

AUTARQUIA ASSOCIADA À

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Metodologia dosimétrica para extremidades em indivíduos

ocupacionalmente expostos à radiação beta por meio da técnica de

luminescência opticamente estimulada

TERESA CRISTINA NATHAN OUTEIRO PINTO

Tese apresentada como parte dos requisitos para obtenção do grau de Doutor em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear – Aplicações.

Orientadora: Dra. Linda V. E. Caldas

São Paulo 2010

AGRADECIMENTOS

À Fundacentro, por permitir e incentivar minha participação no programa de pósgraduação e disponibilizar recursos, sem os quais esta pesquisa não poderia ter sido realizada.

Ao IPEN, pelos recursos cedidos e por me dar a possibilidade de executar esta pesquisa.

À minha orientadora, Dra. Linda V. E. Caldas, pelo incentivo e total apoio, por acompanhar com paciência e compreensão todos os passos desta pesquisa, e principalmente por sua total disponibilidade, sempre que solicitada. Foi uma honra tê-la tido como orientadora.

À Dra. Sonia G. P. Cecatti, que abriu os caminhos que possibilitaram a realização deste trabalho e sem a qual, talvez, ele nunca tivesse sido iniciado.

À Dra. Claudia Carla Gronchi, que me acompanhou em todos os passos do caminho percorrido, dividindo alegrias e angústias e sempre me apoiando em todos os momentos.

À M.Sc. Patrícia L. Antonio, com quem foi muito gratificante trabalhar, pela paciência e por toda a ajuda fornecida, sempre com muita boa vontade.

À Dra. Maria Inês Teixeira, pelas sugestões no exame de qualificação.

À Dra. Sonia H. Tatumi, à Dra. Tânia A. C. Furquim e ao Dr. Alberto S. Todo, pelas inestimáveis sugestões feitas durante o seminário de área e também pelo incentivo.

À Dra. Alcinéa M. A. Santos e ao Dr. Carlos S. da Silva, pela aprovação da realização do trabalho, junto à Fundacentro e também por compreenderem e respeitarem os momentos em que tive que dividir minha atenção entre o trabalho e a pós-graduação.

A mesma compreensão e respeito tiveram o Dr. Walter Pedreira, a M.Sc. Nilce A. H. Pastorello e o Sr. Amarildo A. Pereira, aos quais também agradeço.

ii

À Dra. Maria da Penha A. Potiens, ao Sr. Valdir S. de Carvalho e ao Sr. Rafael E. Diniz, por permitirem a utilização do Laboratório de Calibração Beta e ao Dr. Vitor Vívolo, pela atenção prestada no decorrer deste trabalho.

À Dra. Marycel Rosa F. F. de Barbosa e ao M. SC. Eduardo Gerulis, pela enorme colaboração nos testes práticos realizados no Centro de Radiofarmácia do IPEN.

Aos colegas de pós-graduação Srta. Maira Tiemi Yshizumi, M.Sc. Fernanda B. C. Nonato, M.Sc. Eric A. B. da Silva, M.Sc. Gustavo B. Vila e Sr. Jonas O. da Silva, por estarem sempre dispostos a ajudar.

À Dra. Letícia Campos Rodrigues e ao MSc. David Tadashi Fukumori, pelo fornecimento das pastilhas termoluminescestes.

À Dra. Ana Maria Tibiriçá Bon, à Sra. Norma C. do Amaral e à Sra. Leila C. A. Lima, pela execução das pesagens para determinação de densidade superficial dos filtros utilizados neste trabalho.

À Srta. Patrícia G. P. Cecatti, pelas fotos e ilustração das figuras.

A Sra. Donata C. O. Zanin, pelo total apoio administrativo, paciência e boa vontade em todos os momentos necessários.

A todos os colegas da Coordenação de Higiene do Trabalho, Fundacentro, pelo companheirismo, amizade e apoio.

Ao meu marido, Marco, e ao meu querido filho, Victor, pelo apoio e incentivo.

A todos os meus familiares, que nunca deixaram de me apoiar, em especial à minha mãe, Therezinha, a meus avós, Luiz e Helena, e à minha tia, Noêmia, que já não se encontram mais conosco, mas cujos ensinamentos me acompanham pela vida.

A todos que colaboram para que este trabalho pudesse ser levado a termo.

iii

Aos meus pais, Luiz Pedro e Therezinha (*em memória*), ao meu irmão Luís Fernando, ao meu marido Marco e ao meu filho Victor.

"Quando uma criatura humana desperta para um grande sonho e sobre ele lança toda a força de sua alma, todo o universo conspira a seu favor."

(Goethe)

Metodologia dosimetrica de extremidades de indivíduos ocupacionalmente expostos à radiação beta utilizando a técnica de luminescência opticamente estimulada

Teresa Cristina Nathan Outeiro Pinto

RESUMO

Uma metodologia dosimétrica foi estabelecida, para determinação das doses recebidas em extremidades por indivíduos ocupacionalmente expostos à radiação beta, com detectores de Al₂O₃:C e sistema leitor microStar, da Landauer, associados à técnica de luminescência opticamente estimulada (OSL). As principais etapas do trabalho foram: caracterização do material dosimétrico Al₂O₃:C utilizando a técnica de OSL; estabelecimento de um método para avaliação de dose em extremidades; determinação de taxas de dose de fontes de radiação beta; aplicação do método estabelecido em um teste prático com indivíduos ocupacionalmente expostos à radiação beta durante uma simulação de procedimento de calibração de aplicadores clínicos; validação do método desenvolvido por meio de comparação das doses obtidas no teste prático pela técnica de OSL com doses obtidas pela técnica de TL. Os resultados mostram que os detectores de Al₂O₃:C e a técnica de OSL podem ser utilizados em monitoração individual de extremidades e radiação beta.

Dosimetric methodology for extremities of individuals occupationally exposed to beta radiation using the optically stimulated luminescence technique

Teresa Cristina Nathan Outeiro Pinto

ABSTRACT

A dosimetric methodology was established for the determination of extremity doses of individuals occupationally exposed to beta radiation, using Al₂O₃:C detectors and the optically stimulated luminescence (OSL) reader system microStar, Landauer. The main parts of the work were: characterization of the dosimetric material Al₂O₃:C using the OSL technique; establishment of the dose evaluation methodology; dose rate determination of beta radiation sources; application of the established method in a practical test with individuals occupationally exposed to beta radiation during a calibration simulation of clinical applicators; validation of the methodology by the comparison between the dose results of the practical test using the OSL and the thermoluminescence (TL) techniques. The results show that both the OSL Al₂O₃:C detectors and the technique may be utilized for individual monitoring of extremities and beta radiation.

SUMÁRIO

1	INTRO	DUÇÃO	21
2	FUNDA	AMENTOS TEÓRICOS	26
	2.1 Ex	POSIÇÃO À RADIAÇÃO BETA	26
	2.1.1	Monitoração individual externa	28
	2.1.2	Materiais dosimétricos	30
	2.1.3	Limites de exposição ocupacional	30
	2.2 Te	RMOLUMINESCÊNCIA	31
	2.2.1	Definição	31
	2.2.2	Teoria de bandas	31
	2.2.3	Sistema leitor	34
	2.3 Lui	MINESCÊNCIA OPTICAMENTE ESTIMULADA	36
	2.3.1	Retrospectiva do desenvolvimento da OSL em dosimetria	36
	2.3.2	Definição	37
	2.3.3	Formas de estimulação	38
	2.3.4	Sistema leitor	42
	2.3.5	Comparação entre as técnicas de TL e OSL	43
3	REVIS	ÃO DA LITERATURA	45
4	MATER	RIAIS E MÉTODOS	52
5	RESUL	TADOS	59

5.1	ESTABILIDADE DO SISTEMA LEITOR59			
5.2	CURVA DE DOSE-RESPOSTA DO SISTEMA LEITOR OSL6			
5.3	Ref	PRODUTIBILIDADE DA RESPOSTA OSL DOS DETECTORES DE Al_2O_3 :C	62	
5.4 CURVA DE DOSE-RESPOSTA DOS DETECTORES DE AL ₂ O ₃ :C, PARA RADIAÇÃO B			63	
5.5	5.5 LIMITE DE DETECÇÃO DA RESPOSTA OSL DOS DETECTORES DE AL_2O_3 :C		65	
5.6	Def	PENDÊNCIA ENERGÉTICA DOS DETECTORES DE Al_2O_3 :C para radiação beta	66	
5.6	.1	Sem utilização de filtros	66	
5.6	.2	Com a utilização de filtros	68	
5.7	Def	PENDÊNCIA ANGULAR DA RESPOSTA OSL DOS DETECTORES DE AL_2O_3 :C	74	
5.7	.1	Sem a utilização de filtros	75	
5.7	.2	Com a utilização de filtros	78	
5.8	Fat	FOR DE TRANSMISSÃO NO TECIDO DA RADIAÇÃO BETA COM DETECTORES DE		
AL ₂ O ₃	₃:C…		84	
5.8	.1	Determinação da atenuação da resposta OSL dos detectores de Al ₂ O ₃ :	:C,	
utili	zanc	do-se filtros com densidade superficial variada	84	
5.8	.2	Determinação dos fatores de transmissão da radiação beta no tecio	do,	
utili	utilizando-se detectores de AI_2O_3 :C e filtros de densidade superficial variada87			
5.9. DECAIMENTO ÓPTICO DA RESPOSTA OSL95				
5.9.1. Sem a utilização de filtros96				
5.9.2. Com a utilização de filtros99			99	
	5.9	.2.1. Filtros de Mylar	99	
	5.9	.2.2. Outros filtros1	01	

7	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS125
6	CONCLUSÕES123
	5.11.2. Calibração de aplicadores dermatológicos de ⁹⁰ Sr+ ⁹⁰ Y113
	5.11.1.2. Detectores de Al ₂ O ₃ :C expostos às fontes de ¹⁴⁴ Lu e 90 Y110
	5.11.1.1. Detectores de Al ₂ O ₃ :C (Nanodots) expostos à fonte de 35 S108
	5.11.1. Testes realizados no Centro de Radiofarmácia do IPEN107
Ę	5.11. Aplicações práticas103
Ę	5.10. ESTABILIDADE DA RESPOSTA OSL AO LONGO DO TEMPO102

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Limites de dose recomendados [ICRP, 2008]
Tabela 2: Características do sistema padrão secundário de radiação beta, marca AEA
Technology, modelo BSS256
Tabela 3: Dependência energética da resposta OSL de detectores de Al ₂ O ₃ : C
cobertos filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais, para radiação beta68
Tabela 4: Dependência energética para radiação beta do ⁸⁵ Kr em relação ao ⁹⁰ Sr+ ⁹⁰ Y,
com filtros de papel alumínio, Teflon e filme fotográfico74
Tabela 5: Diferença percentual da resposta OSL dos detectores de Al ₂ O ₃ :C (Dots),
cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais, expostos a
⁹⁰ Sr + ⁹⁰ Y em diferentes ângulos80
Tabela 6: Diferença percentual da resposta OSL dos detectores de Al ₂ O ₃ :C (Dots),
cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais, expostos a ⁸⁵ Kr em
diferentes ângulos
Tabela 7: Diferença percentual da resposta OSL dos detectores de Al_2O_3 :C
(Nanodots), cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais,
expostos a ⁹⁰ Sr + ⁹⁰ Y em diferentes ângulos83
Tabela 8:Diferença percentual da resposta OSL dos detectores de AI_2O_3 :C
(Nanodots), cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais,
expostos a ⁸⁵ Kr em diferentes ângulos83
Tabela 9: Fatores de transmissão para radiação beta do ⁹⁰ Sr+ ⁹⁰ Y (Dots)90
Tabela 10: Fatores de transmissão para radiação beta do ⁸⁵ Kr (Dots)90
Tabela 11: Fatores de transmissão para radiação beta do ¹⁴⁷ Pm. (Dots)91

Tabela 12: Fatores de transmissão para radiação beta do ⁹⁰ Sr+ ⁹⁰ Y (Nanodots)93
Tabela 13: Fatores de transmissão para radiação beta do ⁸⁵ Kr (Nanodots)
Tabela 14: Fatores de transmissão para radiação beta do ¹⁴⁷ Pm (Nanodots)94
Tabela 15: Teste prático com detectores de Al ₂ O ₃ :C (Nanodots) expostos à
fonte de ³⁵ S
Tabela 16: Teste prático com detectores de Al ₂ O ₃ :C (Nanodots) e de CaSO ₄ :Dy
expostos a ¹⁴⁴ Lu e ⁹⁰ Y112
Tabela 17: Características dos aplicadores dermatológicos de ⁹⁰ Sr+ ⁹⁰ Y (NIST, A1,
A2 e A3)114
Tabela 18: Taxa de dose absorvida determinada pelos detectores TL e de OSL
expostos aos aplicadores clínicos de ⁹⁰ Sr+ ⁹⁰ Y, em comparação com os dados
fornecidos nos certificados de calibração116

Tabela 19: Doses determinadas nas extremidades (mãos e pulsos), tronco e olhos, durante simulação do procedimento calibração de aplicadores clínicos de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y..120

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Monitoração de corpo inteiro
Figura 2: Monitoração de extremidades utilizando-se TLDs (mãos e dedos)
[BARTH e col. 2004]29
Figura 3: Esquema representativo da teoria de bandas [adaptado de
McKEEVER, 1985]
Figura 4: Modelo simplificado dos processos num cristal TL: (a) durante a exposição à
radiação ionizante e (b) durante o aquecimento posterior [BECKER, 1973]33
Figura 5: Representação de sistema leitor TL básico com sistema de gás acoplado35
Figura 6: Exemplo de curva de decaimento OSL usando luz verde de estimulação em
sedimentos de quartzo [BOTTER - JENSEN, 2000]38
Figura 7: Representações dos principais modos de estimulação OSL40
Figura 8: Representações de curvas de decaimento para os principais modos de
estimulação OSL [NASCIMENTO, 2007]41
Figura 9: Representação simplificada de um sistema OSL com fonte de estimulação
óptica [BOTTER-JENSEN e col., 2003]42
Figura 10: Manipulação de radiofármacos [PERKINS, 1996]46
Figura 11: Experimento de Whitby e Martin [2005], com detectores TL posicionados em
diferentes partes das mãos47
Figura 12: Sistema leitor TL, da Harshaw Chemical Company, modelo 350053
Figura 13: Sistema leitor OSL com porta aberta (a) e Sistema leitor e microcomputador,
da Landauer (b)

Figura 14: Caixa de luz fluorescente fechada (a) e aberta (b)54
Figura 15: Radiômetro DELTA OHM e sensor de nível de iluminamento LP 9021 PHOT
Figura 16: Sistema padrão secundário de radiação beta, marca AEA Technology, modelo BSS2
Figura 17: Detectores OSL de Al ₂ O ₃ :C da Landauer, tipos Dot (a) e Nanodot (b) e detectores TL de CaSO ₄ :Dy + Teflon (c)
Figura 18: Aplicadores clínicos de ⁹⁰ Sr+ ⁹⁰ Y: aplicador NIST, calibrado pelo National
Institute of Standards and Technology (a); Aplicador A1 (b) e Aplicador A2 (c)57
Figura 19: Contagens DARK do sistema leitor OSL da Landauer, durante o período dos experimentos
Figura 20: Contagens CAL do sistema leitor OSL da Landauer, durante o período dos experimentos
Figura 21: Contagens LED do sistema leitor OSL da Landauer, durante o período dos
experimentos61
Figura 22: Curva de dose-resposta do sistema leitor OSL
Figura 23: Curvas de dose-resposta dos detectores de AI_2O_3 :C para ${}^{90}Sr+{}^{90}Y$,
utilizando-se a técnica de OSL para Dots (a) e Nanodots (b)64
Figura 24: Determinação dos limites de detecção da resposta OSL das amostras de
Al ₂ O ₃ :C para Dots (a) e Nanodots (b)65
Figura 25: Dependência energética da resposta OSL dos detectores de Al ₂ O ₃ : C, para
radiação beta, para Dots (a) e Nanodots (b)67

Figura 27: Dependência energética da resposta OSL dos detectores de Al₂O₃: C (Nanodots) cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais, para radiação beta; normalização para energia do ⁹⁰Sr+⁹⁰Y......70

Figura 33: Diferença de geometria entre Dots e Nanodots......78

Figura 43: Atenuação da resposta OSL dos detectores de Al₂O₃: C (Dots) cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais para radiação beta de ⁸⁵Kr.89

Figura 44: Atenuação da resposta OSL dos detectores de Al₂O₃: C (Dots) cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais radiação beta de ¹⁴⁷Pm.....89

Figura 45: Atenuação dos filtros Mylar da resposta OSL de detectores de Al_2O_3 : C (Nanodots) cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais para radiação beta de 90 Sr + 90 Y......92

Figura 54: Porcentagem do decaimento óptico da resposta OSL de detectores tipo Nanodot com uso de filtro de papel alumínio, Teflon e filme fotográfico, em função do tempo de exposição a 15x10³ lux luz fluorescente, após irradiação beta (⁹⁰Sr+⁹⁰Y)...102 Figura 55: Decaimento da resposta OSL com o tempo, para quatro detectores de Al₂O₃:C (Nanodots): D1, D2, D3 e D4. O desvio padrão das medidas foi de 0,93%...103 Figura 56: Curva de dose-resposta obtida para dosímetros TL de CaSO₄:Dy irradiados com a fonte de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y (BSS1)......104 Figura 57: Dependência energética da resposta TL dos dosímetros de CaSO₄:Dy, para radiação beta......105 Figura 58: Curva de dose-resposta dos detectores de Al₂O₃:C (Nanodots) para ⁸⁵Kr, utilizando-se a técnica de OSL......106 Figura 59: Curva de dose-resposta dos detectores de Al₂O₃:C (Nanodots) para ⁹⁰Sr+⁹⁰Y, utilizando-se a técnica de OSL......107 Figura 60: Detectores OSL tipo Nanodot fechado, aberto e coberto com filtros de Mylar, em vista frontal e traseira.....108

Figura 61: Teste prático com detectores de Al ₂ O ₃ :C (Nanodots) expostos à fonte de ³⁵ S
do Centro de Radiofarmácia/IPEN, cobertos com filtros de Mylar de diferentes
densidades superficiais (DS)109
Figura 62 : Objeto simulador contendo os detectores de Al ₂ O ₃ :C e CaSO ₄ :Dy + Teflon,
dispostos para irradiação111
Figura 63: Curva de dose-resposta para detectores de CaSO4:Dy irradiados com o
aplicador de referência NIST de radiação beta (⁹⁰ Sr+ ⁹⁰ Y)115
Figura 64: Curva de dose-resposta para detectores de Al ₂ O ₃ :C irradiados com o
aplicador de referência NIST de radiação beta (⁹⁰ Sr+ ⁹⁰ Y)115
Figura 65: Arranjo experimental utilizado durante a simulação de procedimento de
calibração de aplicadores clínicos de ⁹⁰ Sr+ ⁹⁰ Y118
Figura 66: Detectores TL e OSL, vistos de frente (a) e invertido (b), envoltos em filme
plástico e preparados para seu uso durantes as irradiações119
Figura 67: Arranjo esquemático do posicionamento dos detectores na mão direita, com
luva vinílica (a) e no tronco (b)119

GLOSSÁRIO

CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear.
ESN	European Standard Norme
IARC	International Agency for Research on Cancer.
ICRP	International Commission on Radiological Protection.
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurement.
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares.
IRD	Instituto de Radioproteção e Dosimetria.
ISO	International Organization for Standardization
LCI	Laboratório de Calibração de Instrumentos.
NIST	National Institute of Standards and Technology.
PTB	Physikalisch - Technische Bundesanstalt.

