmetro  $W_{CC}$ , que refere-se a energia máxima perdida por partículas carregadas em colisões fortes e o parâmetro  $W_{CR}$ , referente a energia máxima perdida por partículas carregadas em perdas radioativas (SALVAT, FERNÁNDEZ-VAREA e SEMPAU, 2005).

O arquivo de geometria refere-se à construção de regiões no espaço delimitadas por cada corpo simulado. Nesse arquivo, um número de corpos homogêneos é definido pela sua composição e as suas superfícies limitantes. Por motivos práticos, todas as superfícies limitantes são definidas como superfícies quadráticas (SALVAT, FERNÁNDEZ-VAREA e SEMPAU, 2005) e são dadas pela equação 7:

$$F(x, y, z) = A_{xx}x^2 + A_{yy}y^2 + A_{zz}z^2 + A_{xy}xy + A_{xz}xz + A_{yz}yz + A_x x + A_y y + A_z z + A_0 = 0. \quad (7)$$

Sendo a sua forma reduzida dada pela equação 8:

$$F(x, y, z) = I_1x^2 + I_2y^2 + I_3z^2 + I_4z + I_5 = 0. \quad (8)$$

As superfícies que limitam os corpos da geometria da simulação podem incluir planos, pares de planos, esferas, cilindros, cones, elipsóides, parabolóides, hiperbolóides, etc. É definido um índice de material para cada corpo no arquivo de geometria, que corresponde ao material que preenche a região delimitada pelo corpo.

Para estabelecer um arquivo *material.mat* é criado o aplicativo *material.exe*, gerado a partir dos arquivos MATERIAL.f e do PENELOPE.f.

O arquivo de saída da simulação é definido como um arquivo de dados, *penmain.dat*, que contém informações sobre a dose depositada em cada corpo da geometria, o espectro de partículas cruzando uma interface, o número de eventos de interação de um determinado tipo que foram simulados, a transmissão e absorção fracional de radiação pela geometria, entre outros.

O pacote PENELOPE dispõe, ainda, de um aplicativo de visualização das geometrias criadas com os diferentes materiais, o GEOVIEW.exe. Este aplicativo permite a representação da geometria nos eixos x, y e z. A Figura 5 apresenta um exemplo de visualização de uma geometria, com os diferentes materiais representados por cores aleatórias, onde o objeto da cor laranja representa o objeto simulador, o objeto da cor roxa representa um volume de detecção e o objeto da cor azul representa a pastilha dosimétrica.

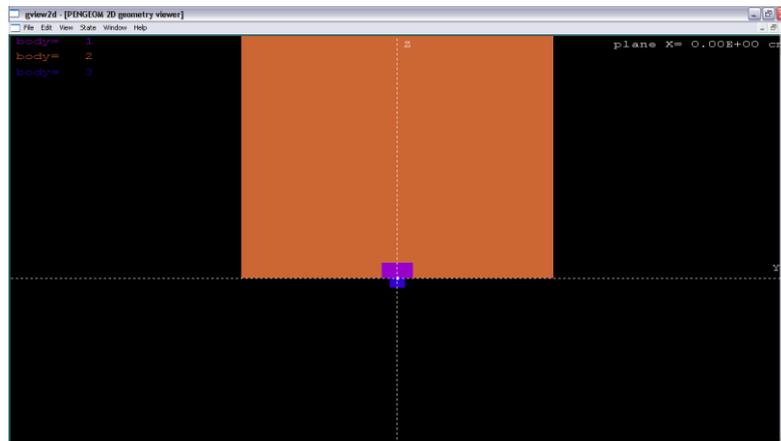


Figura 5: Exemplo de visualização de uma geometria no plano ZY.

### 2.4 Luminescência Ópticamente Estimulada

O fenômeno da luminescência opticamente estimulada (OSL) é baseado na emissão de luz por um material previamente irradiado, quando este é excitado por uma fonte luminosa. De maneira geral, a OSL segue os mesmos conceitos do fenômeno da termoluminescência (TL), porém a estimulação térmica é substituída pela estimulação luminosa para que o material libere a informação de dose absorvida. Em OSL, a estimulação atua produzindo

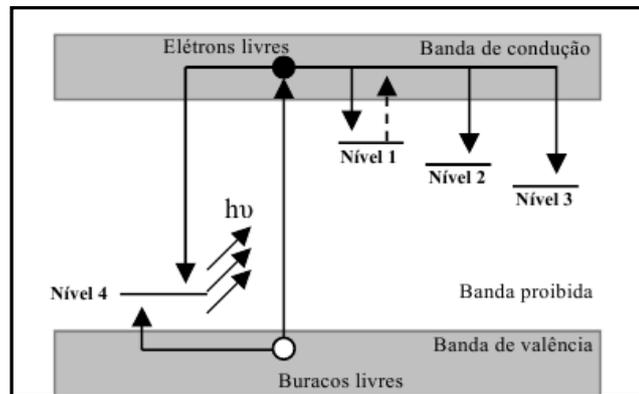
transições ópticas que ocorrem na amostra no momento em que esta é iluminada por um feixe de luz (BØTTER-JENSEN, MCKEEVER e WINTLE, 2003).

Materiais OSL são, exceto raras exceções, cristais iônicos com níveis de energia, no modelo de bandas, bem delimitados em sua estrutura (BØTTER-JENSEN, THOMSEN e JAIN, 2010). O modelo é composto por três bandas de energia: a banda de valência, ocupada por elétrons; a banda de condução, *a priori* vazia e a banda proibida, que separa as anteriores (MARIN, 2008).

Na banda proibida encontram-se as chamadas armadilhas, referentes a estados metaestáveis de energia, as quais têm a função de capturar e reter cargas quando o material é irradiado (JAIN, THOMSEN, *et al.*, 2004). Uma vez que o material OSL é irradiado, os elétrons que ocupam a banda de valência são excitados e transferidos à banda de condução, deixando espaços vazios na banda de valência, os chamados buracos. Tanto elétrons na banda de condução e buracos na banda de valência movimentam-se livremente e, então, recombinam-se ou são capturados pelas armadilhas na banda proibida. O número de elétrons armadilhados é proporcional à dose de radiação ionizante absorvida pelo material.

Para leitura, o material OSL é exposto a uma fonte luminosa que o estimula convertendo a informação referente à dose depositada pela radiação em um sinal luminoso equivalente. Nesse processo, as cargas armadilhadas voltam à banda de condução através da absorção da energia da fonte de excitação e à banda de valência através da emissão de energia luminosa.

A Figura 6 representa os estados de transições descritos acima e são mostradas as transições eletrônicas que ocorrem durante o processo de irradiação do material, onde o par elétron-buraco é formado.



**Figura 6: Níveis de transições eletrônicas encontrados durante o processo de irradiação do material OSL (MARIN, 2008).**

Definem-se quatro tipos de armadilhas segundo sua energia: as superficiais, representada pelo Nível 1; as dosimétricas, representada pelo Nível 2; as profundas, representadas pelo Nível 3 e as armadilhas para buracos, representadas pelo Nível 4. As armadilhas dosimétricas possuem a informação da intensidade do sinal OSL (YUKIHARA e MCKEEVER, 2008). As armadilhas superficiais para elétrons são as de Nível 1, perto banda de condução, e para buracos as de Nível 4, perto da banda de valência.

Quando o material é irradiado os buracos são armadilhados no Nível 4 e os elétrons da banda de condução irão perder energia e voltar para a banda de valência ou serão armadilhados pelas armadilhas superficiais, profundas, dosimétricas ou sofrerão recombinação imediata com um centro  $F^+$  (SOUZA, 2009). A recombinação imediata ocorre quando um elétron da banda de condução passa para o estado excitado no centro  $F^+$ . Esta combinação com dois elétrons gera um centro F neutro, o elétron retornará para seu estado fundamental e emitirá um fóton de luz. A recombinação imediata é chamada de radioluminescência, que ocorre no momento da irradiação. Como observado na Figura 5, no nível 4, mesmo após a irradiação, haverá movimento de cargas, que pode perdurar de minutos até dias, devido a radioluminescência remanescente. No entanto, este tempo é finito, e o equilíbrio se estabelecerá com cargas armadilhadas pelo nível 1 e pelo nível 2. Já a recombinação direta ocorre quando o elétron migra da armadilha dosimétrica para o centro  $F^+$ , deixando o estado excitado para o estado fundamental, emitindo um fóton (SOUZA, 2009).

As armadilhas profundas encontram-se preenchidas por elétrons e buracos e são responsáveis pelas diferenças na sensibilidade do dosímetro OSL. A dependência da

sensibilidade com o histórico de irradiação do dosímetro OSL (YUKIHARA, WHITLEY, *et al.*, 2004 e YUKIHARA e MCKEEVER, 2008) acontece quando elétrons-buracos, que saem das armadilhas dosimétricas, são capturados pelas armadilhas superficiais, provocando uma diminuição do sinal estimulado (BØTTER-JENSEN, MCKEEVER, *et al.*, 2003). Um método que permite esvaziar as armadilhas profundas, permitindo possível diminuição desta dependência é o tratamento térmico do material dosimétrico antes da irradiação.

A Figura 7 representa os mesmos níveis com as estruturas eletrônicas formadas a partir da saída dos elétrons armadilhados após a leitura do material estimulado pela fonte luminosa.

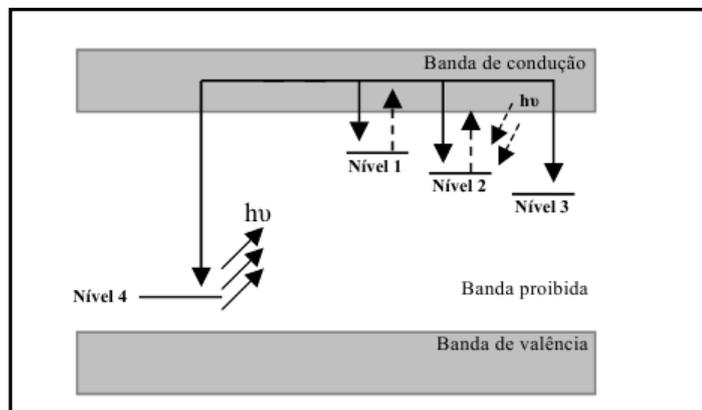


Figura 7: Níveis de transições eletrônicas encontrados durante a fase de leitura do material OSL (MARIN, 2008).

No processo de estimulação óptica, a probabilidade do movimento de cargas  $P$ , é função do produto do fluxo de fótons por unidade de área e tempo,  $\theta$ , e da seção de choque de fotoionização das armadilhas,  $\sigma$ , conforme a equação a seguir,

$$P = \sigma\theta \quad (9)$$

Esta expressão descreve o mecanismo da interação entre o fóton com energia  $h\nu$  e o defeito do material (YUKIHARA e MCKEEVER, 2008).

## 2.5 A Alumina tipo $\alpha$ ( $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>)

O uso do óxido de alumínio (alumina) como material dosimétrico iniciou-se nos anos 50 (RIEKE e F., 1957). O material  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> foi testado primeiramente com dopantes como silício, magnésio, ítrio e cromo para a dosimetria termoluminescente (TL). No entanto, somente mais tarde apresentou vantagem de utilização em dosimetria, quando utilizados na dosimetria luminescente opticamente estimulada (POKORNY e IBARRA, 1994).

Quartzo e o feldspato foram os primeiros materiais OSL testados, utilizando-se um laser de argônio. Mais tarde, o desenvolvimento de sistemas mais baratos, utilizando a luz filtrada, e, em seguida, diodos emissores de luz (LEDs), expandiram a aplicação do material (JAIN, THOMSEN, *et al.*, 2004).

Já no final dos anos 80 a alumina começou a ser testada com o dopante carbono, aumentando a sensibilidade dos dosímetros TL (OSVAY e BIRÓ, 1980) e mais tarde como material OSL, apresentando um aumento significativo na sensibilidade (AKSELROD, BØTTER-JENSEN e MCKEEVER, 2007).

O  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C surgiu como um material inovador e promissor para a dosimetria OSL, pois apresenta características como a linearidade de resposta com a dose de radiação absorvida, a baixa perda do sinal com relação ao tempo e a alta sensibilidade em condições normais de temperatura.

A estrutura hexagonal de cristais de alumina na forma compacta está representada na Figura 8. Alguns métodos de dopagem com carbono são utilizados, tais como a técnica do gradiente de temperatura (YANG, LI, *et al.*, 2008; YANG, LI, *et al.*, 2008) e a chamada técnica *Stepanov* (AKSELROD *et al.*, 2007). Esta última é a mais utilizada por ser um método simples e de baixo custo, na qual os cristais de alumina são submetidos a altas temperaturas numa atmosfera rica em carbono, ou na presença de um gás inerte a baixa pressão para a cristalização do material.

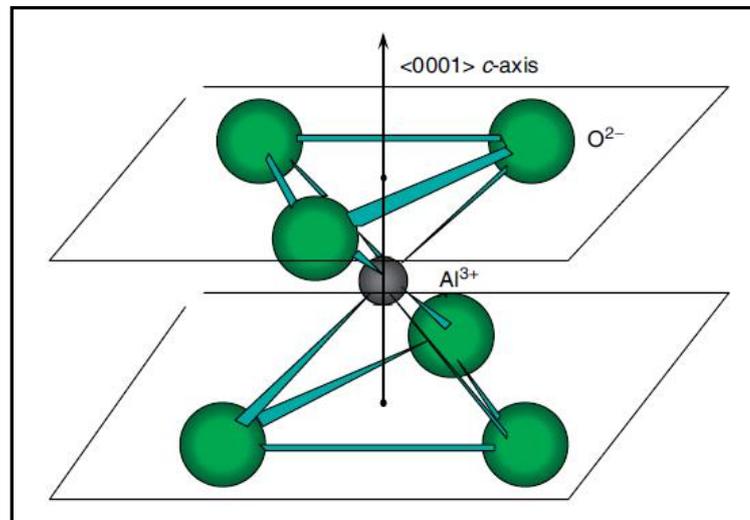


Figura 8: Estrutura cristalina do  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (AKSELROD, BOTTER-JENSEN e MCKEEVER, 2007).

A técnica *Stepanov* permite a criação de vacâncias estáveis de oxigênio, chamadas de centros-F. Quando essas vacâncias são ocupadas por dois elétrons, um centro-F neutro é formado e quando apenas um elétron ocupa a vacância, um centro- $\text{F}^+$  é formado (AKSELROD, 2011). Centros-F são identificados pela forte absorção na banda de 205 nm, já as transições de energia nos centros- $\text{F}^+$  são relacionados com as sobreposições nas bandas de 230 nm e 255 nm. Vacâncias de oxigênio na forma de centros- $\text{F}^+$  são geradas durante a irradiação do material  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ , aumentando a sensibilidade. Essas vacâncias geradas se devem a liberação de íons de carbono bivalentes, que substituem os íons trivalentes de  $\text{Al}^{3+}$  (BØTTER-JENSEN, MCKEEVER e WINTLE, 2003).

### 2.5.1 Propriedades do material $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$

As características deste dosímetro destacam-se por sua alta eficiência e agilidade de resposta, o que o torna interessante para o uso em dosimetria *in-vivo* (MARIN, 2010). Além disso, o material  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  destaca-se pela linearidade de resposta com a dose, boa separação entre as bandas de emissão e estimulação, elevada seção de choque de fotoionização das armadilhas, curto intervalo de tempo entre o processo de irradiação e leitura e possibilidade de releituras sem perda de informação dosimétrica (YUKIHARA, GASPARIAN, *et al.*, 2010). Outra característica a ser considerada é a relação entre a eficiência de luminescência e a temperatura de leitura do dosímetro. Sabe-se que há uma redução na eficiência da

luminescência, que aumenta com o aumento da temperatura, fenômeno comprovado por dois importantes materiais OSL, o quartzo e o  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ . A utilização do  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  como material de TL para dosimetria pessoal e ambiental tem sido prejudicado devido a dependência da taxa de aquecimento e a sensibilidade TL (BØTTER-JENSEN, MCKEEVER e WINTLE, 2003). Ao contrário da dosimetria TL, o uso do  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  em OSL não é prejudicado já que a leitura não depende da estimulação térmica.

A equivalência em tecido relaciona a utilização de materiais com propriedades físicas de interação com a matéria próximas ao do tecido humano, de número atômico efetivo  $Z_{\text{eff}}=7,6$ . Materiais tecido equivalente são de grande interesse para a dosimetria, com fins de controle de entrega de dose. No entanto, o  $\text{Al}_2\text{O}_3$  possui um número atômico efetivo  $Z_{\text{eff}}=10,2$  (CAMPOS, 1998) e é altamente sensível a luz. Estas características podem causar respostas OSL maiores que as reais para baixas energias de radiação (MOBIT, AGYINGI e SANDISON, 2006).

### **2.5.2 Material dopante: nanotubos de carbono**

Explorando propriedades eletrônicas, magnéticas e físico-químicas de nanotubos de carbono é possível aumentar os defeitos em cristais, resultando em um maior número de armadilhas de elétrons OSL (BAHARI e MOHAMADI, 2010; RANCE, MARSH, *et al.*, 2010 e OKAYAMA e TOKYO, 2005). A nanoestrutura confere ao nanotubo de carbono um estado organizado de alta penetração molecular (BAHARI e MOHAMADI, 2010; RANCE, MARSH, *et al.*, 2010; OKAYAMA e TOKYO, 2005 e NYGÅRD, BOCKRATH, *et al.*, 1999), garantindo ao cristal dopado uma distribuição organizada de armadilhas eletrônicas. Dessa forma, a sensibilidade dosimétrica do cristal pode ser aumentada como consequência da retenção de um maior número de elétrons por interação da ionizante da radiação. Neste trabalho foram realizados testes preliminares explorando tais propriedades dos nanotubos de carbono como dopante associado à alumina do tipo  $\alpha$ .

## 2.6 Sistema de Leitura de Dosímetros OSL

Sistemas de leitura disponíveis comercialmente, com produção inicial em meados da década de 90, são liderados pelo laboratório dinamarquês *Risø National Laboratory* e pela empresa norte-americana *Landauer Inc* (BØTTER-JENSEN, MCKEEVER e WINTLE, 2003).

Um leitor de dosímetros OSL é composto por uma fonte emissora de luz, para o estímulo do dosímetro, e de um tubo fotomultiplicador para detecção da luminescência emitida. São utilizados filtros para selecionar o intervalo de comprimentos de onda adequados para a excitação do dosímetro e para a leitura no tubo fotomultiplicador. Vários tipos de fontes de luz têm sido utilizados na última década, como: IR-LEDs, os diodos emissores de radiação infravermelha (TANI, YAMANAKA, *et al.*, 2000); os LEDs verde (GALLOWAY, 1994); os LEDs azuis (DENBY, BØTTER-JENSEN, *et al.*, 2006); as lâmpadas incandescentes associadas a filtros (BØTTER-JENSEN e MURRAY, 1999) e os lasers verdes (DULLER e BØTTER-JENSEN, 2003). A Figura 9 mostra uma representação esquemática de um leitor OSL.

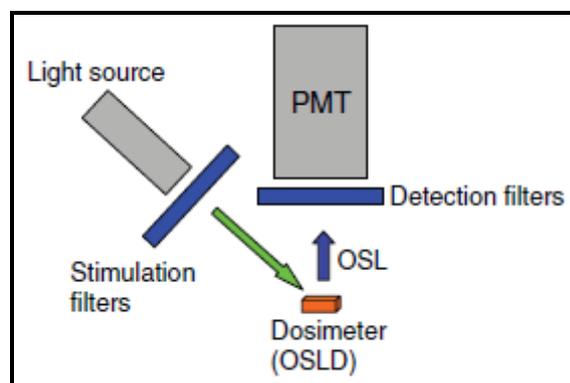
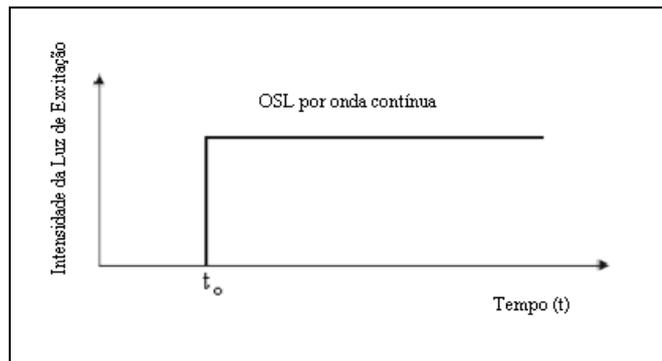


Figura 9: Esquema de um leitor OSL (YUKIHARA e MCKEEVER, 2008).

De maneira geral, existem três formas de estimular opticamente o material luminescente: por onda contínua; pulsada e por modulação linear.

A luminescência estimulada por onda contínua, chamada *CW-OSL*, é o método mais simples, onde a amostra é estimulada com uma intensidade de luz constante, enquanto o sinal OSL está sendo medido. A Figura 10 mostra uma representação esquemática da estimulação da OSL pelo método contínuo.



**Figura 10: Esquema da OSL estimulada pela forma de onda contínua.**

Neste modo de estímulo da OSL, filtros são necessários para discriminar a luz de estímulo e a emissão de luz pelo detector, impedindo que a luz espalhada alcance o detector OSL. O sinal luminescente tende a diminuir com o tempo, conforme as armadilhas OSL vão se esgotando (THOMSEN, BØTTER-JENSEN, *et al.*, 2008). O dosímetro é monitorado a partir do instante em que a fonte de luz é ligada até o momento em que o sinal atinge um nível de fundo constante.

Outro método de estímulo da OSL é a modulação linear, chamada de *LM-OSL* (BULUR, 1996), em que a intensidade da luz de estímulo aumenta linearmente com o tempo. Diferentemente da estimulação contínua, a *LM-OSL* tem a característica de cortar o estímulo luminoso enquanto o sinal é capturado para a leitura. Inicialmente a taxa de liberação de elétrons presos é pequena, devido ao baixo poder de estimulação, mas aumenta com a estimulação até um valor máximo, em que a leitura é iniciada. A partir daí, o sinal diminui de maneira não linear como consequência da diminuição de cargas aprisionadas (DENBY, BØTTER-JENSEN, *et al.*, 2006). A Figura 11 representa esse tipo de excitação.

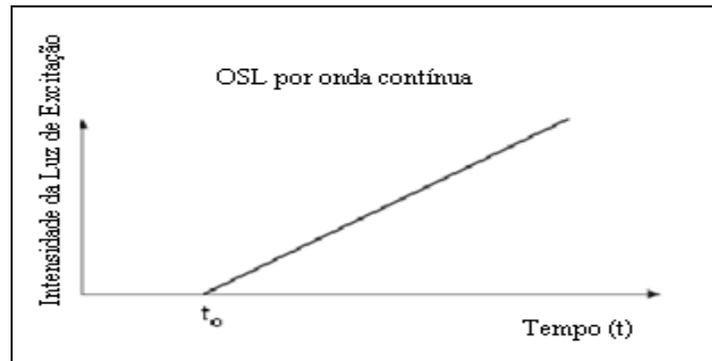


Figura 11: Esquema da OSL estimulada pela modulação linear.

A luminescência opticamente estimulada pelo método pulsado, *POSL*, é utilizada para avaliar a intensidade luminosa de dosímetros expostos a baixas doses, e foi introduzida por Mckeever e Akselrod nos anos 90 (AKSELROD e MCKEEVER, 1999). O material sofre um bombardeamento por pulsos luminosos discretos de um laser, enquanto é realizada a verificação da intensidade do sinal através da integração de vários pulsos luminosos, conforme representado na Figura 12.

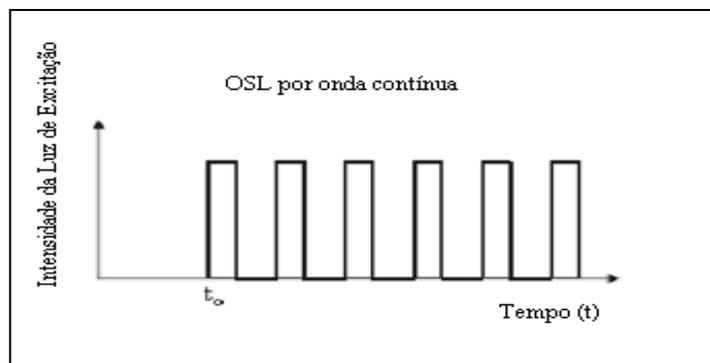


Figura 12: Esquema da OSL estimulada pela forma de onda contínua.

Em *POSL* existe a necessidade do uso de filtros ópticos, a fim de discriminar a luz de emissão e de estímulo, conforme esta diminui. Essa discriminação no modo *POSL* é realizada através do tempo ao invés da resolução de comprimento de onda como é realizado pelo método *CW-OSL* e *LM-OSL* (DENBY, BOTTER-JENSEN, *et al.*, 2006).

Dentre esses modos de estimulação, o mais utilizado é o *CW-OSL*. A Figura 13 apresenta o sinal OSL obtido com estimulação no modo contínuo, onde verifica-se o sinal com comportamento característico de queda após um pico inicial.

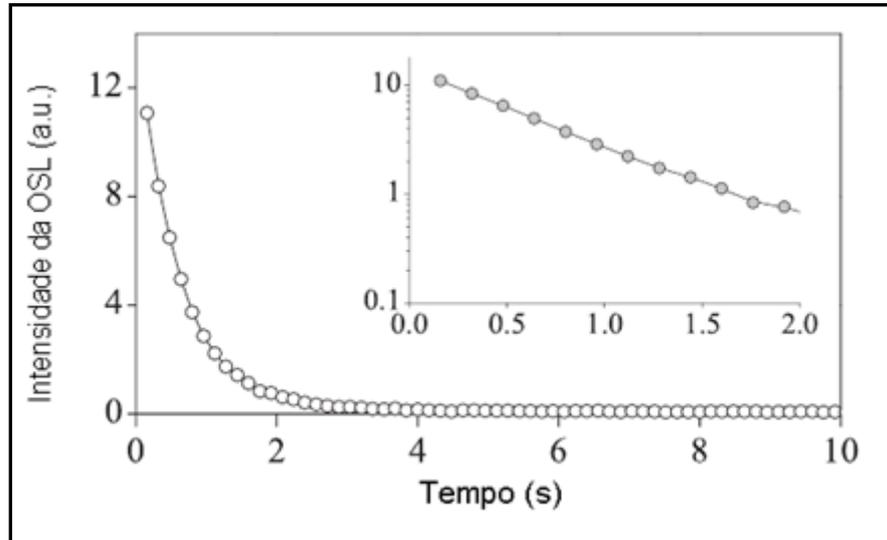


Figura 13: Sinal OSL obtido com estimulação no modo contínuo, exemplo de amostra estimulada com o uso de um LED azul (DENBY, BØTTER-JENSEN, *et al.*, 2006).

As curvas de decaimento do sinal podem ser descritas pela função exponencial da equação 9:

$$I_{OSL} = I_1 \exp\left(-\frac{t}{\tau_1}\right) + I_2 \exp\left(-\frac{t}{\tau_2}\right) \quad (9)$$

onde,  $I_{OSL}$  é a intensidade do sinal OSL,  $I_1$  e  $I_2$  são as intensidades iniciais do decaimento exponencial referentes às componentes mais rápida e mais lenta da curva *CW-OSL*, e  $\tau_1$   $\tau_2$  são as respectivas constantes de decaimento (YANG, LI, *et al.*, 2008).

Quando a amostra é irradiada com intensidade de luz constante, no modo *CW-OSL*, o sinal de luminescência decai com o tempo devido à formação de centros de recombinação, como descrito acima nas exemplificações das transições ópticas.

A Figura 14 apresenta a representação esquemática da formação de um centro de recombinação e emissão de um fóton. Um elétron é capturado pela armadilha T e é opticamente excitado para a banda de condução. O elétron é liberado e recombina-se em P, emitindo um fóton. Cada transição para um centro de recombinação P é assumido como resultado da recombinação radiativa.

