



UFRJ

CARACTERIZAÇÃO DE SISTEMA DOSIMÉTRICO DE LUMINESCÊNCIA
OPTICAMENTE ESTIMULADA (OSL) PARA DOSES LIBERADAS NA
COBALTOTERAPIA

Lucas Oliva de Sousa

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Nuclear.

Orientador: Delson Braz

Rio de Janeiro
Fevereiro de 2009

CARACTERIZAÇÃO DE SISTEMA DOSIMÉTRICO DE LUMINESCÊNCIA
OPTICAMENTE ESTIMULADA (OSL) PARA DOSES LIBERADAS NA
COBALTOTERAPIA

Lucas Oliva de Sousa

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Aprovada por:

Prof. Delson Braz, D.Sc.

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.

Prof^a. Simone Coutinho Cardoso, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

FEVEREIRO DE 2009

Sousa, Lucas Oliva de

Caracterização de sistema dosimétrico de
luminescência opticamente estimulada (OSL) para
doses liberadas na cobaltoterapia/ Lucas Oliva de
Sousa. - Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2009.

X, 126 p.:il.; 29,7 cm.

Orientador: Delson Braz

Dissertação (mestrado) - UFRJ/COPPE/ Programa
de Engenharia Nuclear, 2009.

Referências Bibliográficas: p. 88 - 92.

1. Dosimetria OSL. I. Braz, Delson.
- II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE,
Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

*“Existe apenas um bem, o saber, e apenas um mal,
a ignorância.”
Sócrates*

DEDICATÓRIA

*A todos que buscam vencer através do próprio esforço,
com originalidade, responsabilidade social e respeito à
coisa pública.*

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, Robson José de Sousa e Geralda Alves de Oliva pelo total apoio nesses meus 20 anos de estudo;

Aos meus avós, João Oliva e Maria Alves que são o maior de todos os bons exemplos;

À tia Olga e à minha prima Monique pela força que me deram durante minha estada carioca. Agradeço também todos os entes das famílias Sousa e Oliva pelo carinho e atenção;

Ao casal Carmélio e Sônia, extensão de minha família no Rio de Janeiro. Agradeço a todos os membros desta família e em especial ao casal Bruno e Kelly;

Ao professor Delson pela confiança depositada durante todo o trabalho;

Ao pessoal do Serviço de Qualidade em Radiações Ionizantes (SQRI – INCA): Anna, Claudio, Alfredo, Regina, Paul, Simon, Keije, Roberto, Victor, Jussara e Dona Baixinha, em especial à minha amiga Marcela Leal;

Aos meus amigos da Colônia Sergipana no Rio de Janeiro: Eline, Samuel, Nilson, Dalton e Victor Caruzo;

Aos amigos que participaram desta jornada: Leo Maximiano, Andressa, Crystiane, Ebert, Ana Paula, Fausto, Folha, Mosquito, Daniella, Mara, Juju e Tatiana;

Aos amigos Daniel TKD e Davi, que desembarcaram comigo no Rio de Janeiro em janeiro de 2007;

Aos meus irmãos Rafael Oliva, pelo *desing* original das ilustrações apresentadas neste trabalho, e a Roque Neto, grande torcedor do Confiança, o dragão do bairro industrial;

À Karinne pelo carinho, atenção e especial ajuda na dissertação;

À tia Carmelita por ceder seu apartamento, possibilitando assim o término desta dissertação, e a *uncle* Bill pela revisão do *abstract*.

A todos os meus familiares que sempre estiveram ao meu lado incentivando e proporcionando as condições necessárias para que mais um objetivo fosse conquistado.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

CARACTERIZAÇÃO DE SISTEMA DOSIMÉTRICO DE LUMINESCÊNCIA
OPTICAMENTE ESTIMULADA (OSL) PARA DOSES LIBERADAS NA
COBALTOTERAPIA

Lucas Oliva de Sousa

Fevereiro/2009

Orientador: Delson Braz

Programa: Engenharia Nuclear

O sistema dosimétrico estudado foi desenvolvido para utilizar a luminescência opticamente estimulada (OSL) na monitoração pessoal. Tal sistema é composto por dosímetro OSL, porta dosímetro, leitora e *software* de leitura. Este trabalho caracterizou os dosímetros OSL (OSLDs) para doses de radiação entregues por um irradiador de cobalto 60. Parâmetros intrínsecos dos OS LDs e parâmetros geométricos das irradiações foram avaliados. Os OS LDs são precisos em 2% no teste de constância do sinal OSL e no teste de reprodutibilidade dentro do intervalo de 0 a 500 cGy de dose de radiação recebida. O sinal OSL apresentou instabilidade nos primeiros 20 minutos pós-irradiação. Os OS LDs não apresentaram dependência com o tamanho de campo de irradiação. Porém, os OS LDs apresentaram dependência com relação ao ângulo de irradiação incidente. Os OS LDs podem ser utilizados em irradiações com filtro físicos. Os OS LDs podem ter seus sinais alvejados, chegando a níveis de OS LDs virgens, podendo ser reutilizados. Os OS LDs apresentaram um limite mínimo de detecção de 0,05 cGy. Os resultados deste trabalho mostraram a possibilidade de ter os OS LDs como uma ferramenta adicional nos programas de controle de qualidade dos serviços de radioterapia.

Abstract of the Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfilment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

CARACTERIZATION OF DOSIMETRIC SYSTEM THAT USES OPTICALLY
STIMULATED LUMINESCENCE (OSL) FOR DETERMINATION OF COBALT
THERAPHY DOSES

Lucas Oliva de Sousa

February/2009

Advisor: Delson Braz

Department: Nuclear Engineering

The dosimetric system studied was developed to use the optically stimulated luminescence (OSL) for personal dosimetry. This dosimetric system is composed of the following components: dosimeter, dosimeter holder, OSL analyzer and software. This work characterized dosimeters OSL (OSLDs) for doses of radiation delivers for a irradiador of cobalto 60. The OSL dosimeters are precise in constancy of signal OSL and reproducibility inside the interval of 0 to 500 cGy. The OSL signal showed instability first 20 minutes after irradiation. The OSL dosimeters do not have any dependence on the size of the irradiation field. The OSL dosimeters are dependent on the angle of incident radiation. The OSL dosimeters can be used with the physical filter. The OSL dosimeters can bleach out the signals to the same level as new dosimeters. The OSL dosimeters can be used more than once. The OSL dosimeters have a detectable minimum of 0,05 cGy. The OSL analyzer presented has calibration indicators that are required by the manufacturer. The OSL measured by the dosimeter presented in this report is able to represent the irradiation released in cobalt therapy. The results have shown the possibility to use the OSL dosimeters as an additional tool for programs of quality control of the radiotherapy services.

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO	1
1.1. INTRODUÇÃO À LUMINESCÊNCIA OPTICAMENTE ESTIMULADA	2
1.2. MOTIVAÇÃO E OBJETIVOS DO ESTUDO	5
1.3. SUMÁRIO DOS CAPÍTULOS	6
CAPÍTULO 2 - FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	8
2.1. INTRODUÇÃO	9
2.2. RADIOTERAPIA	9
2.2.1. Teleterapia Convencional	10
2.2.2. Radioterapia com Intensidade Modulada (IMRT)	10
2.3. TÉCNICAS DOSIMÉTRICAS	13
2.4. LUMINESCÊNCIA OPTICAMENTE ESTIMULADA	19
2.4.1. OSL no $Al_2O_3:C$	23
2.5. MODOS DE ESTIMULAÇÃO	30
2.5.1. Comprimento de Onda Contínuo (CW-OSL)	31
2.5.2. Modulação Linear (LM-OSL)	32
2.5.3. Pulsado (POSL)	33
2.6. TUBO FOTOMULTIPLICADOR	33
CAPÍTULO 3 - DESCRIÇÃO EXPERIMENTAL	35
3.1. INTRODUÇÃO	36
3.1.1. Irradiador de Cobalto 60	36
3.1.2. Leitora <i>microStar</i> [®]	38
3.1.3. Simulador de Água Sólida	40
3.2. TESTE DE CONSTÂNCIA DO SINAL OSL	40
3.3. TESTE DE REPRODUTIBILIDADE	41
3.4. TESTE LINEARIDADE	41
3.5. TESTE SENSIBILIDADE <i>SOFTWARE</i>	42
3.6. TESTE GIRO SELETOR	43
3.7. INSTABILIDADE IMEDIATA DO SINAL OSL	43
3.8. TESTE DA DEPENDÊNCIA DO TAMANHO DE CAMPO	44
3.9. TESTE DEPENDÊNCIA ANGULAR	47
3.10. TESTE DEPENDÊNCIA FILTRO FÍSICO	50
3.11. REUTILIZAÇÃO DOS DOSÍMETROS OSL	52
3.12. TESTE DO LIMITE MÍNIMO DE DETECÇÃO	53
3.13. INDICADORES DA LEITORA OSL	53
CAPÍTULO 4 - RESULTADOS E DISCUSSÃO	54
4.1. INTRODUÇÃO	55
4.2. TESTE DE CONSTÂNCIA DO SINAL OSL	55
4.3. TESTE DE REPRODUTIBILIDADE	57
4.4. TESTE LINEARIDADE	62
4.5. TESTE SENSIBILIDADE <i>SOFTWARE</i>	63
4.6. TESTE GIRO SELETOR	66
4.7. INSTABILIDADE IMEDIATA DO SINAL OSL	71
4.8. TESTE DA DEPENDÊNCIA DO TAMANHO DE CAMPO	72
4.9. TESTE DEPENDÊNCIA ANGULAR	73
4.10. TESTE DEPENDÊNCIA FILTRO FÍSICO	77
4.11. REUTILIZAÇÃO DOS DOSÍMETROS OSL	79
4.12. TESTE DO LIMITE MÍNIMO DE DETECÇÃO	82
4.13. INDICADORES DA LEITORA OSL	83
CAPÍTULO 5 - CONCLUSÕES	84

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	88
APÊNDICE A (Tecido Equivalente)	93
APÊNDICE B (Estatística de Contagem e Predição de Erro)	94
APÊNDICE C (Modelo Estatístico <i>t</i> -student)	98
APÊNDICE D (Tabelas)	101

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

1.1. INTRODUÇÃO À LUMINESCÊNCIA ÓPTICAMENTE ESTIMULADA

A luminescência opticamente estimulada (OSL, do inglês *Optically Stimulated Luminescence*) ocorre quando um determinado material semiconductor (baixa condutividade elétrica e/ou térmica) emite luminescência quando exposto a luz. A intensidade desta luminescência é proporcional à quantidade de dose de radiação absorvida pelo material, logo a luminescência opticamente estimulada pode ser usada como base de uma técnica dosimétrica para radiações ionizantes.

O uso da luminescência na dosimetria das radiações foi sugerido em 1955 por Antonov-Romanovskii (SANBORN e BEARD, 1967). Contudo, com o passar dos anos, a maioria das pesquisas focalizaram na termoluminescência (TL, do inglês *thermoluminescence*), com destaque para o uso do fluoreto de lítio (LiF) como material dosimétrico e suas variações de dopagem. A termoluminescência faz uso da energia térmica (calor) como fonte estimuladora ao invés da luz (OSL). O foco na termoluminescência explica o lento desenvolvimento da dosimetria OSL na metade final do século passado (SANBORN e BEARD, 1967).

A luminescência opticamente estimulada é muito usada para determinar a dose de radiação absorvida por materiais arqueológicos e geológicos. Estimar esta dose de radiação provinda do ambiente serve para datar estes materiais. Na chamada dosimetria retrospectiva as amostras-alvo, freqüentemente grãos de quartzo ou feldspato, são expostas em laboratório a uma fonte de luz estável, de comprimento de onda e intensidade apropriados. A luminescência opticamente estimulada resultante do mineral é monitorada como uma função do tempo de estimulação luminosa. A integral da luminescência emitida durante o período de estimulação é uma medida da dose absorvida de radiação pelo mineral desde a sua última exposição à luz. Através da comparação dos sinais OSL obtidos com sinais OSL de doses de radiação conhecidas, a dose de radiação absorvida é descoberta. Por outro lado, através de uma determinação, em separado, da taxa de dose ambiente, a idade da amostra pode ser determinada (HUNTLEY, GODFREY-SMITH e THEWALT, 1985). Em nenhum campo de aplicação a luminescência opticamente estimulada está tão consolidada quanto na datação. A dosimetria OSL se tornou o método de escolha para datar várias espécies. Um grande avanço neste campo da datação foi o uso de diodos pulsantes que discriminam diferentes minerais em uma mesma amostra (DENBY *et al.*, 2006).

Os dosímetros OSL apresentaram potencial como dosimetria pessoal para astronautas. Os dosímetros foram incluídos em missões da NASA a partir de 2005. Pela NCRP Report 142 os dosímetros luminescentes, sejam termoluminescentes ou de luminescência opticamente estimulada, são combinados com detectores plásticos CR-39 (PNDTs, do inglês *plastic nuclear track detectors*), traços nucleares, para uso no espaço (YUKIRAHHA, GAZA e MCKEEVER, 2004). Os dosímetros luminescentes são sensíveis às radiações de baixa transferência linear de energia (LET, do inglês *linear energy transfer*) e os detectores plásticos CR-39 são sensíveis às radiações de partículas pesadas carregadas (HCP, do inglês *heavy charged particle*), predominantes no espaço e nas grandes altitudes. Tal prática apontou uma dependência na curva de decaimento do sinal OSL do óxido de alumínio (Al_2O_3) com relação ao LET da radiação. Esta dependência possibilitaria extrair, através da curva de decaimento do sinal OSL, informações a respeito da composição do campo de radiação, sendo este desconhecido ou composto. Uma primeira aproximação usaria um parâmetro derivado da forma da curva de decaimento do sinal OSL para determinar o LET médio da radiação e, baseado neste, estimaria a dose de radiação absorvida e o fator de qualidade médio do campo de radiação. Uma segunda aproximação seria usar um procedimento que estimaria separadamente a contribuição do baixo LET, energias menores que $10 \text{ KeV}/\mu\text{m}$, e do alto LET, acima de $10 \text{ KeV}/\mu\text{m}$, para o sinal OSL do Al_2O_3 . O objetivo é desenvolver um dosímetro ideal que tenha uma eficiência de 100% para baixo LET e de 0% para alto LET. A grande vantagem da tecnologia OSL para a NASA é a construção de uma leitora simples e compacta para ser usada em naves espaciais (YUKIRAHHA, GAZA e MCKEEVER, 2004).

Segundo a empresa Landauer, a dosimetria OSL é usada na monitoração individual em escala comercial desde 1998. A empresa ainda afirma que na monitoração individual, a dosimetria OSL é preferida, ao invés da dosimetria TL e filmes, em diversos países: Estados Unidos, França, Japão, Inglaterra, Canadá, México, Peru, Coreia do Sul, China, Austrália entre outros. No Brasil, a dosimetria TL e filmes são os escolhidos para a monitoração do indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE).

Nos serviços de radioterapia, a dosimetria OSL ainda não é muito utilizada, mas pesquisas mostram sinais promissores de seu potencial. Por exemplo, em 2005 YUKIHARA *et al.* criaram um sistema laboratorial customizado usando o $Al_2O_3:C$

como material dosimétrico e conseguiram medir doses com erros menores que 0,7% (YUKIHARA *et al.*, 2005). Em outro trabalho, SCHEMBRI e HEIJMEN investigaram o uso do $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ em filmes e em avaliações postais de dose, fornecidos pela empresa Landauer, para dosimetria em serviços de radioterapia (SCHEMBRI e HEIJMEN, 2007).

POLF *et al.* desenvolveram um sistema para dosimetria em radioterapia em tempo real que consiste de um dosímetro de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ integrado a uma fibra óptica (POLF *et al.*, 2004). A estimulação e a luminescência passam, concomitantemente, pela fibra óptica durante a irradiação. POLF *et al.* observaram que as medidas de luminescência opticamente estimulada durante a irradiação possuem uma pequena diferença das medidas executadas pós-irradiação. POLF *et al.* também observaram a radioluminescência (RL, do inglês *radioluminescence*) que é a luminescência unicamente causada pela radiação ionizante, sem fazer uso da fonte de luz estimuladora. A radioluminescência, ou luminescência imediata, está relacionada com a taxa de dose em um determinado instante da irradiação (YUKIHARA e MCKEEVER, 2006).

Um dos produtos disponíveis no mercado que utilizam a luminescência opticamente estimulada é o sistema dosimétrico *microStar*[®] da empresa norte-americana Landauer. Este sistema dosimétrico é objeto de estudo desta dissertação de mestrado. O sistema *microStar*[®] utiliza como material dosimétrico o óxido de alumínio dopado com carbono em pó, $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$, na forma de disco de 7 mm de diâmetro. Este pó de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ é misturado a uma base de poliéster, mantido entre um filme de poliestireno e um cassete plástico que o mantém protegido da luz (ver Figura 1.1.).



Figura 1.1. Dosímetro OSL estudado. Em destaque: sensibilidade 0,81 indicada pelo fabricante e identificação alfanumérica 28496H; adaptador utilizado no ato da leitura do dosímetro; dosímetro OSL aberto expondo o $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$, estado em que permanece dentro da leitora para que o estímulo óptico seja possível.

1.2. MOTIVAÇÃO E OBJETIVOS DO ESTUDO

Os dosímetros de luminescência opticamente estimulada são amplamente usados no processo de monitoração individual externa da dose de radiação absorvida durante uma jornada de trabalho por indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) à radiação ionizante, sendo comprovada sua eficácia para baixas doses de radiação, em torno de 1 cGy (BØTTER-JENSEN, L., MCKEEVER, S.W.S. e WINTLE, A.G., 2003). Pretende-se neste trabalho, estudar o comportamento dos dosímetros OSL para altas doses de radiação liberadas por um aparelho utilizado na cobaltoterapia, da ordem de 200 cGy. Além de verificar a viabilidade do uso do sistema dosimétrico *microStar*[®] nos tratamentos radioterápicos.

O sistema dosimétrico *microStar*[®] (ver Figura 1.2.) é assunto de um projeto de pesquisa coordenado pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) com o objetivo de implementar o uso de dosímetros OSL em serviços de radioterapia. Nesta dissertação, algumas características do sistema *microStar*[®] foram investigadas: a constância do sinal OSL, reprodutibilidade e linearidade dos dosímetros OSL, sensibilidade indicada ao *software* no momento de leitura dos dosímetros OSL, intensidade da rotação do seletor no ato da leitura dos dosímetros OSL, instabilidade do sinal OSL imediatamente após a irradiação do dosímetro, dependências tamanho de campo de radiação, ângulo de irradiação e filtro físico, reutilização dos dosímetros OSL, limite mínimo de detecção pelos dosímetros OSL e indicadores que confirmam o bom funcionamento da leitora segundo o fabricante.

A parte experimental de aquisição de dados ocorreu no antigo Programa de Qualidade em Radioterapia (PQRT), hoje, Serviço de Qualidade em Radiações Ionizantes (SQRI) do Instituto Nacional do Câncer (INCA). O SQRI executa avaliações locais e postais com dosímetros TL, diodos e câmaras de ionização, em serviços de radioterapia e radiodiagnóstico da América do Sul. As avaliações respeitam protocolos internacionais como: (i) TECDOC 1151 da IAEA de 1999 que descreve testes mecânicos, elétricos, dosimétricos e de segurança em geral para equipamentos de teleterapia e braquiterapia de alta taxa de dose; (ii) TRS n° 398 da IAEA de 2000 que discorre sobre avaliação dosimétrica dos feixes de fótons e de elétrons.



Figura 1.2. Sistema dosimétrico *microStar*[®] estudado: composto pela leitora *microStar*[®] da empresa Landauer e computador contendo *software* de leitura. Esta figura mostra a gaveta em que o dosímetro OSL é inserido para leitura. Além do seletor, disco metálico que parti da posição de não-leitura para a posição de leitura.

1.3. SUMÁRIO DOS CAPÍTULOS

Esta dissertação de mestrado apresenta em seus capítulos seguintes: (i) conceitos necessários para o bom entendimento da pesquisa proposta, (ii) métodos experimentais utilizados em cada um dos testes executados e (iii) resultados obtidos e suas conclusões.

No Capítulo 2 é feita uma breve revisão sobre os aspectos fundamentais de conceitos importantes para a pesquisa proposta: radioterapia, luminescência opticamente estimulada, interação da radiação com a matéria, modos de estimulação do material dosimétrico. Conceitos estes baseados em trabalhos científicos publicados na literatura. Ainda neste capítulo, as vantagens e desvantagens das técnicas dosimétricas mais utilizadas são citadas.

No Capítulo 3, os métodos experimentais empregados nos testes executados são descritos em detalhes. Os conjuntos de dados adquiridos em cada teste são expostos em tabelas.

No Capítulo 4, os dados experimentais adquiridos e apresentados em tabelas no capítulo 3, são apresentados em forma de gráficos e discutidos.

No Capítulo 5, as considerações finais do trabalho são apresentadas assim como propostas para novas pesquisas relacionadas com o objeto de estudo desta dissertação.

O Apêndice A apresenta o conceito de tecido equivalente.

O Apêndice B apresenta as grandezas estatísticas mais utilizadas durante este trabalho: média (\bar{x}), desvio padrão experimental (s) e desvio padrão relativo experimental (s/\bar{x}).

O Apêndice C apresenta o modelo estatístico t -student usado neste trabalho na validação dos dados adquiridos através da determinação das incertezas das medidas.

O Apêndice D apresenta tabelas contendo dados adquiridos nos testes experimentais executados nesta dissertação.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1. INTRODUÇÃO

O capítulo 2 apresenta alguns conceitos que estão envolvidos com a pesquisa executada para esta dissertação. Entender estes conceitos é importante para a análise dos dados adquiridos nos testes experimentais. Os testes são apresentados no capítulo 3. A seguir, as seções do capítulo 2 discorrem sobre radioterapia, técnicas dosimétricas, luminescência opticamente estimulada, óxido de alumínio dopado com carbono, modos de estimulação óptica do material dosimétrico e tubo fotomultiplicador.

2.2. RADIOTERAPIA

A radioterapia faz uso das radiações ionizantes, tais como fótons e elétrons, e em menor uso, prótons e nêutrons, para tratar tumores cancerígenos. Esta prática engloba a teleterapia ou radioterapia externa, em que os tratamentos são feitos por aceleradores lineares ou irradiadores de cobalto 60 (cobaltoterapia), e a braquiterapia em que uma fonte radioativa é posicionada próxima ao tumor (ver Figura 2.1.).



Figura 2.1. Esquema das subdivisões da radioterapia.

A maioria dos tratamentos radioterápicos envolvem fótons de alta energia (1 a 25 MeV), mas feixes de elétrons de alta energia (6 a 22 MeV) também são usados sozinhos ou em conjunto com os feixes de fótons (AZNAR, 2005). Nestes tratamentos o paciente portador de uma determinada neoplasia (proliferação anormal do tecido) é submetido a um longo (5 a 7 semanas) e difícil (efeitos colaterais) tratamento.

O objetivo principal da radioterapia pode ser resumido em: “fornecer uma dose de radiação suficiente no tumor para garantir o controle tumoral e concomitante a isto manter a probabilidade de sérios efeitos colaterais a menor possível”. Portanto, é uma balança entre a probabilidade de controle sobre o tumor (TCP, do inglês *tumor control probability*) que deve ser alta, contra a probabilidade de complicação do tecido normal

(NTCP, do inglês *normal tissue complication probability*) que deve ser baixa. Para tratar o câncer existe a necessidade de alta exatidão da dose no tumor-alvo. Para que o resultado do tratamento radioterápico seja satisfatório, a exatidão não deve exceder $\pm 5\%$ da dose prescrita no tumor-alvo (MIJNHEER, BATTERMANN *et al.*, 1987; DUTREIX, 1984).

Há na teleterapia duas modalidades de tratamento que se diferenciam pela sua complexidade tecnológica: a teleterapia convencional e a radioterapia com intensidade modulada (IMRT, do inglês *Intensity Modulated Radiation Therapy*).

2.2.1. Teleterapia Convencional

O paciente que será tratado por teleterapia convencional seguirá o seguinte procedimento: o volume a ser tratado, freqüentemente referido como volume alvo, é delineado por imagens de tomografia computadorizada (CT, do inglês *computerized tomography*) do paciente antes do início do tratamento. Estes dados de CT, imagens contendo informações anatômicas específicas do paciente, são transferidos para um sistema de planejamento de tratamento computadorizado (TPS, do inglês *treatment planning system*). No TPS detalhes físicos dos feixes de radiação serão definidos, tais como ângulos de incidência e energia. O TPS calcula a distribuição de dose em três dimensões, através de uma modelagem algorítmica das interações da radiação com a matéria. Várias combinações de feixe são processadas por tentativa e erro, e pela experiência do planejador. O planejador busca otimizar a distribuição de dose, atingindo com eficiência o tumor-alvo e poupando os tecidos sadios adjacentes. O tratamento é tipicamente dividido em aproximadamente 25 frações de 100 cGy a 200 cGy. Isto para liberar uma dose de radiação total de 25 a 50 Gy no volume alvo. Na maioria dos serviços de teleterapia convencional, nenhum controle de qualidade adicional é executado. A dosimetria OSL poderá vir a ser uma boa alternativa.

2.2.2. Radioterapia com Intensidade Modulada (IMRT)

A radioterapia com intensidade modulada é uma das mais sofisticadas formas de tratamento com radiação. Surgiu há vinte anos e ao contrário da teleterapia convencional, diversos tamanhos de campo e ângulos de incidência de feixe são usados. A dose de radiação liberada é modulada por um colimador multi-lâminas (MLC, do

inglês *multi-leaf collimator*) que se movimenta dinamicamente durante a irradiação. Este modo dinâmico é conhecido como *sliding windows*. Existe também o modo chamado *step and shoot*, em que o feixe cessa a cada rearranjo das lâminas. As lâminas podem possuir bordas lisas ou arredondadas, e seu movimento e posicionamento incorretos geram incertezas (penumbras indesejadas) no tratamento. Logo, há necessidade de precisão mecânica do equipamento, variação de ± 1 mm para o isocentro. A Figura 2.2. ilustra as diferenças entre a teleterapia convencional e o IMRT.

Os *softwares* de planejamento de tratamento usados na radioterapia com intensidade modulada (IMRT) são baseados no método chamado de “planejamento inverso”: o volume alvo, os órgãos críticos, assim como as restrições de dose são dados de entrada no TPS, e o algoritmo calcula parâmetros otimizados para o feixe, ao invés da tentativa-e-erro usada no TPS convencional. Como os parâmetros do tratamento são quase todos escolhidos pelo *software*, a radioterapia com intensidade modulada (IMRT) tende a ser mais dependente do computador do que a teleterapia convencional. Portanto, a dosimetria *in vitro* utilizando um simulador de água virtual, e a dosimetria *in vivo* em tempo real no paciente, fornecem um *feedback* de informações importantes para o médico durante o tratamento radioterápico. Este *feedback* é altamente recomendado para a conferência do cálculo da dose feito pelo TPS em interfaces como pele-ar (ver pontos (a) e (b) da Figura 2.2.), e para avaliar a dose liberada em pontos internos ao corpo (ver ponto (c) da Figura 2.2.). O *feedback* de informações prevenirá eventuais erros associados ao TPS.

O controle de qualidade de um serviço de radioterapia com intensidade modulada engloba toda uma cadeia de estágios: do posicionamento do paciente, uma eficaz imobilização torna o tratamento reprodutível, passando pela validação do plano e do tratamento. Todos esses estágios devem ter conectividade entre si. No entanto, este controle de qualidade é executado em relativamente poucas instituições devida às restrições financeiras. Na Suécia, observa-se um exemplo positivo: é prática comum executar medidas de dose de entrada *in vivo* para cada paciente em cada fração do tratamento (AZNAR, 2005).

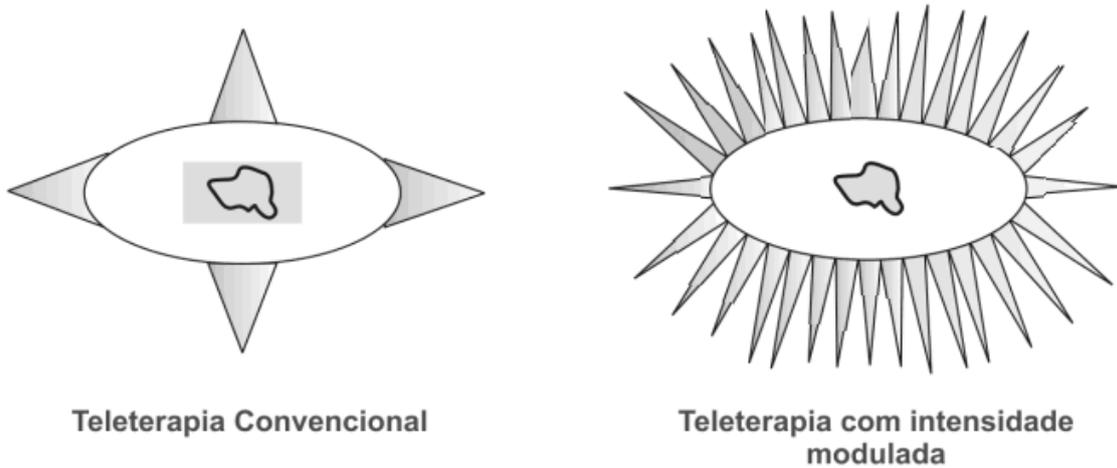
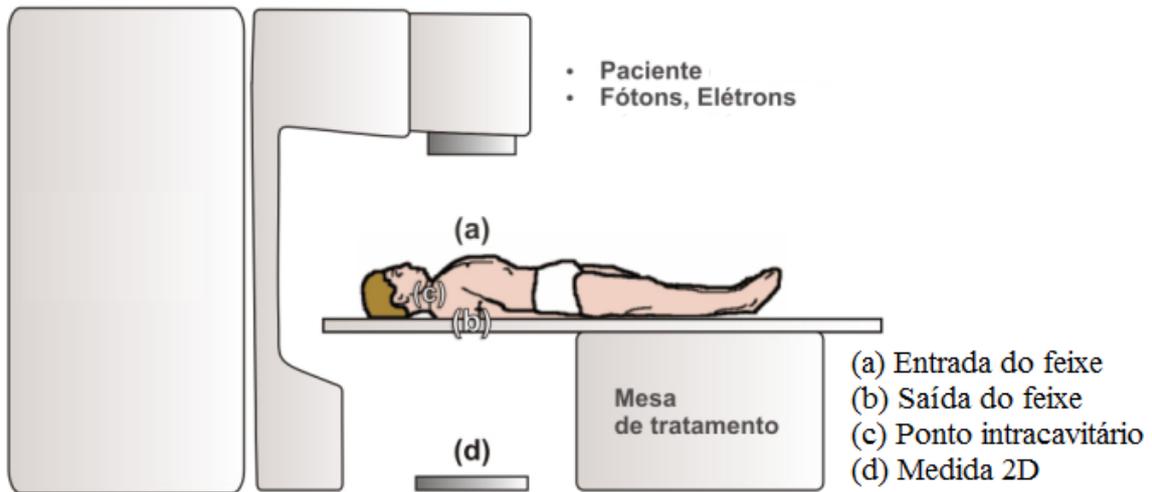


Figura 2.2. Características da teleterapia e diferenças entre o tratamento convencional e a teleterapia com intensidade modulada. Na teleterapia convencional, poucos campos são usados e altas doses são liberadas no tumor e nos tecidos saudáveis adjacentes a ele. Na teleterapia com intensidade modulada, muitos pequenos feixes modulados são usados, o feixe é controlado, resultando numa dose talhada (esculpida), na forma exata do volume alvo, poupando o tecido saudável adjacente.

2.3. TÉCNICAS DOSIMÉTRICAS

O físico médico possui uma imensa responsabilidade quanto à segurança do paciente em qualquer procedimento que faz uso de radiações ionizantes. Esta preocupação aumenta muito quando se trata de tratamentos radioterápicos. As grandes doses liberadas em locais específicos requerem exatidão para eficácia do tratamento, e logo surge a necessidade de ferramentas de medidas precisas e exatas para caracterizar fielmente os campos de radiação.

A exposição à radiação incorreta implicará em complicações ao paciente: uma subexposição aumenta o risco de recorrência tumoral local e uma superexposição poderá acarretar um câncer secundário, já que é inevitável expor órgãos e tecidos sadios durante o tratamento. Portanto, há necessidade de reduzir os efeitos colaterais não desejados das exposições para tão baixo quanto possível. Para isso se fazem necessários uma exata calibração das fontes de radioterapia e uma exata verificação da dose liberada em locais críticos na superfície e no interior do corpo do paciente. A determinação da distribuição de dose através do tecido é um aspecto essencial para um efetivo tratamento. Em 2000, a ICRP (*International Commission on Radiological Protection*) salientou o aumento das pesquisas que buscam o melhoramento das técnicas dosimétricas utilizadas em medidas *in vivo* das doses de radiação absorvidas nos pacientes.

A técnica dosimétrica ideal deveria ter as seguintes características: (i) ter uma alta exatidão, (ii) ser segura (não eletrônica, sem alta voltagem perto do paciente), (iii) ter um tamanho pequeno, (iv) não ter ou ter poucas dependências de parâmetros de feixes, (v) fornecer a dose absorvida em tempo real, (vi) ser abrangente (capaz de funcionar para fótons, elétrons, etc.), (vii) ser de fácil manipulação e calibração, (viii) estar disponível no mercado (bom preço). Esta seção busca oferecer um breve apanhado sobre as técnicas dosimétricas mais comumente usadas na prática dosimétrica, suas características, vantagens e desvantagens.

As câmaras de ionização estão disponíveis em diferentes tipos no mercado: as *free-air* usadas em laboratórios padrões de medida, as câmaras cilíndricas que são mais usadas na radioterapia, e as câmaras de placas paralelas, usadas para dosimetria de elétrons e no radiodiagnóstico. Quando a câmara de ionização, conectada a um

eletrômetro, é exposta à radiação, pares iônicos são formados dentro de seu volume sensível (ar). Uma alta voltagem é aplicada entre as extremidades da câmara, e direciona os pares iônicos às placas coletoras (ver Figura 2.3.), resultando em uma corrente elétrica que será convertida em dose de radiação absorvida após a aplicação dos mais variados fatores de correção. Tais fatores consideram as condições atmosféricas, temperatura e pressão, a recombinação dos pares iônicos formados dentro do volume de ar antes de serem registrados, entre outras distorções na medida.

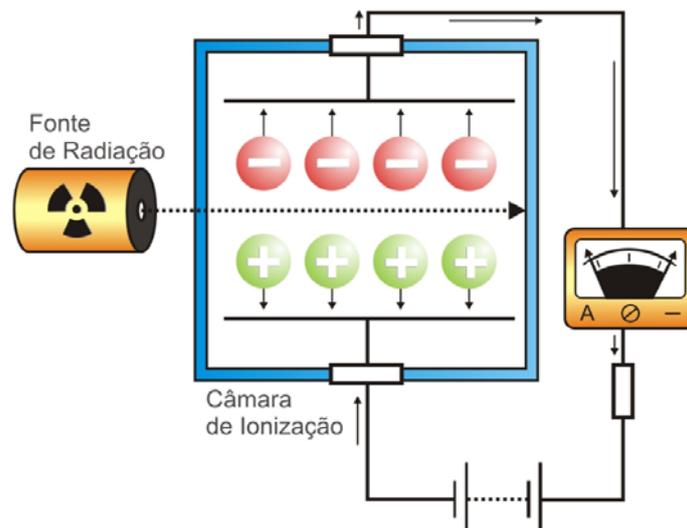


Figura 2.3. Princípio de funcionamento de uma câmara de ionização.

Embora algumas câmaras de ionização seladas possam ser usadas nas medidas *in vivo*, ou seja, na presença do paciente, o seu amplo uso está nas medidas executadas em módulos simuladores, mais conhecidos por *phantoms*. Em condições padrões, com fatores de correção bem definidos, as câmaras de ionização são extremamente precisas e exatas, credenciando-as como um precioso instrumento nos testes de controle de qualidade do tratamento.

Os dosímetros termoluminescentes (TLDs, do inglês *thermoluminescence dosimeters*) são materiais cristalinos, previamente irradiados, que quando aquecidos emitem luz proporcionalmente à quantidade de dose de radiação absorvida. Tal fenômeno é conhecido como termoluminescência, e é reconhecido há décadas por seu potencial dosimétrico. Os TLDs são usados na radioterapia e no radiodiagnóstico desde 1960 (DANZER, DUDNEY *et al.*, 2007).

Os TLDs se apresentam como uma ótima opção para medidas *in vivo* devido à alta sensibilidade e pequeno tamanho. Eles podem ser posicionados em qualquer região do paciente, sobre a pele ou até mesmo dentro do corpo, sem a inconveniência de cabos. Nas regiões de alto gradiente de dose, vários TLDs podem ser usados para obter doses em diversos pontos de interesse. O fluoreto de lítio (LiF) é o material termoluminescente mais usado já que possui boas características dosimétricas: tecido equivalente (a respeito ver: apêndice A), material de número atômico efetivo ($Z_{\text{eff}} \approx 8$) semelhante ao do tecido biológico ($Z_{\text{eff}} \approx 7$), e alta sensibilidade. O LiF pode ser usado para verificar doses entre 10^{-5} Gy e 10^3 Gy (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983). Contudo, os TLDs sofrem variações na sensibilidade entre as leituras, sendo necessário um rígido acompanhamento. Os TLDs devem ser calibrados toda vez antes do uso. O tratamento térmico (*annealing*), usado para “apagar” o sinal TL através do calor, demanda tempo, e é executado após cada medida. Existe a dependência com a taxa de aquecimento implementada e o processo de manipulação pode consumir várias horas, requerendo um técnico experiente. Outra desvantagem dos TLDs é sua baixa praticidade no uso clínico diário (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983). A tecnologia termoluminescente, considerando maquinário e treinamento, possui um custo maior que a tecnologia de luminescência opticamente estimulada.

Os diodos de silício são aceitos na dosimetria clínica por causa do manuseio relativamente simples. Eles também oferecem as vantagens de alta sensibilidade e leitura imediata. Os diodos estão usados desde 1980 (DANZER, DUDNEY *et al.*, 2007) e estão disponíveis no tipo “p” ou “n” dependendo de seu portador de carga minoritário. Os diodos do tipo p, aparentemente, são mais utilizados, embora estudos recentes mostrem as vantagens dos diodos tipo n quanto à dependência de taxa de dose e resistência ao dano provocado pela radiação. Em dosimetria *in vivo*, os diodos são comumente usados para medições de entrada e saída de dose. A sensibilidade destes dosímetros diminui com o acúmulo de dose. Esta reação ao dano provocado pela radiação é a principal limitação dos diodos de silício. Outros fatores a serem considerados são a sua dependência de energia ($Z_{\text{Si}} = 14$), a dependência taxa de dose, a dependência com a distância fonte superfície (DFS), a dependência com a presença de modificadores de feixe (filtros físicos) e a dependência com a temperatura (DANZER *et al.*, 2007). Por causa destas dependências, vários fatores de correção devem ser aplicados ao sinal fornecido pelo diodo. Os diodos também sofrem da dependência

angular (a respeito ver: seção 3.9. e seção 4.9.), e um estudo recente recomenda limitar os ângulos de incidência do feixe de elétrons a não mais do que ± 45 graus (MARRE e MARINELLO, 2004). Geralmente é aceito dizer que os diodos possuem uma maior precisão que os TLDs. Contudo, parece não haver nenhum consenso na precisão: muitos estudos informam uma precisão abaixo de 3% (1SD), mas outros pesquisadores citam precisões de aproximadamente 10%. Estas discrepâncias são explicadas pelo fato que as medições de dose de entrada dependem criticamente de fatores de calibração exatos. De fato, um diodo superficial é exposto a um espectro diferente do dosímetro posicionado na profundidade. Este efeito pode ser minimizado usando uma capa de equilíbrio eletrônico (*build up*), mas esta ação reduzirá a dose entregue ao volume-alvo embaixo do diodo. É provável que medições *in vivo* de diodo possam resultar em uma maior precisão se executadas na profundidade. Novos diodos estão sendo desenvolvidos para a inserção no paciente, especialmente para medições em IMRT, contudo há poucos estudos clínicos (AZNAR, 2005). Possivelmente a grande vantagem dos diodos em comparação aos TLDs é a sua relativa facilidade de uso e economia de tempo em potencial: nenhum procedimento de aquecimento é necessário, a calibração é menos freqüente, e a estimativa de dose é disponibilizada quase que imediatamente.

A técnica 2D se utiliza de filmes radiográficos ou EPIDs (do inglês *Electronic Portal Imaging Devices*) e são importantes na completude do controle de qualidade. Estes dosímetros fornecem uma medida da dose de radiação transmitida através do paciente (ver posição (d) da Figura 2.2.). Possuem a vantagem de registrar a dose de radiação através do campo de irradiação inteiro. A resposta de filmes radiográficos (AgH) tende a variar com profundidade e tamanho de campo (a respeito ver: seção 3.8. e seção 4.8.), devido a uma sobre-resposta a fótons de baixa energia (KHAN, 1992). Poucas referências estão disponíveis para o manejo adequado de filmes radiográficos em dosimetria, mas algumas recomendações são encontradas na TG 69 de 2005. Os EPIDs são comumente usados como um dispositivo de verificação da posição do paciente antes do tratamento. O dosímetro EPID, entretanto, é relativamente novo, e a TG 58 de 2001 cita uma precisão realizável abaixo de 5%, porém aconselham a prudência com relação a questões de calibração e controle de qualidade.

Os filmes radiocrômicos tornam-se coloridos após a irradiação. Cada cor representa uma quantidade de dose absorvida. Eles não necessitam de processamento

químico, contudo a resposta dependente de diversos parâmetros como diferenças de emulsão entre os lotes de filmes e condições pós-irradiação. Por isso, as condições de manejo podem ser bastante complicadas se for desejada a alta precisão (KHAN, 1992).

Os transistores de efeito de campo de semicondutor de óxido metálico (MOSFETs, do inglês *Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor*) são comercialmente disponíveis há aproximadamente dez anos, e oferecem as vantagens de leitura imediata, tamanho extremamente pequeno, e armazenamento permanente da dose (AZNAR, 2005). Apesar disto, a sua aplicação clínica é bastante limitada, provavelmente por causa de sua dependência angular, da modificação da sua sensibilidade com o uso e a sua vida relativamente curta. É comum o uso dos MOSFETs ser fixado por um número de exposições (DANZER, DUDNEY *et al.*, 2007). Há casos em que um único uso é recomendado. Não obstante, algumas melhorias solucionaram a maior parte dos problemas relacionados aos MOSFETs e os novos formatos, *micro*-MOSFETs e *array* 2D, renovaram o interesse pelo MOSFETs na dosimetria clínica. Os *arrays* 2D são redes de dosímetros individuais. O *array* 2D normalmente tem o tamanho do campo de irradiação, e fornece a distribuição de dose média sobre o campo, uma informação mais elaborada que a dose pontual no centro do campo. Os MOSFETs têm uma resolução espacial muito alta, fazendo com que sejam convenientes para pequenas medições de campo como os usados no IMRT. Novos estudos testemunham o potencial do MOSFET na radioterapia e no radiodiagnóstico. Contudo, a precisão ainda é menor que os diodos, resultando em uma incerteza mais alta na determinação da dose, precisão de 0,7% (1SD) para MOSFETs e 0,05 % para diodos (AZNAR, 2005).

A seguir, alguns dosímetros promissores relatados na literatura são citados. Em geral, eles encontram-se em fase de desenvolvimento, não sendo usados clinicamente, com exceção de poucas instituições.

Os dosímetros de diamantes foram considerados convenientes para objetivos clínicos por causa do seu pequeno tamanho e boa equivalência de tecido. Eles são também resistentes aos danos da radiação. Porém, o seu uso em dosimetria pode ser prejudicado pela sua dependência taxa de dose e a necessidade da pré-irradiação. Os dosímetros de diamantes possuem alta sensibilidade e alta resolução, com um volume

sensível de 1mm^3 , entretanto suas vantagens em relação aos diodos são questionáveis, exceto em campos muito pequenos. Os dosímetros de diamantes também têm menor dependência angular do que os diodos em termos de feixe de elétrons. Ao comparar dosímetros de diamantes a diodos e a câmaras de ionização, pode-se concluir que apesar das suas características positivas, os diamantes não ofereceram uma vantagem significativa em relação aos diodos em termos de feixes de fótons na teleterapia convencional (AZNAR, 2005).