1 INTRODUÇÃO

O uso das radiações em diversas áreas da atuação humana é crescente e com ele aumenta também a necessidade de se aprimorar cada vez mais a radioproteção [MENDES e col., 2004], em especial para os trabalhadores que desenvolvem suas atividades em locais onde existe o risco de exposição às radiações.

A radioproteção pode ser traduzida atualmente como a preocupação de proteger as pessoas e o meio ambiente dos efeitos nocivos das radiações ionizantes e das substâncias radioativas, sem privar a humanidade de todos os benefícios que podem se originar do uso da energia nuclear. Em geral, quando os indivíduos estão protegidos, o ambiente também está. Por isso a radioproteção tem como objetivo proteger a população em geral, ou seja, o grupo de indivíduos que não está envolvido diretamente, mas que sofre as consequências por viver próximo às instalações radiativas ou nucleares, e os trabalhadores cujas atividades envolvem radiações e materiais radioativos.

O objetivo principal da radioproteção dos trabalhadores é obter e manter as condições de trabalho aceitavelmente seguras e satisfatórias. Uma vez atingido este objetivo torna-se necessário verificar se o sistema de segurança implantado é eficiente e comprovar se essa eficiência é contínua com o decorrer do tempo.

Para tanto, existem técnicas que devem ser utilizadas, dentre elas a dosimetria das radiações, que é uma maneira de se determinar a taxa de exposição ou taxa de dose absorvida dos indivíduos expostos às radiações ionizantes [ICRP, 2008], cujos resultados colaboram no aprimoramento da proteção radiológica e, consequentemente, previnem exposições a doses excessivas.

Em geral, a dosimetria é realizada para mensurar doses recebidas pelo corpo inteiro, mas, quando trabalhadores manipulam materiais radioativos, podem expor suas

extremidades a doses significativamente maiores que as doses recebidas pelo restante do corpo [TSOPELAS e col., 2003], [HÖFERT e col., 1986].

A exposição de extremidades acontece com frequência durante a manipulação de radiofármacos, alguns dos quais são emissores de radiação beta, uma radiação pouco penetrante, que ainda assim pode causar danos à saúde dos trabalhadores [WHITBY e MARTIN, 2005], [BARTH e col. 2004], [LINDNER e col., 2003], [VANHAVERE e col., 2006] e [CHRUSCIELEWSKI e col., 2002]. Nestes casos, para se obter uma dosimetria mais acurada e representativa da exposição ocupacional, torna-se extremamente importante a utilização de dosímetros de extremidade [DURHAM e col., 2002], capazes de mensurar as doses localizadas recebidas [BARTH e col., 2004], [BERUS e col., 2004], [CECATTI, 2004]. De maneira geral, este tipo de monitoração de extremidades está baseada no posicionamento de dosímetros em locais estratégicos, ou seja, nas partes do corpo mais próximas à fonte de radiação.

A monitoração individual geralmente é realizada utilizando-se dosímetros passivos. Entre as técnicas de estimulação destes dosímetros pode-se citar a termoluminescência (TL) e, mais recentemente, a luminescência opticamente estimulada (OSL) [BOTTER-JENSEN, 2000]. A técnica de OSL, muito utilizada para datação arqueológica [TATUMI e col., 2006], foi posteriormente adaptada para monitoração individual e ambiental [BOTTER-JENSEN e col., 2003].

A técnica de OSL possui vantagens em relação à de TL, como, por exemplo, permitir leituras rápidas e re-leitura dos dosímetros, e não necessitar de tratamento térmico [McKEEVER, 2003].

A termoluminescência baseia-se na estimulação térmica de elétrons e buracos, que passam a se mover livremente pelo cristal, ocasionando, eventualmente, uma recombinação de cargas, podendo resultar em emissão de luz. A quantidade de luz

emitida pode ser medida e, por sua vez, é proporcional à população de elétrons e buracos criados durante a irradiação e, portanto, à dose de radiação recebida pelo material TL [McKEEVER, 1995].

A luminescência opticamente estimulada é um fenômeno que se caracteriza pela emissão luminosa de um material isolante ou semicondutor, durante sua exposição à luz, após ter sido previamente exposto à radiação direta ou indiretamente ionizante, e cuja intensidade luminosa é proporcional à dose absorvida pelo material [McKEEVER e col, 2004]. Assim, o processo físico responsável pela OSL é similar ao da TL, com a diferença de que o método de estimulação do sinal é a iluminação do dosímetro, ao invés do seu aquecimento [YUKIHARA, 2006]. BOTTER-JENSEN e col. [2003] afirmam que há possibilidade de se utilizar a OSL em monitoração tanto individual como ambiental.

A determinação da dose devida à radiação beta, entretanto, apresenta algumas dificuldades; entre elas pode-se citar a necessidade de se medir a dose nas camadas muito finas da pele [DURHAM e col, 2002]. Isso faz com que a espessura dos dosímetros seja obrigatoriamente reduzida, a fim de se evitar uma atenuação significante da radiação [BERUS e col., 2004], de forma que a dose seja mensurada com exatidão, independentemente do ângulo de incidência e da energia da radiação beta [AKSELROD e col, 1999]. Existem diferentes tipos de fósforos TL de alta sensibilidade, tais como MgB₄O₇:Dy; CaSO₄:Dy; Al₂O₃:C e LiF:Mg,Cu,P [CAMPOS e LIMA, 1987], [AKSELROD e col., 1996]. Vários materiais foram testados como materiais OSL [YOSHIMURA e YUKIHARA, 2006], sendo atualmente o mais utilizado o óxido de alumínio, dopado com carbono (Al₂O₃: C). O óxido de alumínio foi desenvolvido inicialmente como material TL, mas devido a sua grande sensibilidade à luz é hoje o material mais utilizado com a técnica de OSL [AKSELROD e col., 1999].

obtiveram êxito como dosímetros OSL [AKSELROD e col., 1999]; [McKEEVER e col., 1995], inclusive para mensurar a dose devida a diferentes energias da radiação beta dentro dos limites estabelecidos pelo *National Voluntary Laboratory Accreditation Program* e pelo *Energy Laboratory Accreditation Program* [AKSELROD e col., 1999].

No Brasil, a legislação exige que a monitoração individual dos indivíduos ocupacionalmente expostos às radiações ionizantes seja realizada por serviços de monitoração externa que disponham de técnicas dosimétricas para medir doses de radiações X e gama [CNEN, 2006]. Apenas a dosimetria destes tipos de radiação já está bem estabelecida no país. Quando ocorre exposição ocupacional às radiações pouco penetrantes, como a radiação beta, nas extremidades do corpo, como mãos e dedos, é necessário que se mensure adequadamente as doses recebidas, por meio de dosimetria beta de extremidades, a fim de se compreender, quantificar e evitar possíveis danos à saúde associados ao uso das radiações ionizantes, mantendo-se a exposição dentro de limites aceitáveis ou controláveis.

O objetivo principal deste trabalho é desenvolver uma metodologia dosimétrica de extremidades para avaliação da exposição de trabalhadores à radiação beta, utilizando a técnica de luminescência opticamente estimulada.

Os objetivos específicos são:

- Estudar a técnica de OSL em dosimetria de extremidades, para doses devidas à radiação beta;
- Caracterizar o material dosimétrico Al₂O₃:C utilizando a técnica de OSL;
- Realizar testes práticos com o material dosimétrico, expondo-o à radiação beta de radiofármacos no Centro de Radiofarmácia do IPEN, comparando duas técnicas de medição (TL e OSL);

- Realizar a calibração de aplicadores clínicos, com detectores de TL e OSL, com a finalidade de comparar os resultados obtidos pelas duas técnicas;
- Estabelecer uma metodologia para medição de dose em extremidades;
- Aplicar a metodologia estabelecida em teste prático com indivíduos ocupacionalmente expostos à radiação beta comparando duas técnicas de medição (TL e OSL).

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Exposição à radiação beta

Os efeitos biológicos que podem ser consequência da exposição às radiações ionizantes dependem fundamentalmente da energia e da intensidade da radiação a que o indivíduo é exposto e da região do corpo afetada. Estes efeitos são classificados em efeitos estocásticos e determinísticos. Os efeitos determinísticos ocorrem quando o tecido afetado pela radiação deixa de exercer suas funções, como por exemplo, o aparecimento de eritemas; catarata do cristalino; descamações na pele; e esterilidade. Este tipo de efeito é geralmente devido à exposição a altas doses e sua gravidade depende das características da exposição. O efeito estocástico, por outro lado, caracteriza-se pela reprodução modificada de uma única célula, gerando outras células modificadas, o que pode resultar no aparecimento de câncer [ICRP, 2008] e em geral deve-se à exposição contínua.

A radiação beta é uma radiação ionizante, constituída de partículas carregadas, no caso elétrons. A interação de partículas carregadas com a matéria caracteriza-se pela absorção de elevada quantidade de radiação em um pequeno volume de tecido, o que limita os efeitos causados por este tipo de radiação no organismo a camadas finas da pele e ao cristalino. Essa característica também torna os emissores beta adequados para o uso em medicina, pois a exposição pode ser limitada aos tecidos a serem tratados [BARTH e col., 2004].

As fontes emissoras de radiação beta são geralmente utilizadas em braquiterapia, na forma de fontes seladas, quando existe um contato entre o recipiente que contém a fonte e o organismo a ser irradiado, ou na forma de fontes não seladas, usadas como traçadores radioativos. Quando esses radioatraçadores apresentam características

farmacológicas, como apirogenicidade, atoxidade e esterilidade, são denominadas de radiofármacos e são empregadas para diagnóstico e terapia de doenças.

Os trabalhadores responsáveis pela preparação, pelo controle da qualidade e pela inoculação dessas fontes em pacientes, em um serviço de medicina nuclear, podem estar expostos à radiação, e essa exposição poderá se dar preferencialmente em partes específicas do corpo, dependendo das características da operação desenvolvida [BARTH e col., 2004].

Entre os procedimentos que podem ocasionar a exposição de extremidades de trabalhadores à radiação beta está o procedimento de calibração de aplicadores clínicos de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y, utilizados em procedimentos de betaterapia e são, geralmente, planos ou curvos, sendo usados no tratamento de quelóides e pterígios, respectivamente. Embora atualmente não sejam mais fabricados ou comercializados, no Brasil as clínicas de radioterapia ainda os utilizam. Pelas características de sua utilização, os aplicadores clínicos devem ser calibrados com certa periodicidade [ICRU, 2004], como parte do cumprimento do controle de qualidade destas fontes para assegurar a qualidade do tratamento.

Uma das técnicas que pode ser utilizada na calibração dos aplicadores clínicos é o uso de câmaras de ionização de placas paralelas com variação no seu volume sensível, as chamadas câmaras de extrapolação [ICRU, 2004]. Estas câmaras são usadas na detecção de radiação beta e raios-X de baixas energias.

Dosímetros termoluminescentes também podem ser utilizados na calibração de aplicadores clínicos de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y [OLIVEIRA e CALDAS, 2004, 2007].

2.1.1 Monitoração individual externa

A dosimetria das radiações é utilizada na manutenção da dose "tão baixa quanto razoavelmente exeqüível", pois os dados obtidos por meio da monitoração individual permitem verificar se o controle coletivo existente está sendo efetivo, além de fornecerem informações sobre as doses recebidas pelos trabalhadores, para que elas não ultrapassem os limites recomendados [CNEN, 2006].

O conceito de dosimetria das radiações envolve a determinação da dose absorvida pela matéria ou tecido, como resultado da exposição às radiações ionizantes. A dose absorvida é definida como o quociente de de por dm, onde de é a energia média cedida pela radiação ionizante à matéria de massa dm, conforme Equação 1:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm}$$
 Equação 1

A dose absorvida pode ser utilizada para vários tipos de radiações, inclusive para a radiação beta, e pode ser determinada no ar ou em qualquer material.

Para um mesmo valor de dose absorvida, D, observa-se que algumas radiações são mais efetivas que outras em causar efeitos estocásticos. Para considerar este fato, foi introduzida uma grandeza mais apropriada, a dose equivalente [ICRP, 2008], H_T , onde w_R é o fator de ponderação para a radiação (Equação 2):

$$H_T = D x w_R$$
 Equação 2

O fator de ponderação da radiação beta, w_R , é igual a 1 [ICRP, 2008], sendo, portanto, a dose de radiação ponderada numericamente igual à dose absorvida no ar.

Na monitoração individual convencional, o dosímetro é posicionado na região do corpo mais representativa da exposição de corpo inteiro, ou seja, no tronco. A monitoração de extremidades caracteriza-se pela localização do dosímetro na região que se deseja avaliar (Figuras 1 e 2).

A determinação da dose equivalente na pele é feita sobre uma área de 1,0 cm², a uma profundidade nominal de 0,07 mm, no ponto exato de interesse. Uma vez que a irradiação de extremidades pode ser muito variável [BARTH e col., 2004], não é apropriado determinar-se a dose média na extremidade, sendo necessário considerar as variações da dose em extremidades como mãos e dedos.



Figura 1: Monitoração de corpo inteiro



Figura 2: Monitoração de extremidades utilizando-se TLDs (mãos e dedos) [BARTH e col. 2004]

2.1.2 Materiais dosimétricos

Para ser considerado um dosímetro, o material deve reunir algumas características imprescindíveis [ATTIX, 1986]:

- resposta linear para um amplo intervalo de dose;
- resposta preferencialmente pouco dependente da energia;
- sensibilidade mesmo para doses muito pequenas, entre 5 µSv e 0,2 mSv;
- resposta estável, mesmo sob condições climáticas desfavoráveis;
- resposta reprodutível, mesmo para doses pequenas, ou seja, próximas ao limite de detecção do material;
- desvanecimento de resposta reduzido;
- reprodutibilidade e uniformidade de resposta adequadas.

2.1.3 Limites de exposição ocupacional

O ICRP [2008] sugere limites para restringir a exposição de trabalhadores às radiações ionizantes, resumidos na Tabela 1.

Efeito biológico	Grandeza	Órgão ou tecido	Máximo permitido
	Dose efetiva	Corpo inteiro	20 mSv/ano
Estocástico			ponderada para um
Lotobuotioo			período definido de
			5 anos
	Cris nístico Dose equivalente P Mãos	Cristalino	150 mSv
Determinístico		Pele	500 mSv
		Mãos e pés	500 mSv

Tabela 1: Limites de dose recomendados [ICRP, 2008]

No Brasil, o Anexo nº 5 da Portaria 3.214 de 1978 do Ministério do Trabalho e Emprego [ATLAS, 2002] legisla sobre a exposição ocupacional às radiações ionizantes. Este anexo remete à Norma CNEN-NE-3.01: "*Diretrizes Básicas de Radioproteção*", de julho de 1988, hoje substituída pela Norma CNEN – NN - 3.01: "*Diretrizes Básicas de Radioproteção*", publicada no Diário Oficial da União, em sua versão final em 18/01/2006 [CNEN, 2006], que estabelece os limites primários anuais de dose efetiva de 20 mSv, dose equivalente de 500 mSv para a pele, 150 mSv para o cristalino e de 500 mSv para extremidades.

2.2 Termoluminescência

2.2.1 Definição

A termoluminescência (TL) é a emissão da energia armazenada em alguns materiais isolantes ou semicondutores, na forma de luz, quando termicamente estimulados [McKEEVER, 1985], [MAHESH e col., 1989].

O fenômeno da TL ocorre em duas etapas. Na primeira, após a irradiação do sistema ocorre uma perturbação, que o leva de um estado de equilíbrio a um estado metaestável. Na segunda etapa, o sistema retorna do estado termicamente estimulado ao de equilíbrio, emitindo energia. A TL emitida durante esse processo é proporcional à quantidade de energia absorvida inicialmente pelo sistema, e, consequentemente, à dose de radiação [McKEEVER e col., 1995].

2.2.2 Teoria de bandas

As propriedades da termoluminescência podem ser explicadas pelo modelo de bandas para os níveis de energia dos elétrons para sólidos. Nos cristais iônicos, que geralmente constituem os materiais TL, a banda de valência encontra-se preenchida por elétrons e a de condução fica vazia. Esses materiais TL apresentam uma banda proibida, localizada entre as bandas de valência e de condução [SCHARMANN e BÖHM, 1993].

A exposição do cristal à radiação ionizante faz com que sejam produzidos pares, chamados de elétrons e buracos, sendo os buracos entendidos como ausência de elétrons. Os pares migram pelo cristal até se recombinarem ou serem capturados em estados metaestáveis de energia, localizados na banda proibida e denominados armadilhas [BECKER, 1973], [McKEEVER, 1985], [SCHARMANN e BÖHM, 1993]. A Figura 3 representa o modelo de bandas para a emissão TL.

