



ANNA LUIZA METIDIERI CRUZ MALTHERZ

DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO DE DOSÍMETROS PARA MONITORAÇÃO  
INDIVIDUAL DE TRABALHADORES OCUPACIONALMENTE EXPOSTOS À RADIAÇÃO  
COMBINANDO AS TÉCNICAS DE TERMOLUMINESCÊNCIA (TL) E LUMINESCÊNCIA  
OPTICAMENTE ESTIMULADA (OSL)

CAMPINAS  
2015





UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO

ANNA LUIZA METIDIERI CRUZ MALTHERZ

DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO DE DOSÍMETROS PARA MONITORAÇÃO  
INDIVIDUAL DE TRABALHADORES OCUPACIONALMENTE EXPOSTOS À RADIAÇÃO  
COMBINANDO AS TÉCNICAS DE TERMOLUMINESCÊNCIA (TL) E LUMINESCÊNCIA  
OPTICAMENTE ESTIMULADA (OSL)

*Tese apresentada à Faculdade de Engenharia  
Elétrica e de Computação da Universidade  
Estadual de Campinas como parte dos requisitos  
exigidos para a obtenção do título de Doutora em  
Engenharia Elétrica na área de Engenharia  
Biomédica.*

Supervisor/Orientador: Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button  
Co-supervisor/Coorientador: Prof. Dr. Marcelo Baptista de Freitas

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL  
DA TESE DEFENDIDA PELA ALUNA  
ANNA LUIZA METIDIERI CRUZ MALTHERZ E  
ORIENTADA PELA PROFA. DRA. VERA LÚCIA DA  
SILVEIRA NANTES BUTTON

---

CAMPINAS  
2015

Ficha catalográfica  
Universidade Estadual de Campinas  
Biblioteca da Área de Engenharia e Arquitetura  
Elizangela Aparecida dos Santos Souza - CRB 8/8098

M219d      Malthez, Anna Luiza Metidieri Cruz, 1985-  
Desenvolvimento e caracterização de dosímetros para monitoração individual de trabalhadores ocupacionalmente expostos à radiação combinando as técnicas de termoluminescência (TL) e luminescência opticamente estimulada (OSL) / Anna Luiza Metidieri Cruz Malthez. – Campinas, SP : [s.n.], 2015.

Orientador: Vera Lúcia da Silveira Nantes Button.  
Coorientador: Marcelo Baptista de Freitas.  
Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação.

1. Dosímetros - Radiação. 2. Radiação - Medição e segurança. 3. Termoluminescência. 4. Luminescência opticamente estimulada. 5. Exposição ocupacional. I. Button, Vera Lúcia da Silveira Nantes, 1959-. II. Freitas, Marcelo Baptista de, 1971-. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. IV. Título.

Informações para Biblioteca Digital

**Título em outro idioma:** Development and characterization of dosimeters for individual monitoring of workers occupationally exposed to radiation combining the techniques of thermoluminescence (TL) and optically stimulated luminescence (OSL)

**Palavras-chave em inglês:**

Dosimeters - Radiation

Radiation - Measurement and security

Thermoluminescence

Optically stimulated luminescence

Occupational exposure

**Área de concentração:** Engenharia Biomédica

**Titulação:** Doutora em Engenharia Elétrica

**Banca examinadora:**

Vera Lúcia da Silveira Nantes Button [Orientador]

Francisco Cesar Augusto da Silva

Almy Anacleto Augusto da Silva Letícia

Lucente Campos Rodrigues Mário

Antonio Bernal Rodrigues

**Data de defesa:** 29-06-2015

**Programa de Pós-Graduação:** Engenharia Elétrica



## COMISSÃO JULGADORA - TESE DE DOUTORADO

**Candidata:** Anna Luiza Metidieri Cruz Malthez

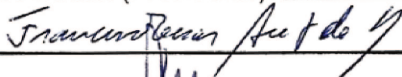
**Data da Defesa:** 29 de junho de 2015

**Título da Tese:** "Desenvolvimento e Caracterização de Dosímetros para Monitoração Individual de Trabalhadores Ocupacionalmente Expostos à Radiação Combinando as Técnicas de Termoluminescência (TL) e Luminescência Opticamente Estimulada (OSL)"

Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button (Presidente):



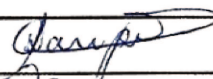
Dr. Francisco Cesar Augusto da Silva:



Prof. Dr. Almy Anacleto Rodrigues da Silva:



Profa. Dra. Leticia Lucente Campos Rodrigues:



Prof. Dr. Mário Antonio Bernal Rodriguez:



.

## RESUMO

Neste estudo foi desenvolvido um dosímetro (monitor individual) para monitoração externa de indivíduos ocupacionalmente expostos à radiação (raios X e gama) que faz o uso simultâneo das técnicas de termoluminescência (TL) e luminescência opticamente estimulada (OSL - *Optically Stimulated Luminescence*), combinado às diferentes características dosimétricas de detectores já utilizados com a técnica TL na rotina dos Serviços de Monitoração Individual Externa (SMIEs) no Brasil (LiF:Mg,Ti – TLD100, CaF<sub>2</sub>:natural, CaSO<sub>4</sub>:Dy - IPEN) e detectores utilizados com a técnica OSL, ainda pouco explorados na monitoração individual (BeO – Thermalox 995) e recentemente autorizados a serem utilizados com a técnica OSL no país (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C - Luxel). Para o desenvolvimento do monitor, diversas características intrínsecas e dosimétricas dos detectores empregando as técnicas TL e OSL em três diferentes equipamentos leitores foram avaliadas. Testes de desempenho foram aplicados ao monitor desenvolvido, conforme critérios estabelecidos no país e no exterior (CASEC e IEC, respectivamente). Os resultados obtidos demonstram que as respostas TL e OSL dos detectores dependem fortemente da configuração do leitor utilizado, da técnica empregada (TL ou OSL) e do tipo de sinal avaliado, no caso da técnica OSL (OSL total ou inicial). Assim é fundamental uma análise prévia de características intrínsecas do material, como comprimento de onda principal da emissão luminescente, tipo (inicial ou total) e magnitude (doses baixa, moderada ou alta) do sinal que será avaliado para a escolha adequada dos parâmetros do leitor (filtros, máscaras, potência, entre outros) empregando as duas técnicas. Os resultados obtidos com a técnica OSL reforçam seu uso na monitoração individual no Brasil, uma vez que estavam em acordo com a técnica TL, amplamente empregada pelos SMIEs nacionais. Além da determinação de dose individual, normalmente empregada na monitoração de trabalhadores, o dosímetro desenvolvido permite também estimar doses acumuladas ao longo do tempo, empregando a técnica OSL nos detectores de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C ou BeO, sendo que no caso deste último, a dose única (ou individual) também pode ser determinada com a técnica TL aplicada

simultaneamente no mesmo detector. Após a avaliação das respostas em energia dos detectores, um algoritmo foi desenvolvido, testado e validado para avaliar fatores de correção com respeito à energia, baseado na razão entre as respostas de um par de detectores TL e OSL. Os resultados demonstraram que as diferentes razões entre os sinais provenientes do par, permitem avaliar de forma precisa a qualidade da radiação à qual o par de detectores foi exposto. O monitor desenvolvido possui três configurações diferentes de pares de detectores,  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$  e  $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$ . Ele apresenta como principais vantagens, em relação aos dosímetros já existentes em uso comercialmente, a possibilidade de poder inferir informações sobre a dose e qualidade da radiação (energia efetiva) sem a utilização de filtros e com diminuição das incertezas associadas, avaliar doses acumuladas ao longo do tempo com o mesmo dosímetro e combinar todas as características dos detectores associadas às técnicas TL e OSL, simultaneamente em um mesmo dosímetro. Os resultados dos testes de desempenho do monitor apresentaram conformidade com os critérios nacionais e internacionais estabelecidos, e contribuíram para que os critérios nacionais utilizados para a técnica TL possam ser estendidos para a técnica OSL.

Palavras – chave: Monitoração Individual. Indivíduo Ocupacionalmente Exposto. Termoluminescência. Luminescência Opticamente Estimulada. Dosímetro.

## ABSTRACT

*In this study a dosimeter (personal monitor) for external monitoring of individuals occupationally exposed to radiation (X and gamma rays) was developed using simultaneously thermoluminescent (TL) and optically stimulated luminescence (OSL) techniques. Intrinsic characteristics of detectors already used with TL technique in External Individual Monitoring Services routine in Brazil (LiF:Mg,Ti – TLD 100, CaF<sub>2</sub>:natural and CaSO<sub>4</sub>:Dy – IPEN) were combined to detectors used with OSL technique, one less explored (BeO – Thermalox 995), and other recently approved (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C - Luxel) to be used in individual monitoring in the country (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C - Luxel). During the monitor development, several intrinsic and dosimetric characteristics of detectors were evaluated employing TL and OSL techniques in three different reader equipments. Performance tests were applied to the developed monitor according to national and international established criteria (CASEC and IEC, respectively). The obtained results showed that the responses of TL and OSL detectors are strongly dependent on reader configuration, employed technique (TL and OSL) and, in the particular case of OSL technique, also the signal (total or initial OSL). Therefore, a previous analysis of the intrinsic characteristics of the material, as the main wavelength of the luminescent emission, the signal type (initial or total) and dose magnitude (low, moderate or high) must to be made in order to select the reader configuration (filters, power, and others) used with each technique. The results obtained with OSL technique reinforce its use in Brazil, as they were in agreement with TL technique, which is already largely used by national EIMS. In addition to the assess of individual dose, usually employed in workers monitoring, the developed dosimeter allows evaluating accumulated dose over time using OSL technique with Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C or BeO detectors, and single or individual doses can be evaluated applying TL technique simultaneously applied in the same detector. After the evaluation of the energy response of detectors, an algorithm was developed, tested and validated to assess correction factors with respect to energy, based on the ratio of the responses of a pair of TL and OSL detectors. The results confirm that the*

*different ratios between signals from a detector pair allow to evaluate more accurately the radiation quality to that the pair of detectors were exposed. The monitor was developed with three different arrangements of pairs of detectors,  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$  and  $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$ . It presents as main advantages, compared to existing commercial dosimeters in use, the possibility to infer information on the dosage and quality of radiation (effective energy) without the use of filters and reducing associated uncertainties, to assess cumulative doses over time with the same dosimeter, and to combine all features of the detectors associated with TL and OSL techniques, simultaneously, in the same dosimeter. The results of the performance tests of the developed monitor were in accordance to national and international criteria, and contributed to that the national criteria, used for TL technique, can also be extended to the OSL technique.*

*Keywords: Individual Monitoring. Occupational Exposure Individual. Thermoluminescence. Optically Stimulated Luminescence. Dosimeter*

## SUMÁRIO

|                                                                                                           |           |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1 INTRODUÇÃO .....</b>                                                                                 | <b>1</b>  |
| 1.1 OBJETIVOS E JUSTIFICATIVAS .....                                                                      | 5         |
| 1.2 ORGANIZAÇÃO DA TESE.....                                                                              | 7         |
| <br><b>2 A MONITORAÇÃO INDIVIDUAL E SUA IMPLEMENTAÇÃO DENTRO DO SISTEMA DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA .....</b> | <b>9</b>  |
| 2.1 RECOMENDAÇÕES INTERNACIONAIS E NORMAS NACIONAIS RELACIONADAS À MONITORAÇÃO INDIVIDUAL.....            | 11        |
| 2.2 GRANDEZAS E UNIDADES EM DOSIMETRIA DAS RADIAÇÕES.....                                                 | 14        |
| 2.2.1 Grandezas físicas .....                                                                             | 15        |
| 2.2.2 Grandezas de proteção .....                                                                         | 17        |
| 2.2.3 Grandezas operacionais .....                                                                        | 20        |
| 2.2.4 Grandezas em proteção radiológica e a monitoração individual.....                                   | 23        |
| 2.3 EXPOSIÇÃO OCUPACIONAL.....                                                                            | 27        |
| 2.4 MONITORAÇÃO INDIVIDUAL INTERNA E EXTERNA .....                                                        | 30        |
| 2.5 SERVIÇOS DE MONITORAÇÃO INDIVIDUAL .....                                                              | 33        |
| 2.5.1 Acreditação dos serviços de monitoração .....                                                       | 36        |
| 2.5.2 Sistemática de certificação no Brasil.....                                                          | 37        |
| 2.5.3 Características gerais e requisitos de desempenho para sistemas de dosimetria passiva .             | 39        |
| <br><b>3 LUMINESCÊNCIA ESTIMULADA OPTICAMENTE (OSL) E TERMICAMENTE (TL) .....</b>                         | <b>44</b> |
| 3.1 MODELOS TL E OSL DE 1ª ORDEM .....                                                                    | 48        |
| 3.2 LEITORES E MATERIAIS TL/OSL EM DOSIMETRIA .....                                                       | 54        |
| 3.2.1 Leitores TL e OSL .....                                                                             | 54        |
| 3.2.2 Materiais TL e OSL.....                                                                             | 59        |
| <br><b>4 AVALIAÇÃO DAS DOSES EM UM SISTEMA DE DOSIMETRIA PARA MONITORAÇÃO INDIVIDUAL .....</b>            | <b>72</b> |
| 4.1 AVALIAÇÃO DAS DOSES .....                                                                             | 74        |
| 4.1.2 Calibração do sistema (leitor e dosímetros de campo) .....                                          | 74        |
| 4.1.2 Correções com respeito à energia e incidência da radiação .....                                     | 76        |
| 4.1.3 Coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose .....                             | 77        |
| 4.2 CONSIDERAÇÕES PARA MONITORAÇÃO INDIVIDUAL .....                                                       | 79        |
| 4.2.1 Exatidão .....                                                                                      | 79        |
| 4.2.2 Análise de incertezas .....                                                                         | 81        |

|                                                                                                                        |            |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------|
| <b>5 MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>                                                                                     | <b>83</b>  |
| 5.1 DETECTORES .....                                                                                                   | 85         |
| <b>5.1.1 Preparação dos detectores.....</b>                                                                            | <b>86</b>  |
| 5.2 QUALIDADES DE RADIAÇÃO .....                                                                                       | 90         |
| 5.3 CÂMARA DE IONIZAÇÃO .....                                                                                          | 93         |
| 5.4 LEITORES TL e OSL.....                                                                                             | 95         |
| <b>5.4.1 Leitor OSL manual <i>MicroStar</i> .....</b>                                                                  | <b>95</b>  |
| <b>5.4.2 Leitor automatizado <i>Riso OSL/TL</i> .....</b>                                                              | <b>96</b>  |
| <b>5.4.3 Leitor TL.....</b>                                                                                            | <b>99</b>  |
| 5.5 CARACTERIZAÇÃO DE EQUIPAMENTOS E MATERIAIS DETECTORES UTILIZANDO AS<br>TÉCNICAS TL E OSL .....                     | 99         |
| <b>5.5.1 Caracterização de equipamentos .....</b>                                                                      | <b>100</b> |
| <b>5.5.2 Estudo dos materiais detectores utilizando as técnicas TL e OSL.....</b>                                      | <b>104</b> |
| <b>5.5.3 Resposta em energia de materiais dosimétricos usando as técnicas TL e OSL .....</b>                           | <b>108</b> |
| <b>5.5.4 Fator de correção de doses com respeito à energia utilizando as técnicas TL e OSL<br/>    combinadas.....</b> | <b>109</b> |
| 5.6 DESENVOLVIMENTO DOS MONITORES INDIVIDUAIS .....                                                                    | 112        |
| <b>5.6.1 Projeto do <i>badge</i> (porta dosímetro) .....</b>                                                           | <b>113</b> |
| <b>5.6.2 Prototipagem rápida.....</b>                                                                                  | <b>115</b> |
| 5.7 ALGORITMO PARA AVALIAÇÃO DAS GRANDEZAS EQUIVALENTE DE DOSE PESSOAL<br>E DOSE INDIVIDUAL .....                      | 116        |
| <b>5.7.1 Teste cego do monitor individual .....</b>                                                                    | <b>120</b> |
| 5.8 TESTES DE DESEMPENHO .....                                                                                         | 121        |
| <b>5.8.1 Condições dos testes.....</b>                                                                                 | <b>123</b> |
| <b>5.8.1 Linearidade e reprodutibilidade/ coeficiente de variação .....</b>                                            | <b>124</b> |
| <b>5.8.2 Limite Inferior de Detecção.....</b>                                                                          | <b>126</b> |
| <b>5.8.3 Auto – irradiação .....</b>                                                                                   | <b>126</b> |
| <b>5.8.4 Sinal residual .....</b>                                                                                      | <b>127</b> |
| <b>5.8.5 Efeito da luz sobre o dosímetro .....</b>                                                                     | <b>127</b> |
| <b>5.8.6 Dependência energética .....</b>                                                                              | <b>128</b> |
| <b>5.8.9 Dependência angular .....</b>                                                                                 | <b>129</b> |
| <b>5.8.10 Influência de um fantoma (simulador) .....</b>                                                               | <b>131</b> |
| <b>5.8.11 Influência das radiações na parte posterior do dosímetro .....</b>                                           | <b>131</b> |
| <b>6 RESULTADOS E DISCUSSÃO .....</b>                                                                                  | <b>133</b> |
| 6.1 PROCESSO DE SELEÇÃO .....                                                                                          | 133        |



|                                                                                                                                             |     |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 6.2 PARÂMETROS DE CONFIGURAÇÃO DO LEITOR E SUA INFLUÊNCIA NAS LEITURAS TL E OSL .....                                                       | 134 |
| 6.2.1 Calibração de detectores e estimativa da taxa de dose para a fonte beta de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ do leitor <i>Risø</i> ..... | 134 |
| 6.2.2 Potência dos LEDs .....                                                                                                               | 137 |
| 6.2.3 Máscaras .....                                                                                                                        | 138 |
| 6.2.4 Sensibilidade de detectores OSL para diferentes energias e intensidades utilizando os sinais OSL total e inicial .....                | 140 |
| 6.3 COMBINAÇÃO DAS TÉCNICAS OSL E TL NA AVALIAÇÃO DE DOSES .....                                                                            | 141 |
| 6.3.1 Estimativa de doses única e acumulada ao longo do tempo utilizando detectores de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ .....               | 141 |
| 6.3.2 Doses única e acumulada ao longo do tempo avaliadas simultaneamente no mesmo detector de BeO com as técnicas TL e OSL .....           | 143 |
| 6.4 RESPOSTA EM ENERGIA DE MATERIAIS DETECTORES OBTIDAS COM AS TÉCNICAS TL e OSL .....                                                      | 149 |
| 6.5 FATORES DE CORREÇÃO COM RESPEITO A ENERGIA COM AS TÉCNICAS TL E OSL COMBINADAS .....                                                    | 153 |
| 6.6 MONITORES INDIVIDUAIS DESENVOLVIDOS E AVALIAÇÕES DE GRANDEZAS OPERACIONAIS ÚNICA E ACUMULADA .....                                      | 157 |
| 6.7 APLICAÇÃO DE CRITÉRIOS DE DESEMPENHO PARA O MONITOR INDIVIDUAL .....                                                                    | 161 |
| 6.7.1 Linearidade e coeficiente de variação .....                                                                                           | 161 |
| 6.7.2 Limite inferior de detecção .....                                                                                                     | 164 |
| 6.7.3 Auto – irradiação .....                                                                                                               | 165 |
| 6.7.4 Sinal residual .....                                                                                                                  | 166 |
| 6.7.5 Efeito da luz sobre o dosímetro .....                                                                                                 | 167 |
| 6.7.6 Dependência energética .....                                                                                                          | 168 |
| 6.7.7 Dependência angular .....                                                                                                             | 170 |
| 6.7.8 Influência de um fantoma (simulador) .....                                                                                            | 172 |
| 6.7.9 Influência da irradiação pósterio-anterior .....                                                                                      | 172 |
| 7 CONCLUSÕES .....                                                                                                                          | 174 |
| 7.1 CONTRIBUIÇÕES .....                                                                                                                     | 177 |
| 7.2 SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS .....                                                                                                    | 178 |
| REFERÊNCIAS .....                                                                                                                           | 180 |
| LISTA DE PUBLICAÇÕES .....                                                                                                                  | 188 |
| ANEXO .....                                                                                                                                 | 189 |
| ANEXO A – INTERVALOS DE CONFIANÇA E DISTRIBUIÇÃO $t$ de STUDENT .....                                                                       | 189 |
| A <sub>1</sub> Intervalo de confiança para o valor médio .....                                                                              | 189 |

|                                                                              |            |
|------------------------------------------------------------------------------|------------|
| <b>A<sub>2</sub> Intervalo de confiança para uma grandeza composta .....</b> | <b>190</b> |
|------------------------------------------------------------------------------|------------|

*Esta tese de doutorado é dedicada à minha  
musa inspiradora, à minha querida mãe  
Dulcinéa Malthez.*



## AGRADECIMENTOS

Agradeço à minha orientadora Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button pelas orientações, pelo apoio, conselhos, amizade, exemplo, dedicação e muita paciência com essa orientada durante esses oito anos entre iniciação científica, mestrado e doutorado, fica expressa minha eterna gratidão por ter acreditado e depositado sua confiança em mim.

Agradeço ao meu coorientador Prof. Dr. Marcelo Baptista de Freitas, a quem não tenho palavras suficientes para expressar a minha gratidão pelo tema da tese, pelo apoio, pelas horas de acompanhamento nas medidas, pelos conhecimentos transmitidos, pela paciência e por todo empenho e dedicação em me orientar e tornar a conclusão deste doutorado possível.

Agradeço à Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da UNICAMP e à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pela bolsa de doutorado.

Agradeço à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) que financia o projeto FAPESP 2010/16437-0 no qual este doutorado está inserido.

Agradeço ao Grupo de Física Médica e Dosimetria das Radiações do Instituto de Física da Universidade de São Paulo por ter me acolhido durante o desenvolvimento do doutorado, agradeço especialmente à Profa. Dra. Elisabeth Mateus Yoshimura por ter fornecido toda a estrutura, condições e materiais necessários ao desenvolvimento desta tese, pelas contribuições no trabalho, pelo apoio, pelas conversas e muitos cafés com bons momentos na dosimetria.

Agradeço ao Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI/MCTI), que por meio do projeto proEXP (Prototipagem Rápida Aplicada à Experimentos Científicos), permitiu a confecção do badge do monitor utilizando prototipagem rápida, em especial ao Sr. Marcelo Fernandes de Oliveira da Divisão de Tecnologia 3D pelo atendimento, sugestões e excelente serviço prestado.

Agradeço ao Sr. João Carlos Terassi, funcionário do Instituto de Física da Universidade de São Paulo, pelo apoio, paciência e ajuda em transformar meus esboços e ideias em desenhos 3D.