Na dosimetria com fibra óptica a estimulação de um dosímetro pode ser feita simultaneamente com a detecção da luminescência. Isto é possível desde que o comprimento de onda do fóton estimulador (λ_{est}) seja diferente do comprimento de onda do fóton luminescente (λ_{lum}). Medidas podem ser realizadas usando uma única fibra óptica em conexão com um filtro colocado em frente ao tubo fotomultiplicador (a respeito ver: seção 2.6.). Os dosímetros de fibra óptica podem medir dose e taxa de dose em tempo real.

O cintilador de plástico é um bloco de plástico transparente que é dopado com moléculas cintilantes. Ele oferece uma excelente equivalência de tecido, mas o seu atual *design* dificulta a distinção do sinal-ruído, radiação de cerenkov e fluorescência, produzidos na fibra óptica, do sinal que se origina do cintilador plástico. Diversas aproximações têm sido relatadas para melhorar a relação sinal-ruído, uma delas consiste na adição do chamado *blank* na fibra óptica para subtração do sinal. Esta ação pode comprometer o tamanho da fibra óptica, tornando o cintilador demasiadamente grande para ser inserido em um paciente. Outro desafio é a otimização da ligação entre a fibra óptica e o cintilador que, até o momento, só teve um pequeno êxito na redução da influência do sinal-ruído da fibra óptica (AZNAR, 2005). O interesse pela dosimetria de cintilação plástica poderá ser renovado caso estes problemas sejam resolvidos.

A luminescência opticamente estimulada (OSL) usa a luz ao invés do calor, usado na termoluminescência, como fonte de estimulação. HUSTON *et al.* descreveram um sistema OSL para radioterapia que usava duas fibras ópticas, uma para a luz estimuladora, e outra para o sinal fóton-estimulado. Este sistema demonstrou uma sensibilidade muito alta, variação dinâmica, e estabilidade, nenhuma dependência taxa de dose, e uma pequena dependência energética (HUSTON *et al.*, 2001). Os sinais de

OSL do óxido de alumínio dopado com carbono ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$) também foram investigados por um grupo de pesquisa em Orsay, na França: o sistema consistia em um grânulo relativamente grande de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{C}$, entre 4 e 10 mm de diâmetro, e duas fibras ópticas (ROY *et al.*, 1997). Poucos resultados têm sido obtidos deste sistema, que parece ser projetado mais para a dosimetria de radioproteção do que para a aplicação de radioterapia (AZNAR, 2005).

Na escolha de uma técnica dosimétrica, a precisão total não é a única exigência. De fato, questões práticas, como custo e tempo são determinantes. Os preços dos sistemas de dosimetria variam muito, mas deve-se considerar quanto tempo é necessário para o preparo e calibração do sistema. ESSERS e MIJNHEER relataram que o tempo total investido para um abrangente programa de dosimetria *in vivo* com diodos na radioterapia é aproximadamente 1,5 dia/semana, ou 0,3 equivalente em tempo integral, para duas medições por paciente, três pacientes por semana. A calibração é mais rápida para TLDs já que existem menos fatores de calibração, porém o tempo total gasto para medições em pacientes é mais longo para os TLDs. ESSERS e MIJNHEER concluem que um programa de diodo seria mais barato do que TLDs na maioria das instituições (ESSERS e MIJNHEER, 1999).

Os diodos são instrumentos extremamente importantes no controle da qualidade dosimétrica, e a maioria das instituições clínicas possuem alguma experiência no uso deles. Por esta razão, o tempo e os investimentos em experiência necessários para transferir o conhecimento dessa dosimetria é muito reduzido em comparação com a aceitação de novas técnicas dosimétricas, como MOSFETs ou dosímetros de diamante. Embora os preços de aquisição sejam interessantes, um sistema de dosímetro de diamante é geralmente considerado caro. O tempo de vida relativamente baixo do MOSFETs pode fazer dele um sistema de dosimetria caro ao longo do tempo. O tempo implicado na calibração destes novos sistemas não pode ser avaliado antes que as suas características sejam mais bem definidas (AZNAR, 2005).

2.4. LUMINESCÊNCIA OPTICAMENTE ESTIMULADA

O processo fenomenológico que ocasiona a luminescência opticamente estimulada inicia-se com a irradiação do material dosimétrico. Esta irradiação ioniza os

elétrons da banda de valência, criando os chamados pares elétron-buraco no material. O buraco caracteriza a ausência do elétron, a que se atribui a carga positiva em oposição à carga negativa do elétron. Defeitos pontuais pré-existentes na estrutura cristalina do material armadilham elétrons e buracos, através das transições de armadilhamento não-radioativas, ou seja, sem emissões radioativas. Quando o material dosimétrico irradiado é iluminado ocorre absorção de energia luminosa pelos elétrons e buracos armadilhados. Estes são liberados das respectivas armadilhas, ocorrendo eventuais recombinações elétron-buraco que geram emissões radioativas e/ou luminescência. Esta última é chamada neste trabalho de sinal OSL cuja intensidade é proporcional à dose absorvida de radiação pelo material dosimétrico e a intensidade da estimulação óptica que é a quantidade de fótons estimuladores (BØTTER-JENSEN, MCKEEVER e WINTLE, 2003). Este processo acontece em cada leitura executada no sistema dosimétrico estudado e o resultado é um valor de contagem.

A luminescência opticamente estimulada é explicada através do modelo de bandas para os níveis de energia dos elétrons nos sólidos. Os materiais dosimétricos de sinal OSL são, em sua maioria, cristais iônicos nos quais a banda de valência se encontra repleta de elétrons, enquanto a banda de condução está vazia. As bandas de valência e de condução estão separadas por uma faixa larga de estados energéticos “não permitidos” aos elétrons, conhecida como a banda proibida. Quando o cristal é exposto à radiação ionizante, pares elétron-buraco são produzidos. Estas cargas migram através do cristal até se recombinarem novamente ou até serem capturados por estados metaestáveis de energia denominados de armadilhas, localizados na banda proibida (BØTTER-JENSEN, MCKEEVER, e WINTLE, 2003).

Quando o material é iluminado, os elétrons, ou os buracos, dependendo do tipo de armadilha, absorvem a energia proveniente da luz, e escapam das armadilhas, sendo os elétrons atraídos para a banda de condução e os buracos para a banda de valência. Há casos em que as armadilhas dos elétrons são mais rasas (menor energia necessária para escapar), e probabilisticamente estes escapam antes que os buracos adquiram energia suficiente para se libertar de suas armadilhas que são mais profundas. Neste caso então, os elétrons seguem para a banda de condução e lá se movimentam livremente pelo cristal até ocorrer a recombinação com os buracos desarmadilhados. A recombinação do par elétron-buraco poderá gerar uma eventual emissão de luz. Já no caso em que as

armadilhas dos buracos são mais rasas, estes são liberados antes dos elétrons, seguem para a banda de valência e podem se movimentar com liberdade pelo cristal até se recombinar com os elétrons desarmadilhados, podendo também ocasionar a emissão de luz (BØTTER-JENSEN, MCKEEVER, e WINTLE, 2003).

A quantidade de luz emitida é mensurável através de uma fotomultiplicadora, e sua intensidade aumenta com a população de elétrons ou buracos armadilhados, conforme o tipo de armadilha: para buracos ou para elétrons. A quantidade de luz também cresce com a exposição do material dosimétrico até atingir um máximo. Desta forma, a luz medida na emissão OSL depende da população de elétrons, ou buracos, que por sua vez, depende da exposição recebida pelo cristal. A emissão OSL também depende da intensidade da estimulação já que uma maior quantidade de fótons estimuladores aumentará a probabilidade de desarmadilhar cargas e conseqüentemente aumentará a probabilidade de recombinação do par elétron-buraco (BØTTER-JENSEN, MCKEEVER, e WINTLE, 2003).

Em 1967, SANBORN e BEARD investigaram a luminescência opticamente estimulada dos compostos MgS, SrS e CaS, primeiros materiais de sinal OSL, usando como fonte de estimulação a radiação infravermelha para proporcionar luminescência dos dosímetros irradiados por raios gama (γ) provindos de uma fonte de cobalto 60 (SANBORN e BEARD, 1967). Estes pesquisadores relataram a excelente sensibilidade do MgS, que permitiu detectar aproximadamente 1mGy de dose de radiação absorvida. Para prevenir uma estimulação prematura das cargas armadilhadas, SANBORN e BEARD encapsulavam os dosímetros com um revestimento plástico que barrava a luz ambiente, mas infelizmente reagia com o material dosimétrico alterando a exatidão da dose armazenada. Além dessa falta de exatidão, os materiais dosimétricos utilizados nos primeiros estudos sobre OSL possuíam números atômicos efetivos altos (a respeito ver: Apêndice A), que apresentam uma forte dependência com a energia dos fótons incidentes. Tal característica é indesejada, principalmente à dosimetria clínica das radiações.

Grupos de pesquisa investigaram a OSL através de um método relativamente diferente. Este método consistia na estimulação luminosa para transferir cargas capturadas por armadilhas profundas para as armadilhas rasas do material dosimétrico.

Uma vez nas armadilhas rasas, as cargas eram estimuladas pelo calor e a luminescência resultante registrada como um procedimento termoluminescente normal (SCHAYES, BROOKE *et al.*, 1967). Esta técnica permitiu a releitura de dosímetros termoluminescentes. Quando, porventura, um dosímetro registrava um resultado termoluminescente anormal, este poderia ser iluminado novamente para transferir as cargas das armadilhas profundas, aquelas que não haviam sido liberadas durante o primeiro ciclo de estimulação luminosa, para as armadilhas rasas, permitindo assim uma nova leitura termoluminescente. SCHAYES *et al.* relataram que, na releitura, o sinal termoluminescente era 1% menor que o sinal original. Este resultado mostrou a possibilidade de estimar novamente a dose através deste método: o estímulo óptico libera parte das cargas armazenadas, e não a sua totalidade, permitindo assim releituras. Este método de leitura é conhecido como termoluminescência fóton-transferida (PTTL, do inglês *phototransferred thermoluminescence*) e é usado em aplicações como o dosímetro de radiação ultravioleta B (UVB) e como ferramenta para investigar as propriedades dos estados de armadilhamento do quartzo (BØTTER-JENSEN, MCKEEVER e WINTLE, 2003).

O interesse pela OSL começou a crescer logo após a sugestão de seu uso na dosimetria de nêutrons rápidos. Tal dosimetria é realizada de maneira indireta usando o artifício do material irradiador de prótons. Este material é rico em hidrogênio, e quando irradiado por nêutrons, prótons de recuo são gerados e registrados por um detector apropriado. Através da contagem dos prótons de recuo, estimam-se os nêutrons rápidos incidentes no sistema detector (PRADHAN, CHANDRA e BHATT, 1983). O polietileno possui uma alta densidade de hidrogênio e como tal é um material próton-irradiador quando exposto aos nêutrons rápidos. Entretanto, o polietileno possui um ponto de fusão de 115°C, não sendo favorável para dosimetria termoluminescente, que freqüentemente opera acima dos 200°C. Como a tecnologia OSL não requer aquecimento do material dosimétrico, logo se torna uma solução viável para o problema. PRADHAN *et al.* usaram CaSO₄ embebido em discos de polietileno, e a luz ultravioleta como fonte de estimulação para transferir as cargas capturadas por armadilhas profundas para as rasas, e então monitorar a fosforescência em temperatura ambiente. Vários fósforos, tais como BeO e CaF₂:Mn, foram usados por essa técnica, mas eles apresentaram uma sensibilidade relativamente baixa. Esta técnica é conhecida como luminescência opticamente estimulada tardia (DOSL, do inglês *delayed optically*

stimulated luminescence). O uso do sinal OSL do $\text{CaF}_2:\text{Mn}$, embebido com polietileno, para dosimetria de nêutrons rápidos, foi o primeiro sem a termoluminescência posterior (HENNIGER, HORLBECK *et al.*, 1982). HENNIGER *et al.* também usaram uma lâmpada de xenônio controlada eletricamente para iluminar o dosímetro ao invés da lâmpada de tungstênio antes usada, abrindo assim o caminho para os sistemas baseados nos diodos emissores de luz.

2.4.1. OSL no $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$

O grande progresso, no que diz respeito ao material dosimétrico, ocorreu na década de 90 do século passado, com a introdução do carbono a estrutura do óxido de alumínio: $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$. O óxido de alumínio (Al_2O_3), conhecido como safira, $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$, alumina ou *corundum*, foi sugerido como material dosimétrico termoluminescente por vários autores desde a década de 50. Desenvolvido na Rússia, para fins de ser usado como material termoluminescente altamente sensível, o Al_2O_3 foi dopado com diversos materiais, tais como Ti, Si, Mg, Y e Cr, mas nenhum se mostrou sensível suficiente para atuar como material dosimétrico. Somente com a introdução do carbono em 1990, estes cristais apresentaram alta sensibilidade OSL e termoluminescente (AKSELROD *et al.*, 1990b).

Para se obter o $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$, o óxido de alumínio (Al_2O_3) deve ser fundido à altas temperaturas e recristalizado à baixíssima pressão, sob uma atmosfera rica em carbono. Esta condição de crescimento deve garantir a dopagem com carbono, e a criação de vacâncias de oxigênio, chamadas de centros F^+ . Tais centros armadilham elétrons e são geradores da luminescência.

O $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ foi inicialmente estudado como material termoluminescente, porém como material OSL mostrou possuir características promissoras. Dentre elas, AKSELROD *et al.* relatam que os monocristais de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ são 60 vezes mais sensíveis que o $\text{LiF}:(\text{Mg},\text{Ti})$, e no formato pó, 20 vezes mais (AKSELROD, KORTOV e GORELOVA, 1993). Além disso, eles notaram que uma significativa porção do espectro luminescente desse material estava em torno do comprimento de onda de 420nm, que corresponde ao comprimento de onda mais sensível para os tubos fotomultiplicadores (PMTs, do inglês *photomultiplier tubes*). O mesmo trabalho relata uma forte redução da

sensibilidade termoluminescente do $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ com o aumento da taxa de calor. Tal fato causará um significativo problema quando for necessário ler uma numerosa quantidade de dosímetros, em que altas taxas de calor são desejadas para efetuar rápidas leituras. KITIS *et al.* demonstraram este efeito, mostrando uma drástica diminuição no sinal termoluminescente integrado quando a taxa de calor aumenta de $0,6^\circ \text{C/s}$ para 40°C/s . Eles também relataram um problema adicional: o material requer proteção à luz (KITIS *et al.*, 1994). KORTOV *et al.* também investigaram os efeitos da taxa de calor, observando que 10% de aumento na taxa de calor resultará na perda de 6% do sinal termoluminescente (KORTOV *et al.*, 1994). A dependência com a taxa de aquecimento é uma desvantagem da técnica termoluminescente.

MOSCOVITCH *et al.* estudaram a sensibilidade a luz dos dosímetros compostos por $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$. Eles demonstraram a capacidade de alvejar, ou seja, zerar 95% da dose armazenada pelos dosímetros com 7 dias de exposição à luz fluorescente. Outro resultado interessante desta investigação mostra o aumento da produção termoluminescente com a iluminação, tendo a transferência das cargas das armadilhas profundas para as rasas como causa. Porém, MOSCOVITCH *et al.* não fizeram nenhuma menção sobre as prévias investigações da PTTL (MOSCOVITCH, TAWIL e SVINKIN, 1993).

A sensibilidade à luz do $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ foi relacionada a OSL explicitamente por MARKEY *et al.*, no qual eles relatam o uso da luz, ao invés do calor, para esvaziar as armadilhas preenchidas pelo efeito da radiação. MARKEY *et al.* usaram uma fonte de luz pulsada em conjunto com um sistema de aquisição alternada para demonstrar a sensibilidade do $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ como um dosímetro OSL. O sistema de aquisição alternada, que serve para separar a luz estimulante espalhada da luminescência sem o uso de filtros ópticos, demonstrou-se capaz de medir a luminescência imediata dos centros F no $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ que possuem um tempo de vida de apenas 35ms (MARKEY, COLYOTT e MCKEEVER, 1995).

Existem pesquisas que buscam encontrar novos materiais de luminescência opticamente estimulada incluindo o Al_2O_3 dopado com Cr, Mg e Fe ao invés do C (YOSHIMURA e YUKIHARA, 2006).

O óxido de alumínio (Al_2O_3) é um material básico e de grande importância para muitas aplicações nos mais diversos campos da ciência, e seu uso é bem estabelecido fora da dosimetria das radiações, como nas janelas ópticas, na tecnologia do laser do estado sólido, como material substrato na indústria de semicondutores e entre outras aplicações (AUSTIN, 2007). O Al_2O_3 possui uma estrutura hexagonal compacta (HCP, do inglês *hexagonal-close-packed*). Esta estrutura pode ser descrita por um grande número de planos compostos por íons coordenados de O^{2-} e Al^{3+} ocupando 2 dos 3 interstícios octaedros (ver Figura 2.4.).

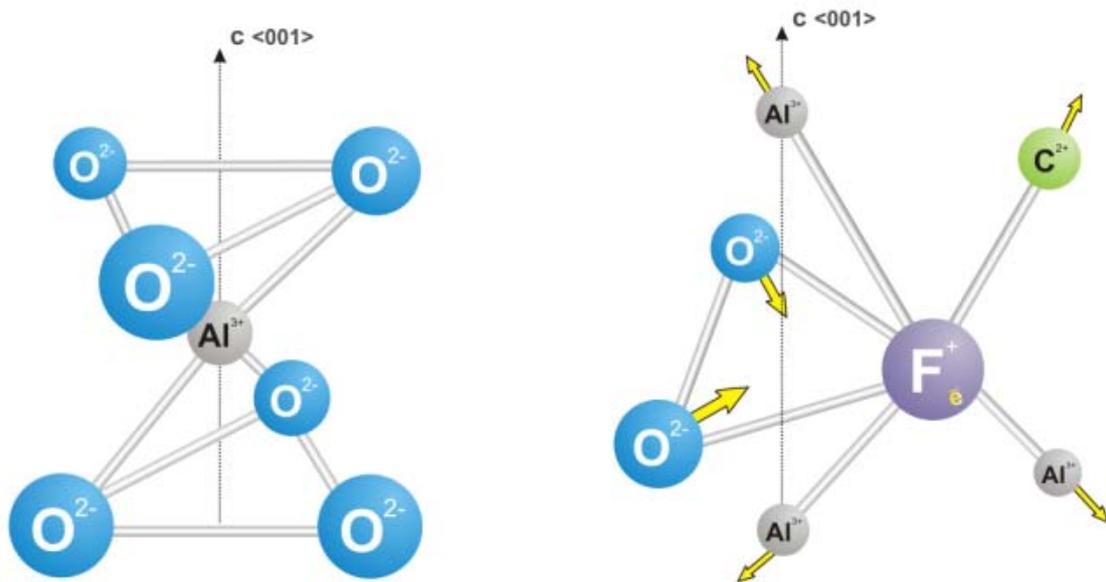


Figura 2.4. Esquema da estrutura cristalina do Al_2O_3 . Estrutura cristalina do $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ e defeito pontual F^+ criado no cristal pela dopagem com carbono.

Uma característica importante do Al_2O_3 , responsável pela luminescência opticamente estimulada, é a presença dos centros F (vacâncias do átomo de oxigênio na rede cristalina, preenchidas eventualmente por um ou mais elétrons armadilhados) que se formam pela redução do cristal derretido, que remove íons de O^{2-} da rede (ver Figura 2.4.). A remoção dos íons de O^{2-} cria uma região duplamente positiva, desde que o oxigênio removido seja duplamente negativo. Como o íon removido é bivalente, o centro F armadilha um ou dois elétrons, resultando em um centro F^+ ou em um centro F neutro, respectivamente (ver Figura 2.5.). Os centros F^+ são formados abundantemente no $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ com uma carga compensadora positiva única quando o dopante bivalente C^{2+} substitui o Al^{3+} trivalente (AKSELROD, KORTOV *et al.*, 1990).

O sistema dosimétrico *microStar*[®], da empresa norte-americana Landauer, usa o sinal OSL de discos de pó compactado de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ embebido em plástico. Estes discos possuem 7 mm de diâmetro, porém a região estimulada é bem menor. A maioria das experiências dosimétricas documentadas na literatura são com dosímetros monocristalinos, e com leitoras de termoluminescência ao invés de OSL, sendo freqüentemente executadas com irradiações de baixa energia. Na dosimetria da radioterapia, em que as irradiações possuem fótons de energia na ordem de grandeza de MeV, as propriedades dosimétricas são comumente diferentes (SUMMERS, 1984). Por este motivo o modelo fenomenológico apresentado nesta seção leva em consideração estas diferenças, além da OSL presente no $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$, no formato pó, que vem mostrando que a relação entre a termoluminescência e a OSL é bem estreita (YUKIHARA, WHITLEY *et al.*, 2006; AKSELROD e AKSELROD, 2002).

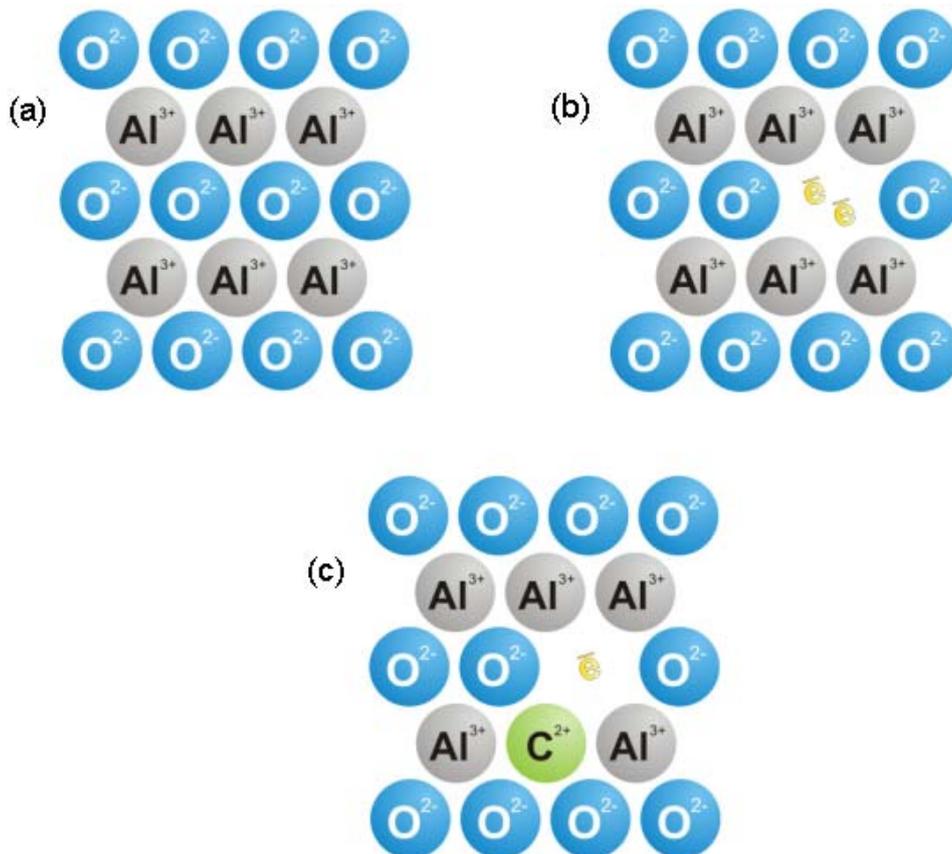


Figura 2.5. Representação da rede de átomos do $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$. (a) Rede da alumina sem alteração. (b) Um centro F no lugar de um íon O^{2-} ; 2 elétrons são armadilhados desde que a perda do íon gere na rede uma carga local dupla positiva. (c) Um centro F^+ criado como um compensador de carga próximo ao íon dopante C^{2+} (AUSTIN, 2007).

O Al_2O_3 é um isolante com uma banda proibida (*gap band*) de aproximadamente 9eV sendo que semicondutores de banda proibida larga estão entre 3,2 e 3,4eV (AKSELROD, LARSEN *et al.*,1998). Além do diagrama que representa a disposição dos átomos na rede cristalina, o $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ pode ser representado por um diagrama de bandas de energia (ver Figura 2.6.). O diagrama de bandas de energia mostra que na região entre as bandas de valência e condução existem vários estados localizados de armadilhamento de energias diversas: armadilhas rasas (ST, do inglês *shallow traps*), armadilha dosimétrica principal (MDT, do inglês *main dosimetric trap*), centros F^+ e armadilhas profundas (DT, do inglês *deep traps*).

Os estados de armadilhamento podem ser associados a defeitos distribuídos através da rede cristalina que individualmente criam redes localizadas de carga positiva ou negativa. Estas regiões localizadas permitem que portadores de carga, que são elétrons (semicondutores tipo n) ou buracos (semicondutores tipo p), sejam armadilhados em níveis de energia distintos dentro da banda proibida (*band gap*). A natureza do defeito determinará que tipo de armadilha será criada.

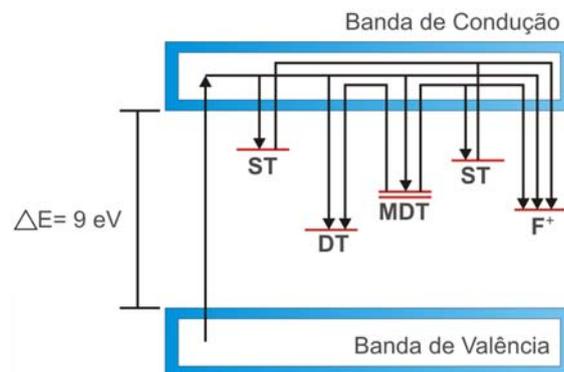


Figura 2.6. Representação simplificada das bandas de energia no $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ em que na região entre as bandas de valência e condução há vários estados localizados de armadilhamento em diversas energias: armadilhas rasas (ST), armadilha dosimétrica principal (MDT), centros F^+ e armadilhas profundas (DT) e as respectivas transições possíveis representadas por setas (AUSTIN,2007).

Muitos autores consideram as armadilhas rasas sendo aquelas que a carga armadilhada está instável a temperatura ambiente (293K) e pode ser liberada com pouquíssima influência de energia externa (estimulação óptica). A armadilha dosimétrica principal, como o nome já diz, é a principal armadilha para armadilhamento

e liberação das cargas para a formação da OSL e requer uma produção de energia externa para liberar suas cargas armadilhadas. A armadilha dosimétrica principal é uma armadilha para elétrons (YUKIHARA e MCKEEVER, 2006). As armadilhas profundas são aquelas que existem no cristal em níveis de energia que requerem uma relativa maior energia para liberação de suas cargas armadilhadas, logo requerem uma produção de energia externa maior que a necessária para a armadilha dosimétrica principal (AUSTIN, 2007).

O processo da luminescência opticamente estimulada começa com a irradiação do cristal, que neste trabalho se deu com fótons provenientes da fonte radioativa de cobalto 60 com energias de 1,17 e 1,33 MeV (a respeito ver: seção 3.1.1.). Nesta faixa de energia, os fótons interagem predominantemente com a rede cristalina por espalhamento compton, cedendo parte de sua energia para os elétrons. Esta energia excita os elétrons da banda de valência para a banda de condução (ver Figura 2.6.), criando buracos livres na banda de valência. Os buracos podem ser capturados por armadilhas destinadas para buracos. Na banda de condução, elétrons livres perderão seu excesso de energia e retornarão à banda de valência ou ficarão armadilhados em estados localizados dentro da banda proibida: armadilha rasa, armadilha profunda, armadilha dosimétrica principal ou uma recombinação imediata com um centro F^+ .

As excitações radio-induzidas que formam pares iônicos, e as estimulações ópticas que libertam as cargas armadilhadas e as recombinações que emitem o sinal OSL são governadas por probabilidades, sendo a luminescência opticamente estimulada um processo totalmente estocástico sujeito a variações randômicas.

A recombinação imediata ocorre quando o elétron da banda de condução associa-se ao estado excitado do centro F^+ . Este estado excitado torna-se agora um centro F, agora com dois elétrons, e relaxará para o estado fundamental, emitindo um fóton de luz com comprimento de onda de aproximadamente 420nm, uma característica do centro F. A imediata recombinação (valência para condução para centro F^+) é denominada radioluminescência (YUKIHARA e MCKEEVER, 2006), que é a luminescência acontecendo concomitante a irradiação. AKSERLROD e KORTOV usaram técnicas de absorção óptica para demonstrar esta transformação do centro F^+ em centro F durante a irradiação (AKSELROD e KORTOV, 1990).

Mesmo após a irradiação, poderá haver algum movimento de carga, gerando uma radioluminescência remanescente. Tal fenômeno decorrerá por um tempo finito e logo uma condição de equilíbrio se estabelecerá com cargas armadilhadas somente nas armadilhas principais dosimétricas e nas profundas. Este processo é geralmente chamado de desvanecimento antecipado. Muito pouco é conhecido a cerca da existência ou não deste desvanecimento antecipado no $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$. Tal fenômeno é investigado nesta dissertação (a respeito ver: seção 3.7. e seção 4.7.).

A recombinação direta, ou seja, migração da armadilha dosimétrica principal para o centro F^+ (ver Figura 2.7.), é uma componente imediata do sinal OSL e tem um tempo de ocorrência de 35ms, correspondente ao tempo que leva um centro F para deixar o estado excitado para assumir o estado fundamental. Outra componente do sinal OSL, mais lenta, será observada quando a carga deixa a armadilha dosimétrica principal para uma armadilha rasa e então é estimulada pela temperatura ambiente partindo para o centro F^+ para recombinação. O tempo observado para essa componente está entre 400 e 5000ms (MCKEEVER, AKSELROD *et al.*, 1999).

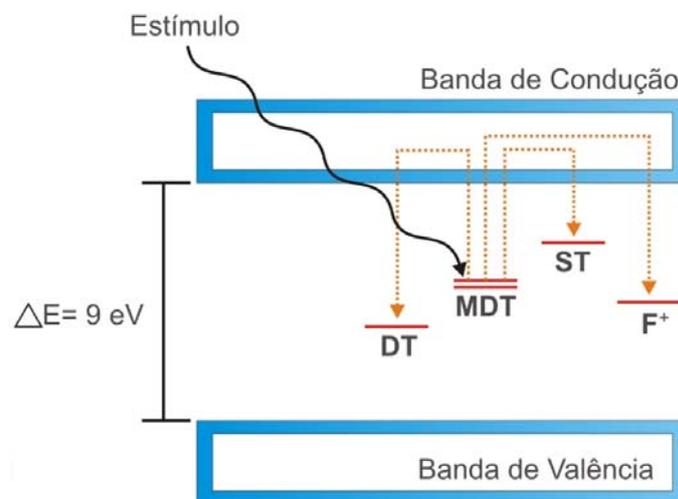


Figura 2.7. Representação simplificada das transições da carga armadilhada na MDT após estímulo óptico. A estimulação óptica da armadilha dosimétrica principal (MDT) excita a carga armadilhada que migrará para uma armadilha profunda (DT) ou para uma rasa (ST) ou para um centro F^+ .

As armadilhas profundas são opções de destino para os elétrons opticamente estimulados que deixam as armadilhas dosimétricas principais. Este efeito competitivo reduz a probabilidade de recombinação radioativa e pode afetar a produção

de OSL que depende de quão cheia estejam as armadilhas profundas. Caso as armadilhas profundas estejam completamente ocupadas, nenhuma competição será estabelecida com a recombinação radioativa, sendo a produção do sinal OSL otimizada. Porém, se as armadilhas profundas estiverem vazias, a produção do sinal OSL será reduzida pelo efeito competitivo entre os centros de recombinação F^+ e as armadilhas profundas (MCKEEVER, AKSELROD *et al.*, 1999).

2.5. MODOS DE ESTIMULAÇÃO

A base para executar medidas OSL é a estimulação de uma amostra previamente irradiada com uma fonte de luz de comprimento de onda selecionado e a monitoração da emissão pela amostra de um comprimento de onda diferente usando um detector sensível, por exemplo, um tubo fotomultiplicador. Diferentes modos de estimulação podem ser usados: comprimento de onda contínuo, modulação linear e OSL pulsada.

As fontes de estimulação se desenvolveram no decorrer dos anos. Muitos grupos de pesquisa começaram a investigar a possibilidade de usar LEDs (*light emitting diodes*) como fontes de estimulação. SPOONER *et al.* usaram uma rede (*array*) de 24 LEDs emissores de radiação infravermelho para datar feldspato usando a luminescência opticamente estimulada. SPOONER *et al.* ajustavam o comprimento de onda da radiação infravermelho estimuladora para que a resposta fosse o sinal OSL correspondente ao feldspato e não a de outros minerais como o quartzo, insensível a radiação infravermelho. SPOONER *et al.* também relataram as vantagens dos LEDs sobre os lasers: baixo custo e boa razão sinal-ruído (SPONNER *et al.*, 1990).

Um grande avanço aconteceu quando diodos emissores de luz verde começaram a serem usados para estimular o sinal OSL do quartzo (GALLOWAY, 1994). Contudo este trabalho notificou que certos problemas amplificavam-se com o uso dos LEDs, ao invés do uso dos lasers. O baixo poder de produção luminescente e o intervalo de emissão mais amplo dos LEDs significavam tempos de estimulação mais longos e maior filtração óptica, respectivamente. O sistema dosimétrico estudado neste trabalho usa diodos emissores de luz verde como fontes de estimulação e comprimento de onda contínuo como modo de estimulação.

2.5.1. Comprimento de Onda Contínuo (CW-OSL)

HUNTLEY *et al.* foram os primeiros a usar o modo de estimulação conhecido como comprimento de onda contínua (CW-OSL, do inglês *continuous wave optically stimulated luminescence*) que registra a luminescência durante a estimulação óptica. HUNTLEY *et al.* utilizaram um laser de íon de argônio como fonte estimuladora e criaram uma leitora baseada em filtros ópticos (ver Figura 2.8.) para permitir a medida da luminescência durante a estimulação, sem a contribuição dos fótons estimuladores espalhados. Tal artifício permitia à leitora registrar o maior sinal possível já que a intensidade máxima da luminescência ocorre tão logo começa a estimulação. O método trouxe ganho em termos de sensibilidade e razão sinal-ruído. O sistema dosimétrico estudado nesse trabalho usa esse modo de estimulação, porém com LEDs como fonte de estimulação.

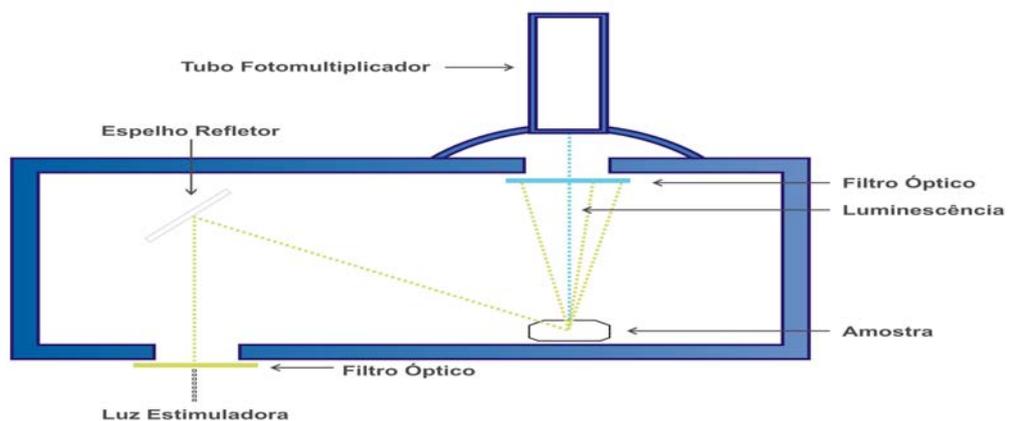


Figura 2.8. Diagrama simplificado de uma leitora CW-OSL contendo os filtros ópticos que permitem que a luminescência da amostra seja medida durante a estimulação, sem a contaminação do sinal OSL pela luz de estimulação espalhada.

Até o momento a maneira mais comum de obter um sinal OSL é iluminar uma amostra com uma fonte de luz de intensidade constante e simultaneamente monitorar a luminescência emitida: modo CW-OSL. A emissão OSL é registrada continuamente enquanto o feixe de luz estimulador está agindo sobre a amostra. Filtros ópticos discriminam a luz emitida da luz estimuladora, evitando que a luz de estimulação espalhada entre no detector. O sinal OSL é frequentemente monitorado na forma de uma exponencial: um decaimento até que todas as armadilhas sejam esvaziadas e a

luminescência cesse (ver Figura 2.9.). A emissão integrada é registrada em forma de contagem e é usada para determinar a dose de radiação absorvida através de algoritmo apropriado.

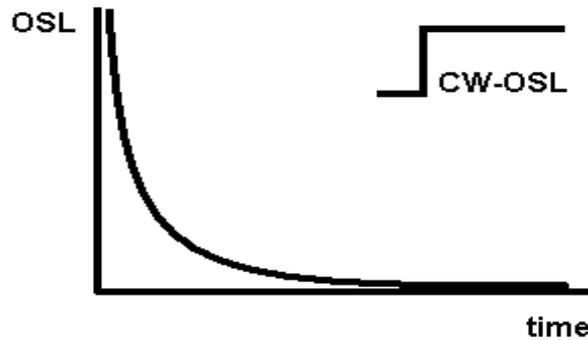


Figura 2.9. Representação simplificada do sinal OSL pelo modo comprimento de onda contínuo (BØTTER-JENSEN, MCKEEVER, e WINTLE, 2003).

2.5.2. Modulação Linear (LM-OSL)

Se a intensidade da estimulação luminosa aumenta linearmente com o passar do tempo, durante a produção do sinal OSL, tal método de estimulação de óptica é conhecido por modulação linear (LM-OSL, do inglês *linearly modulated optically stimulated luminescence*). A intensidade do sinal OSL aumenta linearmente no início, acompanhando a estimulação linear, até que as armadilhas começam a esvaziar. Depois disto a intensidade do sinal OSL diminui de forma não linear até chegar a zero (ver Figura 2.10.). Este método é usado para distinguir luminescências opticamente estimuladas originadas de diferentes armadilhas.

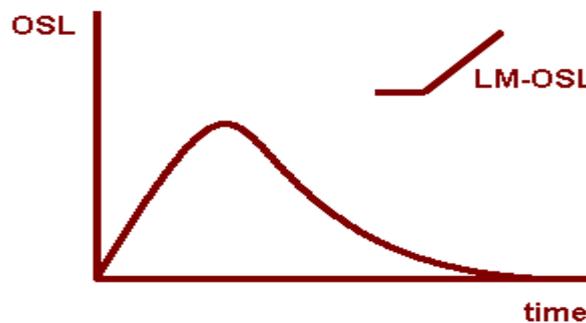


Figura 2.10. Representação simplificada da estimulação por modulação linear (LM-OSL) e seu sinal OSL gerado (BØTTER-JENSEN, MCKEEVER, e WINTLE, 2003).

2.5.3. OSL Pulsada (POSL)

A OSL pulsada (POSL, do inglês *pulsed optically stimulated luminescent*) foi desenvolvida por AKSELROD e MCKEEVER pensando que um sistema com estímulos em pulso poderia detectar doses de radiação baixíssimas desde que os sinais OSL não fossem afetados pela luz estimuladora espalhada. Com essa técnica eles foram capazes de estimar doses tão baixas quanto $0,5 \mu\text{Gy}$ (AKSELROD e MCKEEVER, 1999).

A luminescência opticamente estimulada por estímulo pulsado ocorre quando a fonte de estimulação luminosa é pulsada em uma frequência específica com um tempo de pulso particular para o tempo de vida da luminescência. Neste modo de estimulação, somente o sinal OSL emitido entre os pulsos estimuladores é medido, ao invés dos emitidos durante os pulsos (ver Figura 2.11.).

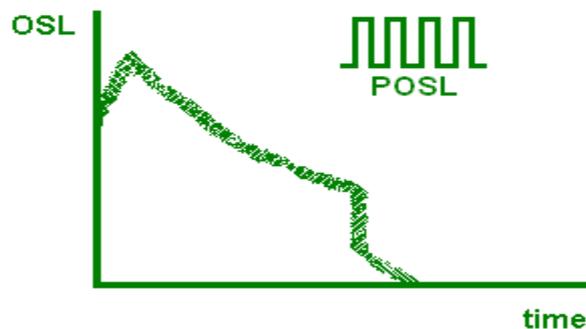


Figura 2.11. Representação simplificada da estimulação por estímulo pulsado (POSL) e seu sinal OSL gerado (BØTTER-JENSEN, MCKEEVER, e WINTLE, 2003).

2.6. TUBO FOTOMULTIPLICADOR

Assim como nas medidas termoluminescentes, o sinal OSL é detectado usando um tubo fotomultiplicador. Os tubos fotomultiplicadores ainda são os detectores mais sensíveis à luz e são usados na maioria dos sistemas de medida luminescente.

O tubo fotomultiplicador é um tubo com vácuo, tendo na parte interna um cátodo fotossensível na extremidade de entrada e vários dinodos (multiplicadores de elétrons). Na outra extremidade do tubo há um ânodo a aproximadamente 1000V. A função da fotomultiplicadora é transformar a luz que incide nela em corrente elétrica.

A entrada de luz na fotomultiplicadora ocorre através de um metal que libera elétrons por efeito fotoelétrico. Estes elétrons são chamados de fotoelétrons. Os fotoelétrons recebem energia cinética de um campo elétrico e são acelerados até a placa metálica adjacente (dinodo). Quando os fotoelétrons colidem com o dinodo, mais elétrons são arrancados da placa metálica, e estes são acelerados em direção ao dinodo adjacente para que mais elétrons sejam arrancados. Este processo é repetido diversas vezes. No fim destas colisões, é possível medir o fluxo de elétrons, a corrente elétrica, gerada na fotomultiplicadora. As repetidas colisões com os dinodos visam ampliar o número de elétrons na saída da fotomultiplicadora para que a corrente elétrica resultante seja mensurável. Através de calibrações apropriadas, é possível relacionar a corrente elétrica resultante com a intensidade da luz incidente (ver Figura 2.12.).

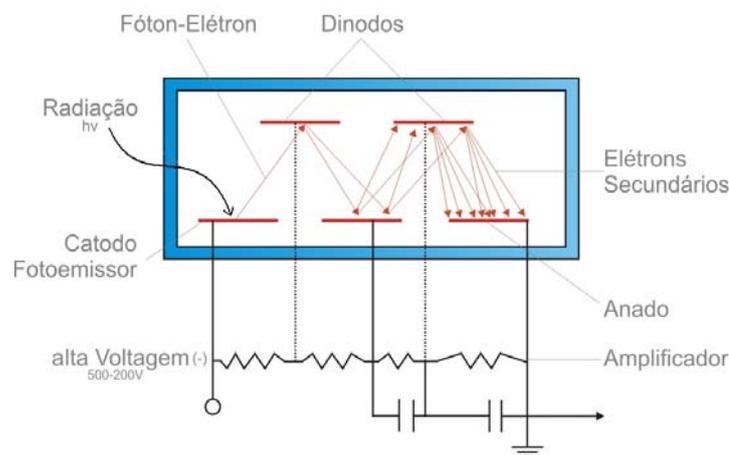


Figura 2.12. Esquema simplificado do funcionamento de uma fotomultiplicadora. Os fótons incidentes (Radiação $h\nu$) arrancam fotoelétrons do cátodo fotoemissor. Os fotoelétrons, por sua vez, são acelerados em direção aos dinodos para ampliar o número de elétrons na saída da fotomultiplicadora.

CAPÍTULO 3

DESCRIÇÃO EXPERIMENTAL

3.1. INTRODUÇÃO

No capítulo 3, descrição experimental, são descritos os métodos utilizados em cada um dos testes desenvolvidos para a parte experimental desta dissertação. Tais testes caracterizam o sistema dosimétrico estudado para o irradiador de cobalto 60 utilizado na teleterapia. Cada seção deste capítulo descreve o teste a que se refere, sendo as tabelas que expõem os dados adquiridos apresentadas no apêndice D desta dissertação. No capítulo 4, seções com mesma denominação, apresentam os gráficos e a discussão referente aos dados adquiridos nos testes experimentais. Os testes executados foram: constância do sinal OSL após leituras consecutivas do dosímetro, reprodutibilidade, linearidade de um lote de dosímetros OSL, sensibilidade indicada ao *software* no ato da leitura do dosímetro, giro seletor, instabilidade imediata pós-irradiação do sinal OSL, dependência do tamanho de campo de irradiação, dependência do ângulo de irradiação, dependência filtro físico, reutilização dos dosímetros OSL, limite mínimo de detecção dos dosímetros e indicadores de bom funcionamento da leitora OSL. Neste capítulo 3 ainda são apresentados os materiais utilizados: irradiador de cobalto 60, leitora OSL, simulador de água sólida.

3.1.1. Irradiador de Cobalto 60

O irradiador de cobalto 60, Theratron 780C, utilizado neste trabalho foi fabricado pela empresa canadense Theratronics International Limited. O Theratron 780C é uma unidade de teleterapia completa com uma fonte de cobalto 60 emissora de raios gama. Ele está situado no instituto nacional do câncer no rio de janeiro.