Os elétrons do cristal são induzidos pela interação com a radiação ionizante a se transferirem da banda de valência para a banda de condução, onde uma parte desses elétrons e buracos se recombinam com um portador de sinal oposto, liberando sua energia na forma de luz, enquanto que os elétrons e buracos remanescentes são capturados em armadilhas. [McKEEVER, 1985].



Figura 3: Esquema representativo da teoria de bandas [adaptado de McKEEVER, 1985].

Quando o cristal é aquecido, os elétrons ou os buracos absorvem a energia térmica e escapam das armadilhas, o que resulta na transferência de elétrons para a banda de condução e de buracos para a banda de valência, conforme representado na Figura 3.

A luminescência se origina quando a maioria dos elétrons retorna para a banda de valência, após um curto período de tempo. Alguns deles, entretanto, são aprisionados dentro da banda proibida, em imperfeições da rede cristalina. Cada elétron deixa um buraco na banda de valência, que é rapidamente armadilhado ou se recombina com um elétron (Figura 4). Quando essas recombinações ocorrem durante o aquecimento do cristal, parte da energia é liberada como luz visível ou ultravioleta, observando-se a termoluminescência [BECKER, 1973], [McKEEVER, 1985].



Figura 4: Modelo simplificado dos processos num cristal TL: (a) durante a exposição à radiação ionizante e (b) durante o aquecimento posterior [BECKER, 1973].

A termoluminescência é uma função do tempo ou da temperatura de aquecimento. Quando o gráfico é apresentado em função da temperatura, denomina-se curva de emissão TL. Esta curva de emissão TL pode apresentar mais de um pico de emissão. O pico TL ocorre quando se atinge uma temperatura de aquecimento que libera o máximo de elétrons armadilhados a uma determinada profundidade. Por isso a presença de picos múltiplos na curva indica que existem grupos de armadilhas em diferentes profundidades. A forma da curva de emissão também apresenta variações, em função do material, da energia de ativação e do fator de frequência, além da taxa de aquecimento, da dose de radiação e da concentração das armadilhas [McKEEVER, 1985].

2.2.3 Sistema leitor

O desempenho de materiais termoluminescentes como dosímetros depende também do sistema leitor TL, uma vez que algumas propriedades, como, por exemplo, o limite mínimo de detecção, não são propriedades apenas dos materiais, mas também do sistema leitor [McKEEVER e col., 1995].

A instrumentação principal necessária para se observar a TL emitida pelos materiais TL constitui-se de um dispositivo para aquecer o dosímetro e de uma fotomultiplicadora para captar a luz por ele emitida.

Dois métodos são normalmente utilizados no aquecimento de um dosímetro TL. O primeiro consiste em se posicionar o material sobre uma prancheta metálica e aquecêlo por meio da passagem de uma corrente elétrica. No outro método, a temperatura da amostra é aumentada submetendo-a a um fluxo de gás inerte aquecido. A maioria dos leitores TL comerciais utilizam o aquecimento em prancheta.

Na Figura 5 pode-se observar o dispositivo de aquecimento do dosímetro e a válvula fotomultiplicadora; esta última realiza a captação da luz produzida e detecta a luz emitida produzindo um sinal proporcional à TL que é convertido em corrente elétrica e amplificado pelo eletrômetro. Tanto o sinal amplificado como o sinal do sensor de

temperatura são enviados a um registrador ou computador, gerando a curva de emissão TL. O sinal da fotomultiplicadora também é enviado a um integrador de carga que determina o valor da área sob a parte estável da curva de emissão TL, digitaliza os dados e a apresenta num mostrador digital. A prancheta onde está posicionada a amostra é mantida sob um fluxo de gás inerte (N₂) constante para eliminar qualquer luminescência espúria.



Figura 5: Representação de um sistema leitor TL básico com sistema de gás acoplado¹.

O sistema leitor TL deve ser projetado de modo a assegurar estabilidade, detectabilidade e reprodutibilidade elevadas, por meio do uso de uma temperatura estabilizada de uma corrente baixa, e de um ganho alto no tubo fotomultiplicador.

¹ Manual técnico do equipamento Harshaw Thermoluminescence Dosimetry Materials & Systems, 1969.

2.3 Luminescência Opticamente Estimulada

2.3.1 Retrospectiva do desenvolvimento da OSL em dosimetria

A OSL vem sendo largamente utilizada como técnica para datação arqueológica e dosimetria retrospectiva [BOTTER-JENSEN e col., 2003]. Huntley e col. [1985] foram os primeiros a usar o método de OSL de onda contínua (CW-OSL) para esse propósito, com um laser de argônio, mas somente após o desenvolvimento de técnicas mais baratas, como lâmpadas com filtros e, posteriormente, o uso de diodos emissores de luz (LEDs), ocorreu uma expansão do uso da OSL em datação [BOTTER-JENSEN e col., 2003].

O uso desta técnica em monitoração individual, entretanto, não foi imediatamente difundido, provavelmente devido à falta de um material luminescente adequado, que fosse sensível à radiação e apresentasse uma eficiência alta à estimulação óptica, aliados a um número atômico efetivo baixo e a características boas de desvanecimento, ou seja, um sinal luminescente estável à temperatura ambiente [BOTTER-JENSEN e col., 2003].

Vários materiais dosimétricos foram testados para a técnica OSL, tais como o MgS, CaS, SrS e SrSe, dopados com Ce, Sm e Eu [BRÄUNLICH, 1967], [SANBORN e BEARD, 1967], [RAO e col., 1984]; BeO [TOCHILIN e col., 1969], [RHYNER e MILLER, 1970]; CaF₂Mn [BERNHARDT e HERFORTH, 1974] e CaSO₄:Dy [PRADHAN e BHATT, 1981], mas os melhores resultados foram obtidos quando a técnica de OSL pulsada (POSL), utilizando Al₂O₃:C como material luminescente, foi introduzida [MARKEY e col., 1995], [McKEEVER e col., 1996], [AKSELROD e McKEEVER, 1999].

As amostras de Al_2O_3 : C foram inicialmente desenvolvidas como materiais TL, mas, devido a sua grande sensibilidade à luz e a suas excelentes características
dosimétricas, representam atualmente o material mais utilizado com a técnica de OSL [AKSELROD e col, 1999], [McKEEVER e col, 1995].

Assim, nos últimos anos, a OSL vem sendo cada vez mais utilizada em dosimetria, devido aos bons resultados obtidos utilizando-se Al₂O₃:C como material dosimétrico [NASCIMENTO e col, 2006] e às vantagens que apresenta em relação à TL, como permitir leituras rápidas e re-leitura do dosímetro, e não necessitar de tratamento térmico, entre outras [McEEVER, 1995].

2.3.2 Definição

A luminescência opticamente estimulada (OSL) é a luminescência emitida por um material isolante ou semicondutor durante a exposição à luz. [BOTTER-JENSEN e col., 2003], [McKEEVER e MOSCOVITCH, 2003].

A exposição do material cristalino à radiação ionizante causa a ionização dos elétrons da banda de valência, criando pares elétrons e buracos. Os elétrons livres e os buracos são então armadilhados nos defeitos pré-existentes no cristal, em estados metaestáveis. Após a excitação, a amostra pode ser estimulada por meio da exposição à luz, cuja energia pode induzir a liberação e a recombinação dos elétrons e buracos. Ocorre, então, uma perturbação no sistema, que passa de um estado de equilíbrio para um estado metaestável. Quando o sistema retorna ao equilíbrio, dá-se a emissão luminosa.

Portanto, a taxa na qual o equilíbrio é restabelecido é função da concentração de cargas armadilhadas (metaestáveis), sendo que nos casos mais simples essa taxa varia linearmente em função da concentração de cargas armadilhadas.

Em geral, a intensidade da luminescência é monitorada em função do tempo, resultando em uma curva característica de luminescência versus tempo (Figura 6). A integral da curva de luminescência *versus* tempo está relacionada com a concentração de cargas armadilhadas, que é proporcional (caso ideal) à dose inicial da radiação absorvida [McKEEVER e col., 1996], [BOTTER - JENSEN e col., 2003], [McKEEVER, 2001], o que constitui a base para o uso da OSL em dosimetria das radiações.



Figura 6: Exemplo de curva de decaimento OSL usando luz verde de estimulação em sedimentos de quartzo [BOTTER - JENSEN, 2000].

2.3.3 Formas de estimulação

Botter-Jensen e col. [2003] classificaram os tipos de OSL de acordo com a forma de estimulação luminosa aplicada ao cristal. Quando as armadilhas são esvaziadas usando-se um comprimento de onda fixo e uma intensidade de iluminação estável, independentes do tempo, a luminescência registrada é conhecida como *OSL* de *onda contínua* ou CW-OSL. Nas medições de CW–OSL, a luminescência é continuamente monitorada durante a estimulação óptica até todas as cargas serem desarmadilhadas.

Neste caso, são usados filtros para discriminar a luz de estímulo da luz luminescente emitida.

Entretanto, é possível introduzir-se uma dependência com o tempo, por meio de um aumento linear na intensidade da estimulação óptica em um dado comprimento de onda fixo. A OSL registrada desta maneira é conhecida como *OSL de modulação linear*, ou LM-OSL. A intensidade pode também ser modulada de forma não linear, por exemplo, aumentando-se exponencialmente a intensidade de estimulação.

A estimulação pode, ainda, ser efetuada de forma pulsada, ou seja, com intervalos de intensidade zero entre os pulsos de intensidade constante. Este tipo de estimulação OSL é conhecido como *OSL pulsada* ou POSL. Neste método, as medidas de luminescência são detectadas somente após o fim da luz de estimulação [McKEEVER, 2001], [BOTTER-JENSEN e col., 2003], [McKEEVER e col., 2004]. Por este motivo a OSL pulsada (POSL) requer menos filtração do que a CW- OSL, já que os sinais de estimulação e emissão luminescente não ocorrem no mesmo instante [McKEEVER e col., 2004].

Na Figura 7 estão representadas graficamente as três formas de estimulação do fenômeno OSL [BOTTER -JENSEN e col., 2003] e a Figura 8 mostra as curvas de resposta OSL para cada uma delas.



Figura 7: Representações dos principais modos de estimulação OSL [BOTTER-JENSEN e col., 2003].



Figura 8: Representações de curvas de decaimento para os principais modos de estimulação OSL [NASCIMENTO, 2007].

2.3.4 Sistema leitor

O leitor de OSL é basicamente constituído por um sistema de detecção da luz, uma fonte de estimulação óptica e um filtro de estimulação, (Figura 9) [BOTTER-JENSEN e col., 2003].

A amostra é estimulada por meio de uma fonte, mantida fixa, que emite luz com um determinado comprimento de onda e com uma determinada intensidade. A luminescência emitida é avaliada por meio de um detector e seu sinal é amplificado por uma válvula fotomultiplicadora, obtendo-se a integral da emissão durante o período de estimulação, que é a medida da dose de radiação inicialmente absorvida pela amostra [McKEEVER, 2001], [BOTTER-JENSEN e col., 2003].



Figura 9: Representação simplificada de um sistema OSL com fonte de estimulação óptica [BOTTER-JENSEN e col., 2003]. A estimulação também pode ser feita por CW-OSL, LM-OSL ou POSL, já descritos no item 2.3.3.

O equipamento a ser utilizado neste trabalho é o sistema leitor OSL MicroStar da Landauer, que mede a dose absorvida da radiação com detectores de Al₂O₃:C. Este sistema funciona no modo CW-OSL e utiliza diodos verdes (LEDs) para estimular a OSL.

2.3.5 Comparação entre as técnicas de TL e OSL

Os princípios físicos que regem as técnicas de OSL e TL são semelhantes, sendo a principal diferença entre elas a forma de estimulação usada para liberar as cargas armadilhadas. A OSL utiliza estimulação óptica, enquanto na TL a estimulação é térmica.

A OSL apresenta certas vantagens em relação à TL [McKEEVER, 2001], [BOTTER-JENSEN, 2000], [BOTTER-JENSEN e col, 2003], podendo-se citar:

- A OSL é um método não destrutivo já que não exige aquecimento da amostra;
- Numa medida TL ocorre perda total do sinal, enquanto uma mesma amostra OSL pode ser medida várias vezes;
- Pode se obter, em uma mesma amostra, um sinal TL mesmo após as medidas OSL;
- Enquanto o sinal TL gera uma curva de emissão às vezes com vários picos TL a temperaturas diferentes, representando diferentes níveis de armadilhas, o sinal OSL, durante a exposição à luz de estimulação, representa o decréscimo do nível de cargas armadilhadas que vão sendo esvaziadas (curva de decaimento).

• A alta sensibilidade da OSL permite que se consiga um sinal luminescente suficiente para leitura sem necessariamente se estimular todas as armadilhas.

3 REVISÃO DA LITERATURA

Chruscielewski e col. [2002] utilizaram dosímetros de LiF (fluoreto de lítio) para determinar a dose de radiação gama absorvida pelas mãos de trabalhadores durante as atividades de preparo e manuseio de radiofármacos, obtendo doses de extremidade significativas. Entretanto, em pequenas distâncias, a dose absorvida devida à radiação beta pode ser duas vezes maior que a dose relativa à exposição aos raios gama, para fontes emissoras com atividades iguais [BARTH e col., 2004], tornando essencial a inclusão de dosimetria beta em um programa de monitoração individual.

Durham e col. [2002] estudaram o desenvolvimento de um dosímetro tipo anel baseado em Al₂O₃:C, recoberto por uma fina camada de Mylar aluminizado, para ser avaliado pela técnica de OSL. Foram realizadas simulações utilizando o método de Monte Carlo para esses detectores e foram obtidos resultados promissores, para seu uso em dosimetria beta de extremidades. As pesquisas, entretanto, ainda não foram adiante.

Lindner e col.[2003] também utilizaram TLDs em pesquisas para verificar se as doses de radiação beta e gama recebidas nos dedos, durante a calibração de seringas contendo radiofármacos, seriam reduzidas com a implantação de um novo procedimento.

Garin e col.[2003] afirmaram que as operações (como a aplicação intra-arterial de ¹³¹I) podem ocasionar doses absorvidas das radiações gama e beta nos dedos de 8 a 24 vezes maiores que a dose medida simultaneamente no tórax, enquanto a avaliação da exposição de radiologistas pode apresentar valores de dose nas mãos 14 vezes maiores do que os valores obtidos no tórax.

Wernli [2004] afirmou que a dosimetria beta de extremidades é geralmente realizada por meio de dosímetros termoluminescentes (TLDs) e ressaltou a necessidade da

proposição de dosímetros de extremidades com um formato confortável para o uso e que apresentem pouca dependência energética.

Cecatti [2004] desenvolveu um dosímetro de pulso específico para medição de dose de extremidades de radiação beta emitida pelos isótopos ¹⁵³Sm, ¹³¹I e ³²P, baseados em TLDs de CaSO₄: Dy, de acordo com os padrões exigidos.

Barth e col. [2004] realizaram dosimetria de extremidades das mãos de inoculadores de radiofármacos com detectores TL de LiF: (Mg, Cu, P) muito finos, com camada sensível inferior a 10 mg.cm⁻³, fixados em diferentes pontos das mãos. Observou-se que as doses locais recebidas nas mãos podem ser bastante altas devido à exposição a emissores beta em medicina e frequentemente não são adequadamente medidas utilizando-se os dosímetros hoje disponíveis, que não fornecem informação completa sobre as doses absorvidas nas mãos. A Figura 10 ilustra a manipulação de radiofármacos, onde se pode observar a proximidade das mãos do trabalhador ao material radioativo.



Figura 10: Manipulação de radiofármacos [PERKINS, 1996]

Whitby e Martin [2005], após estudarem a magnitude e a distribuição da dose de raios-X recebidas nas mãos (Figura 11) por radiologistas intervencionistas e cardiologistas, propuseram um método para monitoração da dose utilizando dispositivos com até 18 detectores TL. Foram obtidas variações de dose altas, para distâncias pequenas, nas mãos desses trabalhadores.



Figura 11: Experimento de Whitby e Martin [2005], com detectores TL posicionados em diferentes partes das mãos

Cunha [2006] desenvolveu um dosímetro de pulso para medição de dose de extremidades de radiação beta, baseado em CaSO₄: Dy e na técnica de TL, de acordo com os padrões exigidos.

Vanhavere e col. [2006] utilizaram LiF no desenvolvimento de metodologia dosimétrica de extremidades para operações de preparação e de inoculação de radiofármacos. Embora essas operações não causem doses excessivas de corpo inteiro, contribuem expressivamente para a dose nas extremidades, quando da manipulação de materiais radioativos, concluindo que apenas a dosimetria de extremidades pode complementar

a caracterização adequada da exposição dos trabalhadores. A metodologia por eles desenvolvida leva em conta as variações da dose em pequenos espaços das mãos, pois os dosímetros são posicionados a pequenas distâncias uns dos outros.

Gilvin e col. [2007] desenvolveram um dosímetro para dosimetria beta de extremidades que incorpora o TLD EXTRAD, da Harshaw, em um suporte de PVC, que permite acoplamento aos dedos. Os dosímetros possuem uma camada sensível de LiF: Mg ,P, Cu, finíssima (7 mg.cm⁻²), que pode ser coberta por uma camada de PVC de 10 mg.cm⁻² e poliéster aluminizado de 3,2 mg.cm⁻². Os testes realizados mostraram que o dosímetro desenvolvido atende aos padrões exigidos.

Squair e col. [2007] desenvolveram suportes de PTFE-Teflon para TLDs (TLD-100) que pudessem ser utilizados em medicina nuclear e em radiologia intervencionista, obtendo bons resultados para dosimetria de extremidades.

Tandon e col. [2007] realizaram pesquisa em 54 importantes hospitais indianos utilizando TLDs em anéis plásticos especialmente projetados, com a finalidade de avaliar a dose de extremidades de trabalhadores expostos a emissores beta. Embora as doses se encontrassem dentro dos limites permitidos, os autores recomendam monitoração periódica, para controlar os níveis de exposição.

Helmstädter e Ambrosi [2007], após avaliarem e documentarem a exposição de trabalhadores entre 1996 e 1999, concluiram que, na Alemanha, a exposição à radiação beta vem aumentando em operações de radioterapia, na produção de fontes radioativas e em instalações nucleares. A dosimetria de extremidades foi realizada com vários tipos de TLDs dispostos em anéis, posicionados nos dedos dos trabalhadores.