Agradeço à Dra. Letícia Lucente Campos Rodrigues e ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN) pelos detectores de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  utilizados neste estudo.

Agradeço aos amigos que fiz no Instituto de Física, em especial à Dra. Nancy Umisedo, pelo apoio no laboratório, pelas conversas, pelos almoços no japonês e pela amizade que vou levar para a vida toda, aos meus colegas de sala, Felis e Leandro, e a todos os funcionários, alunos e professores do Grupo de Física Médica e Dosimetria das Radiações do Instituto de Física da Universidade de São Paulo.

Agradeço a todos os amigos, alunos, professores e funcionários do Departamento de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Estadual de Campinas, em especial, à Sra. Ana Lúcia Sastre pelo carinho e amizade durante esses anos de UNICAMP.

Agradeço à minha família que sempre esteve do meu lado e me apoiou em tudo, em especial a minha mãe Dulcinéia e minha irmã Luyza, e também à minha família do coração, meus amigos e fiéis escudeiros Clewton e Daniela, sem vocês nada vale a pena.

## LISTA DE FIGURAS

|                   |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |    |
|-------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Figura 2.1</b> | Diagrama esquemático dos tipos de publicação acerca da monitoração individual para fins de proteção radiológica e exemplos de instituições e organizações nacionais e internacionais responsáveis por tais publicações (FANTUZZI et al., 2004) .....                                                                                                                                                                                                                                                                         | 12 |
| <b>Figura 2.2</b> | Diagrama esquemático de um campo expandido (a) e alinhado (b) de radiação (SÖDEBERG e MATTSSON, 2013) .....                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  | 22 |
| <b>Figura 2.3</b> | Geometria de irradiação da esfera ICRU ilustrando a profundidade $d$ , na qual a grandeza equivalente de dose é estimada (TAUHATA et al., 2003).....                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         | 22 |
| <b>Figura 2.4</b> | Diagrama esquemático de medida mostrando como os valores medidos por um dispositivo (dosímetro ou instrumento específico), as grandezas físicas, de proteção e operacionais se relacionam dentro do sistema de proteção radiológica (EC, 2009) .....                                                                                                                                                                                                                                                                         | 24 |
| <b>Figura 2.5</b> | Objetos simuladores, recomendados pelas normas ISO, para a calibração de dosímetros ou monitores individuais de radiação para simular condições de retroespalhamento: (a) simulador de PMMA (polimetil metacrilato) preenchido com água (ISO <i>water slab</i> ) representando um tronco humano, (b) simulador de PMMA preenchido com água na forma de coluna (ISO <i>water pillar</i> ) representando o antebraço e (c) simulador de PMMA na forma de haste representando um dedo (ISO PMMA <i>rod</i> ) (IAEA, 2000) ..... | 25 |
| <b>Figura 2.6</b> | Contribuições na dose anual média da população mundial correspondentes a exposições de diversas naturezas às fontes de radiação (UNSCEAR, 2008) .....                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        | 27 |
| <b>Figura 2.7</b> | Exemplos de dosímetros pessoais ativos. À esquerda, é mostrado um dosímetro pessoal eletrônico (ativo) EPD Mk2 ( <i>Thermo Scientific</i> ) que opera com sistema dual para avaliar $H_p(10)$ e $H_p(0,07)$ (THERMO SCIENTIFIC, 2015); e à direita, é apresentado um dosímetro pessoal eletrônico Dosicard ( <i>Canberra</i> ) utilizado para avaliar $H_p(10)$ (CANBERRA, 2015) .....                                                                                                                                       | 31 |
| <b>Figura 2.8</b> | Dosímetros passivos utilizados por SMIEs autorizados pela CNEN a prestarem serviço de monitoração individual externa com dosimetria fotográfica (CDTN/CNEN, IRD/CNEN e DEN/UFPE) e com dosimetria termoluminescente (demais SMIEs) (ALENCAR, 2013) .....                                                                                                                                                                                                                                                                     | 32 |

|                   |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |    |
|-------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Figura 2.9</b> | Diagrama esquemático de um SMI e como este se relaciona em diversos níveis com órgãos regulamentadores, fornecedores e clientes (FANTUZZI et al., 2004) .....                                                                                                                                                                                                                                                                                                | 35 |
| <b>Figura 3.1</b> | Diferentes estágios para emissão de um sinal TL ou OSL. (a) Excitação do material TL ou OSL por meio da radiação ionizante criando elétrons e buracos; (b) período de latência e (c) excitação do material TL/OSL com calor ou luz levando à recombinação de elétrons e buracos aprisionados e consequente emissão de luminescência (sinal TL ou OSL) (YUKIHARA e MCKEEVER, 2011) .....                                                                      | 45 |
| <b>Figura 3.2</b> | (a) Perfil dos estímulos a que um material TL/OSL pode ser submetido (raios X, luz e temperatura) e (b) intensidade luminosa emitida pelo material TL/OSL durante cada estímulo (YUKIHARA e MCKEEVER, 2011) .....                                                                                                                                                                                                                                            | 46 |
| <b>Figura 3.3</b> | Curvas de Intensidade OSL em função do tempo, obtidas utilizando um modelo que considera três tipos de armadilhas: dosimétricas, rasas e profundas. A curva em linha contínua foi obtida considerando somente a presença das armadilhas dosimétricas, enquanto as curvas em linha tracejada e pontilhada foram obtidas considerando armadilhas dosimétricas e rasas e armadilhas dosimétricas e profundas, respectivamente (YUKIHARA e MCKEEVER, 2008) ..... | 48 |
| <b>Figura 3.4</b> | Curva TL (intensidade TL em função da temperatura) obtida utilizando o modelo de Randall-Wilkins de 1ª ordem com parâmetros $s = 10^{-12} \text{ s}^{-1}$ , $\beta = 5 \text{ °C/s}$ e três valores de energia de ativação utilizando um valor arbitrário de $n_0$ (YUKIHARA e MCKEEVER, 2011) .....                                                                                                                                                         | 51 |
| <b>Figura 3.5</b> | Curva OSL (intensidade OSL em função do tempo de estimulação) obtida por meio do modelo de 1ª ordem para o fenômeno OSL (a) variando a concentração inicial de cargas $n_0$ e mantendo fixa a probabilidade de escape $p$ e (b) aumentando a potência da fonte de estimulação mantendo fixa a concentração de cargas $n_0$ (YUKIHARA e MCKEEVER, 2008) .....                                                                                                 | 52 |
| <b>Figura 3.6</b> | Diagrama esquemático dos principais componentes de um leitor TL conectado a um computador .....                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              | 55 |
| <b>Figura 3.7</b> | Leitores comerciais TL da marca <i>Harshaw</i> automatizado (à direita) e manual (à esquerda) (THERMO SCIENTIFIC, 2015a) .....                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               | 56 |
| <b>Figura 3.8</b> | Diagrama esquemático dos componentes básicos de um leitor OSL, no qual a luminescência emitida pela amostra, após estimulação óptica (luz), é filtrada (filtros ópticos de detecção) e detectada por uma fotomultiplicadora (PMT) .....                                                                                                                                                                                                                      | 57 |



|                    |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |
|--------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Figura 3.9</b>  | Leitores OSL manuais disponíveis comercialmente. À esquerda é apresentado o Leitor OSL <i>Microstar</i> (Landauer Inc.) cujo sistema foi desenvolvido para ler o sinal OSL inicial de dosímetros compostos por detectores de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ . À direita é apresentado o leitor OSL <i>BeOSL Reader</i> (Dosimetrics) desenvolvido para ler especificamente sinal OSL de dosímetros compostos pelo material detector BeO .....57 |
| <b>Figura 3.10</b> | Exemplo de leitores OSL/TL automatizados disponíveis comercialmente: Leitor <i>Risø</i> TL/OSL-DA 20 (DTU – Nutech) (à esquerda) e leitor <i>Lexsyg</i> TL/OSL (Freiberg Instruments) (à direita) .....58                                                                                                                                                                                                                                         |
| <b>Figura 3.11</b> | Razão entre os coeficientes de absorção mássicos de detectores utilizados em dosimetria ( $\text{BeO}$ , $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ , $\text{Al}_2\text{O}_3$ , $\text{LiF}$ , $\text{CaSO}_4$ e $\text{CaF}_2$ ) e o coeficiente de absorção mássico do tecido biológico (BOS, 2001) .....61                                                                                                                                              |
| <b>Figura 3.12</b> | Curva de emissão característica do $\text{LiF}:\text{Mg}$ , Ti (TLD -100) obtida após exposição do detector usando a técnica TL (taxa de aquecimento $5^\circ\text{C/s}$ ) .....64                                                                                                                                                                                                                                                                |
| <b>Figura 3.13</b> | Curva de emissão característica do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ (produzido pelo IPEN/CNEN) obtida após exposição do detector usando a técnica TL (taxa de aquecimento $5^\circ\text{C/s}$ ) .....66                                                                                                                                                                                                                                                  |
| <b>Figura 3.14</b> | Curva de emissão característica do $\text{CaF}_2$ : natural brasileira obtida após exposição do detector usando a técnica TL (taxa de aquecimento de $5^\circ\text{C/s}$ ) .....67                                                                                                                                                                                                                                                                |
| <b>Figura 3.15</b> | Intensidade TL normalizada em função da temperatura (a esquerda) e intensidade OSL normalizada (a direita) para detectores de BeO (Thermalox 995) .....69                                                                                                                                                                                                                                                                                         |
| <b>Figura 3.16</b> | Intensidade OSL normalizada para o sinal inicial de detectores de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ obtida com estimulação no modo CW-OSL com LED azul por 180 s .....71                                                                                                                                                                                                                                                                           |
| <b>Figura 4.1</b>  | Avaliação de dados em um sistema de dosimetria (IEC, 2012) .....73                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |
| <b>Figura 4.2</b>  | Coeficientes de conversão kerma no ar equivalente para equivalente de dose pessoal $H_p(10)$ ( $h_{pk}$ ) para dois ângulos de incidência da radiação ( $\alpha$ ) $0^\circ$ e $60^\circ$ em função da energia $N$ (espectro estreito) de fótons extraído da norma ISO 4037 – 3 (ISO, 1999) .....78                                                                                                                                               |
| <b>Figura 4.3</b>  | Curva trombeta utilizando o nível de registro para monitoração individual mensal estabelecido pela CNEN ( $H_0=0,2\text{mSv}$ ) (CNEN, 2011) .....81                                                                                                                                                                                                                                                                                              |
| <b>Figura 5.1</b>  | Da esquerda para a direita, detectores de $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ , $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ , $\text{CaF}_2$ :natural, BeO e $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ utilizados ao longo do projeto .....85                                                                                                                                                                                                                                          |
| <b>Figura 5.2</b>  | Muflas de tratamento térmico mantidas constantemente em (a) $400^\circ\text{C}$ e (b) $100^\circ\text{C}$ e (c) forno (EDG 3000) utilizados no tratamento térmico dos detectores TL .....87                                                                                                                                                                                                                                                       |

|                    |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |
|--------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Figura 5.3</b>  | Foto do aparato para tratamento óptico ( <i>bleaching</i> ) com luz branca dos detectores de BeO e Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C utilizados com a técnica OSL .....89                                                                                                                                                                                                                         |
| <b>Figura 5.4</b>  | Fontes de radiação: fonte de <sup>137</sup> Cs (à direita) tubo de raios - X (centro) fonte de <sup>60</sup> Co (à esquerda) .....91                                                                                                                                                                                                                                                              |
| <b>Figura 5.5</b>  | Câmara de ionização <i>Radcal</i> com volume sensível de 6 cm <sup>3</sup> e sua capa de equilíbrio eletrônico utilizada em conjunto com eletrômetro e conversor da marca <i>Radcal</i> .....94                                                                                                                                                                                                   |
| <b>Figura 5.6</b>  | Câmara de ionização <i>Radcal</i> com volume sensível de 60 cm <sup>3</sup> utilizada em conjunto com eletrômetro e conversor da marca <i>Radcal</i> .....94                                                                                                                                                                                                                                      |
| <b>Figura 5.7</b>  | Leitor OSL <i>MicroStar</i> utilizado nas leituras de dosímetros baseados nos detectores de Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C, disponível no Laboratório do Grupo de Dosimetria das Radiações e Física Médica .....95                                                                                                                                                                             |
| <b>Figura 5.8</b>  | Leitor <i>Risø</i> TL/OSL-DA 20 (DTU – <i>Nutech</i> ), utilizado para a leitura dos detectores com as técnicas TL e OSL, disponível no Laboratório do Grupo de Dosimetria das Radiações e Física Médica do IFUSP .....96                                                                                                                                                                         |
| <b>Figura 5.9</b>  | Filtros ópticos U-340, CN 7-59 e BG 39 empregados no leitor <i>Risø</i> TL/OSL para selecionar a janela de detecção.....97                                                                                                                                                                                                                                                                        |
| <b>Figura 5.10</b> | (a) Espectro de transmissão dos filtros CN 7-59 e BG 39 utilizados para selecionar a janela de detecção na leitura de detectores com a técnica TL e U-340 utilizado para leitura de detectores com as técnicas TL e OSL e (b) espectro de transmissão do filtro U-340 e intensidade da luz emitida pelos LEDs azuis em função do comprimento de onda (RISØ DTU, 2010),.....97                     |
| <b>Figura 5.11</b> | Sistema de dosimetria TL desenvolvido pelo Grupo de Dosimetria das Radiações e Física Médica do IFUSP .....99                                                                                                                                                                                                                                                                                     |
| <b>Figura 5.12</b> | Diagrama esquemático do algoritmo de avaliação dos fatores de correção com respeito à energia ( $f_{E_{TL}}^{CaSO_4}$ , $f_{E_{OSL}}^{BeO}$ e $f_{E_{TL}}^{BeO}$ ) a partir dos dados de entrada ( $S_{TL}$ e $S_{OSL}$ ) provenientes da leitura do par de detectores CaSO <sub>4</sub> :Dy/BeO ..... 111                                                                                        |
| <b>Figura 5.13</b> | Vista superior e lateral da parte interna do <i>badge</i> , na configuração Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C/LiF:Mg,Ti, composta por (a) peça com gancho que possibilita a leitura no <i>MicroStar</i> e (b) peça que se encaixa a peça com gancho para manter os elementos detectores fixos na parte interna do <i>badge</i> , por meio do sistema de travas com pinos (vista lateral) .....114 |
| <b>Figura 5.14</b> | Projeto do <i>badge</i> . Da esquerda para a direita, suportes desenvolvidos para acomodar os elementos detectores presentes nas configurações Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C/LiF:Mg,Ti, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C/BeO e CaSO <sub>4</sub> :Dy/BeO, respectivamente, e cobertura externa comum às três configurações do monitor desenvolvido ..... 115                                 |

|                    |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |
|--------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Figura 5.15</b> | (a) Impressora 3D <i>Object Connex350</i> (Stratasys) e (b) prototipagem rápida da cobertura externa do badge .....116                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |
| <b>Figura 5.16</b> | Diagrama esquemático do algoritmo de avaliação das grandezas operacionais $H_x$ e $H_p(10)$ a partir das leituras TL e OSL dos pares de detectores de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}/\text{BeO}$ . As setas azuis indicam a entrada para o algoritmo de avaliação dos fatores de correção com respeito à energia e as setas vermelhas indicam as saídas do algoritmo, representado por ALGORITMO DE CORREÇÃO no diagrama. Setas verdes correspondem à avaliação da grandeza $H_x$ e setas rosas a avaliação da grandeza $H_p(10)$ .....118 |
| <b>Figura 5.17</b> | Simulador de PMMA, em formato de paralelepípedo, com espessura de parede frontal de 2,5 mm e demais espessuras paredes e tampo de 10 mm e capacidade volumétrica de 30 x 30 x 15 cm <sup>3</sup> , de acordo com as especificações da norma ISSO 4037 – 3 (GUIMARÃES, 2000) .....120                                                                                                                                                                                                                                                 |
| <b>Figura 5.18</b> | Arranjo experimental do teste de linearidade, no qual as três configurações do detector, em condições de equilíbrio eletrônico (entre placas de PMMA), foram expostas a fótons provenientes da fonte de <sup>60</sup> Co, resultando em doses entre 0,2 e 100 mGy registradas com a câmara de ionização .....125                                                                                                                                                                                                                     |
| <b>Figura 5.19</b> | Arranjo experimental utilizado para avaliar o desempenho dos monitores desenvolvidos com respeito à direção (60°) e energia da radiação incidente .....130                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           |
| <b>Figura 5.20</b> | Arranjo experimental utilizado para avaliar o desempenho dos monitores desenvolvidos com respeito à diferentes direções da radiação incidente ...130                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |
| <b>Figura 6.1</b>  | Histograma (esquerda) e gráfico de seleção (direita) obtidos no processo de seleção a partir da intensidade TL ( $I_{TL}$ ) dos detectores de $\text{CaF}_2:\text{natural}$ ....133                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |
| <b>Figura 6.2</b>  | Histograma (esquerda) e gráfico de seleção (direita) obtidos no processo de seleção a partir da intensidade OSL total ( $I_{OSL}$ ) dos detectores de BeO .....134                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |
| <b>Figura 6.3</b>  | $I_{OSL}$ total e inicial em função da dose determinadas através de leituras de detectores de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ no <i>Risø</i> , relacionando o sinal OSL inicial (linha pontilhada) e total (linha continua) com a dose absorvida no detector para a energia dos fótons emitidos pela fonte de <sup>60</sup> Co .....135                                                                                                                                                                                             |
| <b>Figura 6.4</b>  | Dose absorvida por detectores de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ em função do tempo de exposição à fonte beta do <i>Risø</i> determinada através da $I_{OSL}$ total e $I_{OSL}$ inicial .....136                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |
| <b>Figura 6.5</b>  | Gráfico em escala monolog do sinal OSL normalizado em função do tempo para diferentes potências do LED azul do <i>Risø</i> empregadas na estimulação de detectores de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ .....137                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |
| <b>Figura 6.6</b>  | Relação entre o produto da potência do LED azul e $I_{OSL}$ em função da potência do LED azul do leitor <i>Risø</i> .....138                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |
| <b>Figura 6.7</b>  | Relação $I_{OSL}$ inicial – dose determinada através de leituras de detectores de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ com e sem máscara feitas no leitor <i>Risø</i> .....139                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           |

|                    |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |
|--------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Figura 6.8</b>  | Curvas de calibração para TLD (esquerda) e OSLD (direita) na quarta sequência de irradiações com raios X de 28keV e radiação gama de 1,25MeV do $^{60}\text{Co}$ .....142                                                                                                                                                                                                            |
| <b>Figura 6.9</b>  | Curvas características de emissão TL ( $T_f=450^\circ\text{C}$ ) e OSL inicial de detectores de BeO irradiados com $\sim 30\text{mGy}$ , representadas pelas linhas tracejadas e contínua, respectivamente, e leitura TL com $T_f=450^\circ\text{C}$ ( $\circ$ ) após leituras TL com $T_f=250^\circ\text{C}$ ( $\Delta$ ) e OSL com estimulação de 0,2s ( $\blacksquare$ ) .....144 |
| <b>Figura 6.10</b> | Doses únicas e acumuladas avaliadas simultaneamente ao longo de três sequências de irradiação e leituras de detectores de BeO (média de 38 detectores) com as técnicas TL ( $I_{\text{TL}}$ obtida com $T_f=250^\circ\text{C}$ ) e OSL ( $I_{\text{OSL}}$ inicial) .....146                                                                                                          |
| <b>Figura 6.11</b> | $I_{\text{TL}}$ e $I_{\text{OSL}}$ inicial em função da dose para as duas qualidades de radiação; as quais os detectores de BeO foram expostos com doses de alguns mGy, avaliada após a 2ª irradiação .....147                                                                                                                                                                       |
| <b>Figura 6.12</b> | Resposta em energia relativa ao $^{60}\text{Co}$ de detectores de $\text{CaF}_2\text{:natural}$ , $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ , $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ BeO e $\text{LiF:Mg,Ti}$ avaliadas por meio das técnicas TL e OSL .....149                                                                                                                                            |
| <b>Figura 6.13</b> | Resposta em energia relativa ao $^{60}\text{Co}$ de detectores de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ considerando a $I_{\text{OSL}}$ inicial e total .....150                                                                                                                                                                                                                          |
| <b>Figura 6.14</b> | Respostas em energia relativas ao $^{60}\text{Co}$ de detectores de BeO avaliadas por meio das técnicas TL ( $I_{\text{TL}}$ ) e OSL ( $I_{\text{OSL}}$ inicial e total) .....151                                                                                                                                                                                                    |
| <b>Figura 6.15</b> | Sinal OSL normalizado pela $I_{\text{OSL}}$ inicial de detectores de BeO e $\text{Al}_2\text{O}_3$ irradiados com as qualidades de radiação RQR9 e fótons do $^{60}\text{Co}$ .....152                                                                                                                                                                                               |
| <b>Figura 6.16</b> | Razões avaliadas entre as respostas em energia relativas ao $^{60}\text{Co}$ utilizando as técnicas TL e OSL para o par de detectores $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$ .....154                                                                                                                                                                                                         |
| <b>Figura 6.17</b> | Razões avaliadas entre as respostas em energia relativas ao $^{60}\text{Co}$ utilizando as técnicas TL e OSL para o par de detectores $\text{CaF}_2\text{:natural/BeO}$ .....154                                                                                                                                                                                                     |
| <b>Figura 6.18</b> | Razões avaliadas entre as respostas em energia relativas ao $^{60}\text{Co}$ utilizando as técnicas TL e OSL para o par de detectores $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$ .....155                                                                                                                                                                                                  |
| <b>Figura 6.19</b> | Razões avaliadas entre as respostas em energia relativas ao $^{60}\text{Co}$ utilizando as técnicas TL e OSL para o par de detectores $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ .....155                                                                                                                                                                                            |
| <b>Figura 6.20</b> | Fotos do monitor individual TL/OSL em suas três configurações: $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ (A-11), $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$ (B-40) e $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$ (C-33) .....158                                                                                                                                                                        |
| <b>Figura 6.21</b> | Curva trombeta aplicada aos resultados do teste cego do monitor individual desenvolvido na configuração $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$ utilizando o nível de registro para monitoração individual mensal estabelecido pela CNEN de $H_0=0,2\text{mSv}$ .....160                                                                                                                |

|                    |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             |
|--------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Figura 6.22</b> | Resultados do teste de linearidade do monitor individual na configuração $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ e critérios de desempenho da IEC (linha contínua) e do CASEC (linha tracejada) aplicados aos resultados de resposta relativa e razão entre os valores avaliado e convencional verdadeiro (A/C) .....162 |
| <b>Figura 6.23</b> | Resultados do teste de linearidade do monitor individual na configuração $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$ e critérios de desempenho da IEC (linha contínua) e do CASEC (linha tracejada) aplicados aos resultados de resposta relativa e razão entre os valores avaliado e convencional verdadeiro (A/C) .....162       |
| <b>Figura 6.24</b> | Resultados do teste de linearidade do monitor individual na configuração $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$ e critérios de desempenho da IEC (linha contínua) e do CASEC (linha tracejada) aplicados aos resultados de resposta relativa e razão entre os valores avaliado e convencional verdadeiro (A/C) .....163              |
| <b>Figura 6.25</b> | Coefficiente de variação e critério da IEC 62387-1:2012 para o teste do coeficiente de variação .....164                                                                                                                                                                                                                    |
| <b>Figura 6.26</b> | Resposta relativa, determinada através dos valores avaliados nos monitores e convencionais verdadeiros medidos com câmara de ionização, para as três configurações e limites de variação aceitável (linhas tracejadas) pelo CASEC no teste de dependência energética .....168                                               |
| <b>Figura 6.27</b> | Resposta relativa, determinada através das grandezas operacionais $H_p(10)$ (à esquerda) e $H_x$ (à direita), para as três configurações e limites de variação aceitável (linhas tracejadas) pela IEC no teste de dependência energética .....169                                                                           |
| <b>Figura 6.28</b> | Resposta relativa para cada uma das três configurações do monitor para diferentes ângulos de incidência do feixe de radiação e faixa de variação aceitável pelo CASEC para dependência angular .....170                                                                                                                     |
| <b>Figura 6.29</b> | Resposta relativa para cada uma das três configurações do monitor para dois ângulos de incidência do feixe de radiação ( $0^\circ$ e $60^\circ$ ) e faixa de variação aceitável pela IEC para dependência energética e angular .....171                                                                                     |