O irradiador é composto de uma fonte alojada em um cabeçote giratório. O cabeçote é parte de um suporte rotatório denominado *gantry*. Os principais componentes do irradiador são: sistema de colimadores ajustáveis, mesa de tratamento, controle remoto e console de operação (ver Figura 3.1.). A fonte consiste de um radioisótopo metálico de cobalto 60 (^{60}Co), duplamente selado em cápsulas de aço inoxidável. A fonte comumente apresenta uma geometria cilíndrica com 2cm de diâmetro e uma altura de 1 a 3cm. Os átomos de Cobalto-60 sofrem decaimento beta decaindo no isótopo Níquel-60 (^{60}Ni). O Níquel-60 em estado metaestável emite radiação gama. Este processo possui uma meia-vida de 5,26 anos e emite radiações gama de 1,17 e 1,33 MeV, com mesma probabilidade de emissão para as duas energias.

Na prática diária é comum utilizar o valor médio de 1,25MeV. Devida a sua meia-vida, as fontes são periodicamente trocadas e monitoradas (VIEGAS, 2003).

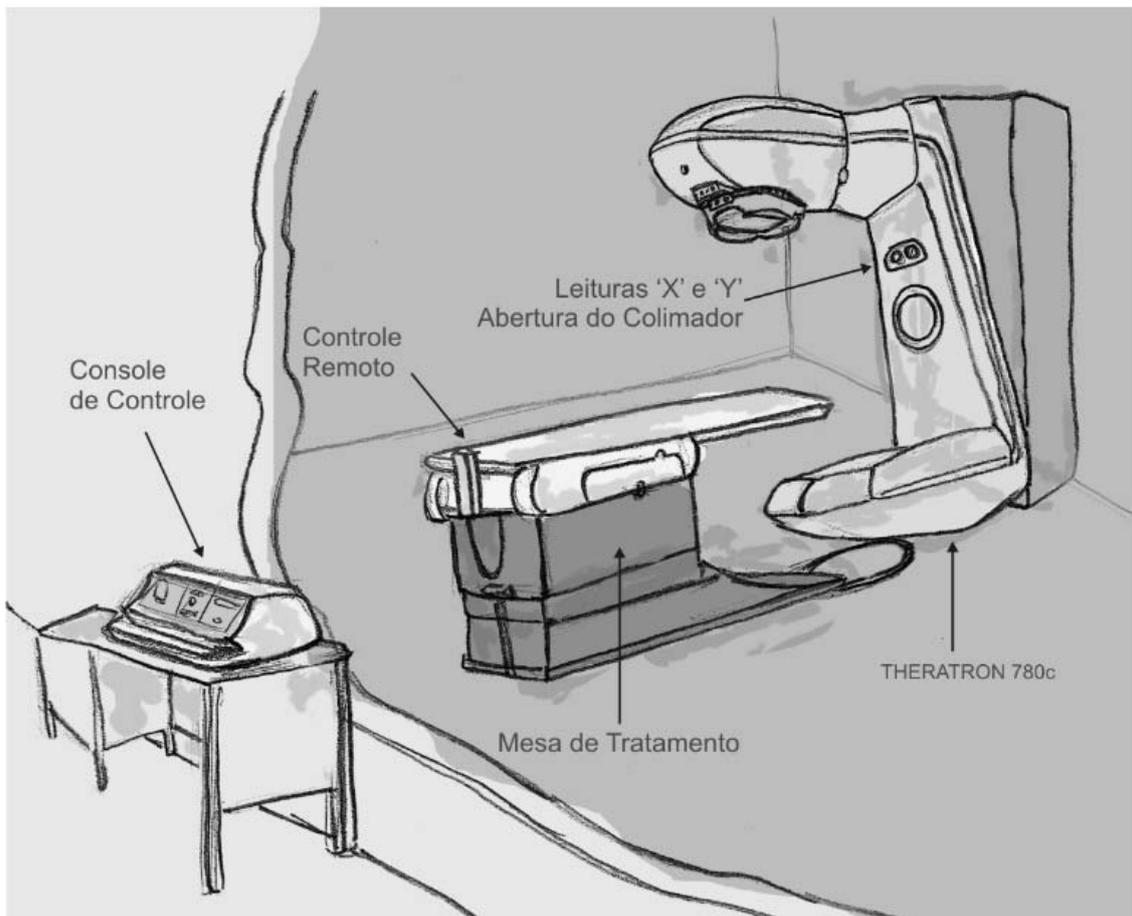


Figura 3.1. Os principais componentes do irradiador de Co-60 Theratron 780C são: o console de controle, onde o operador determina o tempo de irradiação e libera o feixe; o controle remoto, nele o técnico especifica o tamanho de campo de irradiação, a distância fonte-superfície, a angulação do *gantry*; mesa de tratamento e as leituras (indicadores) da abertura do sistema de colimadores ajustáveis X e Y (VIEGAS, 2003).

As unidades de telecobalto disponíveis comercialmente são similares e apresentam fontes com atividades entre $1,11 \times 10^{14}$ Bq (≈ 3000 Ci) e $4,44 \times 10^{14}$ Bq (≈ 12000 Ci). A fonte está localizada em um compartimento que desliza ao longo de um tubo horizontal no interior do cabeçote, que por sua vez é formado de uma caixa de aço preenchida com chumbo e urânio (blindagem da fonte). Quando a fonte está recolhida, uma lâmpada projeta sobre a superfície de tratamento o campo de irradiação a ser utilizado como simulador da área de irradiação. Apresenta ainda, uma cruz de arame

que localiza o centro do feixe principal através da projeção de sua sombra (VIEGAS, 2003).

O sistema de colimadores é composto de dois pares de lâminas móveis identificadas por X e Y dispostas em paralelo duas a duas e alinhadas simetricamente com o eixo de rotação. Elas fornecem campos quadrados de até 35 x 35cm². Na parte anterior do colimador está localizado um indicador óptico que projeta uma escala sobre a superfície da mesa de tratamento, o chamado telêmetro. A leitura desta escala na interseção com a imagem da cruz indicadora do centro do feixe fornece a distância da fonte de tratamento à superfície (DFS).

No principal suporte do equipamento está localizado o sistema de rotação do *gantry*, o compressor com seu tanque de ar e os painéis elétricos e eletrônicos. A unidade está inteiramente montada sobre uma base de aço abaixo do nível do piso da construção, por onde é possível nivelar e alinhar todo o equipamento durante a instalação. A mesa de tratamento está sobre a base e dispõe de cinco movimentos distintos: rotação da maca separadamente do conjunto ($\pm 182^\circ$), lateral (± 20 cm) e longitudinal (78cm). O *gantry* possui rotação de 360°, que pode ser contínua, com velocidade máxima de uma rotação por minuto (ver Figura 3.2.).

Existem lâmpadas na parte frontal do cabeçote e no console de operação que indicam o posicionamento da fonte: na cor verde com a escrita *beam off* quando a fonte está completamente protegida; na cor amarela, *in transit*, para quando a fonte estiver em trânsito; e na cor vermelha, *beam on*, quando a fonte estiver completamente exposta. Existe ainda uma haste vermelha indicadora de posição que, enquanto a fonte está posicionada para irradiação, a haste apresenta sua extremidade para fora do cabeçote (VIEGAS, 2003).

3.1.2. Leitora *microStar*[®]

Os dosímetros foram lidos por uma leitora OSL da empresa Landauer Inc. associada ao *software microStar*[®] da mesma fabricante. A leitora *microStar*[®] usa luz verde de comprimento de onda de 540 nm provinda de um diodo emissor de luz (LED, *light emitting diodes*) para estimular o material dosimétrico irradiado.

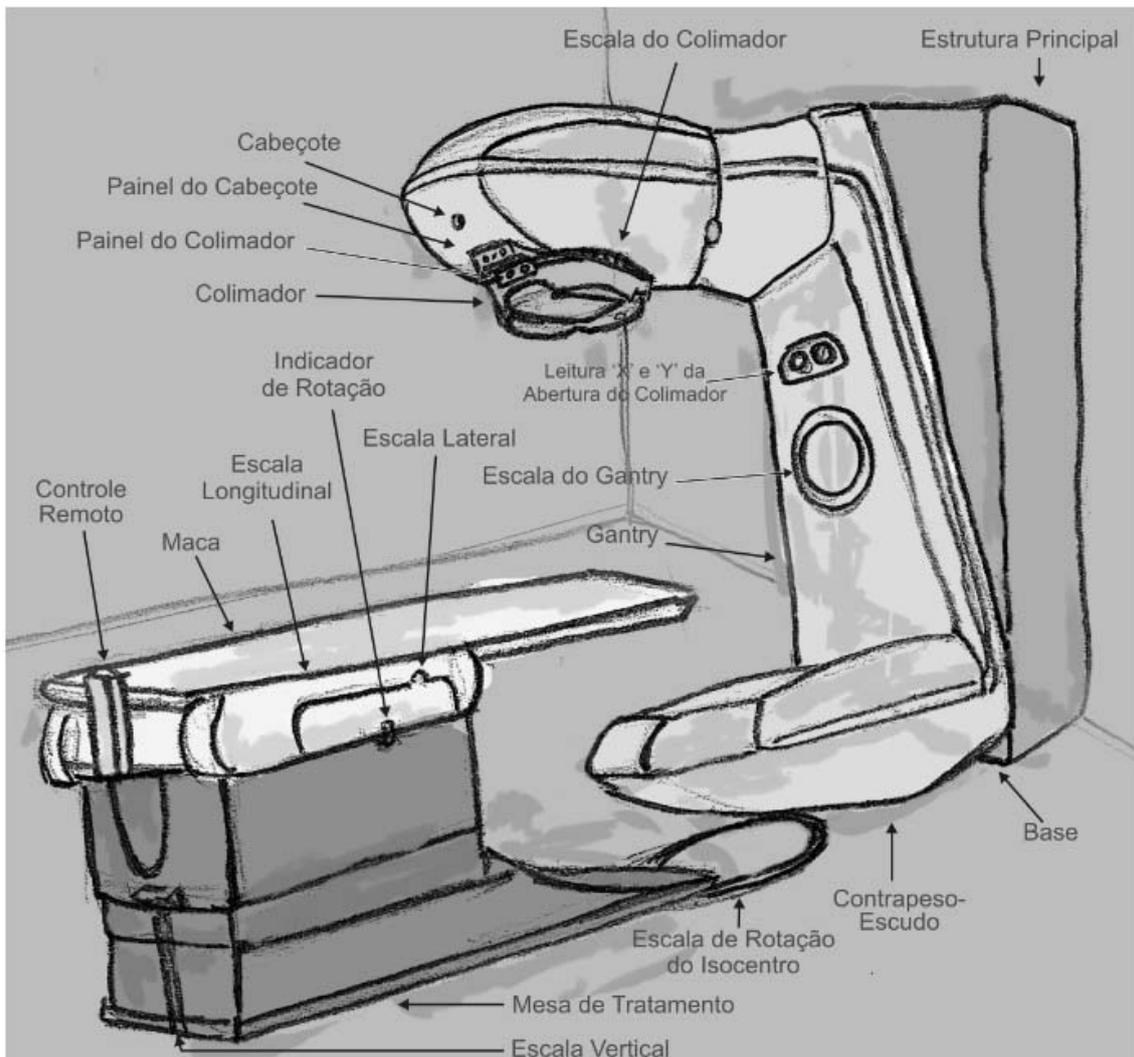


Figura 3.2. Aparelho usado na cobaltoterapia e seus principais componentes.

O estímulo ocorre no modo comprimento de onda contínuo (a respeito ver: seção 2.5.1.) e o processo de leitura, considerando manipulação do dosímetro pelo operador e aquisição da OSL, leva aproximadamente vinte segundos. O $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ quando expostos à radiação ionizante armazena energia que é liberada na forma de luminescência, neste caso, comprimento de onda de 420 nm, quando o $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ é estimulado opticamente. A Landauer afirma que desenvolveu um sistema dosimétrico que executa leituras usando uma pequena fração das cargas armazenadas no material dosímetro, permitindo que as leituras sejam consideradas não-destrutivas (a respeito ver: seção 3.2. e seção 4.2.). Além disto, a Landauer afirma que o dosímetro OSL não precisa passar por qualquer tratamento prévio, como o dosímetro TL passa pelo *annealing*; podendo o dosímetro OSL ser irradiado e lido sem nenhuma interrupção. A nova dose de radiação

desconhecida seria calculada pela simples subtração da contagem atual pela contagem anterior (a respeito ver: seção 3.3. e seção 4.3.).

3.1.3. Simulador de Água Sólida

O simulador de água sólida é um cubo sólido quadrado com 40 cm de largura, 40 cm de comprimento e 5 cm de profundidade, confeccionado com material equivalente a água (ver Apêndice A). O simulador de água sólida utilizado é da empresa fabricante *Standard Imaging*.

3.2. TESTE DE CONSTÂNCIA DO SINAL OSL

O fabricante do sistema dosimétrico estudado informa que a quantidade de informação extraída em cada leitura do dosímetro OSL é muito pequena em relação à quantidade total de informação armazenada pelo dosímetro, logo é possível executar leituras consecutivas do dosímetro OSL. O teste de constância do sinal OSL consiste na execução de leituras consecutivas de um determinado dosímetro OSL.

O teste de constância do sinal OSL utilizou dois dosímetros OSL, 35148l e 35207p, de sensibilidade 0,93 especificada pelo fabricante. Esta sensibilidade esta relacionada ao lote de fabricação a que pertence o dosímetro. Entenda-se sensibilidade pela razão contagem fornecida pela dose de radiação recebida. Os dosímetros receberam, cada um, uma dose de radiação de 100 cGy liberada por um aparelho de cobaltoterapia nas seguintes condições de irradiação: 5 cm de profundidade no simulador de água sólida, tamanho de campo de irradiação de 10 x10 cm², *gantry* a 0° e distância fonte-superfície (DFS) de 80 cm. Foram realizadas quarenta leituras consecutivas em cada dosímetro OSL. A média \bar{x} das quarenta leituras, assim como o desvio padrão experimental s foram calculados (ver apêndice B). A meia-largura l do intervalo de confiança de 95% foi calculada pelo método estatístico *t*-student (ver apêndice C). Desvios padrões relativos experimentais (s/\bar{x}) de 1,8% e 1,2% para 35148l e 35207p, respectivamente, foram obtidos. Eles mostram a pequena dispersão das contagens individuais com relação a contagem média (ver apêndice B). A Tabela 1 expõe as contagens (sinal OSL) adquiridas através das quarenta leituras consecutivas realizadas (ver apêndice D). Gráficos que representam os resultados obtidos neste teste e discussões sobre os resultados encontram-se na seção 4.2. do capítulo 4.

3.3. TESTE DE REPRODUTIBILIDADE

O teste de reprodutibilidade consistiu em observar a resposta OSL (contagem) do dosímetro OSL a cada acréscimo de dose de radiação. Neste teste foram realizados acréscimos iguais de 50 cGy para cada dosímetro OSL, sendo as doses acumulativas. O dosímetro OSL que responder de maneira igual a cada acréscimo de dose de radiação recebida será considerado reprodutível. Este teste investigou o intervalo de dose de 0 a 500 cGy. Foram 10 irradiações de 50 cGy para cada dosímetro OSL.

O teste de reprodutibilidade utilizou oito dosímetros OSL virgens. Após as leituras preliminares que verificam a radiação de fundo armazenada, os dosímetros foram irradiados, um a um, por um aparelho de cobaltoterapia nas seguintes condições de irradiação: 5 cm de profundidade no simulador de água sólida, tamanho de campo de irradiação de 10x10 cm², *gantry* a 0° e distância fonte superfície (DFS) de 80 cm. O tempo de irradiação foi de 54 segundos, equivalente a uma dose liberada de 50 cGy pelo irradiador utilizado. Todos os dosímetros OSL deste teste possuem sensibilidade 0,93 indicada pelo fabricante, ela deve ser informada ao *software* no ato da leitura. A Tabela 2 expõe as contagens adquiridas para os oito dosímetros OSL participantes (ver apêndice D). Os gráficos que representam estes resultados e suas discussões estão na seção 4.3. do capítulo 4.

3.4. TESTE LINEARIDADE

No teste linearidade de um lote de dosímetros, o dosímetro OSL estudado recebe apenas uma única dose de radiação durante todo o teste. Diferente do teste de reprodutibilidade em que o dosímetro é irradiado várias vezes durante o teste. No teste linearidade, os dosímetros OSL irradiados receberam doses de 50, 100, 150, 200, 250 e 300 cGy, sendo dois dosímetros para cada dose. Este teste verifica a linearidade de um grupo de dosímetros. Todos os dosímetros participantes deste teste possuem sensibilidade 0,93 indicada pelo fabricante.

O teste linearidade verifica a relação entre as respostas OSL de um grupo de dosímetros OSL. O teste linearidade utilizou doze dosímetros OSL virgens. Os dosímetros foram irradiados, um a um, por um aparelho de cobaltoterapia nas seguintes

condições de irradiação: 5 cm de profundidade no simulador de água sólida, tamanho de campo de irradiação de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, *gantry* a 0° e DFS de 80 cm. A Tabela 3 expõe as contagens adquiridas no teste linearidade (ver apêndice D). Gráfico e discussão acerca destes resultados são apresentados na seção 4.4. do capítulo 4.

3.5. TESTE SENSIBILIDADE SOFTWARE

Os dosímetros OSL apresentam em sua parte externa do compartimento plástico uma identificação alfanumérica, por exemplo, 35178V, além da sensibilidade indicada pelo fabricante (ver Figura 1.1.). Esta sensibilidade deve ser informada ao *software* de leitura no momento da leitura do dosímetro OSL. O teste sensibilidade *software* observou a resposta OSL para diferentes configurações de sensibilidade informadas ao *software* de leitura. É importante destacar que todos os dosímetros participantes deste teste possuem sensibilidade 0,93 especificada pelo fabricante. Esta sensibilidade serve para identificar um determinado lote de dosímetros OSL.

O teste sensibilidade *software* utilizou quatro dosímetros OSL: 35243T (dosímetro 1), 31844J (dosímetro 2), 35155Q (dosímetro 3) e 34308M (dosímetro 4). Os quatro dosímetros foram irradiados juntos nas seguintes condições de irradiação: 5 cm de profundidade no simulador de água sólida, tamanho de campo de irradiação de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, *gantry* a 0° e DFS de 80 cm. Os dosímetros receberam uma dose de 100 cGy cada. Oito configurações de sensibilidade indicadas ao *software* foram testadas: 0,5; 0,6; 0,7; 0,8; 0,85; 0,9; 0,93 e 1. Para cada dosímetro participante foram realizadas três leituras consecutivas para cada sensibilidade testada, sendo calculadas: a contagem média x das três leituras, a meia-largura l do intervalo de confiança de 95% pelo método estatístico *t*-student, e o desvio padrão experimental s . Os dados obtidos no teste sensibilidade *software* são apresentados na Tabelas 4 (ver apêndice D). A Tabela 5 apresenta a normalização das doze medidas individuais de cada configuração de sensibilidade testada 0,5; 0,6; 0,7; 0,8; 0,85; 0,9; 0,93 e 1, pela contagem média x do respectivo dosímetro lido com a sensibilidade 0,93 indicada pelo fabricante (ver apêndice D). Os gráficos e as discussões a cerca dos resultados são apresentados na seção 4.5. do capítulo 4.

3.6. TESTE GIRO SELETOR

Ao passo que a experiência sobre o sistema dosimétrico estudado foi aumentando, observou-se uma dependência da resposta OSL com relação à intensidade da rotação do disco seletor da leitora *microStar*[®]. Tal disco, através de uma rotação, deve sair da posição de não leitura, *H/P (Home Position)*, para posição de leitura *E1*. Observou-se que o giro seletor mais lento proporcionava contagens menos dispersas. Por outro lado, um operador menos cuidadoso, com giros rápidos, adquiria contagens mais dispersas com relação à média. Depois ficou constatado que esta dependência ocorreu especificamente na leitora estudada. O teste giro seletor investigou esta dependência com a intensidade da rotação do disco seletor.

O teste giro seletor utilizou quatro dosímetros OSL não virgens: 34050-3, 35336m, 35201-1 e 35222x. Os dosímetros foram lidos vinte vezes consecutivas na configuração de sensibilidade 0,93 especificada pelo fabricante. Destas vinte leituras, dez foram realizadas com intensidade lenta de rotação do disco seletor e dez com intensidade rápido. Tal procedimento foi executado por quatro operadores. Foram calculadas: média (\bar{x}), desvio padrão experimental (s) e desvio padrão relativo experimental (s/\bar{x}). O teste giro seletor observou os valores de desvio padrão relativo experimental (s/\bar{x}) para dosímetros pertencentes ao mesmo grupo de intensidade de rotação, lento ou rápido. Um desvio padrão relativo experimental baixo, da ordem de 2%, indica uma pequena dispersão das contagens individuais com relação à contagem média. As Tabelas 6, 7, 8 e 9 apresentam as contagens obtidas neste teste (ver apêndice D). Gráficos e discussões a cerca dos resultados são apresentados na seção 4.6. do capítulo 4.

3.7. INSTABILIDADE IMEDIATA DO SINAL OSL

Os dosímetros OSL apresentam uma instabilidade no sinal OSL quando a leitura é executada imediatamente após a irradiação do dosímetro. Alguns trabalhos científicos recomendam um intervalo de tempo entre irradiação e leitura dos dosímetros OSL de 6 minutos (AUSTIN, 2007), outros de 10 minutos (DANZER, DUDNEY *et al.*, 2007). Esta seção verifica um intervalo de tempo seguro entre irradiação e leitura. A importância do teste instabilidade imediata do sinal OSL está em evitar leituras dentro

do intervalo de tempo em que o sinal OSL ainda está instável, evitando assim, respostas OSL não confiáveis.

O teste instabilidade imediata do sinal OSL utilizou três dosímetros não-virgens: 320224, 352360 e 34192T. Antes de iniciar o teste, os dosímetros foram lidos para registrar sua contagem média armazenada: 1380993 para o dosímetro 320224, 525746 para o dosímetro 352360 e 672486 para o dosímetro 34192T. Os dosímetros receberam uma dose de 50 cGy por um aparelho de cobaltoterapia nas seguintes condições de irradiação: 5 cm de profundidade no simulador de água sólida, tamanho de campo de irradiação de 10x10 cm², *gantry* a 0° e DFS de 80 cm.

O conjunto de dados adquiridos no teste instabilidade imediata do sinal OSL é apresentado nas Tabelas 10, 11 e 12 (ver apêndice D). Cada tabela refere-se a um dosímetro participante, e nelas: *Tempo* é o intervalo de tempo entre a irradiação e a leitura do dosímetro OSL, *min* é *Tempo* multiplicado por 24 e por 60, *Contagem* é o sinal OSL fornecido pela leitura do dosímetro OSL em um determinado instante de tempo, Δ é a subtração da *Contagem* pela contagem média armazenada antes do teste instabilidade imediata do sinal OSL ser executado, e *Norm* é a normalização da contagem Δ pela primeira contagem realizada no teste, que é a maior das contagens. Gráficos e discussões a cerca dos resultados são apresentados na seção 4.7. do capítulo 4.

3.8. TESTE DA DEPENDÊNCIA DO TAMANHO DE CAMPO

O teste da dependência do tamanho de campo verifica a relação entre a resposta OSL do dosímetro que recebeu uma dose de radiação liberada por um tamanho de campo específico de irradiação, com a resposta OSL referente a uma dose liberada em condições de referência, neste teste o tamanho de campo 10x10 cm² (ver equação 1).

Neste teste, os dosímetros OSL foram irradiados por um aparelho de cobaltoterapia em diferentes tamanhos de campo de irradiação, quadrados de 5x5 cm², 10x10 cm², 15x15 cm², 20x20 cm² e 25x25 cm². A DFS de 80 cm foi utilizada durante todo o teste. Os dosímetros OSL utilizados neste teste são do grupo de sensibilidade 0,92 informada pelo fabricante.

$$k_{campo} = \frac{\left(\frac{M}{D}\right)_{10 \times 10}}{\left(\frac{M}{D}\right)_{campo}} = \frac{M_{10 \times 10}}{M_{campo}} \quad (1)$$

- ❖ k_{campo} – razão que quantifica a dependência tamanho de campo;
- ❖ M_{campo} – resposta OSL fornecida através da leitura do dosímetro irradiado por um tamanho de campo de irradiação específico ($_{campo}$);
- ❖ D_{campo} – dose de radiação liberada por um tamanho de campo de irradiação específico ($_{campo}$).

Antes de executar o teste da dependência do tamanho de campo a sensibilidade dos dosímetros OSL participantes foi testada. Na primeira, todos os dosímetros OSL receberam uma dose inicial de 50 cGy por um aparelho de cobaltoterapia nas seguintes condições de irradiação: 5 cm de profundidade no simulador de água sólida, tamanho de campo de irradiação de 10x10 cm² e *gantry* a 0°. O *gantry* se manteve a 0° durante todo o teste (ver 1° Parte Figura 3.3.). Os dosímetros OSL foram irradiados quatro a quatro, durante um tempo de irradiação de 54 segundos (equivalente a uma dose liberada de 50 cGy no irradiador utilizado). Os dosímetros foram irradiados quatro a quatro, distribuídos na forma de um trevo de quatro folhas. Esta dose inicial padrão verifica o baixo desvio padrão relativo experimental de cada dosímetro participante do teste, irradiados na mesma condição de irradiação.

Na segunda parte do teste, o teste em si, os dosímetros OSL foram posicionados na superfície do simulador de água e irradiados durante um tempo de 43 segundos (equivalente a uma dose liberada de 50 cGy nesta condição). Uma dose de 50 cGy foi liberada em cada tamanho de campo proposto pelo teste (ver 2° Parte Figura 3.3.), sendo quatro dosímetros para cada tamanho de campo, um total de vinte dosímetros OSL virgens. Os dosímetros OSL são pequenos no tamanho e por terem um baixo *build up* intrínseco, de 0,04 g/cm², eles são ótimos para medidas de dose na superfície (JURSINIC, 2007). Apesar disto, foram utilizadas capas de equilíbrio eletrônico, confeccionadas em alumínio, fornecidas pela agência internacional de energia atômica, posicionadas sobre a área circular ativa dos dosímetros (7 mm de diâmetro). Tal uso se deve ao fato de que para altas energias, a partir de 1 MeV, como no caso da radiação

emitida pelo Co^{60} , surge a região de equilíbrio eletrônico. Nesta região, o equilíbrio de interação ainda não foi estabelecido e a absorção de energia é pequena.

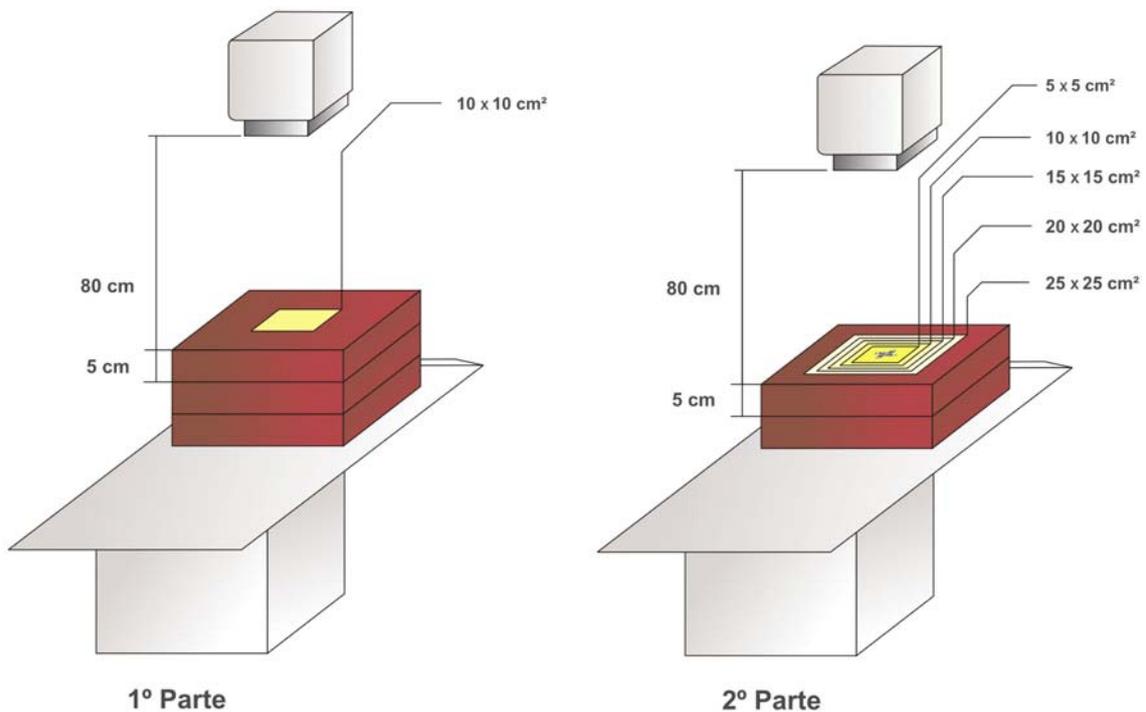


Figura 3.3. Na 1ª parte do teste, os dosímetros receberam uma dose inicial de 50 cGy a 5 cm de profundidade no simulador de água sólida com o tamanho de campo de irradiação de 10x10 cm² para atestar respostas OSL com pequena dispersão. Já na 2ª parte, os dosímetros foram irradiados para diferentes tamanho de campo de irradiação em que receberam uma dose de 50 cGy na superfície do simulador de água sólida para atestar a dependência.

O teste de dependência tamanho de campo foi executado da seguinte maneira:

(i) No começo do teste foram feitas três leituras da radiação de fundo acumulada de cada dosímetro OSL, sendo obtidas a média (\bar{x}), o desvio padrão experimental (s) e o desvio padrão relativo experimental (s/\bar{x}), também chamado de desvio padrão percentual (ver apêndice B);

(ii) Em seguida os dosímetros OSL foram irradiados quatro a quatro na condição de referência: tamanho de campo de irradiação de 10x10 cm², *gantry* a 0°, a 5 cm de profundidade no simulador de água sólida, sendo realizadas 5 leituras consecutivas para cada dosímetro, obtendo-se média (\bar{x}), desvio padrão experimental (s) e desvio

padrão relativo experimental (s/\bar{x}). Esta irradiação inicial serve para considerar a sensibilidade de cada dosímetro na condição de referência (ver Tabela 13 no apêndice D).

(iii) Os dosímetros OSL foram irradiados para tamanhos de campo específicos: $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ e $25 \times 25 \text{ cm}^2$, sendo realizadas 5 leituras consecutivas para cada dosímetro, obtendo-se média (\bar{x}), desvio padrão experimental (s) e desvio padrão relativo experimental (s/\bar{x}).

O teste da dependência do tamanho de campo segue um protocolo de execução sugerido pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) em que respostas OSL com desvio padrão experimental da ordem de 2% (1ª Parte) credencia os dosímetros OSL para o teste dependência do tamanho de campo.

As Tabelas 13 e 14 (ver apêndice D) apresentam dados adquiridos na 1ª e 2ª parte do teste da dependência do tamanho de campo, respectivamente. A Tabela 15 (ver apêndice D) expõe a obtenção do fator campo que participa do cálculo do k_{campo} (ver Tabela 16 no apêndice D), razão que quantifica a dependência tamanho de campo. As discussões e o gráfico que representa a dependência do tamanho de campo dos dosímetros OSL são apresentados na seção 4.8. do capítulo 4.

3.9. TESTE DEPENDÊNCIA ANGULAR

O teste dependência angular verifica na relação entre a resposta OSL do dosímetro que recebeu uma dose de radiação liberada por um ângulo específico de irradiação, com a resposta OSL referente a uma dose liberada na condição de referência, ângulo de irradiação a 0° (ver equação 2). Os quinze dosímetros OSL utilizados neste teste são virgens de sensibilidade 0,92 informada pelo fabricante.

Os dosímetros OSL foram irradiados em diferentes ângulos de irradiação e em diferentes posições no simulador de água sólida. Os ângulos de irradiação são de 0° , 15° , 30° , 45° e 60° . As posições dos dosímetros OSL com relação à superfície do simulador de água sólida são direito, centro e esquerdo (ver Figura 3.4.). Antes do teste dependência angular, todos os dosímetros receberam uma dose inicial de 50 cGy com o *gantry* a 0° , e na posição-simulador que participaria do teste dependência angular. Esta dose inicial padrão atesta a sensibilidade de cada dosímetro na condição de referência.

$$k_{ang} = \frac{\left(\frac{M}{D}\right)_{0^\circ}}{\left(\frac{M}{D}\right)_{ang}} = \frac{M_{0^\circ}}{M_{ang}} \quad (2)$$

- ❖ k_{ang} – razão que quantifica a dependência angular;
- ❖ M_{ang} – resposta OSL fornecida através da leitura do dosímetro irradiado em um ângulo específico (ang);
- ❖ D_{ang} – dose de radiação liberada por um ângulo de irradiação específico (ang).

No teste dependência angular foram irradiados cinco dosímetros para cada posição (direito, centro e esquerdo), um dosímetro para cada ângulo de irradiação (0° , 15° , 30° , 45° e 60°), sendo um total de quinze dosímetros OSL virgens (ver Figura 3.5.). Uma dose de radiação de 50 cGy foi liberada em cada ângulo. Os dosímetros OSL foram irradiados um a um, durante um tempo de irradiação de 43 segundos (equivalente a uma dose liberada de 50 cGy no irradiador utilizado). Foram utilizadas capas de equilíbrio eletrônico, confeccionadas em alumínio, posicionadas sobre a área circular ativa dos dosímetros (7 mm de diâmetro). Isto se deve ao fato de que para altas energias, a partir de 1 MeV, como no caso da radiação emitida pelo cobalto-60, surge a região de equilíbrio eletrônico. Nesta região, o equilíbrio da interação radiação-matéria ainda não foi obtido, e a absorção da energia dos fótons é pequena.



Figura 3.4. As três posições do dosímetro OSL sobre o simulador de água sólida.

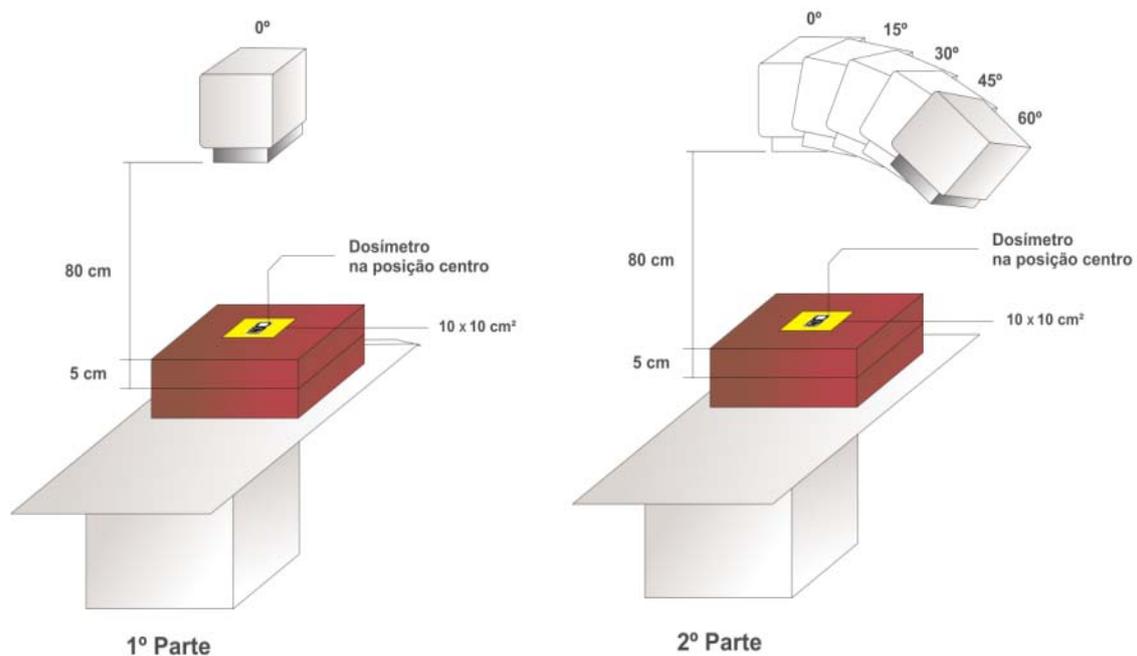


Figura 3.5. Na 1º parte do teste todos os dosímetros receberam uma dose inicial de 50 cGy com o *gantry* a 0º na posição-simulador que participaria do teste. Já na 2º parte os dosímetros foram irradiados um a um para cada ângulo de irradiação (0º, 15º, 30º, 45º e 60º) na posição-simulador designada (centro, direito e esquerdo).

O teste de dependência angular foi executado da seguinte maneira:

- (i) Inicialmente foram feitas três leituras consecutivas da radiação de fundo acumulada de cada dosímetro, sendo obtidas média (\bar{x}), desvio padrão experimental (s) e desvio padrão relativo experimental (s/\bar{x});
- (ii) Em seguida os dosímetros foram irradiados um a um na condição de referência: *gantry* a 0º e posição-simulador na qual participaria no teste, sendo realizadas cinco leituras consecutivas para cada dosímetro. Destas foram obtidas média (\bar{x}), desvio padrão experimental (s) e desvio padrão relativo experimental (s/\bar{x}). Esta irradiação inicial serve para considerar a sensibilidade de cada dosímetro na condição *gantry* a 0º e na posição-simulador correspondente.
- (iii) Por fim os dosímetros OSL foram irradiados na posição-simulador e ângulo de irradiação específico, sendo realizadas cinco leituras consecutivas para cada dosímetro, obtendo-se média (\bar{x}), desvio padrão experimental (s) e desvio padrão relativo experimental (s/\bar{x}).

As cinco leituras consecutivas executadas no dosímetro OSL, sem problemas no adaptador nem no mecanismo interno da leitora, duram aproximadamente 1 minuto. Caso haja algum tipo de problema mecânico ou desgaste do adaptador plástico, as cinco leituras são feitas em 3 minutos. O bom funcionamento do sistema também depende da experiência do operador. Porém, o sistema OSL estudado não requer maiores treinamentos para seu operador, diferente do sistema termoluminescente.

A Tabelas 17, 18 e 19 (ver apêndice D) expõem o conjunto de dados adquiridos nas três posições propostas, direito, centro e esquerdo e ângulos de irradiação estudados. Gráficos que representam a dependência angular dos dosímetros OSL são apresentados e discutidos seção 4.9. do capítulo 4.

3.10. TESTE DEPENDÊNCIA FILTRO FÍSICO

O teste de dependência filtro físico verifica na relação entre a resposta OSL do dosímetro que recebeu uma dose liberada através de um filtro físico específico, com a resposta OSL referente a uma dose liberada na condição de referência, neste caso sem filtro físico (ver equação 3).

$$k_{\text{filtro}} = \frac{\left(\frac{M}{D}\right)_{\text{filtro}}}{\left(\frac{M}{D}\right)_{\text{sem filtro}}} = \frac{M_{\text{filtro}}}{M_{\text{sem filtro}}} \quad (3)$$

- ❖ k_{filtro} – razão que quantifica a dependência filtro físico;
- ❖ M_{filtro} – contagem fornecida através da leitura do dosímetro irradiado através de um filtro físico específico (filtro);
- ❖ D_{filtro} – dose de radiação liberada.

Os dosímetros OSL foram irradiados por um aparelho de cobaltoterapia nas seguintes condições de irradiação: os dosímetros foram posicionados na superfície do simulador de água sólida, tamanho do campo de irradiação quadrado de 10x10 cm², gantry a 0° e DFS de 80 cm. Estas condições se mantiveram inalterados durante todo o teste. Capas de equilíbrio eletrônico foram utilizadas sobre a parte sensível do

dosímetro OSL. Os dosímetros receberam uma dose de radiação de 50 cGy, em dois tempos de 0,21 minutos, correspondentes a 25 cGy com colimador à 90° e 25 cGy com colimador à 270° (ver Figura 3.6.). Os dosímetros utilizados neste teste possuem sensibilidade 0,92 informada pelo fabricante.

O teste de dependência filtro físico foi executado da seguinte maneira:

(i) Inicialmente foram feitas 3 leituras consecutivas da radiação de fundo acumulada de cada dosímetro, sendo obtidas a média (\bar{x}), o desvio padrão experimental (s) e o desvio padrão relativo experimental (s/\bar{x});

(ii) Em seguida os dosímetros foram irradiados em grupos de quatro, nas condições: sem filtro físico acoplado ao aparelho irradiador e com filtro físico acoplado (filtros com angulações de 15°, 30° e 45°). Sendo realizadas cinco leituras consecutivas para cada dosímetro, obtendo-se média (\bar{x}), desvio padrão experimental (s) e desvio padrão relativo experimental (s/\bar{x}). Neste teste não foi executada a irradiação inicial que considera a sensibilidade de cada dosímetro OSL.

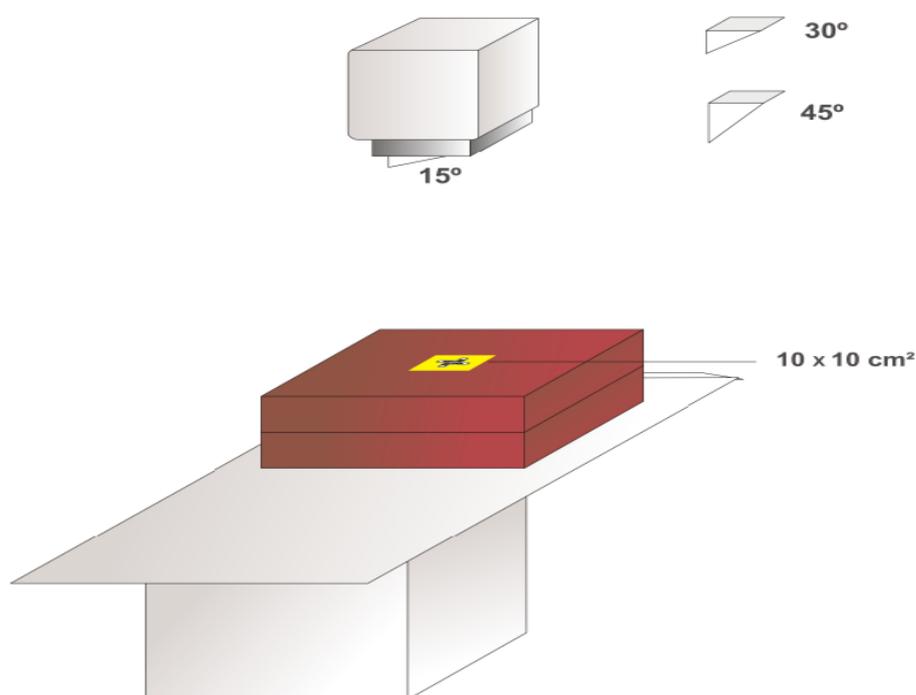


Figura 3.6. Os dosímetros foram irradiados em grupos de quatro, nas seguintes condições: sem filtro físico acoplado ao aparelho irradiador e com filtro físico acoplado (filtros com angulações 15°, 30° e 45°).

A Tabela 20 (ver apêndice D) apresenta o conjunto de dados adquiridos para as diferentes angulações do filtro físico. A Tabela 21 (ver apêndice D) apresenta a contagem média dos dosímetros OSL estudados. A Tabela 22 (ver apêndice D) apresenta o cálculo do k_{filtro} para a câmara de ionização. A Tabela 23 (ver apêndice D) apresenta o cálculo do k_{filtro} para os dosímetros OSL. Os gráficos que representam a dependência filtro físico dos dosímetros OSL são apresentados e discutidos na seção 4.10. do capítulo 4.

3.11. REUTILIZAÇÃO DOS DOSÍMETROS OSL

Os dosímetros OSL podem ter seu sinal OSL diminuído após passar por um tratamento óptico. Esta diminuição pode alcançar níveis de contagem de dosímetros OSL virgens.

No primeiro teste, três dosímetros OSL não virgens, com diferentes doses acumuladas, 200, 150 e 100 cGy, passaram por um tratamento óptico com objetivo de alvejar o sinal OSL (ver Figura 4.30.). Foi utilizada uma fonte de luz halógena com potência de 500 watts. Os dosímetros foram posicionados a 4 cm de distância da luz. Um luxímetro digital (LD-550/ICEL) mediu da intensidade luminosa: aproximadamente 1900 lux. O alvejamento foi monitorado a cada seção de tratamento óptico, com cinco leituras consecutivas. Em seguida foi calculada média \bar{x} , desvio padrão experimental s e meia-largura l do intervalo de confiança de 95% pelo método estatístico t -student. As Tabelas 24, 25 e 26 expõem os dados adquiridos neste primeiro teste de reutilização dos dosímetros OSL (ver apêndice D).