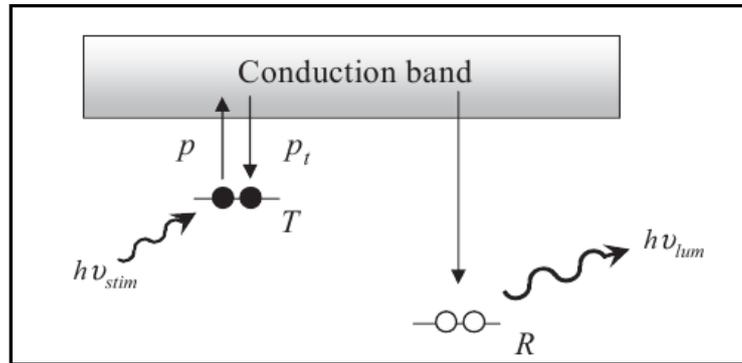


Figura 14: Representação esquemática da formação de um centro de recombinação e emissão de um fóton. Na figura, *Conduction band*=banda de condução (TSUKAMOTO, MURRAY, *et al.*, 2010).

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são apresentados os materiais e métodos utilizados para a realização desse trabalho. A manufatura do material dosimétrico foi realizada em laboratório do Departamento de Física da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto - USP. Os testes dosimétricos foram realizados junto ao Centro de Instrumentação, Dosimetria e Radioproteção (CIDRA), do Departamento de Física, localizado também nessa instituição, e ao Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP (HCRP).

#### 3.1 Manufatura dos dosímetros OSL

O material utilizado para a produção das pastilhas OSL foi o óxido de alumínio (alumina), do tipo  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$  (forma estável), e o carbono grafite foi utilizado como material dopante.

Foram utilizadas 120 mg da  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$  para a fabricação das pastilhas dosimétricas, sendo esta a menor quantidade, em massa, necessária para a resistência mecânica da mesma. Para as pastilhas com dopante, o carbono grafite em pó foi adicionado à alumina, em diferentes porcentagens em massa, com base no método *Stepanov* de dopagem oxigênio (AKSELROD, BOTTER-JENSEN e MCKEEVER, 2007). Foram testadas as seguintes quantidades de carbono grafite em massa de alumina: 0,2%; 0,5%; 1% e 5%, em concordância com literatura (YANG, LI, *et al.*, 2008).

Antes da prensagem, a mistura de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$  com o carbono grafite em pó foi tratada a uma temperatura de 1100°, em um Forno Mufla, da marca EDG, modelo EDGCON – 10P, com atmosfera controlada de gás Argônio. A taxa de aquecimento utilizada foi de 5°C/minutos e as amostras de material foram tratadas durante uma hora e trinta minutos, conforme procedimentos encontrados na literatura (KULKARNI, MISHRA, *et al.*, 2005).

Após o processo de cristalização, o material dosimétrico foi adicionado a um polímero, para garantir resistência mecânica. Foi utilizado o polímero *Polivinilacetato* (PVA), na proporção de 15%, em massa, em relação à massa de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ .

Dois gramas de PVA em pó foram dissolvidos em 50 ml de água e, em seguida, aquecidos a uma temperatura média em torno de 180°C durante, aproximadamente, trinta minutos. Com o PVA ainda na forma líquida, este foi adicionado à  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  e a mistura foi, então, armazenada por algumas horas até retornar a sua estrutura em pó, para a modelagem das pastilhas dosimétricas.

A modelagem das pastilhas dosimétricas foi realizada através do uso de uma prensa hidráulica, com capacidade para 10 toneladas. O molde usado para a fabricação da pastilha é composto por uma pequena matriz, de 2,5 cm de diâmetro, com uma abertura circular central, de 0,1 cm, para inserção do material dosimétrico e de outras duas matrizes, de diâmetros de 7,5 cm e 10 cm, posicionadas abaixo da matriz de menor diâmetro, usadas para a sustentação do impacto para a prensagem do material da pastilha contra o molde, além de um pino, usado para encaixe entre a prensa e a circunferência da menor matriz, e de um extrator, para liberação da pastilha, quando compactada. Todos esses acessórios são de aço. A Figura 15 mostra os componentes do molde e a Figura 16 mostra o esquema de posicionamento das matrizes para a manufatura das pastilhas dosimétricas, que, na forma final, possuem 0,5 cm de diâmetro e 0,3 cm de altura.



**Figura 15: Moldes para produção das pastilhas dosimétricas.**



Figura 16: Posicionamento das matrizes em uma prensa no processo de manufatura da pastilha dosimétrica.

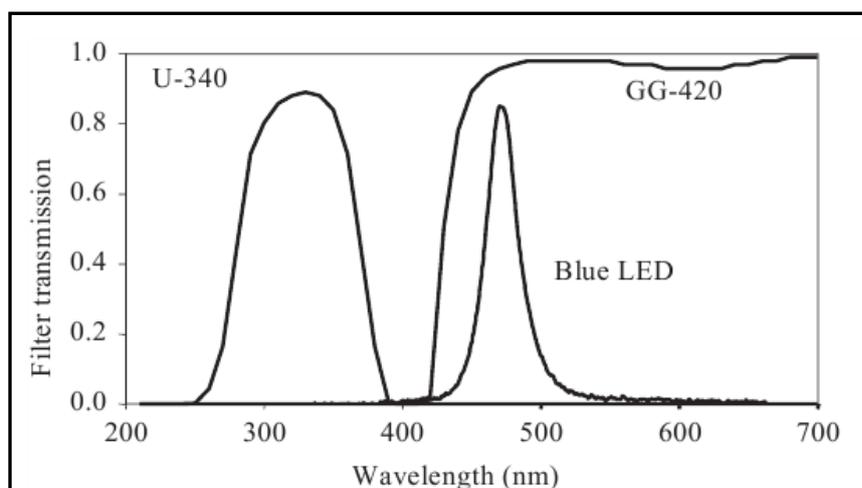
As pastilhas produzidas permaneceram armazenadas em estojos opacos para evitar o contato com a luz, conforme mostrado na Figura 17. No entanto, durante a irradiação das pastilhas, para os testes dosimétricos, as amostras foram expostas a luz, e depois retornaram ao estojo. Durante o processo de leitura, as amostras foram também expostas à luz ambiente.



Figura 17: Pastilhas OSL armazenadas em estojos opacos para a proteção da luz ambiente.

### 3.1.1 Sistema de leitura OSL

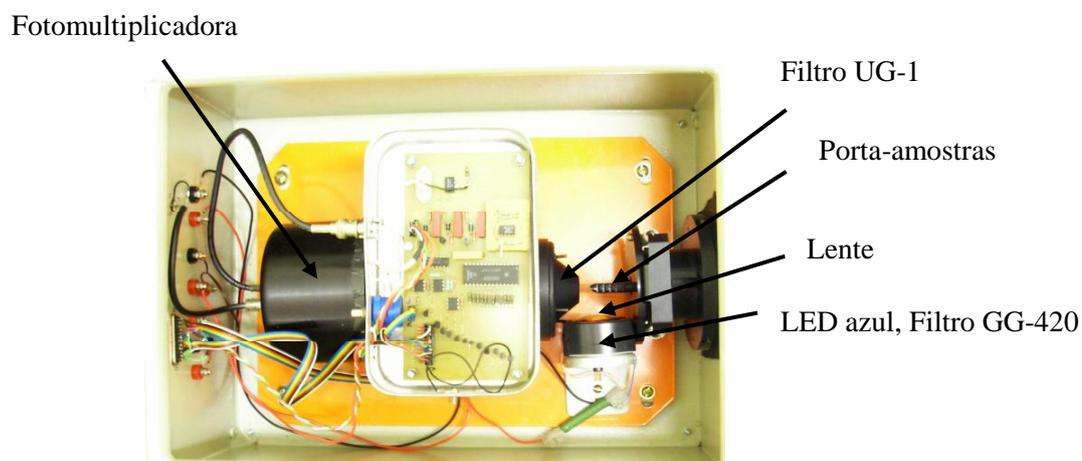
O protótipo de leitor OSL, desenvolvido no CIDRA, é composto por uma fonte de excitação, com um diodo emissor de luz (LED) azul, da marca Philips, modelo LUXEON V, de comprimento de onda em 470 nm, que emite um fluxo luminoso típico de 48 lumens; uma lente convergente para focalizar a luz na amostra; um filtro da marca Melles Griot, modelo GG-420, posicionado junto ao LED, a fim de filtrar o comprimento de onda por volta dos 500 nm emitido pelas pastilhas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ ; uma fotomultiplicadora, da marca EMI, modelo 60975, para detecção do sinal OSL; filtros, da marca Melles Griot, modelo UG-1, para selecionar o comprimento de onda da luz emitida pelas pastilhas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ , com pico em 335 nm e uma gaveta específica para o posicionamento da pastilha dosimétrica. A Figura 18 apresenta o espectro de emissão dos LEDs azuis e as curvas de transmissão dos filtros GG-420 e U-340 utilizados no leitor OSL (FIASQUI, PAULA e PELÁ, 2007).



**Figura 18:** Espectro de emissão do LED azul e curvas de transmissão para os filtros GG-420 e U-340, utilizado no leitor OSL. Na Figura, *Filter transmission*=transmissão do filtro; *wavelength*=comprimento de onda e *Blue LED*=LED azul (DENBY, BØTTER-JENSEN, *et al.*, 2006).

O sistema controla a escala de corrente gerada através do sinal OSL na fotomultiplicadora automaticamente, por um interruptor elétrico (*reed-switch*) através da porta paralela de um computador utilizado para registro do sinal. Um amplificador operacional converte o sinal da fotomultiplicadora em tensão e, depois, em frequência, por um Transdutor T-F (DBL 494; *Burr-Brown*), onde a largura do pulso, gerada pelo modulador,

determina a potência de saída do circuito com tensão constante. Por meio de um amplificador operacional, modelo LMC6001, o sinal de corrente proveniente da fotomultiplicadora é convertido em tensão. A digitalização dos dados é feita através da entrada auxiliar da placa de som do computador (FIASQUI, PAULA e PELÁ, 2007). A Figura 19 apresenta o sistema de leitura descrito. No processo de leitura, a amostra é estimulada com a intensidade de luz constante, através do método de estimulação por onda contínua (*CW-OSL*, do inglês *continuous-wave*), enquanto o sinal OSL está sendo coletado.



**Figura 19: Protótipo o Leitor OSL (FIASQUI, PAULA e PELÁ, 2007).**

O software de controle foi desenvolvido em linguagem computacional C++, utilizando-se o compilador C++Builder, e permite alterações no número total de pontos de aquisição, proporcional ao tempo de aquisição do sinal, e a opção de manter, ou não, o LED ligado para leitura. A leitura é obtida em unidades arbitrárias e abrange valores com ordem de grandeza entre  $10^{-11}$  u.a. (para sinais de *background*) e  $10^{-9}$  u.a. (para leituras em altas doses), sendo o tempo de aquisição do sinal OSL de aproximadamente 15 segundos para a aquisição de 15.000 pontos, como utilizado neste trabalho.

### ***3.2 Resposta do Leitor OSL***

Nesta seção serão descritos os testes realizados para a verificação da resposta de *background* do Leitor OSL em função do tempo e da iluminação ambiente.

### 3.2.1 Sinal de *Background* do Protótipo de Leitor

Para a quantificação do sinal de *background* do leitor, caracterizado pelo sinal obtido sem a presença de pastilha dosimétrica na gaveta de leitura. Foi realizada uma série de 100 medições consecutivas, com início logo após o leitor ser ligado, possibilitando analisar o comportamento do sinal de *background* ao longo do tempo. A análise permitiu verificar o tempo mínimo necessário para a estabilização do sinal de *background* do leitor, para que as medições OSL das pastilhas dosimétricas possam ser iniciadas.

### 3.2.2 Influência da luz ambiente no sinal do leitor OSL

De forma a avaliar a influência da vedação à luz do sistema de leitura das pastilhas OSL, sinais de *background* de um grupo de doze dosímetros  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ , dopados com 1% de carbono ( $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$ ) foram obtidos com a tampa superior do leitor OSL aberta e fechado e com a presença ou ausência de fonte luminosa ambiente. Foi realizada média entre três sinais em cada configuração de leitura.

### 3.3 $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ - Estudo da resposta em função da concentrações do dopante

A variação na resposta dosimétrica de pastilhas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ , pura e dopada e com diferentes concentrações de carbono, foi estudada através de procedimentos experimentais e por simulação Monte Carlo utilizando o código PENELOPE. Esse estudo teve o objetivo de selecionar a concentração de carbono dopante que proporciona as melhores características dosimétricas para o material da pastilha OSL a ser utilizado em verificação de doses em Radioterapia.

#### 3.1.1 Procedimentos Experimentais

Pastilhas com 120 mg de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ , com concentrações de 0,2%, 0,5%, 1% e 5%, em massa, de carbono grafite Yang (2008) foram produzidas de acordo com o processo descrito anteriormente.

As pastilhas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$  e  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  foram irradiadas em uma fonte de Césio-137 e em um aparelho de ortovoltagem, marca *Siemens*, modelo *Stabilipan II*, utilizando-se o feixe de fótons de 200 kV<sub>p</sub>. Para a fonte de Césio-137, do CIDRA, foi utilizado um grupo de 15 pastilhas, irradiadas com uma dose de 12 cGy e, em uma taxa de dose de 0,19 cGy/h. Para o feixe de 200 kV<sub>p</sub>, do HCRP, as amostras foram posicionadas sobre um objeto simulador de 30x30x10 cm<sup>3</sup> de acrílico e foram irradiadas em um campo de 10x10 cm<sup>2</sup>, com uma dose de 800 cGy e taxa de dose de 58,39 cGy/min.

Aproximadamente após 20 horas da irradiação, foram realizadas as leituras das amostras para a análise do comportamento do sinal OSL em relação à quantidade de dopante inserido nas pastilhas. Desta maneira, foi escolhido o material dosimétrico que proporcionou maior intensidade de sinal OSL para a realização dos demais testes das pastilhas dosimétricas.

### 3.2.2 Modelagem Teórica: SMC PENELOPE

Para a escolha da quantidade de dopante no material dosimétrico, fez-se o uso, ainda, do código de simulação Monte Carlo (SMC) PENELOPE. Foram simulados os coeficientes mássicos de atenuação linear de cada um dos materiais utilizados experimentalmente a fim de se comparar a resposta dosimétrica do material e a sua atenuação para as diferentes energias utilizadas. O coeficiente mássico de atenuação da água também foi simulado para verificar-se a equivalência em tecido do material das pastilhas dosimétricas. Estas simulações são realizadas através de sub-programa específico do código PENELOPE, *tables.f*, que gera as tabelas de dados de interações de materiais de interesse em um intervalo de energias de 50 eV a 1 GeV. Da mesma forma, as razões entre os coeficientes mássicos de atenuação linear das pastilhas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  e o coeficiente de atenuação linear do tecido mole, em função das diferentes concentrações do dopante, foram, também, analisadas para a verificação da equivalência em tecido do material dosimétrico.

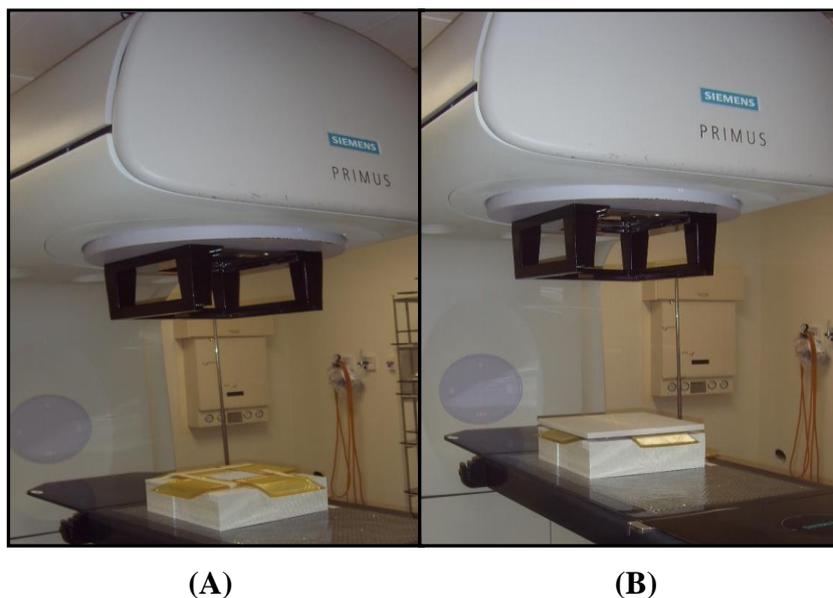
### 3.3 Resposta $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ (1%)

Os testes apresentados a seguir foram realizados nas dependências do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto e no Departamento de Física desta Instituição.

### 3.3.1 Homogeneidade de dosímetros $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$

Um lote de cem dosímetros OSL foi utilizado para a realização deste teste. Os dosímetros foram irradiados em um acelerador linear clínico, do HCRP, *Siemens Primus*, em uma série em triplicata. Os dosímetros foram irradiados, com uma dose de 1000 cGy, em um feixe de fótons de 6 MV, em um campo de 20x20 cm<sup>2</sup>, com distância fonte-superfície de 100 cm. Foram utilizadas 10 placas de água sólida, de 1 cm cada, como objeto simulador, e 1 placa, de 1,5 cm, simulando a camada de *build-up*. Os dosímetros foram irradiados em estojos de 1cm de espessura, com *bólus* posicionados ao lado do estojo das pastilhas de modo a melhorar a precisão da deposição da dose de radiação. Foram calculadas a média e o desvio padrão dos sinais OSL das pastilhas dosimétricas, a fim de se verificar a homogeneidade de resposta do grupo.

A Figura 20 apresenta o posicionamento dos dosímetros, para a realização da irradiação das pastilhas dosimétricas para este teste.



**Figura 20: Geometria de irradiação de pastilhas dosimétricas no acelerador linear *Primus*: (A) Posicionamento das pastilhas sem a placa de *build-up*. (B) Posicionamento das pastilhas com a placa de *build-up*.**

### 3.3.2 Repetibilidade de dosímetros $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$

Para a realização deste teste, um lote de trinta pastilhas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$  foi irradiado em um acelerador linear *Siemens Primus*, do HCRP, em um feixe de 6 MV, com

campo de radiação de  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ , com distância fonte-superfície de 100 cm, em um intervalo de dose de 50 cGy a 800 cGy. Os dosímetros foram posicionados na superfície de um objeto simulador formado por 10 placas de água sólida, de 1 cm cada, e uma placa para produção de equilíbrio eletrônico, de 1,5 cm, foi sobreposta aos dosímetros. Outro lote de dosímetros, também de trinta pastilhas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ , foi irradiado, em um aparelho de ortovoltagem *Siemens Stabilipan II*, também do HCRP, em um feixe de 200 kV<sub>p</sub>, em um campo de  $14 \times 15 \text{ cm}^2$  e distância fonte-superfície de 40 cm, no intervalo de doses de 50 cGy a 800 cGy. Os dosímetros foram posicionados na superfície de 10 placas de acrílico, de 1 cm cada, como objeto simulador, para produção de condições de retroespalhamento. Os dosímetros foram submetidos a três ciclos de irradiação e leitura para a realização da média entre as medidas de um mesmo dosímetro.

Este teste tem por objetivo verificar a repetibilidade das medidas OSL, para um mesmo dosímetro, irradiado nas mesmas condições. Foram calculadas diferenças percentuais entre leituras de mesma dose, para um mesmo dosímetro, bem como os valores médios das leituras e seus respectivos desvios padrão para cada dose de radiação utilizada.

### 3.3.3 Desvanecimento do sinal OSL

O desvanecimento do sinal do dosímetro OSL quantifica a perda do sinal da pastilha dosimétrica, com o tempo decorrido após a irradiação, devido à instabilidade energética das armadilhas geradas no material com a presença do dopante. A quantificação do desvanecimento do sinal OSL é importante para estabelecimento de um protocolo de leitura, a fim de atribuir um intervalo de tempo adequado entre a irradiação das pastilhas e a sua leitura.

Para este teste foram utilizados dois grupos de dosímetros de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$ , irradiados com uma dose de 800 cGy, em um aparelho de raios-X *Moxtek, Magnun® X-ray Tube*, em um feixe de 50 kV<sub>p</sub>, em um campo circular de raio 2,3 cm, a uma distância fonte-superfície de 19 cm.

Para avaliação do desvanecimento do sinal OSL de pastilhas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$  em um intervalo de 10 minutos a 1 hora, entre a irradiação e a leitura, foram utilizados seis pastilhas de um mesmo lote. Outras oito pastilhas do mesmo lote foram avaliadas em um intervalo de 10 minutos a 7 dias de intervalo entre a irradiação e a leitura.

Os fatores de correção para o desvanecimento do sinal,  $k_{desv}$  (MARIN, 2010), foram obtidos através da Equação 10 a seguir:

$$k_{desv} = \frac{\left(\frac{L}{D}\right)_{\Delta t_{ref}}}{\left(\frac{L}{D}\right)_{\Delta t}} \quad (10)$$

onde:

$\left(\frac{L}{D}\right)_{\Delta t_{ref}}$  é a razão entre a leitura do dosímetro, para uma dose de irradiação, e o tempo inicial de leitura após a irradiação e  $\left(\frac{L}{D}\right)_{\Delta t}$  é a razão entre a leitura do dosímetro, para uma dose de irradiação, em um intervalo de tempo qualquer espera para leitura após a irradiação.

Ainda, para avaliação do desvanecimento do sinal OSL, um grupo de 15 pastilhas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$  foi irradiado em aparelho de ortovoltagem, *Siemens Stabilipan II* do HCRP, em um feixe de 200 kV<sub>p</sub>, em um campo de 14x15 cm<sup>2</sup>, para uma dose de 800 cGy. Para a  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$  foram analisados sinais OSL para intervalos entre, 1 hora, 3 horas, 16 horas, 22 horas e 5 dias após a irradiação dos dosímetros. Foram realizadas as médias entre os sinais de três exposições da mesma pastilha, para cada intervalo de tempo estabelecido.

### 3.3.4 Variação na resposta de dosímetros $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C(1\%)}$ em função da Dose Acumulada

Este teste permitiu avaliar a resposta OSL em função da dose acumulada nas pastilhas dosimétricas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C(1\%)}$ . Um lote de 100 pastilhas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C(1\%)}$  foram irradiadas em um acelerador linear clínico *Primus* em um feixe de 6 MV com uma dose de 1000 cGy em um campo de 20x20 cm<sup>2</sup>, com distância fonte-superfície de 100 cm. Foram realizadas três exposições do grupo, sendo a primeira realizada logo após a manufatura das pastilhas e outras duas 1e 2 meses após a manufatura.

### 3.3.5 Sinal OSL: análise e verificação da intensidade do sinal

Nesta seção será apresentada a metodologia utilizada para a verificação da linearidade de resposta dos dosímetros  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$  em função da dose de irradiação e da verificação do sinal de background dos dosímetros  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$ .

#### 3.3.5.1 Linearidade

Foram realizadas análises dos sinais de um grupo de 30 pastilhas obtidos através da intensidade de pico do sinal e da área total sobre a curva do mesmo. Para esses testes, foi utilizado um intervalo de dose de 50 cGy a 800 cGy obtidas em um aparelho de cobaltoterapia, marca Siemens, modelo *GAMMATRON S80*, e um campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .

A intensidade do sinal de *background* da pastilha dosimétrica de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$  e, a intensidade do sinal do dosímetro irradiado também foi estudada para um conjunto de detectores com o objetivo de verificar a diferença percentual entre estes sinais e se quantificar o sinal OSL efetivo, devido à dose absorvida pela pastilha, dado pela subtração destes sinais.

#### 3.3.5.2 Sinal de *background* dos dosímetros $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$

A variação da intensidade do sinal de *background* de um grupo de dosímetros de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$  e de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  foi analisada em um intervalo de até intervalo de 15 dias, a fim de verificar possíveis variações na intensidade do sinal relacionadas às propriedades dosimétricas do material e às características de resposta do sistema de leitura. Os sinais de *background* das pastilhas dopadas e não dopadas foram comparados, ainda, para estudo dos sinais relativos desses dois materiais.

#### 3.3.6 Sensibilidade do Dosímetros $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$

Nesta seção será apresentada a metodologia realizada para a verificação da sensibilidade dos dosímetros  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$  em função do feixe de fótons.

### 3.3.6.1 $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C (1%)

Em Radioterapia, a linearidade de resposta do dosímetro em relação à dose administrada é uma característica importante, uma vez que maior precisão na determinação das doses de controle realizadas. As sensibilidades das pastilhas dosimétricas, para uma dada energia de feixe de radiação, é dada como a variação do sinal OSL em função da dose de radiação. Para o caso de sinais OSL que apresentam linearidade com dose absorvida, a sensibilidade é dada pelo coeficiente angular da curva de resposta e é constante no intervalo de doses utilizada. Desta forma, a sensibilidade é dada em unidades de leitura por unidade de dose absorvida.

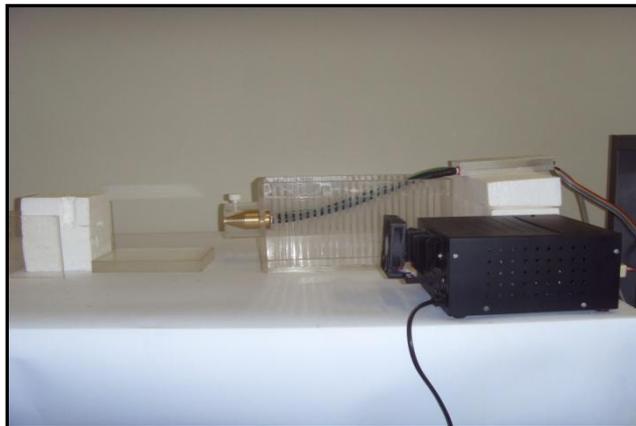
Para o teste de sensibilidade das pastilhas dosimétricas foram utilizados 180 dosímetros de  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C(1%) que foram irradiados em um aparelho *Moxtek, Magnun* com feixe de fótons de 50 kV<sub>p</sub>; em um aparelho de ortovoltagem, *Siemens Stabilipan II*, para os feixes de 120 kV<sub>p</sub> e 200 kV<sub>p</sub>; em uma unidade de cobaltoterapia *Siemens GAMMATRON S80* e em aceleradores lineares clínicos *Primus* e *ONCOR Impression*, para os feixes de megavoltagem de 6 MV e 15 MV, respectivamente.

As doses de irradiação escolhidas foram de: 50 cGy e de 100 a 800 cGy em intervalos de 100 cGy. Para o aparelho de raio-X de 50 kV<sub>p</sub>, utilizou-se um campo circular de raio 2,3 cm, com uma distância fonte-superfície de 19 cm. Para o aparelho de ortovoltagem foi utilizado um campo de 14x15 cm<sup>2</sup>, com distância fonte-superfície de 40 cm; para o feixe de cobaltoterapia, foi utilizado um campo de 10x10 cm<sup>2</sup>, com distância fonte-superfície de 80 cm e para os feixes de aceleradores lineares foi utilizado um campo de 20x20 cm<sup>2</sup>, com distância fonte-superfície de 100 cm. Foram utilizadas 10 placas de acrílico, para o feixe de 200 kV<sub>p</sub>, e de água sólida, para os feixes de megavoltagem, de 1 cm de espessura cada, como objetos simuladores, e uma placa de *build-up* correspondente à cada energia de radiação utilizada sobre as pastilhas.

As Figuras 21 e 22 apresentam os arranjos experimentais, para cada equipamento, para a realização do teste.



(A) (B) (C)  
**Figura 21:** Posicionamento dos dosímetros OSL para irradiação em: (A) um aparelho de ortovoltagem; (B) um aparelho de cobaltoterapia (C) em um Acelerador Linear.