## LISTA DE TABELAS

|                   |                                                                                                                                                                                                                     |     |
|-------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>Tabela 2.1</b> | Fatores de ponderação da radiação recomendados pela ICRP-103 e CNEN PR 3.01/002:2011 (ICRP, 2007; CNEN, 2011) .....                                                                                                 | 18  |
| <b>Tabela 2.2</b> | Fatores de ponderação de tecido ou órgão $w_T$ recomendados pela ICRP-103 e CNEN PR 3.01/002:2011 (ICRP, 2007; CNEN, 2011) .....                                                                                    | 19  |
| <b>Tabela 2.3</b> | Limites de dose ocupacional e para indivíduo do público adotados na norma CNEN NN 3.01 e na recomendação ICRP – 103 (CNEN, 2014) (ICRP, 2007) ....                                                                  | 30  |
| <b>Tabela 2.4</b> | Normas ISO/IEC para avaliação de desempenho dos sistemas que utilizam dosímetros ativo e passivo para monitoração de área e individual de acordo com o tipo de radiação (PTB, 2015) .....                           | 40  |
| <b>Tabela 2.5</b> | Testes de desempenho para sistemas de dosimetria TL e fotográfica recomendados pelo CASEC e testes de desempenho da IEC recomendados para qualquer tipo de sistema dosimétrico .....                                | 42  |
| <b>Tabela 3.1</b> | Principais características de detectores empregados na dosimetria pessoal com as técnicas TL e OSL .....                                                                                                            | 63  |
| <b>Tabela 5.1</b> | Características dos materiais dosimétricos utilizados com as técnicas TL e OSL .....                                                                                                                                | 86  |
| <b>Tabela 5.2</b> | Tratamentos térmicos adotados para os detectores utilizados com a técnica TL .....                                                                                                                                  | 87  |
| <b>Tabela 5.3</b> | Energia efetiva das qualidades de radiação RQR .....                                                                                                                                                                | 92  |
| <b>Tabela 5.4</b> | Principais características dos feixes largos (W) .....                                                                                                                                                              | 92  |
| <b>Tabela 5.5</b> | Principais características dos feixes estreitos .....                                                                                                                                                               | 93  |
| <b>Tabela 5.6</b> | Parâmetros de configuração otimizados e filtros utilizados no leitor <i>Risø</i> TL/OSL para cada detector e técnica aplicada .....                                                                                 | 98  |
| <b>Tabela 5.7</b> | Tipos de razão entre as respostas em energia relativas ao $^{60}\text{Co}$ para cada combinação de par de detectores e técnica considerada (OSL ou TL) na avaliação da resposta em energia para cada detector ..... | 110 |
| <b>Tabela 5.8</b> | Testes de desempenho realizados com o monitor em suas três configurações e critérios adotados para avaliação baseados nos padrões estabelecidos pelo CASEC (IRD – RT N°002.01/95) e IEC (IEC 62387-1:2012) .....    | 122 |
| <b>Tabela 5.9</b> | Condições padrões de teste especificadas pelo IRD – RT N°002.01/95 e IEC 62387-1 e condições de referência recomendadas pela ISO 4037-3 .....                                                                       | 123 |
| <b>Tabela 6.1</b> | Sensibilidades de detectores de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ obtidas por meio de calibrações avaliadas para as duas energias utilizando diferentes equipamentos de leitura .....                                | 140 |

|                    |                                                                                                                                                                                                                                                                                                           |
|--------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Tabela 6.2</b>  | Dependência energética dos detectores de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ , para os diferentes equipamentos de leitura e tipo de sinal OSL avaliadas através da razão entre as sensibilidades .....141                                                                                                    |
| <b>Tabela 6.3</b>  | Estimativas de doses única e acumulada com o mesmo OSLD e com TLD (valores de referência) para irradiações com raios X de 28 keV e radiação gama do $^{60}\text{Co}$ .....142                                                                                                                             |
| <b>Tabela 6.4.</b> | Doses única e acumulada avaliadas ao longo do tempo obtidas por meio das técnicas TL e OSL aplicadas simultaneamente em detectores de BeO, avaliadas em detectores de $\text{LiF:Mg,Ti}$ e medidas diretamente com câmara de ionização .....148                                                           |
| <b>Tabela 6.5.</b> | Intervalos de energia e doses avaliadas no teste cego e valores de referência para as duas configurações de par de detectores testada .....157                                                                                                                                                            |
| <b>Tabela 6.6</b>  | Intensidade TL e /ou OSL ( $I_{TL}$ ou $OSL$ ) por unidade de kerma no ar ( $K_{ar}$ ) avaliada em detectores irradiados com fótons do $^{60}\text{Co}$ com e sem a presença do simulador.....158                                                                                                         |
| <b>Tabela 6.7</b>  | Resultados do teste cego do monitor individual na configuração $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$ ..159                                                                                                                                                                                                 |
| <b>Tabela 6.8</b>  | Limite inferior de detecção do monitor individual desenvolvido avaliado para as três configurações $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ , $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$ e $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$ .....165                                                                             |
| <b>Tabela 6.9</b>  | Doses avaliadas em cada configuração devido ao armazenamento de 25 dias em local com taxa de radiação de fundo conhecida .....165                                                                                                                                                                         |
| <b>Tabela 6.10</b> | Limite inferior de detecção do monitor individual, para as três configurações $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ , $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$ e $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$ , após exposição a fonte de referência ( $C=100$ mGy) .....166                                            |
| <b>Tabela 6.11</b> | Razão entre os valores avaliados e convencional verdadeiros ( $\sim 2$ mGy) avaliados para as três configurações $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ , $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$ e $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$ submetidas previamente a doses elevadas de radiação (100 mGy) .....167 |
| <b>Tabela 6.12</b> | Efeito da exposição das três configurações do monitor ( $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ , $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$ e $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$ ) à luz (24h) .....167                                                                                                          |
| <b>Tabela 6.13</b> | Desempenho do monitor desenvolvido em suas três configurações para o teste influência de um fantoma .....172                                                                                                                                                                                              |
| <b>Tabela 6.14</b> | Razão entre os valores avaliados de $H_x$ devido a irradiações na parte anterior e posterior do monitor para as suas três configurações .....173                                                                                                                                                          |



## LISTA DE SIGLAS

ALARA – *As Low As Reasonably Achievable*

ALARP – *As Low As Reasonably Practicable*

ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária

BSS – *Basic Safety Standards*

CAD – *Computer Aided Design*

CASEC – Comitê de Avaliação de Serviços de Ensaio e Calibração

CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear

CTI – Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer

IAEA – *International Atomic Energy Agency*

ICRP – *International Commission on Radiological Protection*

ICRU – *International Commission on Radiation Units and Measurements*

IFUSP – Instituto de Física da Universidade de São Paulo

IEC – *International Electrotechnical Commission*

IOE – Indivíduo Ocupacionalmente Exposto

IRD – Instituto de Radioproteção e Dosimetria

ISO – *International Organization for Standardization*

LED – Light Emission Diode

LET – *Linear Energy Transfer*

LNMRI – Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes

NEA – *Nuclear Energy Agency*

NTA – *Nuclear Track Analysis*

OMS – Organização Mundial da Saúde

OIT – Organização Internacional do Trabalho

OSL – *Optically Stimulated Luminescence*

PMMA – Polimetil Metacrilato

PMT – *Photomultiplier Tube*

PSDL – *Primary Standard Dosimetry Laboratories*

RT – Regulamento Técnico

SMI – Serviço de Monitoração Individual

SMIE – Serviço de Monitoração Individual Externa

SSDL - *Secondary Standard Dosimetry Laboratories*

SSNTD – *Solid State Neutron Track Dosimeter*

TL – Termoluminescência

UNSCEAR – *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*

# 1 INTRODUÇÃO

As radiações ionizantes são qualquer tipo de radiação eletromagnética ou partícula capaz de ionizar átomos ou moléculas ao interagir com a matéria. Essas radiações têm diversas aplicações nas áreas médica, industrial e de serviços (CENA, 2015; ELETROBRAS, 2015; INFOSOLDA, 2015; OKUNO e YOSHIMURA, 2010). Apesar dos benefícios advindos do seu uso, podem causar diversos efeitos biológicos prejudiciais aos indivíduos expostos, sendo necessária a adoção de requisitos e procedimentos adequados de segurança e proteção radiológica para garantir que a probabilidade de ocorrência dos efeitos prejudiciais aos indivíduos expostos seja mínima.

Os trabalhadores ou indivíduos sujeitos à exposição à radiação ionizante em decorrência de seu trabalho ou treinamento em situações de exposições planejadas, de emergência e existentes são chamados de indivíduos ocupacionalmente expostos (IOEs) (IAEA, 2014).

Diversas organizações internacionais, como, por exemplo, a OIT (Organização Internacional do Trabalho) e a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA – *International Atomic Energy Agency*), entre outras, trabalham em conjunto publicando normas e recomendações que regulamentam o uso seguro e pacífico das radiações ionizantes bem como a segurança e proteção dos IOEs. Estas normas e recomendações abrangem desde aspectos referentes à proteção radiológica como, por exemplo, grandezas e unidades e aplicação dos princípios de proteção radiológica, até aspectos técnicos referentes à instrumentação e equipamentos utilizados nas diversas áreas que fazem uso das radiações ionizantes. Embora a maioria das normas e recomendações não sejam obrigatórias, os países membros de tais organizações as adotam para a formulação das diversas regulamentações legais (leis, decretos e diretrizes) que devem ser obedecidas em âmbito nacional.

No Brasil, os diversos serviços de saúde e instalações que utilizam radiações ionizantes devem seguir as normas, portarias e resoluções estabelecidas pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), pelos Ministérios da Saúde e do Trabalho e Emprego, pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária

(ANVISA), pelas Secretarias Estaduais de Saúde e finalmente, pelas Vigilâncias Sanitárias estaduais e municipais.

A CNEN, através da norma “Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica” (CNEN-NN-3.01), estabelece os requisitos básicos de proteção radiológica das pessoas em relação à exposição à radiação ionizante. Na seção 5.9 desta norma, fica também estabelecida a necessidade de avaliação da exposição ocupacional por meio da avaliação das doses provenientes da exposição externa e interna dos IOEs, a partir dos dados de monitoração individual (CNEN, 2014).

A exposição de um IOE nas diversas instalações radioativas (indústrias, serviços de saúde como radioterapia e medicina nuclear, instituições de ensino e pesquisa) e nucleares (mineração e produção de combustível nuclear, reatores e central nuclear de potência) pode se dar por meio da exposição interna e/ou externa a fontes radioativas.

A exposição interna de IOEs pode ocorrer quando há inalação, incorporação ou ingestão de radionuclídeos devido a práticas que envolvam manipulação, processamento e armazenamento de fontes não seladas de radiação. Tais radionuclídeos, quando estão dentro do corpo humano, são chamados de emissores internos. As doses em dosimetria interna dependem do tipo de emissor interno (quantidade, formas física e química e atividade do radionuclídeo) e de fatores biológicos do corpo humano como, por exemplo, taxa de excreção. Tais doses são avaliadas por meio da dose efetiva comprometida, a qual pode ser calculada através de modelos biocinéticos, coeficientes de dose e medidas *in vivo* ou *in vitro* de amostras biológicas. O critério para implementação do programa de monitoração individual de rotina para avaliação da dose devido à incorporação de radionuclídeos é baseada na dose efetiva comprometida potencial de 1 mSv, conforme recomendado pela IAEA (IAEA, 1999).

A monitoração por meio da dosimetria externa consiste em avaliar as doses devido a fontes de radiação que estão fora do corpo do trabalhador exposto. Essas doses são geralmente mensuradas por meio de um dosímetro pessoal (ou monitor individual de radiação) que é usado pelo IOE. O dosímetro deve ser

usado durante todo período de possível exposição de forma a monitorar a dose cumulativa do indivíduo fornecendo um valor representativo da radiação que foi absorvida pelo corpo do IOE. Para isso utiliza-se a grandeza operacional equivalente de dose pessoal  $H_p(d)$  (ICRP, 2007).

As doses de corpo inteiro, as quais os IOEs foram expostos, são avaliadas por meio de dosímetros calibrados na grandeza operacional  $H_p(10)$ . Em casos de exposição a campos não uniformes ou radiação pouco penetrante (partículas betas, por exemplo), o equivalente de dose em tecidos específicos (cristalino e pele) deve ser avaliado. Nestes casos, o equivalente de dose na pele e em extremidades (mãos e pés) é avaliado por meio de dosímetros individuais calibrados na grandeza  $H_p(0,07)$ , enquanto que para estimativas de dose equivalente no cristalino os dosímetros individuais são calibrados na grandeza operacional  $H_p(3)$  (IAEA, 1999).

A avaliação das doses em monitoração individual externa pode ser feita através de sistemas de dosimetria ativa ou passiva. Sendo que a ferramenta mais utilizada atualmente para monitoração dos IOEs é a dosimetria passiva (SOUZA, YAMAMOTO e D'ERRICO, 2014).

No Brasil, os sistemas dosimétricos passivos mais utilizados são baseados nas técnicas termoluminescente (TL) e fotográfica e, mais recentemente, no uso da luminescência opticamente estimulada (OSL - Optically Stimulated Luminescence).

A monitoração individual, tanto externa como interna, é realizada por um serviço de monitoração individual (SMI). O SMI é responsável pela calibração, leitura e interpretação dos dispositivos utilizados para monitoração individual externa, bem como por medidas de radioatividade no corpo humano ou em amostras biológicas para dosimetria interna. A capacidade de atuação e regulamentação dos SMIs estão sujeitas às normas e legislações vigentes de cada país.

No Brasil, o Comitê de Avaliação de Serviços de Ensaio e Calibração do Instituto de Radioproteção e Dosimetria da CNEN (CASEC/IRD/CNEN) estabelece os critérios para certificação dos Laboratórios de Serviço de Monitoração Individual Externa (SMIE), bem como especifica os procedimentos e

critérios dos testes de desempenho para os dosímetros, baseados na dosimetria TL e fotográfica, utilizados para monitoração individual externa.

Até 2014, 11 laboratórios estavam certificados pelo CASEC para prestar SMIE, sendo que oito destes serviços utilizam a dosimetria TL e os outros três a dosimetria fotográfica (IRD, 2015). Recentemente, um destes serviços (SAPRA LANDAUER - Serviços de Assessoria e Proteção) foi certificado para prestar monitoração individual externa com a dosimetria OSL utilizando dosímetros baseados em detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ , sendo assim o primeiro laboratório autorizado a utilizar esta técnica dosimétrica no país (IRD, 2015).

As técnicas TL e OSL utilizadas nos sistemas de dosimetria são semelhantes; a principal diferença entre as técnicas consiste no tipo de estímulo (energia) empregado para liberação dos portadores de carga durante o processo de leitura dos dosímetros. Nos dosímetros TL, essa liberação ocorre através do aquecimento do material (calor), enquanto que na dosimetria OSL a liberação é via iluminação da amostra (luz visível ou infravermelha). A estimulação térmica e óptica do processo de luminescência caracteriza as técnicas de dosimetria TL e OSL, respectivamente (YUKIHARA e MCKEEVER, 2011). Nacionalmente, a dosimetria OSL, utilizando detectores baseados no  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ , se destacou nos últimos anos com trabalhos científicos publicados que caracterizaram o sistema comercial de dosimetria OSL composto pelo leitor OSL *MicroStar* (Landauer Inc) e monitores compostos de  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ , para aplicações como dosimetria *in vivo*, radioterapia com fonte de  $^{60}\text{Co}$  e monitoração individual externa (MARIN, 2010; SOUSA, 2009; NASCIMENTO e HORNOS, 2010; NASCIMENTO, 2007). Vale destacar que, embora a dosimetria OSL tenha sido autorizada recentemente no Brasil e diversos países da União Europeia, Japão e Estados Unidos já utilizem esta técnica para monitoração individual (DOSIMETRICS, 2015; LANDAUER, 2015), até o momento, nenhum regulamento técnico (RT) estabelecendo os critérios e testes de desempenho para o sistema de dosimetria OSL foi publicado no Brasil.

Em 2000, estimou-se que há cerca de 11 milhões de indivíduos sendo monitorados no mundo (IAEA, 2003). Atualmente, estima-se que aproximadamente 164 mil IOEs estão sendo monitorados nas 3750 instalações radioativas e 15 instalações nucleares presentes no Brasil. Destes IOEs, quase 99% são usuários de dosímetros de corpo inteiro e pouco mais de 1% são usuários de dosímetros de extremidades (anel e/ou pulseira). A maior parcela dos IOEs, aproximadamente 87%, é monitorada por meio da dosimetria TL, enquanto 12% dos IOEs são monitorados utilizando a dosimetria fotográfica e menos de 1% destes indivíduos são monitorados devido à exposição a nêutrons (ALENCAR, 2013).

Mundialmente observa-se que, embora os valores de doses devido à exposição ocupacional apresentem uma diminuição, o número de IOEs aumentou consideravelmente ao longo das últimas décadas. Isso se deve em parte a regulamentação da monitoração dos IOEs nas diversas áreas e serviços, mas também ao uso crescente das radiações ionizantes, como, por exemplo, a introdução de novas técnicas em radiodiagnóstico e aplicações industriais (IAEA, 2003).

Sendo assim, a monitoração individual apresenta importância fundamental, tanto do ponto de vista de proteção dos IOEs, bem como devido à necessidade de aperfeiçoamento e implementação das técnicas dosimétricas para atender à crescente demanda dos serviços e instalações que fazem uso dos diversos tipos e fontes de radiação.

## 1.1 OBJETIVOS E JUSTIFICATIVAS

Este estudo teve como principal objetivo desenvolver um dosímetro para monitoração individual externa de trabalhadores ocupacionalmente expostos à radiação X e gama, fazendo uso simultâneo das técnicas OSL e TL combinadas às diferentes características dosimétricas dos detectores já utilizados com a técnica TL, na rotina dos SMIEs no Brasil, e dos diferentes detectores utilizados internacionalmente em sistemas de dosimetria OSL.

A técnica TL possui uma longa história de sucesso aplicada às diversas áreas em dosimetria, em especial para monitoração individual, a grande variedade de materiais detectores e leitores disponíveis,

bem como o desenvolvimento de novos materiais detectores sensíveis a diversos tipos e energias da radiação, fazem com que esta técnica ainda seja largamente aplicada. Já a técnica OSL, embora seja mais recente, no que diz respeito à dosimetria pessoal, apresenta diversas características de interesse para monitoração individual, como por exemplo, rapidez no processo de leitura e possibilidade de releitura dos dosímetros, no caso de detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  e  $\text{BeO}$ . Sendo assim, a aplicação simultânea das duas técnicas permite explorar as vantagens intrínsecas de cada técnica, além de possibilitar informações adicionais como dose acumulada ao longo do tempo no mesmo dosímetro. Deste modo o monitor individual desenvolvido utiliza simultaneamente as técnicas TL e OSL aplicadas em três configurações diferentes de pares de detectores ( $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$  e  $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$ ). Atualmente no Brasil, somente um dos onze laboratórios certificados pelo CASEC está autorizado a utilizar dosimetria OSL na monitoração individual e este utiliza exclusivamente o  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  como material detector. As diferentes configurações de detectores utilizadas no monitor desenvolvido permitem explorar as propriedades intrínsecas dos materiais aliadas a cada técnica, como por exemplo, o fato dos detectores  $\text{LiF:Mg,Ti}$  e  $\text{BeO}$  apresentarem número atômico efetivo próximo ao de tecidos biológicos e as respostas em energia dos quatro materiais ( $\text{LiF:Mg,Ti}$ ,  $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ ,  $\text{BeO}$  e  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ ) associadas à técnica de leitura serem distintas.

Além de aprimorar o processo de dosimetria utilizando outro material diferente do  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ , e mais de um tipo de equipamento leitor disponível comercialmente, pretendeu-se criar condições para que a dosimetria OSL possa ser implementada rotineiramente com diferentes materiais detectores e equipamentos leitores no país. Embora esta tenha sido autorizada, nenhum regulamento técnico descrevendo os critérios e requisitos de desempenho para este sistema de dosimetria foi publicado pelo CASEC até o momento.

Sendo assim, as duas técnicas foram utilizadas em conjunto com o objetivo de viabilizar a técnica OSL no Brasil e, até mesmo validar os resultados obtidos tendo a técnica TL como referência. Já que esta



possui publicada toda a sistemática de certificação, como requisitos e critérios de desempenho, além de ser amplamente utilizada no Brasil.