No segundo teste de reutilização os dosímetros OSL passaram por ciclos que envolvem tratamento óptico, irradiação e leitura. O tratamento óptico leva os dosímetros a alcançarem níveis de resposta OSL considerados de dosímetro virgem. A resposta OSL de um dosímetro virgem está entre contagens de 0 a 100, comumente ao redor de 30. Quatro dosímetros não virgens participaram deste segundo teste de reutilização de dosímetros OSL. Após o tratamento óptico, todos dosímetros receberam uma dose de 50 cGy. Os dosímetros foram lidos nos intervalos de tempo de 15 minutos pós-irradiação e 1 hora pós-irradiação. O ciclo se encerra após a leitura de 1 hora pós-irradiação. Ao terminar o 1º ciclo tratamento-irradiação-leitura os dosímetros são novamente tratados opticamente até alcançarem níveis de dosímetro virgem novamente.

Em seguida, é dado início ao 2º ciclo, sendo um total de 6 ciclos de tratamento-irradiação-leitura (ver Figura 4.32.). Cada ciclo é composto de 2 eventos: leituras nos intervalos de tempo de 15 minutos pós-irradiação e 1 hora pós-irradiação. Somente o 4º ciclo não possui leituras a 15 minutos pós irradiação. As tabelas 27, 28, 29, 30 e 31 expõem os dados adquiridos no segundo teste.

3.12. TESTE DO LIMITE MÍNIMO DE DETECÇÃO

O teste do limite mínimo de detecção utilizou dezenove dosímetros OSL nunca antes irradiados. Em nenhum momento durante este teste os dosímetros OSL foram irradiados. Cinco leituras consecutivas foram realizadas para cada dosímetro virgem ($r1, r2, r3, r4, r5$). Todos os dosímetros deste teste possuem sensibilidade 0,93 indicada pelo fabricante (ver Tabela 32 no apêndice D).

3.13. INDICADORES DA LEITORA OSL

A leitora OSL *microStar*[®] possui três indicadores que avaliam seu bom funcionamento: CAL é a medida feita com uma fonte padrão de carbono-14 interna à leitora *microStar*[®], LED é a medida feita com o diodo emissor de luz interno ligado e DRK é a medida que estima da radiação de fundo (LED desligado).

O teste indicadores da leitora OSL observou se alguma medida excede os limites especificados pelo fabricante ou se as medidas exibem uma tendência, ou seja, três ou mais pontos movendo se em certa direção. Pelo fabricante a medida DRK não deve ultrapassar a contagem de 30. As medidas CAL e LED devem ter uma variação de $\pm 10\%$ em torno da média. Cada conferência dos indicadores corresponde a cinco medidas de cada indicador (CAL, LED e DRK), sendo calculada a média de cada indicador. A conferência dos indicadores se dá através do giro seletor da leitora *microStar*[®] da posição H/P para as posições CAL, LED e DRK. Uma contagem referente a cada indicador é fornecida pelo sistema dosimétrico.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1. INTRODUÇÃO

As seções do capítulo 4 acompanham a ordem de seções imposta pelo capítulo 3 desta dissertação. Neste capítulo, as contagens obtidas através da leitura dos dosímetros OSL, apresentadas nas tabelas do apêndice D, transformam-se em gráficos que darão um melhor embasamento as discussões sobre os resultados obtidos em cada teste.

4.2. TESTE DE CONSTÂNCIA DO SINAL OSL

No teste de constância do sinal OSL os dosímetros OSL mostraram-se precisos em 2%, podendo ser lidos 40 vezes consecutivas, uma após a outra, sem perda significativa do sinal OSL (ver Figura 4.1.). O sinal OSL é o valor de contagem fornecido pelo sistema dosimétrico após a simples leitura do dosímetro OSL. O sistema dosimétrico estudado apresenta uma padronização com relação à extração de informação armazenada. O número de centros estimulados em cada leitura é muito menor que o número total de centros. Logo, é possível ler consecutivas vezes o mesmo dosímetro OSL.

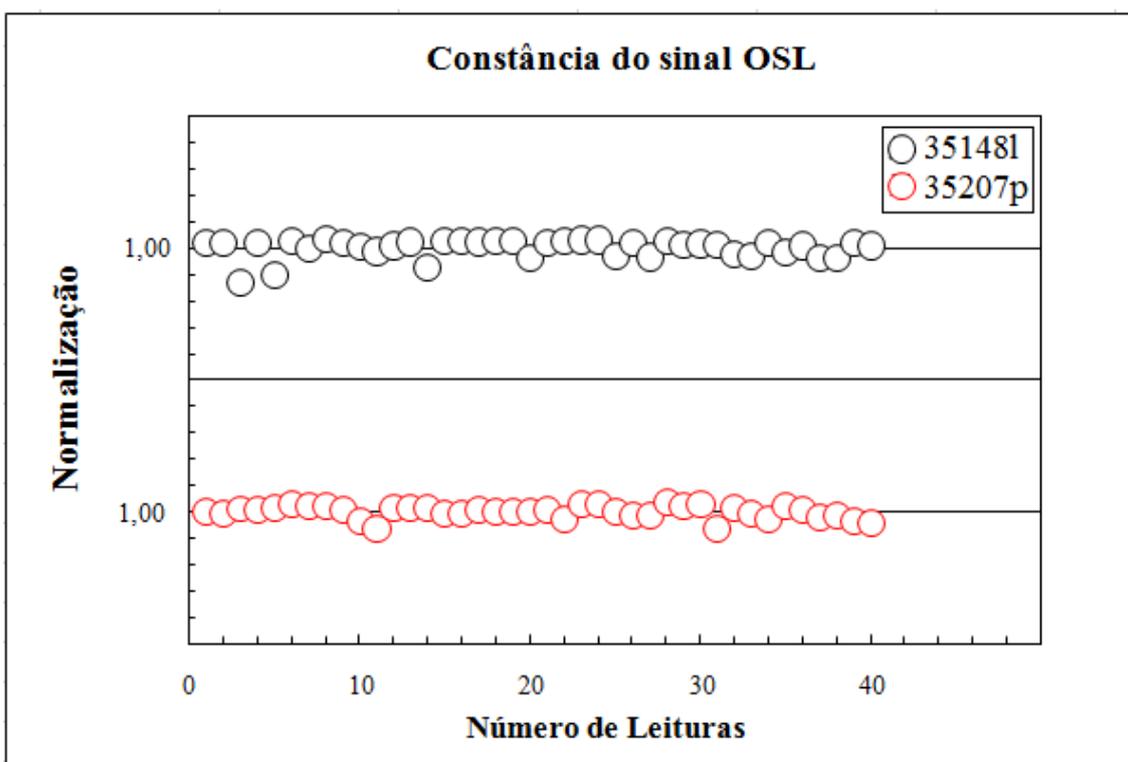


Figura 4.1. Normalização é a contagem individual de cada leitura normalizada pela contagem média x das 40 leituras consecutivas do respectivo dosímetro OSL.

A contagem média dos dois dosímetros OSL após as 40 leituras consecutivas, apresentaram uma diferença percentual, entre o maior valor de contagem do dosímetro 35148l e a menor contagem do dosímetro 35207p, considerando as barras de incerteza, de 1,53% (ver Figura 4.2.). Foi constatada uma diferença percentual, entre a quadragésima leitura e a primeira, de -0,49% para o dosímetro 35148l e -2,18% para o dosímetro 35207p (ver Tabela 33 no apêndice D). Este trabalho propõe que este teste seja executado com uma quantidade maior de dosímetros, por exemplo, 12 que englobariam 3 grupos (3 irradiações) de 4 dosímetros, sendo executadas, por exemplo, 100 leituras consecutivas. Tal ação validará ainda mais as conclusões do teste de constância do sinal OSL.

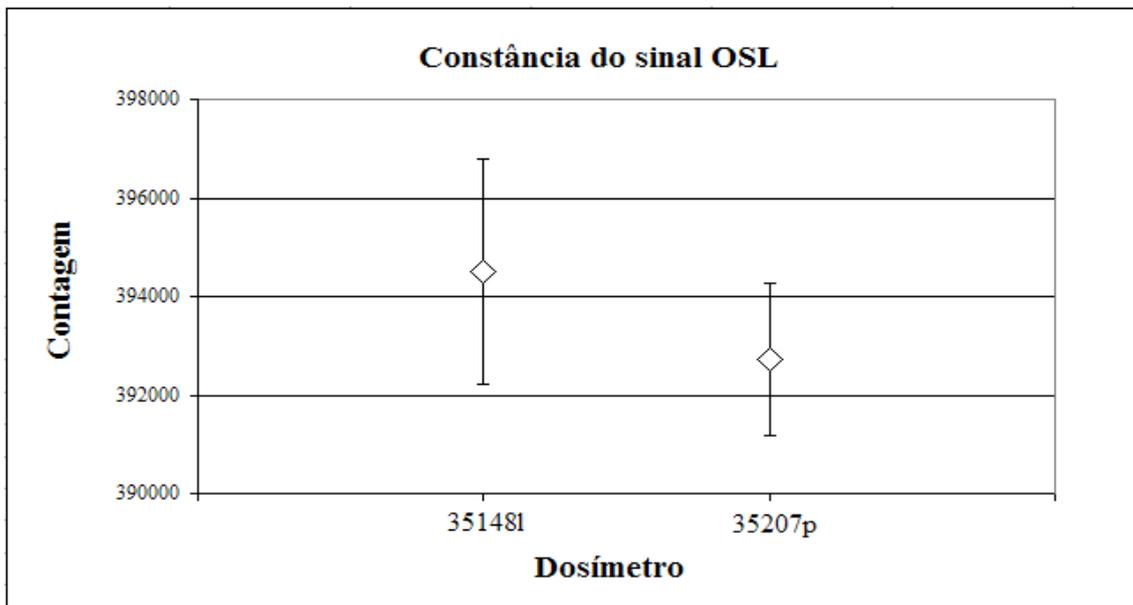


Figura 4.2. A contagem média x dos dois dosímetros OSL após as 40 leituras consecutivas. As barras de incertezas são fornecidas pela meia-largura l do intervalo de confiança de 95% do modelo t -student. A diferença percentual, entre o maior valor de contagem do dosímetro 35148l e a menor contagem do dosímetro 35207p, considerando as barras de incerteza, é de 1,53%.

4.3. TESTE DE REPRODUTIBILIDADE

A sensibilidade de um dosímetro OSL relaciona sua resposta OSL com a dose de radiação recebida. O teste de reprodutibilidade verifica as variações de sensibilidade em oito dosímetros OSL. Os dosímetros foram irradiados dez vezes com 50 cGy.

No teste de reprodutibilidade os dosímetros OSL mostraram-se precisos em 2% a cada acréscimo de 50 cGy, dentro do intervalo de 0 a 500 cGy de dose de radiação recebida (ver Figura 4.3. e Figura 4.4.). Em outras palavras, eles apresentam aproximadamente a mesma resposta OSL para cada acréscimo de 50 cGy de dose de radiação recebida nas mesmas condições de irradiação. A resposta OSL é o valor de contagem fornecido pelo sistema dosimétrico após simples leitura do dosímetro OSL. O teste de reprodutibilidade mostrou que as contagens se somam a cada acréscimo de 50 cGy, confirmando a permanência dos centros radioativos formados pela irradiação anterior, ou seja, a irradiação não destrói os centros radioativos pré-existentes. Como o número de centros radioativos formados pela irradiação de 50 cGy é aproximadamente o mesmo, então a cada acréscimo de 50 cGy ocorre a soma dos centros radioativos pré-existentes com os centros radioativos formados pela dose. Este resultado confirma a padronização do sistema dosimétrico *microStar*[®] com relação à extração de informação armazenada, o número de centros estimulados em cada leitura é muito menor que o número total de centros. Portanto, não há perda de informação durante um dia de trabalho. Quando a dose de radiação for desconhecida é possível através da simples subtração de contagens referentes a duas irradiações adjacentes, descobrir o valor da dose.

Esta discussão considerou leituras e irradiações executadas no mesmo dia de trabalho. Como o desvanecimento do sinal OSL pode ocorrer com o passar dos dias, as conclusões desta seção podem ser alteradas. Logo, um teste de reprodutibilidade em que as inserções de 50 cGy são executadas em dias diferentes, porém no mesmo horário, seria necessário para considerar o desvanecimento do sinal OSL. As Figuras 4.3. a 4.10. validam a reprodutibilidade no intervalo de 0 a 500 cGy dos oito dosímetros OSL participantes do teste.

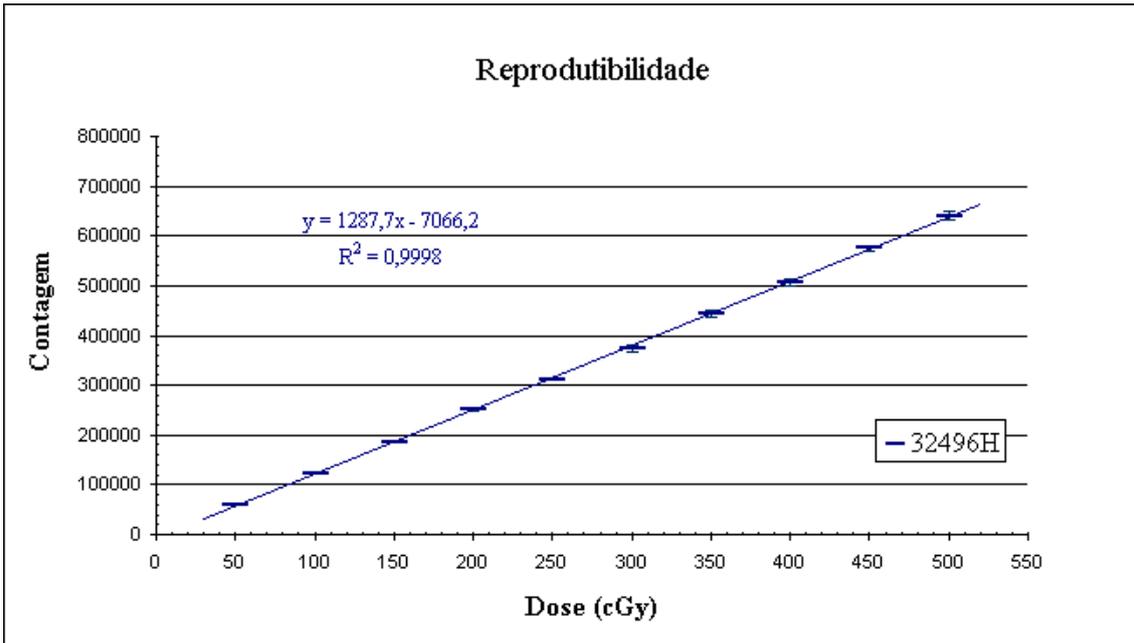


Figura 4.3. Dosímetro OSL 32496H mostrou-se reprodutível no intervalo de dose de 0 a 500 cGy, com equação da reta $y = 1287,7x - 7066,2$ apresentando um ótimo coeficiente de determinação da reta ($R^2 = 0,9998$).

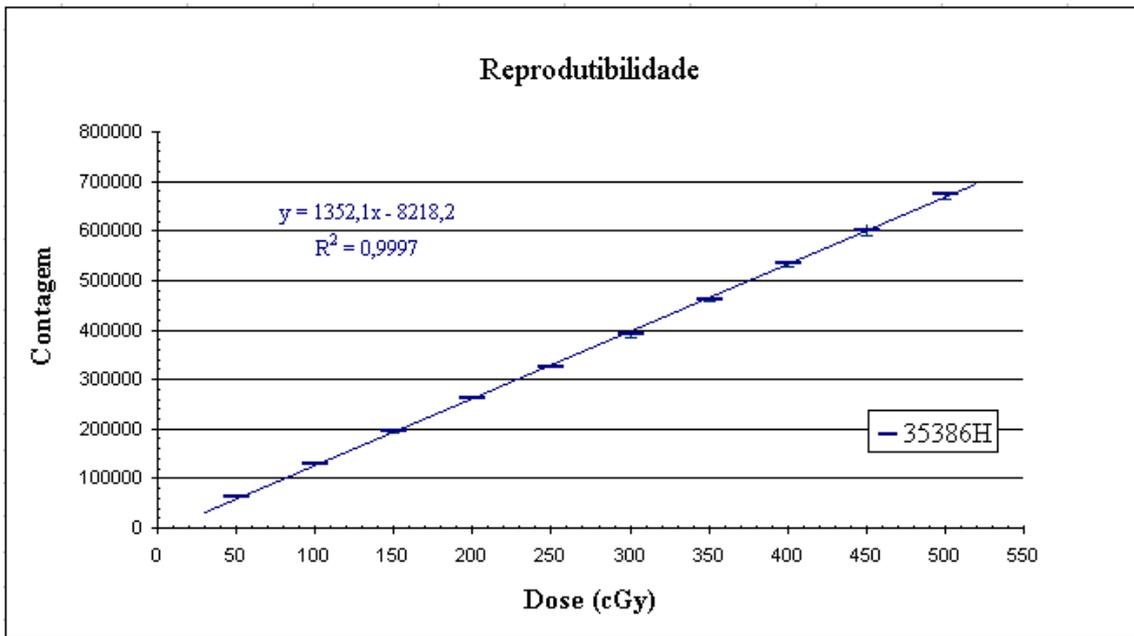


Figura 4.4. Dosímetro OSL 35386H mostrou-se reprodutível no intervalo de dose de 0 a 500 cGy, com equação da reta $y = 1352,1x - 8218,2$ apresentando um ótimo coeficiente de determinação da reta ($R^2 = 0,9997$).

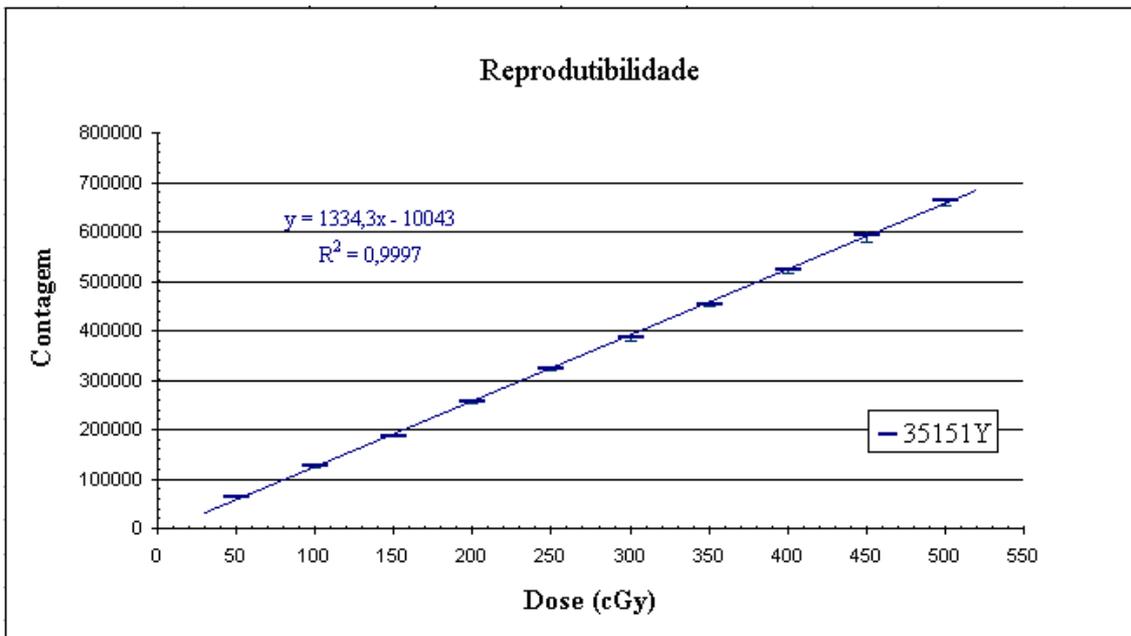


Figura 4.5. Dosímetro OSL 35151Y mostrou-se reprodutível no intervalo de dose de 0 a 500 cGy, com equação da reta $y = 1334,3x - 10043$ apresentando um ótimo coeficiente de determinação da reta ($R^2 = 0,9997$).

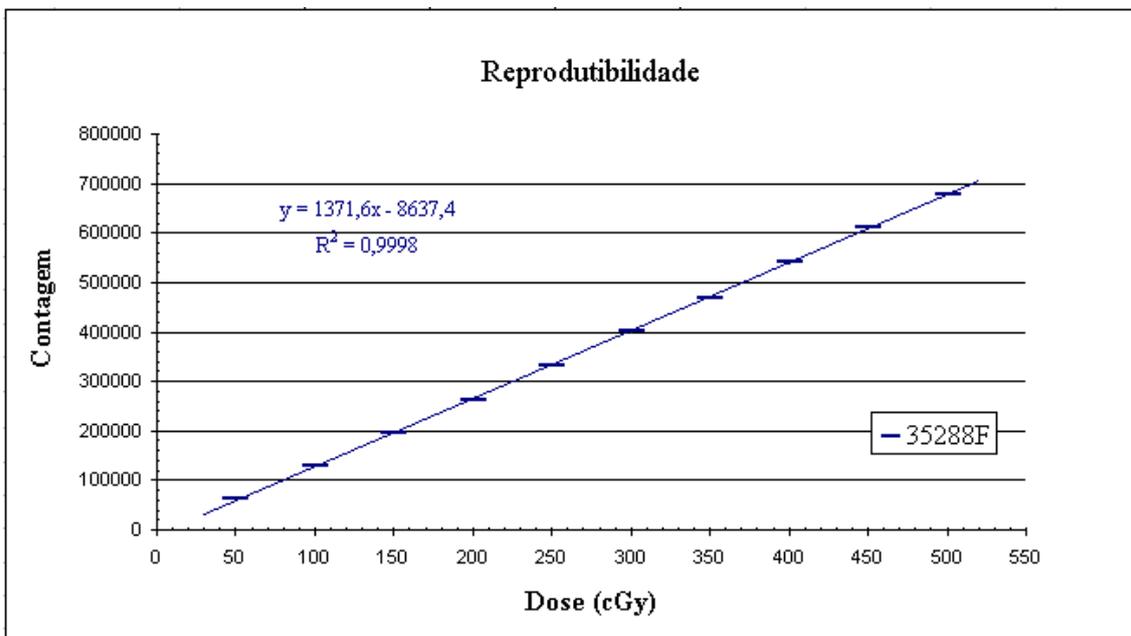


Figura 4.6. Dosímetro OSL 35288F mostrou-se reprodutível no intervalo de dose de 0 a 500 cGy, com equação da reta $y = 1371,6x - 8637,4$ apresentando um ótimo coeficiente de determinação da reta ($R^2 = 0,9998$).

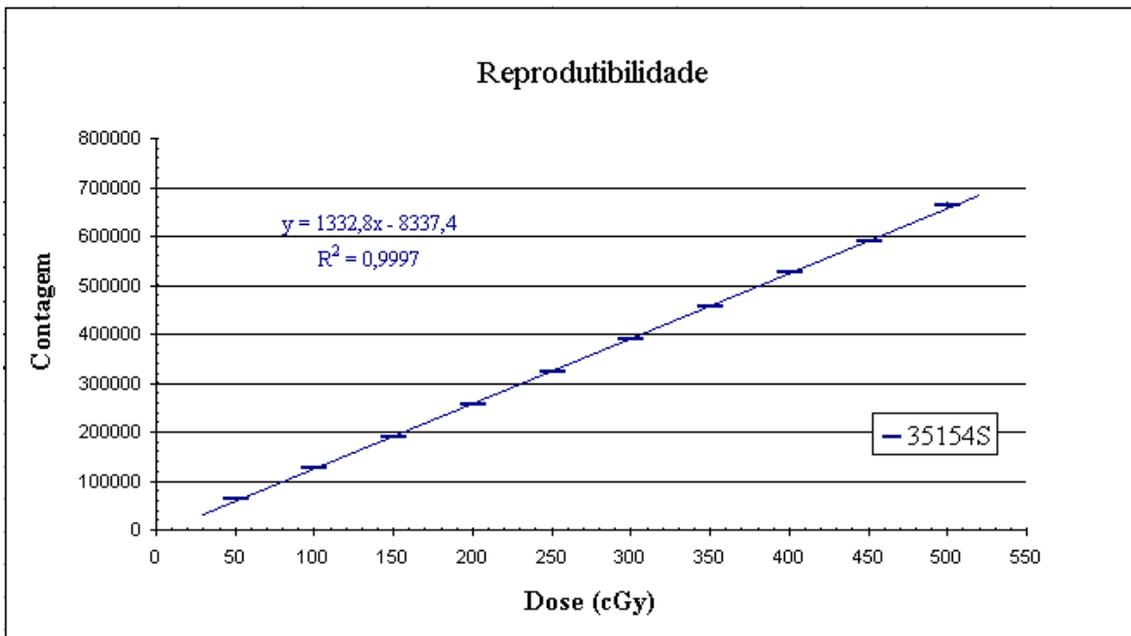


Figura 4.7. Dosímetro OSL 35154S mostrou-se reprodutível no intervalo de dose de 0 a 500 cGy, com equação da reta $y = 1332,8x - 8337,4$ apresentando um ótimo coeficiente de determinação da reta ($R^2 = 0,9997$).

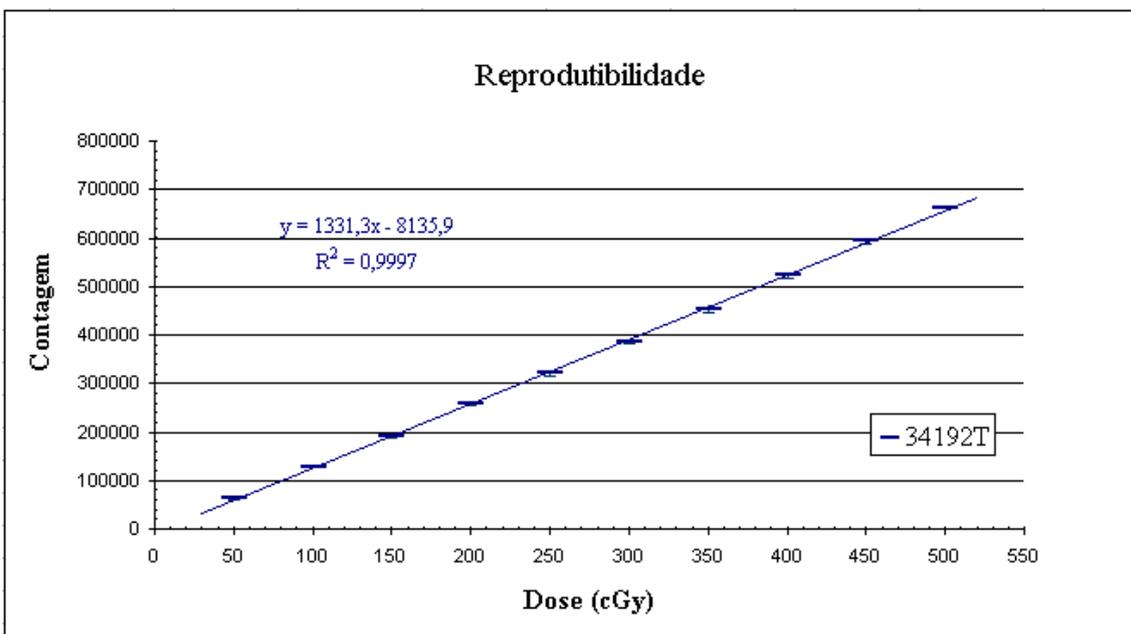


Figura 4.8. Dosímetro OSL 34192T mostrou-se reprodutível no intervalo de dose de 0 a 500 cGy, equação da reta $y = 1331,3x - 8135,9$ apresentando um ótimo coeficiente de determinação da reta ($R^2 = 0,9997$).

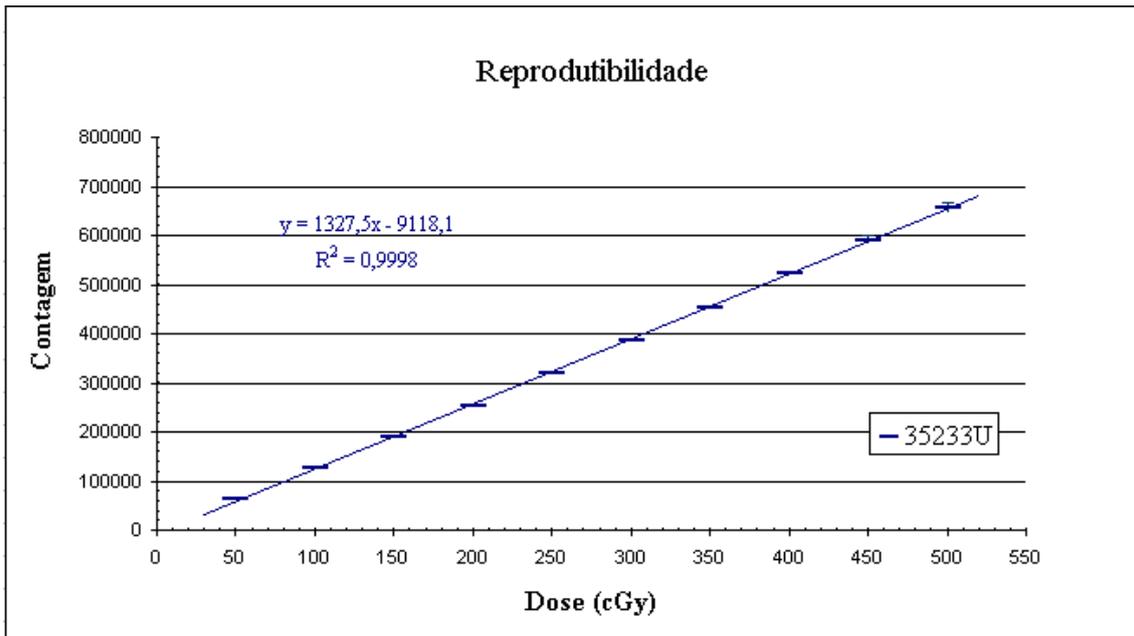


Figura 4.9. Dosímetro OSL 35233U mostrou-se reprodutível no intervalo de dose de 0 a 500 cGy, com equação da reta $y = 1327,5x - 9118,1$ apresentando um ótimo coeficiente de determinação da reta ($R^2 = 0,9998$).

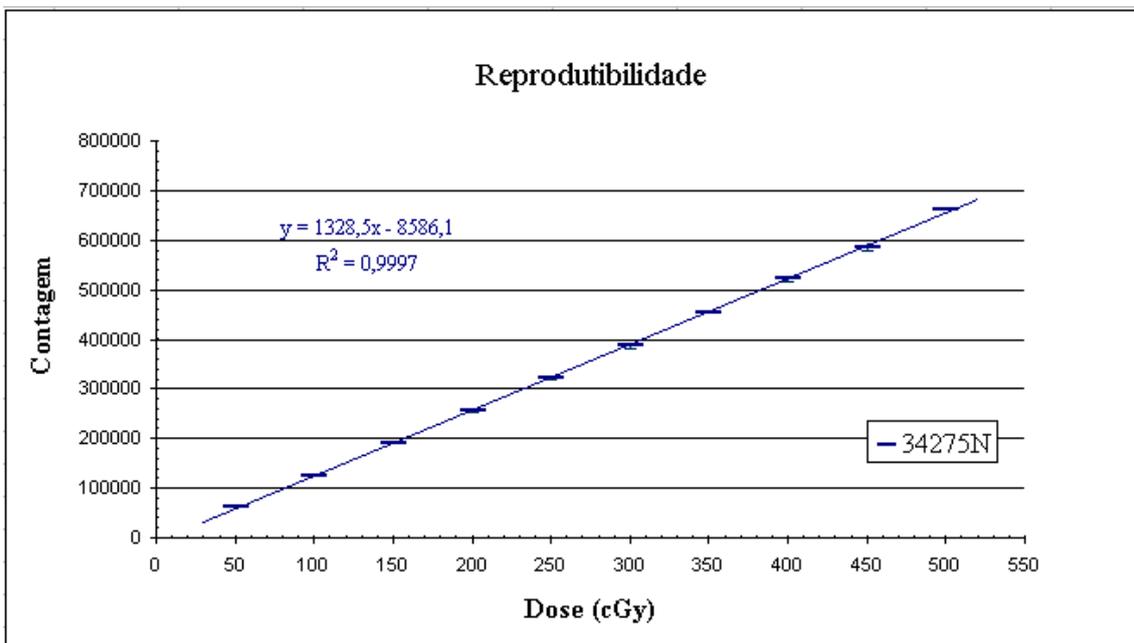


Figura 4.10. Dosímetro OSL 34275N mostrou-se reprodutível no intervalo de dose de 0 a 500 cGy, com equação da reta $y = 1328,5x - 8586,1$ apresentando um ótimo coeficiente de determinação da reta ($R^2 = 0,9997$).

4.4. TESTE LINEARIDADE

A resposta OSL é a quantidade de luz emitida pelo dosímetro OSL e as medidas executadas pela leitora *microStar*[®] são dadas em termos de contagem referente a corrente elétrica resultante do tubo fotomultiplicador. A resposta de um sistema dosimétrico deve mudar linearmente com a dose recebida, isto é, o dobro da dose deve corresponder ao dobro da resposta, para dosímetros expostos às mesmas condições de irradiação. Portanto, o teste linearidade serve para ratificar a homogeneidade de um determinado grupo de dosímetros OSL com relação à linearidade. Diferente do teste de reprodutibilidade, que é uma avaliação individual do dosímetro OSL, o teste linearidade avalia um determinado grupo de dosímetros OSL. Os 12 dosímetros participantes do teste linearidade mostraram-se lineares entre si (ver Figura 4.11.).

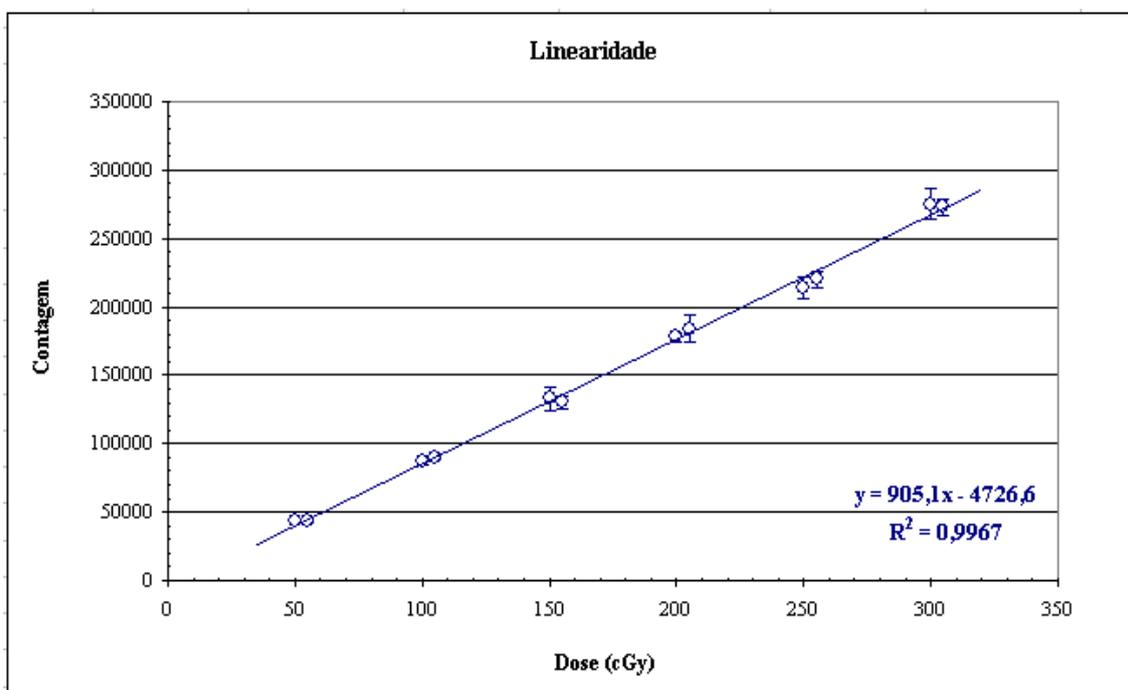


Figura 4.11. As contagens apresentadas após o teste linearidade. Dois dosímetros distintos para cada dose. Os dosímetros OSL mostraram-se lineares, com equação da reta $y = 905,1x - 4726,6$ apresentando um ótimo coeficiente de determinação da reta ($R^2 = 0,9967$).

4.5. TESTE SENSIBILIDADE SOFTWARE

A alta sensibilidade intrínseca do material dosimétrico estudado, $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$, permite detectar doses muito baixas de radiação. Já o estímulo óptico preciso e controlado, proporcionado pelo sistema dosimétrico estudado, permite a padronização das medidas. O fabricante do sistema alia estas características e estabelece uma sensibilidade 1,00 padrão como referência para seus dosímetros OSL. Os lotes de dosímetros OSL fabricados acompanham esta padronização e tem sua sensibilidade indicada pelo fabricante como, por exemplo, 0,93 ou 0,81.

Neste teste foram utilizados somente dosímetros OSL com sensibilidade 0,93 indicada pelo fabricante. Porém, no ato da leitura, o operador informa ao *software* outras sete sensibilidades além da 0,93 (ver Tabela 4 no apêndice D). Observou-se na resposta OSL uma curva característica para os quatro dosímetros (ver Figura 4.12.).

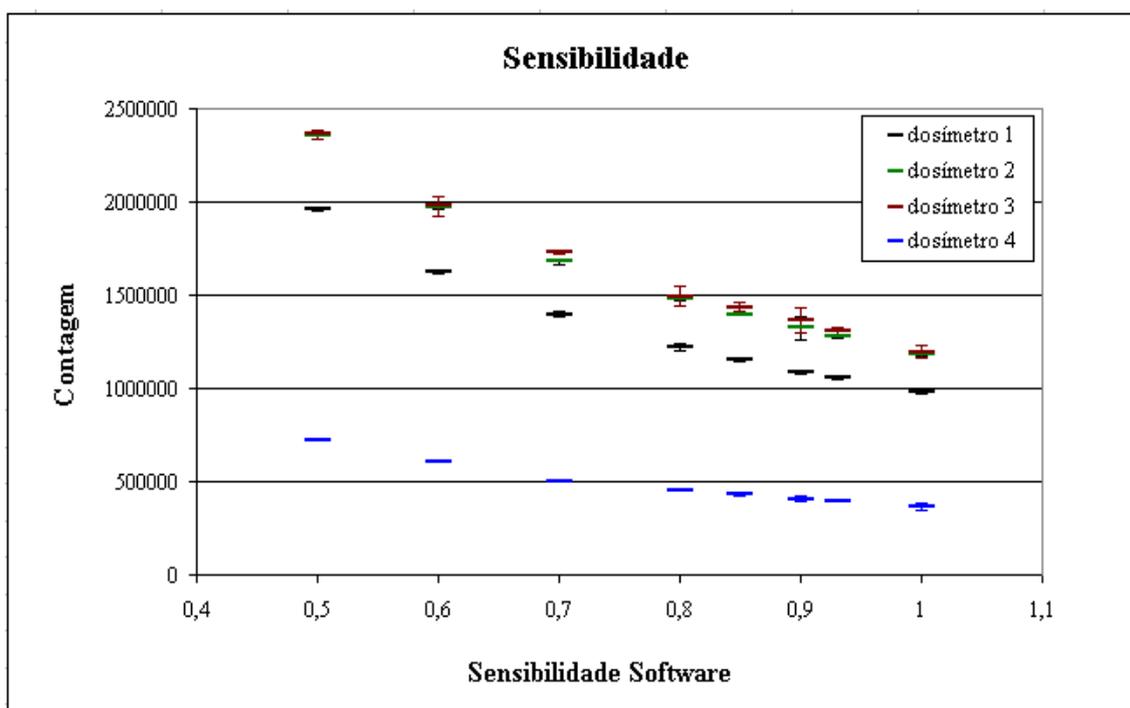


Figura 4.12. Contagens médias apresentadas pelos quatro dosímetros OSL que participaram do teste, em que sensibilidades como 0,5; 0,6; 0,7; 0,8; 0,85; 0,9; 0,93 e 1,00 foram indicadas ao *software*, mesmo sendo todos os dosímetros deste teste de sensibilidade 0,93.

Informando ao *software* um valor de sensibilidade abaixo da indicada pelo fabricante, o sistema fornece uma contagem acima da contagem corrigida (ver Figura 4.12.). O inverso também é observado: valor de sensibilidade *software* acima da indicada pelo fabricante, o sistema fornece uma contagem abaixo da contagem corrigida.

Ao normalizar os resultados iniciais (ver Tabela 5 no apêndice D), razão da medida individual pela média do respectivo dosímetro OSL lido com sensibilidade *software* 0,93, observou-se uma curva sensibilidade com ótimo coeficiente de determinação (R^2) igual a 0,9957 (ver Figura 4.13.).

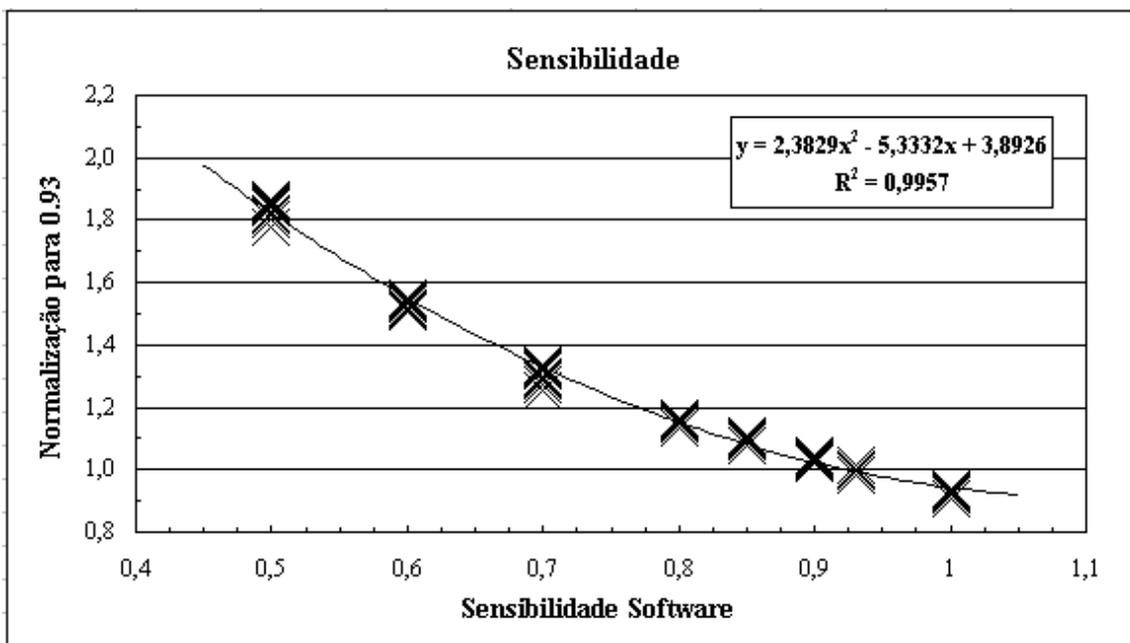


Figura 4.13. As contagens individuais foram normalizadas considerando os quatro dosímetros OSL como se fossem um só. A curva apresenta um ótimo coeficiente de determinação da reta (R^2) 0,9957.

A equação de 2º grau (ver equação 4) que representa a curva sensibilidade (ver Figura 4.13.) torna-se uma ferramenta de conversão valiosa (ver equação 8), em caso do operador indicar erroneamente ao *software* a sensibilidade indicada pelo fabricante.

$$y = 2,3829x^2 - 5,3332x + 3,8926 \quad (4)$$

$$x = 0,81 \gg y_{0,81} = 1,136129 \quad (5)$$

$$x = 0,93 \gg y_{0,93} = 0,993694 \quad (6)$$

$$\frac{y_{0,81}}{y_{0,93}} = 1,143338 \quad (7)$$

A seguir, dados obtidos com dosímetros de sensibilidade 0,81 mostram uma diferença de 0,75% entre a previsão teórica, 14,33% (ver equação 7), e a comprovação experimental, 15,08% (ver Tabela 34 no apêndice D). Os dosímetros de sensibilidade 0,81 lidos com sensibilidade *software* 0,93 apresentam, pela previsão teórica, contagens 14,33%, em média, abaixo dos dosímetros de sensibilidade 0,81 lidos com sensibilidade *software* 0,81. A equação 12 que pode ser usada para converter contagens lidas com sensibilidade errada.

$$leitura_{0,93} \times \frac{y_{0,81}}{y_{0,93}} = leitura_{0,81} \quad (8)$$

4.6. TESTE GIRO SELETOR

O teste giro seletor mostrou que a rotação de intensidade lento do seletor é mais precisa, 2% (s/\bar{x}), e produz contagens com menor grau de dispersão das produzidas através do giro seletor de intensidade rápido. Isto fica claro nos gráficos apresentados nesta seção, em que quatro operadores lêem quatro dosímetros obedecendo aos dois modos propostos: giro seletor lento e giro seletor rápido.