**Figura 22:** Montagem experimental para a irradiação dos dosímetros OSL em um aparelho *Magnun® X-ray Tube*.

A Figura 23 mostra a placa de acrílico, de 1 mm de espessura, com uma abertura circular central, para posicionamento de pastilhas durante as irradiações.



**Figura 23:** Placas de acrílico utilizadas como objeto simulador e placa de acrílico com um orifício central para o posicionamento da pastilha.

### **3.3.6.1.1 Dependência Energética de dosímetros OSL: Comparação entre SMC pelo código PENELOPE e Procedimentos Experimentais**

Este teste permitiu avaliar a resposta do dosímetro OSL de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$  em função da energia da radiação. Foram utilizados, seis grupos, de dez dosímetros OSL cada, em feixes de 50 kV<sub>p</sub>, 120 kV<sub>p</sub>, 200 kV<sub>p</sub>, 1,25 MV, 6 MV e 15 MV, com uma dose de 800 cGy.

Para o aparelho de ortovoltagem, os dosímetros foram irradiados em um campo de 14x15 cm<sup>2</sup>, com distância fonte-superfície de 40 cm. Para o aparelho de raio-X de 50 kV, os dosímetros foram irradiados, em um campo circular de raio 2,3 cm, com uma distância fonte-superfície de 19 cm. Para o feixe de cobaltoterapia os dosímetros foram irradiados, em um campo de 10x10 cm<sup>2</sup>, com distância fonte-superfície de 80 cm. Foram utilizadas 10 placas de acrílico, de 1 cm de espessura cada, como objetos simuladores, e uma placa para sobrepor as pastilhas, simulando a profundidade de *build-up*. Para os feixes de megavoltagem, foi utilizado um campo de 20x20 cm<sup>2</sup>, com distância fonte-superfície de 100 cm. Foram utilizadas 10 placas água sólida, de 1 cm cada, como objeto simulador, e, uma placa para simular a profundidade de *build-up*, específica de cada energia, sobrepondo os dosímetros.

Além dos procedimentos experimentais, simulação Monte Carlo com o código PENELOPE foi realizada para verificar a resposta energética do dosímetro com os valores de dose depositada. Foram realizadas simulações para o mesmo intervalo de energia escolhido para o teste experimental. Na simulação, os dosímetros  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  de 1x1x0,7mm<sup>3</sup> foram posicionados na profundidade de máxima dose (profundidade de *build-up*), em um campo de 10x10 cm<sup>2</sup>, em um objeto simulador de água.

### 3.3.6.2 Sensibilidade de Dosímetros $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:NTC

Um estudo preliminar do uso de nanotubos de carbono de parede simples como material dopante de materiais OSL foi realizado neste trabalho. O mesmo método de manufatura realizado com os detectores  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C, com o dopante carbono grafite, foi realizado para a confecção dos dosímetros de  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:NTC(1%).

Um lote de doze dosímetros de  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:NTC(1%) foi irradiado em um feixe de 50 kV<sub>p</sub>, em um campo circular de raio 2,3 cm, com uma distância fonte-superfície de 19 cm. Grupos de três dosímetros foram irradiados com doses de irradiação de 200; 400; 600 e 800 cGy. A análise da sensibilidade dos dosímetros foi realizada da mesma forma que para as pastilhas de  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C(1%).

### 3.3.7 Dependência com a Taxa de Dose para Dosímetros $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C

Este teste tem por objetivo verificar a dependência de resposta dos dosímetro OSL com a variação da taxa de dose do feixe de radiação. Grupos de dez dosímetros OSL de  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C foram irradiados em um feixe de 50 kV<sub>p</sub>, com uma dose de 1000 cGy. Os dosímetros foram irradiados, em um campo circular de raio 2,3 cm, com uma distância fonte-superfície de 19 cm. As taxas de dose utilizadas foram de 0,5 Gy/min; 2,076 Gy/min e 6,116 Gy/min. Foi realizada a média entre três exposições de um mesmo dosímetro.

Grupos de dez dosímetros foram irradiados, em um feixe de 6 MV, com uma dose de 1000 cGy, em um campo de 20x20 cm<sup>2</sup>. Foram utilizadas 10 placas água sólida, de 1 cm cada, como objeto simulador, e, uma placa para simular a profundidade de *build-up*, de 1,5 cm, sobrepondo os dosímetros. As taxas de dose escolhidas foram de 179 cGy/min; 300 cGy/min e 817 cGy/min, obtidas com distâncias fonte-superfície de 130, 100 e 60 cm, respectivamente. Foi realizada a média entre três exposições do mesmo dosímetro.

## 3.4 Avaliação do material dosimétrico $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> pelo MMC - PENELOPE

Como passo inicial para a verificação do uso do material  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> como dosímetro foram realizadas simulações de porcentagem de dose profunda (PDP), através do método

Monte Carlo, com o código PENELOPE, quando dosímetros de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$  são posicionados na superfície do objeto simulador em comparação com as porcentagens de dose profunda simuladas sem a presença das pastilhas dosimétricas. Foi realizada, também, uma análise quantitativa das possíveis discrepâncias nas fluências de fótons e elétrons, na superfície de entrada do objeto simulador, geradas pela presença da pastilha dosimétrica.

Ainda, através do uso da plataforma MATLAB, foram construídos mapas de distribuição das doses simuladas no objeto simulador, com e sem a presença da pastilha dosimétrica posicionada na superfície, para os feixes de 6MV e 10 MV.

### 3.4.1 Material simulado

O material simulado para as pastilhas dosimétricas corresponde ao material utilizado para a confecção das mesmas nos procedimentos experimentais e é composto por uma concentração de 10 g de alumina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) em resina acrílica ( $\text{C}_5\text{O}_2\text{H}_8$ ). A Tabela 1 apresenta o cabeçalho dos arquivos de materiais da simulação, descrevendo as características da alumina e da resina acrílica.

**Tabela 1: Características dos materiais da pastilha dosimétrica simulada com PENELOPE.**

Elemento	Átomos/molécula
Alumínio (Z=13)	$2,0 \times 10^{-3}$
Oxigênio (Z=8)	$8,5 \times 10^{-3}$
Hidrogênio (Z=1)	$1,1 \times 10^{-2}$
Carbono (Z=6)	$1,0 \times 10^{-3}$

### 3.4.2 Feixes de radiação simulados,

Foram simulados campos de radiação de  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  de feixes de fótons de 6 MV e 10 MV. As Figuras 24 e 25 apresentam os espectros, encontrados na literatura (PALM, KIROV e LOSASSO, 2004 e (SHEIKH-BAGHERI e ROGERS, 2002), utilizados como dados de entrada para a simulação, para os feixes de 6 MV e 10 MV, respectivamente, representando espectros de unidades de terapia utilizadas em rotina clínica.

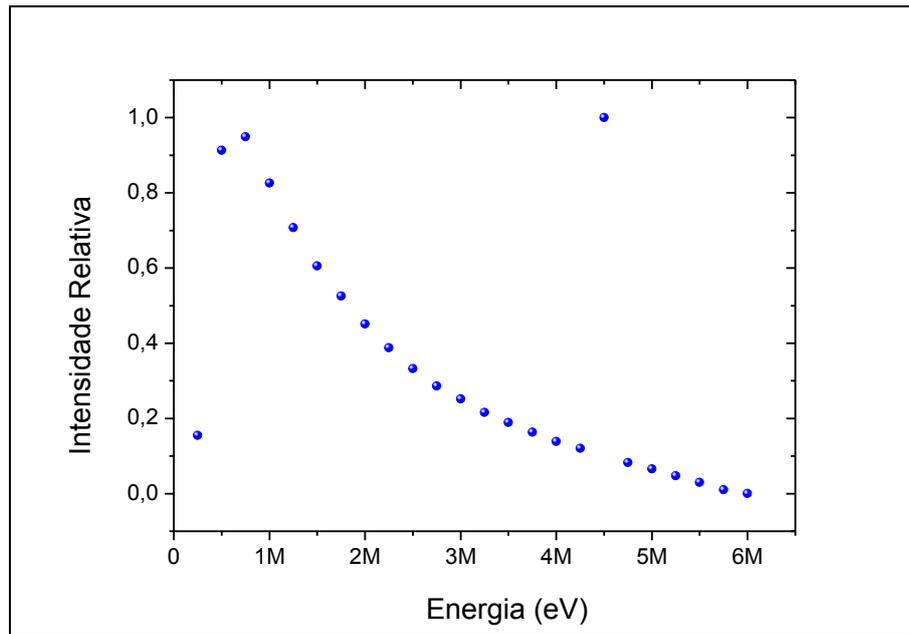


Figura 24: Espectro de fótons do feixe de 6 MV utilizado nas simulações de porcentagem de dose profunda.

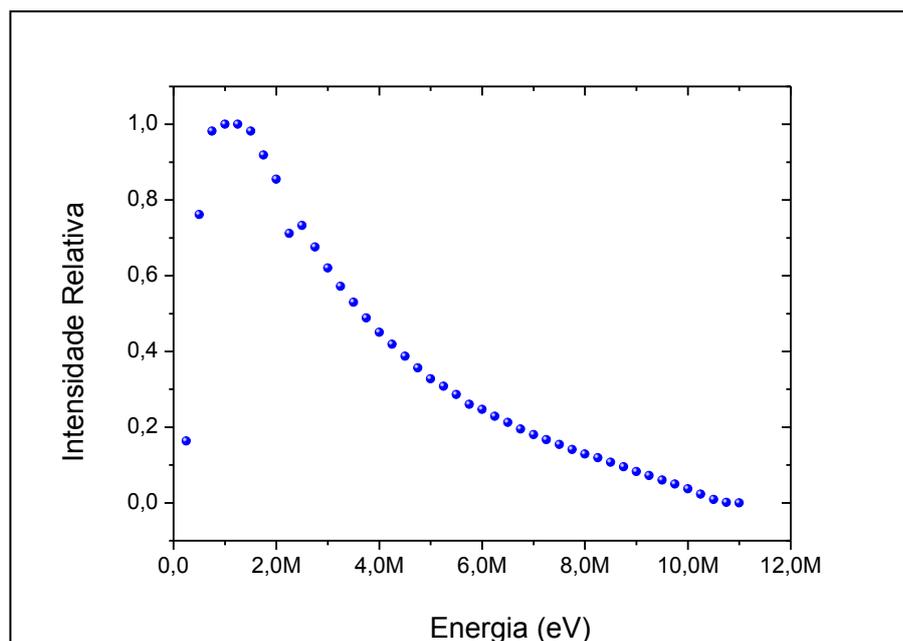
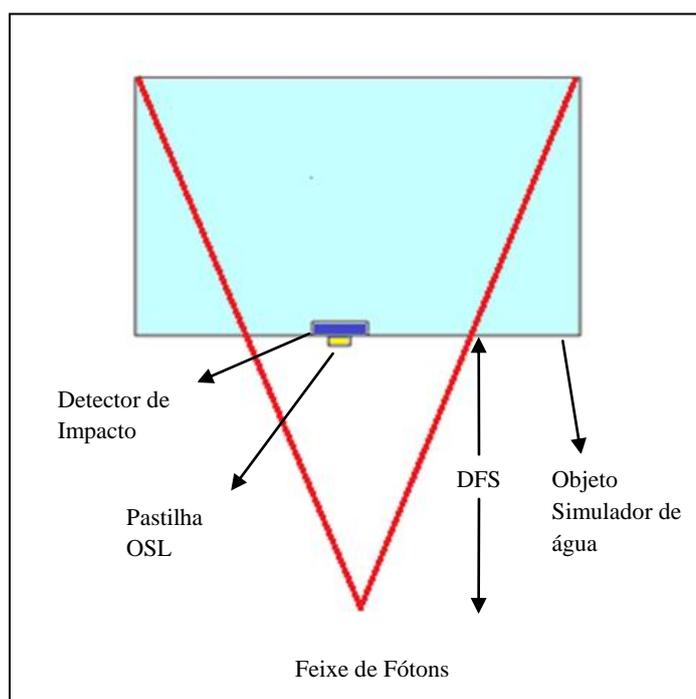


Figura 25: Espectro de fótons do feixe de 10 MV utilizado nas simulações de porcentagem de dose profunda.

### 3.4.3 Geometria de simulação

A Figura 26 apresenta a geometria utilizada nas simulações com o código PENELOPE. O objeto simulador utilizado consiste em uma caixa de dimensão 5x5cm<sup>2</sup>, contendo água. Um volume detector, também de água, de dimensões de 0,5x0,5mm<sup>2</sup> foi definido na geometria, posicionado logo abaixo da pastilha dosimétrica, para o armazenamento de informações de dose depositada e de fluências de fótons e de partículas na superfície do objeto simulador com e sem a presença da pastilha dosimétrica. Os dosímetros de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$  simulados possuem dimensões de 5x5x3 mm<sup>3</sup> e foram posicionados no eixo central do feixe de radiação. A distância fonte-superfície (DFS) utilizada foi de 100 cm para ambos os feixes de radiação simulados.



**Figura 26: Geometria utilizada na simulação das porcentagens de dose profunda, para os feixes de 6 MV e 10 MV.**

### 3.4.4 Parâmetros de entrada utilizados na Simulação

A Figura 27 apresenta o arquivo de entrada de parâmetros da simulação, no código PENELOPE, para o feixe de 6 MV. Estes parâmetros foram mantidos fixos durante as duas

situações simuladas, mudando-se, somente, o espectro de radiação referente a cada feixe estudado.

As informações nesse arquivo especificam desde a partícula primária escolhida para a simulação (fóton), as probabilidades das energias do espectro do feixe de radiação (6 MV), para este caso, o ângulo de abertura do feixe ( $0,57^\circ$ ) para proporcionar o tamanho de campo desejado à distância fonte-superfície escolhida (100 cm), dada pela posição da fonte de radiação (-100 cm), neste caso irradiando na direção positiva do eixo z. Nesse arquivo são apresentados, ainda, os arquivos de materiais e de geometria da simulação e a definição de blocos de informação para armazenamento de informações de fluência (*impact detectors*) e de dose (*dose distribution*), além do número de partículas primárias simuladas ( $2 \times 10^9$ ) e o tempo de simulação (144000s).

Foram utilizados como parâmetros de simulação, para cada material simulado, os valores padrão de  $E_{ABS}$  (100keV para todas as partículas),  $C_1$  (0,5),  $C_2$  (0,5),  $W_{CC}$  (5 keV) e  $W_{CR}$  (10 keV).

Na simulação com PENELOPE, os detectores de impacto (*impact detectors*), definidos como parte da geometria, representam uma ferramenta do algoritmo principal do código que permite a contagem de partículas, separando-as em canais (*bins*) de energia. O uso desta ferramenta tem como resultado principal a determinação de espectros de fluência em energia para cada tipo de partícula (fótons, elétrons e pósitrons) em posições específicas da geometria. Além disso, dados de dose depositadas em unidades de volume (*voxels*) definidos pelo usuário podem ser obtidas com a resolução espacial desejada através da definição da região do objeto simulador a ser estudada e do número de *voxels* desejado.

Para o caso do feixe de 10 MV, foram utilizados os mesmos valores dos parâmetros de simulação utilizados para a simulação do feixe de 6 MV.

```

TITLE Alumina 6MV com pastilha
.
>>>>>>> Source definition.
SKPAR 2 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SPECTR 250000 0.0000214
SPECTR 500000 0.000126
SPECTR 750000 0.000131
SPECTR 1000000 0.000114
SPECTR 1250000 0.0000976
SPECTR 1500000 0.0000836
SPECTR 1750000 0.0000725
SPECTR 2000000 0.0000623
SPECTR 2250000 0.0000535
SPECTR 2500000 0.0000459
SPECTR 2750000 0.0000395
SPECTR 3000000 0.0000347
SPECTR 3250000 0.0000298
SPECTR 3500000 0.0000261
SPECTR 3750000 0.0000225
SPECTR 4000000 0.0000191
SPECTR 4250000 0.0000166
SPECTR 4500000 0.000138
SPECTR 4750000 0.0000114
SPECTR 5000000 0.00000904
SPECTR 5250000 0.00000655
SPECTR 5500000 0.00000409
SPECTR 5750000 0.0000014
SPECTR 6000000 0.000000434
SPECTR 6000000 -1
.
SPOSIT 0 0 -100 [Coordinates of the source]
SCONE 0 0 0.57 [TETA, PHY, ALPHA; angles in deg]
.
>>>>>>> Material data and simulation parameters.
MFNAME AGUA.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e5 1e5 1e5 0.5 0.5 5e3 1e4 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME ALUMINA.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e4 1e5 0.5 0.5 5e3 1e4 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
.
>>>>>>> Geometry definition file.
GEOMFN box_past.geo [Geometry file, up to 20 chars]
DSMAX 1 2e20 [IB, Maximum step length in body IB]
.
>>>>>>> Impact detectors (up to 25 different detectors).
IMPDET 1e5,6e6,100,0,1 [E-window, no. of bins, IPSF, IDCUT] &
IDSPC detector.dat [Spectrum file name, 20 chars] &
IDFLNC detec.dat [Fluence spectrum file name, 20 chars] &
IDBODY 1 [Active body; one line for each body] &*
IMPDET 1e5,6e6,100,0,1 [E-window, no. of bins, IPSF, IDCUT] &
IDSPC detector_past.dat [Spectrum file name, 20 chars] &
IDFLNC detec.dat [Fluence spectrum file name, 20 chars] &
IDBODY 3 [Active body; one line for each body] &*
.
>>>>>>> Dose distribution.
GRIDX -3 3 [X coordinates of the enclosure vertices]
GRIDY -0.25 0.25 [Y coordinates of the enclosure vertices]
GRIDZ -0.3 9.7 [Z coordinates of the enclosure vertices]
GRIDBN 60 1 100 [Numbers of bins]
.
NSIMSH 2e9 [Desired number of simulated showers]
TIME 144000 [Allotted simulation time, in sec]
.
END [Ends the reading of input data]

```

Figura 27: Arquivo de entrada da simulação com o código PENELOPE, utilizado nas simulações de porcentagem de dose profunda.

## 4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

### 4.1 Resposta do Leitor OSL

Nesta seção serão apresentados testes referentes ao comportamento da resposta de *background* do Leitor OSL em função do tempo e da iluminação ambiente.

#### 4.1.1 Sinal de Background do protótipo de leitor

A fim de se verificar a repetibilidade do sinal de *background* do protótipo de leitor foi realizada uma série de 100 medidas sem o uso de detectores posicionados na gaveta de leitura. A Figura 28, a seguir, mostra sinais médios de *background* entre 10 medições. Nesta Figura, apenas os sinais para 50 medidas são apresentadas para maior clareza. Pode-se observar, a partir da Figura 28, que o sinal, em unidades arbitrárias, permanece em torno de  $1,9 \times 10^{-11}$  u.a.

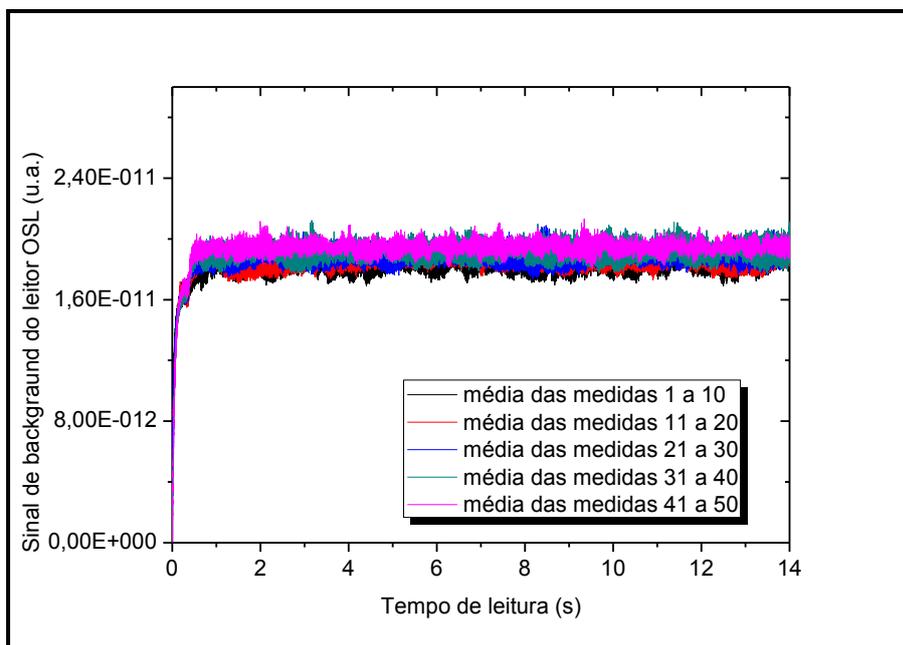
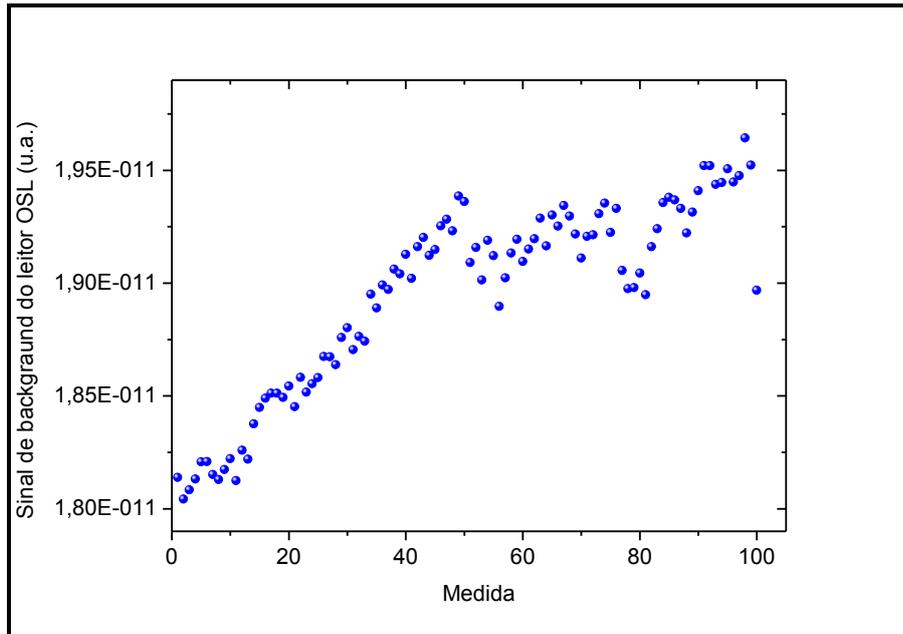


Figura 28: Sinal de *background* do protótipo de Leitor OSL.

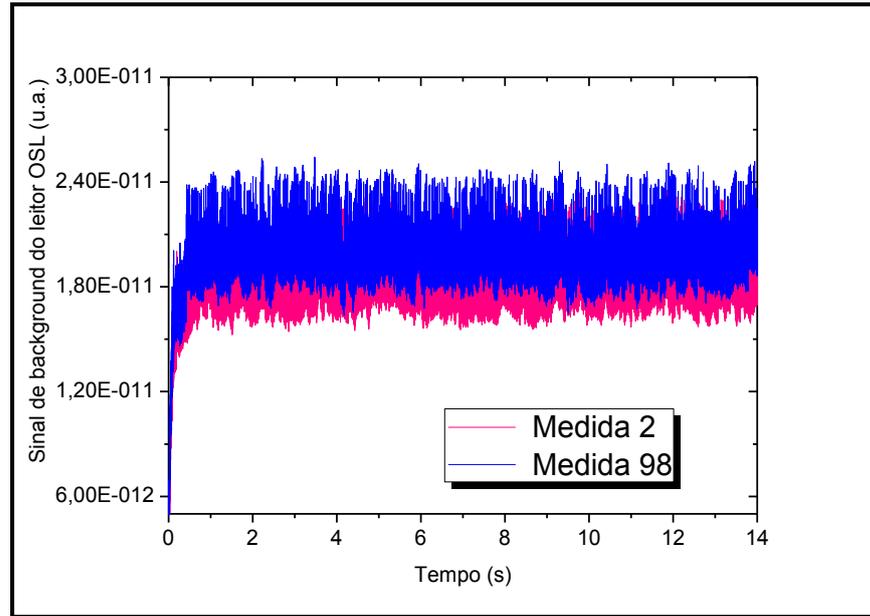
A Figura 29 mostra os valores do sinal de *background* para as 100 medidas realizadas. Para cada medida, utilizou-se o valor médio do sinal obtido no tempo total de leitura como sinal de *background* do equipamento. A diferença percentual máxima encontrada entre os sinais de *background* foi de 12%. Nesta figura, observa-se, ainda, um aumento contínuo no

sinal de *background* até, aproximadamente, a medida de número 50, com posterior tendência a estabilização do sinal com o tempo, embora verifique-se, ainda, flutuação do sinal devido à baixa intensidade de sinal de *background*. Este resultado indica a existência da necessidade de espera de um tempo mínimo de estabilização do leitor OSL para que se possam iniciar as medidas das pastilhas irradiadas.



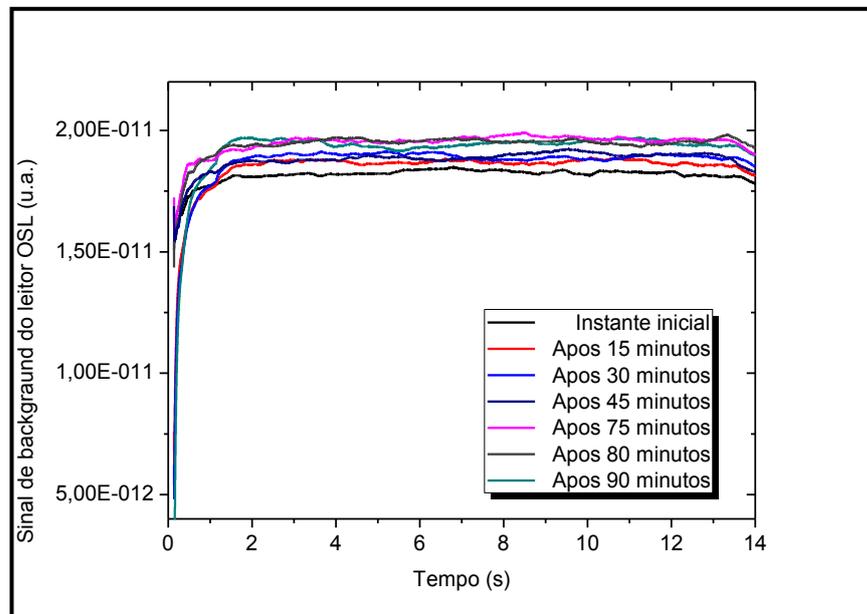
**Figura 29: Sinal de *background* do protótipo de leitor OSL.**

A Figura 30 apresenta os sinais de *background* das medidas de menor e maior valor obtidas nas 100 medidas realizadas, enfatizando a maior diferença de sinal encontrada.



**Figura 30:** Sinais de *background* do leitor OSL.

A Figura 31 apresenta algumas das medidas de *background* discutidas acima, selecionadas a partir da correlação com o tempo de coleta das mesmas. Foram escolhidos o tempo inicial de coleta (momento em que o leitor é ligado) e os tempos de 15, 30, 45, 75, 80 e 90 minutos após o instante inicial.



**Figura 31:** Leituras de *background* referentes a diferentes intervalos de tempos, desde o instante inicial até 100 minutos após a primeira leitura.

O tempo médio de leitura e armazenamento de cada medida equivale a, aproximadamente, 1 minuto, de modo que é possível verificar que os sinais começam a apresentar um comportamento estável 75 minutos após o início das leituras.

#### 4.1.2 Influência da luz ambiente na leitura OSL

Foram realizadas leituras de *background* de pastilhas OSL, em diferentes configurações de exposição do leitor à luz, conforme Figura 32. Medidas de *background* das pastilhas  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ , dopadas com 1% de carbono, foram obtidas quando a tampa superior do leitor OSL estava aberta, com e sem a presença de fontes luminosas no ambiente, e fechada, também com e sem a presença de fontes luminosas no ambiente.