Os objetivos específicos deste projeto foram:

- Contribuir com o desenvolvimento das condições necessárias para que a técnica OSL possa ser utilizada de forma rotineira nos SMIEs no país;
- Avaliar a viabilidade da utilização de diferentes equipamentos leitores e materiais detectores com a técnica OSL na monitoração individual;
- Aprimorar o processo de monitoração individual externa com a utilização das vantagens intrínsecas das técnicas TL e OSL combinadas em diferentes materiais dosimétricos;
- Desenvolver um dosímetro pessoal que permita determinar a grandeza equivalente de dose pessoal -  $H_p(10)$ , incorporando vantagens e inovações em relação aos dosímetros tradicionais disponíveis no mercado; e
- Realizar os ensaios/testes preliminares baseados nos critérios e requisitos de desempenho estabelecidos pelas normas nacionais (CASEC/IRD/CNEN) e internacionais (ISO e IEC), necessários para certificação de monitoração individual com as técnicas TL e OSL combinadas em único dosímetro.

## 1.2 ORGANIZAÇÃO DA TESE

Esta tese de doutorado está apresentada da seguinte forma: o Capítulo 2 apresenta um panorama das principais normas e recomendações internacionais e normas nacionais acerca da monitoração individual e como se dá a implementação desta dentro do sistema de proteção radiológica, no Capítulo 3 são descritos os fenômenos de luminescência devido à estimulação óptica e térmica, os leitores e materiais detectores mais frequentes utilizados com as duas técnicas, o Capítulo 4 detalha o processo de calibração de monitores e os fatores que devem ser considerados dentro da monitoração individual, o

Capítulo 5 apresenta a metodologia adotada ao longo deste projeto, o Capítulo 6 descreve os resultados obtidos e as discussões e no Capítulo 7 são feitas as conclusões gerais do projeto.

Além dos sete capítulos, o ANEXO A apresenta a distribuição  $t$  de Student e a metodologia adotada para estabelecer o intervalo dos valores avaliados nos testes de desempenho do monitor.

## **2 A MONITORAÇÃO INDIVIDUAL E SUA IMPLEMENTAÇÃO DENTRO DO SISTEMA DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA**

Desde a descoberta dos raios X em 1895 por Röntgen e da radioatividade em 1896 por Becquerel, as radiações ionizantes passaram a ser amplamente utilizadas em diversas áreas. Embora algumas aplicações, como, por exemplo, na área da saúde, resultassem em benefícios para a população, com o uso indiscriminado da radiação ionizante e a falta de conhecimento sobre os riscos associados à exposição às fontes radioativas começaram a aparecer os danos advindos dos efeitos biológicos da radiação ionizante. Entre 1917 e 1922, diversas pessoas que trabalhavam expostas à radiação ionizante apresentaram lesões em determinadas regiões do corpo e até mesmo vieram a falecer em decorrência dos danos causados pela radiação (UNSCEAR, 1958).

Com o conhecimento sobre os riscos associados ao uso da radiação, em 1925 foi criada a primeira comissão internacional com o objetivo de estabelecer grandezas e unidades referentes às radiações ionizantes (*International Commission on Radiation Units and Measurements – ICRU*). Após três anos, em 1928, uma segunda comissão internacional (*International Commission on Radiological Protection – ICRP*) foi criada com a finalidade de elaborar normas de proteção radiológica e estabelecer limites de exposição à radiação ionizante. Com isso, documentos, normas e recomendações referentes à proteção radiológica, grandezas e unidades utilizadas em física das radiações passaram a ser desenvolvidos. Atualmente, as duas comissões se reúnem e publicam normas e atualizações referentes à dosimetria e proteção radiológica (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

Após a criação da ICRU e ICRP, outras organizações internacionais foram criadas como, por exemplo, o UNSCEAR (*United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*) criado em Assembleia Geral da ONU (Organização das Nações Unidas) em 1955 e a IAEA (*International Atomic Energy Agency*) fundada em 1957 como órgão oficial da ONU que tem como principal objetivo promover a utilização pacífica da energia nuclear pelos países membros (IAEA, 2003; UNSCEAR, 2015).

Os fundamentos de proteção radiológica, segundo a ICRP, são baseados em três princípios: justificação, otimização e aplicação dos limites de dose. De acordo com o primeiro princípio, qualquer exposição à radiação ionizante deve ser justificada e os benefícios devem ser superiores aos riscos.

O segundo princípio, conhecido como ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), diz que o número de pessoas e a magnitude das doses individuais devem ser mantidos tão baixos quanto razoavelmente exequível, levando em conta fatores econômicos e sociais. Além disso, o princípio da otimização pode ser implementado usando o princípio conhecido como ALARP (*As Low As Reasonably Practicable*).

O princípio ALARP, no âmbito da proteção radiológica, é semelhante ao ALARA, no que diz respeito à limitação de dose; já que este estabelece que a magnitude das doses deva ser tão baixa quanto razoavelmente praticável. Porém, sugere um equilíbrio entre custo e benefício, já que um risco é considerado tolerável se o custo for desproporcional ao benefício, tendo como base uma análise quantitativa de custo – benefício (HSE, 2015; IAEA, 2015; JACKSON, 1992).

O terceiro princípio diz que, exceto em exposições de pacientes devido a uma prática médica, a dose total de qualquer indivíduo, em situações de exposição autorizada, não deve exceder os limites de dose especificados pelo órgão regulamentador nacional.

Considerando os efeitos biológicos das radiações ionizantes e os princípios de proteção radiológica, a avaliação das doses devido à exposição ocupacional é um dos requisitos fundamentais na monitoração individual dentro do sistema de proteção radiológica.

Os principais objetivos de um programa de monitoração de exposição individual às fontes de radiações são obter uma avaliação da dose efetiva e, quando apropriado, a dose equivalente, com a finalidade de demonstrar a observância das normas regulamentares e gerenciais, contribuir para o controle das operações e projeto das instalações radiativas e, em caso de exposição acidental, providenciar informações confiáveis para iniciar procedimentos e tratamentos de saúde adequados (ICRP, 1997).

A OIT, na forma de convenção internacional, dispõe diversas recomendações acerca da proteção radiológica, em especial, no caso de IOEs, na Convenção N. 115 (OIT, 2011). Dentre estas

recomendações, destaca - se a avaliação dos trabalhadores e do local de trabalho, a fim de medir a exposição dos IOEs às radiações ionizantes e às substâncias radioativas, para verificar se os níveis fixados são respeitados. Tal convenção, no Brasil, foi aprovada por meio de decreto legislativo em 1964 e promulgada em 1968, porém entrou em vigência nacional somente em 1987 (OIT, 2011).

Nas próximas seções serão discutidas e detalhadas as principais recomendações internacionais e normas nacionais relacionadas à monitoração individual e o sistema de grandezas e unidades para fins de proteção radiológica.

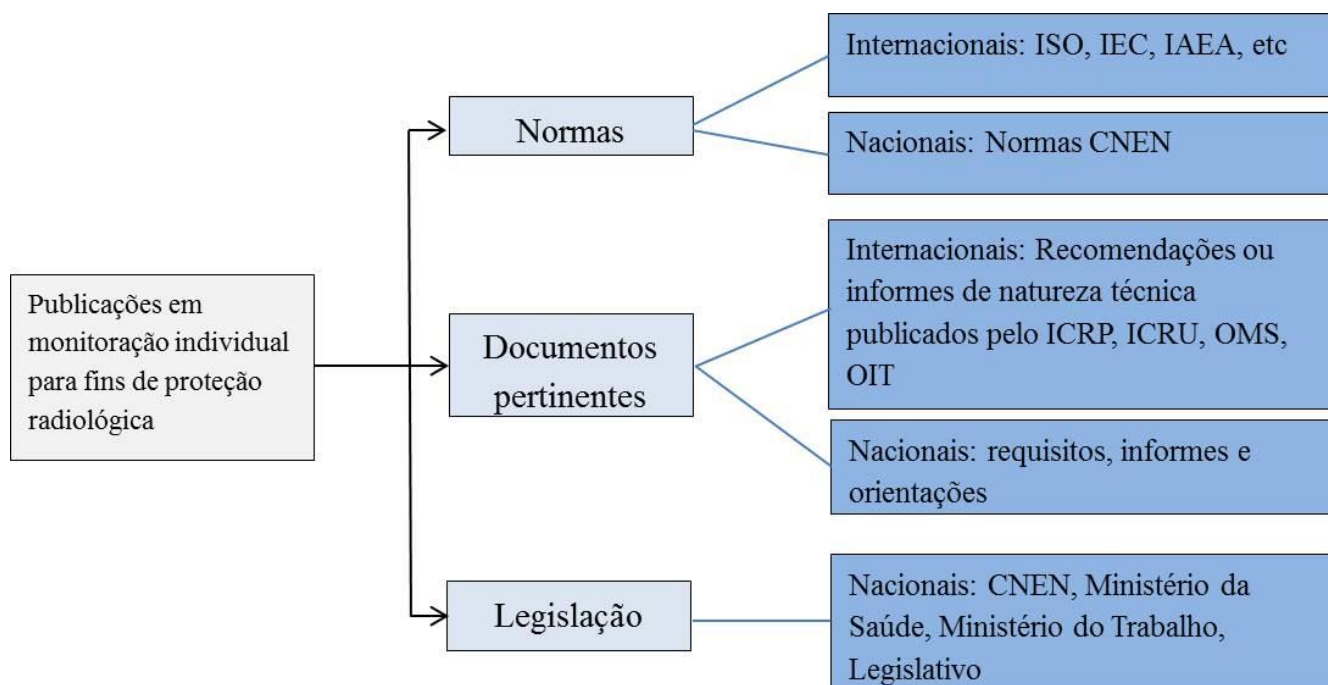
## 2.1 RECOMENDAÇÕES INTERNACIONAIS E NORMAS NACIONAIS RELACIONADAS À MONITORAÇÃO INDIVIDUAL

Os programas de monitoração individual e de área envolvem diversos procedimentos técnicos e administrativos a serem realizados como, por exemplo, certificação da instrumentação utilizada, procedimentos para controle da documentação e registro de doses. A implementação do programa de monitoração individual é estabelecida por diversas recomendações e normas nacionais e internacionais que, além de estabelecerem os critérios de desempenho e requisitos necessários para avaliação de um sistema de dosimetria, visam conciliar os vários métodos ou sistemas para avaliação das doses, de modo a uniformizar a avaliação dos sistemas de dosimetria e permitir comparações dos resultados obtidos.

Internacionalmente, diversos órgãos e agências trabalham em conjunto desenvolvendo documentos e normas a respeito da proteção radiológica dos IOEs. As normas internacionais básicas de segurança para a proteção radiológica e para a segurança das fontes de radiação (BSS – *Basic Safety Standards*), por exemplo, são patrocinadas por órgãos como a IAEA, a OIT, a Agência de Energia Nuclear (NEA – *Nuclear Energy Agency*) e a Organização Mundial da Saúde (OMS). As BSS estabelecem um sistema de proteção radiológica, no qual a monitoração dos IOEs é um dos requisitos principais (IAEA, 2014). Além disso, a IAEA e a OIT possuem outras publicações em conjunto que descrevem ações,

procedimentos e condições necessárias para atender os requisitos de segurança e proteção radiológica para as diversas áreas que utilizam radiação ionizante.

O diagrama apresentado na Figura 2.1 ilustra os diversos tipos de publicações feitas por órgãos ou instituições internacionais e nacionais para fins de proteção radiológica que tratam da monitoração individual.



**Figura 2.1.** Diagrama esquemático dos tipos de publicação acerca da monitoração individual para fins de proteção radiológica e exemplos de instituições e organizações nacionais e internacionais responsáveis por tais publicações (FANTUZZI et al., 2004).

De acordo com a ISO (*International Organization for Standardization*), as normas são acordos documentados contendo especificações técnicas ou outros critérios que devem ser usados de forma consistente como regras, diretrizes ou definições de características, para garantir que os materiais, produtos, processos e serviços estejam adequados para os determinados fins. Normalmente estas são voluntárias, podendo tornar-se mandatórias caso estipulado pelas autoridades nacionais competentes.

As normas ISO têm o objetivo de estabelecer uma base ou regra de comparação para medir quantidades, qualidade, valor, entre outros. Já a IEC (*International Electrotechnical Commission*) prepara e publica normas internacionais para todos os sistemas elétricos, eletrônicos e tecnologias relacionadas.

A IAEA tem, dentro da sua missão, o objetivo de desenvolver normas de segurança nuclear e, com base nessas normas, promover e manter os níveis elevados de segurança em aplicações da energia nuclear, bem como proteger a saúde humana e o ambiente contra os riscos associados às radiações ionizantes. Além disso, as normas da IAEA visam promover e estabelecer uma abordagem harmonizada para otimização da proteção radiológica.

As normas internacionais relacionadas à dosimetria das radiações ionizantes, em geral, buscam seguir as recomendações e publicações do ICRU e ICRP. Isso porque, para se estabelecer os padrões de qualidade e verificar os requisitos necessários para sistemas metrológicos, os mesmos procedimentos e protocolos devem ser utilizados de modo que tais padrões de qualidade e segurança sejam rastreáveis e possam ser comparáveis. Assim os diversos sistemas de dosimetria pessoal ou monitoração individual devem utilizar as mesmas grandezas e unidades, radiações de referência e condições de calibração e medidas recomendadas pela ICRU e ICRP.

No Brasil, a CNEN é responsável por regular e fiscalizar o uso da energia nuclear; atuando nas áreas de Radioproteção, Segurança Nuclear, Pesquisa e Desenvolvimento de Tecnologias Nucleares. Na área de radioproteção tem como objetivo a proteção e segurança dos trabalhadores que lidam com radiações ionizantes, da população em geral e do meio ambiente. Para isso, a CNEN atua no estabelecimento de normas e regulamentos; na fiscalização das condições de proteção radiológica de trabalhadores nas instalações nucleares e radioativas; no atendimento a solicitações de auxílio, denúncias e emergências envolvendo fontes de radiações ionizantes; no desenvolvimento de estudos e na prestação de serviços em metrologia das radiações ionizantes. As normas estabelecidas pela CNEN são mandatórias, portanto

devem ser obrigatoriamente seguidas, estas se baseiam nas normas e recomendações internacionais publicadas por organizações e agências como ICRP e ICRU e a IAEA.

Além das normas da CNEN que estabelecem a monitoração individual dos IOEs, em âmbito nacional, as Normas Regulamentadoras 15 e 32 do Ministério do Trabalho e Emprego e a portaria nº453 de 1 de junho de 1998 da Secretária de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde dispõem acerca dos níveis de exposição à radiação e riscos ambientais a que estão expostos os trabalhadores bem como acerca da monitoração individual e monitoramento apropriado e periódico das áreas de trabalho (BRASIL, 1994; BRASIL, 1998; BRASIL, 2005).

As medidas de segurança dos IOEs, bem como a monitoração individual, também é estabelecida por normas técnicas ou manuais, por meio de resoluções e decretos, no âmbito estadual, como é o caso, por exemplo, da Resolução SS-625, de 14 de dezembro de 1994, do Governo do Estado de São Paulo, e do Decreto nº 2709, de 27 de outubro de 2009, que institui o Manual de Saúde Ocupacional no Estado de Santa Catarina (SÃO PAULO, 1994; SANTA CATARINA, 2009).

Tanto em âmbito federal como estadual, as diversas normas, resoluções, decretos e portarias adotam os mesmos limites de tolerância para radiações ionizantes e recomendações que constam na norma de Diretrizes Básicas de Radioproteção da CNEN (CNEN, 2014).

Antes de mostrar os limites de dose estabelecidos em âmbito nacional e recomendados internacionalmente, será descrito o sistema de grandezas e unidades utilizado na monitoração individual e de área dentro do sistema de proteção radiológica.

## 2.2 GRANDEZAS E UNIDADES EM DOSIMETRIA DAS RADIAÇÕES

As grandezas e unidades utilizadas dentro do sistema de proteção radiológica são as grandezas físicas, grandezas operacionais e grandezas de proteção. As grandezas físicas estão associadas à descrição de um fenômeno físico que pode ser medido ou calculado, já as grandezas de proteção são grandezas dosimétricas especificadas no corpo humano ou tecido biológico. Como não é possível medir



diretamente tais grandezas, introduziu-se as grandezas operacionais para monitoração individual e de área, que estão relacionadas com a resposta de detectores de radiação, como câmara de ionização e dosímetros usados na monitoração.

As grandezas operacionais podem ser usadas para estimar o limite superior dos valores das grandezas de proteção nos tecidos, órgãos ou no corpo humano como um todo exposto à radiação ionizante externamente.

As grandezas físicas, operacionais e de proteção se relacionam por meio de coeficientes de conversão, os quais foram calculados por meio de códigos de transporte da matéria e modelos matemáticos (métodos de Monte Carlo) para situações idealizadas de irradiação (ICRP, 2010; OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

A seguir serão descritas as principais grandezas físicas, operacionais e de proteção e como estas se relacionam entre si dentro do sistema de proteção radiológica.

### **2.2.1 Grandezas físicas**

As principais grandezas físicas utilizadas em dosimetria das radiações são definidas como exposição ( $X$ ), kerma ( $K$ ) e dose absorvida ( $D$ ).

As radiações ionizantes podem interagir com a matéria por meio de diversos processos, assim, de modo geral, estas grandezas são utilizadas para descrever os fenômenos de deposição e conversão de energia em um determinado meio (ICRU, 2011).

#### **2.2.1.1 Exposição**

A grandeza exposição é dada por

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.1)$$

onde  $dQ$  é o valor absoluto da carga total de íons de um dado sinal, produzidos no ar, quando todos os elétrons e pósitrons liberados pelos fótons no ar, em uma massa  $dm$ , são completamente freados no ar.

Sua unidade no SI é o C/kg<sub>ar</sub>; usualmente também se utiliza o roentgen (R), unidade adotada inicialmente para esta grandeza, sendo que  $1R = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C/kg}_{\text{ar}}$ .

Esta foi à primeira grandeza relacionada à exposição; introduzida em 1928 pela ICRU, porém com outra nomenclatura, após diversas modificações, em 1958 começou a ser utilizado o termo exposição, o qual foi definitivamente estabelecido pela ICRU em 1962 (GUIMARÃES, 2000).

Basicamente a exposição fornece uma medida da capacidade dos fótons ionizarem o ar, ou seja, mede a quantidade de cargas produzidas por unidade de massa do ar quando raios X ou gama interagem com a matéria. O ar ( $Z_{\text{ef}}$  - número atômico efetivo igual a 7,64) foi escolhido como meio padrão pelos seguintes motivos: este pode ser considerado equivalente à água ( $Z_{\text{ef}}=7,42$ ) e tecido mole ( $Z_{\text{ef}}$  entre 7,2 e 7,5), maior facilidade de se coletar íons produzidos em gases do que em sólidos ou líquidos e conveniência em se utilizar o ar como gás em câmaras de ionização (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

#### 2.2.1.2 Kerma

A grandeza kerma (*Kinetic Energy Released per unit of Mass*) é dada por

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.2)$$

onde  $dE_{tr}$  é a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons, incidentes em um material de massa  $dm$ . A unidade do kerma no SI é o gray (Gy) e  $1\text{Gy}=1\text{J/kg}$ .

Embora o kerma esteja associado à energia inicialmente transferida para um determinado meio exposto à radiação, em condições de equilíbrio eletrônico, o kerma de colisão é numericamente igual à dose absorvida (ICRU, 2011).

Para irradiações com fótons, mesmo em situações em que não haja equilíbrio eletrônico, o kerma de colisão no ar pode ser associado à grandeza exposição. A relação entre o kerma de colisão no ar e exposição é dada por

$$K(Gy) = 0,00876X(R) \quad (2.3)$$

onde a unidade da grandeza kerma no ar é dada em gray e a exposição está em roentgen.

### 2.2.1.3 Dose absorvida

A grandeza dose absorvida ou simplesmente dose é dada por

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (2.4)$$

onde  $d\varepsilon$  é a energia média depositada pela radiação ionizante em um elemento do meio de massa  $dm$ , num ponto de interesse. Inicialmente sua unidade era o rad (*Radiation Absorbed Dose*), porém em 1975 esta foi substituída pelo Gray no SI, sendo  $1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$ .

Em situação de equilíbrio eletrônico, a dose no ar pode ser obtida utilizando a grandeza exposição, sendo a relação entre as duas grandezas dada por

$$D(Gy) = 0,00876X(R) \quad (2.5)$$

onde a dose está em gray e a exposição está em roentgen.

### 2.2.2 Grandezas de proteção

As grandezas de proteção foram introduzidas com o objetivo de limitar a dose em tecidos ou órgãos e no corpo como um todo. Na prática, estas não são mensuráveis; porém, se as condições de irradiação forem conhecidas, as grandezas de proteção podem ser avaliadas por meio de cálculos.

Como estas grandezas são definidas no tecido biológico, foram estabelecidos fatores de ponderação da radiação e do tecido. Estes fatores levam em conta o tipo de radiação à qual o tecido biológico foi exposto e a sensibilidade do próprio tecido biológico à radiação.

A seguir serão descritas as duas principais grandezas de proteção utilizadas nesse estudo, ou seja, as grandezas limitantes em proteção radiológica para radiação externa; dose equivalente no tecido ou órgão ( $H_T$ ) e dose efetiva ( $E$ ), e como estas duas grandezas estão relacionadas.

### 2.2.2.1 Dose equivalente no tecido ou órgão

A dose equivalente no tecido ou órgão,  $H_T$ , é dada por

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (2.6)$$

onde  $D_{T,R}$  é a dose absorvida média no órgão ou tecido  $T$  exposto à radiação de tipo  $R$  e  $w_R$  é o fator de ponderação da radiação  $R$ . Sua unidade no SI é o siver (Sv), sendo que  $1\text{Sv}=1\text{J/kg}$ .

Esta grandeza é definida em qualquer ponto da matéria, porém para fins de proteção radiológica, a dose absorvida é considerada como a dose média em um volume grande de tecido, ou seja, considera-se que a energia da radiação foi uniformemente depositada no órgão ou tecido (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

O fator de ponderação  $w_R$  está associado à efetividade biológica da radiação em induzir efeitos estocásticos; sua formulação considera a efetividade relativa de diferentes tipos de radiação, em níveis baixos de exposição, encontradas nas práticas da rotina (ICRU, 1993; ICRP, 2007).

A Tabela 2.1 apresenta os fatores de ponderação da radiação recomendados pela ICRP e pela CNEN para diversos tipos de radiação e faixa de energia.