Rimpler e Barth [2007] investigaram a exposição das mãos de trabalhadores de medicina nuclear à radiação beta utilizando TLDs (LiF: Mg ,P, Cu) de camada sensível muito fina, fixados aos dedos. Os valores obtidos demonstram que a dose anual

máxima para extremidades pode ser ultrapassada, caso as operações sejam realizadas sem controle adequado; os autores ressaltam a necessidade de monitoração constante das extremidades, específica para radiação beta.

Ginjaume e col. [2006] pesquisaram sobre a utilização de dois tipos diferentes de dosímetros de extremidades do tipo anel, um baseado em LiF:Mg,Cu,P e outro em TLD-100, nos campos de aplicações médicas, fabricação de radiofármacos, operação de cíclotron, radiologia convencional e radiologia intervencionista. Os resultados preliminares demonstraram que o LiF:Mg,Cu,P era utilizado por radiologistas, enquanto todas as outras categorias preferiam o TLD-100. Os resultados das avaliações confirmaram a necessidade de implementação de dosímetros de extremidade, principalmente para operações de radiologia intervencionista, quando a dose nos dedos pode ser mais de 50 vezes maior que a dose de corpo inteiro e três vezes maior que a dose obtida no pulso.

Brasik e col. [2007] compararam detectores finos dos tipos de TLD-100 e TLD-700 para medição de doses devidas à radiação durante a manipulação de radiofármacos, realizando testes em campo, onde foram utilizados os dois tipos de detectores simultaneamente. Os resultados mostraram que o TLD-700 apresenta sensibilidade satisfatória para detecção de radiação beta na faixa dos níveis de radioproteção e também uma boa resposta em função da energia da radiação.

Larabi e col. [2009] também vêm estudando a exposição de extremidades em trabalhadores de medicina nuclear, tendo desenvolvido um dosimetro TL que consiste em um anel metálico dotado de abertura onde é posicionado o detector de LiF: Mg, Ti (TLD 100), selado com uma camada de 10 mg.cm⁻² de poliamida.

Cecatti e col. [2009] avaliaram a exposição de extremidades de trabalhadores expostos à radiação do ¹⁵³Sm, utilizando um protótipo de dosímetros de pulso baseado em

pastilhas TL de CaSO₄:Dy + Teflon, concluindo que a dose recebida não deve ser desprezada e que a avaliação de extremidades deve ser levada em consideração em um programa de monitoração individual.

Blunck e col. [2009] realizaram um experimento em trabalhadores que manuseavam ⁹⁰Y de alta atividade, posicionando dosímetros TL em diferentes partes de suas mãos e dedos, o que lhes possibilitou caracterizar o campo de radiação, detectar a origem do componente principal da dose e determinar as causas da variação de dose encontrada nas medições. Blunck e col. [2009] afirmam que a monitoração de rotina não garante acuidade na determinação da dose local recebida pela pele em casos de manipulação de material radioativo em medicina nuclear. Os autores afirmam ainda que, mesmo diante da utilização de fatores de correção para essas doses, a exposição pode ser subestimada, dependendo da forma de manipulação e da operação. Para corrigir o problema foram realizadas simulações com objetos similares (*phantoms*) no formato das mãos, cujos resultados foram analisados por um *software* específico. Os resultados mostraram que a dose anual máxima permitida pode até ser ultrapassada, sem que isso seja devidamente registrado, caso os dosímetros de extremidade não sejam adequadamente posicionados.

Mancosu e col. [2010] mapearam a distribuição de dose recebida pelas extremidades (mãos e dedos) de médicos e paramédicos que manuseavam fontes emissoras de radiação beta, utilizando detectores de Al₂O₃:C, medidos pela técnica de TL. Os resultados mostraram grandes diferenças nas doses recebidas pelas diferentes falanges e mãos de todos os trabalhadores estudados, levando à conclusão de que dosímetros de pulso ou do tipo anel nem sempre são suficientes para caracterizar a exposição nestes casos.

Na literatura não foi encontrado nenhum estudo que combina a técnica de OSL à dosimetria de extremidades que considera as variações da dose em pequenos espaços do corpo, como neste trabalho.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Para o desenvolvimento do trabalho foram utilizados os seguintes equipamentos e materiais disponíveis no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do IPEN:

- Sistema leitor TL, da Harshaw Chemical Company, modelo 3500: Figura 12;
- Sistema leitor OSL MicroStar e *software*, da Landauer: Figura 13;
- Caixa de madeira, com dimensões 66 cm x 21 cm x 17 cm, contendo duas lâmpadas fluorescentes de 20 W, marca Sylvania, modelo F 16 W/78: Figura 14;
- Radiômetro da DELTA OHM, modelo DO (série LP9021) e sensor de nível de iluminamento LP 9021 PHOT: Figura 15;
- Forno elétrico, com temperatura regulável entre 30°C e 500°C, com variação de 1°C, fabricado pelo Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD/CNEN – RJ);
- Sistema padrão secundário de radiação beta, com fontes de ⁹⁰Sr + ⁹⁰Y, ⁸⁵Kr e
 ¹⁴⁷Pm (Figura 16), modelo BSS2, fabricado pelo AEA Technology, Alemanha, e
 calibrado pelo laboratório padrão primário Physikalisch Technische
 Bundesanstalt (PTB), Alemanha. As características das fontes constam da Tabela
 Nas irradiações com ¹⁴⁷Pm foi realizada a correção para a densidade do ar a
 cada irradiação, conforme procedimento de uso desta fonte;
- Sistema padrão secundário de radiação beta, com fonte de ⁹⁰Sr + ⁹⁰Y, modelo BSS1, fabricado pelo Buchler GmbH & Co., Alemanha, e calibrado pelo laboratório padrão primário Physikalisch - Technische Bundesanstalt (PTB), Alemanha (fonte com atividade de 1850 MBq, sem filtro, na data de 04/02/1981);
- Detectores finos de CaSO₄:Dy +Teflon, produzidos no Laboratório de Materiais dosimétricos do IPEN, utilizados para as medições pela técnica de TL: Figura 17;

- Detectores de Al₂O₃:C da Landauer, tipos Dot e Nanodot, utilizados para as medições pela técnica de OSL: Figura 17;
- Aplicadores clínicos de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y: Figura 18.



Figura 12: Sistema leitor TL, da Harshaw Chemical Company, modelo 3500



Figura 13: Sistema leitor OSL com porta aberta (a) e Sistema leitor e microcomputador, da Landauer (b)



Figura 14: Caixa de luz fluorescente fechada (a) e aberta (b)



Figura 15: Radiômetro DELTA OHM e sensor de nível de iluminamento LP 9021 PHOT.



Figura 16: Sistema padrão secundário de radiação beta, marca AEA Technology, modelo BSS2.

Fonte	¹⁴⁷ Pm	⁸⁵ Kr	⁹⁰ Sr+ ⁹⁰ Y	
Atividade Nominal (MBq)	3.700	3.700	460	
Energia beta média (MeV)	0,06	0,14	0,80	
Dose absorvida no ar (μGy.s⁻¹)	2,35±0,05	39,7±0,5	16,46±0,22	
Distância de calibração (cm)	20 cm	30 cm	30 cm	
Data de referência	19/11/2004	30/11/2004	08/12/2004	

Tabela 2: Características do sistema padrão secundário de radiação beta, marca AEATechnology, modelo BSS2.



(a)



(b)



(c)

Figura 17: Detectores OSL de Al₂O₃:C da Landauer, tipos Dot (a) e Nanodot (b) e detectores TL de CaSO₄:Dy + Teflon (c)







(b)



(c)

Figura 18: Aplicadores clínicos de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y: aplicador NIST, calibrado pelo National Institute of Standards and Technology (a); Aplicador A1 (b) e Aplicador A2 (c).

A caracterização dos detectores de CaSO₄:Dy +Teflon foi realizada por meio da técnica de TL e os detectores foram tratados termicamente em forno elétrico, por três horas, a 300 °C, previamente a sua utilização.

O estudo das características dosimétricas dos detectores de Al₂O₃:C da Landauer foi realizado utilizando-se a técnica de OSL e os detectores foram tratados opticamente na caixa de luz fluorescente por 12 horas, previamente a sua utilização.

As medições foram sempre realizadas logo após cada irradiação. Dez medições foram sempre tomadas para cada um dos detectores irradiados.

Em alguns dos experimentos foram utilizados filtros, constituídos de folhas finas de polietileno tereftalato de poliéster aluminizado (Mylar aluminizado) de espessuras variadas, que foram posicionados sobre os detectores durante a irradiação, com a finalidade de verificar o comportamento da sua resposta OSL, em comparação com as respostas obtidas sem a utilização de filtros. Como os detectores já são recobertos por uma camada de Mylar de 0,5 mm, essa espessura foi acrescida às espessuras das folhas de Mylar.

As condições ambientais foram mantidas controladas durante as irradiações.

Os dados obtidos de OSL correspondem às médias aritméticas de dez leituras consecutivas. A avaliação e a expressão das incertezas das medidas seguiram as recomendações do *Guia de Incertezas de Medição* [ISO, 2003]. As incertezas relacionadas das medidas são incertezas padrão, expressas como um desvio padrão $(1\sigma, k=1)$.

5 **RESULTADOS**

Inicialmente foi realizada a caracterização do sistema leitor OSL e do material dosimétrico (Dots e Nanodots). A seguir, foram feitos testes práticos preliminares no Centro de Radiofarmácia do IPEN e realizada a calibração de aplicadores clínicos (com detectores TL e OSL). Finalmente, a metodologia desenvolvida foi testada em monitoração individual de extremidades, numa operação simulada de calibração dos mesmos aplicadores clínicos.

5.1 Estabilidade do sistema leitor

Para verificar a estabilidade do sistema OSL, foram realizadas medições em cada uma das três posições do seletor indicadas pelo fabricante para monitorar o comportamento do equipamento. As posições foram: DARK, CAL e LED.

A posição DARK representa o número de contagens devidas ao tubo fotomultiplicador (TFM) com o obturador fechado e os LEDs apagados, indicando o ruído de fundo inerente ao TFM. Na posição CAL as contagens medidas correspondem ao sinal do TFM com o obturador aberto, usando-se uma pequena fonte de ¹⁴C, para indicar a sensibilidade e a consistência do TFM. A posição LED corresponde às contagens obtidas com os LEDs acesos, para indicar a intensidade do feixe luminoso.

Duzentas medições foram realizadas em cada uma das posições do seletor durante o período de realização dos experimentos.

Para o sistema ser considerado estável, segundo o fabricante do equipamento de leitura [LANDAUER, 2006], as contagens DARK (Figura 19) não devem exceder o limite de 30 contagens. As contagens CAL e LED foram normalizadas em cada caso

para o valor médio de contagens obtido (Figuras 20 e 21) e não devem variar mais que 10% da média [LANDAUER, 2006].

Durante as medições, 10% das contagens CAL e 4,5% das contagens LED encontravam-se fora desta faixa. As medidas OSL realizadas foram descartadas, quando os parâmetros CAL e LED estavam fora da faixa de aceitação.



Figura 19: Contagens DARK do sistema leitor OSL da Landauer, durante o período dos experimentos.



Figura 20: Contagens CAL do sistema leitor OSL da Landauer, durante o período dos experimentos.



Figura 21: Contagens LED do sistema leitor OSL da Landauer, durante o período dos experimentos.

5.2 Curva de dose-resposta do sistema leitor OSL

Para determinar a curva de dose-resposta do sistema leitor OSL foram utilizados detectores de Al₂O₃:C (Dots), fornecidos pelo fabricante do equipamento, previamente irradiados com doses de radiação gama de ¹³⁷Cs, variando de 5 mSv a 5000 mSv (Figura 22). Para a obtenção da curva foram realizadas 10 medições para cada uma das amostras irradiadas com doses diferentes. A curva obtida mostra um comportamento linear da resposta OSL no intervalo de dose de 5 mSv a 5000 mSv.



Figura 22: Curva de dose-resposta do sistema leitor OSL.

5.3 Reprodutibilidade da resposta OSL dos detectores de Al₂O₃:C

Para se determinar a reprodutibilidade da resposta OSL, dez detectores de Al_2O_3 :C foram irradiados dez vezes cada um, com uma dose absorvida de 6 mGy de radiação beta (90 Sr + 90 Y, do sistema padrão secundário BSS2). A reprodutibilidade obtida foi de

2,5% (com incerteza associada de 5,15% - 1 σ), para Dots e de 4,9% (com incerteza associada de 2,77% -1 σ), para Nanodots.

5.4 Curva de dose-resposta dos detectores de Al₂O₃:C, para radiação beta

Os detectores de Al₂O₃:C foram irradiados com a fonte de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y do sistema padrão secundário BSS2, em um intervalo de dose de 0,05 mGy a 10 mGy. Dez detectores foram utilizados para cada dose. As curvas de dose-resposta (Figura 23) apresentam comportamentos lineares, para Dots e Nanodots, para doses entre 0,2 mGy e 10 mGy, doses que provavelmente ocorrerão em dosimetria ocupacional com maior frequência. O resultado é consistente com o obtido por outros autores [YUKIHARA e McKEEVER, 2008].



(b)

Figura 23: Curvas de dose-resposta dos detectores de Al₂O₃:C para ⁹⁰Sr+⁹⁰Y, utilizando-se a técnica de OSL para Dots (a) e Nanodots (b).

5.5 Limite de detecção da resposta OSL dos detectores de Al₂O₃:C

O limite de detecção dos detectores OSL foi determinado verificando-se graficamente o ponto em que a resposta OSL deixa de apresentar variação (Figura 24), a fim de confirmar o limite de detecção informado pelo fabricante [LANDAUER, 2006], de 0,2 mGy, para radiação beta. A curva forneceu um valor de 0,13 mGy, como limite de detecção em ambos os casos.



(b)

Figura 24: Determinação dos limites de detecção da resposta OSL das amostras de Al₂O₃:C para Dots (a) e Nanodots (b).

5.6 Dependência energética dos detectores de Al₂O₃:C para radiação beta.

A dependência energética foi determinada com e sem filtros sobre os detectores. Foram testados os materiais Mylar aluminizado, papel alumínio, Teflon e filme fotográfico velado, com a finalidade de determinar a melhor resposta OSL, associada à melhor resposta quanto ao desvanecimento por exposição à luz.

5.6.1 Sem utilização de filtros

Os detectores OSL (Dots e Nanodots) foram expostos a doses de 3 mGy de radiação beta das fontes de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y e do ⁸⁵Kr e a uma dose de 13 mGy de ¹⁴⁷Pm, do sistema padrão secundário BSS2. Os resultados foram normalizados para a energia média da fonte de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y (por ser considerada a radiação beta de referência) e divididos pelas doses absorvidas (Figura 25). Os resultados obtidos foram semelhantes aos obtidos por Akselrod e col. [1999], mostrando uma forte dependência energética dos detectores de Al₂O₃:C para radiação beta. Jurisinic [2007] não observou dependência energética para os detectores tipo Dot da Landauer, irradiados com feixes de elétrons entre 6 e 20 MeV, ou seja, para elétrons de alta energia.



Figura 25: Dependência energética da resposta OSL dos detectores de Al₂O₃: C, para radiação beta, para Dots (a) e Nanodots (b).

5.6.2 Com a utilização de filtros

Para a irradiação com as fontes do sistema padrão secundário BSS2, os detectores (Dots) foram cobertos com filtros de Mylar, com densidades superficiais (DS) de 1,72 mg.cm⁻², 2,54 mg.cm⁻², 3,53 mg.cm⁻², 5,61 mg.cm⁻² e 9,50 mg.cm⁻². As doses de irradiação foram de 2 mGy para ⁹⁰Sr + ⁹⁰Y, 10 mGy para ⁸⁵Kr e de 25 mGy para ¹⁴⁷Pm. Nas irradiações com ¹⁴⁷Pm foi realizada a correção para densidade do ar a cada irradiação, conforme procedimento de uso desta fonte.

Os resultados foram normalizados para a densidade superficial nula (sem filtro) e para a energia média do ⁹⁰Sr + ⁹⁰Y, e divididos pelas doses absorvidas. A Tabela 3 mostra todos os resultados obtidos e o gráfico da Figura 26 apresenta os resultados para as densidades superficiais nula, 1,72 mg.cm⁻², 5,61 mg.cm⁻² e 9,50 mg.cm⁻².

Os resultados mostram um comportamento muito semelhante ao obtido sem a utilização de filtros, apontando para uma forte dependência energética, o que deverá ser levado em consideração quando da utilização dos detectores em monitoração individual e independente da densidade superficial dos filtros utilizados.

Fonte	Energia	Densidade superficial (mg.cm ⁻²)						
	media (MeV)	0	1,72	2,54	3,53	5,61	9,50	
¹⁴⁷ Pm	0,06	0,01±0,00	0,01±0,00	0,01±0,00	0,015±0,00	0,01±0,00	0,01±0,00	
⁸⁵ Kr	0,14	0,37±0,01	0,36±0,01	0,35±0,01	0,33±0,01	0,32±0,01	0,31±0,00	
⁹⁰ Sr+ ⁹⁰ Y	0,80	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	

Tabela 3: Dependência energética da resposta OSL de detectores de Al₂O₃: C cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais, para radiação beta



Figura 26: Dependência energética da resposta OSL dos detectores de Al₂O₃: C (Dots) cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais, para radiação beta; normalização para energia do ⁹⁰Sr+⁹⁰Y.

O mesmo experimento foi realizado com os detectores Nanodots, que receberam as mesmas doses (2 mGy para ⁹⁰Sr + ⁹⁰Y, 10 mGy para ⁸⁵Kr e de 25 mGy para ¹⁴⁷Pm) e foram recobertos com filtros de 1,72 mg.cm⁻², 3,53 mg.cm⁻², 5,61 mg.cm⁻² e 9,50 mg.cm⁻². Também foi testado o detector sem filtro (densidade superficial nula).

A Figura 27 apresenta os resultados obtidos.



Figura 27: Dependência energética da resposta OSL dos detectores de Al₂O₃: C (Nanodots) cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais, para radiação beta; normalização para energia do ⁹⁰Sr+⁹⁰Y.