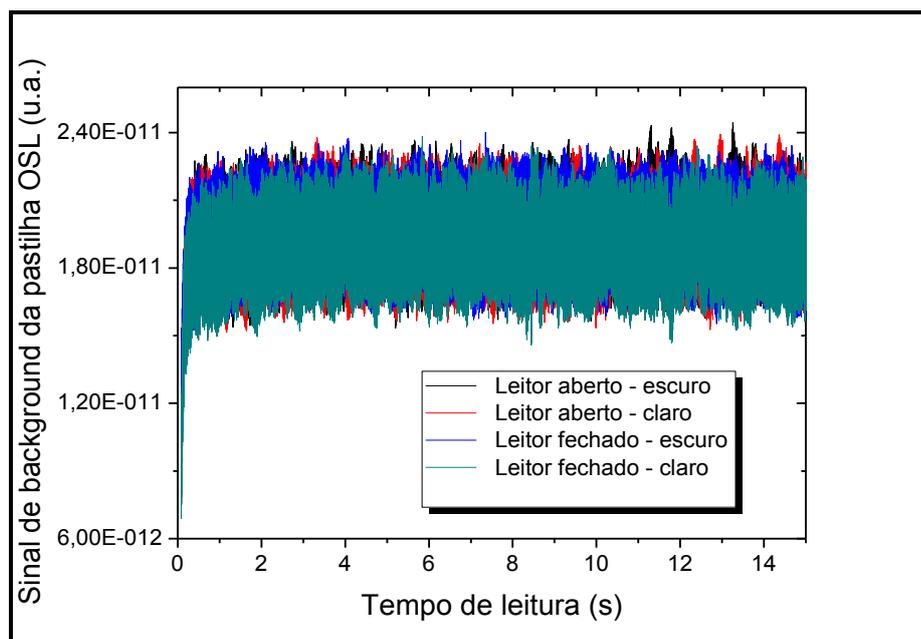


Figura 32: Sinais de *background* de pastilhas  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  para diferentes condições de iluminação do leitor.

A máxima diferença encontrada no sinal de *background* da pastilha dosimétrica, para as diferentes configurações do leitor OSL, foi de 0,1%, entre a leitura efetuada com a tampa do leitor aberta com a presença de luz ambiente e as outras leituras, quando a intensidade de pico do sinal é tomada como a leitura da pastilha. Para todo o sinal obtido na leitura, é possível observar-se um sinal residual de fundo, da ordem de  $1,92 \times 10^{-11}$  u.a., quando a tampa

superior do leitor OSL permanece aberta e há a presença de luz ambiente. Desta forma, é possível inferir, que a leitura das pastilhas dosimétricas não é influenciada por um sistema de vedação do leitor à luz ambiente quando a intensidade de pico do sinal é utilizada como sinal dosimétrico.

#### 4.2 $\alpha$ - $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ - Estudo da resposta em função da concentrações do dopante

Nesta seção serão apresentados testes experimentais e teóricos referentes à escolha da quantidade do dopante a ser utilizado no material dosimétrico  $\alpha$ - $\text{Al}_2\text{O}_3$ .

##### 4.2.1 Procedimentos Experimentais

Para verificar o efeito da quantidade do material dopante na resposta dosimétrica da alumina, foram testadas as seguintes porcentagens em massa de carbono grafite na  $\alpha$ - $\text{Al}_2\text{O}_3$  0,2%; 0,5%; 1% e 5%. A Figura 33 apresenta os sinais OSL de pastilhas com diferentes concentrações do dopante, obtidos pelas irradiações em uma fonte de Césio-137 para uma dose de 12 cGy. Os sinais OSL apresentados foram obtidos da média entre três exposições de uma mesma pastilha.

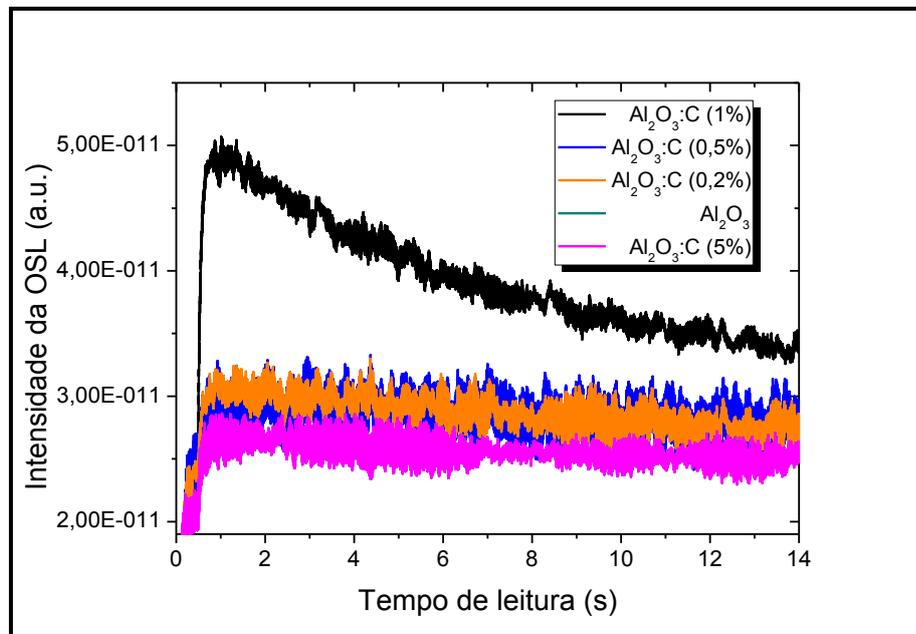


Figura 33: Sinais OSL de pastilhas de  $\alpha$ - $\text{Al}_2\text{O}_3$  dopadas com diferentes concentrações de carbono, irradiadas em uma fonte de Césio-137, com dose de 12 cGy.

Através da análise dos sinais é possível verificar que, para a dose de 12 cGy, apenas o material dosimétrico com 1% de dopante apresenta sinal com formato característico de queda exponencial, com intensidade de pico em  $5 \times 10^{-11}$  u.a. A máxima diferença percentual encontrada entre o sinal de pastilhas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ , com 1% de carbono ( $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$ ), e o sinal de pastilhas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ , não dopadas foi de 72%. Entre pastilhas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$  e pastilhas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ , com 0,2% e 0,5% de carbono, a diferença percentual máxima encontrada ficou em torno de 12%. Já as pastilhas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ , com 5% de dopante, apresentaram mesma intensidade de sinal que as pastilhas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ .

A Figura 34 apresenta os sinais OSL de pastilhas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  dopadas com diferentes concentrações de carbono, obtidas por irradiações em um feixe de 200 kV<sub>p</sub> para uma dose de 800 cGy.

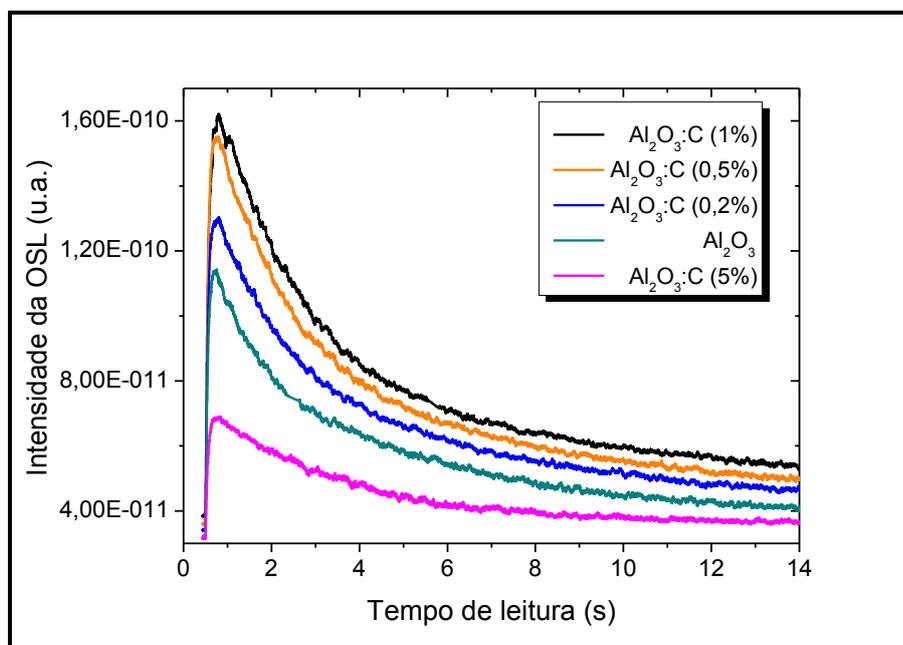


Figura 34: Sinais OSL de pastilhas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  dopadas com diferentes concentrações de carbono, irradiadas por um feixe de 200 kV<sub>p</sub>, com dose de 800 cGy.

Através da análise dos sinais é possível verificar que para a dose de 800 cGy, as pastilhas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$  e de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ , para todas as concentrações de carbono, apresentam sinais com formato característico de queda exponencial, sendo que o sinal de maior intensidade de pico é referente às pastilhas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$ , com sinal de  $1,61 \times 10^{-10}$  u.a.. Ainda é possível observar que, a medida que a quantidade de dopante na pastilha dosimétrica aumenta, a intensidade do sinal OSL aumenta até a concentração de 1%, voltado a exibir uma

resposta menor para a concentração de 5%, com intensidade de pico OSL abaixo da intensidade de pico do sinal das pastilhas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ , sem o dopante. A Tabela 2 apresenta as diferenças percentuais entre os sinais apresentados na Figura 34.

**Tabela 2: Diferenças percentuais entre os sinais das pastilhas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$  e  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  com diferentes concentrações de carbono.**

<b>Material</b>	<b>Diferentes concentrações do dopante</b>	<b>Diferenças Percentuais</b>
<b><math>\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3</math></b>	$\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$	42%
	$\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(0,2\%)$	35%
	$\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(0,5\%)$	14%
	$\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(5\%)$	-67%
<b><math>\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)</math></b>	$\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(0,2\%)$	4%
	$\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(0,5\%)$	24%
	$\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(5\%)$	89%

De modo geral, é possível observar que a intensidade do sinal OSL cresce com a quantidade de carbono na alumina até a concentração de 1% e decresce quando a concentração chega a 5%. Além disso, quando analisamos os sinais referentes às irradiações realizadas na fonte de céσιο-137, na Figura 33, é possível verificar que, mesmo para baixas doses, a pastilha dosimétrica com a concentração 1% de carbono apresenta sinal característico. Nota-se, ainda, que a intensidade de pico para o mesmo material dosimétrico é significativamente diferente para diferentes doses (ver seção 4.3.5.1) e energias de radiação (ver seção 4.3.6.1). Esta diferença pode ser observada claramente entre os sinais de pico de pastilhas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$  irradiadas em uma fonte de Césio-137 e em um feixe de 200 kV<sub>p</sub>, com diferença de uma ordem de grandeza.

#### 4.42.2 Modelagem Teórica: SMC PENELOPE

A Figura 35 apresenta a simulação dos coeficientes de atenuação linear para a alumina, com as diferentes concentrações de carbono dopante, em função da energia.

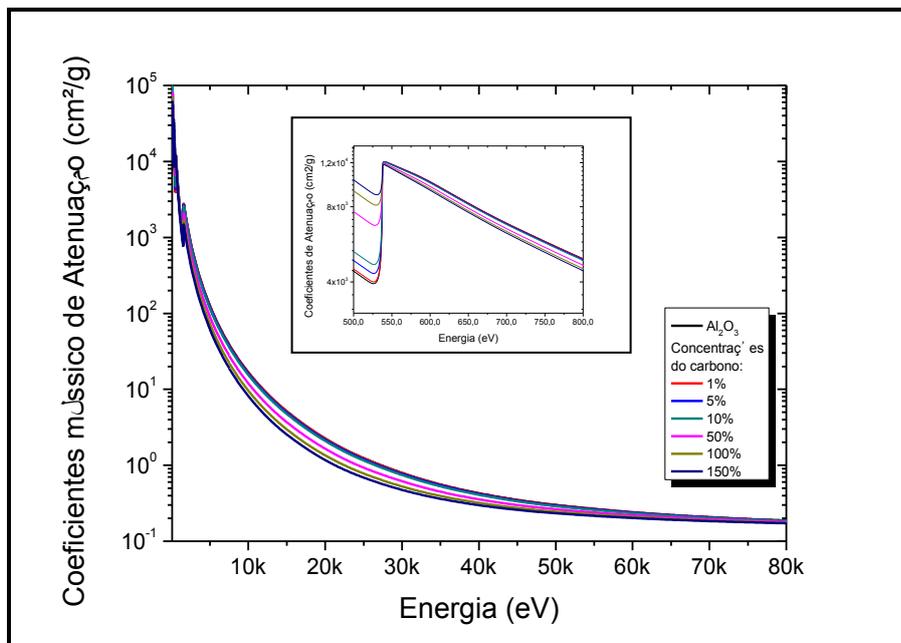


Figura 35: Coeficientes mássicos de atenuação para diferentes concentrações de carbono na alumina em função da energia.

Observa-se que o aumento da concentração do dopante aumenta a atenuação do feixe para a região de menores energias, da ordem de algumas dezenas de keV. No entanto, para energias maiores que 80 keV a concentração do dopante não interfere na atenuação pelo material. Foi verificada, também, uma diferença percentual máxima entre a curva de atenuação linear para a  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C(1%) e para a  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C(150%) em torno de 90%, para a energia de 1,5 keV, que corresponde a banda-K de absorção fotoelétrica do alumínio. Conforme o processo de manufatura das pastilhas, a medida que o carbono é inserido, a quantidade de alumina, e portanto de alumínio, em massa, diminui, resultando na queda do coeficiente de atenuação do material.

Para a verificação da equivalência em tecido do material dosimétrico, a Figura 36 mostra a curva de coeficiente de atenuação linear para a água e para a pastilha de  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C(1%).

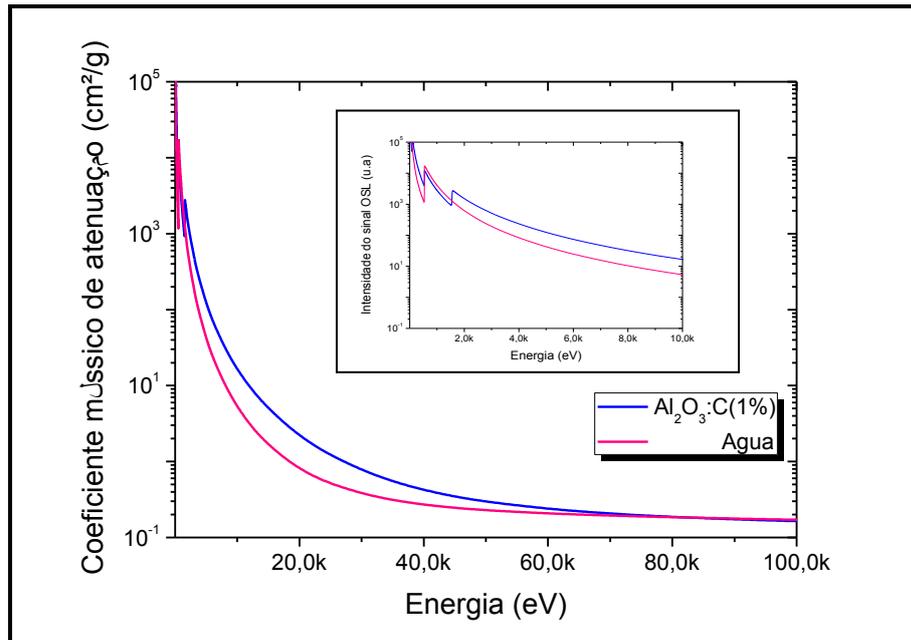


Figura 36: Coeficientes mássicos de atenuação da água e da  $\alpha$ - $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}(1\%)$  em função da energia dos fótons incidentes.

Quando comparamos as curvas de coeficiente de atenuação linear simuladas para o material dosimétrico  $\alpha$ - $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  e para água, verifica-se uma diferença significativa para a região de mais baixas energias. No entanto, é possível observar que as curvas possuem comportamento bastante semelhante após a energia de 70 keV, o que evidencia equivalência em tecido para a região de energia dos feixes utilizados em radioterapia. Para verificação de entrega de dose em tratamentos de Radioterapia, a equivalência em tecido é importante para a região de alta energia (acima de 100keV), uma vez que tanto a componente primária do feixe de radiação quanto a componente secundária, gerada pela interação da radiação com o paciente, possuem energia nesta região.

Ainda, para a verificação da equivalência em tecido, foi realizada uma comparação entre os coeficientes mássicos de atenuação linear para as diferentes concentrações do dopante com relação ao tecido mole, mostrada na Figura 37.

As energias escolhidas para esta análise foram as energias verificadas no espectro de fótons simulados quando a pastilha dosimétrica é posicionada na superfície do objeto simulador. Os outros intervalos de energia analisados para a razão entre os coeficientes mássicos de atenuação foram escolhidos a fim de se verificar o comportamento desta razão para as diferentes concentrações quanto ao interesse de aplicação terapêutica. De modo geral, as razões dos coeficientes mássicos de atenuação do material dosimétrico e do tecido mole

são menores do que a unidade, devido à maior densidade da alumina ( $2,12 \text{ g/cm}^3$ ) em relação ao tecido mole ( $1 \text{ g/cm}^3$ ). Assim, embora o coeficiente de atenuação da alumina seja maior que o do tecido mole, seu coeficiente mássico de atenuação é menor, resultando em uma razão entre os coeficientes mássicos de atenuação menor do que um. A partir da Figura 37, nota-se, ainda, um maior desvio na equivalência em tecido para menores concentrações do dopante no material dosimétrico, desde que, nesse caso, a quantidade de alumínio, em massa, na pastilha é maior. As variações nas razões entre os coeficientes mássicos apresentadas na Figura 36 são, de modo geral, pequenas, com máxima variação de 0,84%, para a alumina pura, mostrando que a razão dos coeficientes mássicos de atenuação é, aproximadamente, constante no intervalo de energias utilizado. As posições relativas das curvas de razão de coeficiente mássico de atenuação para as energias utilizadas evidenciam, entretanto, que a razão dos coeficientes mássicos dos materiais não é constante, variando de acordo com o efeito de interação da radiação predominante em cada energia e sua dependência com o número atômico dos dois materiais. Em energias baixas, da ordem de algumas dezenas de keV, onde predomina o efeito fotoelétrico, as razões dos coeficientes mássicos dos dois materiais têm seu valor máximo, devido à forte dependência desse efeito com o número atômico do material. Para o intervalo de energias desde algumas centenas de keV até alguns MeV, região de predominância do efeito Compton, a razão dos coeficientes mássicos de atenuação dos dois materiais diminui, em relação à região de baixa energia, e se mantém, aproximadamente, constante. Em mais altas energias (MeV), em que a produção de pares é importante, as razões dos coeficientes mássicos volta a crescer devido ao aumento na influência do número atômico nesse efeito de interação. Desta forma, para todas as concentrações de dopantes, as razões dos coeficientes mássicos do material dosimétrico e do tecido mole diminuem desde a energia de 248 keV até 956 keV e voltam a apresentar um aumento para a energia de 2 MeV.

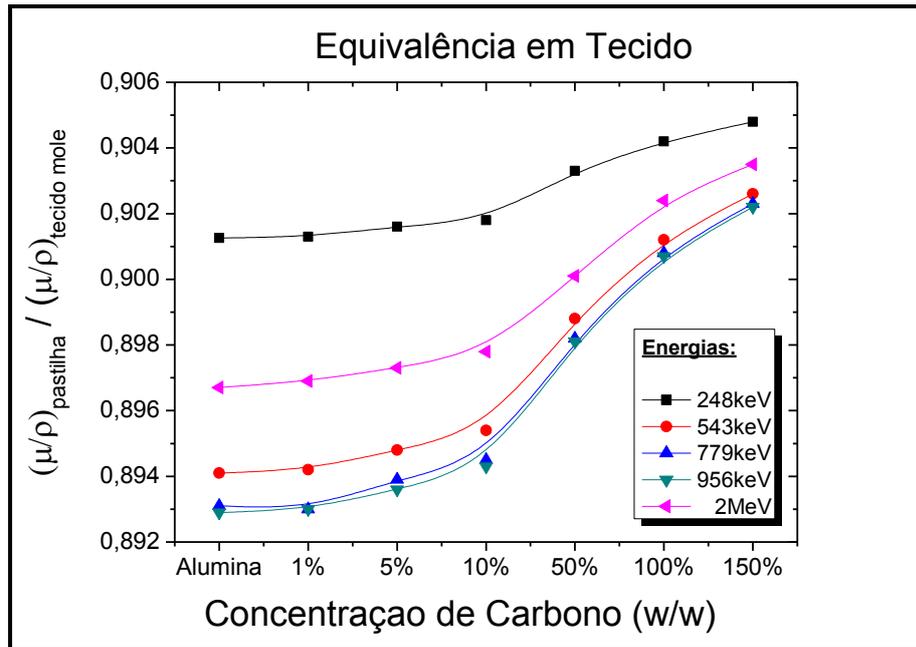


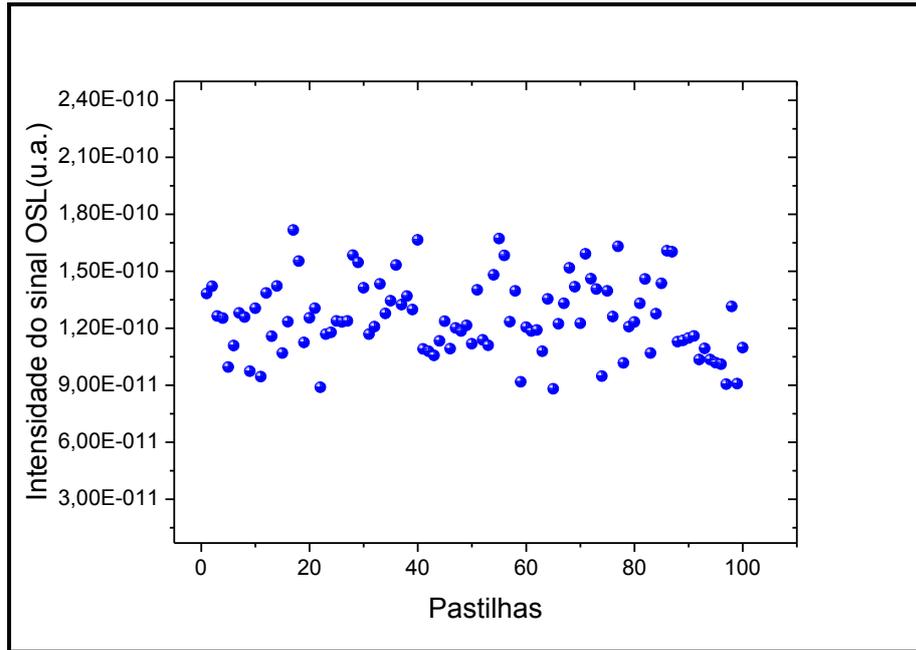
Figura 37: Razão entre o coeficiente mássico de atenuação do material da pastilha dosimétrica e o coeficiente de atenuação mássico do tecido mole simulados em função da concentração do dopante na pastilha dosimétrica para diferentes energias de fótons incidentes.

### 4.3 Resposta $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$

Nesta seção serão apresentados testes dosimétricos realizados com dosímetros de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$ . Os sinais OSL analisados nestes testes referem-se às intensidades de pico da leitura, conforme será discutido na seção 4.3.5.1.

#### 4.3.1 Homogeneidade de grupo de dosímetros $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$

A homogeneidade de resposta de um grupo de dosímetros  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$  foi verificada utilizando-se um 100 pastilhas de um mesmo lote. Foram realizadas três exposições do grupo, para uma mesma dose. A Figura 38 apresenta as médias entre as medidas coletadas para exposição em um feixe de 6 MV, com uma dose de 1000 cGy. O valor médio do sinal OSL encontrado foi de  $1,265 \times 10^{-10} \pm 2,1 \times 10^{-11}$  u.a.



**Figura 38:** Sinais OSL para um lote de 100 pastilhas  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C(1\%)}$  irradiadas em um feixe de 6 MV, com uma dose de 1000 cGy.

A Figura 39 mostra os sinais OSL referentes à primeira exposição, com médias entre 10 pastilhas. As médias apresentaram máxima diferença percentual de 12%, indicando que a utilização de grupos menores podem ser utilizados em protocolos de calibração por grupo ou calibrações individuais devem ser utilizadas para grandes grupos de detectores.

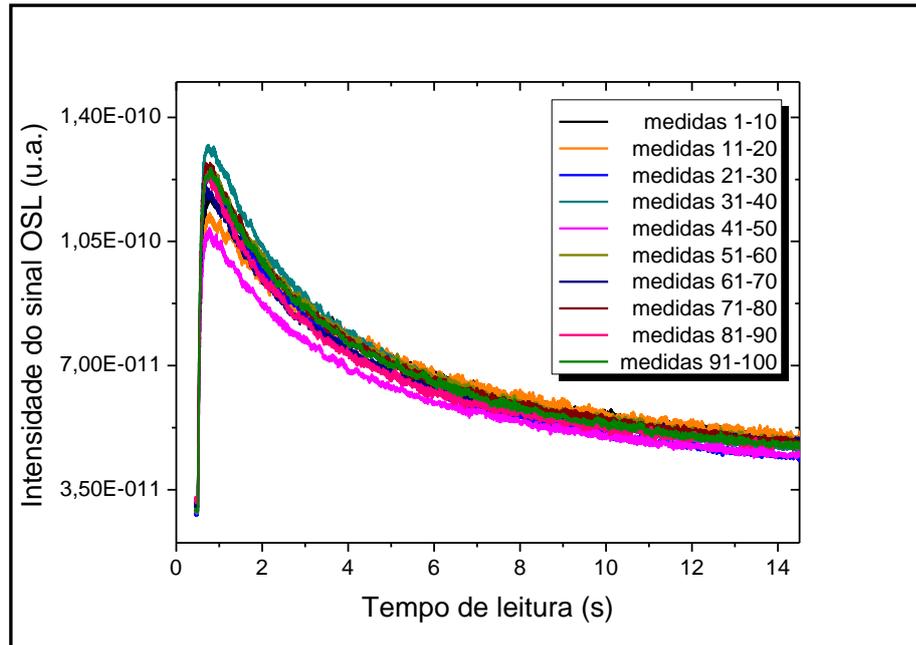


Figura 39: Sinais médios entre 10 leituras OSL, para um lote de 100 pastilhas  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$ , em um feixe de 6 MV e dose de 1000 cGy.

#### 4.3.2 Repetibilidade de resposta de Dosímetros $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$

A repetibilidade dos sinais OSL de um grupo de 30 pastilhas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$  foram analisadas através de três irradiações das mesmas pastilhas com doses entre 50 cGy e 800 cGy com os sinais coletados sendo mostrados nas Figuras 40 e 41 para feixes de de 200 kV<sub>p</sub> e 6MV, respectivamente.