**Tabela 2.1.** Fatores de ponderação da radiação recomendados pela ICRP-103 e CNEN PR 3.01/002:2011 (ICRP, 2007; CNEN, 2011).

| Tipo de radiação                                      | Intervalos de energia | $w_R$                                 |                             |
|-------------------------------------------------------|-----------------------|---------------------------------------|-----------------------------|
|                                                       |                       | ICRP-103                              | CNEN PR 3.01 <sup>a,b</sup> |
| Fótons                                                | todas as energias     | 1                                     | 1                           |
| Elétrons e múons                                      | todas as energias     | 1                                     | 1                           |
| Nêutrons                                              | <10keV                | função contínua da energia do nêutron | 5                           |
|                                                       | 10 – 100keV           |                                       | 10                          |
|                                                       | >100keV – 2MeV        |                                       | 20                          |
|                                                       | >2 – 20MeV            |                                       | 10                          |
|                                                       | >20MeV                |                                       | 5                           |
| Prótons (exceto de recuo)                             | >2MeV                 | 2                                     | 5                           |
| Íons carregados                                       |                       | 2                                     |                             |
| Partículas alfa, elementos de fissão, núcleos pesados |                       | 20                                    | 20                          |

<sup>a</sup>Valores recomendados baseados na ICRP-60,

<sup>b</sup>Para nêutrons, pode-se utilizar a expressão  $w_R = 5 + 17 \exp[-(\ln 2.\varepsilon)^2 / 6]$ , na qual  $\varepsilon$  é a energia em MeV.

### 2.2.2.2 Dose efetiva

A grandeza de proteção dose efetiva é dada pela soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos ou órgãos do corpo:

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (2.7)$$

onde  $H_T$  é a dose equivalente no órgão ou tecido  $T$  e  $w_T$  é o fator de ponderação de tecido ou órgão. Sua unidade no SI é o sievert.

Os fatores de ponderação de tecido ou órgão estão relacionados à sensibilidade que um determinado órgão ou tecido apresenta em relação à radiação ionizante. Estes fatores foram estimados por meio de estudos epidemiológicos com um grande número de pessoas de ambos os sexos e sobreviventes das bombas atômicas de Hiroshima e Nagasaki, além de considerarem diversos fatores como risco de indução de câncer, mortalidade por exposição à radiação e dados genéticos em pesquisas na área de radiobiologia, por exemplo, aplicam o conceito de detrimento (ICRP, 2007; OKUNO e YOSHIMURA, 2010). Na Tabela 2.2 são apresentados os fatores de ponderação de tecidos recomendados pela ICRP-103 e CNEN PR 3.01/002, sendo este baseado na publicação ICRP-60 de 1990.

**Tabela 2.2.** Fatores de ponderação de tecido ou órgão  $w_T$  recomendados pela ICRP-103 e CNEN PR 3.01/002:2011 (ICRP, 2007; CNEN, 2011).

| Tecido ou órgão     | $w_T$ |      |
|---------------------|-------|------|
|                     | CNEN  | ICRP |
| Gônadas             | 0,20  | 0,08 |
| Medula óssea        | 0,12  | 0,12 |
| Cólon               | 0,12  | 0,12 |
| Pulmão              | 0,12  | 0,12 |
| Estômago            | 0,12  | 0,12 |
| Mama                | 0,05  | 0,12 |
| Bexiga              | 0,05  | 0,04 |
| Esôfago             | 0,05  | 0,04 |
| Fígado              | 0,05  | 0,04 |
| Tireoide            | 0,05  | 0,04 |
| Superfície do osso  | 0,01  | 0,01 |
| Cérebro             | -     | 0,01 |
| Glândulas salivares | -     | 0,01 |
| Pele                | 0,01  | 0,01 |
| Restante            | 0,05  | 0,12 |

Como é possível verificar na Tabela 2.2, a soma dos fatores de ponderação para órgãos e tecidos específicos é igual a 1. Assim, as doses efetivas e equivalentes serão iguais se o corpo como um todo for exposto de forma homogênea à radiação.

### 2.2.3 Grandezas operacionais

As grandezas operacionais foram introduzidas para medidas práticas em monitoração de área e individual, pois as grandezas de proteção descritas anteriormente são grandezas não mensuráveis; estimadas por meio da média em um volume grande de tecido, com o objetivo de fornecer um valor limite para as grandezas de proteção devido a exposições à radiação ionizante. Já as grandezas operacionais são definidas em um determinado ponto de interesse e podem ser calculadas conhecendo as propriedades físicas do campo de radiação neste ponto, como por exemplo, a fluência de radiação (ICRU, 1993; ICRP, 2007). Deste modo, dispositivos como monitores individuais de radiação (dosímetros pessoais e de área, por exemplo) podem ser calibrados em termos das grandezas operacionais.

As principais grandezas para medidas de exposição à radiação externa introduzidas pela ICRP e ICRU são o equivalente de dose ambiental  $H^*(d)$ , equivalente de dose direcional  $H'(d, \Omega)$  e o equivalente de dose pessoal  $H_p(d)$  definidas para uma determinada profundidade  $d$ . O valor da profundidade  $d$  é escolhido de acordo com o tipo de radiação (fraca ou fortemente penetrante) e região do corpo onde está sendo avaliada (pele ou cristalino, por exemplo). Para radiação fortemente penetrante, para monitoração individual externa, é utilizada  $d=10$  mm e para radiação pouco penetrante são utilizados os valores de  $d$  sendo 0,07 mm para pele e 3 mm para cristalino.

#### 2.2.3.1 Equivalente de Dose

As grandezas equivalentes de dose ambiental, direcional e pessoal são baseadas no equivalente de dose,  $H$ , dado por:

$$H = QD \quad (2.8)$$

onde  $D$  é a dose absorvida e  $Q$  é o fator de qualidade da radiação, sendo sua unidade no SI o sievert.

O fator de qualidade da radiação é estimado considerando o valor da transferência linear de energia, (LET - *Linear Energy Transfer*), não restrita da radiação na água, deste modo leva em conta a efetividade da radiação em produzir efeitos biológicos, já que a LET é uma medida da densidade de ionização ao longo da trajetória e depende fortemente do tipo de radiação e da energia. O fator de qualidade da radiação  $Q$  é dado por

$$Q = \begin{cases} 1 & \text{se } L < 10 \text{ keV} / \mu\text{m} \\ 0,32L - 2,2 & \text{se } 10 \leq L \leq 100 \text{ keV} / \mu\text{m} \\ 300 / \sqrt{L} & \text{se } L > 100 \text{ keV} / \mu\text{m} \end{cases} \quad (2.9)$$

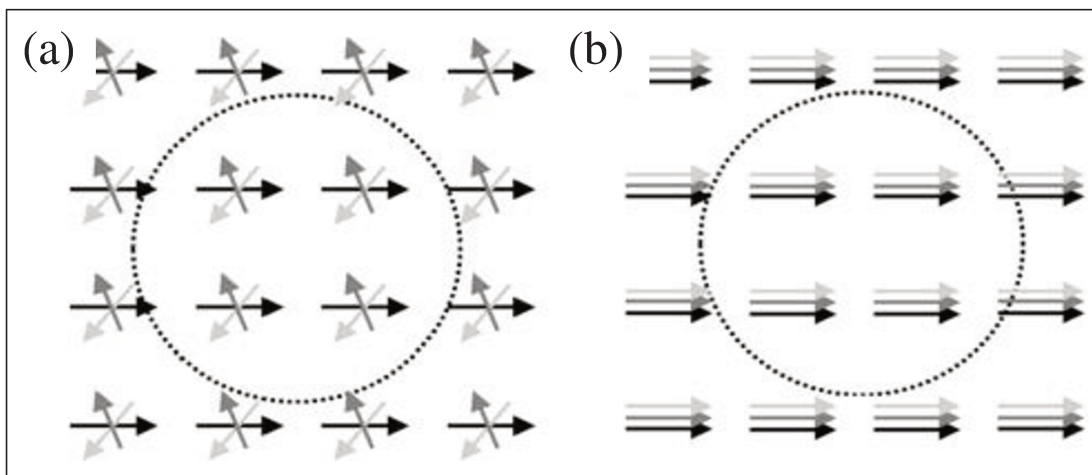
onde  $L$  é o valor de LET da radiação na água.

Para os feixes utilizados neste estudo (raios X e gama), o fator de qualidade da radiação  $Q$  utilizado é igual a 1. Deste modo, o equivalente de dose é numericamente igual à dose absorvida (Equação 2.8).

#### 2.2.3.2 Equivalente de dose ambiental e equivalente de dose direcional

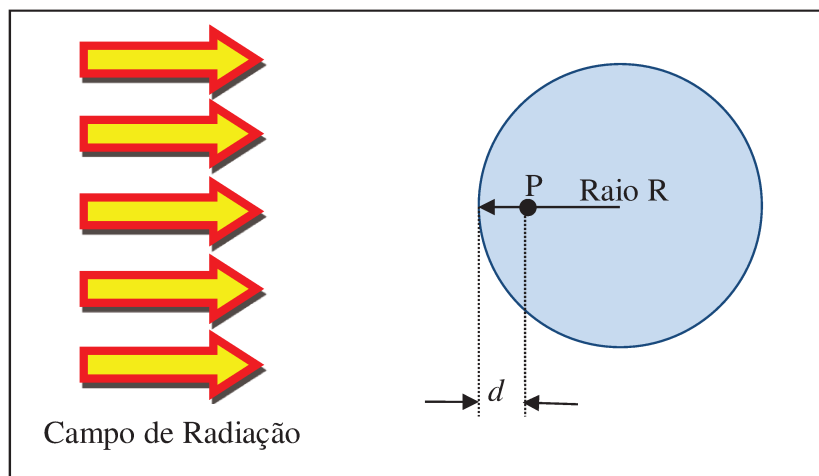
O equivalente de dose ambiental  $H^*(d)$  é utilizado para monitoração de área em ambientes de trabalho nos quais se utiliza radiação. Esta grandeza foi definida pela ICRU como sendo o equivalente de dose que seria produzido pelo correspondente campo expandido e alinhado na esfera ICRU (esfera de 30 cm de diâmetro feita de material tecido – equivalente de densidade de  $1\text{g/cm}^3$ ) na profundidade  $d$ , no raio  $R$  que se opõe ao campo alinhado (ICRU, 1993).

As Figuras 2.2 e 2.3 ilustram a definição de campo expandido e alinhado na esfera ICRU e a geometria de irradiação da esfera ICRU, respectivamente.



**Figura 2.2.** Diagrama esquemático de um campo expandido (a) e alinhado (b) de radiação (SÖDEBERG e MATTSSON, 2013).

Um campo expandido é definido como um campo de radiação no qual a fluência é a mesma em todos os pontos de um volume de interesse, representado pela esfera pontilhada na Figura 2.2, considerando todas as direções. Já um campo expandido e alinhado, considera que a fluência é a mesma em todos os pontos do volume de interesse, porém unidirecional (Figura 2.2b).



**Figura 2.3.** Geometria de irradiação da esfera ICRU ilustrando a profundidade  $d$ , na qual a grandeza equivalente de dose é estimada (TAUHATA et al., 2003).



A grandeza  $H^*(d)$  pode ser obtida por meio da equação 2.8 fornecendo, assim, o equivalente de dose que seria produzido em uma esfera de tecido equivalente de 30 cm de diâmetro na profundidade  $d$  (ponto P) que simula um tronco humano.

O equivalente de dose direcional  $H'(d, \Omega)$  é definido como a dose equivalente que seria produzida por um campo de radiação expandido, na esfera ICRU, na profundidade  $d$ , em um raio com direção específica  $\Omega$  (ICRU, 1993). A principal diferença na utilização do equivalente de dose ambiental e equivalente de dose direcional está ligada ao poder de penetração da radiação; para radiações pouco penetrantes (radiação beta, por exemplo) é mais apropriado utilizar o equivalente de dose direcional, enquanto que, para radiações fortemente penetrantes (radiação gama, por exemplo), o equivalente de dose ambiental é mais apropriado.

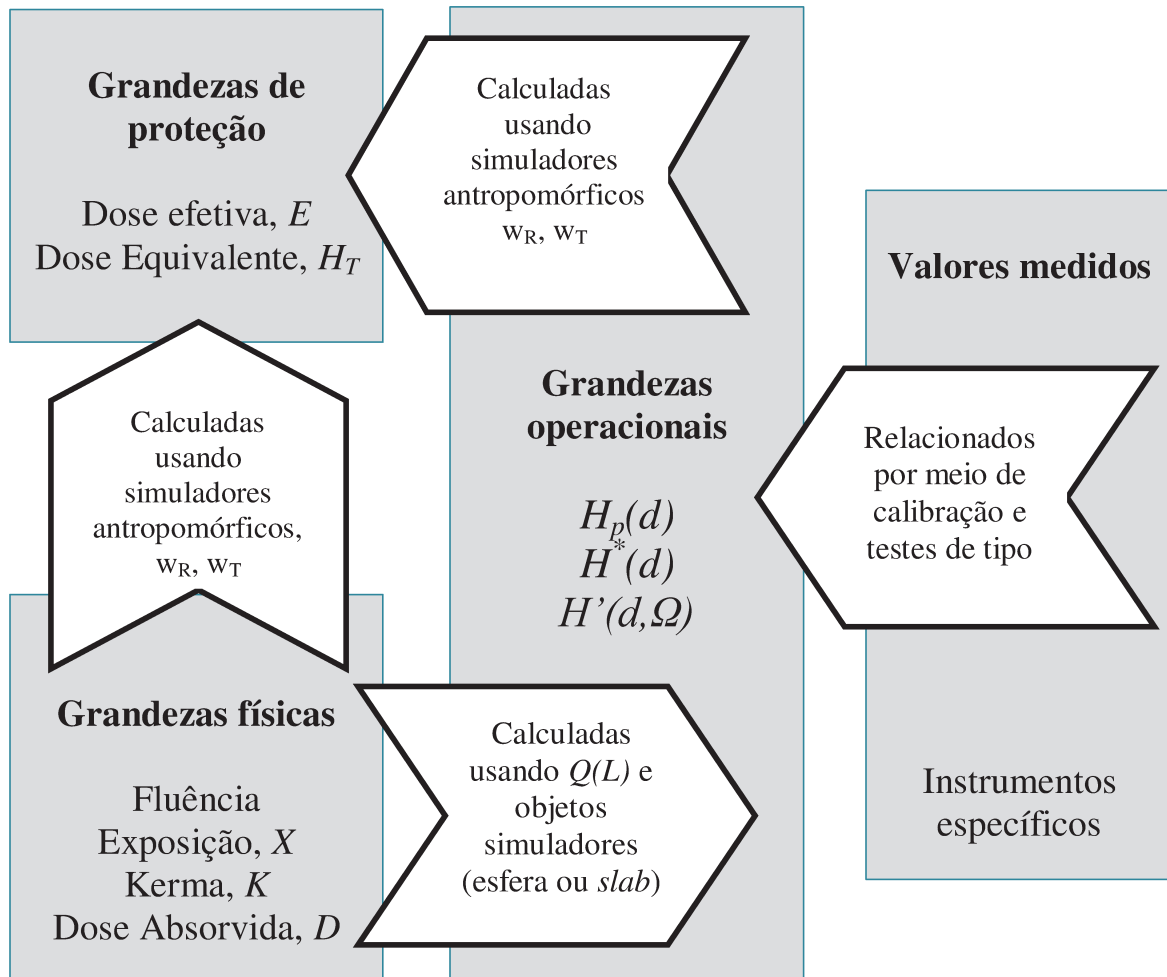
#### 2.2.3.4 Equivalente de dose pessoal

O equivalente de dose pessoal  $H_p(d)$  foi definido para monitoração individual externa como a dose equivalente em tecido mole, em uma profundidade apropriada  $d$ , sob um ponto específico do corpo (ICRU, 1993). Analogamente ao equivalente de dose ambiental, esta pode ser obtida por meio da equação 2.8. Na monitoração individual externa, o equivalente de dose pessoal é obtido por meio de monitores individuais ou dosímetros utilizados pelos IOE no local do corpo onde a exposição é mais representativa; geralmente no tórax para avaliar  $H_p(10)$ , punho ou dedos para avaliar  $H_p(0,07)$  ou na cabeça (próximo aos olhos) para avaliar  $H_p(3)$ .

#### 2.2.4 Grandezas em proteção radiológica e a monitoração individual

A Figura 2.4 ilustra como as grandezas físicas, de proteção e operacionais utilizadas na monitoração individual externa estão relacionadas.

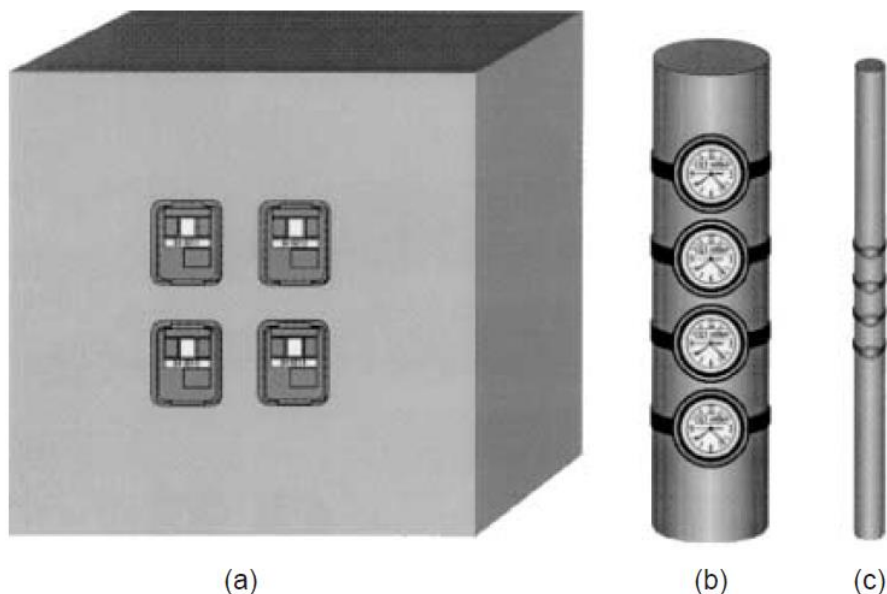
Conforme mencionado anteriormente, as grandezas de proteção são grandezas não mensuráveis; estimadas no corpo humano para estabelecer um valor limite para as grandezas de proteção devido a exposições à radiação ionizante.



**Figura 2.4.** Diagrama esquemático de medida mostrando como os valores medidos por um dispositivo (dosímetro ou instrumento específico), as grandezas físicas, de proteção e operacionais se relacionam dentro do sistema de proteção radiológica (EC, 2009).

Para comparar os valores estimados para as grandezas operacionais  $H_p(d)$  na monitoração individual aos limites de dose estabelecidos, é necessário calibrar os monitores utilizados em termos das grandezas de interesse. Para isso, é recomendado que os monitores sejam calibrados sobre um objeto simulador apropriado com o objetivo de simular as condições de retroespalhamento observadas quando o dosímetro é posicionado sobre o corpo humano.

A Figura 2.5 ilustra os três tipos de objetos simuladores, utilizados nos testes de tipo e na calibração de dosímetros em termos das grandezas  $H_p(d)$ , que representam partes do corpo para simular as condições de retroespalhamento devido o posicionamento do dosímetro no tronco humano (ISO *water slab* - paralelepípedo), no antebraço ou perna (ISO *water pillar* - coluna) e no dedo (ISO *rod* – haste ou vareta).



**Figura 2.5.** Objetos simuladores, recomendados pelas normas ISO, para a calibração de dosímetros ou monitores individuais de radiação para simular condições de retroespalhamento: (a) simulador de PMMA (polimetil metacrilato) preenchido com água (ISO *water slab*) representando um tronco humano, (b) simulador de PMMA preenchido com água na forma de coluna (ISO *water pillar*) representando o antebraço e (c) simulador de PMMA na forma de haste representando um dedo (ISO PMMA *rod*) (IAEA, 2000).

Inicialmente, o simulador recomendado para a calibração de dosímetros, em termos da grandeza  $H_p(10)$ , era a esfera ICRU, mas devido a dificuldades em se implementar e problemas práticos na sua utilização, esta foi substituída por um simulador (*slab*) oco de PMMA com dimensões de 30 cm de altura, 30 cm de largura e 15 cm de profundidade, com espessura da parede frontal de 2,5 mm e das demais paredes de 10 mm, preenchido com água, de modo a simular as mesmas condições de retroespalhamento do tronco humano (ISO, 1999).

Sendo assim, a grandeza  $H_p(10)$  é avaliada a partir da calibração obtida sobre o simulador e aplicando os resultados de teste de tipo (resposta em energia e variações na resposta devido ao ângulo de incidência da radiação, por exemplo).

O processo de calibração e as considerações a serem feitas na avaliação das doses na monitoração individual externa são detalhados no capítulo 4.

De forma geral, pode – se dizer que o principal objetivo das grandezas definidas para proteção radiológica é avaliar os efeitos biológicos resultantes das exposições interna e externa à radiação em termos dos efeitos estocásticos bem como dos efeitos determinísticos de modo a ter mecanismos suficientes para controlar estes efeitos.

Para avaliar os efeitos estocásticos, duas grandezas são utilizadas: dose efetiva e dose equivalente, as quais, devido às suas naturezas e definições, não podem ser medidas diretamente e são avaliadas, por meio das grandezas operacionais, através de dosímetros calibrados em termos destas grandezas.

Embora, as grandezas operacionais sejam úteis e funcionem bem do ponto de vista de regulamentação e rastreabilidade, em situações práticas, principalmente para fótons com energias abaixo de 50 keV, campos não uniformes de radiação e diferentes ângulos de incidência da radiação, as estimativas das grandezas operacionais podem variar substancialmente (SÖDEBERG e MATTSSON, 2013; KÜENZEL, LEVENHAGEN e HERDADE, 2010).

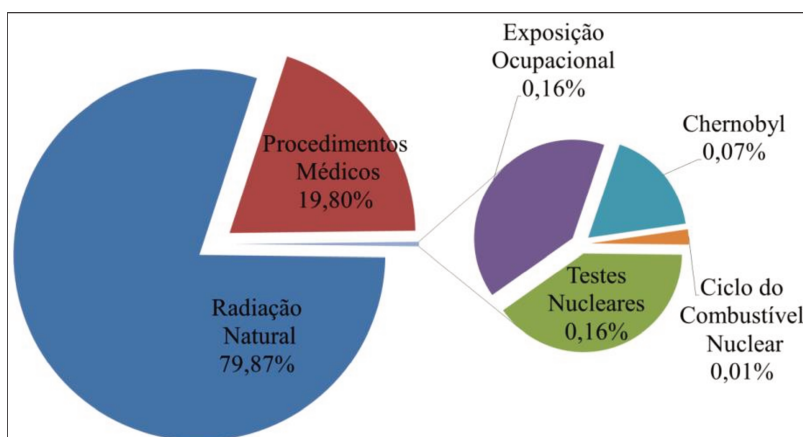
Em diversas normas e recomendações internacionais direcionadas à monitoração individual, os dosímetros devem responder até 10 Sv, embora para doses acima de alguns Sv, alguns efeitos determinísticos já sejam predominantes. Porém não há nenhuma grandeza geral que quantifique os efeitos determinísticos, assim como as grandezas utilizadas para avaliar os efeitos estocásticos, embora algumas tentativas tenham sido feitas para introduzir uma grandeza que cubra este aspecto (dose absorvida ponderada pela efetividade biológica relativa - EBR) em rascunhos da IAEA e ICRP, ainda não há um consenso (SABOL, NAVRATIL e ROSINA, 2011).