O dosímetro 34050-3 apresentou um desvio padrão relativo experimental médio (s/\bar{x}) de 1,7% para os quatro operadores na intensidade lento. Enquanto que na intensidade rápido a dispersão aumentou para 11,5%. Tal tendência se manteve para os demais dosímetros: o 35336m apresentou 1,4% para os quatro operadores na intensidade lento e 12,0 % na intensidade rápido; o 35201-1 apresentou 1,4% na intensidade lento e 12,0% na intensidade rápido; o 35222x apresentou 1,7% na intensidade lento e 12,5 % na intensidade rápido. Valores médios finais de 1,55% para o modo giro seletor de intensidade lento e 12% para o modo rápido foram alcançados.

O mesmo teste foi executado pelo grupo de pesquisa do serviço de qualidade em radiação ionizantes (SQRI) do INCA. Eles obtiveram valores médios finais de 0,5% para o modo giro seletor de intensidade lento e 9,1% para o modo rápido. O teste giro seletor executado pelo SQRI possui os mesmos métodos, a diferença é que eles tiveram um maior controle sobre o histórico de irradiações recebidas pelos dosímetros OSL participantes: seis irradiações, todas de 50 cGy, exceto a terceira de 100 cGy, todas irradiações nas seguintes condições: 5 cm de profundidade em água sólida, tamanho de campo de irradiação 10 x 10 cm², *gantry* a 0° e DFS de 80cm.

Por fim, constata-se que o modo giro seletor rápido resulta em uma grande dispersão das contagens individuais com relação à média, além da diminuição do valor da contagem em relação ao modo lento de leitura (ver Figura 4.14. a 4.21.). É importante observar que os dois modos gastam o mesmo tempo de leitura: aproximadamente 20 segundos. A dependência giro seletor não é relatada na literatura. Depois ficou constatado que esta dependência ocorreu especificamente na leitora estudada neste trabalho.

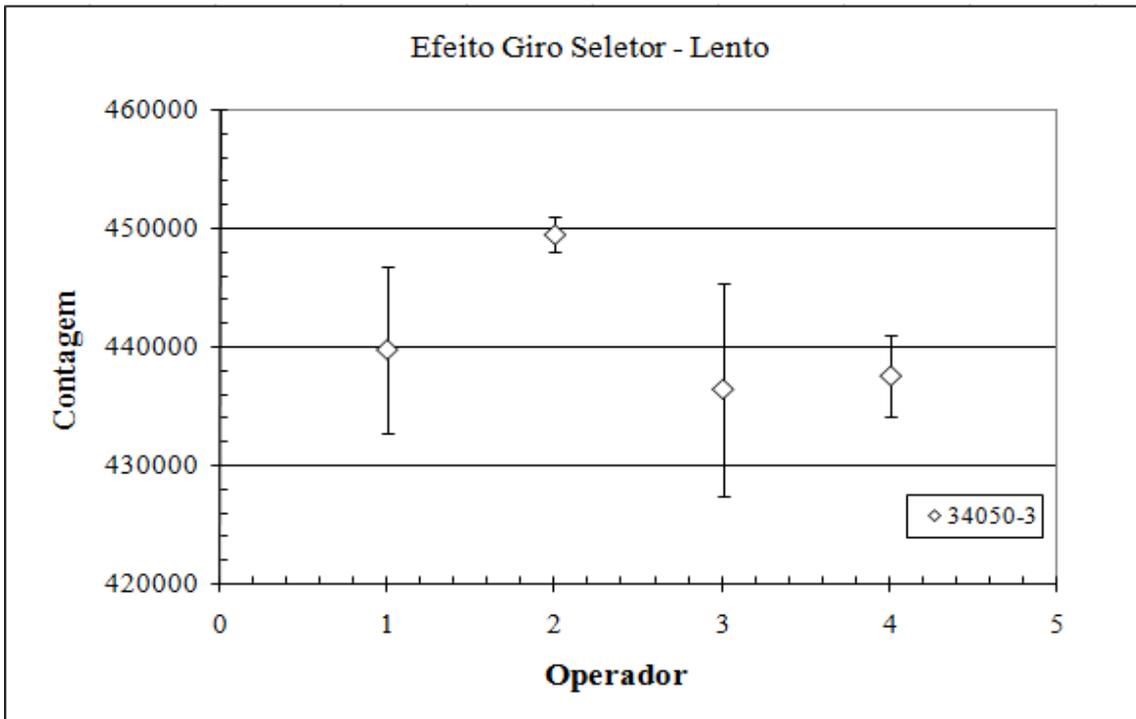


Figura 4.14. Contagens médias x do dosímetro 34050-3 para quatro operadores após 10 leituras consecutivas na intensidade giro seletor lento. As barras de incertezas são fornecidas pela meia-largura l do intervalo de confiança de 95% do modelo t -student.

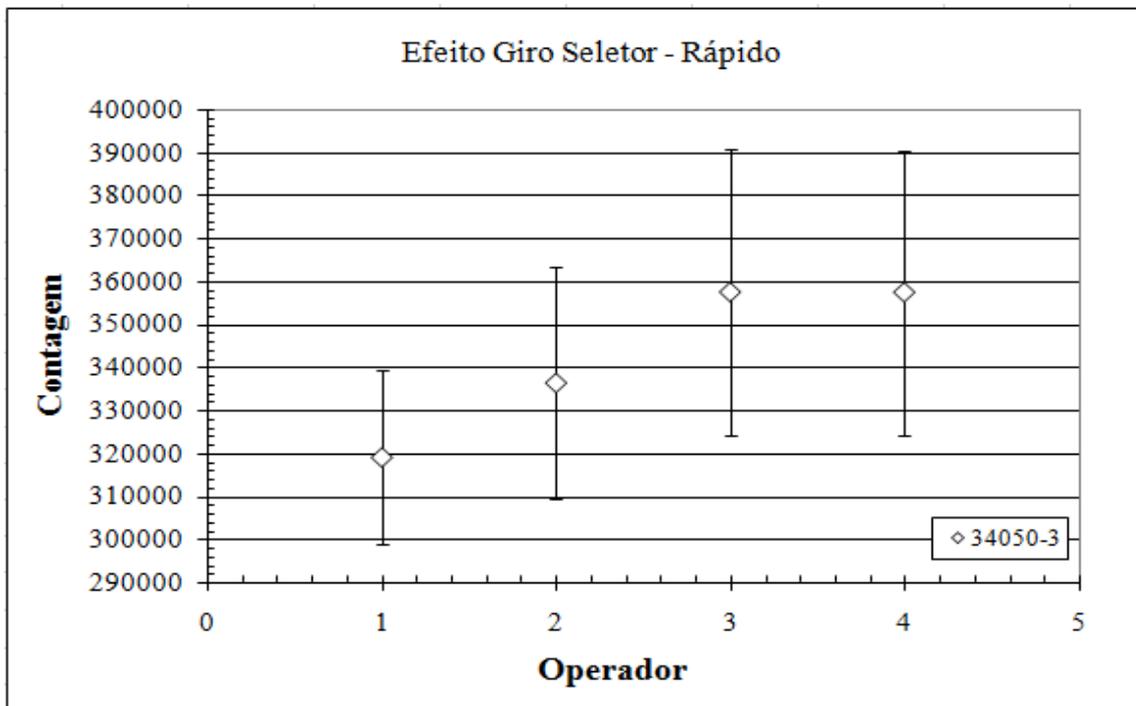


Figura 4.15. Contagens médias x do dosímetro 34050-3 para quatro operadores após 10 leituras consecutivas na intensidade giro seletor rápido. As barras de incertezas são fornecidas pela meia-largura l do intervalo de confiança de 95% do modelo t -student.

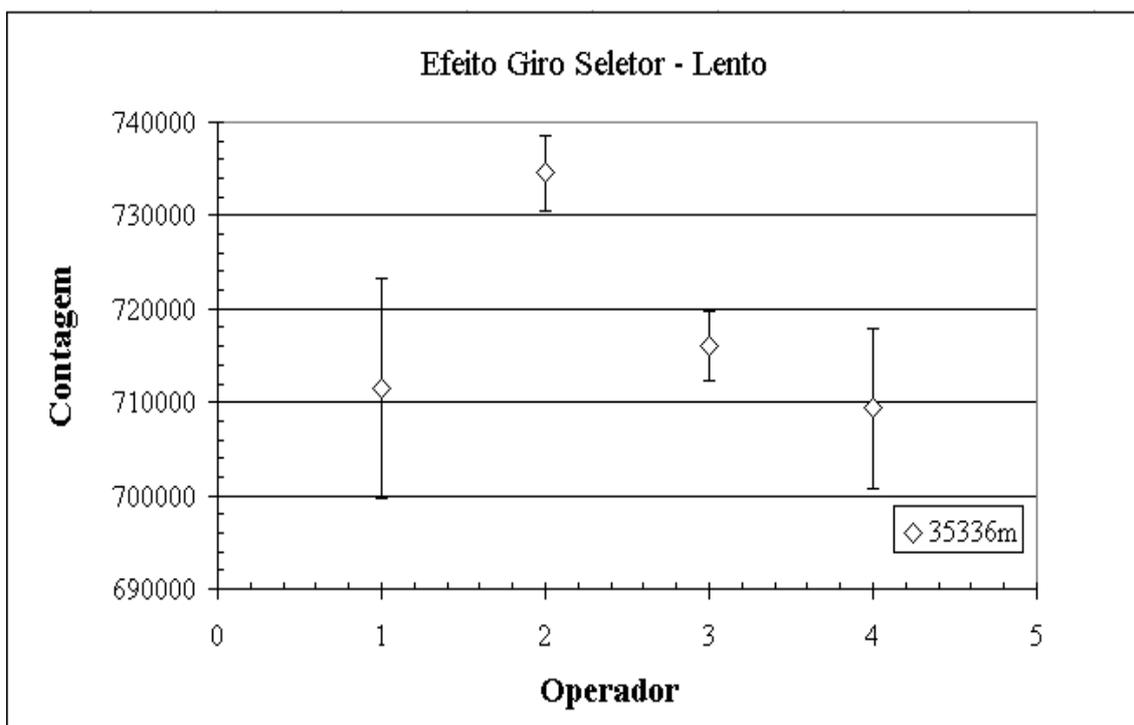


Figura 4.16. Contagens médias x do dosímetro 35336m para quatro operadores após 10 leituras consecutivas na intensidade giro seletor lento. As barras de incertezas são fornecidas pela meia-largura l do intervalo de confiança de 95% do modelo t -student.

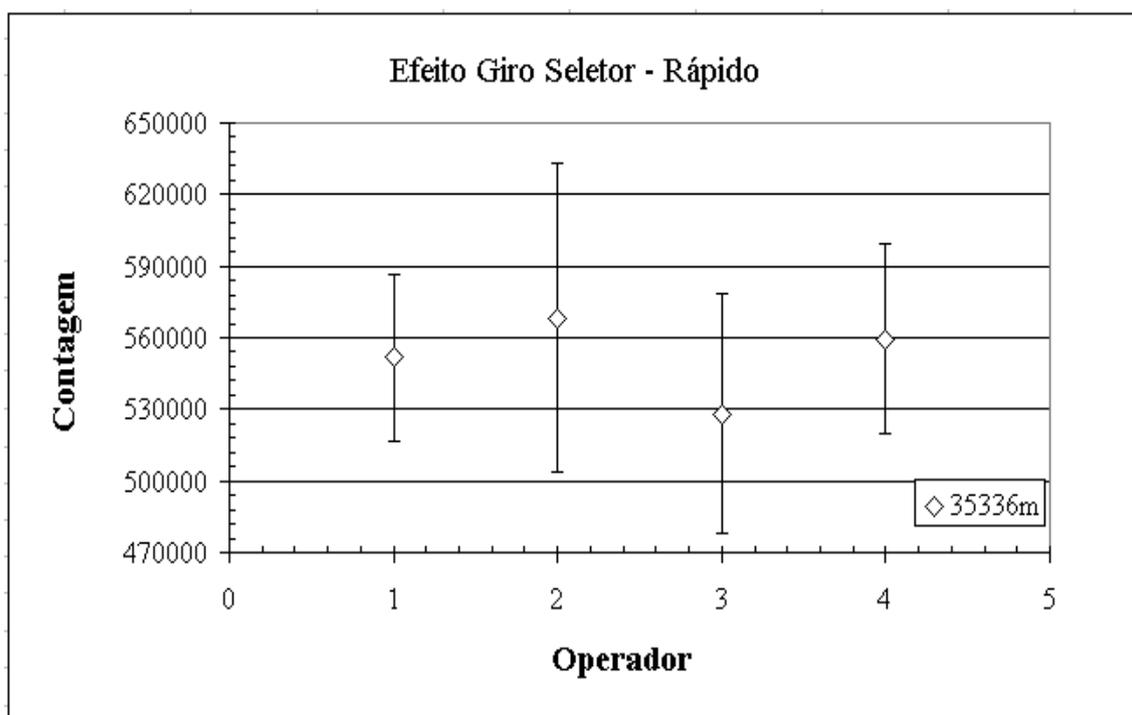


Figura 4.17. Contagens médias x do dosímetro 35336m para quatro operadores após 10 leituras consecutivas na intensidade giro seletor rápido. As barras de incertezas são fornecidas pela meia-largura l do intervalo de confiança de 95% do modelo t -student.

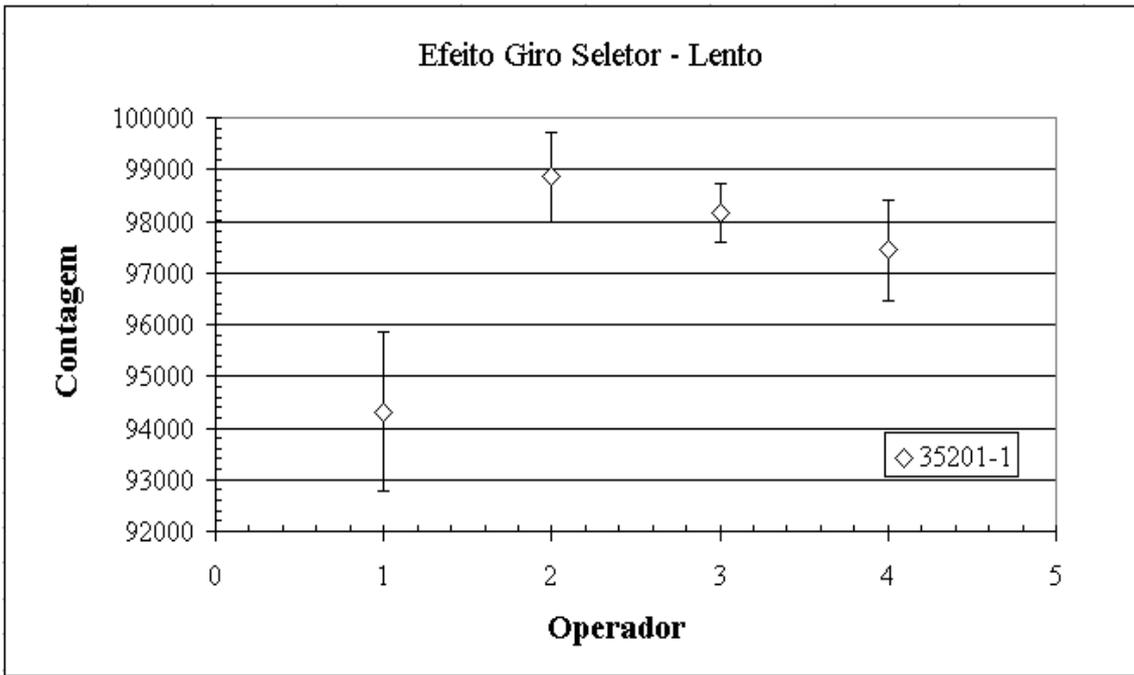


Figura 4.18. Contagens médias x do dosímetro 35201-1 para quatro operadores após 10 leituras consecutivas na intensidade giro seletor lento. As barras de incertezas são fornecidas pela meia-largura l do intervalo de confiança de 95% do modelo t -student.

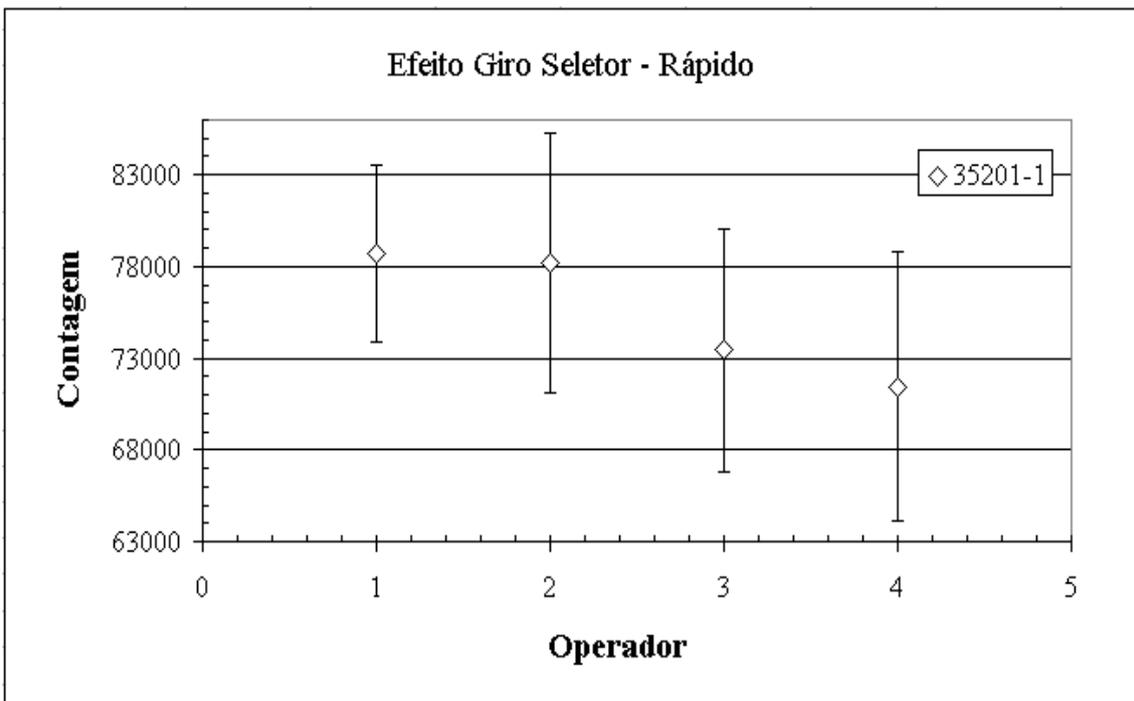


Figura 4.19. Contagens médias x do dosímetro 35201-1 para quatro operadores após 10 leituras consecutivas na intensidade giro seletor rápido. As barras de incertezas são fornecidas pela meia-largura l do intervalo de confiança de 95% do modelo t -student.

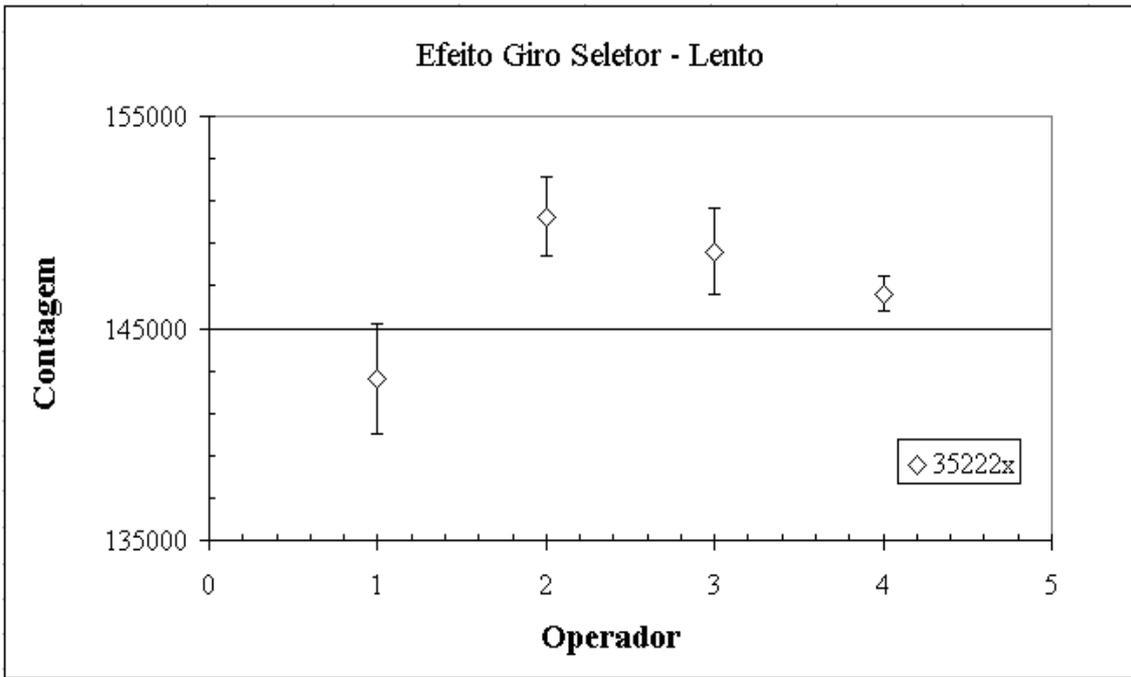


Figura 4.20. Contagens médias \bar{x} do dosímetro 35222x para quatro operadores após 10 leituras consecutivas na intensidade giro seletor lento. As barras de incertezas são fornecidas pela meia-largura l do intervalo de confiança de 95% do modelo t -student.

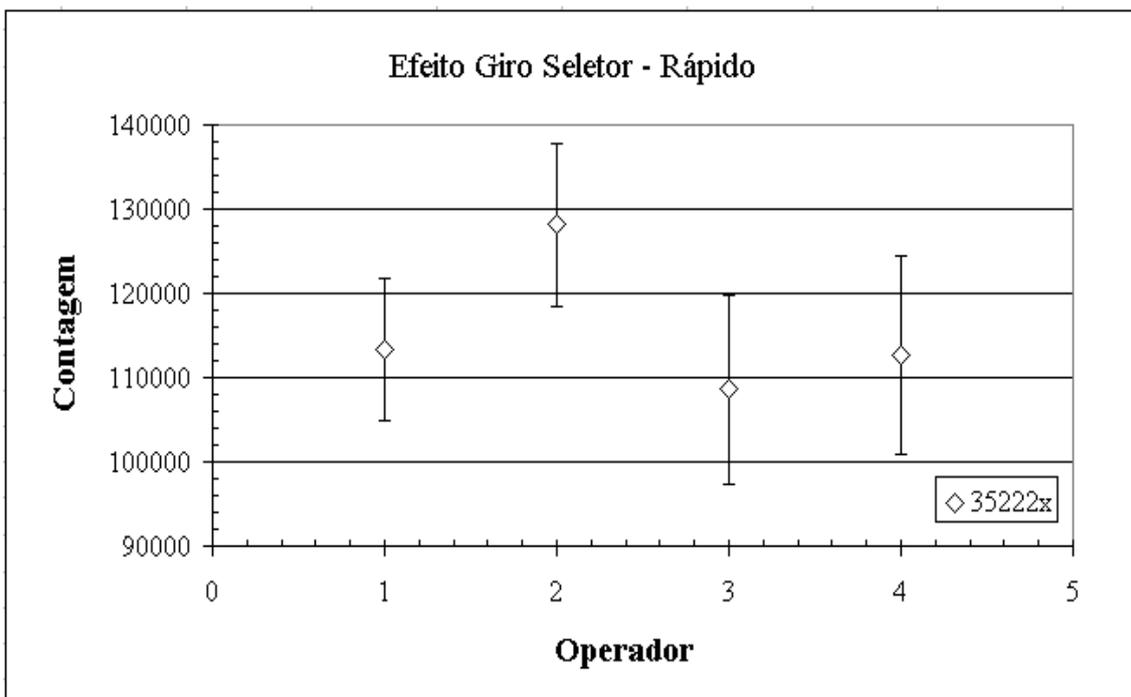


Figura 4.21. Contagens médias \bar{x} do dosímetro 35222x para quatro operadores após 10 leituras consecutivas na intensidade giro seletor rápido. As barras de incertezas são fornecidas pela meia-largura l do intervalo de confiança de 95% do modelo t -student.

4.7. INSTABILIDADE IMEDIATA DO SINAL OSL

O teste instabilidade imediata do sinal OSL mostrou que esta instabilidade do sinal OSL realmente ocorre. O $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ contém estados rasos de armadilhamento de cargas que se apresentam instáveis à temperatura ambiente (AUSTIN, 2007). Tal fato explica o desvanecimento antecipado no sinal e as altas respostas OSL nas primeiras leituras. AUSTIN sugere 6 minutos entre irradiação e leitura para que as leituras sejam precisas. Contudo os resultados deste teste mostraram que as leituras dentro do intervalo de tempo de 0 a 10 minutos não são recomendadas (DANZER, DUDNEY *et al.*, 2007). Nota-se na curva instabilidade imediata, uma estabilidade a partir de 10 minutos que se consolida após 20 minutos (ver Figura 4.22.). Uma posição mais conservadora e segura seria a leitura de 20 minutos pós-irradiação. A primeira leitura de cada dosímetro OSL forneceu a maior contagem. Isto ocorre porque as cargas das armadilhas rasas começam a serem liberadas de imediato e elas se combinam radioativamente com centros F^+ gerando um alto sinal OSL nos primeiros instantes pós-irradiação.

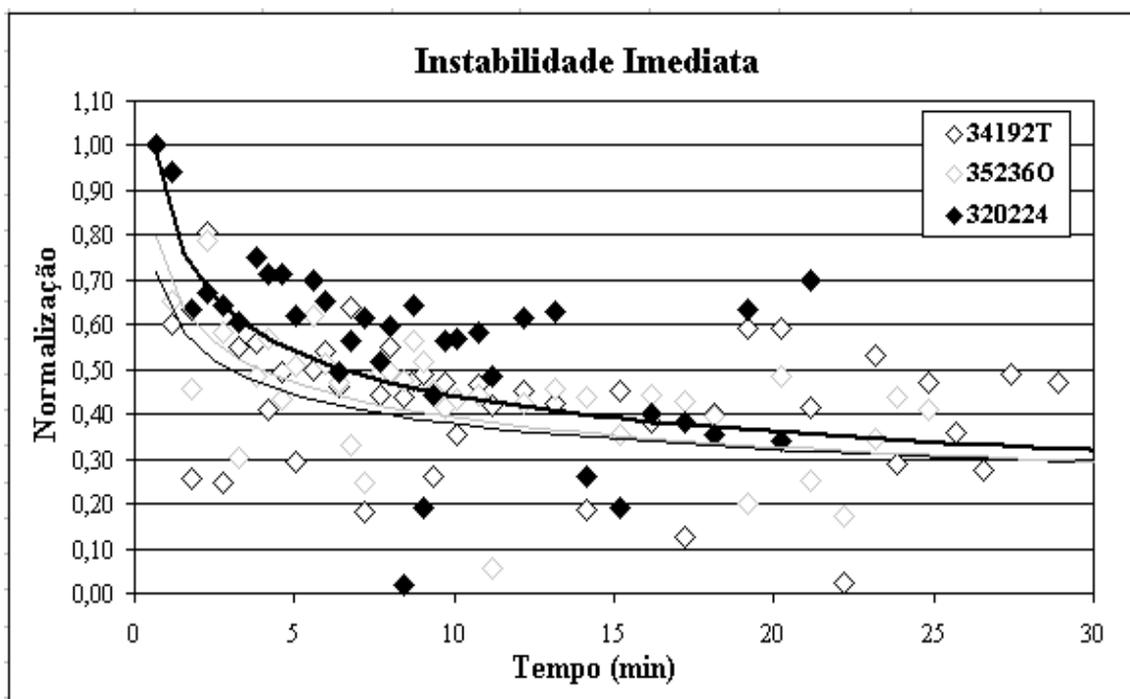


Figura 4.22. Contagens individuais em função do intervalo de tempo (minutos) entre a irradiação e a leitura do dosímetro OSL. As contagens individuais foram normalizadas pela primeira contagem realizada no respectivo dosímetro. Os dosímetros OSL participantes foram: 34192T, 352360 e 320224.

4.8. TESTE DA DEPENDÊNCIA DO TAMANHO DE CAMPO

Os diferentes tamanhos de campo de irradiação proporcionam diferentes quantidades de radiação espalhada devido aos diferentes volumes de material irradiado. O teste da dependência do tamanho de campo observou a resposta OSL para os diferentes tamanhos de campo de irradiação. O teste constatou que não há dependência do tamanho de campo de irradiação para os dosímetros OSL (ver Figura 4.24.). DANZER *et al.* também afirmaram não haver dependência com o tamanho de campo. A Figura 4.23. (ver Tabela 13 no apêndice D) apresenta contagens com pequeno desvio padrão experimental que credenciam os dosímetros OSL participantes para o teste da dependência do tamanho de campo.

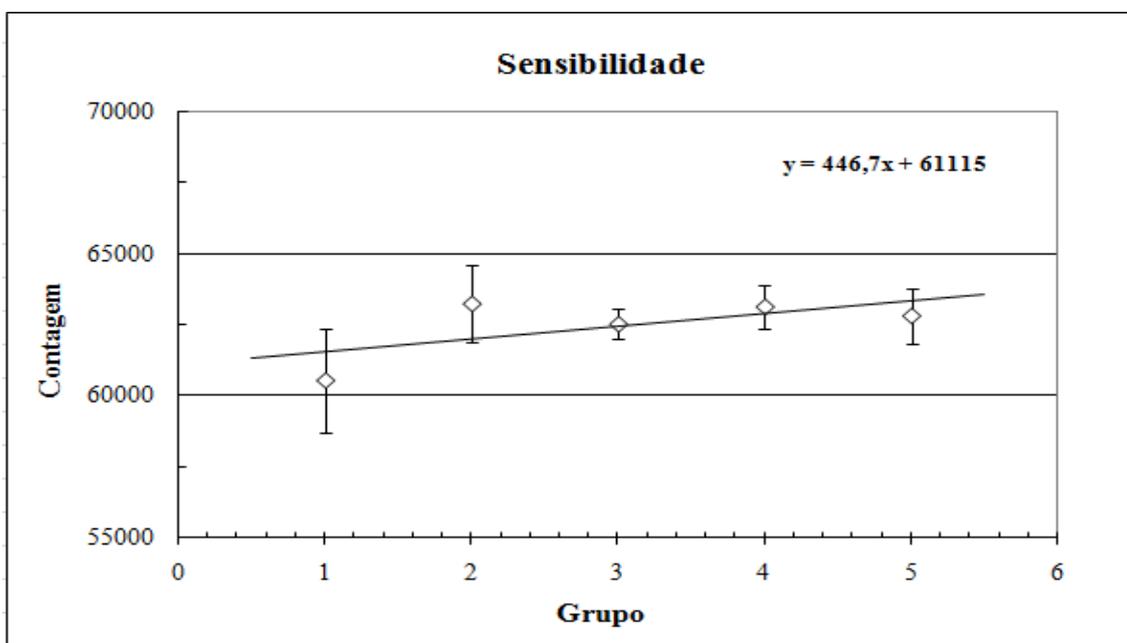


Figura 4.23. Contagens médias fornecidas pelo sistema dosimétrico estudado dos cinco grupos, de quatro dosímetros cada, irradiados nas mesmas condições na 1ª parte do teste da dependência do tamanho de campo de irradiação.

As razões k_{campo} do campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ao $25 \times 25 \text{ cm}^2$ caracterizam a não dependência, havendo somente uma pequena variação nas incertezas de cada ponto. As incertezas podem ser reduzidas com um maior número de dosímetros OSL para cada campo de irradiação e um maior número de medidas consecutivas, 10 ao invés de 5. As barras de incertezas são fornecidas pela meia-largura l do intervalo de confiança de 95% do modelo estatístico *t*-student.

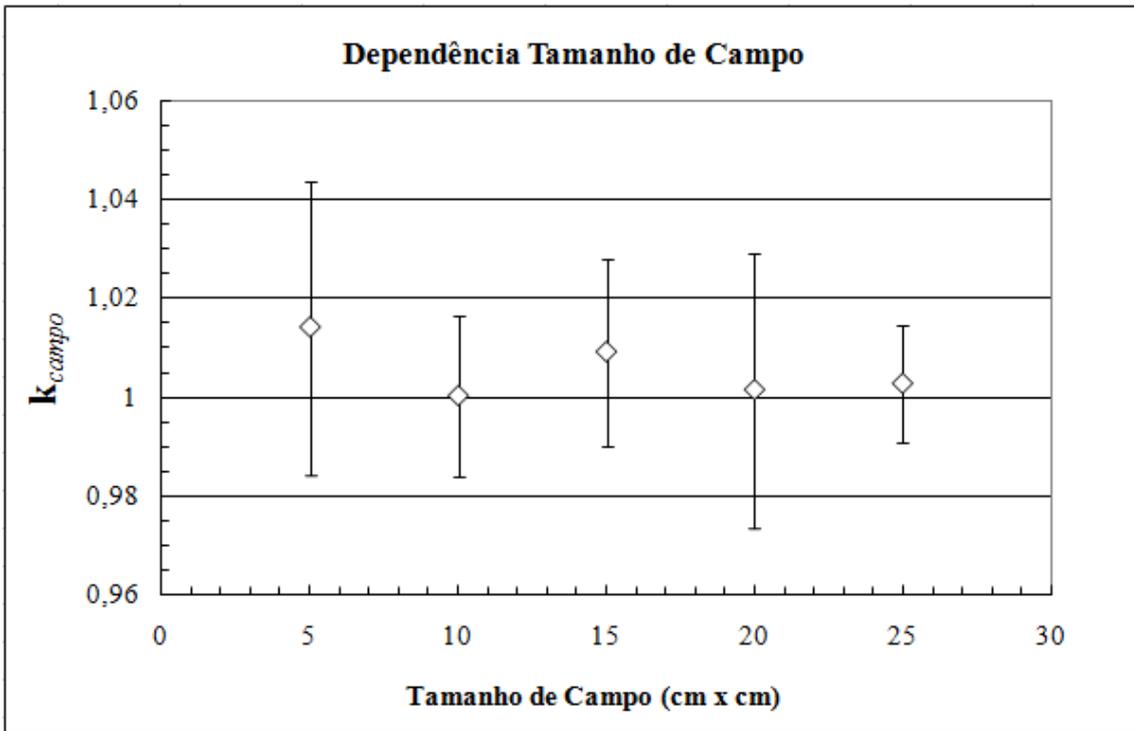


Figura 4.24. Dependência tamanho de campo. O k_{campo} quantifica a dependência com relação ao tamanho de campo de irradiação.

4.9. TESTE DEPENDÊNCIA ANGULAR

Devido às superfícies curvilíneas em que os dosímetros são freqüentemente colocados, por exemplo, a pele do paciente, a dependência angular de um dosímetro torna-se um importante teste para avaliar a exatidão das medidas executadas. Por isto, conhecer a resposta OSL em função do ângulo de irradiação é importante. Neste teste os dosímetros OSL foram expostos a diferentes ângulos de irradiação, e também foram avaliadas três posições dos dosímetros com relação ao simulador de água. A seguir, as Figuras 4.25, 4.26 e 4.27 apresentam a dependência angular nas posições direito, centro e esquerdo.

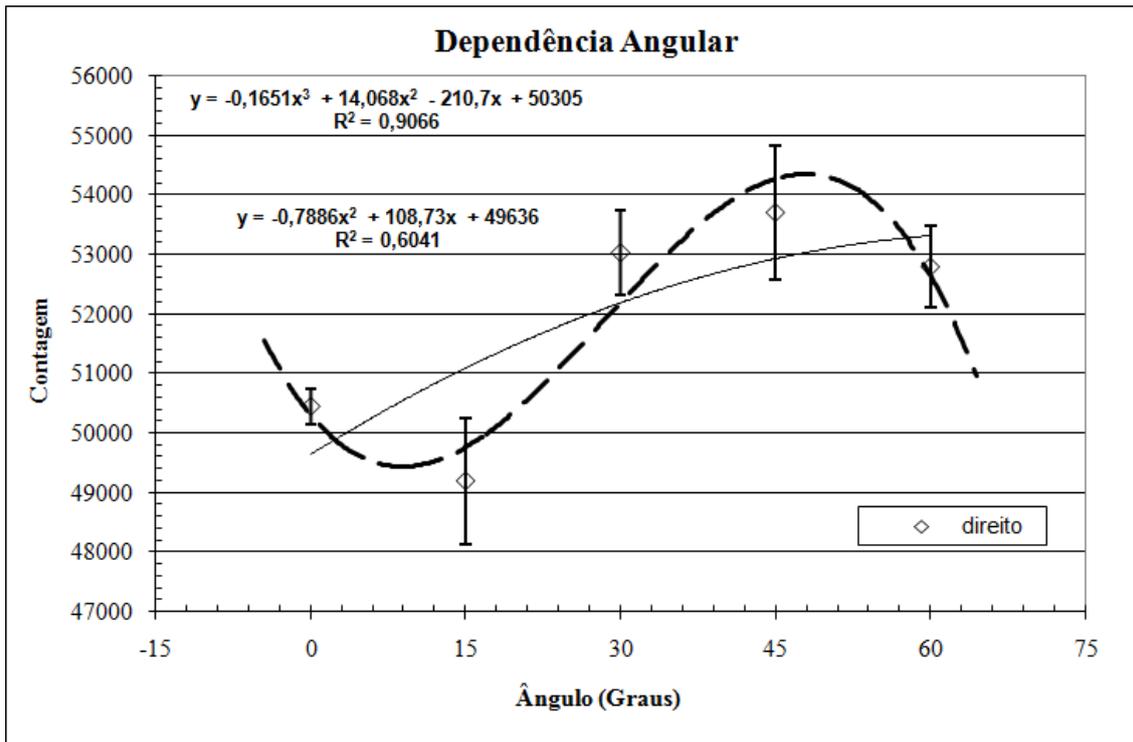


Figura 4.25. Contagens fornecidas pelo sistema dosimétrico estudado, após leitura dos dosímetros OSL irradiados com ângulos de 0 °, 15 °, 30 °, 45 °, 60° na posição direito. Dados da coluna *Net Ctg* da Tabela 17. As duas equações são tentativas de predizer a curva dependência angular resultante, sendo que o polinômio do 3º grau apresentou um melhor coeficiente de determinação (R^2).

A análise das diferenças percentuais entre as contagens de cada ângulo de irradiação com relação à contagem obtida pela angulação 0° na posição direito mostrou: - 5,3% para 15°, 6,7 % para 30°, 8,4 % para 45° e 6,3% para 60°. Os pontos escolhidos para o cálculo da diferença percentual são os mais afastados possíveis considerando as barras de incertezas. Estas barras são obtidas pelo modelo estatístico de validação dos dados escolhido: *t*-student.

O fabricante afirma que dosímetros OSL não possuem dependência angular. DANZER *et al.* também relataram a não dependência angular. Porém, os dosímetros OSL na posição direito apresentaram uma variação média de 6,7% mostrando-se dependentes com relação ao ângulo de radiação incidente. Este teste pode ser aprimorado ao se utilizar um maior número de ângulos de irradiação, por exemplo, de 5 em 5 graus. Assim como um maior número de dosímetros usados em cada posição, juntamente com um maior número de medidas executadas para cada dosímetro OSL, 10

medidas ao invés de 5. Estas ações reduzirão as incertezas associadas a cada ponto.

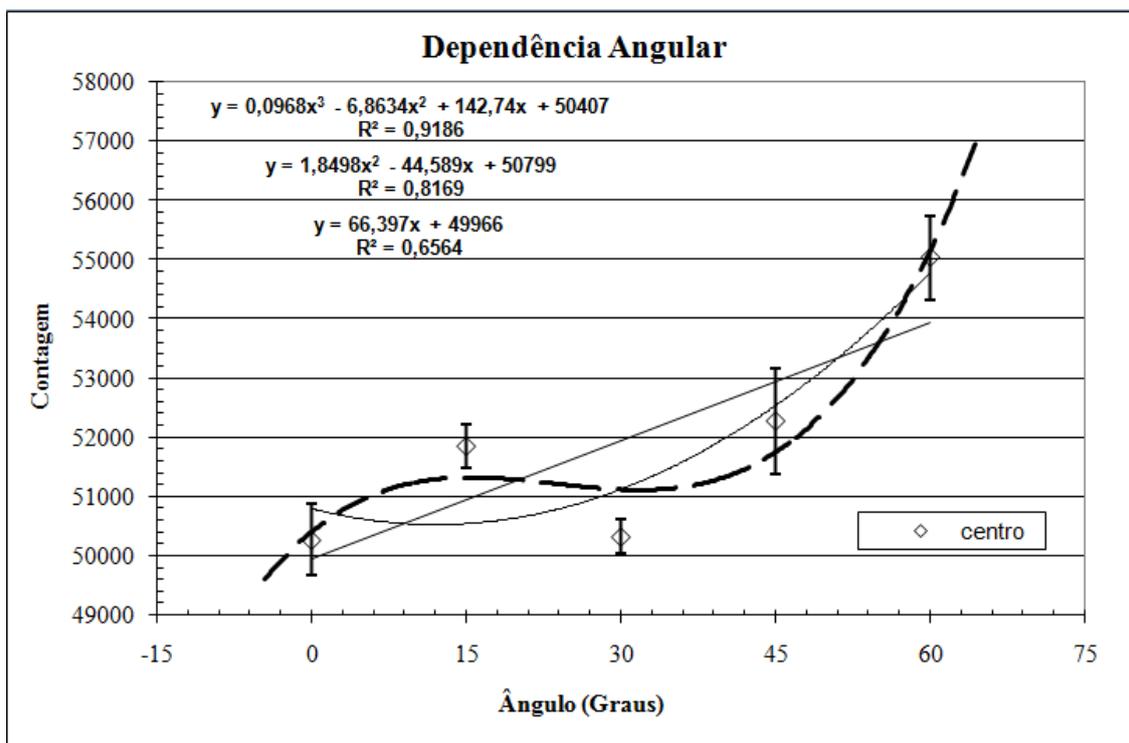


Figura 4.26. Contagens fornecidas pelo sistema dosimétrico estudado, após leitura dos dosímetros OSL irradiados com ângulos de 0°, 15°, 30°, 45°, 60° na posição centro. Dados da coluna *Net Ctg* da Tabela 18. As três equações são tentativas de predizer a curva resultante, sendo o polinômio do 3º grau a melhor com relação ao coeficiente de determinação (R^2).

A análise das diferenças percentuais entre as contagens de cada ângulo de irradiação com relação à contagem obtida em 0° na posição centro mostrou: 4,6% para 15°, 1,6 % para 30°, 6,4 % para 45° e 10,8% para 60°. Os pontos escolhidos para cálculo da diferença percentual são os mais afastados possíveis considerando as barras de incertezas. Os dosímetros OSL na posição centro, apresentaram uma variação média de 5,9% mostrando-se dependentes com relação ao ângulo de radiação incidente. No ângulo de 30° os dosímetros OSL apresentaram uma variação aceitável como não dependente angular.