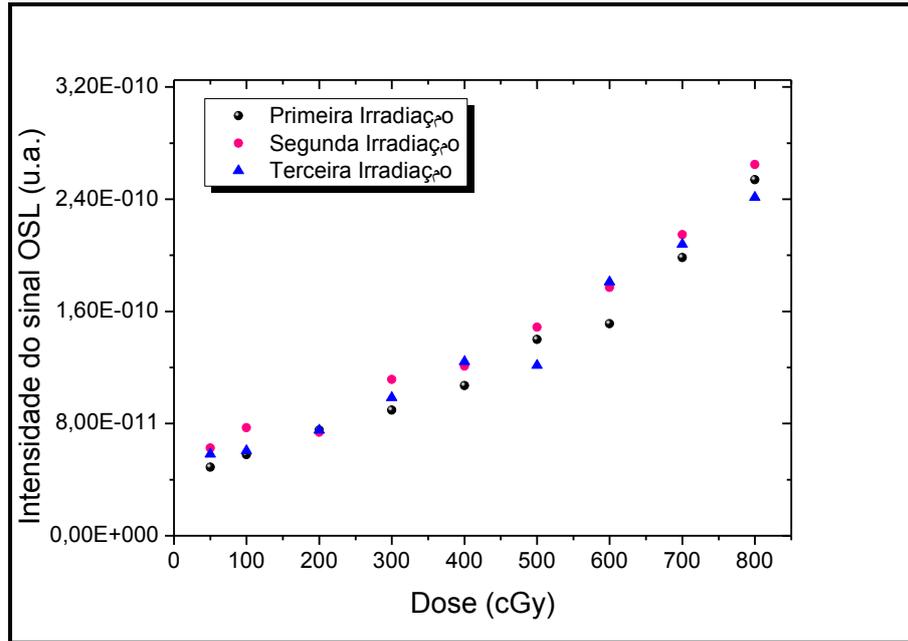


Figura 40: Repetibilidade entre medidas de pastilhas  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  (1%) irradiadas em um feixe de 200 kV para doses de 50 cGy a 800 cGy.

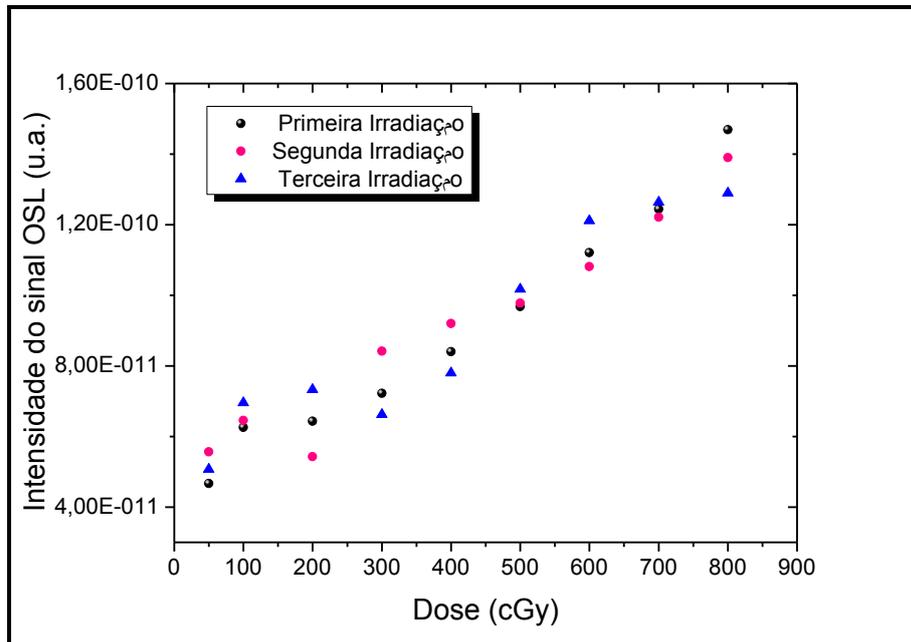


Figura 41: Repetibilidade entre medidas de pastilhas  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ (1%) irradiadas em um feixe de 6MV para doses de 50 cGy a 800 cGy.

A máxima diferença percentual encontrada entre três medidas para cada dose de irradiação no feixe de 200 kVp, foi de 33% para a dose de 100 cGy e a máxima diferença

percentual encontrada entre três medidas para cada dose de irradiação no feixe de 6 MV foi de 35% para a dose de 200 cGy.

É possível observar flutuações entre as medidas, porém sem um padrão de diminuição ou aumento de resposta entre a primeira e última leitura, indicando que não há queda ou aumento de sensibilidade das pastilhas dosimétricas no intervalo de doses acumuladas nas pastilhas para estes testes. A Tabela 3 apresenta as médias e os desvios padrão encontrados entre as três leituras, para uma mesma dose e energia de radiação e as Figuras 42 e 43 apresentam os sinais OSL médios e as respectivas barras de erro para os feixes de 200 kVp e 6 MV, respectivamente.

**Tabela 3: Diferenças Percentuais entre os sinais OSL de uma mesma pastilha dosimétrica de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  (1%), em feixes de 200 kVp e 6 MV, para o intervalo de dose entre 50 cGy e 800 cGy.**

Feixes Doses (cGy)	200 kVp		6 MV	
	Média (u.a.)	Desvio Padrão (u.a.)	Média (u.a.)	Desvio Padrão (u.a.)
50	$5,66 \times 10^{-11}$	$7,01 \times 10^{-12}$	$5,10 \times 10^{-11}$	$4,51 \times 10^{-12}$
100	$6,52 \times 10^{-11}$	$1,04 \times 10^{-11}$	$6,55 \times 10^{-11}$	$3,61 \times 10^{-12}$
200	$7,48 \times 10^{-11}$	$9,21 \times 10^{-13}$	$6,39 \times 10^{-11}$	$9,50 \times 10^{-12}$
300	$9,98 \times 10^{-11}$	$1,10 \times 10^{-11}$	$7,42 \times 10^{-11}$	$9,16 \times 10^{-12}$
400	$1,17 \times 10^{-10}$	$9,12 \times 10^{-12}$	$8,47 \times 10^{-11}$	$7,02 \times 10^{-12}$
500	$1,37 \times 10^{-10}$	$1,38 \times 10^{-11}$	$9,88 \times 10^{-11}$	$2,64 \times 10^{-12}$
600	$1,70 \times 10^{-10}$	$1,62 \times 10^{-11}$	$1,14 \times 10^{-10}$	$6,66 \times 10^{-12}$
700	$2,07 \times 10^{-10}$	$8,23 \times 10^{-12}$	$1,24 \times 10^{-10}$	$2,15 \times 10^{-12}$
800	$2,53 \times 10^{-10}$	$1,17 \times 10^{-11}$	$1,38 \times 10^{-10}$	$8,97 \times 10^{-12}$

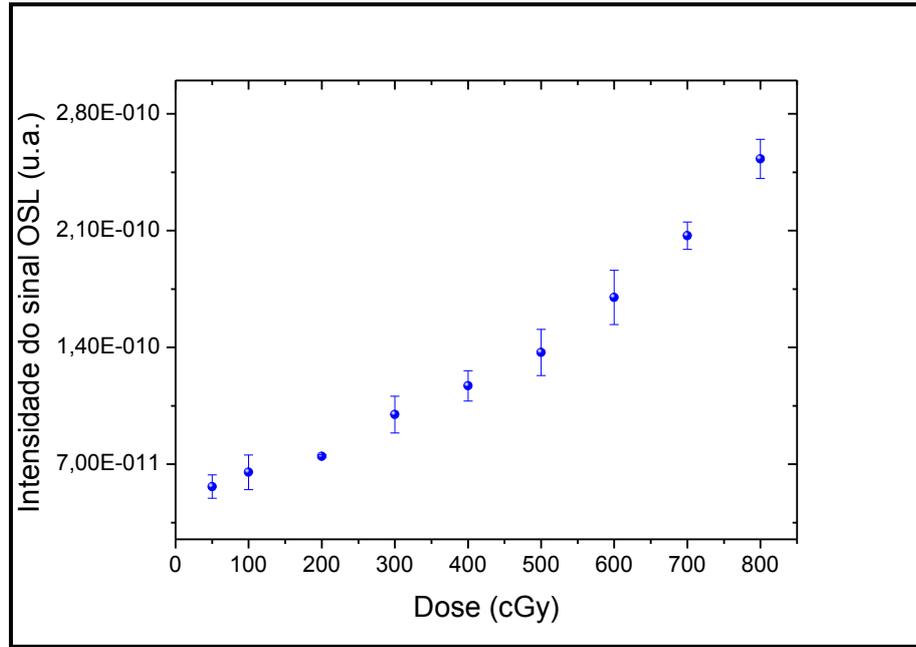


Figura 42: Médias e desvios padrão de medidas de pastilhas  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C (1%) irradiadas em um feixe de 200 kVp para doses de 50 cGy a 800 cGy.

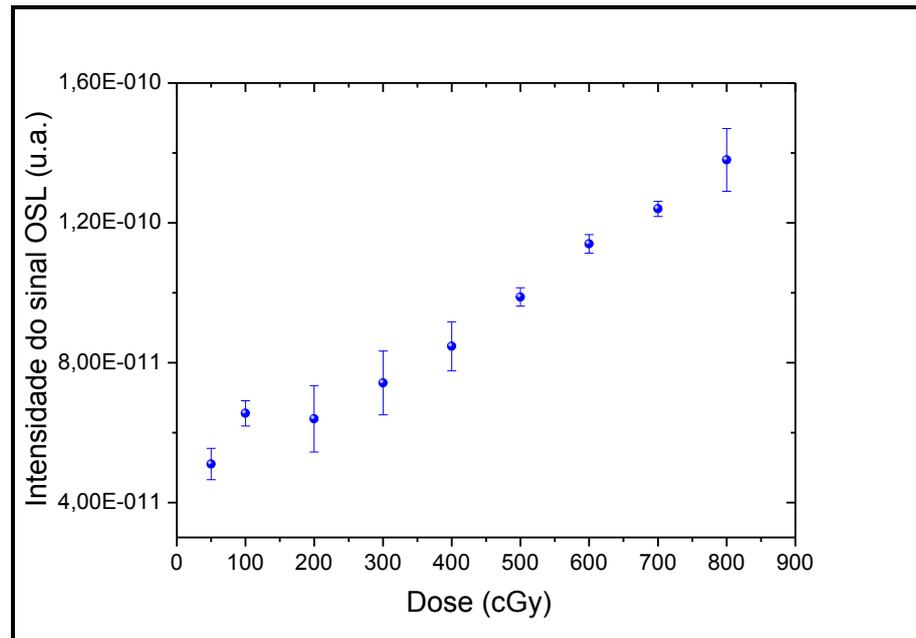


Figura 43: Médias e desvios padrão de medidas de pastilhas  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C (1%) irradiadas em um feixe de 6 MV para doses de 50 cGy a 800 cGy.

### 4.3.3 Desvanecimento do Sinal OSL

A Figura 44 mostra os sinais OSL coletados entre os intervalos de leitura de 10 minutos e 1 hora após a irradiação das pastilhas dosimétricas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$ . A dose de irradiação foi de 800 cGy, para um feixe de 50 kV<sub>p</sub>. Para esses resultados foi realizada a média entre 3 exposições da mesma pastilha dosimétrica.

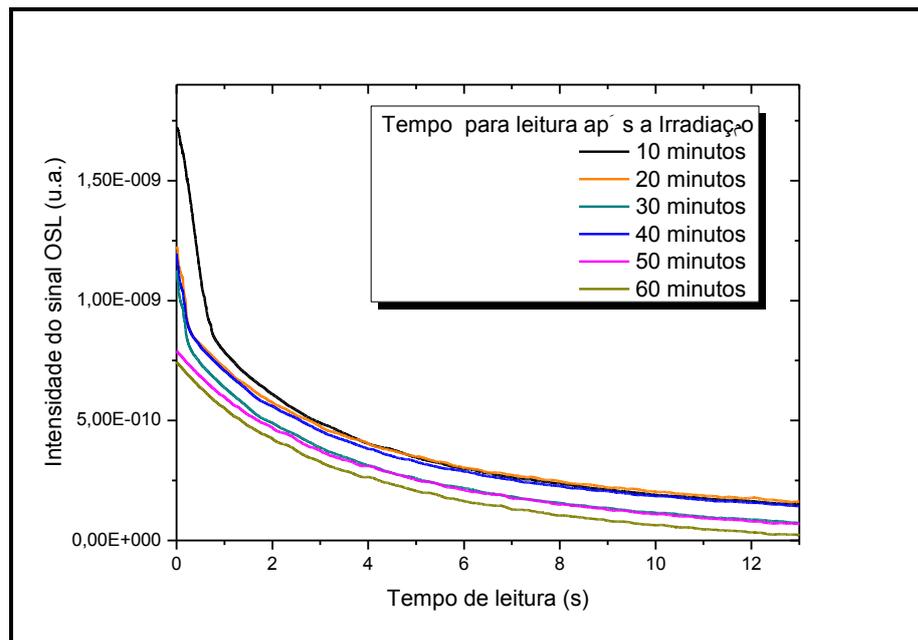
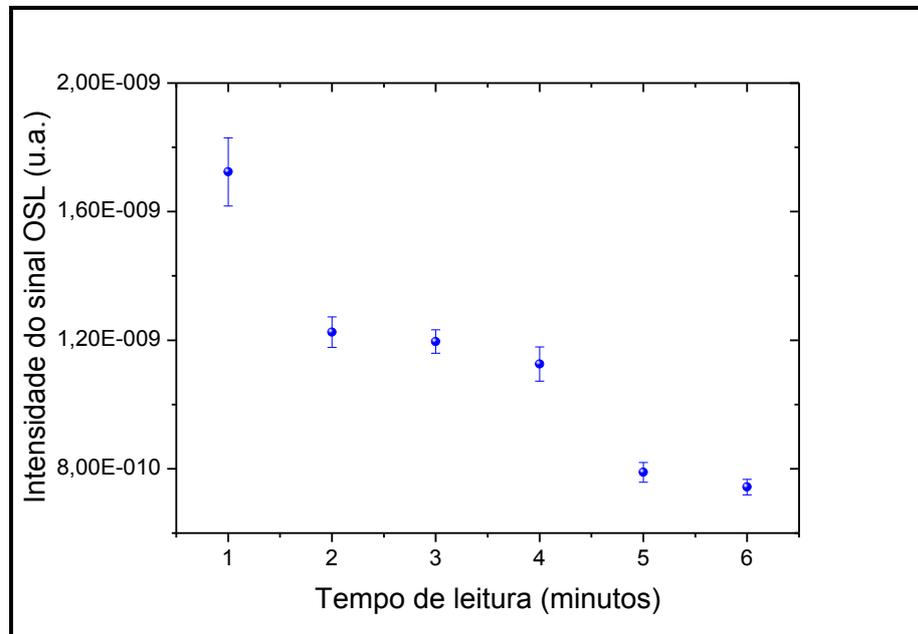


Figura 44: Sinais OSL de pastilhas dosimétricas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$ , para o intervalo de até uma hora, após a irradiação das mesmas em feixe de fótons de 50 kV<sub>p</sub> e dose de 800 cGy.

É possível observar que o sinal coletado 10 minutos após a exposição das pastilhas apresenta a maior intensidade de pico, de  $1,69 \times 10^{-9}$  u.a., com diferença percentual de intensidade em torno de 55% em relação aos sinais coletados 20, 30 e 40 minutos após a exposição. Quando o sinal coletado após 10 minutos da irradiação é comparado aos sinais coletados 50 e 60 minutos após a exposição das pastilhas, há uma ordem de grandeza nas diferenças entre as intensidades de pico obtidas. Ainda no caso de tempo de espera de 10 minutos para a leitura, verifica-se uma diminuição do ruído do sinal em comparação com os sinais coletados em intervalos de tempo maiores entre a irradiação e a leitura.

A Figura 45 apresenta as intensidades de pico dos sinais da Figura 44. Como é possível observar, os sinais OSL apresentam resposta bastante instável durante a primeira hora após a irradiação dos dosímetros, evidenciada pela queda de, aproximadamente, 55% no

sinal entre a leitura após 10 minutos e a leitura após 1 hora desde a irradiação. Essa variação no sinal é devida à produção de centros de luminescência instáveis que emitem a informação da dose absorvida em tempos curtos após a irradiação.



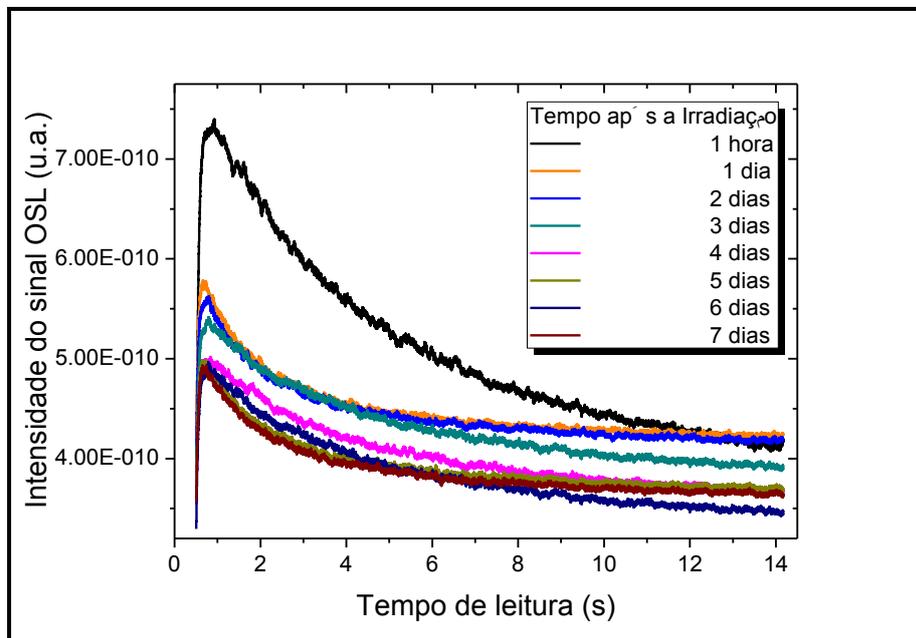
**Figura 45:** Desvanecimento do sinal OSL para pastilhas dosimétricas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$ , em função do tempo, para um intervalo de uma hora, após a irradiação das mesmas em feixe de 50 kV<sub>p</sub> e dose de 800 cGy .

Desta forma, é importante destacar a necessidade do estabelecimento de protocolos de leitura para os detectores OSL ou do uso de fatores de correção para desvanecimento do sinal quando a determinação da dose absorvida é realizada através de leituras imediatas da pastilha dosimétrica, como no caso de dosimetrias *in vivo*. A Tabela 4 apresenta fatores de correção,  $k_{desv}$ , obtidos pela equação 14, para a leitura das pastilhas dosimétricas obtidas no intervalo de até 1 hora após a irradiação, com medida após 10 minutos tomada como referência.

**Tabela 4:** Fatores de correção  $k_{desv}$  para o desvanecimento do sinal de pastilhas dosimétricas de  $\alpha$ - $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$  para o intervalo de até 1 hora após a irradiação.

Tempo de espera para leitura (min)	$k_{desv}$
10	1
20	1,40
30	1,44
40	1,52
50	2,18
60	2,31

O teste de desvanecimento do sinal OSL com o tempo foi, também, realizado para um intervalo de sete dias após a irradiação das amostras. Foram coletados os sinais de pastilhas dosimétricas a partir da primeira hora após a irradiação até o sétimo dia após a irradiação. A dose de irradiação foi de 800 cGy para um feixe de 50 kV<sub>p</sub>. A Figura 46 apresenta os sinais OSL para o intervalo de uma semana entre a irradiação e a leitura.



**Figura 46:** Sinais OSL de pastilhas dosimétricas de  $\alpha$ - $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$ , para um intervalo de até sete dias, após a irradiação em feixe de fótons de 50 kV<sub>p</sub> e dose de 800 cGy.

Notam-se diferenças percentuais entre a leitura após 1 hora e as leituras após os três primeiros dias de 27%, 32% e 37%, respectivamente. Para a leitura após 1 hora e após 4 a 7 dias, as diferenças percentuais nas leituras é de, aproximadamente, 50%. Embora haja queda do sinal em função do tempo de espera entre a irradiação e a leitura, para tempos longos de espera, essa diminuição, proporcionalmente ao tempo, é menor que para tempos de até 1 hora após a irradiação. Isto mostra que há a produção de centros de luminescência com diferentes níveis de estabilidade sendo produzidos na pastilha dosimétrica e que os centros mais estáveis são responsáveis pelo sinal obtido após 1 dia da irradiação.

A Figura 47 apresenta o desvanecimento da intensidade do sinal OSL para o intervalo de medidas entre a primeira hora e o sétimo dia após a irradiação das pastilhas dosimétricas em feixe de fótons de 50 kV<sub>p</sub> e dose de 800 cGy.

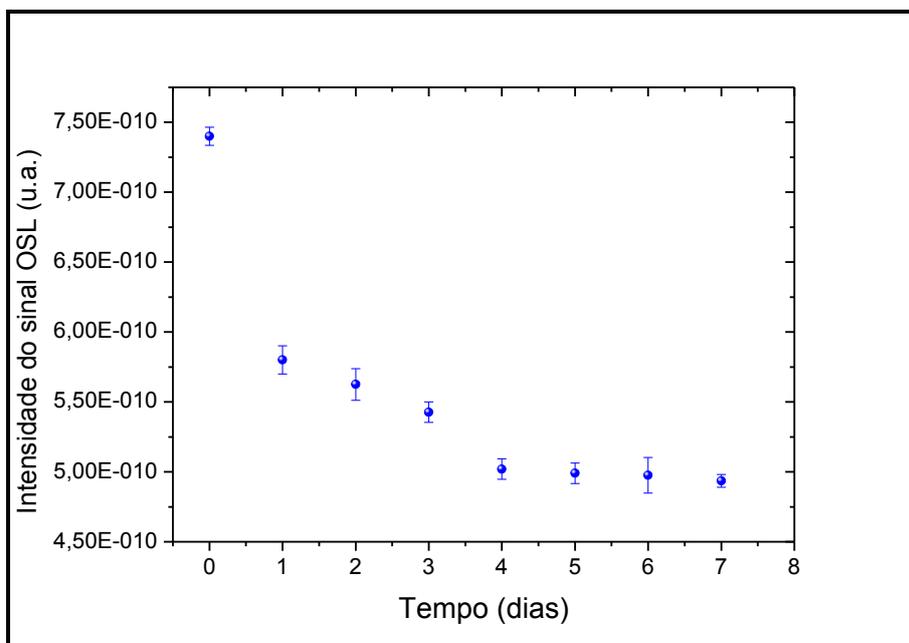


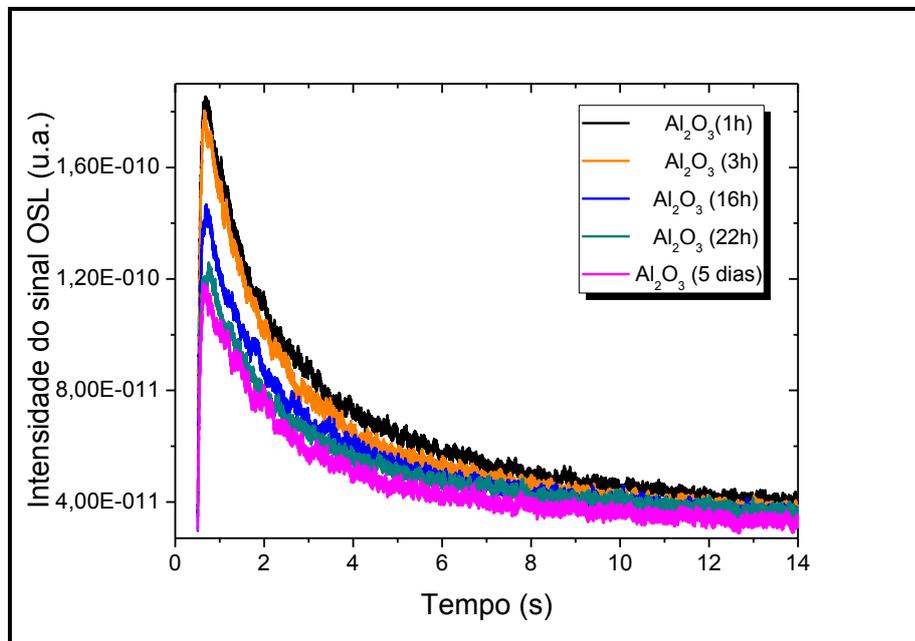
Figura 47: Desvanecimento do sinal OSL de pastilhas dosimétricas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C(1\%)}$  para um intervalo de até sete dias após a irradiação, para feixe de fótons de 50 kV<sub>p</sub> e dose de 800 cGy.

A Tabela 5 apresenta fatores de correção,  $k_{desv}$ , obtidos pela equação 14, para a leitura das pastilhas dosimétricas obtidas no intervalo de até 7 dias após a irradiação, com medida após 1 hora tomada como referência.

**Tabela 5: Fatores de correção  $k_{desv}$  para o desvanecimento do sinal de pastilhas dosimétricas de  $\alpha$ - $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$  para o intervalo de 7 dias após a irradiação**

Tempo de espera para leitura	$k_{desv}$
1 hora	1
1 dia	1,28
2 dias	1,32
3 dias	1,38
4 dias	1,39
5 dias	1,48
6 dias	1,49
7 dias	1,51

A Figura 48 mostra as intensidades dos sinais OSL, obtido pela média entre três exposições de um mesmo dosímetros de  $\alpha$ - $\text{Al}_2\text{O}_3$  em função do tempo de leitura após a irradiação.



**Figura 48: Sinais OSL de pastilhas dosimétricas de  $\alpha$ - $\text{Al}_2\text{O}_3$ , para um intervalo de até cinco dias após a irradiação em feixe de fótons de 50 kV<sub>p</sub> e dose de 800 cGy.**

As diferenças percentuais encontradas entre os sinais OSL das pastilhas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$  coletados após a primeira hora da irradiação em relação aos sinais OSL das pastilhas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$  coletados após 3 horas e 16 horas da irradiação foram de 0,9% e 25%, respectivamente. Já a diferença percentual entre os sinais OSL das pastilhas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$  coletados após 22 horas e 5 dias da radiação foi de 9% . Quando o sinal OSL da primeira medida, coletado hora após a irradiação é comparado com o sinal OSL da medida coletada 5 dias após a irradiação a diferença percentual aumenta para 60%, evidenciando desvanecimento de sinal significativo do material.

#### 4.3.4 Variação na resposta de dosímetros $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$ em função da Dose Acumulada

O mesmo lote de dosímetros  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$  utilizado para o teste de homogeneidade de grupo foi submetido a mais duas exposições, um mês e dois meses após a primeira irradiação, de modo a possibilitar o estudo da variação da resposta OSL em função da dose acumulada na pastilha dosimétrica. A Figura 49 apresenta as médias dos sinais OSL coletados para um mesmo lote de detectores em uma primeira exposição após a manufatura e outras duas exposições após 1e 2 meses da manufatura. A mesma dose de irradiação de 1000 cGy foi usada em todas as exposições em um feixe de 6 MV.

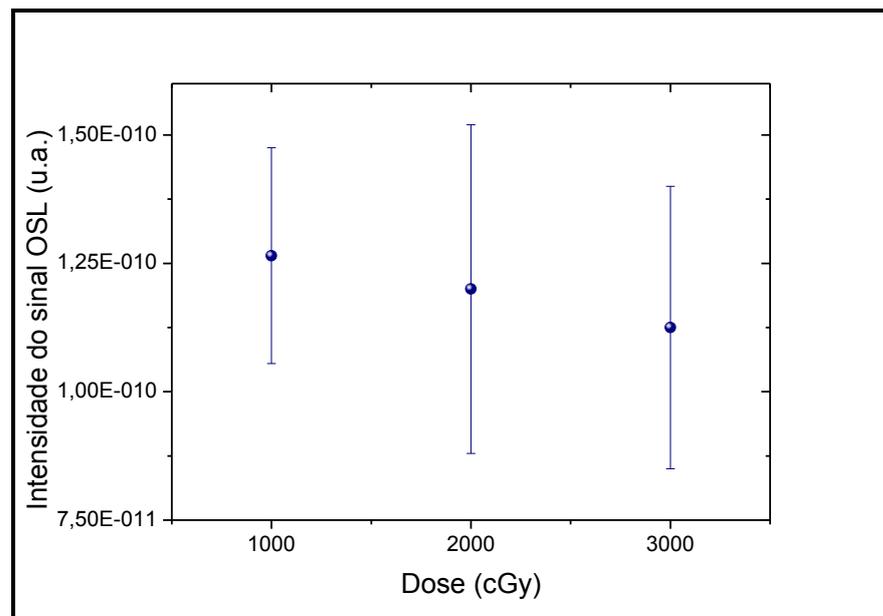


Figura 49: Intensidade do sinal OSL em função da dose acumulada na pastilha de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$  para irradiação em feixe de fótons de 6 MV.