Além disso, o sistema de grandezas e unidades se apresenta de forma complicada, visto que atualmente há no mínimo dez grandezas diferentes baseadas no equivalente de dose pessoal expressas em Sv (SABOL, NAVRATIL e ROSINA, 2011), mostrando a dificuldade que os diversos serviços e até mesmo órgãos nacionais regulamentadores têm em implementar este sistema de grandezas e unidades.

### 2.3 EXPOSIÇÃO OCUPACIONAL

Os seres humanos estão constantemente expostos a fontes de radiação ionizante, sejam estas fontes naturais, como, por exemplo, raios cósmicos e produtos de decaimento de elementos radioativos presentes em rochas e minérios (Radônio, por exemplo), ou fontes artificiais, como, por exemplo, raios – X em exames radiográficos.

A Figura 2.6 apresenta as contribuições na dose anual média devido a exposições de diversas naturezas. De acordo com a UNSCECAR, a maior parcela (99,6%) da dose anual média mundial (aproximadamente 3 mSv/ano) corresponde basicamente a exposições a fontes naturais e artificiais de radiação em procedimentos médicos. Os outros 0,4% correspondem a contribuições na dose devido a testes com armas nucleares, acidente de Chernobyl, ciclo do combustível nuclear e exposição ocupacional (UNSCEAR, 2008).



**Figura 2.6.** Contribuições na dose anual média da população mundial correspondentes a exposições de diversas naturezas às fontes de radiação (UNSCEAR, 2008)

A exposição ocupacional é dada pela exposição normal ou potencial de um indivíduo à radiação ionizante em decorrência de seu trabalho ou treinamento em situações de exposição planejada, de emergência ou existentes. Como mostrado na Figura 2.6, a exposição ocupacional não inclui exposição às radiações provenientes de fontes naturais, presentes no dia a dia, e artificiais devido a procedimentos médicos, bem como não inclui exposição à radiação natural do ambiente. Sendo assim, a monitoração individual dos IOEs não considera as outras fontes de radiação, que os indivíduos podem estar sujeitos ao longo do tempo, na avaliação das doses individuais. Embora, em algumas recomendações internacionais, a exposição a fontes naturais deva ser considerada como exposição ocupacional (situações de exposição existentes), como, por exemplo, no caso de tripulação de avião, que pode estar sujeita a uma maior exposição a fontes naturais em decorrência do seu trabalho (IAEA, 2014), ainda existem dificuldades em diferenciar o que é uma exposição ocupacional da exposição a fontes naturais de radiação presentes no dia a dia (HAMADA e FUJIMICHI, 2014; STIETKA et al., 2013; MORGAN e BAIR, 2013).

As diversas instalações radiativas ou os locais de trabalho com radiação ou material radioativo devem ter suas áreas classificadas, de forma que sejam identificados os locais de exposição ocupacional. Tais locais podem ser classificados como áreas controlada, supervisionada ou livre. Uma área deve ser classificada como área controlada quando for necessária a adoção de medidas específicas de proteção e segurança para garantir que as exposições ocupacionais normais estejam em conformidade com os requisitos de otimização e limitação de dose, bem como prevenir ou reduzir a magnitude das exposições potenciais (de natureza probabilística).

Já nas áreas classificadas como supervisionadas, embora não seja necessária a adoção de medidas específicas de proteção e segurança, devem ser feitas avaliações regulares das condições de exposições ocupacionais, com o objetivo de determinar se a classificação continua adequada.

As áreas controladas devem estar sinalizadas com o símbolo internacional de radiação ionizante, acompanhando um texto descrevendo o tipo de material, equipamento ou uso relacionado à radiação ionizante (CNEN, 2014).

A delimitação física das áreas controladas considera a magnitude das exposições normais esperadas e potenciais, além dos requisitos de proteção e segurança necessários. A posição regulatória PR 3.01/004:2011 estabelece que uma área seja considerada controlada quando as doses equivalentes efetivas anuais são iguais ou superiores a 3/10 do limite para trabalhadores ou/e houver risco de disseminação da contaminação durante as condições normais de operação do serviço ou instalação (CNEN, 2011a).

Independente da classificação das áreas, os limites de exposição ocupacional para indivíduos do público (aqueles que não estão sujeitos à exposição ocupacional) e IOEs são fixos (Tabela 2.3). As áreas não classificadas como controladas ou supervisionadas são denominadas áreas livres. Uma área pode ser denominada livre quando o nível de proteção para aqueles que trabalham no local é comparável com o nível de proteção requerido para exposições do público, ou seja, o risco de contaminação por materiais radioativos e a taxa de dose são baixos o suficiente de forma que o limite de dose para indivíduos do público (1 mSv/ano) ou fração deste, levando em conta o tempo de permanência, é respeitado (CNEN, 2011a).

As restrições de dose para IOEs e indivíduos do público levam em conta o princípio da otimização e não se aplicam no caso de exposições médicas e odontológicas e nem a radiação natural (ou ambiental), presente no dia a dia, como mencionado anteriormente. A Tabela 2.3 apresenta os limites de dose adotados no Brasil pela CNEN para a exposição ocupacional em situações planejadas e existentes e para indivíduos do público.

Os limites de dose introduzidos pela ICRP têm como principal objetivo evitar a ocorrência de efeitos determinísticos da radiação ionizante e minimizar a probabilidade de ocorrência dos efeitos estocásticos da radiação. Estes limites se baseiam em dados de estudos epidemiológicos, como por

exemplo, de sobreviventes da bomba atômica, estudos biológicos e cálculos de estimativa de risco (ICRP, 2007).

**Tabela 2.3.** Limites de dose ocupacional e para indivíduo do público adotados na norma CNEN NN 3.01 e na recomendação ICRP – 103 (CNEN, 2014; ICRP, 2007).

| <b>Grandeza</b>                                         | <b>IOEs</b>             | <b>Indivíduos do público</b> |
|---------------------------------------------------------|-------------------------|------------------------------|
| <b>Dose Efetiva</b><br>(corpo inteiro)                  | 20 mSv/ano <sup>a</sup> | 1 mSv/ano                    |
| <b>Dose equivalente</b><br>(órgão ou tecido específico) |                         |                              |
| Cristalino                                              | 20 mSv/ano              | 15 mSv/ano                   |
| Pele                                                    | 500 mSv/ano             | 50 mSv/ano                   |
| mãos e pés                                              | 500 mSv/ano             | -----                        |

<sup>a</sup> média aritmética em 5 anos consecutivos nunca deve ultrapassar 50 mSv/ano

A implementação da monitoração individual dentro de um programa de proteção radiológica, além de cumprir requisitos legais, verificar a eficácia das práticas de controle de radiação no local de trabalho e fornecer informações no caso de exposição acidental, também pode ser utilizada para detectar alterações no local; confirmando ou complementando o monitoramento ambiental do local de trabalho. O controle de trabalhadores de áreas controladas deve ser executado através de monitoração individual, avaliação de doses e supervisão médica, e no caso do controle e monitoramento das áreas, deve ser feita a monitoração ambiental, resultando na avaliação final das exposições à radiação ionizante.

## 2.4 MONITORAÇÃO INDIVIDUAL INTERNA E EXTERNA

A determinação da dose efetiva em decorrência da exposição ocupacional deve considerar a exposição externa e interna à radiação. Assim os limites e restrições de dose (Tabela 2.3) devem ser aplicados à dose efetiva, a qual é dada pela soma das doses resultantes da exposição externa no período especificado e das doses comprometidas relativas às incorporações no mesmo período. As doses comprometidas devido à exposição interna e as doses em decorrência da exposição externa são,



normalmente, avaliadas por meio de monitoração individual interna e externa, respectivamente (ICRP, 1997).

A monitoração externa de rotina no Brasil deve ser feita através de SMIE autorizados pela CNEN, com frequência mensal.

A CNEN determina que a monitoração individual interna de rotina seja implementada baseada na dose comprometida potencial de 1 mSv, conforme recomendado pela IAEA. A estimativa de dose comprometida é realizada por meio de modelos biocinéticos e coeficientes de dose, recomendados em diversas publicações da IAEA e da ICRP, também utilizando amostras biológicas dos IOEs (CNEN, 2011b).

A monitoração individual externa pode ser realizada por meio de sistemas de dosimetria ativos e passivos. Os monitores individuais ativos podem fornecer informações de dose em tempo real, ou seja, o usuário pode acessar diretamente as informações de dose acumulada ou receber alertas sobre o campo de radiação (Figura 2.7).



**Figura 2.7.** Exemplos de dosímetros pessoais ativos. À esquerda, é mostrado um dosímetro pessoal eletrônico (ativo) EPD Mk2 (*Thermo Scientific*) que opera com sistema dual para avaliar  $H_p(10)$  e  $H_p(0,07)$  (THERMO SCIENTIFIC, 2015); e à direita, é apresentado um dosímetro pessoal eletrônico Dosicard (*Canberra*) utilizado para avaliar  $H_p(10)$  (CANBERRA, 2015).

Embora alguns países já utilizem dosímetros ativos, a maioria dos SMIEs utiliza sistemas de dosimetria passiva, nos quais a avaliação das doses é feita *a posteriori*. Atualmente no Brasil, a avaliação das doses individuais é feita por meio de sistemas de dosimetria passiva tanto para avaliação das doses de corpo inteiro e em órgãos ou tecidos específicos, bem como na monitoração de áreas (monitor de área). Na Figura 2.8 são mostrados alguns dos dosímetros passivos utilizados na monitoração de IOEs em dez dos onze SMIEs (exceto o dosímetro da ELETRONUCLEAR - Eletrobras Termonuclear S.A. Serviço de Monitoração Individual Externa é mostrado) autorizados pela CNEN a prestar monitoração individual externa de corpo inteiro com fótons (ALENCAR, 2013).



**Figura 2.8.** Dosímetros passivos utilizados por SMIEs autorizados pela CNEN a prestarem serviço de monitoração individual externa com dosimetria fotográfica (CDTN/CNEN, IRD/CNEN e DEN/UFPE) e com dosimetria termoluminescente (demais SMIEs) (ALENCAR, 2013).

A monitoração individual externa, tanto em sistema de dosimetria passiva como ativa, é feita através de dosímetros calibrados em termos das grandezas operacionais, como mencionado anteriormente, as doses de corpo inteiro normalmente são avaliadas com monitores individuais utilizados na região do tórax, calibrados em termos da grandeza  $H_p(10)$  (ou  $H_x$ , como recomenda a CNEN) . Já as doses em órgãos ou tecidos específicos, como cristalino e extremidades (mãos), são avaliadas com dosímetros calibrados em termos de  $H_p(3)$  e  $H_p(0,07)$ , respectivamente. Esses são denominados dosímetros de extremidade e devem ser utilizados em regiões específicas como nos dedos, punho ou na região da cabeça conjuntamente com o dosímetro de corpo inteiro utilizado no tórax.

Além de considerar as regiões mais representativas para avaliação das doses, a escolha do dosímetro para monitoração individual dos IOEs deve levar em conta o campo de radiação ao qual estão expostos. Deste modo, para fótons e elétrons (partículas beta) devem ser usados dosímetros calibrados em termos de  $H_p(0,07)$  para avaliar o equivalente de dose na pele, já para nêutrons, normalmente são utilizados dosímetros calibrados em termos de  $H_p(10)$ . Neste caso, devem ser utilizados dosímetros que sejam sensíveis a este tipo de radiação considerando o espectro de energia dos nêutrons, como, por exemplo, dosímetros baseados em TLD 600 e TLD 700 (dosímetros de albedo), emulsão nuclear (NTA - *Nuclear Track Analysis*), dosímetros de estado sólido (SSNTD - *Solid State Neutron Track Dosimeter*) (EC, 2009; SOUTO, 2007; IAEA, 2004).

## 2.5 SERVIÇOS DE MONITORAÇÃO INDIVIDUAL

Os serviços que prestam a monitoração individual são responsáveis pela calibração, leitura e interpretação dos resultados obtidos através dos dispositivos de monitoração individual e medidas de radioatividade no corpo humano ou em amostras biológicas para avaliação das doses.

A regulamentação de tais serviços depende da legislação de cada país, e normalmente os SMIs devem ser certificados ou aprovados para prestação de serviço. A aprovação ou certificação tem como objetivo

reconhecer e verificar que o SMI possui procedimentos administrativos, técnicos e de qualidade adequados para ser tecnicamente capaz de gerar resultados válidos.

Do ponto de vista de qualidade, diversos SMIs têm implantado o sistema de garantia de qualidade baseado na norma ISO/IEC 17025 que dispõe acerca dos requisitos gerais para laboratórios de ensaio e calibração. Esta norma especifica os requisitos gerais para a competência em realizar ensaios e/ou calibrações, incluindo amostragem. Ela cobre ensaios e calibrações realizados utilizando métodos normalizados; ou seja, método de ensaio que segue o indicado numa norma, ou documento normativo equivalente elaborado por um organismo de normalização, métodos não normalizados e métodos desenvolvidos pelo laboratório. Esta é aplicável às organizações que realizam ensaios e/ou calibrações com o objetivo de desenvolver um sistema de gestão para qualidade, operações técnicas e administrativas (ABNT, 2005).

Embora a norma ISO/IEC 17025 não tenha como propósito ser utilizada como base para a certificação de laboratórios, as autoridades reguladoras e organismos de acreditação podem usá-la para confirmar ou reconhecer a competência do laboratório, como já acontece em países da União Europeia (FANTUZZI et al., 2004).

A Figura 2.9 ilustra o diagrama esquemático de como o SMI, em geral, se relaciona com diversos órgãos e instituições em diferentes níveis (*framework*), como, por exemplo, laboratórios de dosimetria de padrão primário e secundário (PSDL - *Primary Standard Dosimetry Laboratories* e SSDL - *Secondary Standard Dosimetry Laboratories*), os quais são responsáveis pela calibração da instrumentação utilizada em dosimetria, registro nacional de dose, órgãos e autoridades responsáveis pela acreditação e certificação, fornecedores e clientes.

Os SMIs devem ser legalmente constituídos e estar regularizados seguindo a legislação vigente nacional. Este tipo de serviço deve possuir um programa de garantia de qualidade (CQ - controle de qualidade) documentado na forma de manual, no qual todas as práticas e sistemática de procedimentos adotados para garantir a qualidade de seus serviços estão descritas.



**Figura 2.9.** Diagrama esquemático de um SMI e como este se relaciona em diversos níveis com órgãos regulamentadores, fornecedores e clientes (FANTUZZI et al., 2004).

Normalmente, para receber a certificação do órgão de acreditação competente, o programa de garantia de qualidade deve ser demonstrado durante auditoria. A sequência de eventos de um SMI (Figura 2.9) se inicia com a solicitação de prestação de serviço de monitoração e inclui etapas administrativas e técnicas, como por exemplo, preparação do contrato até procedimentos de preparação, calibração e leitura dos detectores e avaliação das doses.

O SMI deve ter uma lista de fornecedores e possuir critérios de aceitação de bens com a avaliação de desempenho de cada fornecedor. Além de fazer parte da sequência de eventos, a aquisição de materiais e prestação de serviços de manutenção de equipamentos bem como os fornecedores tem implicações diretas na qualidade do serviço prestado. De acordo com a ISO/IEC 17025, o laboratório é responsável

por documentar e garantir que os materiais utilizados estejam dentro dos padrões de qualidade estabelecidos, além de ser responsável perante o cliente pelos serviços subcontratados.

Normalmente a calibração do sistema dosimétrico não é completamente feita no SMI, para realizar os testes e calibrações necessárias ao sistema, recomenda-se que o SMI possua fontes de radiação que devem estar em acordo com a legislação específica. Os instrumentos utilizados para a quantificação dos campos de radiação, com propósitos de calibração, devem possuir um certificado de calibração emitido por órgão devidamente credenciado para este fim (PSDL ou SSDL).

Caso o SMI não possua essas fontes ou equipamentos necessários à calibração, deverá demonstrar ter acesso aos mesmos em alguma outra instituição. As calibrações e caracterizações devem ser realizadas utilizando instrumentos rastreados aos padrões estabelecidos, ter rastreabilidade significa ser capaz de mostrar que ações apropriadas e documentadas foram tomadas para se comparar (direta ou indiretamente) o padrão de referência com o padrão estabelecido (IRD, 1995).

Os SMIs podem ou não ser responsáveis por enviar os dados para o registro nacional de dose, de acordo com a regulamentação nacional. No Brasil, os SMIs devem fornecer diretamente os dados de dose dos IOEs monitorados para o registro nacional de doses (GDOSE), o qual é mantido e gerenciado pela CNEN (CNEN, 2015).

O órgão de acreditação é responsável pela auditoria dos SMIs e pela verificação dos padrões de qualidade. Em geral, o processo de acreditação de um laboratório consiste em verificar se este é tecnicamente capaz de produzir resultados válidos e segue os padrões de qualidade e desempenho estabelecidos pelas autoridades competentes e normas vigentes.

### **2.5.1 Acreditação dos serviços de monitoração**

A legislação específica de cada país para a acreditação e/ou certificação de um SMI estabelece requisitos que abrangem aspectos técnicos e de gestão que esses serviços devem cumprir, a fim de ser

autorizado a operar pelas autoridades nacionais. Em geral, SMIEs devem preencher os seguintes requisitos para certificação (IEC, 2012; IRD, 1995; FANTUZZI et al., 2004):

- critérios dos testes de tipo e desempenho;
- critérios de calibração do sistema dosimétrico como um todo;
- avaliação do registro de dose e sistema de informação;
- treinamento e qualificação de pessoal;
- gerenciamento e administração adequados;
- procedimentos para rastreabilidade e harmonização.

Atualmente a maioria das normas internacionais vigentes para SMIEs que utilizam dosímetros passivos abrangem a maioria dos sistemas dosimétricos em utilização (dosimetria TL, OSL e fotográfica) (HPS, 2001; IEC, 2012). Deste modo o SMIE é certificado desde que todos os critérios sejam preenchidos (resultados dos testes de desempenho e tipo estão dentro dos valores estabelecidos), bem como os procedimentos técnicos e administrativos sejam seguidos de acordo com o recomendado. Além disso, a rastreabilidade e harmonização podem ser alcançadas desde que os padrões de medições e unidades sejam adotados.

No Brasil, foi estabelecido em 1995 que as medidas relacionadas à radioproteção da população, do trabalhador e do meio ambiente devem ser realizadas por laboratórios certificados. Tais certificados são emitidos pelo IRD segundo a sistemática estabelecida para certificação (CNEN, 1995).

### **2.5.2 Sistemática de certificação no Brasil**

O órgão responsável pelo processo e sistemática de certificação e/ou acreditação dos SMIEs no Brasil é o CASEC ligado ao IRD da CNEN (BRASIL, 2005). Este comitê foi criado em 2005 com as seguintes competências (ALENCAR, 2013):

- avaliar os processos de solicitação de Certificação de Serviços de Ensaio e Calibração, em conformidade com os critérios adotados, visando à concessão da certificação;

- acompanhar, por meio de auditorias e programas de acompanhamento e/ou intercomparação, o desempenho dos Serviços de Ensaio e Calibração certificados;
- avaliar os pedidos de manutenção ou extensão da concessão da Certificação de Serviços de Ensaio e Calibração; e
- recomendar à Direção do IRD a concessão, renovação, suspensão ou cancelamento da Certificação de Serviços de Ensaio e Calibração, apresentando evidências que justifiquem o recomendado.

A sistemática para certificação dos SMIEs estabelecida pelo CASEC abrange a constituição legal do SMIEs, garantia de qualidade, qualificação de pessoal e recursos humanos, instalações, documentação, registro de dose e aspectos técnicos (calibração, sistema dosimétrico, teste de desempenho entre outros).

A primeira etapa da certificação dos SMIEs no Brasil consiste na análise de documentação entregue pelo SMIE ao CASEC, que inclui desde aspectos gerenciais e administrativos até aspectos técnicos como os resultados de teste de desempenho do sistema dosimétrico. Após a aprovação da documentação, os responsáveis técnicos devem ser aprovados em um exame de qualificação e o SMIE é sujeito ao Teste de Avaliação de Desempenho do SMIE pelo Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes do IRD (LNMRI/IRD). Este teste tem como objetivo verificar a confiabilidade metrológica de sistemas de monitoração individual, utilizados para monitorar o corpo inteiro em exposição externa a campos de radiação X e gama (IRD, 1995b).

A certificação do SMIE fornecida pelo CASEC tem validade de três anos e durante esse período, o SMIE é submetido ao Programa de Acompanhamento do CASEC/IRD para a manutenção da certificação e está sujeito a auditorias para renovação da certificação. O Programa de Acompanhamento do CASEC tem como principal objetivo avaliar a capacidade de medição do SMIE e o tempo de resposta (tempo decorrido entre a devolução dos dosímetros pelo IRD e o envio do relatório pelos



SMIEs). Para isso, cada SMIE envia cinco dosímetros por mês para o CASEC, os quais quatro são irradiados no LNMRI (SSDL), com doses e condições bem estabelecidas. Em seguida, os dosímetros são enviados para leitura no SMIE, que, por sua vez, avalia as doses individuais nos monitores e envia os resultados para o CASEC na forma de relatório (ALENCAR, 2013). Estes resultados são analisados pelo CASEC utilizando a curva trombeta (descrita no Capítulo 4).

### **2.5.3 Características gerais e requisitos de desempenho para sistemas de dosimetria passiva**

O desempenho e as características gerais de sistemas de dosimetria como um todo, incluindo dosímetros, leitores, sistema de armazenamento e avaliação de dados e demais equipamentos e procedimentos documentados utilizados na rotina dos SMIEs, devem estar de acordo com a devida regulamentação nacional estabelecida.

Como já mencionado anteriormente, as normas nacionais vigentes de diversos países e as normas internacionais que tratam dos requisitos e critérios de desempenho de sistemas de dosimetria passiva abrangem todos os sistemas utilizados para dosimetria de corpo inteiro, extremidades e ambiental que são utilizados para avaliar equivalentes de dose pessoal  $H_p(10)$ ,  $H_p(0,07)$  e equivalente de dose ambiental  $H^*(10)$ , respectivamente. Algumas normas, como a ANSI/HPS N13.11, por exemplo, apresentam procedimentos e critérios para avaliar quaisquer tipos de sistemas dosimétricos incluindo sistemas de dosimetria ativos, possibilitando a implementação de sistemas de dosimetria para monitoração individual baseados em novas tecnologias (HPS, 2001).