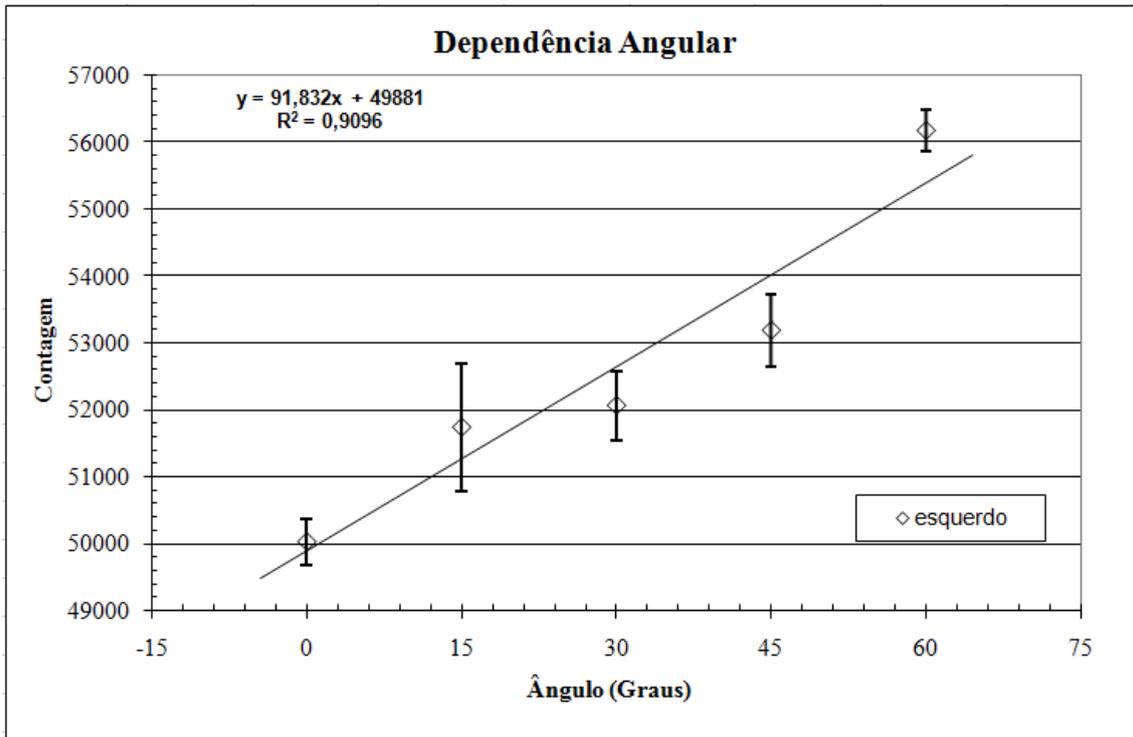


Figura 4.27. Contagens fornecidas pelo sistema dosimétrico estudado, após leitura dos dosímetros OSL irradiados com ângulos de 0°, 15°, 30°, 45°, 60° na posição esquerdo. Dados da coluna *Net Ctg* da Tabela 19.

A análise das diferenças percentuais entre as contagens de cada ângulo de irradiação com relação à contagem obtida em 0° na posição esquerdo mostrou: 6,1% para 15°, 5,3 % para 30°, 7,1 % para 45° e 11,7% para 60°. Os pontos escolhidos para cálculo da diferença percentual são os mais distantes possíveis considerando as barras de incertezas. Os dosímetros na posição esquerdo apresentaram uma variação média de 7,6% mostrando-se dependentes com relação ao ângulo de radiação incidente.

As diferenças nas contagens mostram a dependência angular que é confirmada pela razão $k_{Angular}$ (ver Figura 4.28.).

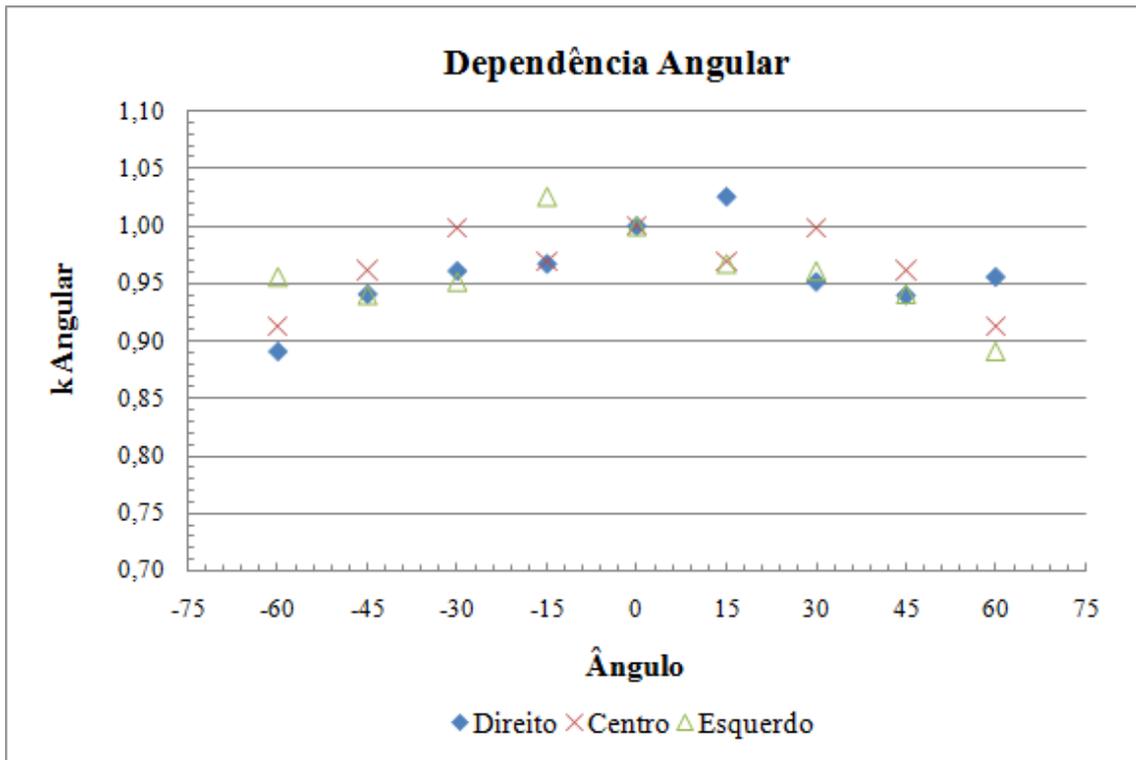


Figura 4.28. Dependência angular representada pela razão k Angular nas três posições estudadas. Observa-se uma variação de até 5% no k Angular para dosímetros na posição centro irradiados até 45°. Já nas posições direito e esquerdo observa-se uma variação de até 5% no k Angular para dosímetros irradiados até 30°. As angulações negativas são extrapolações das positivas que foram efetivamente executadas, sendo o lado negativo da posição direito o lado positivo da posição esquerdo e vice-versa.

4.10. TESTE DEPENDÊNCIA FILTRO FÍSICO

O filtro físico modifica o feixe de radiação, de maneira que diferentes angulações de filtro físico proporcionarão diferentes quantidades de radiação entregue ao material dosimétrico (ver Figura 4.29.). A dependência ou não com relação ao filtro físico é determinada pela razão k_{filtro} .

O teste dependência filtro físico constatou que não há dependência filtro físico para os dosímetros OSL. Diferente dos diodos que apresentam tal dependência (DANZER, DUDNEY *et al.*, 2007).

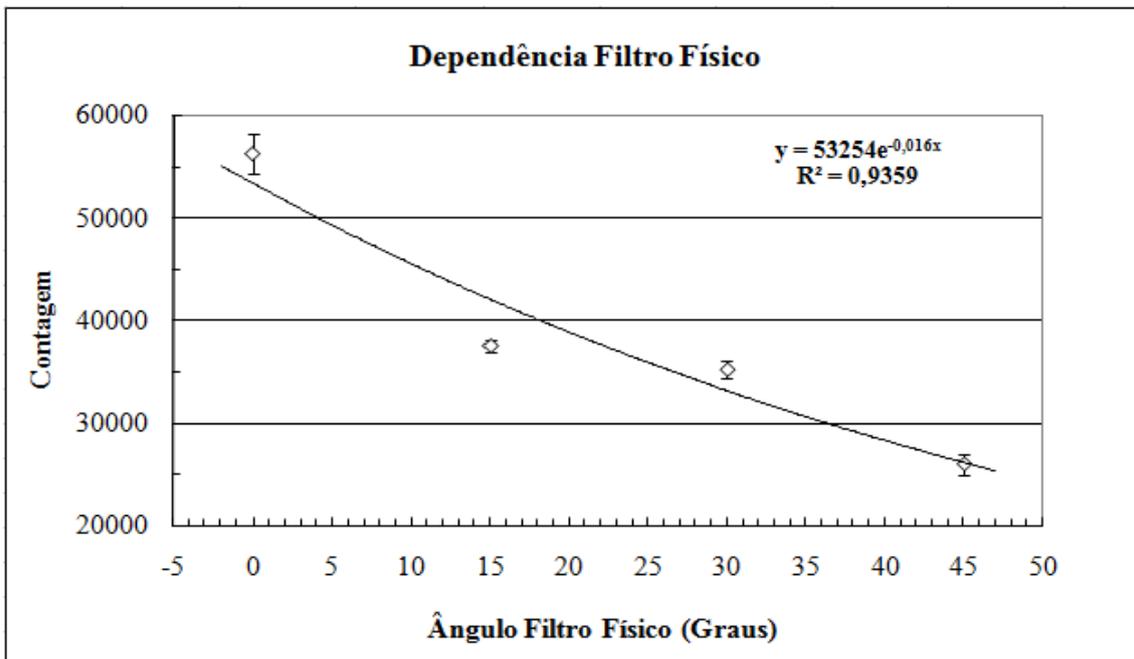


Figura 4.29. Contagens fornecidas pelo sistema dosimétrico estudado, após leitura dos dosímetros OSL irradiados com filtros físicos de 0 ° (sem filtro), 15 °, 30 °, 45 °.

As razões k_{filtro} de 0 ° ao 45° são parecidas, havendo somente uma pequena variação nas incertezas de cada ponto (ver Figura 4.30.). As incertezas podem ser reduzidas com um maior número de medidas, 10 ao invés de 5.

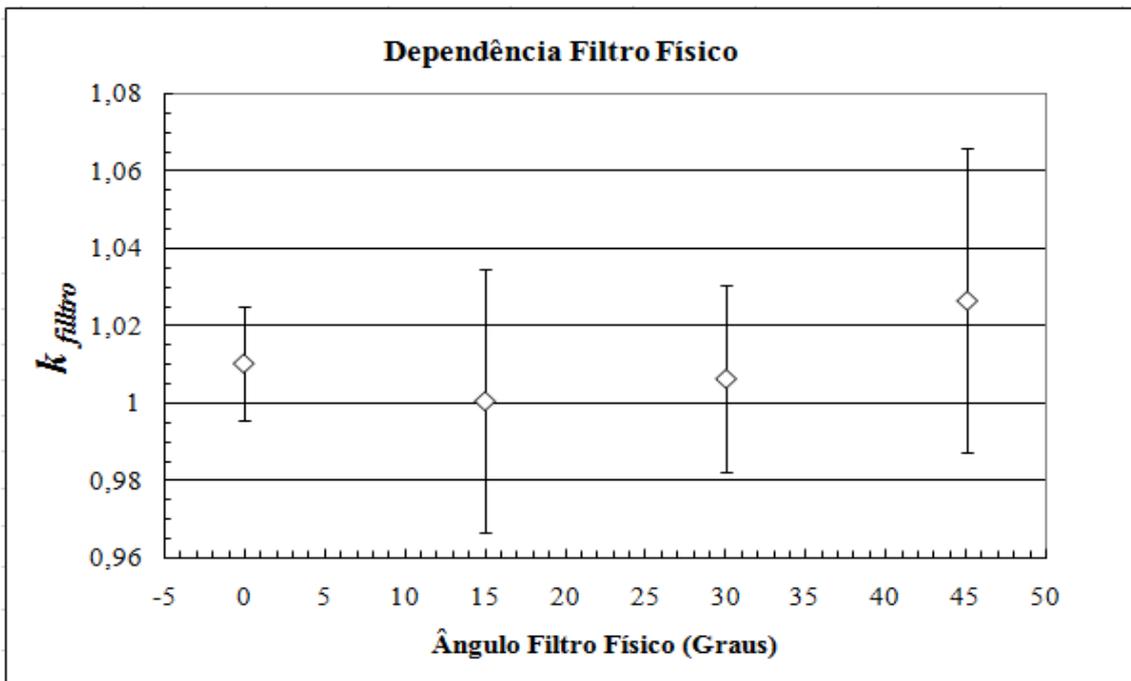


Figura 4.30. O k_{filtro} quantifica a dependência com relação ao uso do filtro físico.

4.11. REUTILIZAÇÃO DOS DOSÍMETROS OSL

A resposta OSL dos dosímetros OSL foi observada em função do tempo de tratamento óptico. Os dosímetros OSL podem ter seus sinais alvejados, chegando a níveis de dosímetros OSL virgens. Apesar dos dosímetros participantes do primeiro teste de reutilização possuírem diferentes doses acumuladas, 200, 150 e 100 cGy, as três curvas obtidas são similares e possuem um formato exponencial (ver Figura 4.31.).

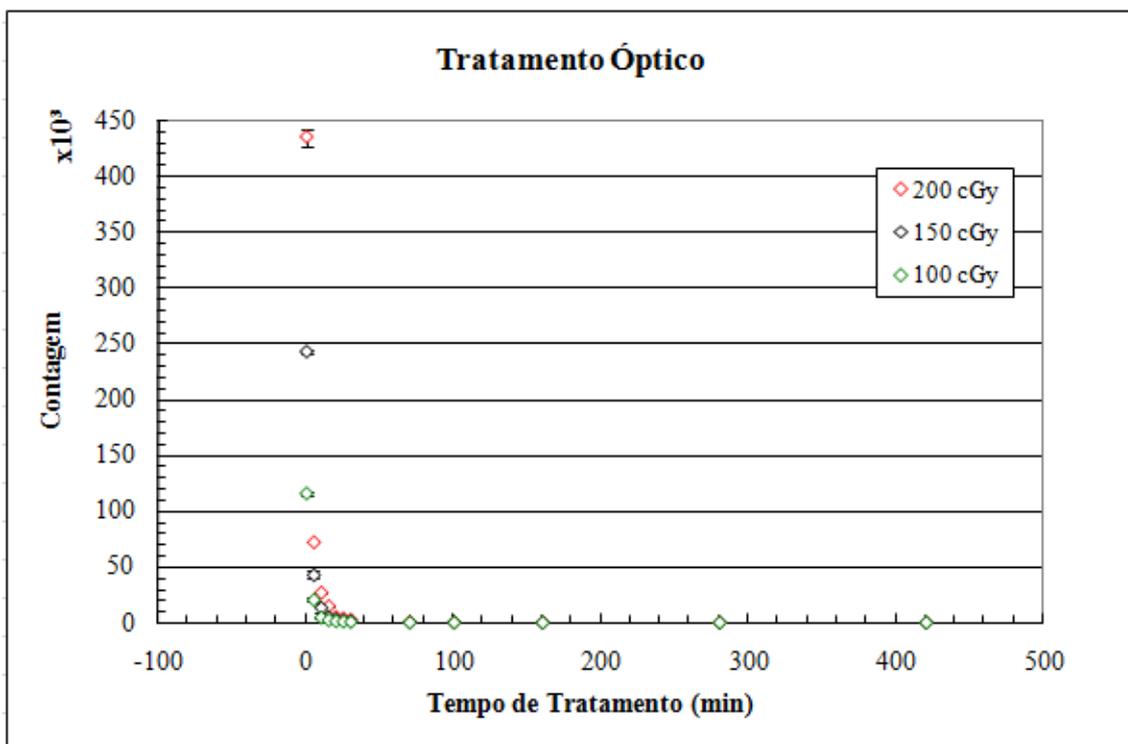


Figura 4.31. Contagens fornecidas pela leitura dos dosímetros OSL em função do tempo de tratamento óptico, em minutos. Mesmo com diferentes doses de radiação acumuladas, 100, 150 e 200 cGy, as três curvas são similares.

Ampliando um determinado trecho da Figura 4.31. é observada diferentes curvaturas para cada dosímetro OSL, havendo uma relação entre as curvaturas e a dose de radiação acumulada (ver Figura 4.32.). O dosímetro OSL com menor dose acumulada (100 cGy) apresentou uma curvatura mais próxima dos eixos, enquanto que o dosímetro OSL com maior dose acumulada (200 cGy) apresentou uma curvatura mais afastada dos eixos. Tal resultado atenta para a necessidade de um maior tempo de tratamento óptico para dosímetros com maiores doses acumuladas. Os dosímetros OSL

apresentaram uma diferença percentual, entre a contagem anterior e a posterior ao tratamento, condizente com o tempo de tratamento (ver Tabela 35 no apêndice D).

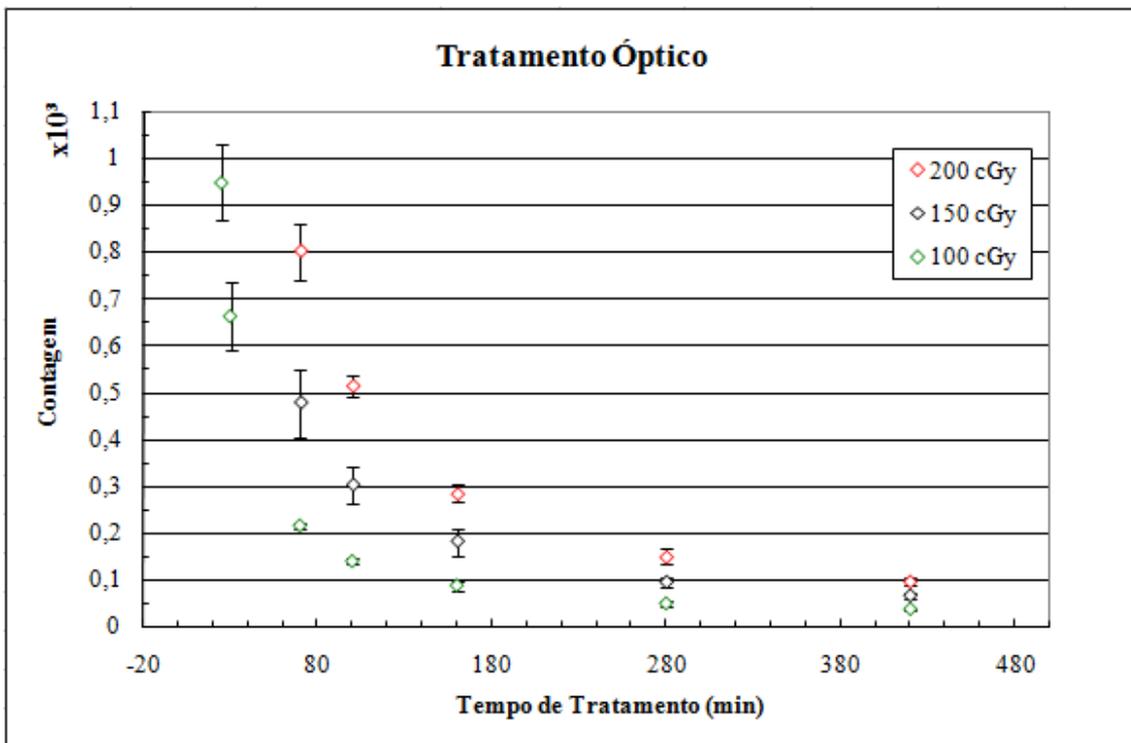


Figura 4.32. Diferença na curvatura para dosímetros OSL de diferentes doses acumuladas.

Após constatar que o alveijamento do sinal OSL era possível, dá-se início a verificação da reutilização dos dosímetros OSL: segundo teste. Através de ciclos que englobam tratamento óptico, irradiação e leitura foram observadas as respostas OSL de quatro dosímetros. Os dosímetros se mostram precisos nos três primeiros ciclos, havendo uma variação de $\pm 3,6\%$ no sinal OSL. A partir do 4º ciclo, os dosímetros continuam precisos, porém há uma queda na contagem com relação aos três primeiros ciclos: cerca de 7,7% (ver Figura 4.33 e Figura 4.34).

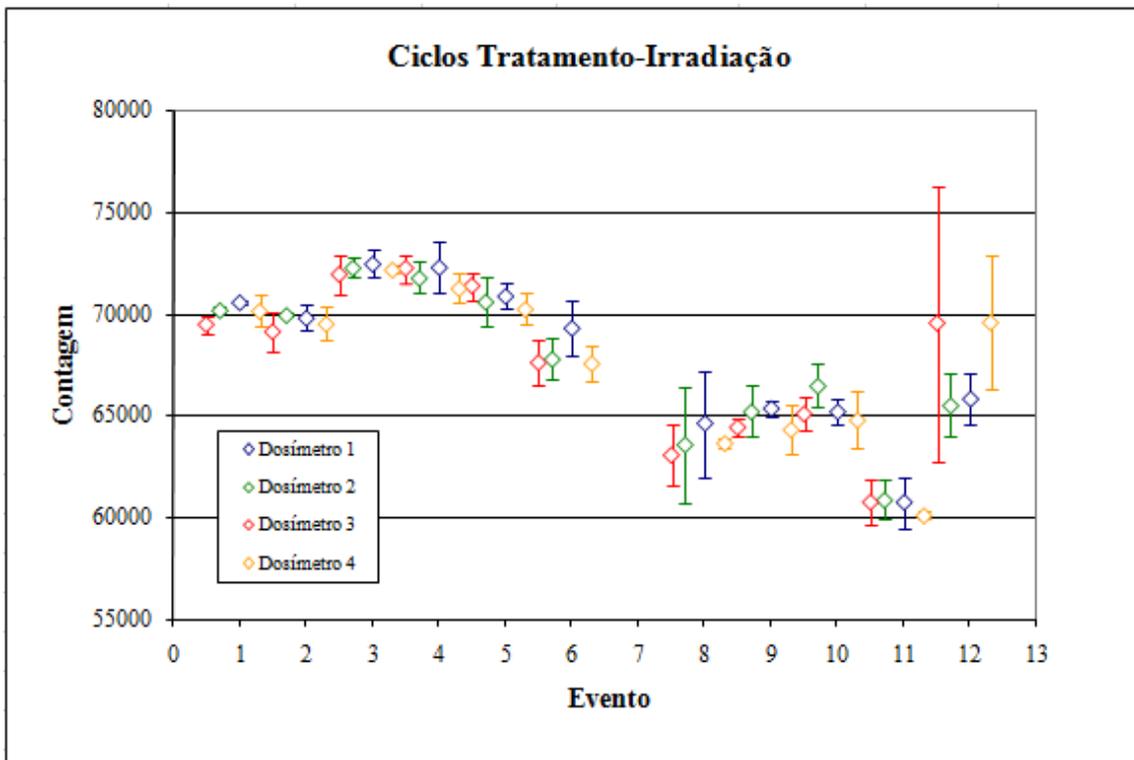


Figura 4.33. Ciclos que envolvem tratamento óptico, irradiação e leitura. No início os dosímetros OSL são tratados opticamente até alcançarem níveis de contagem consideradas de dosímetro OSL virgem. Quatro dosímetros não virgens participaram do teste. Todos dosímetros recebem uma dose de 50 cGy e foram lidos. O evento 1 representa a leitura feita 15 minutos pós irradiação e o evento 2 pós 1 hora, referentes ao 1º ciclo. Ao terminar o 1º ciclo os dosímetros são novamente tratados opticamente até alcançarem níveis de dosímetro virgem dando início ao 2º ciclo (evento 3 e 4), sendo um total de 6 ciclos tratamento-irradiação-leitura. Sendo o evento 5 e 6 referentes ao 3º ciclo, evento 7 e 8 referentes ao 4º ciclo, evento 9 e 10 referentes ao 5º ciclo e evento 11 e 12 referentes ao 6º ciclo. O 4º ciclo não possui leitura a 15 minutos pós irradiação (evento 7) somente pós 1h (evento 8).

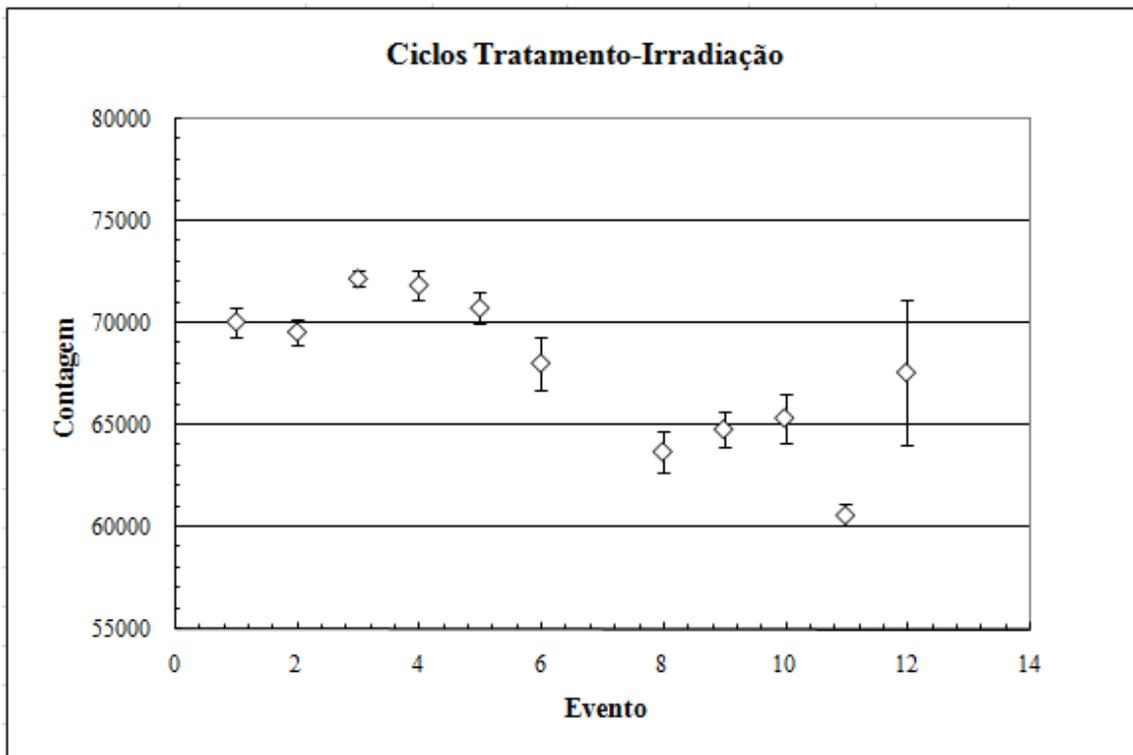


Figura 4.34. Ciclos que envolvem tratamento óptico, irradiação e leitura. Este gráfico feito com os mesmos dados do gráfico da Figura 4.32., mas aqui se utiliza a média dos quatro dosímetros OSL em cada evento.

4.12. TESTE DO LIMITE MÍNIMO DE DETECÇÃO

O teste do limite mínimo de detecção mostrou uma contagem média geral dos dosímetros OSL participantes de 53,2. Tendo em vista que um dosímetro OSL com uma dose de radiação absorvida de 100 cGy fornece uma contagem média de 108209. Sendo a dose de 100 cGy recebida nas seguintes condições de referência: 5 cm de profundidade na água virtual, tamanho de campo de irradiação de 10x10 cm², gantry a 0° e DFS de 80 cm. Considerando a linearidade do sistema estudado, os dosímetros OSL nunca antes irradiados possuem aproximadamente 0,05 cGy de dose de radiação acumulada. Isto considerando como mínimo a média geral dos 19 OSLDs mais três vezes o desvio padrão experimental geral dos 19 OSLDs. Portanto, os OSLDs apresentam boas condições para o uso na monitoração de indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE). A empresa Landauer, fabricante dos dosímetros OSL, afirma que o sistema *microStar*[®] responde a doses de 0,005 cGy a 1500 cGy. Um mínimo 10 vezes menor que o obtido no teste do limite mínimo de detecção (0,05 cGy). Esta discrepância pode ser explicada pelo fato dos dosímetros OSL utilizados neste teste terem sido

guardados durante um determinado período de tempo até serem usados.

4.13. INDICADORES DA LEITORA OSL

O teste indicadores da leitora OSL deve observar se alguma medida excede os limites de controle especificados ou se exibe tendências nos dados: três ou mais pontos movendo-se em certa direção. Pelo fabricante a medida DRK não deve ultrapassar a contagem de 30. Nenhuma medida DRK ultrapassou a contagem de 30. As medidas CAL e LED devem ter uma variação de $\pm 10\%$ em torno da média. O indicador LED apresentou as maiores variações, logo ele que testa o LED estimulador. Os pontos de CAL e LED que variam mais que $\pm 10\%$ não comprometem o bom funcionamento do sistema já que nenhuma tendência nos dados foi observada (ver Figura 4.35.).

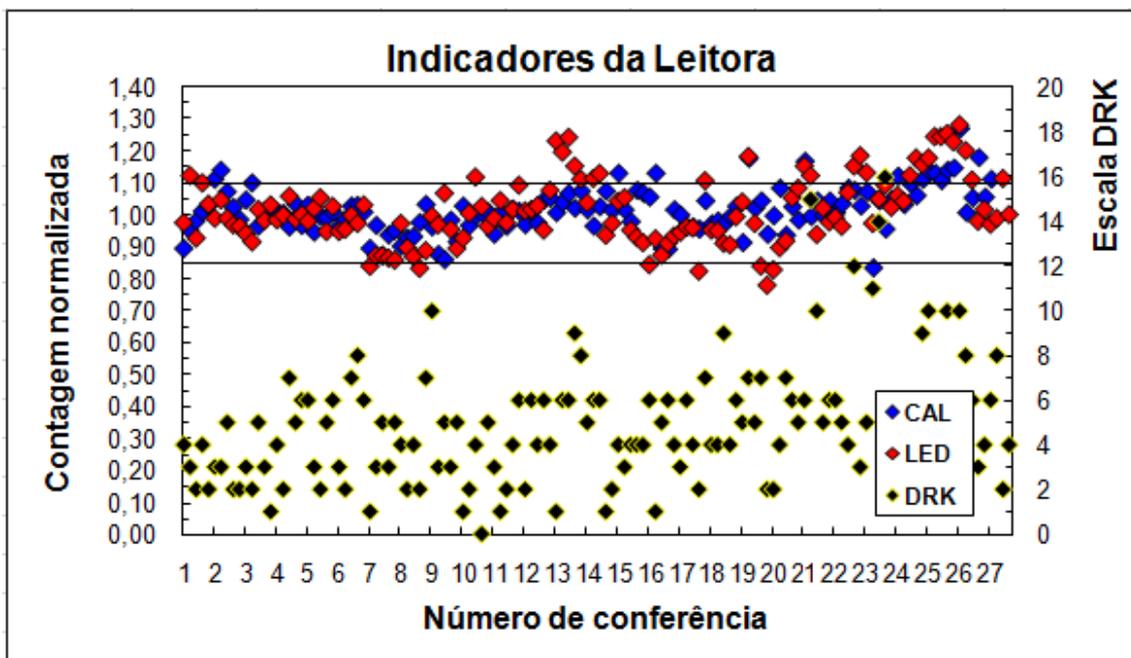


Figura 4.35. Os indicadores CAL, LED e DRK. O fabricante requer um DRK menor que 30 e um CAL e LED com variação de $\pm 10\%$ em torno da média. Cada ponto no gráfico corresponde à média de cinco medidas de cada indicador (CAL, LED e DRK).

CAPÍTULO 5

CONCLUSÕES

O sistema dosimétrico estudado é composto por dosímetro OSL, porta dosímetro, leitora OSL, *software* de leitura e algoritmo responsável pelo cálculo da dose de radiação. Somente o sinal OSL é usado para o cálculo da dose de radiação em cada leitura do dosímetro. O sinal OSL é obtido através da estimulação óptica do material dosimétrico. A resposta OSL dos dosímetros OSL mostrou-se capaz de representar a irradiação liberada pelo aparelho de cobaltoterapia. A seguir, as conclusões sobre os testes executados.

Esta dissertação expõe alguns resultados do projeto de pesquisa coordenado pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) que objetiva utilizar dosímetros OSL na radioterapia. Testes de comissionamento, como reprodutibilidade e linearidade de um lote de dosímetros, foram executados, assim como as dependências geométricas dos dosímetros OSL como angular e tamanho de campo de irradiação foram estudadas.

A exposição à radiação foi desvendada estimulando o $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ com luz verde de um LED. A quantidade de luz emitida durante a estimulação óptica é diretamente proporcional a dose de radiação e a intensidade da luz estimuladora. A técnica OSL une características de técnicas como filmes e termoluminescente, porém agrega a si outras: por ser uma medida de estímulo óptico, com o controle da intensidade da luz de excitação, a reanálise imediata é possível.

Os dosímetros OSL são precisos em 2% no teste de constância do sinal OSL, podendo ter a contagem associada a ele consultada consecutivas vezes, sem perda imediata da informação (dose armazenada). Fica a proposta do teste de constância do sinal OSL ser executado com uma quantidade maior de dosímetros, por exemplo, 12 dosímetros OSL que englobariam três grupos de quatro dosímetros, sendo executadas três irradiações. Isto validaria ainda mais as conclusões sobre o teste, apesar de não restar dúvidas que os dosímetros OSL possuem esta capacidade.

Os dosímetros OSL apresentara no teste dm resultados satisfatórios no teste de reprodutibilidade dentro do intervalo 0 a 500 cGy de dose de radiação recebida. A cada acréscimo de 50 cGy ocorre a soma dos centros radioativos pré-existentes com os centros radioativos formados pela dose. A proposta do teste de reprodutibilidade ter as inserções de dose de radiação executadas em dias diferentes é interessante para

considerar o desvanecimento do sinal OSL com o passar dos dias. Diferente do teste de reprodutibilidade, que é uma avaliação individual do dosímetro OSL, o teste linearidade avalia um determinado grupo de dosímetros. Os doze dosímetros participantes do teste linearidade mostram-se lineares entre si.

O teste sensibilidade *software* mostrou que informando ao *software* um valor de sensibilidade abaixo da indicada pelo fabricante, o sistema fornece uma contagem acima da contagem corrigida. Isto ocorre devido a padronização do estímulo que considera a sensibilidade informada pelo fabricante. Um dosímetro OSL com sensibilidade 0,81 terá um maior estímulo óptico que um com 0,93. O inverso também é observado: se o valor de sensibilidade informada ao *software* for acima da indicada pelo fabricante o sistema fornece uma contagem abaixo da contagem corrigida. A equação de 2º grau que representa a curva sensibilidade é uma valiosa ferramenta de conversão, em caso do operador indicar erroneamente ao *software* a sensibilidade especificada pelo fabricante.

O teste giro seletor mostrou que apesar das duas intensidades de giro seletor gastarem o mesmo tempo de leitura, aproximadamente 20 segundos, constata-se que para o modo giro seletor rápido há uma grande dispersão das contagens individuais com relação à média, além da diminuição do valor da contagem em relação ao modo lento de leitura. A intensidade lento é mais precisa, produzindo contagens com menor grau de dispersão das produzidas através do giro seletor de intensidade rápido. O teste giro seletor chega a valores médios finais de 1,55% para o modo giro seletor de intensidade lento e 12% para o modo rápido. Depois ficou constado que esta dependência ocorria especificamente na leitora cedida para o estudo.

O sinal OSL apresenta certa estabilidade a partir de 10 minutos pós-irradiação, que se consolida após 20 minutos. A primeira leitura de cada dosímetro forneceu a maior contagem. Isto ocorre já que cargas das armadilhas rasas começam a serem liberadas de imediato e elas se combinam radioativamente com centros F^+ gerando um alto sinal OSL nos primeiros instantes pós-irradiação.

O teste da dependência do tamanho de campo constatou através das razões k_{campo} que não há dependência tamanho de campo de irradiação para os dosímetros OSL. O teste dependência angular mostrou os dosímetros OSL dependentes com

relação ao ângulo de radiação incidente. O teste dependência filtro físico constatou através das razões k_{filtro} que não há dependência filtro físico para os dosímetros OSL.

Os dosímetros OSL podem ter seus sinais alvejados, chegando a níveis de dosímetros OSL virgens. Apesar de diferentes doses acumuladas as três curvas obtidas são similares e possuem um formato exponencial. Os dosímetros OSL apresentaram uma diferença percentual entre a contagem anterior e a posterior ao tratamento óptico condizente com o tempo de tratamento. Através de ciclos que englobam tratamento óptico, irradiação e leitura os dosímetros se mostram precisos nos três primeiros ciclos, havendo uma variação de $\pm 3,6\%$ no sinal OSL. A partir do 4º ciclo, os dosímetros continuam precisos, porém há uma queda na contagem com relação aos três primeiros ciclos: cerca de 7,7% (ver Figura 4.33).

Os dosímetros OSL apresentam um limite mínimo de detecção de aproximadamente 0,05 cGy. A alta sensibilidade do dosímetro é desejada para medidas de doses baixas. Portanto, há boas condições para seu uso na monitoração ocupacional. A empresa fabricante dos dosímetros OSL indica um mínimo de 0,005 cGy, 10 vezes menor que o obtido (0,05 cGy). Esta discrepância pode ser explicada pelo fato dos dosímetros OSL utilizados terem sido guardados durante um determinado período de tempo acumulando radiação de fundo. Esta dissertação propõe que o teste do limite mínimo de detecção seja executado assim que os dosímetros OSL sejam disponibilizados pelo fabricante.

A leitora OSL apresenta indicadores condizentes com os requeridos pelo fabricante para seu bom desempenho. Nenhuma medida DRK ultrapassou a contagem de 30. As medidas CAL e LED que variam mais que $\pm 10\%$ não comprometem o bom funcionamento da leitora.

A tecnologia OSL ainda carece de um processo de certificação no Brasil. Os resultados deste trabalho mostram a possibilidade de ter os dosímetros OSL como uma ferramenta adicional nos programas de controle de qualidade dos serviços de radioterapia.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AKSERLROD, A.E. e AKSERLROD, M. S., 2002, “Correlation between OSL e the distribution of TL traps in $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ”, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 100, pp. 217-220.

AKSERLROD, M. S., LARSEN, N. A., WHITLEY, V. e MCKEEVER, S.W.S., 1998, “Thermal quenching of f-center luminescence in $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ”, *Journal of Applied Physics*, v. 84, pp. 3364-3373.

AKSERLROD, M. S., KORTOV, V.S., 1990a, “Thermoluminescent and exoemission properties of new high-sensitivity tld α - $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ crystals”, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 33, pp. 123-126.

AKSERLROD, M. S., KORTOV, V.S. e GORELOVA, E.A., 1993, “Preparation and properties of α - $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ”, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 47, pp. 159-164.

AKSERLROD, M. S., KORTOV, V.S., KRAVETSKY, D.J. e GOTLIB, V.I., 1990b, “Highly sensitive thermoluminescent anion-defect α - $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ single crystal detectors”. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 33, pp. 119-122.

AUSTIN, M.J., 2007, *An Optically Stimulated Luminescence Dosimeter for in vivo Radiotherapy Dosimetry*, M.Sc., Faculty of Medical and Human Sciences, University of Manchester, Manchester, United Kingdom.

AZNAR, M. C., 2005, *Real-time in vivo luminescence dosimetry in radiotherapy and mammography using $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$* , Ph.D. Thesis, Risø National Laboratory, Risø-PhD-12(EN), Roskilde, Denmark.

BERNI, D., GORI, C., LAZZARI, B., MAZZOCHI, S., ROSSI, F. e ZATELLI, G., 2002, “Use of TLD in evaluating diagnostic reference levels for some radiological examinations”, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 101, n. 1-4, pp. 411-413.

BØTTER-JENSEN, L., MCKEEVER, S.W.S. e WINTLE, A.G., 2003, *Optically Stimulated Luminescence Dosimetry*, 1ed. Amsterdam, The Netherlands, Elsevier.

DANZER, J., DUDNEY, C., SEIBERT, R., ROBISON, B., HARRIS, C. e RAMSEY, C., 2007, “Optically stimulated luminescence of aluminum oxide detectors for radiation therapy quality assurance”, *49th AAPM Meeting*, 22-26 July.

DENBY, P.M., BØTTER-JENSEN, L., MURRAY, A.S., THOMSEN, K.J. e MOSKA, P., 2006, “Application of pulsed osl to the separation of the luminescence components from a mixed quartz/feldspar sample”, *Radiation Measurements*, v. 41, pp. 774-779.

DUTREIX, A., 1984, “When and how can we improve precision in radiotherapy ?”, *Radiotherapy and Oncology*, v.2, pp. 275-292.

ESSERS, M. e MIJNHEER, B., 1999, “In vivo dosimetry during external photon beam radiotherapy”, *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, v.43, n. 2, pp. 245-259.

GALLOWAY, R.B., 1994, “On the stimulated of luminescence with green light emitting diodes”, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 23, pp. 547-550.

HENNIGER, J., HORLBECK, B., HÜBNER, K. e PROKERT, K., “The evaluation of CaF₂:Mn-polyethylene detectors with the aid of the optically stimulated luminescence (OSL)”, *Nuclear Instruments and Methods*, v. 204, pp. 209-212.

HUNTLEY, D.J., GODFREY-SMITH, D.I. e THEWALT, M.L.W., 1985, “Optical dating of sediments”, *Nature*, v. 313, pp. 105-107.

HUSTON, A., JUSTUS, B., FALKENSTEIN, P., MILLER, R., NING, H. e ALTEMUS, R., 2001, “Remote optical fiber dosimetry”, *Nuclear Instruments Methods B*, v. 184, pp. 55-67.

GELMAN, A., CARLIN, J. B., STERN, H. S. e RUBIN, D. B., 2004, *Bayesian Data Analysis*, 2 ed., CRC/Chapman & Hall.

JONHS, H. e CUNNINGHAM, J., 1983, *The Physics of Radiology*, 4 ed. Springfield, Illinois, USA, Charles C Thomas Publisher.

JURSINIC, P. A., 2007, “Characterization of optically stimulated luminescent dosimeters, OSLDs, for clinical dosimetric measurements”, *Medical Physics*, v.34, n.12 (Dec), pp. 4594-4604.

LANGE, K. L., LITTLE, R. J. A. e TAYLOR, J. M. G., 1989, “Robust statistical modeling using the t distribution”, *Journal of the American Statistical Association*, v.84, pp. 881-896.

KHAN, F., 1992, *The Physics of Radiation Therapy*, 2 ed. Baltimore, Maryland, USA, Williams and Wilkins.

KITIS, G., PAPADOPOULOS, J.G., CHARALAMBOUS, S. e TUYN, J.W.N., 1994, “The influence of heating rate on the response and trapping parameters of α -Al₂O₃:C”, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 55, pp. 183-190.

KORTOV, V.S., MILMAN, I.I., KIRPA, V.I. e LESZ, J., 1994, “Some features of α -Al₂O₃:C dosimetric thermoluminescent crystals”, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 55, pp. 279-283.

MARRE, D. e MARINELLO, G., 2004, “Comparison of p-type commercial electron diodes for in vivo dosimetry”, *Medical Physics*, v. 31, n.1, pp. 50-56.

MCKEEVER, S.W.S., AKSELROD, M.S., COLYOTT, L.E., LARSEN, N.A., POLF, J.C. e WHITLEY, V., “Characterisation of Al₂O₃:C for use in thermally and optically stimulated luminescence dosimetry”, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 84, pp. 163-168.

MIJNHEER, B., BATTERMANN, J. e WAMBERSIE, A., 1987, “What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy”, *Radiotherapy and Oncology*, v.8, pp. 237-252.

MOSCOVITCH, M., TAWIL, R.A. e SVINKIN, M., 1993, "Light induced fading in α -Al₂O₃:C", *Radiation Protection Dosimetry*, v. 47, pp. 251-253.

NCRP Report No. 142, National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, Maryland, 2002.

POLF, J.C., YUKIHARA, E.G., AKSELROD, M.S. e MCKEEVER, S.W.S., 2004, "Real time luminescence from Al₂O₃ fibre dosimeters", *Radiation Measurements*, v. 38, pp. 227-240.

PRADHAN, A.S., CHANDRA, B. e BHATT, R.C., 1983, "Phosphorescence and photostimulated luminescence of CaSO₄:Dy embedded polyethylene discs at elevated temperature for fast neutron dosimetry", *Radiation Protection Dosimetry*, v. 5, pp. 159-162.

ROY, O., MAGNE, S., GAUCHER, J., ALBERT, L., DUSSEAU, L., BESSIERE, J. e FERDINAND, P., 1997, "All optical fiber sensor based on optically stimulated luminescence for radiation detection", *12th International Conference on Optical Fiber Sensors*.

ROSENFELD, A. B., 2002, "MOSFET dosimetry on modern radiation oncology modalities", *Radiation Protection Dosimetry*, v. 101, n. 1-4, pp. 393-398.

SANBORN, E.N. e BEARD, E.L., 1967, "Sulfides of strontium, calcium and magnesium in infrared-stimulated luminescence dosimetry", *Luminescence Dosimetry: Proceedings of International Conference on Luminescence Dosimetry*.

SCHAYES, R., BROOKE C., KOZLOWITZ, I. e LHEUREUX, M., 1967, "Thermoluminescence measurements with calcium fluoride", *Luminescence Dosimetry: Proceedings of International Conference on Luminescence Dosimetry*.

SCHEMBRI, V. e HEIJMEN, J. M., 2007, "Optically stimulated luminescence (OSL) of carbon-doped aluminum oxide (Al₂O₃:C) for film dosimetry in radiotherapy", *Medical Physics*, v.34, n.6 (Jun), pp. 2113-2118.