Além do Mylar foram também testados outros tipos de filtro, tanto para Dots como para Nanodots, com a intenção de recobrir os detectores, para evitar sua exposição direta à luz, o que poderia ocasionar perda de sinal. Por outro lado, é também necessário evitar que o filtro que recobre o detector barre a radiação beta a ser medida.

Os filtros testados foram: papel alumínio ($DS = 5,75 \text{ mg.cm}^{-2}$), Teflon ($DS = 4,59 \text{ mg.cm}^{-2}$) e filme fotográfico colorido velado ($DS = 40,51 \text{ mg.cm}^{-2}$). As doses e as condições de irradiação foram idênticas às do estudo anterior, realizado com filtros de Mylar.

As Figuras 28, 29 e 30 apresentam, respectivamente, os resultados obtidos de dependência energética para estes filtros.



(b)

Figura 28: Dependência energética da resposta OSL dos detectores de Al₂O₃: C, para radiação beta, cobertos com papel alumínio, para Dots (a) e Nanodots (b).



Figura 29: Dependência energética da resposta OSL dos detectores de Al₂O₃: C, para radiação beta, cobertos com Teflon, para Dots (a) e Nanodots (b).


(b)

Figura 30: Dependência energética da resposta OSL dos detectores de Al₂O₃: C, para radiação beta, cobertos com filme fotográfico colorido velado, para Dots (a) e Nanodots (b).

A dependência energética aumenta com o aumento da densidade superficial dos filtros, como era previsto, porém nos casos de filtros de Mylar, de Teflon e de papel alumínio este aumento é desprezível (Tabela 4). No caso do filme fotográfico, o aumento da dependência energética foi significativo, conforme apresentado na Tabela 4. Os dados foram normalizados para a DS nula para Dots e Nanodots.

Tabela 4: Dependência energética para radiação beta do ⁸⁵Kr em relação ao ⁹⁰Sr+⁹⁰Y, com filtros de papel alumínio, Teflon e filme fotográfico

Tipo de filtro	Dependência energética entre ⁹⁰ Sr+ ⁹⁰ Y e ⁸⁵ Kr		
	Dots	Nanodots	
Sem filtro	1,00	1,00	
Alumínio	0,95	1,00	
Teflon	0,97	0,96	
Filme fotográfico	0,68	0,62	

5.7 Dependência angular da resposta OSL dos detectores de Al₂O₃:C

A dependência angular dos detectores de Al₂O₃ foi determinada com e sem a utilização de filtros de Mylar, posicionados sobre os detectores.

Neste experimento foram utilizadas apenas as fontes do sistema padrão secundário BSS2 de ⁹⁰Sr + ⁹⁰Y e ⁸⁵Kr, pois a intensidade atual da fonte de ¹⁴⁷Pm mostrou-se muito baixa para este tipo de estudo.

5.7.1 Sem a utilização de filtros

O goniômetro, acoplado ao sistema de irradiação do sistema padrão secundário BSS2, foi utilizado para se variar os ângulos de incidência da radiação beta de 0[°] a 180[°] (Figura 31).



Figura 31: Goniômetro, acoplado ao sistema de irradiação, utilizado para variar os ângulos de incidência da radiação beta de 0⁰ a 180⁰.

Os dados foram normalizados para o ângulo de 0^{0} . Os resultados obtidos (Figura 32) demonstram um decréscimo da resposta OSL, como o obtido por outros autores [CALDAS, 1980; CECCATTI, 2004] para radiação beta; entretanto, de acordo com a *European Standard Norme* [2004], a dependência angular não deve ultrapassar ± 40% no intervalo entre 0^{0} to 45⁰. Os detectores tipo Dot apresentaram variação máxima, nesta faixa, de 36% para a radiação beta de ⁹⁰Sr, para o ângulo de 45⁰, e os do tipo

Nanodot apresentaram uma variação máxima, entre 0[°] e 45[°], de 39% para a mesma radiação beta e o mesmo ângulo, estando, portanto, os Nanodots dentro da faixa estabelecida pela citada norma.

As diferenças observadas podem estar relacionadas à geometria dos detectores, uma vez que os Nanodots são consideravelmente menores que os Dots e não possuem revestimento plástico em volta dos detectores, como os Dots. A diferença na geometria pode ser melhor visualizada na Figura 33.



Figura 32: Dependência angular da resposta OSL dos detectores de Al₂O₃: C sem filtros de Mylar, para radiação beta de ⁹⁰Sr + ⁹⁰Y e ⁸⁵Kr, para Dots (a) e Nanodots (b).



Figura 33: Diferença de geometria entre Dots e Nanodots.

5.7.2 Com a utilização de filtros

Para a irradiação, os detectores (Dots) foram cobertos com filtros de Mylar, com densidades superficiais nula, 9,50 mg.cm⁻², 26,62 mg.cm⁻², 48,49 mg.cm⁻² e 60,86 mg.cm⁻². As doses absorvidas no ar foram de 2 mGy para ⁹⁰Sr + ⁹⁰Y e 6 mGy para ⁸⁵Kr. Cada detector foi irradiado com um ângulo diferente de incidência da radiação beta.

Os resultados foram normalizados para o valor obtido na irradiação sem filtros e para o ângulo zero (Figuras 34 e 35). Nota-se uma dependência angular acentuada para as duas fontes. As Tabelas 5 e 6 mostram as diferenças percentuais entre a resposta OSL obtida quando a irradiação foi realizada com incidência frontal (ângulo zero) e os demais ângulos de incidência da radiação, respectivamente para 90 Sr+ 90 Y e 85 Kr. Levando-se em consideração o estabelecido pela *European Standard Norme* [2004], os detectores de Al₂O₃:C (Dots) apresentaram bom desempenho quanto à dependência angular, quando cobertos com filtros, não apresentando resultados fora da faixa estabelecida pela referida norma (± 40% no intervalo entre 0⁰ e 45⁰).

A máxima dependência angular foi obtida para o ângulo de 90⁰, tanto para ⁸⁵Kr como para ⁹⁰Sr+⁹⁰Y.

A utilização de filtros reduz a dependência angular para a radiação beta do ⁸⁵Kr.

Esses resultados devem ser levados em consideração quando da utilização dos detectores como dosímetros individuais.



Figura 34: Dependência angular da resposta OSL dos detectores de Al₂O₃: C (Dots) cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais, para radiação beta do ⁹⁰Sr + ⁹⁰Y.



Figura 35: Dependência angular da resposta OSL de detectores de Al₂O₃: C (Dots) cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais, para radiação beta de ⁸⁵Kr.

Tabela 5: Diferença percentual da resposta OSL dos detectores de Al₂O₃:C (Dots), cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais, expostos a
⁹⁰Sr + ⁹⁰Y em diferentes ângulos.

Ângulo -		Dife	erença (%	6)	
(⁰)	Dens	sidade s	uperficia	l (mg.cm	⁻²)
	0	9,50	26,62	48,49	60,86
0	0	0	0	0	0
5	1,0	2,2	1,7	1,1	2,0
10	0,8	0,5	2,0	0	0,6
15	2, 8	2,3	4,4	3,2	3,9
30	13,0	15,9	16,0	13,6	18, 6
45	36,0	36,8	38,1	36, 6	38,5
60	60,0	58,8	61, 5	60,8	65,3
90	94,9	93,7	92,4	92,1	93,6

Tabela 6: Diferença percentual da resposta OSL dos detectores de Al₂O₃:C (Dots), cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais, expostos a ⁸⁵Kr em diferentes ângulos.

Ângulo -	Diferença (%)				
(⁰)	Den	sidade s	superficia	al (mg.cn	1 ⁻²)
	0	9,50	26,62	48,49	60,86
0	0	0	0	0	0
5	1,3	1,8	0,5	0,7	1,0
10	4,0	1,4	3,6	0,7	1,4
15	9,0	3,2	9,3	2,4	0,6
30	22,7	17,1	13,5	11,9	19,3
45	39,9	38,4	34,3	21,8	22,8
60	57,0	56,1	54,1	40,7	33,2
90	90,9	87,8	90,4	86,3	87,9

O mesmo experimento foi realizado para os detectores Nanodots, que receberam as mesmas doses (2 mGy para ⁹⁰Sr + ⁹⁰Y e 6 mGy para ⁸⁵Kr) e foram recobertos com filtros de 1,72 mg.cm⁻², 3,53 mg.cm⁻², 5,61 mg.cm⁻² e 9,50 mg.cm⁻². Também foi testado o detector sem filtro (densidade superficial nula). Neste caso foram utilizados filtros com densidades superficiais mais baixas, pois a atenuação da radiação beta causada pelos filtros com densidade superficial acima de 9,50 mg.cm⁻² os torna inadequados para uso em monitoração individual.

As Figuras 36 e 37 apresentam os resultados obtidos. O uso de filtros reduz a dependência angular para as duas fontes.

As Tabelas 7 e 8 mostram as diferenças percentuais entre a resposta OSL obtida quando a irradiação foi realizada com incidência frontal (ângulo zero) e os demais ângulos de incidência da radiação, respectivamente para ⁹⁰Sr+⁹⁰Y e ⁸⁵Kr. Levando-se em consideração o estabelecido pela *European Standard Norme* [2004], os detectores de Al₂O₃:C (Nanodots) apresentaram bom desempenho quanto à dependência angular,

quando cobertos com filtros, não apresentando resultados fora da faixa estabelecida pela referida norma.



Figura 36: Dependência angular da resposta OSL dos detectores de Al₂O₃: C (Nanodots) cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais, para radiação beta do ⁹⁰Sr + ⁹⁰Y.



Figura 37: Dependência angular da resposta OSL de detectores de Al₂O₃: C (Nanodots) cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais, para radiação beta de ⁸⁵Kr.

Ângulo	Diferença (%)				
(°)	De	ensidade	superfic	ial (mg.c	m⁻²)
	0	1,72	3,53	5,61	9,50
0	0	0	0	0	0
5	4,6	1,5	6,4	9,2	1,9
10	1,0	0,9	0,2	3,7	1,0
15	6,0	0,6	0,2	0,3	0,6
30	22,0	1,3	0,4	1,9	0,2
45	35,0	1,9	3,3	3,5	13,1
60	45,0	28,1	27,4	30,6	44,0
90	60,0	68,1	72,4	77,5	91,2

Tabela 7: Diferença percentual da resposta OSL dos detectores de Al2O3:C(Nanodots), cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais,
expostos a 90 Sr + 90 Y em diferentes ângulos.

Tabela 8: Diferença percentual da resposta OSL dos detectores de Al2O3:C(Nanodots), cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais,
expostos a ⁸⁵Kr em diferentes ângulos.

Ângulo	Diferença (%)				
(°)	De	ensidade	superfic	ial (mg.c	m⁻²)
	0	1,72	3,53	5,61	9,50
0	0	0	0	0	0
5	6,0	1,5	0,4	0,5	0,7
10	4,0	1,2	2,9	0,5	1,0
15	1,0	2,7	7,6	1,9	0,4
30	8,0	14,2	11,0	9,1	14,3
45	24,0	31,9	28,0	16,7	16,9
60	34,3	46,6	44,2	31,1	24,6
90	52,0	72,9	73,8	65,9	65,1

5.8 Fator de transmissão no tecido da radiação beta com detectores de Al₂O₃:C

Fatores de transmissão são definidos como a razão entre a resposta OSL obtida com a utilização de um filtro, no caso material equivalente ao tecido humano, e a resposta OSL extrapolada para a espessura nula deste absorvedor.

Os fatores de transmissão foram determinados para as fontes de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y, ⁸⁵Kr e ¹⁴⁷Pm do sistema padrão secundário BSS2. As amostras, sempre em número de 5 de cada vez, foram irradiadas variando-se a espessura dos filtros de Mylar.

5.8.1 Determinação da atenuação da resposta OSL dos detectores de Al₂O₃:C, utilizando-se filtros com densidade superficial variada

Para a irradiação beta, os detectores (Dots e Nanodots) foram cobertos com filtros de Mylar, com densidades superficiais de 1,26 mg,cm⁻², 1,72 mg,cm⁻², 3,53 mg,cm⁻², 3,90 mg,cm⁻², 5,23 mg,cm⁻², 5,18 mg,cm⁻², 6,55 mg,cm⁻², 9,13 mg,cm⁻², 9,50 mg,cm⁻², 14,25 mg,cm⁻², 20,44 mg,cm⁻², 26,62 mg,cm⁻², 31,37 mg,cm⁻², 37,56 mg,cm⁻², 48,49 mg,cm⁻² e 60,86 mg.cm⁻². As doses absorvidas no ar foram de 2 mGy para 90 Sr + 90 Y, 6 mGy para 85 Kr e 25 mGy para 147 Pm.

Os resultados foram normalizados para o valor obtido na irradiação dos detectores sem filtros (Figuras 38 a 41). Nas Figuras 38 a 41 foi utilizado o recurso "B-spline", do *software* ORIGIN, para ajuste das curvas.

Como se pode notar pelas Figuras 38 e 39, referentes aos detectores tipo Dot, a atenuação da resposta OSL, para 7 mg.cm⁻², é de 0%, 14% e 65%, respectivamente para as fontes de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y, ⁸⁵Kr e ¹⁴⁷Pm. Nas Figuras 40 e 41, referentes aos Nanodots, os valores de atenuação encontrados para 7 mg.cm⁻² foram de 0%, 15% e 70%, respectivamente para as fontes de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y, ⁸⁵Kr e ¹⁴⁷Pm.

84



Figura 38: Atenuação da resposta OSL de detectores de Al₂O₃: C (Dots), cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais, para radiação beta de ⁹⁰Sr + ⁹⁰Y, ⁸⁵Kr e ¹⁴⁷Pm.



Figura 39: Detalhe da Figura 38, entre 0 e 10 mg.cm⁻²: Atenuação da resposta OSL de detectores de Al₂O₃: C (Dots), cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais, para radiação beta.



Figura 40: Atenuação da resposta OSL de detectores de Al₂O₃: C (Nanodots), cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais, para radiação beta de ⁹⁰Sr + ⁹⁰Y, ⁸⁵Kr e ¹⁴⁷Pm.



Figura 41: Detalhe da Figura 40, entre 0 e 10 mg.cm⁻²: Atenuação da resposta OSL de detectores de Al₂O₃: C (Nanodots), cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais, para radiação beta.

5.8.2 Determinação dos fatores de transmissão da radiação beta no tecido, utilizando-se detectores de AI_2O_3 :C e filtros de densidade superficial variada

A equivalência entre o material dos filtros (Mylar) e o tecido é dada pela seguinte relação:

$$10.8 \text{ mg.cm}^2$$
 de Mylar = 10.0 mg.cm^2 de tecido [OWEN, 1973]

Foi necessário levar em consideração a espessura da camada que recobre cada detector de Al₂O₃, de 0,05 mm de Mylar. Nas Figuras 42, 43 e 44 pode-se observar a atenuação da resposta OSL para radiação beta. Estas curvas foram utilizadas para se determinar os valores da resposta OSL para a densidade superficial nula, o que é feito extrapolando-se a curva e obtendo-se o valor L(0).

Os valores de transmissão *T'* no tecido são obtidos pela relação dada pela Equação 3 [CALDAS, 1980]:

$$T' = \frac{L(a_1)}{L(0)}$$
 Equação 3

onde

T' – fator de transmissão no tecido

 $L(a_1)$ – resposta OSL para densidade superficial a_1

L(0) – resposta OSL para densidade superficial nula

Devido à presença de absorvedores adicionais, é necessário aplicar-se aos valores de fatores de transmissão um valor de correção K_a, dado pela Equação 4 [CALDAS, 1980]:

$$K_a = \frac{(a-a_1)^2}{a^2}$$
 Equação 4

87

onde

Ka – fator de correção, devido à presença de absorvedores adicionais

a - distância entre a fonte e o detector

 a_1 – espessura do absorvedor (filtro)

Os fatores de transmissão (T) são, portanto, dados pela Equação 5 [CALDAS, 1980]:

$$T = T' \times K_a$$
 Equação 5

Nas Figuras 42, 43 e 44 foi utilizado o recurso "B-spline", do *software* ORIGIN. Os valores não foram normalizados, para permitir a leitura correspondente ao ponto de densidades superficiais nula.



Figura 42: Atenuação da resposta OSL dos detectores de Al₂O₃: C (Dots) cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais para radiação beta de ⁹⁰Sr + ⁹⁰Y.



Figura 43: Atenuação da resposta OSL dos detectores de Al₂O₃: C (Dots) cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais para radiação beta de ⁸⁵Kr.



Figura 44: Atenuação da resposta OSL dos detectores de Al₂O₃: C (Dots) cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais para radiação beta de ¹⁴⁷Pm.

As Tabelas 9, 10 e 11 apresentam os valores dos fatores de transmissão, para Dots, referentes à radiação de ⁹⁰Sr + ⁹⁰Y, ⁸⁵Kr e ¹⁴⁷Pm, respectivamente.

Profundidade	Densidade	Fatores de f	transmissão	
do tecido (mm)	superficial do tecido (mg.cm ⁻²)	Certificado de calibração*	Resultados obtidos	
0,00	0	0,93±0,01	0,91±0,01	
0,02	2	0,96±0,01	0,97±0,01	
0,04	4	0,98±0,01	0,99±0,01	
0,05	5	0,99±0,01	1,00±0,01	
0,07	7	1,00	1,00	
0,10	10	1,02±0,01	1,01±0,01	
0,20	20	1,07±0,01	1,00±0,01	

Tabela 9: Fatores de transmissão para radiação beta do ⁹⁰Sr+⁹⁰Y (Dots)

Tabela 10: Fatores de transmissão para radiação beta do ⁸⁵Kr (Dots)

Profundidade	Densidade	Fatores de transmiss	
do tecido (mm)	superficial do tecido (mg.cm ⁻²)	Certificado de calibração*	Resultados obtidos
0,00	0	1,05±0,01	1,11±0,01
0,02	2	1,04±0,01	1,11±0,02
0,04	4	1,03±0,01	1,06±0,01
0,05	5	1,02±0,01	1,04±0,02
0,07	7	1,00	1,00
0,10	10	0,96±0,01	0,95±0,01
0,20	20	0,78±0,01	0,82±0,01

^{*} Dados fornecidos nos certificados de calibração das fontes de radiação beta do sistema padrão secundário BSS2.