A Tabela 2.4 apresenta as principais normas ISO/IEC que são aplicadas a sistemas de dosimetria ativa e passiva, tanto na monitoração individual como de área, para avaliações do sistema com baseado em padrões de desempenho.

Como é possível observar na Tabela 2.4, a ISO e IEC também tem ampliado a faixa de alcance das normas, no que diz respeito ao tipo de tecnologia aplicada à dosimetria; tanto para dosimetria pessoal passiva como ativa, as normas a partir de 2010 são validas para dosímetros empregados com qualquer

tecnologia. Além disso, são estabelecidos requisitos e critérios de desempenho para monitoração de IOEs expostos, não só a radiação gama e raios – X, mas também a radiação beta.

**Tabela 2.4.** Normas ISO/IEC para avaliação de desempenho dos sistemas que utilizam dosímetros ativo e passivo para monitoração de área e individual de acordo com o tipo de radiação (PTB, 2015).

| Tipo de Radiação | Dosímetros de Área                                                                                                                                                                                            |                                                  | Dosímetros Pessoais                            |                                                                                                                          |
|------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------|------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
|                  | Ativo                                                                                                                                                                                                         | Passivo                                          | Ativo                                          | Passivo                                                                                                                  |
| <b>Fótons</b>    | IEC 60532:2010<br>(fixos na instalação)<br><br>IEC 61017 (CD 20012-06)<br>(dosimetria ambiental)<br><br>IEC 60846-1:2009<br>(dosímetros de extremidade)<br><br>IEC 60846-2:2007<br>(dosímetros de emergência) | IEC 62387:2012<br>(todos os Dosímetros passivos) | IEC 61526:2010<br>(todos os dosímetros ativos) | IEC 62387:2012<br>(todos os dosímetros passivos)<br><br>ISO 12794:2000<br>(somente para dosímetros TL e de extremidades) |
| <b>Beta</b>      |                                                                                                                                                                                                               |                                                  |                                                |                                                                                                                          |
| <b>Nêutrons</b>  | IEC 61005:2003<br><br>IEC 1322: 1994<br>(fixos na instalação)                                                                                                                                                 |                                                  |                                                | ISO 21909:2005<br>(dosímetros TL, bolha, emulsão nuclear, dosímetros de estado sólido, entre outros)                     |

Tanto nos regulamentos nacionais como nas recomendações internacionais, o desempenho dos sistemas de dosimetria passiva é avaliado submetendo todo sistema a uma série de testes de tipo e qualidade, nos quais são verificados se os critérios estabelecidos para cada teste são preenchidos. Em geral, as condições ambientais nas quais os testes devem ser efetuados são bem conhecidas e controladas e as qualidades e fontes de radiação devem ser rastreáveis.

Em especial, os dosímetros são submetidos aos testes de tipo com o objetivo de avaliar se as grandezas operacionais fornecidas como resultado da monitoração individual apresentam resultados confiáveis, ou dentro dos critérios de qualidade estabelecido pela norma, quando grandezas de influência, como, por exemplo, energia e ângulo de incidência da radiação, condições ambientais (temperatura, umidade e luminosidade) e perturbações eletromagnéticas são consideradas.

O desempenho de sistemas de dosimetria para monitoração individual especificado pelo CASEC/IRD no Brasil é descrito no documento IRD – RT n. 002.01/95 (Desempenho de Sistemas de Monitoração Individual – Critérios e Condições). Neste são especificadas algumas características físicas e dosimétricas de dosímetros baseados nas técnicas TL e fotográfica, em termos de um padrão de desempenho, com o objetivo de avaliar o sistema dosimétrico para monitoração individual de trabalhadores expostos a raios – X e radiação gama (IRD, 1995c)

Vale ressaltar que a dosimetria OSL, embora já certificada para monitoração individual externa de IOEs expostos a raios – X e radiação gama, não possui nenhum regulamento ou documento técnico específico, publicado pelo IRD, até o momento, no qual os requisitos de desempenho e critérios estejam descritos. Sendo assim, faltam os critérios publicados, em âmbito nacional, para o desempenho de dosímetros OSL.

A Tabela 2.5 apresenta os testes de desempenho recomendados pelo regulamento do CASEC no IRD – RT n.002.01/95, para dosimetria TL e fotográfica, e pela norma IEC 62387-1:2012 que, no caso, se aplicam a qualquer tipo de dosímetro pessoal passivo, utilizados na monitoração de IOEs expostos a raios – X e gama.

**Tabela 2.5.** Testes de desempenho para sistemas de dosimetria TL e fotográfica recomendados pelo CASEC e testes de desempenho da IEC recomendados para qualquer tipo de sistema dosimétrico.

| IRD – RT n.002.01/95                                         |                                                                            | IEC 62387                                                                                                                                                                                                                           |
|--------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Dosimetria fotográfica                                       | Dosimetria TL                                                              | Todos os tipos de dosimetria passiva                                                                                                                                                                                                |
| Densitômetro óptico                                          | Leitor TL                                                                  | Documentação/ leitor/ software                                                                                                                                                                                                      |
| Reprodutibilidade                                            | Reprodutibilidade da luz de referência                                     | Documentação: checar as informações fornecidas pelo fabricante do sistema (capacidade do sistema dosimétrico, estabilidade do leitor, algoritmo de dose, efeitos de tipos de radiação que não se deseja medir, manual de instrução) |
| <b>Filmes dosimétricos</b>                                   | Estabilidade do leitor                                                     | Software, dados e interface do sistema dosimétrico                                                                                                                                                                                  |
| Uniformidade da densidade óptica da emulsão (emulsão)        | Efeito das condições climáticas: temperatura e luz                         | <b>Dosímetro</b>                                                                                                                                                                                                                    |
| Estabilidade da imagem latente (emulsão)                     | <b>Detector</b>                                                            |                                                                                                                                                                                                                                     |
| Resistência ao envelhecimento (emulsão)                      | Homogeneidade do lote, linearidade, dependência energética e efeito da luz | Linearidade                                                                                                                                                                                                                         |
| Opacidade a luz (filme envelopado)                           | <b>Dosímetro</b>                                                           | Coefficiente de variação                                                                                                                                                                                                            |
| Resistência do invólucro ao vapor da água (filme envelopado) |                                                                            | Sobre carga, efeitos posteriores e reutilização:                                                                                                                                                                                    |
| <b>Porta – filmes</b>                                        | Homogeneidade do lote                                                      | Dependência Energética e Angular                                                                                                                                                                                                    |
| Homogeneidade dos filtros                                    | Reprodutibilidade                                                          | Irradiação na parte posterior                                                                                                                                                                                                       |
| Auto irradiação                                              | Linearidade                                                                | Irradiação na parte lateral                                                                                                                                                                                                         |
| Resistência a Impactos                                       | Limite inferior de detecção                                                | Resposta à radiação beta                                                                                                                                                                                                            |
| <b>Dosímetro</b>                                             | Auto irradiação                                                            | Resposta a campos mistos de radiação                                                                                                                                                                                                |
| Limite Inferior de detecção                                  | Condições climáticas                                                       | Condições ambientais: tempo, luz e temperatura                                                                                                                                                                                      |
| Reprodutibilidade                                            | Sinal Residual                                                             | Perturbações eletromagnéticas                                                                                                                                                                                                       |
| Linearidade                                                  | Efeito da luz                                                              | Resistência mecânica                                                                                                                                                                                                                |
| Dependência energética                                       | Dependência energética                                                     |                                                                                                                                                                                                                                     |
| Dependência angular                                          | Dependência angular                                                        |                                                                                                                                                                                                                                     |
| Influência de um fantoma                                     | Influência de um fantoma                                                   |                                                                                                                                                                                                                                     |
| Influência da irradiação na parte posterior do dosímetro     | Influência da irradiação na parte posterior do dosímetro                   |                                                                                                                                                                                                                                     |
|                                                              | Resistência a impacto                                                      |                                                                                                                                                                                                                                     |

Basicamente todos os testes apresentados na Tabela 2.5 avaliam as mesmas características do sistema dosimétrico no que diz respeito aos dosímetros. Porém duas diferenças podem ser observadas entre os testes recomendados pelo CASEC e IEC; a primeira é o tipo de grandeza operacional que é avaliada pelo sistema e a segunda reside no fato dos testes do CASEC avaliarem o sistema de dosimetria por partes (por exemplo, leitor, detectores e dosímetros). Na IEC o sistema de dosimetria é avaliado de forma conjunta, sendo necessário estarem previamente registradas todas as informações técnicas sobre os equipamentos e software, incluindo autenticidade, e faixa de uso do dosímetro que poderão ser usadas nos testes do dosímetro; sendo estas fornecidas pelo fabricante do sistema.

Quanto à grandeza operacional avaliada, a CNEN utiliza provisoriamente a grandeza dose individual  $H_x$ , já a IEC utiliza a grandeza operacional  $H_p(10)$  para monitoração individual externa de raios – X e gama.

A grandeza  $H_x$  é definida como o produto do valor determinado pelo dosímetro individual, usado na superfície do tronco, calibrado em termos de kerma no ar, pelo fator  $f = 1,14 \text{ Sv/Gy}$  (CNEN, 2011).

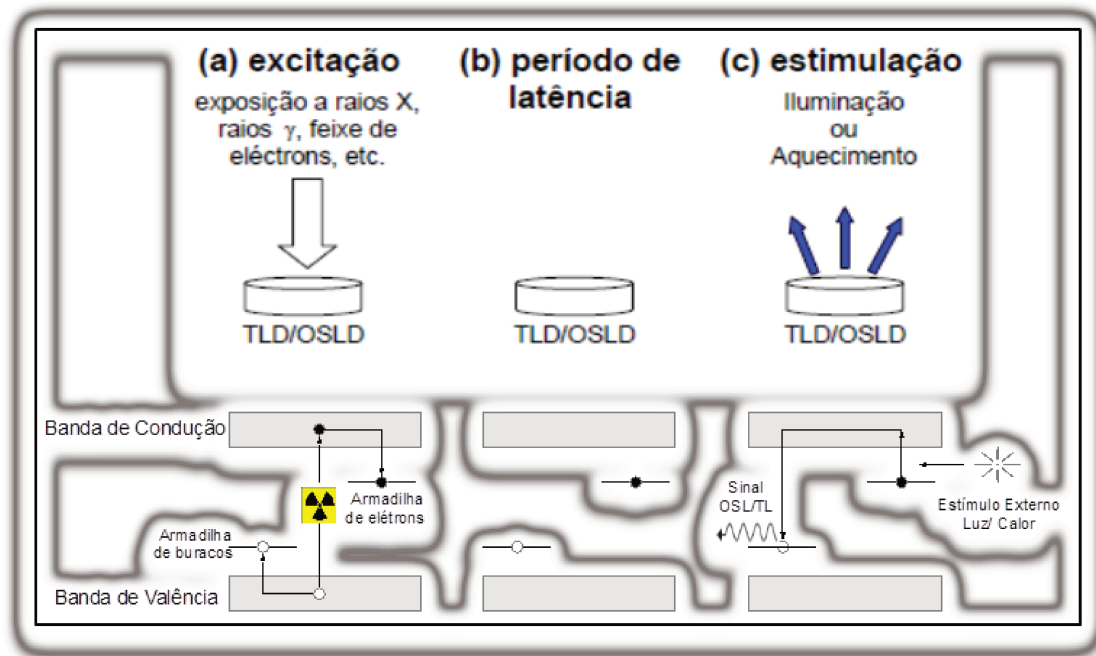
Desse modo, os testes diferem quanto à metodologia adotada devido as diferentes grandezas utilizadas; grande parte dos testes da IEC deve ser realizada utilizando um simulador, embora a norma permita que uma parte destes seja realizada no ar, devem ser aplicadas correções adequadas aos resultados de forma a avaliar corretamente a grandeza operacional  $H_p(10)$ . Já a maioria dos testes recomendados pelo CASEC é realizada no ar, já que os dosímetros são calibrados em termos de kerma no ar.

### **3 LUMINESCÊNCIA ESTIMULADA OPTICAMENTE (OSL) E TERMICAMENTE (TL)**

A termoluminescência e a luminescência opticamente estimulada podem ser observadas em materiais cristalinos isolantes ou semicondutores, previamente expostos à radiação ionizante (excitação), quando estes materiais são submetidos a um estímulo externo como calor (TL) ou luz (OSL). O processo de excitação nestes materiais cristalinos faz com que elétrons ou buracos (ausência de carga) migrem pelo material podendo ser capturados em estados metaestáveis de energia. Estes estados podem ocorrer no material devido à introdução de impurezas (dopantes) ou presença de imperfeições ou defeitos na estrutura cristalina do material (defeitos pontuais, discordância entre outros). Durante a aplicação de um estímulo externo, como luz ou calor, os elétrons e buracos aprisionados nos estados metaestáveis podem ganhar energia suficiente para serem liberados podendo migrar pelo material até se recombinarem e emitirem luz (YUKIHARA e MCKEEVER, 2011).

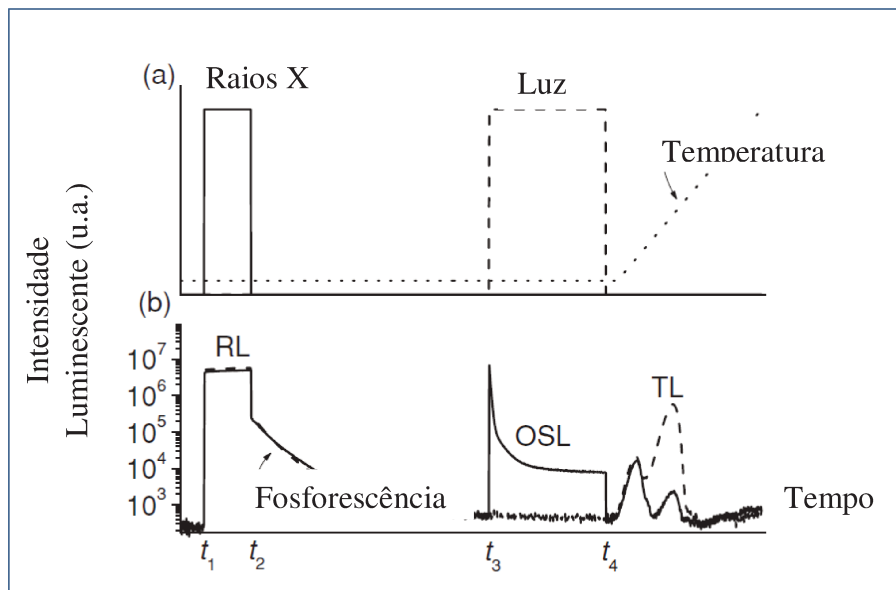
Tanto a TL como a OSL podem ser explicadas utilizando um modelo de bandas simplificado para sólidos (Figura 3.1). Quando um material que exhibe TL e/ou OSL é exposto à radiação, a deposição de energia no material pode ocasionar ionização ou excitação, resultando na criação de um par elétron/buraco, já que os elétrons ganham energia suficiente para poder se mover livremente pela banda de condução, deixando buracos em seu lugar, os quais podem mover-se livremente pela banda de valência (Figura 3.1a). Os elétrons e buracos livres podem ser aprisionados nos estados metaestáveis de energia localizados entre a banda de valência e condução, estes níveis de energia são representados na Figura 3.1 como armadilhas de elétrons (próximas à banda de condução) e armadilhas de buracos (próximas à banda de valência). A Figura 3.1b ilustra o período de latência, o qual é caracterizado por uma concentração estável de elétrons e buracos aprisionados nas armadilhas, desde que estas estejam localizadas em níveis de energia profundos o suficiente de modo que a estimulação térmica a temperatura ambiente seja desprezível. A informação armazenada no material pode ser obtida estimulando o material com fótons de comprimento de onda de estimulação adequado ou aquecendo o

material até uma temperatura na qual os elétrons aprisionados nas armadilhas de elétrons ganham energia suficiente para poderem se mover livremente pelo material e se recombinar com os buracos aprisionados, emitindo assim um sinal OSL ou TL (figura 3.1c), dependendo do tipo de estimulação, que pode ser associado à dose de radiação absorvida pelo material.



**Figura 3.1.** Diferentes estágios para emissão de um sinal TL ou OSL. (a) Excitação do material TL ou OSL por meio da radiação ionizante criando elétrons e buracos; (b) período de latência e (c) excitação do material TL/OSL com calor ou luz levando à recombinação de elétrons e buracos aprisionados e consequente emissão de luminescência (sinal TL ou OSL) (YUKIHARA e MCKEEVER, 2011).

Entre a excitação e estimulação de um material TL ou OSL também podem ocorrer outros processos que levam à emissão de luminescência como radioluminescência (RL) e fosforescência. A figura 3.2 ilustra na parte (a) os processos aos quais o material TL/OSL pode ser submetido e, na parte (b), a resposta luminescente (Intensidade Luminescente) detectada em cada um destes processos.



**Figura 3.2.** (a) Perfil dos estímulos a que um material TL/OSL pode ser submetido (raios X, luz e temperatura) e (b) intensidade luminosa emitida pelo material TL/OSL durante cada estímulo (YUKIHARA e MCKEEVER, 2011).

Durante a exposição à radiação ionizante pode ser observada a RL; este tipo de fenômeno ocorre devido à recombinação imediata de elétrons e buracos durante a irradiação. Imediatamente após a irradiação, pode ocorrer o fenômeno de fosforescência, o qual está relacionado à estimulação térmica (mesmo em temperatura ambiente) de elétrons e buracos presos em armadilhas próximas às bandas de condução (elétrons) e valência (buracos), respectivamente. Em seguida, com um estímulo óptico (luz), ocorre a emissão de um sinal OSL e, com o aumento da temperatura (estímulo térmico), ocorre a emissão de um sinal TL.

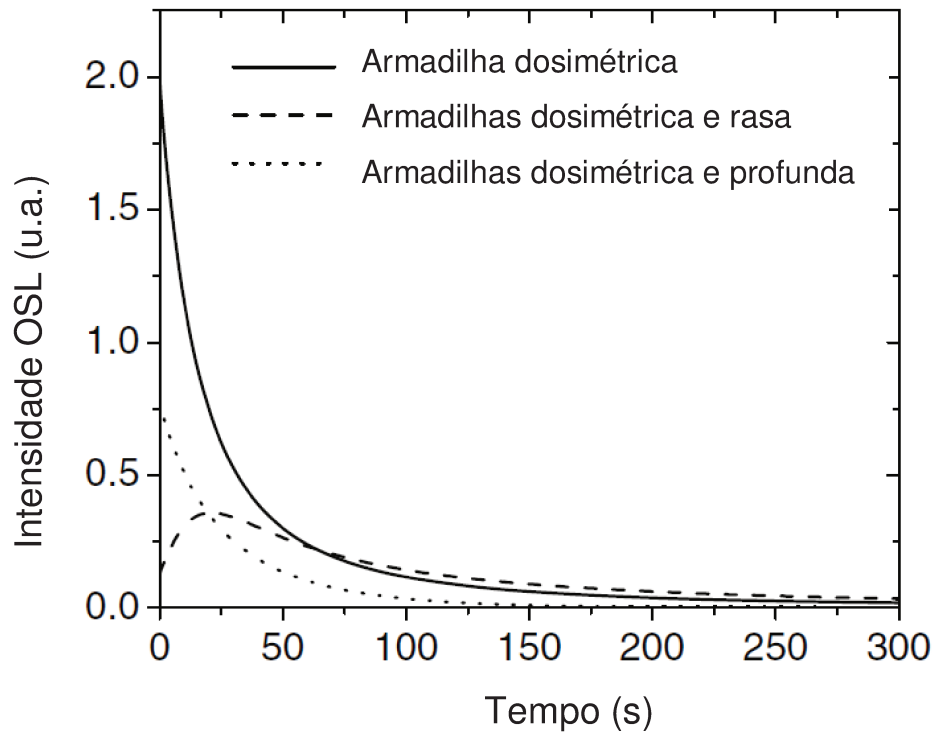
A excitação de um material TL ou OSL pode ser produzida por qualquer tipo de radiação, desde que esta tenha energia suficiente para fazer com que os elétrons migrem da banda de valência para a banda de condução. No caso das radiações ionizantes, a deposição de energia no material TL ou OSL ocorre primariamente através da transferência de energia para elétrons secundários (raios  $\delta$ ), os quais, por sua vez, transferem sua energia essencialmente por meio de espalhamento com outros elétrons resultantes do processo de ionização e excitação do material. Como resultado, um grande número de elétrons e



buracos é criado no material, podendo se recombinar por meio de diversos processos (YUKIHARA e MCKEEVER, 2011).

O modelo de bandas simplificado para sólidos, ilustrado na Figura 3.1, apresenta armadilhas de buracos e elétrons somente no nível de energia da banda proibida (entre as bandas de valência e condução), porém as imperfeições ou defeitos e impurezas na rede cristalina introduzem diversos níveis localizados de energia logo abaixo da banda de condução, que atuam como armadilhas de elétrons, e logo acima da banda de valência, que atuam como armadilhas de buracos. As imperfeições e defeitos presentes no material também são responsáveis por regiões no material conhecidas como centros de recombinação. Essas regiões são diferenciadas das armadilhas de elétrons e buracos, pois sob condições específicas de temperatura ou estimulação óptica, é mais provável que um buraco (ou elétron) seja capturado neste centro, no qual elétrons (ou buracos) estão aprisionados, do que um elétron ou buraco preso neste nível de energia migre para a banda de condução ou valência, respectivamente, antes de um buraco ou elétron ser capturado, e ocorra a recombinação de elétrons e buracos com consequente emissão TL ou OSL.

Os modelos TL e OSL mais simples assumem que há somente um tipo de centro de recombinação e um centro de armadilhas (modelo de OTOR – *One-Trap-One-Recombination*), porém apresentam diversas limitações, como por exemplo, considerar que antes da irradiação não há centros de recombinação, não explicando a RL durante a irradiação. Os modelos mais complexos para OSL assumem que a intensidade luminescente emitida por um material OSL tem contribuições de armadilhas em diversos níveis de energia (rasas, profundas e dosimétricas) (YUKIHARA e MCKEEVER, 2008). A Figura 3.3 ilustra a curva de intensidade OSL em função do tempo obtida através de um modelo que considera armadilhas rasas, profundas e dosimétricas.