SPONNER, N.A., AITKEN, M.J., SMITH, B.W., FRANKS, M. e MCELROY, C., 1990, "Archaeological dating by infrared-stimulated luminescence using a diode array", *Radiation Protection Dosimetry*, v. 34, pp. 83-86.

SUMMERS, G.P., 1984, "Thermoluminescence in single crystal α -Al₂O₃:C", *Radiation Protection Dosimetry*, v. 8, pp. 69-80.

VIEGAS, C. C. B., 2003, *Dosimetria In Vivo com uso de Detectores Semicondutores e Termoluminescentes Aplicada ao Tratamento de Câncer de Cabeça e Pescoço*, M.Sc., Programa de Engenharia Nuclear, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil.

YOSHIMURA, E.M. e YUKIHARA, E.G., 2006, "Optically stimulated luminescence: searching for new dosimetric materials", *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B*, v. 250, pp. 337-341.

YUKIRAHARA, E.G., GAZA, R. e MCKEEVER, S.W.S., 2004, "The Potential of Optically Stimulated Luminescence as a Personal Dosimetry Method for Astronauts", *3rd International Workshop on Space Radiation Research and 15th Annual NASA Space Radiation Health Investigators' Workshop*, Port Jefferson, New York, USA, 16–20 May.

YUKIRAHARA, E.G. e MCKEEVER, S.W.S., 2006, "Ionisation density dependence of the optically and thermally stimulated luminescence from Al₂O₃:C", *Radiation Protection Dosimetry*, v. 119, pp. 206-217.

YUKIRAHARA, E.G., YOSHIMURA, E.M., LINDSTROM, T.D., AHMAD, S., TAYLOR, K.K. e MARDIROSIAN, G., 2005, "High-precision dosimetry for radiotherapy using the optically stimulated luminescence technique and thin α -Al₂O₃:C dosimeters", *Physics in Medicine and Biology*, v. 50, pp. 5619-5628.

YUKIRAHARA, E.G., WHITLEY, V.H., POLF, J.C., KLEIN, D.M., MCKEEVER, S.W. S., AKSERLROD, A.E. e AKSERLROD, M.S., 2006, "The effects of deep trap population on the thermoluminescence of Al₂O₃:C", *Radiation Protection Dosimetry*, v. 119, pp. 368-374.

APÊNDICE A

Tecido Equivalente

Para a dosimetria clínica ser a mais exata possível, o dosímetro deve responder a radiação da mesma maneira que o tecido corpóreo responderia. Um artifício teórico para estimar se o material é tecido equivalente ou não é através de seu número atômico (Z). Para materiais compostos, como Al_2O_3 e o ar, é usada uma aproximação, o chamado número atômico efetivo (Z_{eff}) calculado pela equação 9 abaixo:

$$Z_{\text{eff}} = \sqrt[m]{a_1 Z_1^m + a_2 Z_2^m + \dots} \quad (9)$$

Os $Z_i = 1,2,\dots$ da equação são os números atômicos das espécies presentes, os $a_i = 1,2,\dots$ são frações do número de elétrons sobre o número atômico da espécie, e m é uma constante escolhida pelo processo de interação radiação-matéria predominante. Para energias usadas na radioterapia, o efeito compton é processo de interação da radiação com a matéria predominante. Como a seção de choque do efeito compton depende do Z , $m = 1$, o $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ terá $Z_{\text{eff}} = 10,2$ comparado ao $Z_{\text{eff}} = 7,5$ do tecido. Para energias usadas no radiodiagnóstico, o efeito fotoelétrico, cuja seção de choque depende aproximadamente do Z^4 , é predominante. É recomendado usar $3,4 < m < 3,8$, resultando no $Z_{\text{eff}} = 11,4$ para o Al_2O_3 . Estes resultados mostram que o Al_2O_3 não pode ser considerado tecido equivalente. O Al_2O_3 subestimar a dose, comparado a água, para energias entre 0,3 e 3 MeV, e superestimar para energias fora deste intervalo. O material tecido equivalente pode ser detalhadamente investigado através da observação das interações radiação-matéria em uma ampla faixa de energia. O Al_2O_3 , embora não seja tão tecido equivalente quanto o grafite ou o plástico, parece ser mais apropriado que o silício, do ponto de vista puramente dosimétrico (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983).

APÊNDICE B

Estatística de Contagem e Predição de Erro

O decaimento radioativo da fonte de cobalto 60 e a interação dos fótons com a matéria são fenômenos probabilísticos, logo as medidas executadas neste trabalho são sujeitas a diversos graus de flutuação estatística. Estas inerentes flutuações representam inevitáveis fontes de incertezas em todos os dados obtidos. A estatística de contagem fornece ferramentas de trabalho que validam os dados adquiridos nos experimentos executados nesse trabalho. Neste apêndice são apresentadas as grandezas estatísticas utilizadas para validação de dados neste trabalho:

- a) Média \bar{x} ;
- b) Desvio padrão experimental s ;
- c) Desvio padrão relativo experimental s/\bar{x} .

A avaliação dos dados obtidos verifica o bom funcionamento de um equipamento de contagem. A estatística, para ser bem sucedida, requer que todas as medidas sejam executadas sob uma determinada condição padrão em que todos os aspectos do experimento sejam mantidos tão constantes quanto possíveis. Contudo, devido à natureza probabilística destas medidas, elas não serão todas as mesmas, apresentando diversos graus de variação. O tamanho destas variações poderá ser quantificado, e comparado com predições teóricas fornecidas por modelos estatísticos. Caso o tamanho das variações observadas não for condizente com as predições teóricas, pode-se concluir que alguma anormalidade existe no sistema de contagem.

Uma coleção de N medidas independentes de uma mesma grandeza física é executada:

$$x_1 \dots x_N \quad (10)$$

A medida individual x_i representa um número inteiro: contagem fornecida pela leitura do dosímetro OSL. Para caracterizar o conjunto de dados adquiridos experimentalmente duas propriedades elementares deste conjunto de dados são observadas: a soma (ver equação 11) e a média experimental (ver equação 12).

$$\sum = \sum_{i=1}^N x_i \quad (11) \quad \bar{x}_e = \frac{\Sigma}{N} \quad (12)$$

Neste apêndice a média experimental é escrita com o sobrescrito *e* para distingui-la da média de um modelo estatístico particular, mas em todo o trabalho ela é apresentada sem o sobrescrito. É conveniente representar o conjunto de dados por uma função de distribuição de frequência $F(x)$. O valor de $F(x)$ é a frequência relativa com que o número x_i aparece na coleção de dados adquiridos (ver equação 13).

$$F(x) = \frac{n^\circ \text{ de ocorrências de } x_i}{n^\circ \text{ de medidas } (= N)} \quad (13)$$

Tabela 36: Exemplo de uma função de distribuição de dados.

DADOS		Função de Distribuição de Frequência	
		F(3) = 1/20	= 0,05
8	14	F(4)	= 0
5	8	F(5)	= 0,05
12	8	F(6)	= 0,10
10	3	F(7)	= 0,10
13	9	F(8)	= 0,20
7	12	F(9)	= 0,10
9	6	F(10) = 3/20	= 0,15
10	10	F(11)	= 0,05
6	8	F(12)	= 0,10
11	7	F(13)	= 0,05
		F(14)	= 0,05

A distribuição é derivada do conjunto de dados original e é normalizada automaticamente:

$$\sum_{x=0}^{\infty} F(x) = 1 \quad (14)$$

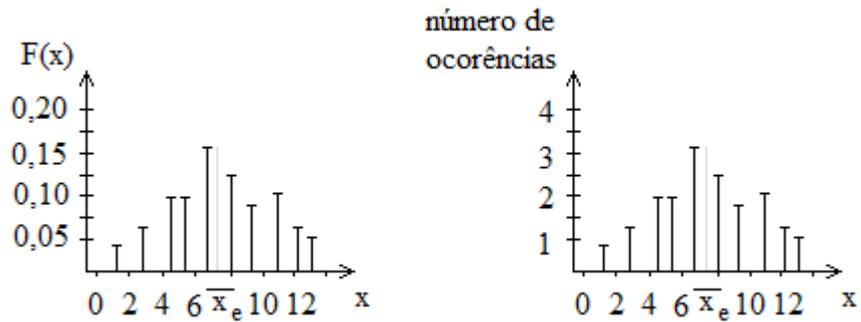


Figura 1 Os gráficos tanto com a função distribuição quanto pelo número de ocorrências no eixo das ordenadas apresentam a média experimental como centro da distribuição.

A distribuição é centrada em torno da média experimental (\bar{x}_e). O formato relativo da função distribuição $F(x)$ indica qualitativamente o tamanho da flutuação do conjunto de dados. A Figura 2 mostra o formato da função distribuição correspondente a dois conjuntos de dados extremos: (a) com pequeno tamanho do espalhamento ao redor da média e (b) com largo espalhamento. Uma conclusão óbvia é que a largura da função distribuição é uma medida relativa do tamanho do espalhamento ao redor da média de um conjunto de dados.

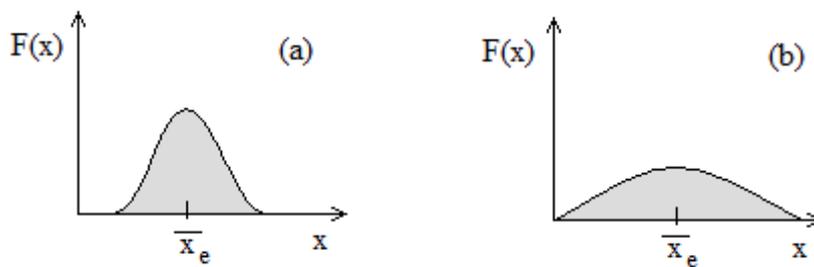


Figura 2 Em (a) observa-se uma distribuição estreita enquanto que em (b) apresenta um grande espalhamentos dos dados com relação à média \bar{x}_e .

É possível calcular média experimental \bar{x}_e pelos dados da função distribuição, já que a média de uma distribuição é:

$$\bar{x}_e = \sum_{x=0}^{\infty} x \cdot F(x) \quad (15)$$

É possível também derivar outro parâmetro, conhecido como variância da amostra (S^2), que servirá para quantificar o tamanho da flutuação interna no conjunto de dados. O primeiro passo é definir o desvio do dado individual x_i como a subtração simples dele pelo valor médio experimental \bar{x}_e .

$$\epsilon_i = x_i - \bar{x}_e \quad (16)$$

Há uma contribuição igual de desvios positivos e negativos, logo:

$$\sum_{i=1}^N \epsilon_i = 0 \quad (17)$$

A variância da amostra (S^2) dará uma noção do tamanho da flutuação dos dados experimentais (ver a equação 18). Em um experimento prático executa-se um número finito de medidas e quanto maior for o valor de N (número de medidas), o S^2 se aproximará essencialmente do valor médio do quadrado dos desvios.

$$S^2 = \frac{1}{N-1} \sum_1^N \epsilon_i^2 = \frac{1}{N-1} \sum_1^N \left(x_i - \bar{x}_e \right)^2 \quad (18)$$

Para ser mais exato na definição, o S^2 , teoricamente, é o valor médio verdadeiro do quadrado dos desvios para o valor médio verdadeiro \bar{x} (ver a equação 19). Isso só seria obtido caso um número infinito de medidas fosse executado:

$$S^2 = \frac{1}{N} \sum_1^N \left(x_i - \bar{x} \right)^2 \quad (19)$$

Nesse trabalho utilizamos o desvio padrão experimental s (ver a equação 20) e o desvio padrão relativo experimental s/\bar{x}_e para qualificar o conjunto de dados. Um valor baixo de s/\bar{x}_e indica que a dispersão em torno da média é reduzida.

$$s = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_1^N \epsilon_i^2} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_1^N \left(x_i - \bar{x}_e \right)^2} \quad (20)$$

\bar{x}_e – média de um número finito de medidas executadas;

\bar{x} – média de um número infinito de medidas executadas.

APÊNDICE C

Modelo Estatístico *t*-student

Este apêndice apresenta o modelo estatístico *t*-student, usado nesta dissertação para validar os dados adquiridos nos testes com os dosímetros OSL.

A distribuição probabilística *t*-student é comumente usada quando se trabalha com tamanho da população relativamente pequeno (LANGE, LITTLE *et al.*,1989). Tal modelo é bastante utilizado para análise estatística entre médias de populações e entre intervalos de confiança destas médias (GELMAN, CARLIN *et al.*,2004). A seguir, as equações para cálculo do intervalo de confiança de 95% para a média e para grandezas compostas de uma determinada amostra usando a distribuição *t*-student:

a) Intervalo de Confiança para a Média \bar{x} .

O intervalo de confiança para uma média \bar{x} é representado por:

$$(\bar{x} - l_i, \bar{x} + l_i) \quad (21)$$

Sendo l_i a meia-largura do intervalo de confiança de 95%, relativo ao *i*-ésimo grupo de medidas. Após calcular a média \bar{x} de n_i medidas, a meia-largura do intervalo de confiança é dada por:

$$l_i(n_i) = \frac{t_{n_i} \cdot s_i}{\sqrt{n_i}} \quad (22)$$

Em que s_i é o desvio padrão experimental (ver equação 20) do *i*-ésimo grupo de medidas e t_{n_i} é o fator *t* de *student* para n_i medidas (ver Tabela 37).

b) Intervalo de Confiança para Grandeza Composta $\bar{x} = f(\bar{x}_1, \bar{x}_2, \bar{x}_3, \dots, \bar{x}_k)$.

A meia-largura l do intervalo de confiança relativo ao i -ésimo grupo de medidas, com um nível de confiança de 95%, para uma grandeza composta $\bar{x} = f(\bar{x}_1, \bar{x}_2, \bar{x}_3, \dots, \bar{x}_k)$, calculada por k médias independentes, é dada por:

$$l = \sqrt{\sum_{i=1}^k \left| \frac{\partial f(\bar{x}_1, \bar{x}_2, \bar{x}_3, \dots, \bar{x}_k)}{\partial \bar{x}_i} \right|^2} l_i^2 \quad (23)$$

No caso da normalização das médias $(\bar{x}_1, \bar{x}_2, \bar{x}_3, \dots, \bar{x}_k)$ por uma determinada média, por exemplo, \bar{x}_2 :

$$\bar{x}_i = \frac{\bar{x}_1}{\bar{x}_2} \quad (24)$$

Então a meia-largura l_i do intervalo de confiança é dada por:

$$l_i = \sqrt{\frac{\partial \bar{x}_1^2}{\bar{x}_2^2} + \frac{\bar{x}_1^2 \cdot \partial \bar{x}_2^2}{\bar{x}_2^3}} \quad (25)$$

O fator t de student foi calculado pelo software *Excel* da Microsoft pela fórmula: **=INVT(0,05;(CONT.NÚM(A1:A5)-1))**, em que 0,05 fornece um nível de confiança de 95% e **CONT.NÚM(A1:A5)** representa o número de medidas n_i . A seguir a tabela com os fatores t de student para n_i medidas realizadas.

Tabela 37 Fatores t de student t_{n_i} por número de medidas n_i .

n_i	t_{n_i}
2	12,71
3	4,30
4	3,18
5	2,78
6	2,57
7	2,45
8	2,37
9	2,31
10	2,26
15	2,15
20	2,09
30	2,05
40	2,02
60	2,00
120	1,98
∞	1,96

APÊNDICE D

Tabelas

Este apêndice apresenta as tabelas que contém os dados adquiridos nos testes experimentais executados com os dosímetros OSL.

Tabela 1 Dados adquiridos após 40 leituras consecutivas (r_1, \dots, r_{40}), dosímetros 35148l e 35207p, sendo x a média das 40 leituras, s o desvio padrão experimental e l o intervalo de 95% de confiança calculado pelo modelo estatístico de t -student.

	35148l	35207p
r1	398413	393299
r2	398463	390910
r3	369341	395094
r4	398336	393996
r5	375098	395962
r6	399586	398868
r7	394257	397059
r8	400912	396860
r9	398047	394056
r10	395726	385653
r11	392331	380325
r12	396225	396284
r13	399268	395144
r14	380658	395461
r15	400045	391247
r16	399465	391889
r17	399038	395031
r18	399474	392324
r19	400091	393280
r20	386777	393543
r21	397943	394096
r22	400003	387136
r23	400518	398732
r24	400712	398085
r25	388452	393285
r26	398348	390456
r27	388130	389953
r28	399467	400127
r29	397412	396802
r30	397876	398454
r31	396695	380017
r32	390026	395975
r33	388618	391095
r34	398023	387458
r35	391139	397700
r36	396347	394506
r37	386951	388454
r38	386951	389404
r39	398481	386002
r40	396476	384713
x	394503	392718
s	7203	4857
l	2301	1551

Tabela 2 Contagens adquiridas após realização do teste de reprodutibilidade em oito dosímetros OSL virgens: 32496H, 35386H, 35151Y, 35288F, 35154S e 34192T. Para cada acréscimo de 50 cGy, três leituras consecutivas foram executadas (r_1 , r_2 , r_3); sendo x a média das três leituras, s o desvio padrão experimental e l a meia-largura do intervalo de confiança de 95% pelo método estatístico t -student. Antes da 1° irradiação de cada dosímetro, a radiação de fundo armazenada, bg , foi conferida.

32496H	50 cGy	100 cGy	150 cGy	200 cGy	250 cGy	300 cGy	350 cGy	400 cGy	450 cGy	500 cGy
bg	59,3	###	###	###	###	###	###	###	###	###
r1	61302,0	122823,0	185298,0	250043,0	312635,0	371617,0	445022,0	505566,0	572722,0	639763,0
r2	60679,0	123842,0	185621,0	249459,0	311385,0	376740,0	443474,0	504295,0	575445,0	637334,0
r3	60366,0	123771,0	186564,0	250222,0	311470,0	373041,0	439261,0	509441,0	577325,0	644715,0
x	60782,3	123478,7	185827,7	249908,0	311830,0	373799,3	442585,7	506434,0	575164,0	640604,0
s	476,5	568,9	657,8	399,0	698,4	2644,3	2981,5	2680,6	2314,3	3761,7
l	1182,9	1412,4	1633,1	990,6	1734,0	6564,9	7401,8	6654,8	5745,6	9338,8

35386H	50 cGy	100 cGy	150 cGy	200 cGy	250 cGy	300 cGy	350 cGy	400 cGy	450 cGy	500 cGy
bg	58,3	###	###	###	###	###	###	###	###	###
r1	63305,0	129261,0	194193,0	261159,0	326820,0	395497,0	463085,0	534506,0	607225,0	675889,0
r2	64111,0	129398,0	194045,0	260697,0	325916,0	388873,0	464380,0	531090,0	597636,0	669486,0
r3	63834,0	128328,0	193883,0	261166,0	325481,0	393096,0	459740,0	532790,0	600808,0	672618,0
x	63750,0	128995,7	194040,3	261007,3	326072,3	392488,7	462401,7	532795,3	601889,7	672664,3
s	409,5	582,3	155,1	268,8	683,1	3353,5	2394,3	1708,0	4885,2	3201,8
l	1016,7	1445,5	384,9	667,3	1695,7	8325,4	5944,1	4240,3	12127,9	7948,7

35151Y	50 cGy	100 cGy	150 cGy	200 cGy	250 cGy	300 cGy	350 cGy	400 cGy	450 cGy	500 cGy
bg	60,0	###	###	###	###	###	###	###	###	###
r1	62106,0	124182,0	186677,0	256066,0	321422,0	388694,0	454076,0	523658,0	596910,0	664683,0
r2	62907,0	125084,0	187499,0	255221,0	322759,0	387450,0	451018,0	524483,0	587315,0	663397,0
r3	62644,0	126348,0	185706,0	254019,0	322399,0	382532,0	455588,0	519429,0	593798,0	658458,0
x	62552,3	125204,7	186627,3	255102,0	322193,3	386225,3	453560,7	522523,3	592674,3	662179,3
s	408,3	1088,0	897,5	1028,7	691,8	3258,4	2328,2	2711,3	4895,2	3286,3
l	1013,6	2701,2	2228,2	2553,8	1717,5	8089,4	5779,9	6731,2	12152,9	8158,6

35288F	50 cGy	100 cGy	150 cGy	200 cGy	250 cGy	300 cGy	350 cGy	400 cGy	450 cGy	500 cGy
bg	64,3	###	###	###	###	###	###	###	###	###
r1	64763,0	128901,0	198034,0	264100,0	333517,0	398784,0	471201,0	542679,0	611901,0	680058,0
r2	64481,0	129205,0	196365,0	261315,0	330470,0	402021,0	468076,0	538692,0	612163,0	681540,0
r3	64273,0	128275,0	196661,0	261287,0	332811,0	401363,0	467165,0	541402,0	608603,0	676299,0
x	64505,7	128793,7	197020,0	262234,0	332266,0	400722,7	468814,0	540924,3	610889,0	679299,0
s	245,9	474,2	890,5	1616,1	1594,9	1710,9	2116,8	2036,0	1984,1	2701,7
l	610,5	1177,3	2210,8	4012,1	3959,6	4247,4	5255,2	5054,5	4925,6	6707,2

35154S	50 cGy	100 cGy	150 cGy	200 cGy	250 cGy	300 cGy	350 cGy	400 cGy	450 cGy	500 cGy
bg	60,0	###	###	###	###	###	###	###	###	###
r1	62968,0	127105,0	191129,0	255513,0	321831,0	388048,0	456570,0	529290,0	588978,0	667515,0
r2	62630,0	126663,0	190448,0	255376,0	321544,0	389028,0	455104,0	528619,0	589469,0	659354,0
r3	62811,0	126148,0	190752,0	255058,0	320477,0	390927,0	453853,0	525847,0	589775,0	662425,0
x	62803,0	126638,7	190776,3	255315,7	321284,0	389334,3	455175,7	527918,7	589407,3	663098,0
s	169,1	479,0	341,2	233,4	713,5	1463,7	1359,9	1825,2	402,1	4121,9
l	419,9	1189,1	846,9	579,5	1771,2	3633,9	3376,1	4531,3	998,2	10233,1

34192T	50 cGy	100 cGy	150 cGy	200 cGy	250 cGy	300 cGy	350 cGy	400 cGy	450 cGy	500 cGy
bg	63,3	###	###	###	###	###	###	###	###	###
r1	62210,0	126586,0	190531,0	257614,0	323846,0	387345,0	457797,0	526236,0	595167,0	662151,0
r2	63091,0	127358,0	192399,0	256491,0	321533,0	387948,0	455056,0	525325,0	591452,0	661986,0
r3	62476,0	126993,0	191229,0	255869,0	318418,0	384798,0	450564,0	519950,0	595084,0	661459,0
x	62592,3	126979,0	191386,3	256658,0	321265,7	386697,0	454472,3	523837,0	593901,0	661865,3
s	451,9	386,2	943,9	884,4	2723,9	1672,0	3651,7	3396,9	2121,3	361,4
l	1121,8	958,8	2343,3	2195,6	6762,3	4150,9	9065,6	8433,2	5266,4	897,3

Tabela 2(continuação) Contagens adquiridas após realização do teste de reprodutibilidade em oito dosímetros OSL virgens: 35233U e 34275N. Para cada acréscimo de 50 cGy, três leituras consecutivas foram executadas (r_1, r_2, r_3); sendo x a média das três leituras, s o desvio padrão experimental e l a meia-largura do intervalo de confiança de 95% pelo método estatístico t -student. Antes da 1º irradiação de cada dosímetro, a radiação de fundo armazenada, bg , foi conferida.

35233U	50 cGy	100 cGy	150 cGy	200 cGy	250 cGy	300 cGy	350 cGy	400 cGy	450 cGy	500 cGy
bg	60,7	###	###	###	###	###	###	###	###	###
r1	61012,0	124445,0	188209,0	253568,0	319845,0	386233,0	451402,0	524116,0	590435,0	657160,0
r2	61915,0	125495,0	189569,0	254587,0	318224,0	386134,0	454753,0	521798,0	594774,0	660236,0
r3	61635,0	125967,0	188539,0	253976,0	321563,0	386424,0	451365,0	523827,0	588253,0	652695,0
x	61520,7	125302,3	188772,3	254043,7	319877,3	386263,7	452506,7	523247,0	591154,0	656697,0
s	462,2	779,1	709,4	512,9	1669,7	147,4	1945,5	1263,2	3319,4	3791,8
l	1147,5	1934,1	1761,1	1273,2	4145,3	366,0	4829,8	3135,9	8240,8	9413,4

34275N	50 cGy	100 cGy	150 cGy	200 cGy	250 cGy	300 cGy	350 cGy	400 cGy	450 cGy	500 cGy
bg	60,3	###	###	###	###	###	###	###	###	###
r1	62637,0	126088,0	189559,0	256537,0	321906,0	384904,0	454012,0	523463,0	582797,0	663555,0
r2	61760,0	125627,0	190123,0	255142,0	319820,0	386500,0	454031,0	520234,0	588481,0	662594,0
r3	61798,0	125666,0	190650,0	255507,0	320509,0	387943,0	453843,0	524050,0	589130,0	663381,0
x	62065,0	125793,7	190110,7	255728,7	320745,0	386449,0	453962,0	522582,3	586802,7	663176,7
s	495,7	255,6	545,6	723,4	1062,8	1520,1	103,5	2054,8	3484,2	512,0
l	1230,7	634,7	1354,5	1796,0	2638,6	3773,9	256,9	5101,2	8649,8	1271,2

Tabela 3 Contagens adquiridas com a realização do teste linearidade em que participaram 12 dosímetros OSL distintos. Após serem irradiados com suas respectivas doses, 50, 100, 150, 200, 250 e 300 cGy, 5 leituras consecutivas foram executadas (r_1, r_2, r_3, r_4, r_5); sendo x a média das 5 leituras, s o desvio padrão experimental e l a meia-largura do intervalo de confiança de 95% pelo método estatístico t -student.

Dosímetro	Dose (cGy)	r1	r2	r3	r4	r5	x	s	l
35225r	50	43025	44262	44344	42358	44302	43658	914	1136
35172u	50	43187	43574	43643	43100	44895	43680	719	894
13188h	100	88810	89403	89580	85757	84371	87584	2369	2946
35138m	100	88116	90390	90855	90963	88433	89751	1370	1703
35133w	150	133937	121204	136069	138825	135615	133130	6894	8571
35191u	150	132253	123669	131108	133067	130808	130181	3751	4663
34183s	200	175163	177065	176442	178189	181619	177696	2450	3047
34290v	200	170691	184607	188843	191340	185141	184124	8001	9947
35150o	250	208497	209151	220560	208915	220043	213433	6277	7804
35289d	250	221332	213924	225978	218376	220613	220045	4400	5470
35162v	300	260224	280124	281095	272203	281957	275121	9191	11427
35178i	300	265168	274410	278666	271691	273802	272747	4936	6137

Tabela 4 Dados adquiridos após 3 leituras consecutivas (r_1 , r_2 , r_3), sendo x a média das 3 leituras, s o desvio padrão experimental, e l a meia-largura do intervalo de confiança de 95% pelo método estatístico t -student. A coluna *Sen. Soft.* indica a sensibilidade informada ao *software* no ato da leitura do dosímetro OSL. Todos os dosímetros participantes deste teste possuem sensibilidade 0,93 especificada pelo fabricante.

Sen. Soft.		r_1	r_2	r_3	x	s	l
1	Dosímetro 1	982370	985737	985780	984629,0	1956,5	4857,1
	Dosímetro 2	1184983	1194217	1178623	1185941,0	7841,0	19466,2
	Dosímetro 3	1184479	1199637	1200737	1194951,0	9085,7	22556,2
	Dosímetro 4	367390	366427	367650	367155,7	644,3	1599,5
0,93	Dosímetro 1	1051075	1057100	1061775	1056650,0	5364,2	13317,1
	Dosímetro 2	1271460	1280611	1276458	1276176,3	4582,0	11375,3
	Dosímetro 3	1310666	1327545	1285369	1307860,0	21227,6	52699,7
	Dosímetro 4	396208	394215	393498	394640,3	1404,2	3486,0
0,9	Dosímetro 1	1080965	1088746	1090550	1086753,7	5093,6	12645,5
	Dosímetro 2	1329611	1323698	1319290	1324199,7	5178,8	12856,8
	Dosímetro 3	1365595	1367575	1369869	1367679,7	2138,9	5310,1
	Dosímetro 4	409010	407363	406459	407610,7	1293,4	3211,0
0,85	Dosímetro 1	1149911	1164202	1157292	1157135,0	7146,8	17742,7
	Dosímetro 2	1393902	1389596	1403575	1395691,0	7159,2	17773,4
	Dosímetro 3	1411206	1448011	1448427	1435881,3	21370,5	53054,5
	Dosímetro 4	430848	432405	429158	430803,7	1624,0	4031,6
0,8	Dosímetro 1	1222965	1227816	1220859	1223880,0	3567,6	8857,0
	Dosímetro 2	1483263	1487369	1485806	1485479,3	2072,4	5145,0
	Dosímetro 3	1484435	1505178	1492565	1494059,3	10451,9	25948,0
	Dosímetro 4	455853	457809	455311	456324,3	1314,0	3262,2
0,7	Dosímetro 1	1391249	1397323	1400552	1396374,7	4723,4	11726,5
	Dosímetro 2	1691249	1693972	1648492	1677904,3	25508,2	63326,8
	Dosímetro 3	1697764	1745899	1740850	1728171,0	26454,0	65674,8
	Dosímetro 4	495357	502814	508261	502144,0	6478,0	16082,4
0,6	Dosímetro 1	1620968	1623370	1630165	1624834,3	4770,2	11842,4
	Dosímetro 2	1975687	1972832	1973728	1974082,3	1460,1	3624,9
	Dosímetro 3	1985363	1981330	1972412	1979701,7	6627,3	16452,9
	Dosímetro 4	607243	608610	611093	608982,0	1951,8	4845,5
0,5	Dosímetro 1	1959894	1954158	1965018	1959690,0	5432,9	13487,7
	Dosímetro 2	2348170	2358030	2358962	2355054,0	5979,9	14845,7
	Dosímetro 3	2378642	2354356	2358222	2363740,0	13049,5	32396,7
	Dosímetro 4	729430	716236	729188	724951,3	7548,7	18740,4

Tabela 5 Dados individuais da Tabela 4 normalizados pela contagem média do respectivo dosímetro lido com sensibilidade 0,93. As contagens individuais ($r1, r2, r3$) do dosímetro 1, para as oito sensibilidades testadas, foram normalizadas ($n1, n2, n3$) pela contagem média x do dosímetro 1, lido com sensibilidade 0,93 e assim foi feito para os demais: dosímetro 2 ($n4, n5, n6$), dosímetro 3 ($n7, n8, n9$) e dosímetro 4 ($n10, n11, n12$). Todos os dosímetros OSL, participantes desse teste, possuem sensibilidade 0,93 especificada pelo fabricante.

Sens	1/0,93	0,93/0,93	0,90/0,93	0,85/0,93	0,80/0,93	0,70/0,93	0,60/0,93	0,70/0,93
n1	0,930	0,995	1,023	1,088	1,157	1,317	1,534	1,855
n2	0,933	1,000	1,030	1,102	1,162	1,322	1,536	1,849
n3	0,933	1,005	1,032	1,095	1,155	1,325	1,543	1,860
n4	0,929	0,996	1,042	1,092	1,162	1,325	1,548	1,840
n5	0,936	1,003	1,037	1,089	1,165	1,327	1,546	1,848
n6	0,924	1,000	1,034	1,100	1,164	1,292	1,547	1,848
n7	0,906	1,002	1,044	1,079	1,135	1,298	1,518	1,819
n8	0,917	1,015	1,046	1,107	1,151	1,335	1,515	1,800
n9	0,918	0,983	1,047	1,107	1,141	1,331	1,508	1,803
n10	0,931	1,004	1,036	1,092	1,155	1,255	1,539	1,848
n11	0,929	0,999	1,032	1,096	1,160	1,274	1,542	1,815
n12	0,932	0,997	1,030	1,087	1,154	1,288	1,548	1,848

Tabela 6 Dados referentes ao dosímetro OSL 34050-3 após 10 leituras consecutivas ($r_1, r_2, r_3, r_4, \dots, r_{10}$), para cada intensidade giro seletor, sendo x a média das 10 leituras, s o desvio padrão experimental, l a meia-largura do intervalo de confiança de 95% pelo método estatístico t -student, usada como barra de erros nos gráficos, e s/\bar{x} o desvio padrão relativo experimental.

LENTO	r1	r2	r3	r4	r5	r6	r7	r8	r9	r10	x	s	l	s/x
Opera. 1	430422	451143	447099	450131	432283	439177	448452	443091	421637	433450	439688,5	9940,3	7104,09	2,3%
Opera. 2	448172	448229	451567	450984	448543	446511	449698	453224	447957	449454	449433,9	1998,6	1428,36	0,4%
Opera. 3	448423	438905	437383	442300	401937	439890	435044	442089	438436	438953	436336,0	12610,9	9012,68	2,9%
Opera. 4	440531	444662	436267	442138	439340	438087	431162	428685	438141	435551	437456,4	4822,5	3446,51	1,1%
RAPIDO	r1	r2	r3	r4	r5	r6	r7	r8	r9	r10	x	s	l	s/x
Opera. 1	324477	307569	294326	297563	330011	301740	369201	337699	350930	276977	319049,3	28486,6	20358,7	8,9%
Opera. 2	321819	401402	375856	280325	298914	322590	354085	334442	306330	367198	336296,1	37865,5	27061,5	11,3%
Opera. 3	332180	312387	346601	441699	316215	413731	309701	346323	404738	349996	357357,1	46485,5	33222	13,0%
Opera. 4	310363	295348	358348	404415	310686	380602	417519	372532	315365	407870	357304,8	46130,4	32988,2	12,9%

Tabela 7 Dados referentes ao dosímetro OSL 35336m após 10 leituras consecutivas ($r_1, r_2, r_3, r_4, \dots, r_{10}$), para cada intensidade giro seletor, sendo x a média das 10 leituras, s o desvio padrão experimental, l a meia-largura do intervalo de confiança de 95% pelo método estatístico t -student, usada como barra de erros nos gráficos, e s/\bar{x} o desvio padrão relativo experimental.

LENTO	r1	r2	r3	r4	r5	r6	r7	r8	r9	r10	x	s	l	s/x
Opera. 1	688527	726191	697988	694644	701537	728083	698479	728598	722387	728145	711457,9	16472,2	11772,2	2,3%
Opera. 2	725391	733043	746352	736785	737069	728675	734855	737014	734212	732543	734593,9	5593,5	3997,56	0,8%
Opera. 3	717442	718027	705341	716144	713144	724084	718974	713230	721145	713383	716091,4	5197,1	3714,21	0,7%
Opera. 4	704888	707710	721831	707402	698843	704418	686183	716025	723946	722769	709401,5	11978,0	8560,34	1,7%
RAPIDO	r1	r2	r3	r4	r5	r6	r7	r8	r9	r10	x	s	l	s/x
Opera. 1	570259	591698	461020	569262	516374	616272	538198	603989	552605	498580	551825,7	49025,9	35037,6	8,9%
Opera. 2	576163	518494	440682	553008	496565	687891	453373	645402	658716	653419	568371,3	90113,4	64401,7	15,9%
Opera. 3	466454	619528	520851	480647	504295	490038	635131	426370	528713	607043	527907,0	70329,1	50262,4	13,3%
Opera. 4	649097	587045	570880	495502	621139	545940	577215	508488	566663	470999	559296,8	55572,0	39715,9	9,9%

Tabela 8 Dados referentes ao dosímetro OSL 35201-1 após 10 leituras consecutivas ($r_1, r_2, r_3, r_4, \dots, r_{10}$), para cada intensidade giro seletor, sendo x a média das 10 leituras, s o desvio padrão experimental, l a meia-largura do intervalo de confiança de 95% pelo método estatístico t -student, usada como barra de erros nos gráficos, e s/\bar{x} o desvio padrão relativo experimental.

LENTO	r1	r2	r3	r4	r5	r6	r7	r8	r9	r10	x	s	l	s/x
Opera. 1	92500	94561	93268	95454	93805	93923	97991	97005	94112	90452	94307,1	2157,0	1541,56	2,3%
Opera. 2	98440	98596	97925	99683	97201	100852	100163	97875	97945	99976	98865,6	1214,2	867,754	1,2%
Opera. 3	98991	98827	98511	98203	98169	98341	98342	96100	97834	98143	98146,1	794,1	567,491	0,8%
Opera. 4	97462	97080	98896	98655	96584	98600	96527	99182	96499	94861	97434,6	1382,8	988,25	1,4%
RAPIDO	r1	r2	r3	r4	r5	r6	r7	r8	r9	r10	x	s	l	s/x
Opera. 1	74860	75723	70306	83719	80239	69390	79597	91235	85332	76643	78704,4	6786,0	4849,78	8,6%
Opera. 2	84063	69941	81729	82437	91597	87497	65110	80808	60431	78246	78185,9	9959,9	7118,07	12,7%
Opera. 3	71758	69822	65811	66143	76045	64108	91088	77471	86257	65922	73442,5	9248,0	6609,34	12,6%
Opera. 4	93647	74556	61957	74223	65302	63018	68982	61088	69132	82898	71470,3	10325,0	7379,01	14,4%

Tabela 9 Dados referentes ao dosímetro OSL 35222x após 10 leituras consecutivas ($r_1, r_2, r_3, r_4, \dots, r_{10}$), para cada intensidade giro seletor, sendo x a média das 10 leituras, s o desvio padrão experimental, l a meia-largura do intervalo de confiança de 95% pelo método estatístico t -student, usada como barra de erros nos gráficos, e s/\bar{x} o desvio padrão relativo experimental.

LENTO	r1	r2	r3	r4	r5	r6	r7	r8	r9	r10	x	s	l	s/x
Opera. 1	147082	142216	140456	141780	145687	146217	141745	139063	135884	145963	142609,3	3617,4	2585,29	2,5%
Opera. 2	147496	155174	149932	150219	147640	154054	149165	149351	151445	148102	150257,8	2608,6	1864,28	1,7%
Opera. 3	149770	150686	145757	145609	148693	152382	146299	150788	151652	144547	148618,3	2845,7	2033,74	1,9%
Opera. 4	144377	147451	145807	147480	147826	146307	146694	145462	147753	147054	146621,1	1130,0	807,616	0,8%
RAPIDO	r1	r2	r3	r4	r5	r6	r7	r8	r9	r10	x	s	l	s/x
Opera. 1	101468	100641	116839	108945	130422	125914	102595	123485	122066	101080	113345,5	11683,3	8349,76	10,3%
Opera. 2	129072	109746	114179	140757	137495	140518	135547	107012	142259	125471	128205,6	13506,0	9652,43	10,5%
Opera. 3	107028	99327	123273	100795	134620	95847	94200	132357	105909	92356	108571,2	15801,6	11293	14,6%
Opera. 4	120996	98754	130856	109140	143256	117423	103286	89663	96820	115782	112597,6	16473,9	11773,5	14,6%

Tabela 10 Contagens obtidas através da leitura do dosímetro OSL 320224, em que **Tempo** é o intervalo de tempo entre a irradiação e a leitura do dosímetro OSL (*hora:minuto:segundo*), **min** é **Tempo** multiplicado por 24 e por 60, **Contagem** é o sinal OSL obtido em um determinado instante de tempo, Δ é a subtração da **Contagem** pela contagem média armazenada antes do teste, e **Norm** é a normalização da contagem Δ pela primeira contagem realizada no teste.

Tempo	min	Contagem	Δ	Norm
00:00:29	0,48	1536222	155229	1,000
00:00:52	0,87	1526940	145947	0,940
00:01:11	1,18	1479108	98115	0,632
00:01:34	1,57	1485094	104101	0,671
00:01:53	1,88	1481195	100202	0,646
00:02:14	2,23	1475226	94233	0,607
00:02:35	2,58	1497444	116451	0,750
00:02:57	2,95	1491463	110470	0,712
00:03:20	3,33	1491463	110470	0,712
00:03:38	3,63	1477061	96068	0,619
00:03:58	3,97	1489217	108224	0,697
00:04:19	4,32	1482180	101187	0,652
00:04:48	4,80	1457971	76978	0,496
00:05:13	5,22	1468374	87381	0,563
00:05:32	5,53	1476190	95197	0,613
00:06:26	6,43	1461606	80613	0,519
00:07:14	7,23	1473725	92732	0,597
00:08:18	8,30	1383964	2971	0,019
00:08:41	8,68	1481152	100159	0,645
00:09:10	9,17	1410523	29530	0,190
00:10:32	10,53	1449392	68399	0,441
00:12:32	12,53	1468411	87418	0,563
00:12:48	12,80	1469326	88333	0,569
00:13:02	13,03	1471309	90316	0,582
00:13:33	13,55	1456424	75431	0,486
00:13:55	13,92	1476138	95145	0,613
00:14:22	14,37	1478937	97944	0,631
00:18:15	18,25	1421580	40587	0,261
00:20:10	20,17	1410696	29703	0,191
00:25:00	25,00	1443517	62524	0,403
00:30:00	30,00	1440174	59181	0,381
00:35:00	35,00	1435921	54928	0,354
00:38:00	38,00	1479115	98122	0,632
00:43:00	43,00	1433547	52554	0,339
01:00:00	60,00	1489421	108428	0,699

Tabela 11 Contagens obtidas através da leitura do dosímetro OSL 35236O, em que **Tempo** é o intervalo de tempo entre a irradiação e a leitura do dosímetro OSL (*hora:minuto:segundo*), **min** é **Tempo** multiplicado por 24 e por 60, **Contagem** é o sinal OSL obtido em um determinado instante de tempo, Δ é a subtração da **Contagem** pela contagem média armazenada antes do teste, e **Norm** é a normalização da contagem Δ pela primeira contagem realizada no teste.

Tempo	min	Contagem	Δ	Norm
00:00:29	0,48	637845	112099	1,000
00:01:04	1,07	599149	73403	0,655
00:01:29	1,48	576975	51229	0,457
00:01:58	1,97	614288	88542	0,790
00:02:34	2,57	591319	65573	0,585
00:03:02	3,03	559877	34131	0,304
00:03:28	3,47	579842	54096	0,483
00:03:54	3,90	589257	63511	0,567
00:04:16	4,27	574467	48721	0,435
00:04:49	4,82	582483	56737	0,506
00:05:11	5,18	595127	69381	0,619
00:05:37	5,62	583008	57262	0,511
00:06:01	6,02	578742	52996	0,473
00:06:19	6,32	562771	37025	0,330
00:06:59	6,98	553460	27714	0,247
00:07:25	7,42	581062	55316	0,493
00:05:53	5,88	581062	55316	0,493
00:08:18	8,30	579137	53391	0,476
00:08:41	8,68	589028	63282	0,565
00:09:10	9,17	583765	58019	0,518
00:10:32	10,53	576653	50907	0,454
00:12:32	12,53	572065	46319	0,413
00:12:48	12,80	574273	48527	0,433
00:13:02	13,03	575278	49532	0,442
00:13:33	13,55	532227	6481	0,058
00:13:55	13,92	573448	47702	0,426
00:14:22	14,37	577111	51365	0,458
00:18:15	18,25	574873	49127	0,438
00:20:10	20,17	565535	39789	0,355
00:22:10	22,17	575363	49617	0,443
00:24:20	24,33	573753	48007	0,428
00:26:13	26,22	570175	44429	0,396
00:29:52	29,87	547979	22233	0,198
00:30:26	30,43	579830	54084	0,482
00:37:10	37,17	553923	28177	0,251
00:37:54	37,90	545129	19383	0,173
00:38:27	38,45	564407	38661	0,345
00:44:12	44,20	575038	49292	0,440
01:00:00	60,00	571861	46115	0,411

Tabela 12 Contagens obtidas através da leitura do dosímetro 34192T.