Profundidade	Densidade	Fatores de t	transmissão
do tecido (mm)	superficial do tecido (mg.cm ⁻²)	Certificado de calibração [*]	Resultados obtidos
0,00	0	4,84±0,05	5,00±0,06
0,02	2	3,12±0,03	3,42±0,04
0,04	4	2,00±0,02	2,25±0,05
0,05	5	1,59±0,02	1,80±0,03
0,07	7	1,00	1,00

Fabela	11: Fatores	de transmissão	para radiação	beta do	¹⁴⁷ Pm. (Dots)
--------	-------------	----------------	---------------	---------	---------------------------

A variação máxima entre os fatores de transmissão obtidos e os dados apresentados nos certificados de calibração das fontes foi de 6,8% tanto para a radiação beta do ⁹⁰Sr+⁹⁰Y quanto para a do ⁸⁵Kr, respectivamente para as densidades superficiais de 20 mg.cm⁻² e de 2 mg.cm⁻².

No caso da radiação beta do ¹⁴⁷Pm, a variação máxima foi de 11,7%, para densidade superficial de 5 mg.cm⁻².

Nas Figuras 45, 46 e 47 pode-se observar a atenuação da resposta OSL de detectores tipo Nanodot para radiação beta. Estas curvas foram utilizadas para se determinar os valores da resposta OSL para a densidade superficial nula, o que é feito extrapolando-se a curva e obtendo-se o valor L(0), como já havia sido feito para os detectores tipo Dot.

As Tabelas 12, 13 e 14 apresentam os valores dos fatores de transmissão, para Nanodots, referentes à radiação de 90 Sr + 90 Y, 85 Kr e 147 Pm, respectivamente.

^{*} Dados fornecidos nos certificados de calibração das fontes de radiação beta do sistema padrão secundário BSS2.



Figura 45: Atenuação dos filtros Mylar da resposta OSL de detectores de Al₂O₃: C (Nanodots) cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais para radiação beta de ⁹⁰Sr + ⁹⁰Y.



Figura 46: Atenuação dos filtros Mylar da resposta OSL de detectores de Al₂O₃: C (Nanodots) cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais para radiação beta de ⁸⁵Kr.



Figura 47: Atenuação dos filtros Mylar da resposta OSL de detectores de Al₂O₃: C (Nanodots) cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais para radiação beta de ¹⁴⁷Pm.

As Tabelas 12, 131 e 14 apresentam os valores dos fatores de transmissão referentes à radiação de ⁹⁰Sr + ⁹⁰Y, ⁸⁵Kr e ¹⁴⁷Pm, respectivamente.

Profundidade	Densidade	Fatores de t	transmissão
do tecido (mm)	superficial do tecido (mg.cm ⁻²)	Certificado de calibração*	Resultados obtidos
0,00	0	0,93±0,01	0,89±0,01
0,02	2	0,96±0,01	0,97±0,01
0,04	4	0,98±0,01	0,99±0,01
0,05	5	0,99±0,01	1,00±0,01
0,07	7	1,00	1,00
0,10	10	1,02±0,01	1,00±0,01
0,20	20	1,07±0,01	1,00±0,01

Tabela 12: Fatores de transmissão para radiação beta do ⁹⁰Sr+⁹⁰Y (Nanodots)

* Dados fornecidos nos certificados de calibração das fontes de radiação beta do sistema padrão secundário BSS2.

Profundidade	Densidade	Fatores de t	transmissão
tecido	superficial do tecido	Certificado de	Resultados
(mm)	(mg.cm⁻²)	calibração [*]	obtidos
0,00	0	1,05±0,01	1,11±0,01
0,02	2	1,04±0,01	1,11±0,02
0,04	4	1,03±0,01	1,07±0,01
0,05	5	1,02±0,01	1,04±0,02
0,07	7	1,00	1,00
0,10	10	0,96±0,01	0,95±0,01
0,20	20	0,78±0,01	0,81±0,01

 Tabela 13: Fatores de transmissão para radiação beta do ⁸⁵Kr (Nanodots)

Tabela 14: Fatores de transmissão para radiação beta do ¹⁴⁷Pm (Nanodots)

Profundidade	Densidade	Fatores de t	transmissão
tecido (mm)	superficial do tecido (mg.cm ⁻²)	Certificado de calibração	Resultados obtidos
0,00	0	4,76±0,05	4,43±0,06
0,02	2	$3,34 \pm 0,03$	2,92±0,04
0,04	4	2,01±0,02	1,82±0,05
0,05	5	1,51±0,02	1,54±0,03
0,07	7	1,00	1,00

A variação entre os fatores de transmissão obtidos e os dados apresentados nos certificados de calibração das fontes não ultrapassou 6,7% para a radiação beta das fontes de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y e ⁸⁵Kr. No caso da fonte de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y, a maior variação ocorreu para a densidade superficial de 20 mg.cm⁻² e para a fonte de ⁸⁵Kr, a variação máxima ocorreu para a densidade superficial de 2 mg.cm⁻². No caso da fonte de e ¹⁴⁷Pm, a variação máxima foi de 9,0% e ocorreu para a densidade superficial de 4 mg.cm⁻².

^{*} Dados fornecidos nos certificados de calibração das fontes de radiação beta do sistema padrão secundário BSS2.

Tanto para Dots como para Nanodots, o comportamento dos fatores de transmissão, para as três energias testadas foi similar ao obtido por Caldas [1980] para radiação beta, usando a técnica de TL. Comportamentos semelhantes foram observados para as três energias beta testadas. No caso da radiação do ¹⁴⁷Pm, ocorreu uma queda brusca da resposta OSL. Quando os detectores foram irradiados com ⁸⁵Kr, foi verificado um comportamento decrescente mais lento. Por outro lado, no caso do ⁹⁰Sr+⁹⁰Y, observouse um aumento inicial do fator de transmissão, que atingiu o máximo para densidade superficial entre 10 e 20 mg.cm⁻², apresentando a seguir um comportamento decrescente.

5.9. Decaimento óptico da resposta OSL

Os detectores de Al₂O₃:C apresentam grande sensibilidade à luz, o que favorece a perda de sinal, ou decaimento óptico, quando os detectores são expostos à luz. Os detectores Al₂O₃:C foram testados para se determinar a influência da exposição à luz no decaimento do sinal OSL, com e sem filtros de Mylar. A utilização de filtros tem o propósito de evitar a exposição direta dos detectores à luz, minimizando a perda do sinal OSL.

O primeiro estudo, da perda de sinal sem filtros, com os detectores expostos diretamente à luz, foi realizado com detectores tipo Dot, pois os detectores tipo Nanodot ainda não estavam disponíveis. Este estudo serviu para mostrar que, para a utilização dos detectores de Al₂O₃:C em monitoração individual, seria necessário proteger os detectores da exposição direta à luz.

Por isso, a seguir, quando os detectores tipo Nanodot, que foram utilizados na criação do protótipo para monitoração individual das extremidades, já se encontravam

95

disponíveis, foi realizado o estudo de perda de sinal utilizando-se filtros de Mylar para recobrir os detectores.

5.9.1. Sem a utilização de filtros

Este estudo foi realizado com detectores tipo Dot.

O primeiro experimento foi realizado com detectores irradiados com feixe de radiação beta proveniente da fonte do sistema padrão secundário BSS2 de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y, variando a dose de 0,1 mGy a 15 mGy. Os detectores foram expostos à luz ambiente, correspondendo a 260 lux, medida proveniente de oito lâmpadas fluorescentes, de marca Philips, modelo TLT 40 W/75 RS, posicionadas no teto da sala, por meio do radiômetro da DELTA OHM.

No segundo experimento, os detectores foram expostos a 17x10³ lux e a 26x10³ lux, dentro de uma caixa fechada, respectivamente com uma e duas lâmpadas fluorescentes acesas. As lâmpadas eram da marca Sylvania, modelo F 16 W/78; os detectores foram posicionados a 9 cm delas, dentro da caixa.

O estudo realizado com luz solar teve lugar no verão, na cidade de São Paulo, em um dia de céu claro. Os detectores foram posicionados no piso, sobre folhas de papel, onde a temperatura medida foi de 40°C. A intensidade luminosa foi de 1,0x10⁵ lux.

As Figuras 48 e 49 apresentam o decaimento óptico da resposta OSL em função do tempo de exposição a 260 lux e a 26×10^3 lux, respectivamente de luz fluorescente. Na Figura 50 compara-se o decaimento óptico da resposta OSL, em função do tempo de exposição a 260 lux, a 17×10^3 lux e a 26×10^3 lux, para detectores irradiados com 15mGy (90 Sr+ 90 Y).

96

A seguir, o terceiro experimento foi reproduzido, desta vez com detectores não irradiados e expostos à luz solar (Figura 51).

Os resultados mostram que a porcentagem de decaimento dos detectores expostos a 260 lux variou entre 16% e 24%, dependendo da dose prévia, nos primeiros 5 minutos. Após 30 minutos de exposição, o decaimento variou entre 49% e 53%.

A porcentagem de decaimento dos detectores expostos a 26x10³ lux variou entre 76% e 91%, dependendo da dose prévia, nos primeiros 5 minutos. Após 30 minutos de exposição, a resposta dos detectores foi nula.

Os detectores irradiados, expostos à luz solar, apresentaram um forte decréscimo na resposta OSL nos primeiros 30 segundos, enquanto que os detectores não irradiados apresentaram uma pequena ativação inicial do sinal OSL, seguida do decaimento esperado.



Figura 48: Porcentagem de decaimento óptico, sem uso de filtros, da resposta OSL de detectores tipo Dot, em função do tempo de exposição a 260 lux de luz fluorescente, após irradiação beta.



Figura 49: Porcentagem de decaimento óptico, sem uso de filtros, da resposta OSL de detectores tipo Dot, em função do tempo de exposição a 26x10³ lux de luz fluorescente, após irradiação beta.







Figura 51: Decaimento óptico, sem uso de filtros, da resposta OSL de detectores tipo Dot, em função do tempo de exposição à luz solar de detectores irradiados (15 mGy) e não irradiados previamente, com radiação beta.

5.9.2. Com a utilização de filtros

Este estudo foi realizado com detectores tipo Nanodot, que tinham o objetivo de utilização nas aplicações práticas deste trabalho, recobertos com filtros de Mylar.

As irradiações foram realizadas no sistema padrão secundário BSS2.

5.9.2.1. Filtros de Mylar

Oito detectores foram irradiados com doses de 2 mGy de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y. Imediatamente após a irradiação, os detectores foram cobertos com filtros de Mylar de densidades superficiais nula e de 1,72 mg.cm⁻², 3,53 mg.cm⁻², 5,61 mg.cm⁻² e 9,50 mg.cm⁻², dois a dois. Em seguida, foram separados em dois grupos de quatro detectores. O primeiro

grupo foi exposto à luz ambiente do laboratório, correspondente a 260 lux, e o segundo grupo à luz das lâmpadas fluorescentes de 20 W, contidas dentro da caixa de madeira fechada com nível de iluminamento de 15×10^3 lux (O nível de iluminamento diminuiu com o desgaste natural das lâmpadas fluorescentes). O resultado pode ser observado nas figuras 52 e 53, respectivamente.

Conforme esperado, a utilização de filtros retardou o decaimento óptico da resposta OSL dos detectores de Al_2O_3 :C. Com a utilização de filtro de densidade superficial 7,12 mg.cm⁻², o decaimento da resposta OSL foi de aproximadamente 40%, em 450 minutos.



Figura 52: Porcentagem do decaimento óptico da resposta OSL (Nanodots), com uso de filtros, em função do tempo de exposição a 260 lux, de luz fluorescente, após irradiação beta (⁹⁰Sr+⁹⁰Y).



Figura 53: Porcentagem do decaimento óptico da resposta OSL (Nanodots), com uso de filtros, em função do tempo de exposição a 15x10³ lux de luz fluorescente, após irradiação beta (⁹⁰Sr+⁹⁰Y).

5.9.2.2. Outros filtros

Neste estudo, foram novamente utilizados como filtros de luz: papel alumínio, Teflon e filme fotográfico colorido velado. Nove detectores tipo Nanodot foram irradiados com 6 mGy de radiação beta da fonte de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y. A seguir, foram recobertos, em grupos de três, com os filtros de papel alumínio, Teflon e filme fotográfico, e colocados na caixa de luz por 524 minutos. Os resultados obtidos são mostrados na Figura 54.



Figura 54: Porcentagem do decaimento óptico da resposta OSL de detectores tipo Nanodot com uso de filtro de papel alumínio, Teflon e filme fotográfico, em função do tempo de exposição a 15x10³ lux de luz fluorescente, após irradiação beta (⁹⁰Sr+⁹⁰Y).

O decaimento de sinal no caso dos filtros de papel alumínio e de Teflon foi significativo, ainda maior que o obtido utilizando-se os filtros de Mylar.

No caso do filme fotográfico, praticamente não houve decaimento, já que a luz foi totalmente barrada, mas a dependência energética aumentou consideravelmente para este filtro (item 5.6.2).

5.10. Estabilidade da resposta OSL ao longo do tempo

Neste estudo, quatro detectores tipo Nanodot foram irradiados com uma dose de 6 mGy, com radiação beta de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y, e sua resposta OSL foi monitorada ao longo do tempo. Os detectores foram mantidos fechados durante o estudo, ou seja, sem

exposição à luz. De acordo com os resultados obtidos (Figura 55), nas primeiras 2 horas após a irradiação houve perda de no máximo 0,75% da resposta OSL, corroborando o resultado obtido por outros autores, no caso de elétrons de alta energia [JURSINIC, 2007]. Após este período, o sinal se manteve aproximadamente constante até a última leitura, realizada 120 horas após a irradiação.



Figura 55: Decaimento da resposta OSL com o tempo, para quatro detectores de Al₂O₃:C (Nanodots): D1, D2, D3 e D4. O desvio padrão das medidas foi de 0,93%.

5.11. Aplicações práticas

Em algumas das aplicações práticas realizadas foram comparadas as técnicas de TL e OSL. Para viabilizar estes estudos, inicialmente foi feita a caracterização dos detectores TL, sendo determinados a reprodutibilidade de resposta, o limite inferior de detecção, a curva de dependência energética e a curva de calibração para ⁹⁰Sr+⁹⁰Y.

A reprodutibilidade da resposta TL para os detectores de CaSO₄:Dy foi determinada a partir de uma série de cinco irradiações (1 Gy) com a fonte de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y do sistema BSS1, seguidas de avaliação da resposta TL e tratamento térmico. O percentual máximo de variação obtido foi de 7,1%, considerado um resultado satisfatório.

O limite inferior de detecção foi determinado pela variação da resposta TL de detectores não irradiados e correspondeu ao valor de 56 µGy.

A curva de dose-resposta (Figura 56) foi obtida irradiando-se os dosímetros TL com a fonte de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y do sistema BSS1, variando-se a dose no intervalo entre 1 mGy e 1 Gy. Pode-se observar um comportamento linear.



Figura 56: Curva de dose-resposta obtida para dosímetros TL de CaSO₄:Dy irradiados com a fonte de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y (BSS1).

Para a curva de dependência energética (Figura 57) foram irradiados 8 dosímetros TL, que foram expostos a doses de radiação beta de 2 mGy, para a fonte de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y, 6

mGy para a fonte de ⁸⁵Kr, e 25 mGy para a fonte de ¹⁴⁷Pm, todas do sistema padrão BSS2. Os resultados foram normalizados para a energia média da fonte de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y e divididos pelas doses absorvidas.



Figura 57: Dependência energética da resposta TL dos dosímetros de CaSO₄:Dy, para radiação beta.

Foram também obtidas as curvas de dose-resposta dos detectores OSL tipo Nanodot de AI_2O_3 :C para ⁸⁵Kr e ⁹⁰Sr+⁹⁰Y.

Para a obtenção da curva de dose-resposta dos Nanodots de Al₂O₃:C para ⁸⁵Kr (Figura 58), os detectores foram irradiados com a fonte de ⁸⁵Kr do sistema padrão secundário, entre 0,5 mGy e 10 mGy. Dez detectores foram utilizados para cada dose. A curva de dose-resposta apresentou um comportamento linear.



Figura 58: Curva de dose-resposta dos detectores de Al₂O₃:C (Nanodots) para ⁸⁵Kr, utilizando-se a técnica de OSL.

Para a obtenção da curva de dose-resposta dos Nanodots de Al₂O₃:C para ⁹⁰Sr+⁹⁰Y, os detectores foram irradiados com a fonte de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y do sistema padrão secundário BSS1, entre 0,5 mGy e 2 Gy. Dez detectores foram utilizados para cada dose. A curva de dose-resposta (Figura 59) apresentou um comportamento linear entre 1 mGy e 10 mGy.



Figura 59: Curva de dose-resposta dos detectores de Al₂O₃:C (Nanodots) para ⁹⁰Sr+⁹⁰Y, utilizando-se a técnica de OSL.

Foram ainda utilizadas as curvas de dependência energética apresentadas no item 5.6 para a determinação das doses absorvidas de radiação beta para energias diferentes das curvas de dose-resposta e as curvas de atenuação apresentadas no item 5.8.1.

5.11.1. Testes realizados no Centro de Radiofarmácia do IPEN

Este estudo foi realizado no Centro de Radiofarmácia do IPEN, onde são manuseados radiofármacos de radiação beta de ⁹⁰Y, ³⁵S, ³²P, ¹⁷⁷Lu, entre outros.

5.11.1.1. Detectores de Al₂O₃:C (Nanodots) expostos à fonte de ³⁵S

Este estudo foi realizado para se verificar preliminarmente o comportamento da resposta OSL utilizando-se os detectores de Al_2O_3 :C recobertos com filtros de Mylar em uma situação de exposição à radiação beta de ³⁵S (energia da radiação média beta = 0,167 MeV).

No estudo foram utilizados 12 Nanodots não irradiados, posicionados em um objeto simulador (*phantom*) de acrílico, próximo a uma fonte de ³⁵S, dentro de uma "caixa de luvas" (*glovebox*) utilizada para preparação de radiofármacos do Centro de Radiofarmácia, durante cinco horas.