O valor médio do sinal OSL encontrado para a segunda medida, realizada um mês após a primeira irradiação foi de  $1,2 \times 10^{-10} \pm 3,2 \times 10^{-11}$  unidades arbitrárias. Já para a terceira irradiação do grupo, dois meses após a primeira irradiação, o valor médio da intensidade do sinal OSL cai para  $1,125 \times 10^{-10} \pm 2,8 \times 10^{-11}$  unidades arbitrária. É possível verificar que existe uma perda de sensibilidade do sinal com a dose acumulada da primeira irradiação para a segunda e terceira de 5% e 12%, respectivamente, no entanto esta interferência não é significativa, pois todas as médias estão dentro das barras de erro.

#### ***4.3.5 Sinal OSL: análise e verificação da intensidade do sinal***

Os testes apresentados nesta seção referem-se à linearidade de resposta dos dosímetros  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$  com a dose de irradiação e à verificação do sinal de background dos dosímetros  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$ .

##### **4.3.5.1 Linearidade**

A Figura 50, a seguir, mostra o sinal da pastilha OSL, de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  dopada com 1% de carbono, irradiada e o sinal de *background* da mesma para uma dose de 800 cGy, obtida em um aparelho de ortovoltagem Siemens *Stabilipan II*, do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP, utilizando-se um feixe de 200 kV<sub>p</sub>, para um campo de 10X10 cm<sup>2</sup>. A Figura 51 mostra o mesmo sinal com o *background* da pastilha já subtraído, que é o sinal referente à dose absorvida pela pastilha dosimétrica.

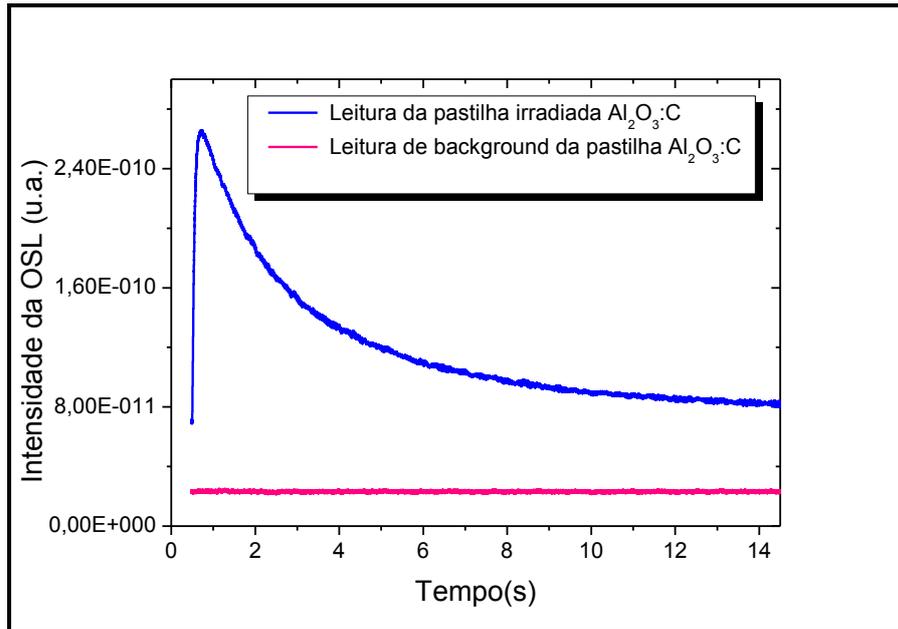


Figura 50: Sinal OSL da pastilha irradiada e o sinal de *background* da mesma, para um feixe de 200 kV<sub>p</sub> e uma dose de 800 cGy.

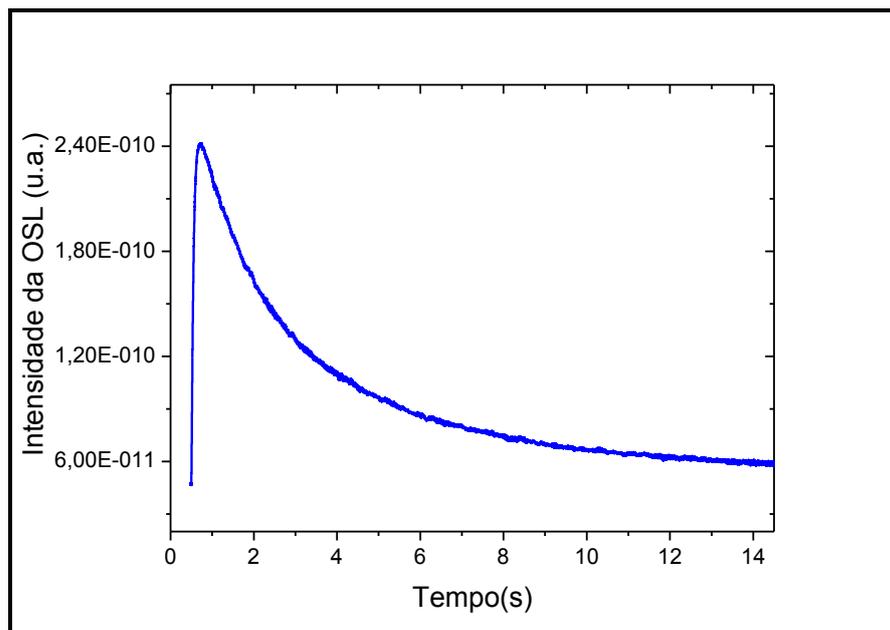


Figura 51: Sinal OSL efetivo da pastilha dosimétrica para um feixe de 200 kV<sub>p</sub> e uma dose de 800 cGy.

É possível observar o formato característico da queda exponencial do sinal da pastilha OSL. A intensidade do sinal OSL, subtraída a medida de *background*, diminui cerca de 20% do seu valor inicial, evidenciando que, para esta dose, 80% do sinal corresponde à resposta dosimétrica da pastilha.

O mesmo experimento foi realizado para uma unidade de cobaltoterapia, em um aparelho Siemens *GAMMATRON S80*, para uma mesma dose de 800 cGy e pastilhas de um mesmo lote, e o sinal obtido é mostrado na Figura 52.

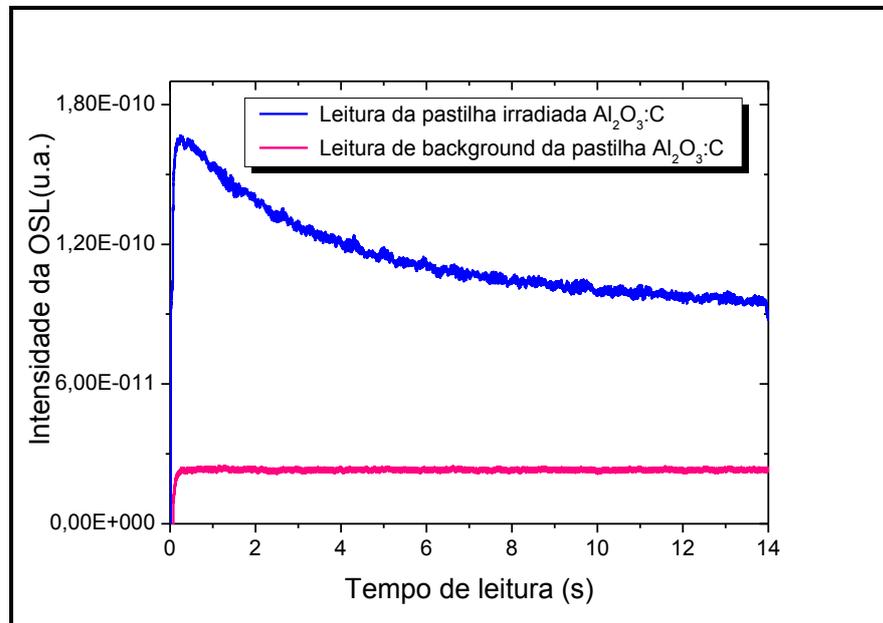


Figura 52: Sinal OSL da pastilha irradiada e o sinal de background da mesma, para um feixe de Co-60 e uma dose de 800 cGy.

A Figura 53 apresenta a subtração entre os sinais apresentados na Figura 52, correspondendo a resposta dosimétrica efetiva da pastilha dosimétrica, para a energia de 1,25 MeV e a dose de 800 cGy. Neste caso, a intensidade do sinal OSL diminuiu 17% em relação ao sinal inicial. Para os dois casos, observa-se que o sinal de *background* das pastilhas dosimétricas permanece em torno de  $2 \times 10^{-11}$  u.a., próximo ao sinal de *background* do leitor.

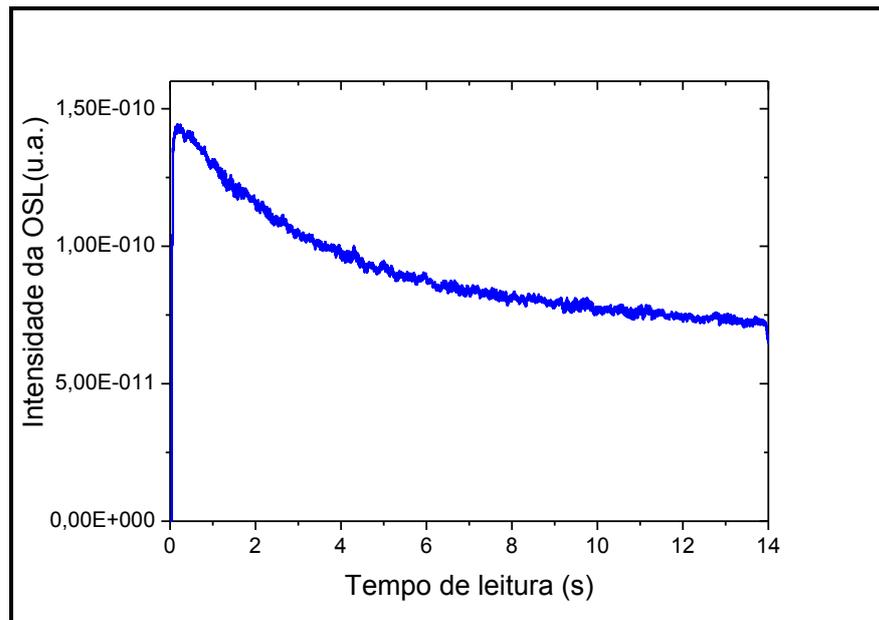


Figura 53: Sinal OSL efetivo da pastilha dosimétrica para um feixe de Co-60 e uma dose de 800 cGy.

A análise dos dois sinais OSL, obtidos para os feixes de 200 kV<sub>p</sub> e de <sup>60</sup>Co, apresenta ligeira diferença na característica de decaimento do sinal, sendo que o pico do sinal OSL para o feixe de cobaltoterapia apresenta um decaimento exponencial de menor ordem em relação ao do feixe de 200 kV<sub>p</sub>. Essas mesmas diferenças na característica de decaimento do sinal também foram observadas durante os testes de sinal de *background* do leitor, evidenciando uma característica de resposta do sistema de leitura. De modo geral, observou-se que medidas com menor intensidade máxima produzem quedas menos acentuadas do sinal residual em relação a medidas que produzem picos mais acentuados. Desta forma, a análise dos sinais OSL obtidos através da intensidade de pico ou da área sobre a curva do sinal produz resultados discrepantes para análises em tempos de aquisição prolongados, em que a área sobre a curva do sinal residual contribui com uma grande parcela da leitura. A forma de análise dos sinais OSL obtidos neste trabalho baseou-se na altura do pico do sinal obtido, de forma a diminuir a influência dessa característica de resposta do leitor.

A partir das Figuras 51 e 53, verifica-se, ainda, que os valores máximos de intensidade OSL também diferem para a mesma dose de irradiação em energias diferentes. Estes resultados serão discutidos na seção 4.3.5.1.

Conforme discutido, a escolha da região da curva para a quantificação do sinal OSL influencia na caracterização da resposta dosimétrica da pastilha. A Figura 54 mostra os sinais

OSL, de pastilhas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  dopadas com 1% de carbono, coletados para um intervalo de dose entre 50 cGy e 800 cGy para um feixe de megavoltagem de Co-60.

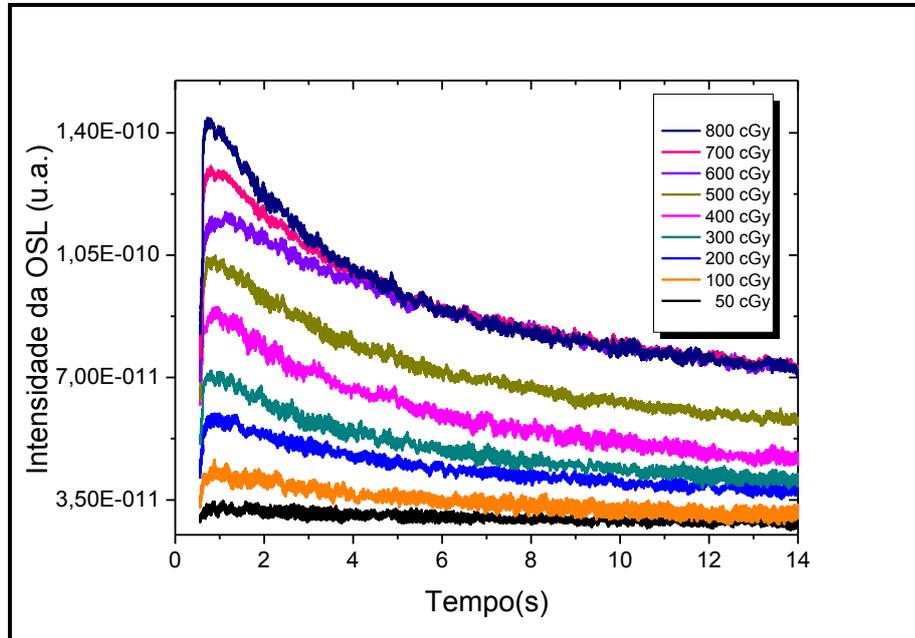


Figura 54: Intensidade do sinal OSL para um feixe de cobaltoterapia, para um intervalo de dose de 50 cGy a 800 cGy.

Qualitativamente, é possível observar que o pico do sinal OSL cresce em função da dose absorvida. Para cada sinal referente a uma determinada dose foi realizada a média entre três exposições de uma mesma pastilha.

A Figura 55 mostra a relação entre o sinal de máxima intensidade da curva OSL em função da dose e a Figura 56 apresenta a integral das curvas OSL em função da dose, para os sinais referentes à Figura 54.

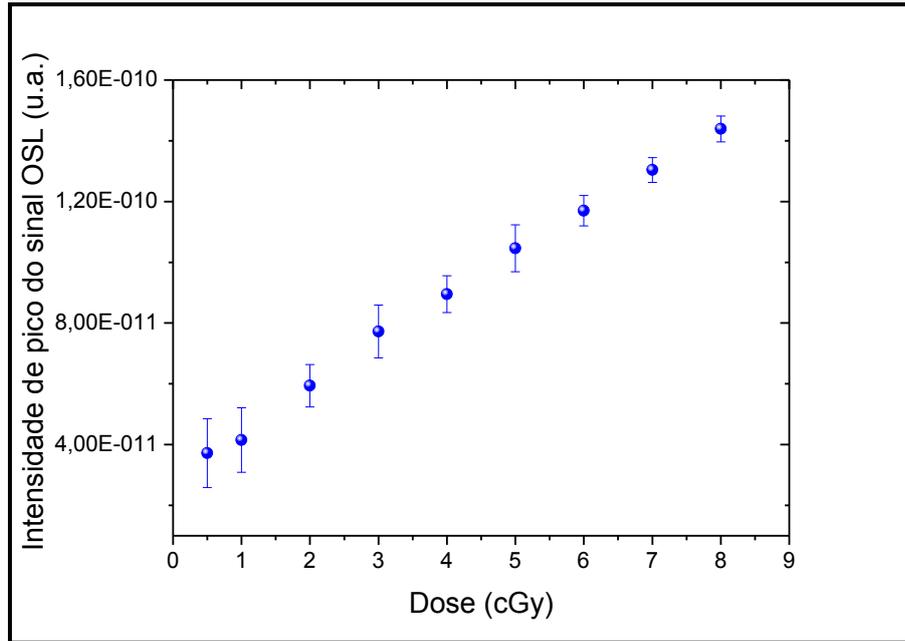


Figura 55: Intensidade de pico da curva OSL em função da dose absorvida para irradiação em feixe de Co-60.

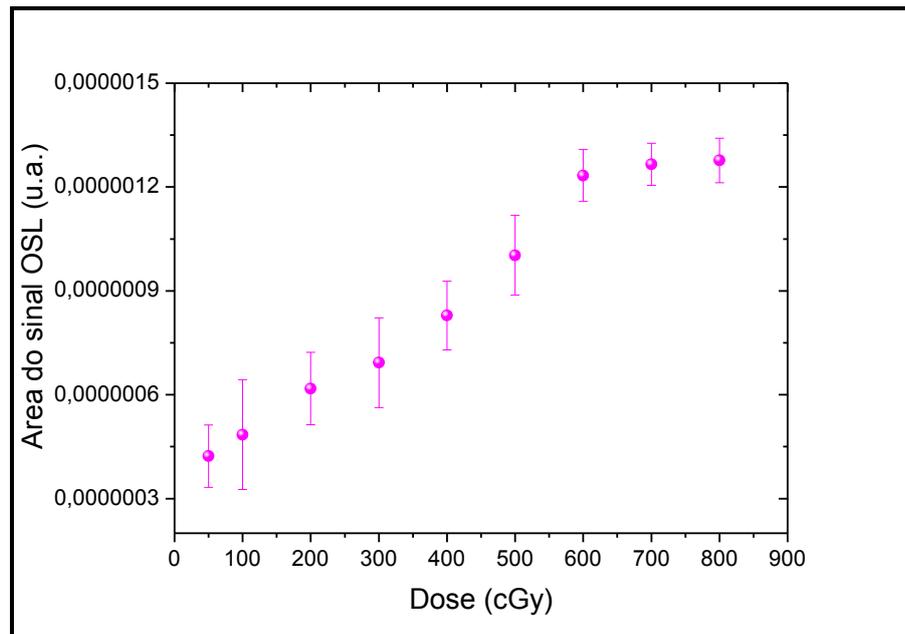


Figura 56: Área do sinal OSL em função da dose absorvida para irradiação em feixe de Co-60.

Analisando-se as Figuras 55 e 56 é possível inferir que os valores da intensidade do pico do sinal OSL apresentam comportamento linear em função da dose ( $r= 0,99681$ ) em todo o intervalo de doses utilizadas, e, excluindo-se o ponto de menor dose, obtém-se melhor linearidade de resposta OSL em função da dose ( $r=0,99694$ ), ao contrário da resposta em função da área sobre a curva do sinal. Além disso, a utilização de valores de intensidade de

pico, atribuídos ao sinal OSL, possibilitam a aquisição do sinal em tempos relativamente pequenos. Assim, várias medidas podem ser realizadas em um curto intervalo de tempo, dessa forma, torna-se mais eficiente a aplicabilidade deste dosímetro em protocolos clínicos. A análise da intensidade do pico foi, assim, utilizada para a quantificação dos sinais OSL para os testes dosimétricos.

#### 4.3.5.2 Sinal de *background* de dosímetros $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$

Este teste foi realizado a fim de se verificar possíveis mudanças no comportamento da curva de sinal de *background* das pastilhas OSL com o tempo. A Figura 57 apresenta o comportamento do sinal OSL de pastilhas não irradiadas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$  e de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$  dopadas com 1% de carbono. Para clareza de apresentação, somente a leitura inicial e após 15 dias, são apresentadas.

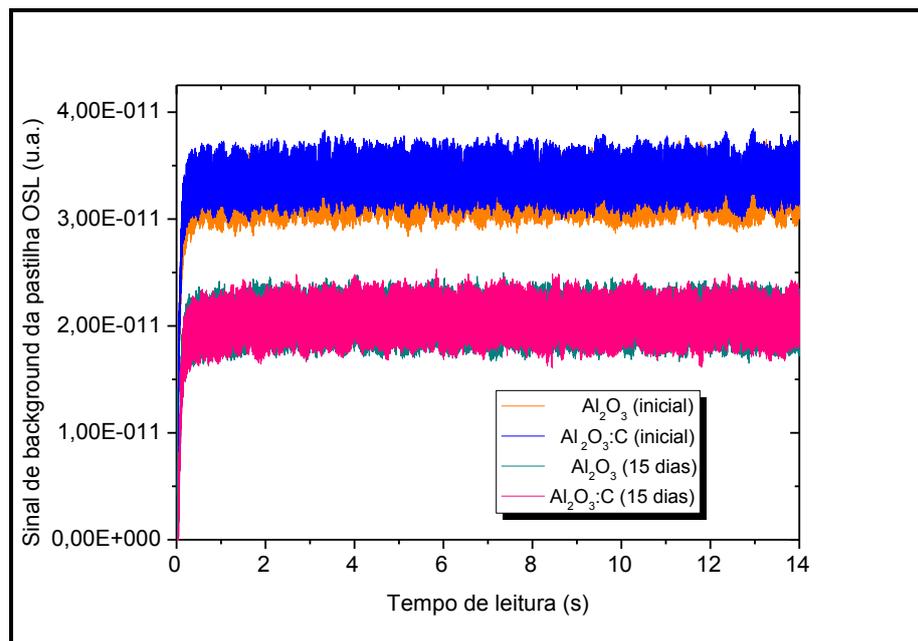


Figura 57: Sinal de *background* de pastilhas  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$  e  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ (1%) não irradiadas para medidas iniciais e em um intervalo de 15 dias.

Uma diferença percentual em torno de 60% é encontrada entre as medidas de *background* inicial para pastilhas  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ , dopadas e não dopadas com carbono, e as medidas de *background* das mesmas após 15 dias. O aumento no sinal de *background* das pastilhas é observado quando as leituras são coletadas logo após o momento de manufatura das mesmas,

evidenciando um efeito de instabilidade dos centros de luminescência produzidos. Observa-se assim, que um tempo de 15 dias entre a manufatura e o uso da pastilha é adequado para que o sinal de *background* volte ao seu valor característico, de  $2 \times 10^{-11}$  u.a. (ver seção 4.1.1). Pode-se verificar, também, que não há diferença significativa entre os sinais das pastilhas dopadas e não dopadas para o mesmo período de leitura.

#### 4.3.6 Sensibilidade do Dosímetros $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ (1%)

Nesta seção serão apresentados e discutidos os resultados experimentais e simulados referentes à sensibilidade dos dosímetros  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ (1%) em função do feixe de fótons.

##### 4.3.6.1 $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ (1%)

A resposta OSL de dosímetros de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  (1%) em função da dose e da energia do feixe foi analisada neste teste. O intervalo de dose escolhido para a análise foi de 50 cGy a 800 cGy, em feixes de 50 kV<sub>p</sub> a 15 MV. A Figura 58 apresenta os sinais OSL para os feixes em estudo.

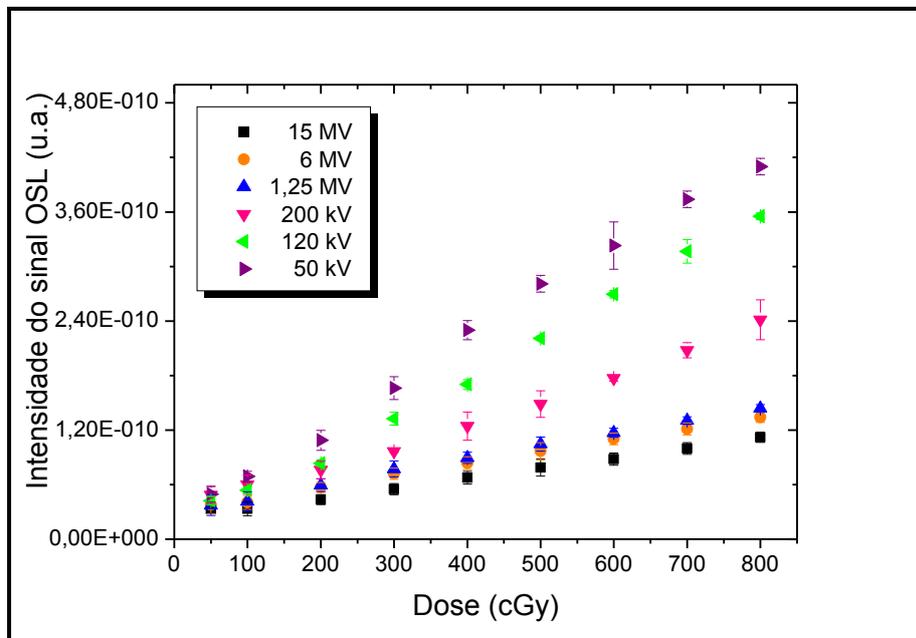


Figura 58: Resposta OSL de dosímetros  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  (1%) em função da dose e da energia do feixe.

É possível verificar que a resposta OSL é linear para os feixes de alta energia, de 1,25 MV, 6 MV e 15 MV, para todo o intervalo de doses utilizadas. As diferenças percentuais entre a resposta OSL do feixe de 1,25 MV e a dos feixes de 6 MV e 15 MV, são de, respectivamente, 7% e 28%, para a dose de 800 cGy. Quando estes feixes são comparados com os de mais baixa energia, observam-se diferenças significativas de resposta OSL em função da dose. As máximas diferenças percentuais entre respostas OSL, para o feixe de 50 kV<sub>p</sub> em relação ao de 120 kV e de 200 kV, foram de 1,3% e 6,9%, respectivamente, para a dose de 800 cGy. Esta análise evidencia a dependência energética da resposta OSL em função da dose.

As Figuras 59 e 60 apresentam os sinais OSL de dosímetros  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$ , para os feixes de, 50 kV<sub>p</sub> e 6 MV, respectivamente, mostrando as diferenças nos valores de pico dos sinais e nos sinais residuais em função da dose.

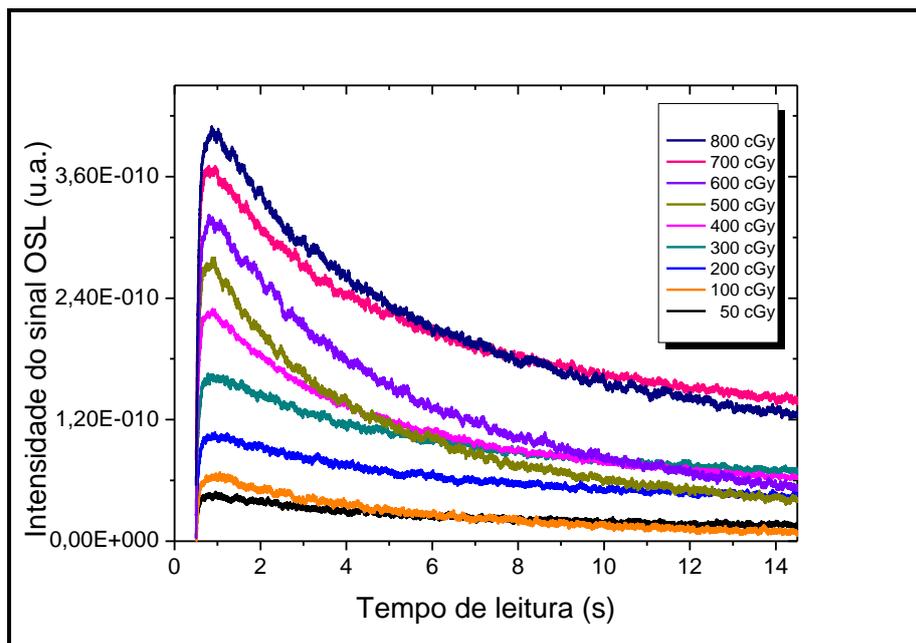


Figura 59: Sinais OSL de dosímetros  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$  para o intervalo de dose de 50 cGy a 800 cGy, para um feixe de 50 kV<sub>p</sub>.