Tempo	min	Contagem	Δ	Norm
00:00:39	0,65	781542	109056	1,000
00:01:09	1,15	738146	65660	0,602
00:01:47	1,78	700687	28201	0,259
00:02:16	2,27	760308	87822	0,805
00:02:47	2,78	699300	26814	0,246
00:03:15	3,25	732635	60149	0,552
00:03:47	3,78	733688	61202	0,561
00:04:11	4,18	717439	44953	0,412
00:04:35	4,58	726459	53973	0,495
00:05:02	5,03	704293	31807	0,292
00:05:35	5,58	726992	54506	0,500
00:05:57	5,95	731554	59068	0,542
00:06:24	6,40	722965	50479	0,463
00:06:45	6,75	741920	69434	0,637
00:07:13	7,22	692070	19584	0,180
00:07:40	7,67	720901	48415	0,444
00:07:59	7,98	732556	60070	0,551
00:08:24	8,40	720067	47581	0,436
00:08:42	8,70	724408	51922	0,476
00:09:02	9,03	725832	53346	0,489
00:09:21	9,35	701178	28692	0,263
00:09:43	9,72	723946	51460	0,472
00:10:04	10,07	710895	38409	0,352
00:10:47	10,78	723255	50769	0,466
00:11:11	11,18	718113	45627	0,418
00:12:10	12,17	721861	49375	0,453
00:13:08	13,13	718631	46145	0,423
00:14:08	14,13	692940	20454	0,188
00:15:10	15,17	721999	49513	0,454
00:16:10	16,17	714311	41825	0,384
00:17:11	17,18	686248	13762	0,126
00:18:08	18,13	716254	43768	0,401
00:19:11	19,18	736953	64467	0,591
00:20:12	20,20	736842	64356	0,590
00:21:09	21,15	717955	45469	0,417
00:22:13	22,22	674978	2492	0,023
00:23:11	23,18	730230	57744	0,529
00:23:50	23,83	703993	31507	0,289
00:24:50	24,83	723698	51112	0,469
00:25:43	25,72	718690	39307	0,360
00:26:34	26,57	709313	29930	0,274
00:27:24	27,40	732895	53512	0,491
00:28:54	28,90	730830	51447	0,472
00:30:47	30,78	716346	36963	0,339
00:35:29	35,48	715549	36166	0,332
00:40:28	40,47	714894	35511	0,326
00:46:04	46,07	699098	19715	0,181
00:54:38	54,63	712359	32976	0,302
01:13:00	73,00	695667	16284	0,149
01:43:00	103,00	699311	19928	0,183

Tabela 13 Conjunto de dados adquiridos na primeira parte do teste que verifica a sensibilidade dos dosímetros OSL participantes do teste da dependência do tamanho de campo.

Grupo	#	Bg	D	x_1	s_1	s_1/x_1	Δ_1	D/Δ_1	N
1	1	9,000	0,496	60719,6	728,7	1,2%	60710,6	8,2E-06	1,029
	2	8,333	0,496	58917,0	619,4	1,1%	58908,7	8,4E-06	1,060
	3	9,000	0,496	61570,0	1223,6	2,0%	61561,0	8,0E-06	1,014
	4	9,667	0,496	60975,2	1473,9	2,4%	60965,5	8,1E-06	1,024
2	5	7,000	0,496	62385,8	298,4	0,5%	62378,8	7,9E-06	1,001
	6	9,000	0,496	63371,2	340,2	0,5%	63362,2	7,8E-06	0,986
	7	9,000	0,496	62865,2	445,6	0,7%	62856,2	7,9E-06	0,994
	8	9,000	0,496	64401,2	663,4	1,0%	64392,2	7,7E-06	0,970
3	9	9,000	0,496	62594,0	1499,0	2,4%	62585,0	7,9E-06	0,998
	10	9,667	0,496	62490,0	681,9	1,1%	62480,3	7,9E-06	0,999
	11	8,667	0,496	62113,8	303,3	0,5%	62105,1	8,0E-06	1,006
	12	9,667	0,496	62949,6	408,0	0,6%	62939,9	7,9E-06	0,992
4	13	9,333	0,496	63642,4	354,6	0,6%	63633,1	7,8E-06	0,981
	14	10,000	0,496	62872,0	243,0	0,4%	62862,0	7,9E-06	0,993
	15	9,000	0,496	63468,0	1328,3	2,1%	63459,0	7,8E-06	0,984
	16	8,333	0,496	62629,0	148,0	0,2%	62620,7	7,9E-06	0,997
5	17	9,667	0,496	63333,8	495,5	0,8%	63324,1	7,8E-06	0,986
	18	8,333	0,496	63160,8	806,2	1,3%	63152,5	7,8E-06	0,989
	19	8,333	0,496	63260,6	149,8	0,2%	63252,3	7,8E-06	0,987
	20	10,667	0,496	61917,8	299,2	0,5%	61907,1	8,0E-06	1,009

Em que:

- ❖ Grupo, # – identificações implementadas para os dosímetros OSL;
- ❖ Bg – contagem média da radiação de fundo de cada dosímetro;
- ❖ D – dose em Gy calculada através de algoritmo apropriado;
- ❖ x_1 – contagem média pós-irradiação de 50 cGy;
- ❖ s_1 – desvio padrão experimental da contagem média (x_1);
- ❖ s_1/x_1 – desvio padrão relativo experimental;
- ❖ Δ_1 – subtração do x_1 pelo Bg;
- ❖ D/Δ_1 – sensibilidade: razão de D pelo Δ_1 ;
- ❖ N – normalização de cada $(D/\Delta_1)_i$ pelo D/Δ_1 médio geral.

Tabela 14 Conjunto de dados adquiridos na segunda parte do teste.

Grupo	#	D	D*Fc	x_2	s_2	Δ_2	s_2/x_2	D/ Δ_2	OF
1 10x10	1	0,504	0,504	122514,0	1419,4	61803,4	2,3%	8,1E-06	1,010
	2	0,504	0,504	119267,8	291,6	60359,1	0,5%	8,3E-06	0,986
	3	0,504	0,504	123060,6	920,8	61499,6	1,5%	8,2E-06	1,005
	4	0,504	0,504	122096,0	694,9	61130,5	1,1%	8,2E-06	0,999
2 5x5	5	0,504	0,475	117816,0	1399,5	55437,3	2,5%	8,6E-06	0,906
	6	0,504	0,475	120511,0	261,2	57148,8	0,5%	8,3E-06	0,934
	7	0,504	0,475	120087,3	950,9	57231,1	1,7%	8,3E-06	0,935
	8	0,504	0,475	122242,0	273,4	57849,8	0,5%	8,2E-06	0,945
3 15x15	9	0,504	0,524	126855,7	139,7	64270,7	0,2%	8,2E-06	1,050
	10	0,504	0,524	125142,4	313,3	62662,1	0,5%	8,4E-06	1,024
	11	0,504	0,524	125225,0	771,9	63119,9	1,2%	8,3E-06	1,031
	12	0,504	0,524	125616,6	341,7	62676,7	0,5%	8,4E-06	1,024
4 20x20	13	0,504	0,538	129900,0	877,7	66266,9	1,3%	8,1E-06	1,083
	14	0,504	0,538	127855,6	1533,4	64993,6	2,4%	8,3E-06	1,062
	15	0,504	0,538	129465,8	894,6	66006,8	1,4%	8,1E-06	1,079
	16	0,504	0,538	126400,2	1146,7	63779,5	1,8%	8,4E-06	1,042
5 25x25	17	0,504	0,547	129231,8	848,4	65907,7	1,3%	8,3E-06	1,077
	18	0,504	0,547	129427,5	1367,9	66275,0	2,1%	8,3E-06	1,083
	19	0,504	0,547	130284,3	1387,1	67032,0	2,1%	8,2E-06	1,095
	20	0,504	0,547	128017,0	1316,9	66109,9	2,0%	8,3E-06	1,080

Em que:

- ❖ Grupo, # – identificações para os dosímetros implementadas para esse trabalho;
- ❖ D – dose calculada através de algoritmo apropriado;
- ❖ D*Fc – dose (D) multiplicada pelo fator campo (Fc);
- ❖ x_2 – contagem média pós-50 cGy;
- ❖ s_2 – desvio padrão experimental da contagem média (x_2);
- ❖ Δ_2 – subtração do x_2 pelo Δ_1 da tabela anterior (sensibilidade);
- ❖ s_2/x_2 – desvio padrão relativo experimental;
- ❖ D/ Δ_2 – razão de D*Fc pelo Δ_2 ;
- ❖ OF – fator produção que é a razão de cada (Δ_2); pelo Δ_2 médio do campo de referência 10x10 cm².

Tabela 15 Conjunto de dados adquiridos para obtenção dos fatores de campo (Fc). O fator campo (Fc) é usado no cálculo da razão k_{campo} . O fator campo foi obtido executando uma dosimetria absoluta que utilizou uma microcâmara de ionização modelo Exradin A16 e um eletrômetro Unidos E79. A câmara foi posicionada na superfície do simulador de água virtual (duas placas equivalente a 10 cm de altura). Irradiada com uma DFS de 80 cm com uma dose entregue de 0,504 cGy. Quatro medidas foram registradas para cada campo quadrado: 5x5 cm², 10x10 cm², 15x15 cm², 20x20 cm² e 25x25 cm². A média (x) das quatro medidas foi calculada, assim como o fator campo (Fc) que é a razão da média do campo individual (x_i) pela média do campo de referência 10x10 cm² (x_{10x10}).

Campo	r1	r2	r3	r4	x	Fc	D*Fc
5	0,136	0,136	0,136	0,136	0,136	0,943	0,475
10	0,144	0,145	0,144	0,144	0,144	1,000	0,504
15	0,150	0,150	0,151	0,150	0,150	1,042	0,524
20	0,154	0,154	0,154	0,154	0,154	1,068	0,538
25	0,157	0,157	0,157	0,156	0,157	1,087	0,547

Em que:

- ❖ r1, r2, r3, r4, r5 – medidas executadas para um campo específico;
- ❖ x – média das medidas executadas;
- ❖ Fc – fator campo que é a razão da média x_i específica de cada campo pela média x_{10} do campo de referência;
- ❖ D* Fc – dose (D) multiplicada pelo Fator Campo (Fc);

Tabela 16 Cálculo do k_{campo} , razão que quantifica a dependência tamanho de campo.

Grupo	Δ_2	D*Fc	$(M/D)_{campo}$	dif %	$(M/D)_{10x10}$	k_{campo}	x	s	l
1 10x10	61803,4	0,504	122734,1	0,99%	121532,2	0,990	1,000	0,010	0,016
	60359,1	0,504	119866,0	-1,37%		1,014			
	61499,6	0,504	122130,8	0,49%		0,995			
	61130,5	0,504	121397,8	-0,11%		1,001			
2 5x5	55437,3	0,475	116775,3	-2,60%		1,041	1,014	0,019	0,030
	57148,8	0,475	120380,5	0,41%		1,010			
	57231,1	0,475	120553,8	0,55%		1,008			
	57849,8	0,475	121857,1	1,64%		0,997			
3 15x15	64270,7	0,524	122542,4	1,72%		0,992	1,009	0,012	0,019
	62662,1	0,524	119475,3	-0,82%		1,017			
	63119,9	0,524	120348,2	-0,10%		1,010			
	62676,7	0,524	119503,2	-0,80%		1,017			
4 20x20	66266,9	0,538	123271,9	1,54%		0,986	1,001	0,017	0,028
	64993,6	0,538	120903,2	-0,41%		1,005			
	66006,8	0,538	122788,0	1,14%		0,990			
	63779,5	0,538	118644,8	-2,27%		1,024			
5 25x25	65907,7	0,547	120452,7	-0,64%		1,009	1,003	0,007	0,012
	66275,0	0,547	121124,1	-0,08%		1,003			
	67032,0	0,547	122507,5	1,06%		0,992			
	66109,9	0,547	120822,2	-0,33%		1,006			

Em que:

- ❖ Grupo – identificação dos dosímetros implementada para esse trabalho;
- ❖ Δ_2 – subtração do x_2 pelo Δ_1 das tabelas 14 e 13 respectivamente;
- ❖ D*Fc – dose (D) multiplicada pelo fator campo (Fc);
- ❖ $(M/D)_{campo}$ – razão de Δ_2 pelo D*Fc;
- ❖ dif% – diferença percentual do $(M/D)_{campo}$ individual pelo $(M/D)_{campo}$ médio;
- ❖ $(M/D)_{10x10}$ – razão do Δ_2 médio do campo de referência pelo D*Fc_{10x10};
- ❖ k_{campo} – razão do $(M/D)_{10x10}$ pelo $(M/D)_{campo}$ individual;
- ❖ x – valor médio do k_{campo} ;
- ❖ s – desvio padrão experimental;
- ❖ l – meia-largura do intervalo de confiança de 95%.

Tabela 17 Conjunto de dados adquiridos na posição Direito do simulador de água.

Posição: Direito											Ang	Net	Méd 0° 50445,1		
Serial	Grupo	#	Radiação Fundo				Sensibilidade				Ctg	Ctg	Ctg	Angulo	kang
48437E	23	89	x	9,3	r1	10	x	49578,3	r1	49358	99709	50130,7	0	1,006	
			s	0,6	r2	9	s	365,6	r2	49235	100060	50481,7	0	0,999	
			s/x	6,2%	r3	9	s/x	0,7%	r3	49757	99859	50280,7	0	1,003	
									r4	50143	100289	50710,7	0	0,995	
									r5	49445	100200	50621,7	0	0,997	
48663F	24	96	x	8,0	r1	8	x	49031,0	r1	49008	98981	49950,0	15	1,010	
			s	1,0	r2	7	s	350,3	r2	48633	99136	50105,0	15	1,007	
			s/x	12,5%	r3	9	s/x	0,7%	r3	48980	98256	49225,0	15	1,025	
									r4	48972	97176	48145,0	15	1,048	
									r5	49602	97561	48530,0	15	1,039	
48665B	25	97	x	7,7	r1	8	x	51630,3	r1	51660	104596	52965,7	30	0,952	
			s	0,6	r2	7	s	179,2	r2	51914	103901	52270,7	30	0,965	
			s/x	7,5%	r3	8	s/x	0,3%	r3	51470	105487	53856,7	30	0,937	
									r4	51486	104742	53111,7	30	0,950	
									r5	51660	104579	52948,7	30	0,953	
48439A	23	90	x	8,3	r1	7	x	50904,5	r1	50843	105785	54880,5	45	0,919	
			s	1,5	r2	8	s	237,3	r2	51075	104629	53724,5	45	0,939	
			s/x	18,3%	r3	10	s/x	0,5%	r3	50534	105206	54301,5	45	0,929	
									r4	51125	103704	52799,5	45	0,955	
									r5	50987	103737	52832,5	45	0,955	
48404N	22	87	x	9,3	r1	11	x	51285,5	r1	51077	104057	52771,5	60	0,956	
			s	2,1	r2	10	s	266,6	r2	51261	103750	52464,5	60	0,962	
			s/x	22,3%	r3	7	s/x	0,5%	r3	51347	104245	52959,5	60	0,953	
									r4	51068	104902	53616,5	60	0,941	
									r5	51721	103438	52152,5	60	0,967	

Em que:

- ❖ Serial – número serial de fábrica do dosímetro OSL;
- ❖ Grupo, # – identificações para os dosímetros implementadas para esse trabalho;
- ❖ Ctg – contagem fornecida pelo sistema dosimétrico na condição de referência, (*gantry* a 0° e dosímetro na posição Direito);
- ❖ r – número de leituras consecutivas que o dosímetro é submetido;
- ❖ Ang Ctg – contagem fornecida para ângulo de irradiação designado;
- ❖ Net Ctg – simples subtração de cada *Ang Ctg* pelo *Ctg* médio respectivo;
- ❖ Angulo – ângulo de irradiação designado;
- ❖ Méd 0° – o *Net Ctg* médio do dosímetro irradiado com o *gantry* a 0°;
- ❖ k_{ang} – razão do *Méd 0°* pelo *Net Ctg* individual.

Tabela 18 Conjunto de dados adquiridos na posição Centro do simulador de água.

Posição: Centro										Ang	Net	Méd 0°	50274,1		
Serial	Grupo	#	Radiação Fundo				Sensibilidade				Ctg	Ctg	Ctg	Angulo	kang
48591I	23	92	x	8,3	r1	9	x	49453,9	r1	49561	100357	50903,1	0	0,988	
			s	1,2	r2	7	s	157,6	r2	49342	99699	50245,1	0	1,001	
			s/x	13,9%	r3	9	s/x	0,3%	r3	49680	99735	50281,1	0	1,000	
									r4	49429	98998	49544,1	0	1,015	
									r5	49299	99851	50397,1	0	0,998	
48626D	24	94	x	9,0	r1	10	x	50563,8	r1	50904	102120	51556,2	15	0,975	
			s	1,7	r2	10	s	348,7	r2	50493	102158	51594,2	15	0,974	
			s/x	19,2%	r3	7	s/x	0,7%	r3	50970	102466	51902,2	15	0,969	
									r4	50282	102840	52276,2	15	0,962	
									r5	50215	102537	51973,2	15	0,967	
48733G	25	98	x	8,3	r1	9	x	50067,1	r1	50176	100135	50067,9	30	1,004	
			s	1,2	r2	9	s	171,6	r2	49980	100645	50577,9	30	0,994	
			s/x	13,9%	r3	7	s/x	0,3%	r3	50133	100161	50093,9	30	1,004	
									r4	50260	100505	50437,9	30	0,997	
									r5	49828	100543	50475,9	30	0,996	
48593E	24	93	x	9,3	r1	8	x	51203,7	r1	51103	102467	51263,3	45	0,981	
			s	1,2	r2	10	s	338,1	r2	51513	103409	52205,3	45	0,963	
			s/x	12,4%	r3	10	s/x	0,7%	r3	50874	104373	53169,3	45	0,946	
									r4	50949	103297	52093,3	45	0,965	
									r5	51626	103892	52688,3	45	0,954	
48394G	22	85	x	9,3	r1	9	x	51695,1	r1	51317	107169	55473,9	60	0,906	
			s	0,6	r2	9	s	500,3	r2	51857	106734	55038,9	60	0,913	
			s/x	6,2%	r3	10	s/x	1,0%	r3	52118	106396	54700,9	60	0,919	
									r4	52181	105987	54291,9	60	0,926	
									r5	51049	107400	55704,9	60	0,903	

Em que:

- ❖ Serial – número serial de fábrica do dosímetro OSL;
- ❖ Grupo, # – identificações para os dosímetros implementadas para esse trabalho;
- ❖ Ctg – contagem fornecida pelo sistema dosimétrico na condição de referência (*gantry* a 0° e dosímetro na posição Centro);
- ❖ r – número de leituras consecutivas que o dosímetro é submetido;
- ❖ Ang Ctg – contagem fornecida para ângulo de irradiação designado;
- ❖ Net Ctg – simples subtração de cada *Ang Ctg* pelo *Ctg* médio respectivo;
- ❖ Angulo – ângulo de irradiação designado;
- ❖ Méd 0° – o *Net Ctg* médio do dosímetro irradiado com o *gantry* a 0°;
- ❖ k_{ang} – razão do *Méd 0°* pelo *Net Ctg* individual.

Tabela 19 Conjunto de dados adquiridos na posição Esquerdo do simulador de água.

Posição: Esquerdo										Ang	Net	Méd 0°	50018,5		
Serial	Grupo	#	Radiação Fundo				Sensibilidade				Ctg	Ctg	Ctg	Angulo	kang
48454I	23	91	x	8,3	r1	8	x	49564,7	r1	49027	99336	49771,3	0	1,005	
			s	1,5	r2	10	s	407,7	r2	49629	99986	50421,3	0	0,992	
			s/x	18,3%	r3	7	s/x	0,8%	r3	49302	99564	49999,3	0	1,000	
									r4	49973	99308	49743,3	0	1,006	
									r5	49934	99722	50157,3	0	0,997	
48627B	24	95	x	8,7	r1	8	x	51261,9	r1	50769	103345	52083,1	15	0,960	
			s	1,2	r2	10	s	395,1	r2	51731	103086	51824,1	15	0,965	
			s/x	13,3%	r3	8	s/x	0,8%	r3	51580	103635	52373,1	15	0,955	
									r4	51257	103254	51992,1	15	0,962	
									r5	51016	101662	50400,1	15	0,992	
48752G	25	99	x	8,0	r1	7	x	51652,0	r1	51645	103828	52176,0	30	0,959	
			s	1,0	r2	9	s	184,4	r2	51722	103297	51645,0	30	0,969	
			s/x	12,5%	r3	8	s/x	0,4%	r3	51384	104096	52444,0	30	0,954	
									r4	51896	104096	52444,0	30	0,954	
									r5	51653	103240	51588,0	30	0,970	
48770I	25	100	x	8,0	r1	9	x	51163,8	r1	51151	103924	52760,2	45	0,948	
			s	1,0	r2	7	s	469,6	r2	51933	104554	53390,2	45	0,937	
			s/x	12,5%	r3	8	s/x	0,9%	r3	50833	105018	53854,2	45	0,929	
									r4	51202	104088	52924,2	45	0,945	
									r5	50740	104166	53002,2	45	0,944	
48418E	22	88	x	9,7	r1	8	x	52496,7	r1	52655	108405	55908,3	60	0,895	
			s	1,5	r2	11	s	114,6	r2	52385	109068	56571,3	60	0,884	
			s/x	15,8%	r3	10	s/x	0,2%	r3	52561	108555	56058,3	60	0,892	
									r4	52534	108572	56075,3	60	0,892	
									r5	52397	108784	56287,3	60	0,889	

Em que:

- ❖ Serial – número serial de fábrica do dosímetro OSL;
- ❖ Grupo, # – identificações para os dosímetros implementadas para esse trabalho;
- ❖ Ctg – contagem fornecida pelo sistema dosimétrico na condição padrão (*gantry* a 0° e dosímetro na posição Esquerdo);
- ❖ r – número de leituras consecutivas que o dosímetro é submetido;
- ❖ Ang Ctg – contagem fornecida para ângulo de irradiação designado;
- ❖ Net Ctg – simples subtração de cada *Ang Ctg* pelo *Ctg* médio respectivo;
- ❖ Angulo – ângulo de irradiação designado;
- ❖ Méd 0° – o *Net Ctg* médio do dosímetro irradiado com o *gantry* a 0°;
- ❖ k_{ang} – razão do *Méd 0°* pelo *Net Ctg* individual.

Tabela 20 Conjunto de dados adquiridos pelo teste dependência filtro.

Grupo	Dosímetro	Bg	Dose (Gy)	r1	r2	r3	r4	r5	x	s	s/x	Δ
	48803H	21,3	0,493	55038	54696	55607	55054	55469	55152,8	366,021	0,66%	55131,5
Sem	48805D	20,3	0,493	58194	57430	56536	56934	57944	57386,6	687,502	1,20%	57366,3
Filtro	48806B	21,0	0,493	56080	55549	54825	54825	55086	55251,0	539,398	0,98%	55230,0
	48835A	23,3	0,493	56555	56147	59427	56848	56979	57167,2	1290,03	2,26%	57143,9
	48952C	21,7	0,493	37197	37016	37014	37706	37478	37282,2	303,314	0,81%	37260,5
15	48968Z	22,7	0,493	37972	37413	37864	38149	38314	37942,4	342,074	0,90%	37919,7
graus	49009K	21,3	0,493	40076*	37219	38176	37415	37518	37582,0	414,966	1,10%	37560,7
	49800M	19,0	0,493	36843	37345	37299	37059*	40356*	37162,3	277,506	0,75%	37143,3
	49015R	21,3	0,493	34738	34528	34278	37101*	34398	34485,5	196,871	0,57%	34464,2
30	49023U	19,7	0,493	36562	37616*	37857*	35061	34709	35444,0	984,083	2,78%	35424,3
graus	49053R	21,0	0,493	35384	37487*	34907	34871	34917	35019,8	243,635	0,70%	34998,8
	49081S	21,7	0,493	33982*	35225	35255	36820	35464	35691,0	760,136	2,13%	35669,3
	49089C	20,3	0,493	25049*	24263*	25246	25372	25293	25303,7	63,6736	0,25%	25283,3
45	49096H	20,3	0,493	25271	25610	25348	25783	25757	25553,8	234,153	0,92%	25533,5
graus	49122U	23,0	0,493	25988	27519	26434	26048	25829	26363,6	683,078	2,59%	26340,6
	49132T	21,7	0,493	26635	27998	26069	26281	26075	26611,6	808,44	3,04%	26589,9

Em que:

- ❖ Grupo – identificação para os dosímetros implementadas para esse trabalho;
- ❖ Bg – contagem média da radiação de fundo de cada dosímetro;
- ❖ Dose (Gy) – dose calculada através de algoritmo apropriado;
- ❖ x – contagem média das cinco medidas consecutivas (r_1, r_2, r_3, r_4, r_5);
- ❖ s – desvio padrão experimental da contagem média x;
- ❖ s/x – desvio padrão relativo experimental;
- ❖ Δ – subtração do x pelo Bg;

Tabela 21 Conjunto de dados da Tabela 20 destacando as médias (x_1, x_2, x_3, x_4) dos 4 dosímetros de cada grupo de estudo (Ângulo 0°, 15°, 30°, 45°). Em que l é meia-largura do intervalo de confiança de 95% pelo método estatístico t -student.

Ângulo	x1	x2	x3	x4	x	s	l
0	55131,5	57366,3	55230,0	57143,9	56217,9	1201,73	1910,75
15	37260,5	37919,7	37560,7	37143,3	37471,1	346,921	551,605
30	34464,2	35424,3	34998,8	35669,3	35139,1	528,437	840,216
45	25283,3	25533,5	26340,6	26589,9	25936,8	626,986	996,908

Tabela 22 Obtenção do fator filtro câmara de ionização (WF1) que será utilizado no cálculo do k Filtro. Em condições padrões, com fatores de correção bem definidos, as câmaras de ionização são extremamente precisas e exatas, credenciando-as como um precioso instrumento nos testes de controle de qualidade do tratamento. Este fator filtro está relacionado à transmissão do filtro físico usado. Dados adquiridos através do conjunto dosimétrico: câmara de ionização PTW 490 e eletrômetro 28 Keithley.

Grupo	Colimador	r1	r2	r3	r4	x	P	T	P*	K PT	L Kpt +	WF1
Sem	90°	7,459	7,462	7,457	7,460	7,46	762	22,9	1015,9	1,007	15,025	1,000
Filtro	270°	7,456	7,459	7,460	7,455	7,46	762	22,9	1015,9	1,007		
15	90°	5,038	5,036	5,035	5,037	5,04	762	22,9	1015,9	1,007	10,115	0,673
graus	270°	5,008	5,006	5,008	5,003	5,01	762	22,9	1015,9	1,007		
30	90°	4,717	4,718	4,716	4,716	4,72	762	22,9	1015,9	1,007	9,447	0,629
graus	270°	4,663	4,662	4,663	4,663	4,66	762	22,9	1015,9	1,007		
45	90°	3,562	3,565	3,564	3,564	3,56	762	22,9	1015,9	1,007	7,112	0,473
graus	270°	3,496	3,495	3,498	3,50	3,50	762	22,9	1015,9	1,007		

Em que:

- ❖ x – contagem média das quatro medidas executadas ($r1, r2, r3, r4$);
- ❖ P – pressão em mmHg;
- ❖ T – temperatura em centígrados;
- ❖ P* – P multiplicado pela constante 1,333224;
- ❖ K PT – é dado pela equação: $((273,15+T)/293,15)*(1013,25/P^*)$;
- ❖ L Kpt + – é dado pela equação: $(x_{90} * K PT_{90} + x_{270} * K PT_{270})$;
- ❖ WF1 – é dado pela razão: $(L Kpt +_i / L Kpt +_{sem\ filtro})$.

Tabela 23 Valores do k Filtro calculado pela razão do fator filtro câmara de ionização (WF1) pelo fator filtro dosímetro OSL (WF2).

Grupo	Dosímetro	WF1 (IC)	WF2 (OSL)	k Filtro
	48803H	1,000	0,981	1,020
Sem	48805D	1,000	1,020	0,980
Filtro	48806B	1,000	0,982	1,018
	48835A	1,000	1,016	0,984
	48952C	0,673	0,663	1,016
15	48968Z	0,673	0,675	0,998
graus	49009K	0,673	0,668	1,008
	49800M	0,673	0,661	1,019
	49015R	0,629	0,613	1,026
30	49023U	0,629	0,630	0,998
graus	49053R	0,629	0,623	1,010
	49081S	0,629	0,634	0,991
	49089C	0,473	0,450	1,053
45	49096H	0,473	0,454	1,042
graus	49122U	0,473	0,469	1,010
	49132T	0,473	0,473	1,001

Em que:

- ❖ Grupo – identificação para os dosímetros implementadas para esse trabalho;
- ❖ WF1 (IC) – é dado pela equação: $(L_{Kpt} + x_i) / (L_{Kpt} + x_{sem\ filtro})$, ver Tabela 22;
- ❖ WF2 (OSL) – é a razão entre a contagem média individual (x_1, x_2, x_3, x_4) de cada dosímetro pela contagem média x do grupo sem filtro (0°), ver Tabela 20;
- ❖ k Filtro – é a razão do fator filtro câmara de ionização (WF1) pelo fator filtro dosímetro OSL (WF2).

Tabela 24 Conjunto de dados adquiridos após cada seção de tratamento óptico do dosímetro com 200 cGy de dose acumulada. Sendo *TTO* o tempo de tratamento óptico em minutos, *r1*, *r2*, *r3*, *r4* e *r5* as cinco leituras consecutivas, *x* a média das cinco leituras, *s* o desvio padrão experimental da média e *l* a meia-largura do intervalo de confiança de 95 % pelo método estatístico *t*-student.

TTO (min)	r1	r2	r3	r4	r5	x	s	l
0	427413	437630	437000	427630	440630	434060,7	6125,5	7615,6
5	71260	72389	72000	72300	71589	71907,7	478,5	594,8
10	25916	27772	26016	27616	26916	26847,1	867,5	1078,5
15	14192	15053	14992	14792	14592	14724,0	348,4	433,2
20	4869	5460	5060	5260	5360	5201,9	237,5	295,3
25	3582	4095	3895	3995	3795	3872,5	197,0	244,9
30	2479	2859	2559	2659	2759	2662,6	151,9	188,9
70	765	885	795	775	785	800,7	48,5	60,3
100	488	534	524	514	504	513,2	17,9	22,2
160	263	303	273	283	293	283,1	15,7	19,5
280	134	158	148	138	168	148,8	14,0	17,5
420	86	101	96	99	100	96,6	6,1	7,6
1560	27	27	26	28	25	26,9	1,1	1,4

Tabela 25 Conjunto de dados adquiridos após cada seção de tratamento óptico do dosímetro com 150 cGy de dose acumulada. Sendo *TTO* o tempo de tratamento óptico em minutos, *r1*, *r2*, *r3*, *r4* e *r5* as cinco leituras consecutivas, *x* a média das cinco leituras, *s* o desvio padrão experimental da média e *l* a meia-largura do intervalo de confiança de 95 % pelo método estatístico *t*-student.

TTO (min)	r1	r2	r3	r4	r5	x	s	l
0	240132	244455	240618	243618	242618	242288,2	1871,5	2326,8
5	45133	42424	37405	43424	44424	42561,8	3059,2	3803,4
10	14849	16607	8285	13247	13255	13248,6	3101,5	3856,0
15	4599	5504	4564	4888	4889	4888,8	376,8	468,4
20	2663	3284	2711	2886	2888	2886,6	244,4	303,8
25	1917	2404	2015	2111	2155	2120,3	183,1	227,6
30	1347	1669	1419	1400	1432	1453,2	124,7	155,0
70	423	578	468	455	460	476,7	59,0	73,3
100	263	351	300	299	291	300,7	31,8	39,5
160	150	207	184	194	164	180,0	23,1	28,7
280	84	104	89	90	95	92,6	7,6	9,5
420	56	70	63	64	65	63,8	4,8	5,9
1560	21	23	20	22	21	21,5	1,1	1,4

Tabela 26 Conjunto de dados adquiridos após cada seção de tratamento óptico do dosímetro com 100 cGy de dose acumulada. Sendo TTO o tempo de tratamento óptico em minutos, $r1, r2, r3, r4$ e $r5$ as cinco leituras consecutivas, x a média das cinco leituras, s o desvio padrão experimental da média e l a meia-largura do intervalo de confiança de 95 % calculado pelo método estatístico t -student.

TTO (min)	r1	r2	r3	r4	r5	x	s	l
0	113227	117337	114481	115481	116481	115401,4	1619,5	2013,5
5	19426	19462	23560	19526	19626	20319,9	1813,1	2254,1
10	4313	4035	5357	4568	4555	4565,6	492,9	612,8
15	2199	2081	2724	2334	2333	2334,3	241,9	300,8
20	1302	1108	1532	1313	1312	1313,2	150,0	186,5
25	930	868	1046	948	950	948,4	63,8	79,3
30	654	581	743	666	670	662,9	57,6	71,6
70	215	212	211	222	215	214,8	4,4	5,5
100	139	133	146	140	135	138,6	5,0	6,3
160	81	79	84	90	100	86,8	8,5	10,5
280	51	42	51	49	48	48,2	3,9	4,8
420	38	33	37	35	36	36,0	2,2	2,8
1560	17	17	16	18	19	17,0	1,1	1,4

Tabela 27 Conjunto de dados adquiridos após 6 ciclos de tratamento-irradiação-leitura para o dosímetro 1. Sendo $r1, r2$ e $r3$ as três leituras sucessivas executadas 15 minutos pós irradiação em cada ciclo. Sendo x_{15m} a média das três leituras, s_{15m} o desvio padrão experimental da média x_{15m} , l_{15m} a meia-largura do intervalo de confiança de 95%. Sendo $r4, r5$ e $r6$ as três leituras consecutivas executadas 1 hora pós irradiação em cada ciclo. Sendo x_{1h} a média das três leituras, s_{1h} o desvio padrão experimental da média x_{1h} , l_{1h} a meia-largura do intervalo de confiança de 95%.

Dosímetro 1	1º Ciclo	2º Ciclo	3º Ciclo	4º Ciclo	5º Ciclo	6º Ciclo
r1	70527	72102	70702	#	65153	60022
r2	70539	72729	70670	#	65318	61007
r3	70586	72529	71213	#	65496	61071
x_{15m}	70551	72453	70862	#	65322	60700
s_{15m}	31	320	305	#	172	588
l_{15m}	67	689	655	#	369	1264
r4	69634	71619	69680	64272	65480	65922
r5	70121	72559	69593	65932	64924	66302
r6	69589	72668	68586	63576	65084	65161
x_{1h}	69781	72282	69286	64593	65163	65795
s_{1h}	295	577	608	1210	286	581
l_{1h}	634	1240	1307	2602	615	1249

Tabela 28 Conjunto de dados adquiridos após 6 ciclos de tratamento-irradiação-leitura para o dosímetro 2. Sendo $r1, r2$ e $r3$ as três leituras sucessivas executadas 15 minutos pós irradiação em cada ciclo. Sendo x_{15m} a média das três leituras, s_{15m} o desvio padrão experimental da média x_{15m} , l_{15m} a meia-largura do intervalo de confiança de 95%. Sendo $r4, r5$ e $r6$ as três leituras consecutivas executadas 1 hora pós irradiação em cada ciclo. Sendo x_{1h} a média das três leituras, s_{1h} o desvio padrão experimental da média x_{1h} , l_{1h} a meia-largura do intervalo de confiança de 95%.

Dosímetro 2	1º Ciclo	2º Ciclo	3º Ciclo	4º Ciclo	5º Ciclo	6º Ciclo
r1	70148	72177	71013	#	65541	61284
r2	70274	72122	70810	#	64529	60377
r3	70125	72514	69979	#	65532	60905
x_{15m}	70182	72271	70601	#	65201	60855
s_{15m}	80	212	548	#	582	456
l_{15m}	171	456	1178	#	1251	979
r4	69899	71569	67272	62634	66319	66282
r5	69987	72199	68241	63003	67007	64884
r6	69942	71550	67827	65098	66068	65337
x_{1h}	69943	71773	67780	63578	66465	65501
s_{1h}	44	369	486	1329	486	713
l_{1h}	95	794	1045	2857	1045	1534

Tabela 29 Conjunto de dados adquiridos após 6 ciclos de tratamento-irradiação-leitura para o dosímetro 3. Sendo $r1, r2$ e $r3$ as três leituras sucessivas executadas 15 minutos pós irradiação em cada ciclo. Sendo x_{15m} a média das três leituras, s_{15m} o desvio padrão experimental da média x_{15m} , l_{15m} a meia-largura do intervalo de confiança de 95%. Sendo $r4, r5$ e $r6$ as três leituras consecutivas executadas 1 hora pós irradiação em cada ciclo. Sendo x_{1h} a média das três leituras, s_{1h} o desvio padrão experimental da média x_{1h} , l_{1h} a meia-largura do intervalo de confiança de 95%.

Dosímetro 3	1º Ciclo	2º Ciclo	3º Ciclo	4º Ciclo	5º Ciclo	6º Ciclo
r1	69200	71575	71667	#	64208	61298
r2	69569	72402	71267	#	64495	60257
r3	69572	71699	71073	#	64548	60732
x_{15m}	69447	71892	71336	#	64417	60762
s_{15m}	214	446	303	#	183	521
l_{15m}	460	959	651	#	393	1120
r4	68604	72139	68189	63055	65361	65882
r5	69243	72529	67291	62388	64646	71233
r6	69429	71907	67265	63736	65200	71427
x_{1h}	69092	72192	67582	63060	65069	69514
s_{1h}	433	314	526	674	375	3147
l_{1h}	930	676	1131	1449	806	6766

Tabela 30 Conjunto de dados adquiridos após 6 ciclos de tratamento-irradiação-leitura para o dosímetro 4. Sendo $r1, r2$ e $r3$ as três leituras sucessivas executadas 15 minutos pós irradiação em cada ciclo. Sendo x_{15m} a média das três leituras, s_{15m} o desvio padrão experimental da média x_{15m} , l_{15m} a meia-largura do intervalo de confiança de 95%. Sendo $r4, r5$ e $r6$ as três leituras consecutivas executadas 1 hora pós irradiação em cada ciclo. Sendo x_{1h} a média das três leituras, s_{1h} o desvio padrão experimental da média x_{1h} , l_{1h} a meia-largura do intervalo de confiança de 95%.

Dosímetro 4	1º Ciclo	2º Ciclo	3º Ciclo	4º Ciclo	5º Ciclo	6º Ciclo
r1	70216	72119	70613	#	63879	60108
r2	70445	72083	69915	#	64946	60176
r3	69741	72263	70143	#	64134	60000
x_{15m}	70134	72155	70224	#	64320	60095
s_{15m}	359	96	356	#	557	89
l_{15m}	772	205	765	#	1198	191
r4	69762	71326	67890	63580	64498	67924
r5	69704	71522	67682	63792	65536	70940
r6	69052	70869	67121	63574	64311	69889
x_{1h}	69506	71239	67564	63649	64782	69584
s_{1h}	394	335	398	124	660	1531
l_{1h}	848	720	855	267	1419	3291

Tabela 31 Respostas OSL médias dos quatro dosímetros participantes: $x1$ (Dosímetro 1), $x2$ (Dosímetro 2), $x3$ (Dosímetro 3) e $x4$ (Dosímetro 4). Cada ciclo é composto por 2 eventos. Como foram 6 ciclos executados, logo são 12 eventos. Sendo o Evento 1 refere às leituras 15 minutos pós-irradiação do 1º ciclo e o Evento 2 refere às leituras 1 hora pós-irradiação do 1º ciclo. Já o Evento 3 e o Evento 4 referem-se ao 2º ciclo, o Evento 5 e o Evento 6 referem-se ao 3º ciclo, o Evento 7 e o Evento 8 referem-se ao 4º ciclo, o Evento 9 e o Evento 10 referem-se ao 5º ciclo e o Evento 11 e o Evento 12 referem-se ao 6º ciclo (ver Figura 4.33.).

	x1	x2	x3	x4	x	s	l
Evento 1	70551	70182	69447	70134	70078	460	732
Evento 2	69781	69943	69092	69506	69581	372	592
Evento 3	72453	72271	71892	72155	72193	235	374
Evento 4	72282	71773	72192	71239	71871	476	757
Evento 5	70862	70601	71336	70224	70755	467	743
Evento 6	69286	67780	67582	67564	68053	828	1316
Evento 7	#	#	#	#	#	#	#
Evento 8	64593	63578	63060	63649	63720	639	1016
Evento 9	65322	65201	64417	64320	64815	520	826
Evento 10	65163	66465	65069	64782	65370	748	1189
Evento 11	60700	60855	60762	60095	60603	345	548
Evento 12	65795	65501	69514	69584	67599	2256	3587

Tabela 32 Dados adquiridos no teste do limite mínimo de detecção, sendo x a média, s o desvio padrão experimental e s/x o desvio padrão relativo experimental que é o desvio padrão experimental dividido pela média. É observada uma contagem média de 108209 para um dosímetro OSL com dose de 100 cGy.

Dosímetro	r1	r2	r3	r4	r5	x	s	s/x	Min.Detectavel
35216Q	53	54	54	50	54	53,0	1,7	3,27%	x Geral
35373O	50	57	54	52	55	53,6	2,7	5,04%	53,5
31470W	51	56	50	51	52	52,0	2,3	4,51%	s Geral
34314T	52	53	55	49	59	53,6	3,7	6,93%	1,5
35370U	49	49	47	52	52	49,8	2,2	4,35%	2s
32713P	55	50	56	57	50	53,6	3,4	6,27%	2,9
34235R	54	54	53	53	55	53,8	0,8	1,56%	3s
319778	52	51	55	56	54	53,6	2,1	3,87%	4,4
35388D	52	51	54	52	51	52,0	1,2	2,36%	x+3s
32412X	51	54	50	59	55	53,8	3,6	6,62%	57,8
35334Q	54	52	50	53	51	52,0	1,6	3,04%	100cGy
34917B	62	56	54	54	54	56,0	3,5	6,19%	108209
321404	51	52	54	56	52	53,0	2,0	3,77%	Dose (cGy)
31149N	53	53	50	55	50	52,2	2,2	4,15%	0,053
343002	55	57	56	55	52	55,0	1,9	3,40%	
34084S	53	56	56	53	55	54,6	1,5	2,78%	
34914H	54	58	55	54	51	54,4	2,5	4,61%	
35245P	58	54	54	55	57	55,6	1,8	3,27%	
31119Q	51	54	55	55	55	54,0	1,7	3,21%	

Tabela 33 Valores referente às contagens fornecidas na primeira (1º) e quadragésima (40º) leitura dos dois dosímetros participantes, e Δ a diferença percentual entre a quadragésima e primeira.

Dosímetro	1º	40º	Δ
35148I	398413	396476	-0,49%
35207p	393299	384713	-2,18%

Tabela 34 Dados adquiridos no teste sensibilidade *software*, para comprovação experimental da diferença de leitura entre duas sensibilidades, sendo x a média, s o desvio padrão experimental, s/x o desvio padrão relativo experimental e Δ a diferença percentual entre a resposta do dosímetro lido com 0,93 e 0,81. A diferença percentual experimental média é de 15,08%. Os dosímetros utilizados possuem sensibilidade 0,81.

Dosímetro	$x_{0,93}$	$s_{0,93}$	$s/x_{0,93}$	$x_{0,81}$	$s_{0,81}$	$s/x_{0,81}$	Δ
129782J	386979,7	2971,53	0,008	451028,67	2328,5	0,005	0,16551
128263U	442930,0	6781,709	0,015	519045,0	1709,9	0,003	0,171844
128296L	421205,7	2943,01	0,007	484890,7	5650,6	0,012	0,15120
1296699	398087,7	1561,754	0,004	462945,0	2198,0	0,005	0,162922
28906G	499470,3	1104,584	0,002	560478,33	8735,3	0,016	0,122145
28855F	505149,7	4656,238	0,009	584748,67	4403,9	0,008	0,157575
28782K	522468,3	2263,428	0,004	603308,67	3742,7	0,006	0,154728
29365N	415131,0	1409,039	0,003	475462,67	2939,1	0,006	0,145332
28822O	689369,0	5052,945	0,007	795662,67	1857,4	0,002	0,15419
28781M	402856,0	2090,149	0,005	458504,0	4072,5	0,009	0,138134
29549D	410924,0	731,2565	0,002	467577,33	7384,9	0,016	0,137868
27957A	408051,0	2853,26	0,007	468755,33	892,17	0,002	0,148767
28737F	337629,7	4914,368	0,015	389241,33	769,74	0,002	0,152865
280414	402292,3	5466,40	0,014	466703,0	781,33	0,002	0,160109
28246Q	398074,7	5736,32	0,014	456412,67	1052,5	0,002	0,14655
28863I	381189,7	520,429	0,001	436097,33	2497,3	0,006	0,144043

Tabela 35 Valores da diferença percentual entre as contagens anterior e posterior ao tempo de tratamento óptico (TTO). Observa-se uma diminuição percentual do sinal OSL semelhante entre os três dosímetros OSL estudados.

TTO (min)	200 cGy	150 cGy	100 cGy
5	-83,4%	-82,4%	-82,4%
10	-62,7%	-68,9%	-77,5%
15	-45,2%	-63,1%	-48,9%
20	-64,7%	-41,0%	-43,7%
25	-25,6%	-26,5%	-27,8%
30	-31,2%	-31,5%	-30,1%
70	-69,9%	-67,2%	-67,6%
100	-35,9%	-36,9%	-35,5%
160	-44,8%	-40,1%	-37,4%
280	-47,4%	-48,6%	-44,5%
420	-35,1%	-31,0%	-25,2%
1560	-72,2%	-66,3%	-52,9%