Os detectores tipo Nanodot foram separados em pares. No primeiro par, a pastilha de Al₂O₃:C foi exposta diretamente à fonte, sem qualquer cobertura. No segundo, a pastilha permaneceu com a cobertura de PVC, fornecida pelo fabricante. Nos outros pares, as pastilhas, sem a cobertura de PVC, foram cobertas por filtros de Mylar de densidade superficial de 1,72 mg.cm⁻², 3,53 mg.cm⁻², 5,61 mg.cm⁻² e 9,50 mg.cm⁻². A Figura 60 ilustra os detectores fechado, aberto e coberto com filtros de Mylar. Os resultados obtidos constam da Figura 61.





Figura 60: Detectores OSL tipo Nanodot fechado, aberto e coberto com filtros de Mylar, em vista frontal e traseira.


Aberto: Nanodots abertos, sem proteção de PVC
Fechado: Nanodots fechados, com proteção de PVC
Filtro 1: Nanodots cobertos com filtro de Mylar de DS 1,72 mg.cm⁻²

Filtro 2: Nanodots cobertos com filtro de Mylar de DS 3,53 mg.cm⁻²

Filtro 3: Nanodots cobertos com filtro de Mylar de DS 5,61 mg.cm⁻²

Filtro 4: Nanodots cobertos com filtro de Mylar de DS 9,50 mg.cm⁻²

Figura 61: Teste prático com detectores de Al₂O₃:C (Nanodots) expostos à fonte de ³⁵S do Centro de Radiofarmácia/IPEN, cobertos com filtros de Mylar de diferentes densidades superficiais (DS).

A Tabela 15 apresenta as doses absorvidas determinadas neste experimento. As doses foram obtidas utilizando as curvas de dependência energética, de dose-resposta para o ⁸⁵Kr e de atenuação, para a mesma radiação beta.

Tanto na Figura 61 como na Tabela 15, pode-se constatar que os detectores cobertos com filtros de densidade superficial de 1,72 mg.cm⁻² e 3,53 mg.cm⁻² apresentaram respostas muito próximas (dentro da margem de erro estabelecida) e superiores às respostas dos outros filtros testados, incluindo os detectores irradiados abertos e fechados. Isso acontece porque, embora ao se aumentar a espessura do absorvedor (filtro), a resposta OSL diminuía, o filtro mais espesso barra melhor a luz, minimizando a perda do sinal OSL.

Fonte	Filtro*	Dose Absorvida (mGy)
	Aberto	0,18±0,01
	Fechado	0,16±0,01
³⁵ C	Filtro 1	0,32±0,02
5	Filtro 2	0,31±0,01
	Filtro 3	0,26±0,01
	Filtro 4	0,25±0,01

Tabela 15: Teste prático com detectores de Al₂O₃:C (Nanodots) expostos à fonte de ³⁵S

*Aberto: Nanodots abertos, sem proteção de PVC

Fechado: Nanodots fechados, com proteção de PVC

Filtro 1: Nanodots cobertos com filtro de Mylar de DS 1,72 mg.cm⁻² **Filtro 2**: Nanodots cobertos com filtro de Mylar de DS 3,53 mg.cm⁻²

5.11.1.2. Detectores de Al₂O₃:C (Nanodots) expostos às fontes de ¹⁴⁴Lu e ⁹⁰Y

Estes estudos foram realizados separadamente, primeiramente com ¹⁴⁴Lu (energia de radiação média beta = 0,133 MeV) e a seguir com 90 Y (energia de radiação média beta = 2.28 MeV). A metodologia utilizada foi similar à do estudo anterior, porém foram acrescentados oito detectores TL, de CaSO₄:Dy + Teflon, ao objeto simulador (phantom) de acrílico (Figura 62), para posterior comparação de resultados entre as técnicas de TL e de OSL.

Nos estudos foram utilizados ainda quatro Nanodots não irradiados, posicionados no objeto simulador, juntamente com os oito detectores TL. O primeiro detector de Al₂O₃:C foi exposto diretamente à fonte, sem qualquer cobertura. O segundo permaneceu com a cobertura de PVC, fornecida pelo fabricante. Os outros detectores, sem a cobertura de PVC, foram cobertas por filtros de Mylar de densidade superficial de 1,72 mg.cm⁻² e 3,53 mg.cm⁻². Os detectores TL foram expostos diretamente sem cobertura de filtros Mylar.



Figura 62: Objeto simulador contendo os detectores de Al₂O₃:C e CaSO₄:Dy + Teflon, dispostos para irradiação.

O objeto simulador foi posicionado no interior da caixa de luvas, a uma distância de aproximadamente 10 cm das fontes de radiação beta.

O tempo de irradiação foi de 19 horas no caso do ¹⁷⁷Lu e de 72 horas no caso do ⁹⁰Y.

Os resultados obtidos são apresentados na Tabela 16 e as doses obtidas pelas técnicas de TL e de OSL são comparadas.

	Dose absorvida (mGy)			
Fonte	Técnica de	Técnica de OSL		Diferença (%)
	TL	Filtro*	Dose	- ()
¹⁴⁴ Lu	5,80±0,10	Filtro 1	5,20±0,04	10
		Filtro 2	5,30±0,16	9
		Aberto	4,90±0,14	16
		Fechado	4,60±0,20	21
⁹⁰ Y	2100±120	Filtro 1	2009±193	4
		Filtro 2	2060±154	2
		Aberto	2009±121	4
		Fechado	1560±134	26

Tabela 16: Teste prático com detectores de Al₂O₃:C (Nanodots) e de CaSO₄:Dy expostos a ¹⁴⁴Lu e ⁹⁰Y

*Aberto: Nanodots abertos, sem proteção de PVC

Fechado: Nanodots fechados, com proteção de PVC

Filtro 1: Nanodots cobertos com filtro de Mylar de DS 1,72 mg.cm⁻² **Filtro 2**: Nanodots cobertos com filtro de Mylar de DS 3,53 mg.cm⁻²

No caso da fonte de ¹⁴⁴Lu, as doses absorvidas obtidas pelas técnicas de TL e OSL diferiram em 16% e 21%, respectivamente, para os detectores aberto e fechado, enquanto que no caso da fonte de ⁹⁰Y, a variação máxima foi de 26%, para o detector irradiado fechado. Essas variações eram esperadas, uma vez que os detectores irradiados fechados estão cobertos pela capa de PVC, que atenua a radiação beta, e os detectores irradiados abertos estão diretamente expostos à luz e por isso sofrem perda de sinal OSL. A perda de sinal não ocorreu no caso da fonte de ⁹⁰Y porque o arranjo experimental foi mantido no escuro durante toda a irradiação, sendo que o detector aberto e o detector coberto com filtro de Mylar de densidade superficial de 1.72 mg.cm⁻² apresentaram resultados de dose absorvida exatamente iguais, demonstrando a viabilidade do uso de filtro como cobertura para o detector. Os

detectores aberto e fechado fizeram parte do experimento para fins de comparação com os detectores cobertos com filtros de Mylar.

Os detectores irradiados cobertos com filtros de Mylar apresentaram variação máxima de 10% entre as técnicas de TL e OSL, para a fonte de ¹⁴⁴Lu e para o filtro de Mylar de densidade superficial de 1,72 mg.cm⁻².

5.11.2. Calibração de aplicadores dermatológicos de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y

Este estudo específico teve a finalidade de verificar se os detectores OSL também podem ser utilizados na calibração de aplicadores clínicos, por meio da comparação dos resultados obtidos pelas duas técnicas.

Para a realização deste estudo, foram utilizados detectores tipo Nanodot (pela técnica de OSL) e detectores de CaSO₄:Dy + Teflon (pela técnica de TL) para a calibração de aplicadores clínicos e os resultados obtidos pelas duas técnicas foram comparados.

Para a calibração dos aplicadores foi utilizado como sistema de referência um aplicador padrão, "aplicador NIST", calibrado no National Institute of Standards and Technology (NIST), EUA. Três aplicadores dermatológicos de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y foram calibrados. Dois deles (A1 e A3) possuem certificados de calibração da Amersham, enquanto que o aplicador A2 não possui certificado de calibração. As principais características desses aplicadores estão especificadas na Tabela 17.

Aplicador de ⁹⁰ Sr+ ⁹⁰ Y	Fabricante e modelo	Taxa de dose absorvida nominal (Gy/s)	Calibrado por	Data de calibração
NIST	Atlantic Research Corporation / B-1 S/N 233	$0,40 \pm 0,02$	NIST	28/01/2003
A1	Amersham / SIQ 18	0,056 ± 0,011	Amersham	08/11/1968
A2	Sem informação			
A3	Amersham / SIQ 21	0,053*	Amersham	17/09/1986

Tabela 17: Características dos aplicadores dermatológicos de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y(NIST, A1, A2 e A3).

*Certificado de calibração não informou a incerteza associada

Os detectores (TL e OSL) foram expostos aos aplicadores clínicos à distância nula entre a fonte e o detector.

Para a obtenção da curva de dose-resposta TL, os detectores foram irradiados com o aplicador NIST em um intervalo de dose de 5 a 20 Gy (Figura 63). Os detectores TL (TLDs) apresentaram um comportamento linear até 10 Gy.

A curva dose-resposta foi também obtida para os detectores OSL (Figura 64), utilizando-se o aplicador NIST sob as mesmas condições dos TLDs, mas num intervalo de dose de 3 a 10 Gy. Um comportamento linear pode ser observado.



Figura 63: Curva de dose-resposta para detectores de CaSO₄:Dy irradiados com o aplicador de referência NIST de radiação beta (⁹⁰Sr+⁹⁰Y)



Figura 64: Curva de dose-resposta para detectores de Al₂O₃:C irradiados com o aplicador de referência NIST de radiação beta (⁹⁰Sr+⁹⁰Y)

Utilizando-se as curvas de dose-resposta para as técnicas de TL e OSL, foi possível calibrar os aplicadores clínicos A1, A2 e A3.

Os detectores de CaSO₄: Dy e Al_2O_3 : C foram expostos a cada um dos aplicadores clínicos durante o intervalo de tempo de irradiação de 330 s, 330 s e 300 s, respectivamente, para os aplicadores A1, A2 e A3. Estes intervalos foram escolhidos de acordo com a atividade de cada fonte.

As taxas de dose absorvida foram determinadas e os resultados obtidos constam da Tabela 18.

Tabela 18: Taxa de dose absorvida determinada pelos detectores TL e de OSL expostos aos aplicadores clínicos de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y, em comparação com os dados fornecidos nos certificados de calibração

Aplicador	Taxa de dose absorvida (Gy/s)			
de ⁹⁰ Sr+ ⁹⁰ Y	Certificado	Técnica de TL	Técnica de OSL	
A1	0,0213 ± 0,0043	0,0254 ± 0,0051	$0,0275 \pm 0,0055$	
A2	Sem certificado	$0,0294 \pm 0,0060$	$0,0336 \pm 0,0067$	
A3	$0,0299 \pm 0,0060$	$0,0342 \pm 0,0068$	$0,0386 \pm 0,0077$	

As taxas de dose absorvida, obtidas com os detectores TL de CaSO₄:Dy e OSL de Al₂O₃:C, na calibração de aplicadores clínicos de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y, em comparação com os valores fornecidos em seus certificados de calibração, apresentaram uma diferença máxima de 22% (para a técnica de OSL, aplicadores A1 e A3), entre as técnicas e respectivos certificados; e de 12% (aplicador A2), entre as duas técnicas. A incerteza associada para os aplicadores clínicos A1 e A3, informada pelos certificados de

calibração, é de 20% em ambos os casos, tornando aceitáveis os resultados obtidos pelas duas técnicas utilizadas.

Pode-se concluir que a técnica de OSL é tão eficaz quanto a técnica de TL para a calibração de aplicadores clínicos dermatológicos utilizados nos procedimentos de braquiterapia.

5.11.3. Teste de simulação de procedimento de calibração dos aplicadores

Este estudo foi realizado durante a simulação de um procedimento de calibração de aplicador clínico de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y, realizado no Laboratório de Calibração Beta. O aplicador clínico de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y utilizado durante a simulação foi o aplicador NIST, calibrado no laboratório padrão primário do National Institute of Standards and Technology (NIST).

Na simulação da operação foi utilizada uma mini-câmara de extrapolação de janela plana [OLIVEIRA e CALDAS, 2005], desenvolvida no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI). O arranjo experimental utilizado durante a simulação obedeceu às práticas adotadas pelo LCI na calibração de aplicadores clínicos de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y. A mini-câmara de extrapolação foi posicionada em um suporte desenvolvido para esta própria finalidade, conforme pode ser observado na Figura 65.



Mini câmara de extrapolação 💌



Foram utilizados detectores comerciais de Al₂O₃:C, tipo Nanodot, cobertos com folha de Mylar de densidade superficial 3,53 mg.cm⁻² (para a técnica de OSL) e dosímetros TL de CaSO₄:Dy (para a técnica de TL). Os dosímetros TL e os detectores OSL foram posicionados aos pares e envoltos em um filme plástico, de densidade superficial de 1,095 mg.cm⁻², como pode ser observado na Figura 66. Este procedimento foi adotado como forma de permitir o posicionamento dos detectores em ambas as mãos e pulsos, no tronco e no capacete de proteção da face (interna e externamente) à altura dos olhos do trabalhador responsável pelo procedimento de calibração de aplicadores clínicos (Figura 67).



Figura 66: Detectores TL e OSL, vistos de frente (a) e invertido (b), envoltos em filme plástico e preparados para seu uso durantes as irradiações.



(b)

Figura 67: Arranjo esquemático do posicionamento dos detectores na mão direita, com luva vinílica (a) e no tronco (b).

As doses absorvidas foram obtidas a partir das respostas TL e OSL, utilizando-se as curvas de dose-resposta das Figuras 56 e 59 e levando-se em conta os fatores de transmissão. As doses obtidas nas extremidades (mãos e pulsos), tronco e olhos, durante a simulação do procedimento de calibração de aplicadores clínicos de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y, podem ser observadas na Tabela 19.

Tabela 19: Doses determinadas nas extremidades (mãos e pulsos), tronco e olhos, durante a simulação do procedimento de calibração de aplicadores clínicos de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y

Posição dos Dotostoros	Dose Absorvida (mGy)		
Posição dos Delectores	TL	OSL	
Olho (lado externo da proteção)	$1,00 \pm 0,06$	0,99±0,06	
Olho (lado interno da proteção)	$0,71 \pm 0,04$	0,72±0,01	
Tronco (lado esquerdo)	$0,74 \pm 0,04$	0,80±0,06	
Tronco (lado direito)		0,65±0,02	
Pulso direito	$0,54 \pm 0,03$	0,55±0,02	
Polegar direito	$0,96 \pm 0,06$	0,98±0,05	
Dedo indicador direito	$1,02 \pm 0,06$	0,94±0,01	
Dedo médio direito	$0,83 \pm 0,05$	0,85±0,03	
Dedo anelar direito	$0,86 \pm 0,05$	0,83±0,02	
Dedo mínimo direito	$0,88 \pm 0,05$		
Mão direita 1	1,58 ± 0,09	1,49±0,01	
Mão direita 2		1,05±0,03	
Pulso esquerdo	$0,72 \pm 0,04$	0,75±0,03	
Polegar esquerdo	$1,29 \pm 0,08$	1,20±0,01	
Dedo indicador esquerdo	2,02 ± 0,12		
Dedo médio esquerdo	1,54 ± 0,09	1,43±0,10	
Dedo anelar esquerdo	$1,43 \pm 0,08$	1,32±0,03	
Dedo mínimo esquerdo	$1,00 \pm 0,06$	0,96±0,05	
Mão esquerda 1		1,23±0,02	
Mão esquerda 2		1,25±0,01	

As doses absorvidas obtidas apresentaram uma distribuição de radiação beta não homogênea nas mãos, dedos e pulsos, como determinado por Blunck e col. [2009] e Mancosu e col. [2010], utilizando TLDs. Os valores obtidos nos pulsos foram sensivelmente inferiores aos obtidos nas mãos e dedos tanto no caso das medições TL como OSL. Foram obtidas doses absorvidas aproximadamente três vezes maiores nos dedos e mãos em relação às doses absorvidas obtidas nos pulsos, tanto para a mão direita como para a esquerda, para as duas técnicas. Esse resultado é similar ao obtido por Ginjaume e col. [2006].

As doses absorvidas obtidas no tronco superaram em mais de duas vezes as maiores doses obtidas nos dedos e mãos. Outros autores (Garin e col., 2003 e Ginjaume e col., 2006) obtiveram variações de dose absorvida ainda maiores entre tórax e extremidades, em operações diferentes.

A comparação realizada entre as medições com ambos os tipos de dosímetros apresentou uma variação máxima de 8% para os dedos anelar esquerdo e indicador direito. Estes resultados confirmam que os detectores OSL são eficazes na monitoração de extremidades de indivíduos ocupacionalmente expostos à radiação beta.

Embora este estudo tenha sido realizado com a finalidade de verificar a adequação dos detectores OSL Nanodots, da Landauer e da metodologia desenvolvida para monitoração de extremidades, e não para verificar a exposição do operador de calibração de aplicadores clínicos de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y, uma vez que os detectores foram posicionados sobre a proteção utilizada pelo trabalhador (luvas, avental e protetor facial), algumas considerações podem ser feitas:

A operação consiste em posicionar a mini-câmara de extrapolação no suporte especialmente construído; retirar a fonte da blindagem e posicioná-la no suporte; realizar ajustes finos de posicionamento; fazer a leitura na mini-câmara; remover a fonte do suporte e guardá-la novamente na blindagem. Toda a operação dura aproximadamente 20 minutos, dependendo da necessidade de ajustes e da experiência do operador.

• A falta de homogeneidade e a distribuição das doses nas extremidades são características da operação e também da forma como a operação é executada.

As maiores doses obtidas nesta operação, pela técnica de OSL, foram de 1,49 mGy, para a parte interna da mão direita e de 1,43 mGy para o dedo médio esquerdo, em 20 minutos de operação. Considerando que a dose equivalente máxima anual permitida no Brasil (constante da Tabela 1) é de 500 mSv (ou 500 mGy de dose absorvida, no caso da radiação beta) o operador poderia realizar no máximo 335 calibrações semelhantes por ano.

6 CONCLUSÕES

Os resultados deste trabalho alcançaram os objetivos propostos, permitindo o desenvolvimento e a aplicação de uma metodologia para a determinação da dose de extremidades em trabalhadores expostos à radiação beta, utilizando-se detectores de Al₂O₃:C, da Landauer, e a técnica de luminescência opticamente estimulada (OSL).