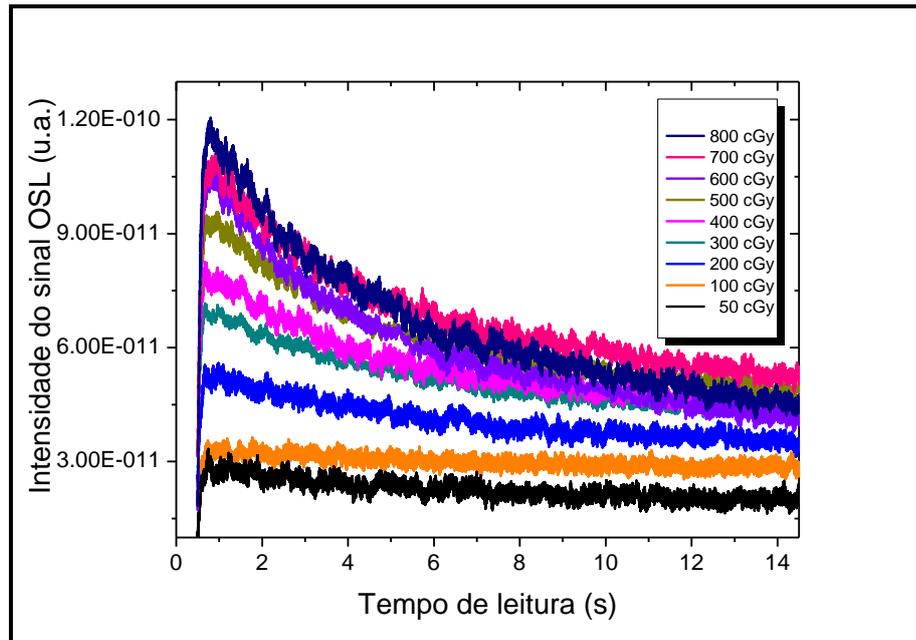


Figura 60: Sinais OSL de dosímetros  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$  para o intervalo de dose de 50 cGy a 800 cGy, para o feixe de 6 MV.

A Tabela 6 apresenta as respostas OSL de dosímetros de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$ , em feixes de 50 kV<sub>p</sub> a 15 MV, para as doses entre 50 cGy e 800 cGy.

**Tabela 6: Resposta OSL dos dosímetros de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  (1%), para as doses entre 50 cGy e 800 cGy em feixes de 50 kV a 15 MV.**

		<b>Resposta OSL (u.a.)</b>					
<b>Feixes</b>	<b>Dose (cGy)</b>	<b>50 kV</b>	<b>120 kV</b>	<b>200 kV</b>	<b>1,25 MV</b>	<b>6 MV</b>	<b>15 MV</b>
		50	$4,94 \times 10^{-11}$	$4,22 \times 10^{-11}$	$4,87 \times 10^{-11}$	$3,72 \times 10^{-11}$	$3,76 \times 10^{-11}$
100	$6,89 \times 10^{-11}$	$5,38 \times 10^{-11}$	$6,01 \times 10^{-11}$	$4,15 \times 10^{-11}$	$4,04 \times 10^{-11}$	$3,32 \times 10^{-11}$	
200	$1,09 \times 10^{-10}$	$8,35 \times 10^{-11}$	$7,62 \times 10^{-11}$	$5,94 \times 10^{-11}$	$5,69 \times 10^{-11}$	$4,35 \times 10^{-11}$	
300	$1,66 \times 10^{-10}$	$1,32 \times 10^{-10}$	$9,66 \times 10^{-11}$	$7,72 \times 10^{-11}$	$7,20 \times 10^{-11}$	$5,51 \times 10^{-11}$	
400	$2,30 \times 10^{-10}$	$1,70 \times 10^{-10}$	$1,24 \times 10^{-10}$	$8,95 \times 10^{-11}$	$8,37 \times 10^{-11}$	$6,77 \times 10^{-11}$	
500	$2,81 \times 10^{-10}$	$2,20 \times 10^{-10}$	$1,49 \times 10^{-10}$	$1,05 \times 10^{-10}$	$9,68 \times 10^{-11}$	$7,88 \times 10^{-11}$	
600	$3,23 \times 10^{-10}$	$2,69 \times 10^{-10}$	$1,77 \times 10^{-10}$	$1,17 \times 10^{-10}$	$1,10 \times 10^{-10}$	$8,81 \times 10^{-11}$	
700	$3,74 \times 10^{-10}$	$3,17 \times 10^{-10}$	$2,08 \times 10^{-10}$	$1,30 \times 10^{-10}$	$1,21 \times 10^{-10}$	$9,98 \times 10^{-11}$	
800	$4,09 \times 10^{-10}$	$3,55 \times 10^{-10}$	$2,41 \times 10^{-10}$	$1,44 \times 10^{-10}$	$1,34 \times 10^{-10}$	$1,12 \times 10^{-10}$	

A Tabela 7 apresenta as sensibilidades das pastilhas de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  (1%) para os feixes de 50 kV<sub>p</sub> a 15 MV, para o intervalo de dose de 50 cGy a 800 cGy. Os valores de sensibilidade referem-se aos coeficientes angulares dos ajustes lineares para as respostas OSL em função da dose de radiação para cada energia de feixe utilizado.

**Tabela 7: Sensibilidade dos dosímetros de  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C (1%), para o intervalo de dose de 50 cGy e 800 cGy, nos feixes entre 50 kV<sub>p</sub> e 15 MV.**

Feixes	Sensibilidade (u.a./cGy)
50 kV	$4,79 \times 10^{-13}$
120 kV	$4,17 \times 10^{-13}$
200 kV	$2,56 \times 10^{-13}$
1,25 MV	$1,42 \times 10^{-13}$
6 MV	$1,28 \times 10^{-13}$
15 MV	$1,05 \times 10^{-13}$

Os diferentes valores de sensibilidade encontrados representam a dependência energética dos dosímetros de  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C(1%) para as energias dos espectros estudados. É possível verificar valores próximos de sensibilidade para os feixes de energias de 1,25 MV, 6 MV e 15 MV, ao contrário dos feixes de menores energias, evidenciando maior dependência energética de resposta OSL para as os feixes de mais baixa energia, garantindo aplicabilidade clínica dos dosímetros de  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C (1%) na prática de verificação de entrega de dose em tratamentos radioterápicos. De forma geral, entretanto, a variação da sensibilidade dos dosímetros de  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C (1%) exige a calibração dos mesmos na energia de aplicação para a diminuição das incertezas nas doses determinadas com os mesmo.

#### ***4.3.6.1.1 Dependência Energética de dosímetros OSL: Comparação entre SMC pelo código PENELOPE e Procedimentos Experimentais***

A Figura 61 apresenta os sinais OSL dosímetros de  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C (1%), em função da energia do feixe, obtidos experimentalmente, para o intervalo de 50 kV<sub>p</sub> a 15 MV para uma dose de 800 cGy. As barras de erro de cada resposta OSL em função da energia do espectro

de radiação evidenciam maiores flutuações entre as respostas para energias menores, devido à instabilidade dos centros de luminescência produzidos nesta região.

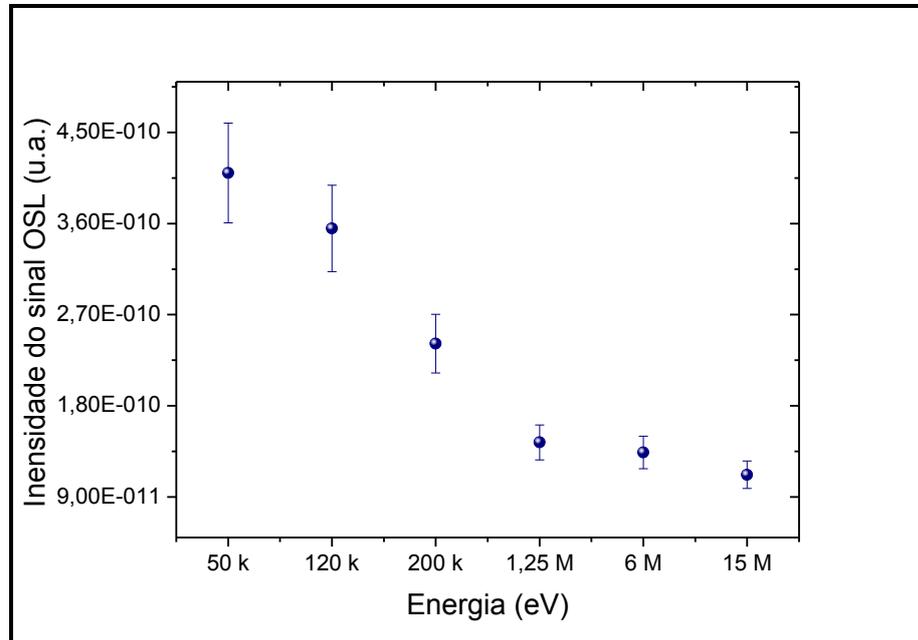


Figura 61: Sinais OSL dosímetros de  $\alpha$ - $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  (1%), em função da energia do feixe, para dose de 800 cGy.

A Tabela 8 apresenta as respostas OSL de dosímetros de  $\alpha$ - $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  (1%), simuladas e experimentais em função da energia do espectro relativas à energia do cobalto. Os feixes simulados foram aqueles de 22,3 kV, 80 kV, 106,9 kV, 1,25 MV, 2,4 MV e 5 MV, sendo que, a pastilha dosimétrica foi posicionada na posição de *build-up* em relação a cada feixe, com distância fonte-superfície de 40 cm para os três primeiros feixes e de 100 cm para os outros feixes de irradiação. As respostas experimentais foram coletadas de irradiações de pastilhas de  $\alpha$ - $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ (1%) com uma dose de 800 cGy, para os feixes de 50 kV, 120 kV, 200 kV, 1,25 MV, 6 MV e 15 MV. As características de luminescência na resposta OSL não são simuladas com o código PENELOPE. Na simulação a dose absorvida relaciona-se a energia depositada ou absorvida durante o processo de irradiação, o que, para baixas energias torna-se mais evidente, uma vez que, a absorção de energia por interação da radiação com o tecido é maior para energias mais baixas, como pode ser observado, por exemplo, pela elevada resposta OSL do feixe de 22,3 kV simulado.

**Tabela 8: Respostas OSL simuladas e experimentais de dosímetros de  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C (1%), em função da energia do espectro, relativas à energia de 1,25 MV.**

<b>Energias de Espectro (eV)</b>	<b>Resposta OSL relativa à energia de 1,25 MV</b>
22,3k (SMC)	155,85
50k (exp)	2,85
80k (SMC)	4,08
120k (exp)	2,47
106,9k (SMC)	2,84
200k (exp)	1,68
1,25M (SMC)	1
2,4M (SMC)	0,52
5M (SMC)	0,16
6M (exp)	0,93
15M (exp)	0,78

#### 4.3.6.2 Sensibilidade de Dosímetros $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:NTC

A Figura 62 apresenta respostas OSL dos detectores  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:NTC e dos detectores  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C(1%) para o intervalo de dose de 200 cGy a 800 cGy, obtidas em feixes de fótons de 50 kV<sub>p</sub>, de modo a proporcionar um estudo preliminar da aplicação de nanotubos de carbono como material dopante de pastilhas dosimétricas de alumina.

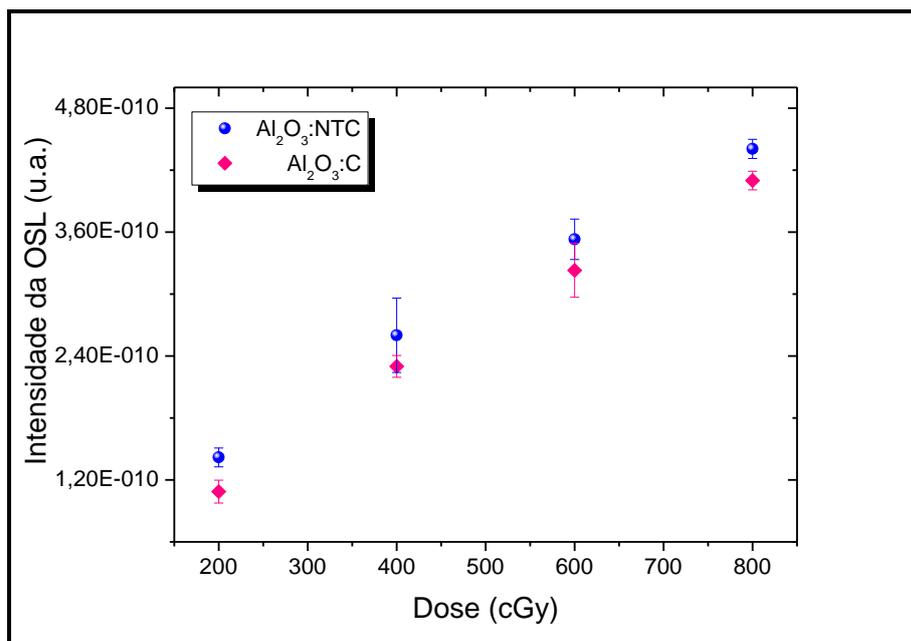


Figura 62: Resposta OSL em função da dose de radiação, para detectores de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:NTC}$  e de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ , irradiados em feixe de fótons de 50 kV<sub>p</sub>.

Verifica-se aumento significativo do sinal OSL para os dosímetros dopados com nanotubos de carbono, de paredes simples, em relação aos dopados com carbono grafite. A diferença percentual entre as respostas foi de, aproximadamente, 30%, 13%, 9% e 7%, para as doses de, 200, 400, 600 e 800 cGy, respectivamente. É possível verificar que os dosímetros de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:NTC}$ (1%), apresentam linearidade de resposta ( $r=0,9922$ ) para este intervalo de dose, e aumento de sensibilidade quando comparado aos dosímetros  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ (1%), dopados com carbono grafite. Estes resultados evidenciam o estudo do dopante nanotubo de carbono de paredes simples, como possível sucessor ao carbono grafite em dosimetria OSL.

#### 4.3.7 Dependência de resposta OSL com a Taxa de Dose para Dosímetros $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ (1%)

A Figura 63 apresenta a resposta OSL dos dosímetros de  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ (1%) em função da taxa de dose para um feixes de fótons de 50 kV<sub>p</sub>, para taxas de doses entre 50 cGy/min e 600 cGy/min, para uma dose de 800 cGy.

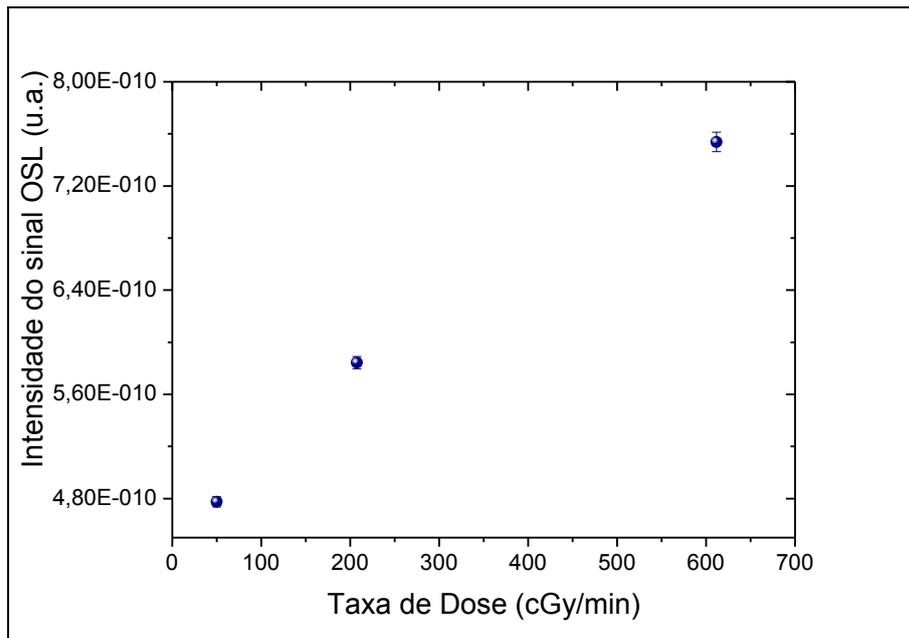


Figura 63: Dependência da resposta OSL do dosímetro  $\alpha$ - $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$  com a taxa de dose para um feixe de 50 kV<sub>p</sub>, para taxas de doses entre 50 cGy/min e 600 cGy.

É possível verificar uma acentuada dependência de resposta OSL do dosímetro  $\alpha$ - $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$  com a taxa de dose para o feixe de 50 kV<sub>p</sub>. A maior taxa de dose analisada, de 600 cGy/min, apresenta 28% de diferença percentual, em relação a taxa de dose de 200 cGy/min, e 58%, em relação a taxa de dose de 50 cGy/min. Entre as taxa de dose de 200 cGy/min e 50 cGy/min, a diferença percentual nas respostas OSL foi de 22%.

A Figura 64 apresenta a relação entre os sinais OSL do dosímetro  $\alpha$ - $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}(1\%)$  em função da taxa de dose para um feixe de 6 MV. A máxima diferença percentual de resposta OSL, entre a taxa de 179 cGy/min e 300 cGy/min foi de 0,05%, garantindo independência de resposta em função da taxa de dose para essa energia.

A resposta obtida em feixes de menores energias é devida, em parte, a sinal armazenado em centros de luminescência de menor energia e, portanto, mais instáveis no tempo. Por outro lado, feixes de menores energias produzem maior sinal OSL para uma mesma dose, relacionando-se a mais centros de luminescência participando da produção do sinal. Desta forma, a medida em que baixas taxas de doses são utilizadas para feixes de baixas energias, parte do sinal armazenado é perdido devido ao decaimento do sinal de centros de luminescência durante a irradiação. Para essas energias, à medida que a taxa de dose aumenta, um número proporcionalmente maior de armadilhas é preenchida devido à alta resposta da pastilha em função da energia, fazendo com que o sinal aumente em relação ao

sinal em baixa taxa de dose. Para altas energias, em que armadilhas mais profundas armazenam a resposta da pastilha dosimétrica, a perda de sinal por desarmadilhamento dos elétrons é menor, influenciando menos no sinal em função da taxa de dose.

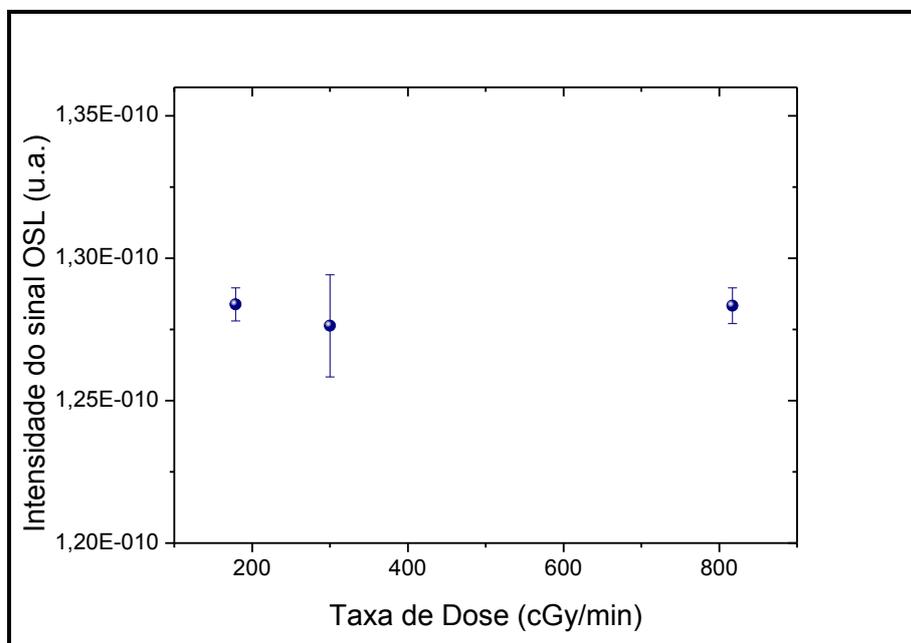


Figura 64: Dependência da resposta dosímetro OSL com a taxa de dose para um feixe de 15MV.

Os resultados da resposta da pastilha dosimétrica em função da taxa de dose, para as energias de 50 kV<sub>p</sub> e 15 MV, evidenciam a aplicabilidade do dosímetro  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C(1%) na prática de verificação das doses obtidas com as taxa de dose típicas utilizadas em tratamentos radioterápicos.

#### ***4.4. Simulação Monte Carlo de Porcentagens de Dose Profunda utilizando o código PENELOPE***

De acordo com a seção 3.4, as porcentagens de dose profunda (PDP) com pastilhas OSL de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> posicionadas na superfície de um objeto simulador de água foram comparadas com as porcentagens de dose profunda simuladas sem a presença das pastilhas dosimétricas, a fim de verificar a influência destas na dose depositada na superfície de entrada do paciente quando estas são utilizadas em procedimentos de verificação de dose. As curvas de porcentagem de dose profunda simuladas por Monte Carlo com o código PENELOPE são apresentadas nas Figuras 65 e 66 para os feixes de 6 MV e 10 MV, respectivamente.

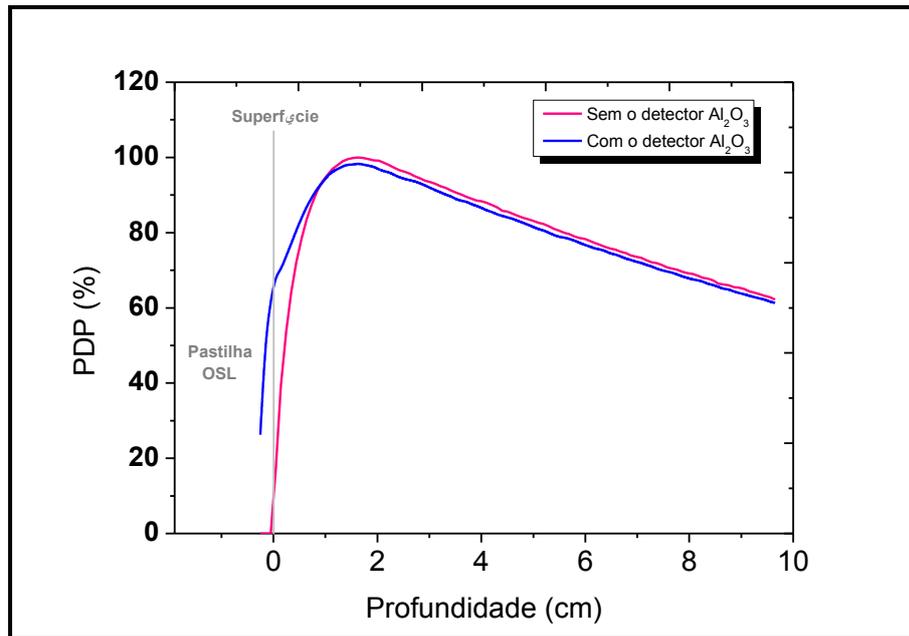


Figura 65: Porcentagem de dose profunda simuladas, com e sem pastilha OSL posicionada na superfície, para o feixe de 6 MV.

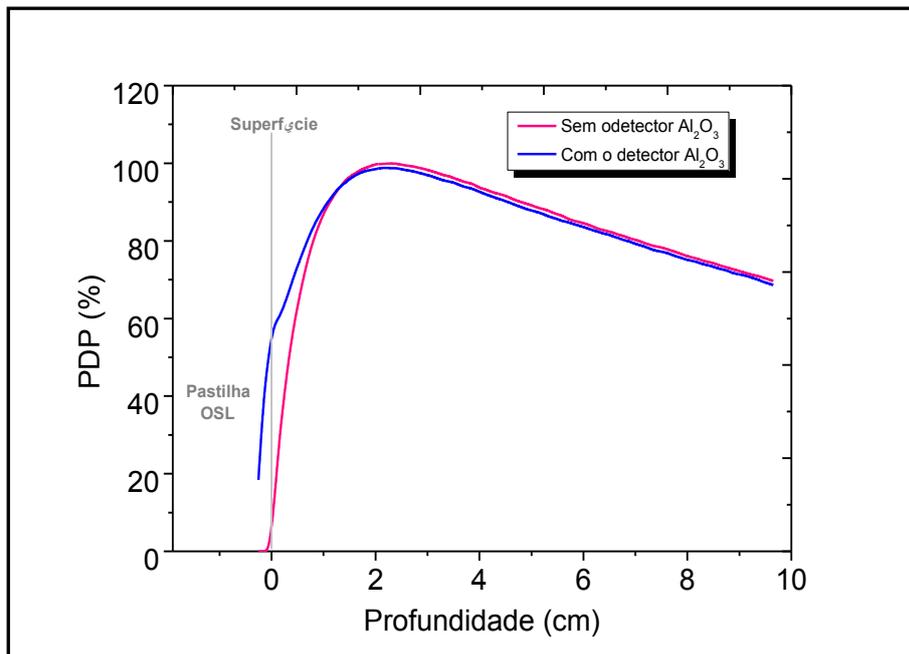


Figura 66: Porcentagem de dose profunda simuladas, com e sem pastilha OSL posicionada na superfície, para o feixe de 10MV.

As diferenças máximas nas PDPs simuladas, considerando as pastilhas OSL posicionadas na superfície do objeto simulador, ocorrem na superfície, aumentando a dose em 31% e 32% para os feixes de 6MV e 10MV, respectivamente, conforme a Figura 67, que

apresenta as diferenças percentuais obtidas entre as porcentagens de dose profunda com e sem pastilha dosimétrica posicionada na superfície, para todo o intervalo de profundidades simuladas, para os feixes de 6MV e 10MV. Após a região de *build-up* a máxima diminuição na dose devido ao posicionamento da pastilha na superfície é de 2,3% em 2 cm, para os feixes de 6MV, e 1,4% em 5 cm para o feixe de 10MV.

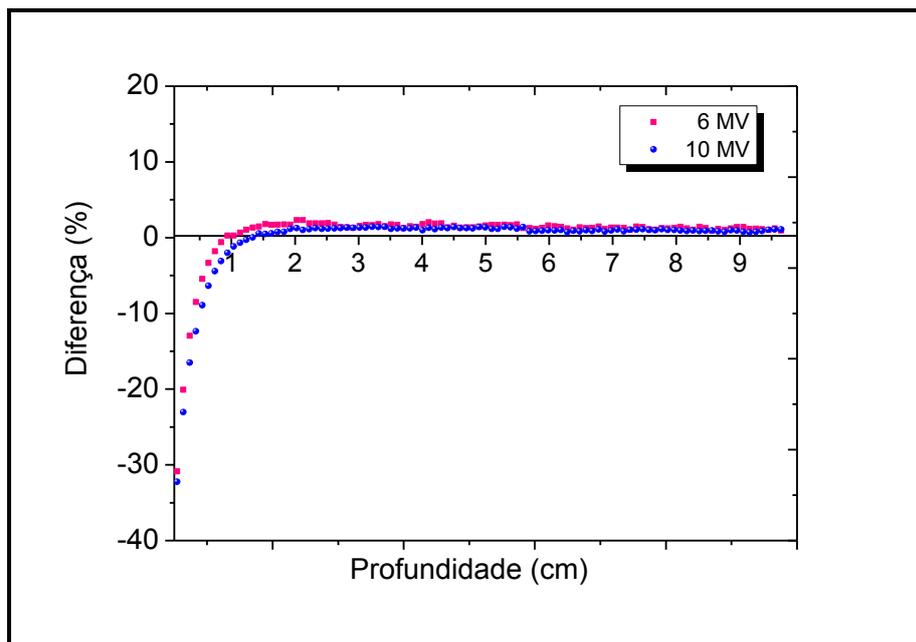
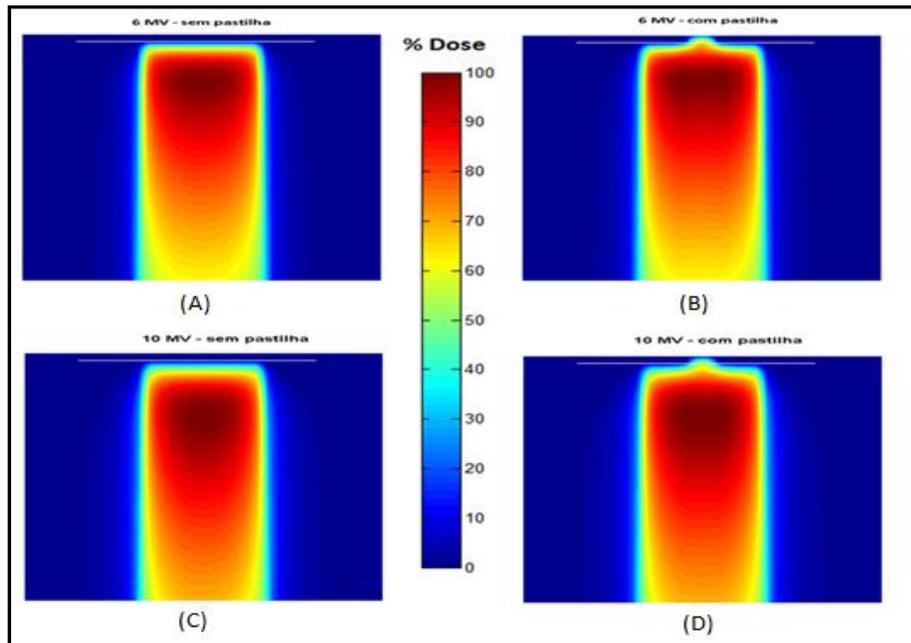


Figura 67: Variação percentual na porcentagem de dose profunda quando pastilhas OSL são posicionadas na superfície do objeto simulador, para os feixes de 6 MV e 10 MV.

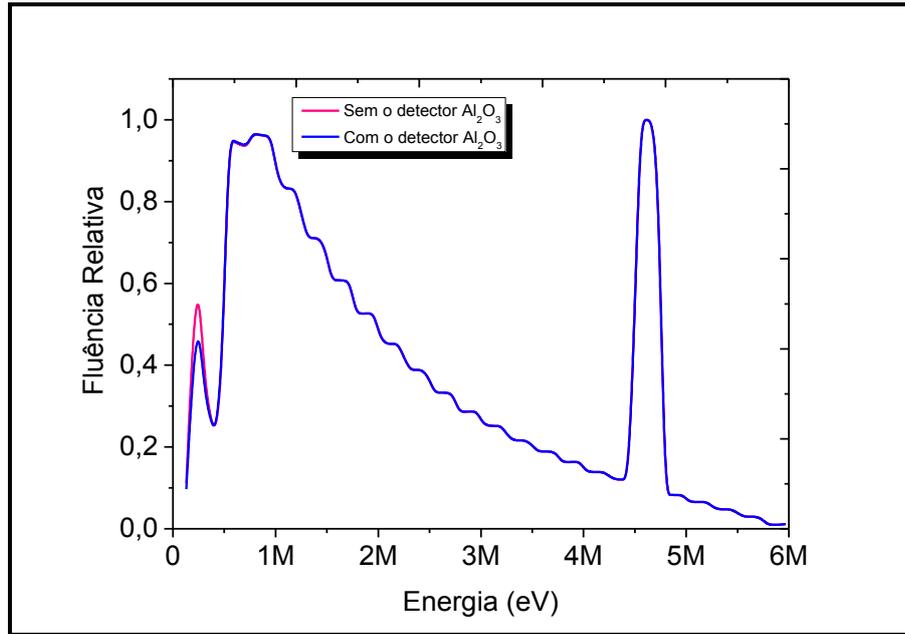
A Figura 68 apresenta os mapas de dose simuladas no plano central do objeto simulador para os feixes de 6 MV (A e B) e 10 MV (C e D), com e sem pastilhas dosimétricas posicionadas na superfície de entrada do objeto simulador. Estes mapas foram obtidos através da utilização da plataforma MATLAB para a representação dos resultados da simulação com PENELOPE.



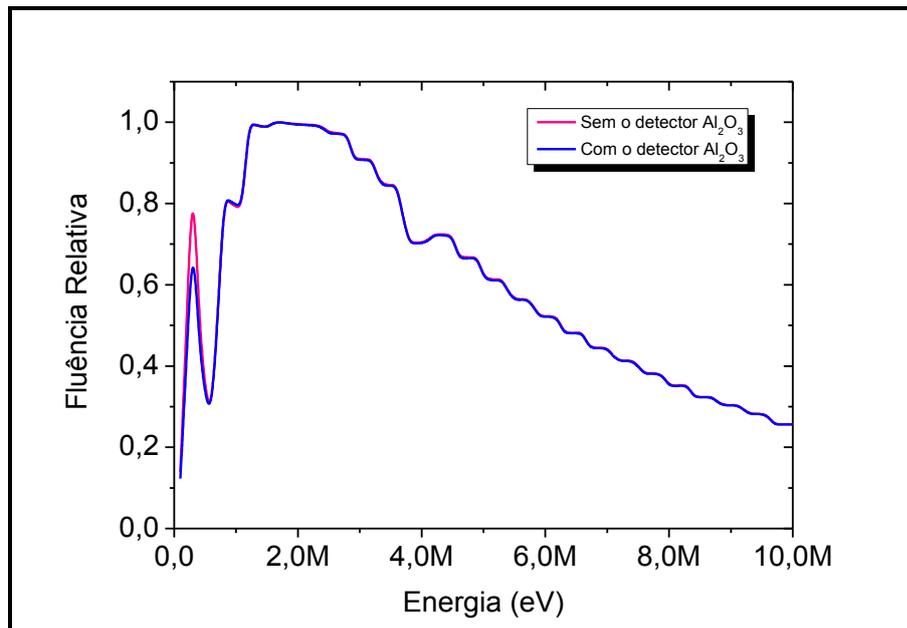
**Figura 68:** Mapas de doses normalizadas simuladas para os feixes de 6 MV (A e B) e 10 MV (C e D) com e sem pastilhas posicionadas na superfície do objeto simulador.

Através da análise das Figuras 67 e 68, é possível observar que há perturbação nas doses nas proximidades da superfície para ambos os feixes. Para o feixe de 6 MV, o efeito é mais pronunciado em profundidade, devido ao menor valor de energia do feixe primário. No entanto, as diferenças encontradas não afetariam significativamente as doses em um tratamento de tumores posicionados nas profundidades típicas de tratamento com os feixes de fótons de 6 MV. Além disso, os protocolos clínicos não indicam a aplicação de dosímetros de verificação em toda a rotina de tratamento, de modo que a diferença de dose encontrada não influenciaria significativamente no valor de dose total prescrita para o tratamento.

As simulações também indicaram discrepâncias entre as fluências de fótons e elétrons, sem e com o uso do dosímetro OSL na superfície do objeto simulador. As Figuras 69 e 70 apresentam os espectros simulados de fótons, na superfície do objeto simulador, com e sem o uso da pastilha dosimétrica, para os feixes de 6 MV e de 10 MV, respectivamente.



**Figura 69:** Espectro relativo de fótons na superfície de entrada do objeto simulador para o feixe de 6 MV, com e sem a pastilha dosimétrica posicionada na superfície do objeto simulador.

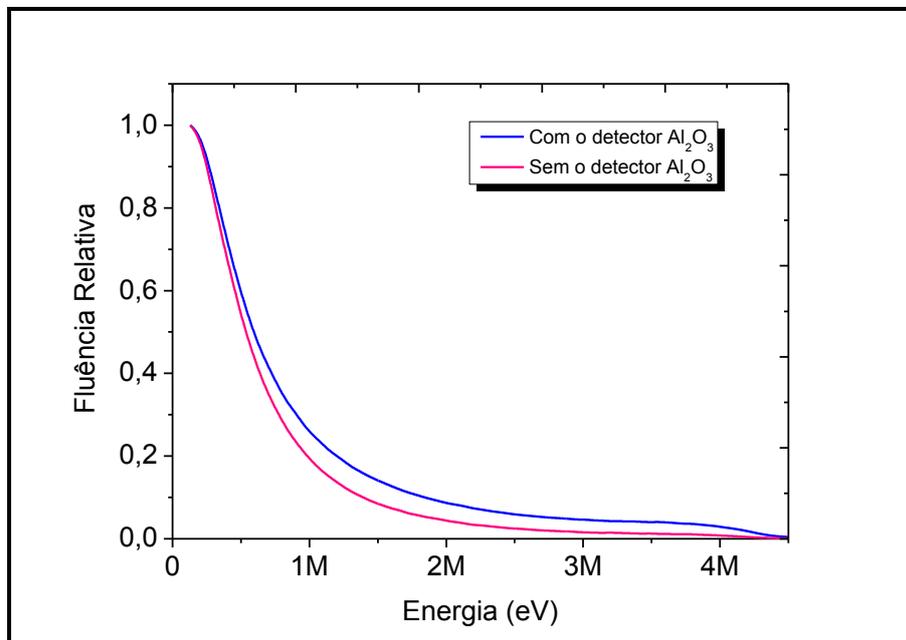


**Figura 70:** Espectro relativo de fótons na superfície de entrada do objeto simulador para o feixe de 10 MV, com e sem a pastilha dosimétrica posicionada na superfície do objeto simulador.

Analisando-se as Figuras 69 e 70, verificou-se uma diminuição na fluência de fótons de cerca de 10%, para o feixe de 6 MV, e de 16%, para o feixe de 10 MV, respectivamente, em torno da energia de 250 keV, que deve-se à atenuação pela pastilha de componentes primárias do feixe com menores energias. O aumento na fluência relativa do espectro no

interior do objeto simulador em relação ao espectro primário, verificada para esta energia, é devido à somatória de componente espalhada pelo objeto simulador à fluência primária, lembrando-se que o espectro foi obtido na superfície de entrada do objeto simulador.

As Figuras 71 e 72 apresentam os espectros simulados de elétrons, na superfície do objeto simulador, com e sem o uso da pastilha dosimétrica, para os feixes de 6 MV e de 10 MV, respectivamente. Foi verificado que a região de máxima diferença na fluência de elétrons ocorre em torno de 2 MeV, com aumento de 89%, para o feixe de 6 MV, e 91%, para o feixe de 10 MV, quando a pastilha OSL é posicionada na superfície do objeto simulador. Os elétrons gerados com esta energia possuem alcance em torno de 1 g/cm<sup>2</sup>, podendo deslocar a profundidade de máxima dose, especialmente para o feixe de 6 MV. As doses na superfície e em profundidade de interesse clínico, entretanto, não são significativamente influenciadas devido aos alcances destes elétrons. Além disso, como já mencionado anteriormente, na discussão sobre a interferência da pastilha na deposição de dose em profundidade, a rotina clínica não exige o uso de dosímetros para a verificação da entrega de dose em todo o período de tratamento, de forma que a variação no espectro de elétrons gerada pela pastilha OSL não interferiria na dose total no volume alvo.



**Figura 71: Espectro relativo de elétrons para o feixe de 6 MV, com e sem a pastilha dosimétrica posicionada na superfície do objeto simulador.**

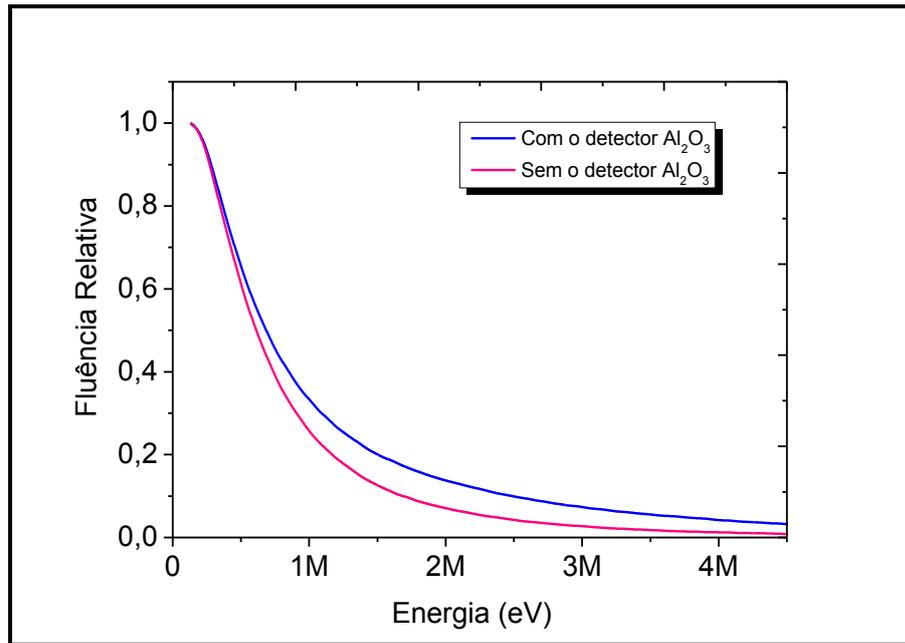


Figura 72: Espectro relativo de elétrons para o feixe de 10 MV, com e sem a pastilha dosimétrica posicionada na superfície do objeto simulador.

## 5. CONCLUSÕES

A análise dos resultados obtidos sobre os testes dosimétricos realizados com detectores opticamente estimulados de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}(1\%)$  permitem concluir sobre a adequação do uso dos mesmos em controle da qualidade, bem como realização de medidas *in vivo*. A sensibilidade, a linearidade de resposta em um amplo intervalo de doses e a baixa dependência energética em altas energias faz do  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}(1\%)$  um possível material para uso em dosimetria clínica e em medidas *in vivo* em Radioterapia.

Os dosímetros OSL em estudo mostraram respostas reprodutivas nos diferentes testes a que foram submetidos. No entanto, diferenças percentuais e desvios encontrados em testes como o da homogeneidade de dose e do desvanecimento do sinal OSL sugerem a necessidade de estabelecimento de um protocolo de utilização dos mesmos.

O sistema de leitura proposto pode ser melhorado quanto ao sistema eletrônico e quanto ao tempo de coleta de leituras. Além disso, o processo de manufatura das pastilhas OSL pode ser melhorado através do uso de equipamentos que permitam homogeneidade do material e fabricação em quantidade.

Estudos preliminares de cristais  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{NTC}$  como detectores OSL, sugeriram características adequadas de sensibilidade e resolução espacial para uso em controle da qualidade e dosimetria *in vivo* em Radioterapia. Propriedades de amplificação ótica dos nanotubos de carbono podem ser exploradas a fim de melhorar o grau de reprodutibilidade do método de leitura OSL, através da otimização da relação sinal-ruído, e melhorando a aplicabilidade desse material em dosimetria OSL.

## Referências Bibliográficas

AKSELROD, M. S. Fundamentals of Materials, Techniques, and Instrumentation for OSL and FNTD Dosimetry. **CONCEPTS AND TRENDS IN MEDICAL RADIATION DOSIMETRY**, Australia, v. 1345, p. 274-302, 2011.

AKSELROD, M. S.; MCKEEVER, S. W. S. A radiation dosimetry method using pulsed optically stimulated luminescence. **Radiation Protection Dosimetry.**, p. 167-176, 1999.

AKSELROD, M. S.; BØTTER-JENSEN, L.; MCKEEVER, S. W. S. Optically stimulated luminescence and its use in medical dosimetry. **Radiation Measurements**, v. 41, p. 78–99, 2007.

ALISON, J. et al. Geant4 developments and applications. **IEEE Transactions on Nuclear Science**, v. 53, p. 77-78, 2006.

ANDERSEN, C. E. et al. Time-resolved in vivo luminescence dosimetry for online error detection in pulsed dose-rate brachytherapy. **MEDICAL PHYSICS**, Dinamarca, v. 36, p. 5033-5043, 2009.

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

BAHARI, A.; MOHAMADI, A. Dependence of plasmon excitation energy on filler material in interaction of charged particle with filled nanotubes. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B**, v. 268, p. 3331–3334, 2010.

BERDAKY, M. F.; CALDAS, L. V. E. Implementação de um programa de controle de qualidade de um acelerador linear de 6 MV de fótons. **Radiol Bras**, v. 34, p. 281-284, 2001.

BERNAL, R. et al. Optically Stimulated Luminescence Dosimetry Performance of Natural Brazilian Topaz exposed to Beta Radiation. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 119, p. 161–163, May 2006.

BIELAJEW, A. F.; ROGERS, D. W. O. A Standard Timing Benchmark for EGS4 Monte Carlo Calculation. **Medical Physics**, v. 19, p. 304-304, 1999.

BITENCOURT, J. F. S. **Confecção e Caracterização de dosímetro Luminescente de Óxido de Alumínio dopado com Magnésio**. Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. São Paulo, p. 28. 2008. (Dissertação de Mestrado).

BLINDER, K.; HEERMANN, D. W. **Monte Carlo Simulaton in Sattistical Physics**. Berlin, 1988.

- BØTTER-JENSEN, L. M. V.; MURRAY, A. S. New light on OSL. **Quaternary Geochronology**, v. 18, p. 303-309, 1999.
- BØTTER-JENSEN, L.; MCKEEVER, W. S. S.; WINTLE, A. G. **Optically Stimulated Luminescence Dosimetry**. Amsterdam: ELSEVIER, 2003.
- BØTTER-JENSEN, L.; THOMSEN, K. J.; JAIN, M. Review of optically stimulated luminescence (OSL) instrumental developments for retrospective dosimetry. **Radiation Measurements**, Dinamarca, v. 45, p. 253–257, 2010.
- BOUCHARD, H.; SEUNTJENS, J.; KAWRAKOW, I. A Monte Carlo method to evaluate the impact of positioning errors on detector response and quality correction factors in nonstandard beams.. **PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY** , p. 2617-2634 , 2011.
- BULUR,. E. An alternative technique for optically stimulated luminescence (OSL) experiment. **Radiation Measurements**, v. 26, p. 701-709, 1996.
- CAMPOS, L. L. Termoluminescência de materiais e sua aplicação em dosimetria da radiação. **Cerâmica**, 1998. ISSN 0366-6913.
- CHRUSCINSKA, A. On some fundamental features of optically stimulated luminescence. **Radiation Measurements**, Torun, v. 45, p. 991-999, 2010.
- CUNNINGHAM, J. R.; JOHNS, H. E. **The Physics of Radiology**. 4 ed. ed. Sptingfield, 1983.
- DENBY, P. M. et al. Application of pulsed OSL to the separation of the luminescence components from a mixed quartz/feldspar sample. **Radiation Measurements**, v. 41, p. 774 – 779, 2006.
- DULLER, G. A. T.; BØTTER-JENSEN, L. M. A. S. Combining infrared- and green-laser stimulation sources in single-grain luminescence measurements of feldspar and quartz. **Radiation Measurements**, v. 37, p. 543 – 550, 2003.
- ESSERS, M.; MIJNHEER, B. J. In vivo dosimetry during external photon beam radiaion therapy. **Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys**, Amsterdam, v. 43, p. 245–259, agosto 1999.
- FARHAT, L. et al. In vivo for head and neck carcinoma: detemination of target absorved dose from entrance and exit absorved dose measurements. **European Physical Journal-Applied Physics**, Tunisia, v. 54, abril 2011.
- FIASQUI, I.; PAULA, T. C.; PELÁ, C. A. **Instrumentação para avaliação de dose em quartzo irradiado pelo método de luminescência**. Foz do Iguaçu: [s.n.]. 2007.
- GALLOWAY, R. B. On the Stimulation of Luminescence with green light emitting diodes. **RodiaronM eawments**, v. 23, p. 547-550, 1994.

GASPARIAN, P. B. R. et al. Demonstrating the use of optically stimulated luminescence dosimeters (OSLDs) for measurement of staff radiation exposure in interventional fluoroscopy and helmet output factors in radiosurgery. **Radiation Measurements**, Oklahoma, v. 45, p. 677–680, 2010.

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

HENDRIKS, J. S.; ADAMS, K. J.; BOOTH, T. E. Present and future capabilities of MCNP. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 53, p. 857-861, 2000.

HSU, S.; KULASEKERE, R.; ROBERSON, P. Analysis of variation in calibration curves for Kodak XV radiographic film using model-based parameters. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, Toronto, v. 11, p. 222-237, 2010.

HUQ, M. S.; ANDREO, P. Advances in the determination of absorbed dose to water in clinical high-energy photon and electron beams using ionization chambers. **Physics in Medicine and Biology**, v. 49, p. R49–R104, 2004.

ICRU. **Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement (Report 44)**. [S.l.]. 1989.

ICRU REPORT 24. **Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X and gamma rays in radiotherapy procedures**. ICRU Publications. Washington. 1976.

ICRU REPORT 62. **Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy** (. International Commission on Radiation Units & Measurements. Washington. 1999.

JACKSON, J. D. **Classical Electrodynamics**. New York: John Wiley & Sons, 1962.

JAIN, M. et al. Thermal transfer and apparent-dose distributions in poorly bleached mortar samples: results from single grains and small aliquots of quartz. **Radiation Measurements**, v. 38, p. 101 – 109, 2004.

KHAN, F. M. **The Physics of Radiation Therapy**. 3. ed. USA: Lippincott Williams & Wilkins, 2003.

KULKARNI, M. S. et al. An alternative method of preparation of dosimetric grade  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>: C by vacuum-assisted post-growth thermal impurification technique. **Radiation Measurements**, v. 39, p. 277 – 282, 2005.

LEAL, M. A. et al. Thermoluminescent chip detector for in vivo dosimetry in pelvis and head & neck cancer treatment. **Applied Radiation and Isotopes**, Rio de Janeiro, v. 68, p. 795-798, 2010.

LIN, F. M.; CAMERON, J. R. A Bibliography of Thermoluminescent Dosimetry. **Health physics**, v. 14, p. 495-&, 1968.

MAGNE, S. et al. Multichannel Dosimeter and Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C Optically Stimulated Luminescence (OSL) Fiber Sensors for Use in Radiation Therapy—Evaluation With Photon Beams. **Ieee transactions on nuclear science**, v. 58, 2011.

MARIN, A. V. **Caracterização de um sistema dosimétrico baseado na técnica de Luminescência Opticamente Estimulada para uso em dosimetria in vivo em Radioterapia** (Tese de Doutorado). Universidade Federal do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro, p. 21. 2010.

MCKEEVER, S. W. S.; MOSCOVITCH, M. On the advantages and disadvantages of optically stimulated luminescence dosimetry and thermoluminescence dosimetry. **Radiation protection dosimetry**, v. 104 , p. 263-267 , 2003.

MOBIT, P.; AGYINGI, E.; SANDISON, G. Comparison of the energy response factor of LiF and Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> in radiotherapy beams. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 119, p. 497–499, 2006.

NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY – NIST- Tables of x-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients, <http://physics.nist.gov/PhyRefDa/XrayMassCoef/cover.html>, 2011.

NYGÅRD, J. C. D. H. et al. Electrical transport measurements on single-walled carbon nanotubes. **Applied Physics A Materials Science & Processing**, v. 69, p. 297–304, 1999.

OKAYAMA, O.; TOKYO, M. Theory of Electronic States and Transport in Carbon Nanotubes. **Journal of the Physical Society of Japan**, v. 74, p. 777–817, 2005.

OLKO, P. Advantages and disadvantages of luminescence dosimetry. **Radiation Measurements**, v. 45, p. 506–511, january 2010.

OSVAY, M.; BIRÓ, T. Aluminium Oxide in TL Dosimetry. **Nuclear Instruments and Methods**, Hungary, v. 175, p. 60-61, 1980.

POKORNY, P.; IBARRA, A. On the origin of the thermoluminescence of -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:Cr,Ni. **Physics Condensed Matter**, v. 5, p. 7387-7396, 1994.

QI, Z. et al. Real-time in vivo Dosimetry MOSFET detectors in serial tomotherapy for head and neck cancer patients. **International Journal of Radiation Oncology biology physics**, Australia, v. 80, p. 1581-1588, agosto 2011.

RANCE, G. A. et al. UV–vis absorption spectroscopy of carbon nanotubes: Relationship between the p-electron plasmon and nanotube diameter. **Chemical Physics Letters**, v. 493, p. 19–23, 2010.

RIEKE, J. K.; F., D. Thermoluminescence studies of aluminum oxide. **Journal of Chemical Physics**, p. 629-633, 1957.

- SAINI, H. S.; MUJTABA, S. A. I. Luminescence dating of the sediments from a buried channel loop in fatehabad area, haryana: insight into vedic saraswati river and its environment. **Geochronometria**, v. 37, p. 29-35, 2010.
- SALVAT, F.; FERNÁNDEZ-VAREA, J. M.; SEMPAN, J. **A Code System for Monte-Carlo Simulation fo Electron anda Photon Transport**. Barcelona, 2005.
- SAWAKUCHI, G. O. et al. Relative optically stimulated luminescence and thermoluminescence efficiencies of Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> :C dosimeters to heavy charged particles with energies relevant to space and radiotherapy dosimetry. **Journal of applied physics**, v. 104, 2008.
- SHEIKH-BAGHERI, D.; ROGERS, D. W. O. Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code. **Medical Physics**, 2002.
- SOUZA, L. O. Caracterização de sistema dosimétrico de luminescência opticamente estimulada (OSL) para doses liberadas na cobaltoterapia. **Dissertação (Mestrado)**, 2009.
- STERPIN, E. et al. Monte Carlo-based simulation of dynamic jaws tomotherapy. **Medical Physics**, p. 5230-5238, 2011.
- STUEWER, R. H. **The Compton Effect**. New York: Science History Publications, 1975.
- TANI, A. et al. Optically stimulated luminescence (OSL) study of synthetic stishovite. **Radiation Measurements**, v. 32, p. 473-477, 2000.
- TAUHATA, L. et al. **Radioproteção e Dosimeria Fundamentos**. Insttiuto de Radioproteção e Dosimeria - CNEN, 2003.
- THOMSEN, K. J. et al. Recent instrumental developments for trapped electron dosimetry. **Radiation Measurements**, v. 43, p. 414 – 421, 2008.
- TSUKAMOTO, S. et al. Charge recombination processes in minerals studied using optically stimulated luminescence and time-resolved exo-electrons. **Journal of physics d-applied physics** , v. 43, 2010.
- WILLIAMS, M.; METCALFE, P. Radiochromic Film Dosimetry and its Applications in Radiotherapy. **Concepts and Trends in Medical Radiation Dosimetry**, Australia, v. 1345, p. 75-99, 2011.
- VILLAGRAS, C.; FRANCIS, Z.; INCERTI, S. Physical models implemented in the Geant4-DNA extension of the Geant-4 toolkit for calculating Initial radiation damage at the molecular level. **Radiation Protection Dosimetry**, p. 214–218, 2011.

YANG, X. et al. Growth of highly sensitive thermoluminescent crystal  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C by the temperature gradient technique. **Journal of Crystal Growth**, v. 310, p. 3800–3803, 2008.

YANG, X. et al. Influence of carbon on the thermoluminescence and optically stimulated luminescence of  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C crystals. **Journal of applied physics**, v. 104, 2008.

YUKIHARA, E. G. et al. Effect of high-dose irradiation on the optically stimulated luminescence of Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C. **Radiation Measurement**, v. 38, p. 317-330, 2004.

YUKIHARA, E. G. et al. Medical applications of optically stimulated luminescence dosimeters (OSLDs). **Radiation Measurements**, v. 45, p. 658–662, 2010.

YUKIHARA, E. G.; MCKEEVER, S. W. S. Optically stimulated luminescence (OSL) dosimetry in medicine. **Physics in Medicine and Biology**, v. 53, p. 351-379, 2008.