As práticas e os procedimentos adotados na pesquisa mostraram-se adequados e satisfatórios, permitindo concluir que:

- A caracterização dos detectores de Al₂O₃:C, da Landauer, mostrou que eles são viáveis para utilização na metodologia pretendida, para determinação da dose de extremidades em trabalhadores expostos à radiação beta.
- A alta dependência energética da resposta OSL, obtida para radiação beta, leva à necessidade do conhecimento do radionuclídeo em questão, para que se possa efetuar as correções para sua energia específica.
 - O estudo sobre o decaimento óptico do sinal OSL dos detectores Al₂O₃:C tipo Nanodot em função do nível de iluminamento de 260 lux, 26x10³ lux e luz solar demonstrou a alta sensibilidade destes detectores à luz visível e a necessidade de se utilizar filtros que evitem a exposição direta dos detectores à luz.
 - Os estudos de caracterização dos detectores com filtros mostraram que os filtros de Mylar, de densidades superficiais entre 1,72 mg.cm⁻² e 9,50 mg.cm⁻², protegem os detectores de exposição direta à luz, minimizando a perda de sinal,

sem aumentar a dependência energética e diminuindo a dependência angular dos detectores.

Os estudos realizados no Centro de Radiofarmácia/IPEN, de comparação das doses determinadas pelas técnicas de TL e OSL, não apresentaram variação maior do que 10% entre as técnicas, para os detectores OSL cobertos com filtros de Mylar.

Na aplicação de calibração de aplicadores clínicos, a variação máxima obtida foi de 20%, dentro da incerteza esperada, segundo os certificados de calibração dos aplicadores clínicos utilizados.

O estudo realizado na simulação do procedimento de calibração de aplicadores clínicos mostrou que as doses recebidas nas mãos e nos dedos do operador não foram homogêneas e foram superiores à dose determinada para corpo inteiro e também para os pulsos, o que evidencia a necessidade da monitoração das extremidades neste tipo de operação. A variação entre as técnicas de TL e OSL não ultrapassou 8% neste estudo.

As doses obtidas nos estudos comparativos realizados com as técnicas de TL e OSL não apresentaram diferenças significativas, comprovando que os detectores de Al₂O₃:C, da Landauer podem ser utilizados em monitoração individual de extremidades para radiação beta.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AKSELROD, M. S.; MCKEEVER, S. W. S.; MOSCOVITCH, M.; EMFIETZOGLOU, D.; DURHAN, J. S.; SOARES, C. G. A., A thin-layer Al₂O₃ beta TL detector. *Radiat. Prot. Dosim*. 66, 105-110, 1996.

AKSELROD, M. S.; MCKEEVER, S. W. S. A. Radiation Dosimetry Method Using Pulsed Optically Stimulated Luminescence *Radiat. Prot. Dosim.* 81, 167-176, 1999.

AKSELROD, A.; AKSELROD, M. S.; LARSEN, N. A.; BANERJEE, D.; BOTTER-JENSEN, L.; CHRISTENSEN, P.; LUCAS, A. C.; MCKEEVER, S. W. S.; YODER, R. C. Optical stimulated luminescence response of Al₂O₃ to beta radiation. *Radiat. Prot. Dosim.* 85, 125-128, 1999.

ATLAS *Manuais de legislação – Segurança e medicina do trabalho*. 50^a ed. São Paulo: Atlas, 2002.

ATTIX, F. H. *Introduction radiological physics and dosimetry*. New York: John Wiley & Sons, 1986.

BARTH, I.; RIMPLER, A.; MIELCAREK, J. Beta radiation of medical personnel. In: of the Eleventh International Conference of the IRPA, 22-28 May 2004, Madrid. *Proceedings...* Spain (CD-ROM), 2004.

BECKER, K. Solid state dosimetry. Cleveland: CRC, 1973.

BERNHARDT R.; HERFORTH L. Radiation dosimetry by optically stimulated phosphorescence of CaF₂:Mn. In: Fourth International Conference on Luminescence Dosimetry, Krakow. 1091-1104. *Proceedings…* Poland, 1974.

BERUS, D.; COBENS, P.; BULS, N. VAN DEN BROECK, M.; VAN HOLSBEECK, G; VANHAVERE, F. Extremity doses of workers in nuclear medicine: mapping hand doses

in function of manipulation. In: 11th International Congress of the International Radiation Protection Association (IRPA 11), 23 – 28 May, 2004, Madrid. *Proceedings…* Spain (CD-ROM), 2004.

BLUNCK, Ch., BECKER, F., URBAN, M. Investigation of Y-90 radiation exposure of staff in nuclear medicine therapies. In: 7th International Conference on Luminescent Detectors and Transformers of Ionizing Radiation (LUMDETR 2009), 12 – 17 July, 2009, Kraców. Proceedings... Poland, 2009.

BLUNCK, Ch., BECKER, F., Hegenbart L., Heide B., Schimmelpfeng J., URBAN, M. Radiation protection in inhomogeneous beta–gamma fields and modelling of hand phantoms with MCNPX. *Radiat. Prot. Dosim.* 134 [1] 13-22, 2009.

BOTTER-JENSEN, L. *Development of optical stimulated luminescence techniques using natural minerals and ceramics, and their application to retrospective dosimetry*. Risö National Laboratory Report-1211(EN). Roskilde, 2000.

BOTTER-JENSEN, L.; McKEEVER, S. W. S.; WINTLE, A. G. *Optically stimulated luminescence dosimetry*. Amsterdam: Elsevier, 2003.

BRASIK, N.; STADTMANN, H.; KINDL, P. The right choice: extremity dosemeter for different radiation fields. *Radiat. Prot. Dosim.* 125 (1-4), 331-334, 2007.

BRÄUNLICH P.; SHÄFER, D.; SHARMANN, A. A simple mode for thermoluminescense and thermally stimulated conductivity of inorganic photoconducting phosphors and experiments pertaining to infra-red stimulated luminescence. In: First International Conference on Luminescence Dosimetry. Stanford, 57-73. *Proceedings...* USEAEC, 1967.

CALDAS, L. V. E. *Alguns métodos de calibração e de dosimetria beta.* Tese de Doutorado. Instituto de Física, Universidade de São Paulo. São Paulo, 1980.

CAMPOS, L. L.; LIMA, M. F. Thermoluminescent CaSO₄:Dy Teflon pellets for beta radiation detection. *Radiat. Prot. Dosim*. 18, 95-97, 1987.

CECATTI, S. G. P. *Desenvolvimento de sistemas tandem de activímetros e estabelecimento de dosimetria beta em serviços de medicina nuclear*. Tese de Doutorado. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2004.

CECATTI, S. G. P., GUIMARÃES, M. I. C. C., CALDAS, L. E. V. Application of a wrist dosimeter prototype for radiation monitoring (¹⁵³Sm) during a therapeutic procedure simulation. *J. Radiol. Prot.* 29, 519-525, 2009.

CHRUSCIELEWSKI, W.; OLSZEWSKI, J.; JANKOWSKI, J.; CYGAN, M. Hand exposure in nuclear medicine workers. *Radiat. Prot. Dosim.* 101 (1-4), 229-232, 2002.

CNEN. *Diretrizes Básicas de Radioproteção*. NN-3.01, Rio de Janeiro: DOU, 18/01/2006.

CUNHA, C. J. *Construção de monitores de pulso para dosimetria de extremidades em medicina nuclear*. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão, 2006.

DURHAM, J. S.; ZHANG, X.; PAYNE, F.; AKSELROD, M. S. Design of a finger ring extremity dosemeter based on OSL readout of alpha-Al₂O₃:C. *Radiat. Prot. Dosim*. 101, 65-68, 2002.

EUROPEAN STANDARD NORME. Radiation Protection Instrumentation - EN 60846 - *Ambient and/or directional dose equivalent (rate) meters and/or monitors for beta, X and gamma radiation* (IEC 60846: 2002 modified), 2004.

GARIN, E.; LAFFONT, S.; ROLLAND, Y.; OLIVIE, D.; LECLOIREC, J.; HERRY, J. Y.; BOUCHER, E; RAOUL, J. L.; BOURGUET, P. Safe radiation exposure of medical personnel by using simple methods of radioprotection while administering ¹³¹I-lipiodol therapy for hepatocellular carcinoma. *Nucl. Med. Commun.* 24(6), 671-678, 2003.

GILVIN, P. J.; LUO, L. Z.; BAKER, S. T.; HILL, C. E.; ROTUNDA, J. E. Type testing of an extremity finger stall dosemeter based on Harshaw TLD EXTRADTM technology. *Radiat. Prot. Dosim.* 123(3), 329-336, 2007

GINJAUME, M.; PÉREZ, S.; ORTEGA, X.; DUCH, M. A. Comparison of two extremity dosemeters based on LiF:Mg,Cu,P thin detectors for mixed beta–gamma fields. *Radiat. Prot. Dosim.* 120(1-4), 316-320, 2006.

HELMSTÄDTER, K.; AMBROSI, P. Quality assurance of personal beta particle dosemeters used for individual monitoring of occupationally exposed persons *Radiat. Prot. Dosim.* 125 (1-4), 105-108, 2007.

HÖFERT, M.; TUYN, J. W. N.; JENKINS, T. M. Personnel exposure from positron emitters. *Radiat. Prot. Dosim.* 14 (2), 101-104, 1986.

HUNTLEY, D. J.; GODFREY-SMITH, D.I.; THEWALT, M. L. W. Optical dating of sediments. *Nature.* 313, 105 – 107, 1985.

ICRU - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources. Report 72; 4 (2). England; 2004.

ICRP – INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, 2008, *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Oxford: Elsevier Ltd. (ICRP publication 103). ISO – INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. Guia para a expressão da incerteza da medição. Terceira edição brasileira em língua portuguesa.
 Rio de Janeiro: ABNT, 2003.

JURSINIC A.P. Characterization of optically stimulated luminescence dosimeters, OSLDs, for clinic dosimetric measurements. *Med. Phys.*, 34, 4594-604, 2007.

LANDAUER, User manual InLigth Systems. Laudauer, Illinois, 2006.

LARABI, K., ABDELAZIZ, F. Z., LOUNIS-MOKRANI, Z. Thermoluminescence of extremity dosemeters for nuclear medicine application. In: 7th International Conference on Luminescent Detectors and Transformers of Ionizing Radiation (LUMDETR 2009), 12 – 17 July, 2009, Kraców. **Proceedings...** Poland, 2009.

LINDNER, O.; BUSCH, F.; BURCHERT, W. Performance of a device to minimize radiation dose to the hands during radioactive syringe calibration. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging.* 30 (6), 819-825, 2003.

MAHESH, K.; WENG, P. S.; FURETTA, C. *Thermoluminescence in solids and its applications.* Ashford: Nuclear Technology Publishing, 1989.

MANCOSU, P., CANTONE, M. C., VERONESE, I., GIUSSANI, A. Spatial distribution of beta extremity doses in nuclear medicine: A feasibility study with thin α-Al₂O₃:C TLDs. *Phys. Med.* 26, [1] 44-48, 2010.

MARKEY, B. G.; COLYOTT L. E.; McKEEVER S. W. S. Time-resolved optically stimulated luminescence from α -Al₂O₃:C. *Radiat. Meas.* 24, 457-463, 1995.

McKEEVER, S. W. S.; AKSELROD, M. S.; MARKEY, B. G. Pulsed optically stimulated luminescence dosimetry using α -Al₂O₃:C. *Radiat. Prot. Dosim.* 65 (1 – 4), 267 – 272, 1996.

McKEEVER, S. W. S. *Thermoluminescence of solids.* London: Cambridge University Press, 1985.

McKEEVER, S. W. S.; MOSCOVITCH, M.; TOWSEND, P. D. *Thermoluminescence dosimetry materials: properties and uses.* Ashford: Nuclear Technology Publishing, 1995.

McKEEVER, S. W. S. Optically stimulated luminescence dosimetry. *Nuclear Instr. Meth. Phys. Res.* 184, 29 – 54, 2001.

McKEEVER, S. W. S.; MOSCOVITCH, M. On the advantages and disadvantages of optically stimulated luminescence dosimetry and thermoluminescence dosimetry. *Radiat. Prot. Dosim.* 104 (3), 263 – 270, 2003.

McKEEVER, S. W. S.; BLAIR, M. W.; BULUR, E.; GAZA, R.; GAZA R., KALCHGRUBER, R.; KLEIN, D. M.; YUKIHARA, E. G. Recent advances in dosimetry using the optically stimulated luminescence of Al₂O₃:C. *Radiat. Prot. Dosim.* 109 (4), 269-276, 2004.

MENDES, L. C. G.; FONSECA, L. M. B.; CARVALHO, A. C. P. Proposta de um método de inspeção de radioproteção aplicada a instalações de medicina nuclear. *Radiol. Bras*. 37 (2), 115-123, 2004.

NASCIMENTO, L. D. E. F.; HORNOS, Y. M. M.; TERRILE, M.C. Especificação de modelo de certificação para dosimetria OSL (luminescência opticamente estimulada) no Brasil. In: XI Congresso Brasileiro de Física Médica, 14-17 de jun. 2006, Ribeirão Preto, *Anais...* (CD-ROM), 2006.

NASCIMENTO, L. D. E. F. Dosimetria usando luminescência opticamente estimulada: aplicações, propriedades físicas e caracterização de materiais

dosimétricos. Dissertação de mestrado, Instituto de Física de São Carlos, da Universidade de São Paulo, São Carlos, 2007.

OLIVEIRA, M. L.; CALDAS, L. V. E.. Performance of different thermoluminescence dosimeters in ⁹⁰Sr+⁹⁰Y radiation fields. *Radiat. Prot. Dosim.* 111, 17-20, 2004.

OLIVEIRA, M. L.; CALDAS, L. V. E. A special mini-chamber for calibration of ⁹⁰Sr+⁹⁰Y sources. *Phys. Med. Biol.* 50, 2929 - 2936, 2005.

OLIVEIRA, M. L.; CALDAS, L. V. E., Performance of CaSO₄:Dy pellets for calibration of a ⁹⁰Sr+⁹⁰Y source. *Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. A*., 580, 293 - 295, 2007.

OWEN, B., Factors for converting beta-ray dose rates measured in air to dose rates in tissue. **Phys. Med. Biol.** 18, 355-368, 1973.

PERKINS, J. C. Nuclear Medicine: Science and Safety. London: John Libbery & Company Ltd, 1996.

PRADHAN, A. S.; BHATT, R. C. Photostimulated luminescense and thermoluminescence in CaSO₄:Dy. *Phys. Stat. Sol. (a)* 68, 405-411, 1981.

RAO, R. P.; de MURCIA, M.; GASIOT, J. Optically stimulated luminescence dosimetry. *Radiat. Prot. Dosim.* 6, 64 - 66, 1984.

RIMPLER A.; BARTH I. Beta radiation exposure of medical staff and implications for extremity dose monitoring. *Radiat. Prot. Dosim.* 125, 335 – 339, 2007.

RHYNER, C. R.; MILLER, W. G. Radiation dosimetry by optically stimulated luminescence in BeO. *Health Phys.* 18, 681-684, 1970.

SANBORN, E. N.; BEARD, E. L. In: Sulfides of strontium, calcium and magnesium in infra-red stimulated luminescence dosimetry. First International Conference on Luminescence Dosimetry. Stanford, 183-191. *Proceedings...* USEAEC, 1967.

SCHARMANN, A.; BÖHM, M. *Basic concepts of thermoluminescence*. In: OBERHOFER, M.; SCHARMANN, A. Health physies. and radiation protection, v. 2. Techniques and management of personnel thermoluminescence dosimetry services. Dordrecht, The Netherlands: Kluwer Academic Publishers, 1993.

SQUAIR, P. L.; NOGUEIRA, M. S.; OLIVEIRA, P. M. C. Calibration and characterisation of extremity dosimeters. *Intern. J. Low Radiat*. 4(2), 88 – 94, 2007.

TANDON, P; VENKATESH, M; BHATT, B C. Extremity dosimetry for radiation workers handling unsealed radionuclides in nuclear medicine departments in India. *Health Phys.* 92(2), 112-118, 2007.

TATUMI, S. H.; GOZZI, G.; YEE M.; OLIVEIRA, V. I.; SALLUN; A. E. M.; SUGUIO K. Luminescence dating of quaternary deposits in geology in Brazil. *Radiat. Prot. Dosim.* 119 (1-4), 462-469, 2006.

TOCHILIN, E.; GOLDSTAIN, N.; MILLER, W. G. Beryllium oxide as a thermoluminescent dosimeter. *Health Phys.* 16, 1-7, 1969.

TSOPELAS, C.; COLLINS, P. J.; BLEFARI, C. A. A simple and effective technique to reduce staff exposure during the preparation of radiopharmaceuticals. *J. Nucl. Med. Tech.* 31, 37-40, 2003.

VANHAVERE, F.; BERUS, D.; BULS, N.; COVENS P. The use of extremity dosimeters in a hospital environment. *Radiat. Prot. Dosim.* 118 (2), 190-195, 2006.

WERNLI, C. External dosimetry: operational quantities and their measurement. In: 11th International Conference of the IRPA, 22-28 May 2004, Madrid. **Proceedings**... Spain (CD-ROM), 2004.

WHITBY, M.; MARTIN C. J. A study of the distribution of dose across the hands of interventional radiologists and cardiologists. *Br. J. Radiol.* 78, 219-229, 2005.

YUKIHARA, E. G. A. Técnica de luminescência opticamente estimulada (OSL): aplicações e perspectivas. In: *XI Congresso Brasileiro de Física Médica,* 14-17 de jun. 2006, Ribeirão Preto. *Anais...* Brasil (CD-ROM), 2006.

YOSHIMURA, E. M.;YUKIHARA, E. G. Optical stimulated luminescence: searching for new dosimetric materials. *Nucl. Instrum. Meth. Phys. Res. B.* 250, 337-41, 2006.

YUKIHARA, E. G.; MCKEEVER, S. W. S. Optically stimulated luminescence (OSL) dosimetry in medicine. *Phys. Med. Biol.*, 53 R351 - R379, 2008.