**Figura 3.3.** Curvas de Intensidade OSL em função do tempo, obtidas utilizando um modelo que considera três tipos de armadilhas: dosimétricas, rasas e profundas. A curva em linha contínua foi obtida considerando somente a presença das armadilhas dosimétricas, enquanto as curvas em linha tracejada e pontilhada foram obtidas considerando armadilhas dosimétricas e rasas e armadilhas dosimétricas e profundas, respectivamente (YUKIHARA e MCKEEVER, 2008).

Assim a curva de intensidade OSL ao longo do tempo é dada pela soma das intensidades OSL provenientes das armadilhas em diversos níveis.

### 3.1 MODELOS TL E OSL DE 1ª ORDEM

Os modelos OSL e TL de 1ª ordem apresentados a seguir assumem que todas as cargas liberadas das armadilhas dosimétricas se recombinaem prontamente emitindo luminescência. Os dois modelos são semelhantes; a principal diferença é que as transições eletrônicas, no caso do modelo TL são exclusivamente devido a um estímulo térmico, enquanto que no modelo OSL as transições são devido a um estímulo óptico (AKSELROD, BØTTER-JENSEN e MCKEEVER, 2007).

Durante a estimulação de um material TL ou OSL, nos modelos mais simples, assume-se que a quantidade de cargas aprisionadas  $n$  diminui em função do tempo de estimulação  $t$  de acordo com a probabilidade  $p$  das cargas escaparem das armadilhas e migrarem para a banda de condução ao longo do tempo de estimulação. Assim assumindo que as cargas liberadas das armadilhas não são capturadas novamente, temos que a variação da concentração de cargas aprisionadas em função do tempo é dada por:

$$\frac{dn}{dt} = -np \quad (3.1)$$

Resolvendo a Equação (3.1), temos:

$$n(t) = n_0 e^{-pt} \quad (3.2)$$

A Equação 3.2 mostra que a concentração de cargas aprisionadas decai exponencialmente com o tempo de estimulação; assim, fazendo  $t=0$  nesta equação, temos que a concentração inicial de cargas aprisionadas é  $n_0=n(0)$ . Vale destacar que a quantidade inicial  $n_0$  de cargas capturadas nas armadilhas, nos dois modelos de 1ª ordem, depende da excitação, ou seja, da dose de radiação à qual o material foi exposto.

Usando a premissa de que todos os elétrons liberados das armadilhas durante a estimulação se recombina imediatamente, a intensidade luminescente emitida por um material TL ou OSL é proporcional à variação na concentração de cargas ou elétrons presos nas armadilhas ao longo do tempo de estimulação. Logo:

$$I_{TL \text{ ou } OSL} \propto \left| \frac{dn}{dt} \right| = n_0 p e^{-pt} \quad (3.3)$$

No caso do estímulo térmico, a probabilidade dos elétrons (ou buracos) escaparem das armadilhas e migrarem para banda de condução (ou para banda de valência no caso de buracos) é dada por:

$$p = s e^{-\frac{E}{kT}} \quad (3.4)$$

onde  $s$  é o fator de frequência,  $E$  é a energia de ativação ou a energia necessária para que um elétron seja liberado da armadilha e migre até a banda de condução,  $k$  é a constante de Boltzmann e  $T$  a temperatura absoluta. O fator de frequência  $s$  está ligado à frequência de vibração da rede cristalina do material, que neste modelo, é considerado constante (independente da temperatura) e normalmente está na faixa de  $10^{-12} - 10^{-14} \text{ s}^{-1}$  (BOS, 2007).

Assumindo que o material TL é submetido a um estímulo térmico (aquecimento) controlado que varia de forma linear de acordo com

$$T(t) = T_0 + \beta t \quad (3.5)$$

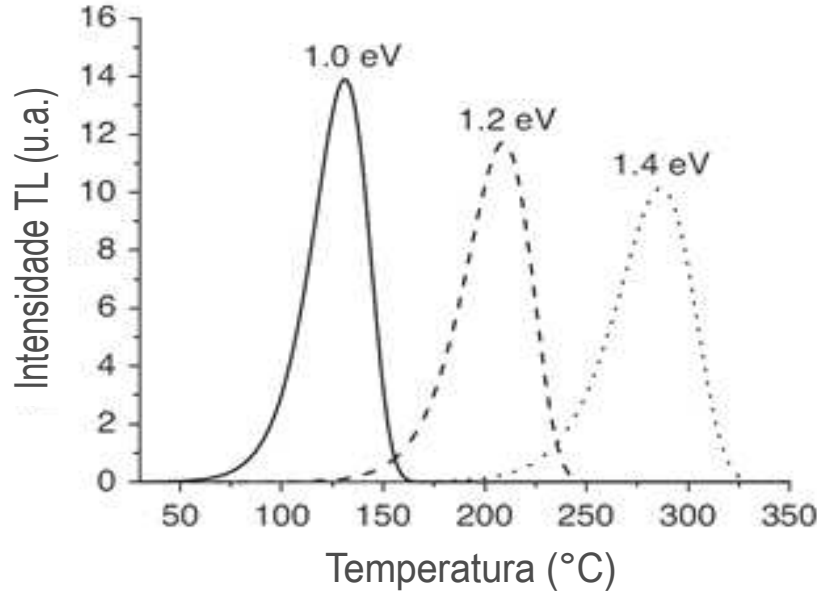
onde  $T_0$  é a temperatura inicial e  $\beta$  a taxa de aquecimento, substituindo (3.4) em (3.3) e usando (3.5) temos que

$$I_{TL} \propto \left| \frac{dn}{dt} \right| = n_0 s e^{-\frac{E}{kT(t)}} e^{-\frac{s}{\beta} \int_{T_0}^{T(t)} \frac{E}{kT(\theta)} d\theta} \quad (3.6)$$

onde  $\theta$  é a variável de integração.

A função descrita na equação 3.6 para o modelo TL de 1ª ordem é conhecida como equação de Randall-Wilkins para o fenômeno TL (RANDALL e WILKINS, 1945); esta função descreve a curva de intensidade TL em função do tempo. Analogamente aos modelos existentes para descrever o fenômeno OSL, também existem outros modelos de ordem superior e até mesmo sem ordem para descrever o fenômeno TL (MCKEEVER, MOSCOVITCH e TOWNSEND, 1995; OBERHOFER e SCHARMANN, 1981).

A Figura 3.4 ilustra a intensidade TL em função da temperatura utilizando o modelo TL de 1ª ordem com parâmetros  $s = 10^{-12} \text{ s}^{-1}$ ,  $\beta = 5 \text{ °C/s}$  e três valores de energia de ativação (1, 1,2 e 1,4 eV) que corresponde às armadilhas em diversos níveis de energia na banda proibida.



**Figura 3.4.** Curva TL (intensidade TL em função da temperatura) obtida utilizando o modelo de Randall-Wilkins de 1ª ordem com parâmetros  $s = 10^{-12} \text{ s}^{-1}$ ,  $\beta = 5 \text{ °C/s}$  e três valores de energia de ativação utilizando um valor arbitrário de  $n_0$  (YUKIHARA e MCKEEVER, 2011).

No caso de estímulo óptico, a probabilidade  $p$  dos elétrons ou buracos escaparem das armadilhas localizadas na banda proibida e migrarem para a banda de condução ou valência, respectivamente, é dada por:

$$p = \sigma\phi \quad (3.7)$$

onde  $\sigma$  é a seção de choque de fotoionização, que descreve a probabilidade de um fóton com uma determinada energia interagir com um defeito particular e  $\phi$  é o fluxo de fótons incidente (número de fótons por unidade de tempo por unidade de área) (YUKIHARA e MCKEEVER, 2008).

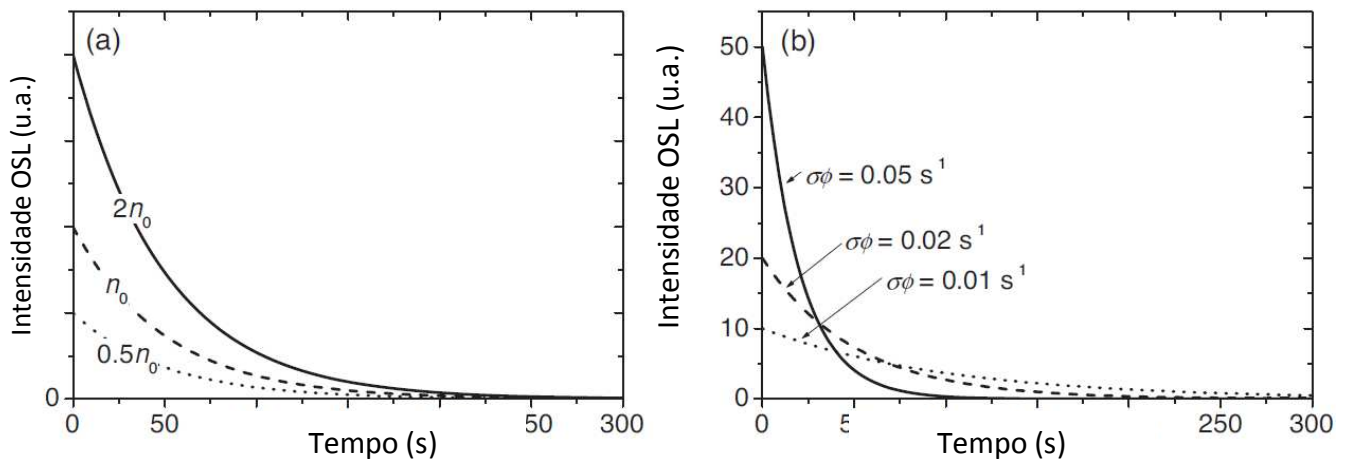
A seção de choque de fotoionização tem uma energia limiar abaixo da qual seu valor é zero, ou seja, para energias abaixo desse limiar a transição óptica das cargas aprisionadas não ocorre. A seção de

choque de fotoionização está ligada ao tipo de defeito e nível de energia no qual este defeito se localiza no material; assim, depende do comprimento de onda da fonte de estimulação óptica. O fluxo de fótons incidente está relacionado ao estímulo óptico aplicado, ou seja, a intensidade do estímulo óptico. Quanto maior o valor de intensidade da fonte de estimulação (ou potência por unidade de área), maior será a intensidade OSL emitida pelo material.

Substituindo a equação 3.7 em 3.3 temos que a intensidade OSL será proporcional à variação da concentração inicial de cargas no material, que é dada por:

$$I_{OSL} \propto \left| \frac{dn}{dt} \right| = n_0 \sigma \phi e^{-\sigma \phi t} \quad (3.8)$$

A Equação 3.8 é semelhante à equação 3.6; esta é a equação do modelo simplificado de 1ª ordem para o fenômeno OSL. A Figura 3.5 ilustra as curvas de intensidade OSL em função do tempo obtidas por meio do modelo de 1ª ordem, (a) variando a concentração inicial de cargas e (b) variando a probabilidade de escape das cargas aprisionadas nas armadilhas, mantendo fixa a seção de choque de fotoionização  $\sigma$  e variando a potência da fonte de estimulação, ou seja, o fluxo de fótons  $\phi$ .



**Figura 3.5.** Curva OSL (intensidade OSL em função do tempo de estimulação) obtida por meio do modelo de 1ª ordem para o fenômeno OSL (a) variando a concentração inicial de cargas  $n_0$  e mantendo fixa a probabilidade de escape  $p$  e (b) aumentando a potência da fonte de estimulação mantendo fixa a concentração de cargas  $n_0$  (YUKIHARA e MCKEEVER, 2008).

Variando o parâmetro  $n_0$  no modelo OSL de 1ª ordem, observa-se que este parâmetro é um fator de escala; isso porque, assim como no modelo TL de 1ª ordem, a concentração inicial de cargas aprisionadas nas armadilhas localizadas na banda proibida depende somente da dose de radiação à qual o material foi exposto. Assim, se o valor de dose for multiplicado por um fator dois, a intensidade OSL emitida pelo material irá dobrar. A potência da fonte luminosa de estimulação influencia a forma como a curva OSL decai. Quanto maior a potência da fonte de estimulação, mais rápido o sinal OSL decai; porém, a área embaixo da curva não é alterada, já que a concentração inicial de cargas  $n_0$  não foi variada.

De forma geral, a intensidade OSL total (área sob a curva OSL) não é alterada variando a potência da fonte de estimulação; porém, a intensidade OSL inicial (integral da curva OSL em um intervalo pequeno de tempo) diminui conforme a potência da fonte de estimulação é reduzida.

Estas observações têm implicações diretas em sistemas dosimétricos baseados na técnica OSL; por exemplo, uma das características da dosimetria OSL é a possibilidade de releitura do material OSL, já que com essa técnica é possível utilizar um tempo curto de estimulação, que somente uma pequena porcentagem das cargas aprisionadas nas armadilhas dosimétricas seja liberada. Sendo assim, como a intensidade OSL inicial depende da intensidade da fonte de estimulação, pequenas flutuações na fonte de estimulação alteram o sinal OSL inicial. Além disso, deve-se usar uma potência adequada da fonte de estimulação. Para doses baixas, por exemplo, o ajuste de uma potência baixa da fonte de estimulação, pode fornecer uma intensidade OSL baixa. Se for necessário realizar uma leitura parcial do material OSL, para possibilitar uma releitura posterior, se uma potência alta for ajustada na fonte de estimulação, pode-se liberar uma parcela alta das cargas aprisionadas nos estados metaestáveis de energia, impossibilitando uma releitura posterior confiável do material OSL.

Os aspectos práticos da aplicação das técnicas OSL e TL serão discutidos na seção 3.2. De maneira resumida e simplificada, a principal diferença entre os fenômenos TL e OSL está no estímulo

empregado para a emissão de luminescência. Para aplicações em dosimetria das radiações, no caso da técnica TL, pode-se associar a altura de pico ou área sob a curva TL à dose de radiação absorvida pelo material TL. Porém, não é possível uma releitura do material TL, pois o aquecimento até a temperatura ótima de estimulação faz com que a maioria das cargas armazenadas nas armadilhas dosimétricas sejam liberadas e, deste modo, o sinal TL associado à dose de radiação é totalmente deletado do material após uma leitura TL. No caso da técnica OSL, pode-se controlar o tempo e a intensidade do estímulo óptico possibilitando releitura posterior do material OSL, mas se deve considerar os parâmetros que influenciam a intensidade OSL.

### 3.2 LEITORES E MATERIAIS TL/OSL EM DOSIMETRIA

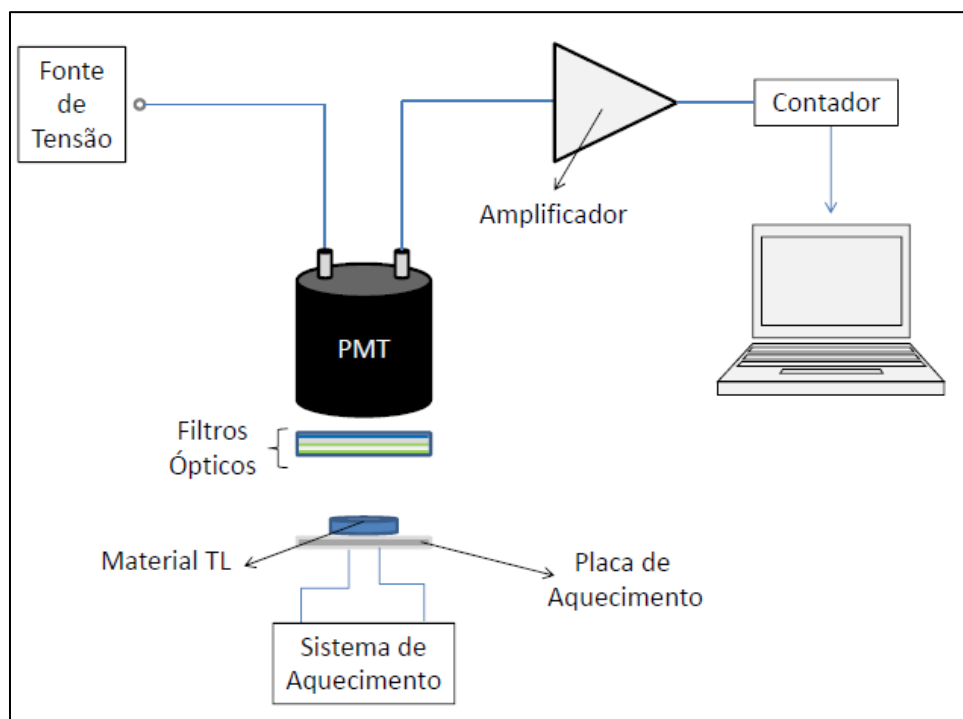
Para detectar a intensidade OSL e TL de um material previamente exposto à radiação, utiliza-se um equipamento conhecido como leitor. A seguir serão descritos os componentes básicos necessários em leitores TL e/ou OSL e como os sinais TL e OSL emitidos por um material podem ser detectados. Também serão descritos os principais materiais dosimétricos aplicados em dosimetria pessoal que foram utilizados neste estudo, com ambas as técnicas.

#### 3.2.1 Leitores TL e OSL

Os leitores TL típicos são compostos basicamente por um sistema de aquecimento controlado, um tubo fotomultiplicador (PMT – *Photomultiplier Tube*), um amplificador e um contador. A Figura 3.6 ilustra os principais componentes de um leitor TL, que está conectado a um computador, no qual os dados obtidos são armazenados. O sistema de aquecimento, que pode ser gasoso ou por corrente elétrica, é conectado a uma placa de aquecimento, na qual o material TL pode ser aquecido de maneira controlada até sua temperatura ótima. Conforme o material TL é aquecido, a luminescência emitida é detectada pelo PMT que converte o sinal luminoso em sinal elétrico. Um conjunto de filtros ópticos e máscaras podem ser utilizados entre o material TL e o PMT para discriminar o sinal emitido pelo material de



eventuais sinais espúrios e prevenir danos limitando a quantidade de fótons luminescentes que chegam a janela do PMT, respectivamente. Em seguida, o sinal elétrico que sai do PMT é amplificado, convertido em sinal digital (conversor analógico-digital) e detectado por um contador de pulsos conectado a um computador, no qual os dados são armazenados para análise posterior à aquisição.



**Figura 3.6.** Diagrama esquemático dos principais componentes de um leitor TL conectado a um computador.

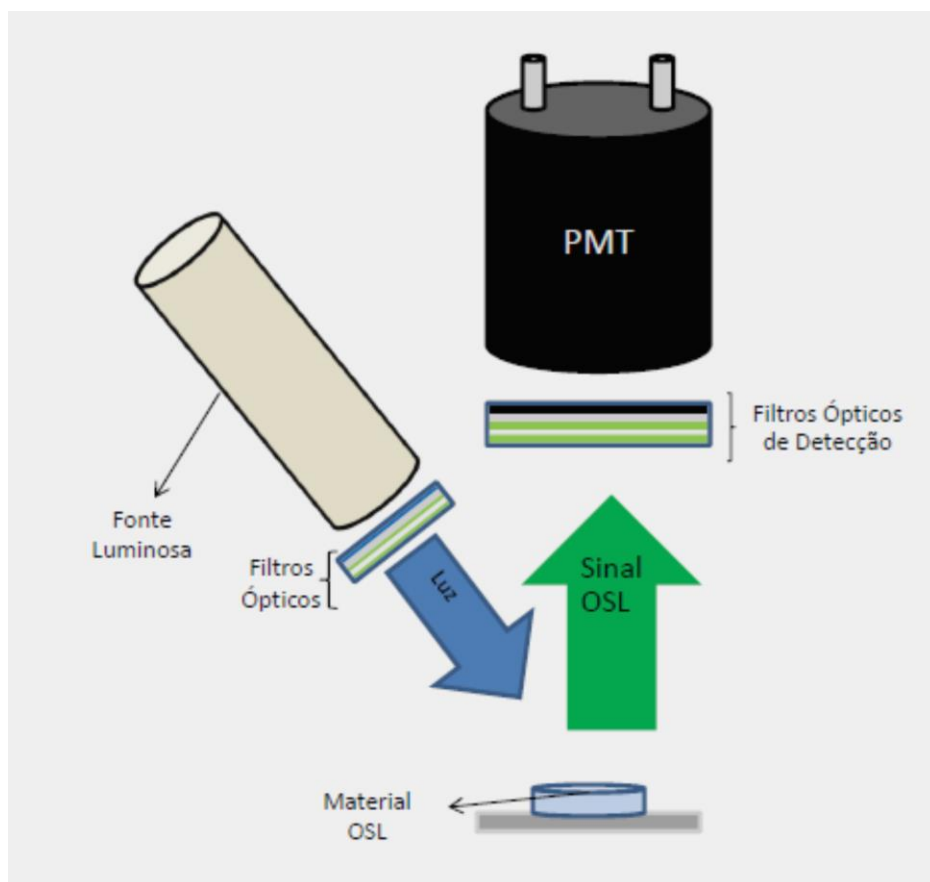
A arquitetura dos leitores TL é relativamente simples de ser projetada, motivo pelo qual diversos laboratórios que utilizam a técnica TL desenvolvem seus próprios sistemas de leitura TL. Além dos leitores não comerciais, os leitores TL estão disponíveis comercialmente, como exemplificado na Figura 3.7.



**Figura 3.7.** Leitores comerciais TL da marca *Harshaw* automatizado (à direita) e manual (à esquerda) (THERMO SCIENTIFIC, 2015a).

Os leitores OSL são compostos basicamente por uma fonte luminosa de estimulação, que deve emitir fótons com comprimento de onda adequado para estimulação de um determinado material OSL, e um PMT para converter o sinal luminoso emitido pelo material OSL em sinal elétrico (Figura. 3.8). Um conjunto de filtros ópticos pode ser usado na saída da fonte luminosa para selecionar uma faixa de comprimentos ou um comprimento de onda ótimo de estimulação para um material OSL específico. Entre o material OSL e o PMT também podem ser utilizados filtros ópticos, analogamente aos filtros utilizados nos leitores TL, para selecionar a janela de detecção (filtros de janela de detecção). O uso dos filtros de janela de detecção tem como principal objetivo selecionar somente o sinal luminescente emitido pelo material OSL, ou seja, não permitir a transmissão de fótons emitidos pela fonte luminosa ou espalhados, selecionando somente o sinal luminoso com comprimento de onda de emissão característico do material OSL.

Atualmente encontram-se disponíveis comercialmente diferentes leitores OSL com vários parâmetros de configuração, como, por exemplo, diversos filtros ópticos para selecionar a janela de detecção e fontes para estimulação óptica com intensidade contínua (*continuous wave*, CW – OSL), modulada linearmente (*linear modulation*, LM – OSL) ou pulsada (*pulsed OSL*). Assim como os leitores TL, estes podem ser manuais ou automatizados (Figuras 3.9 e 3.10).

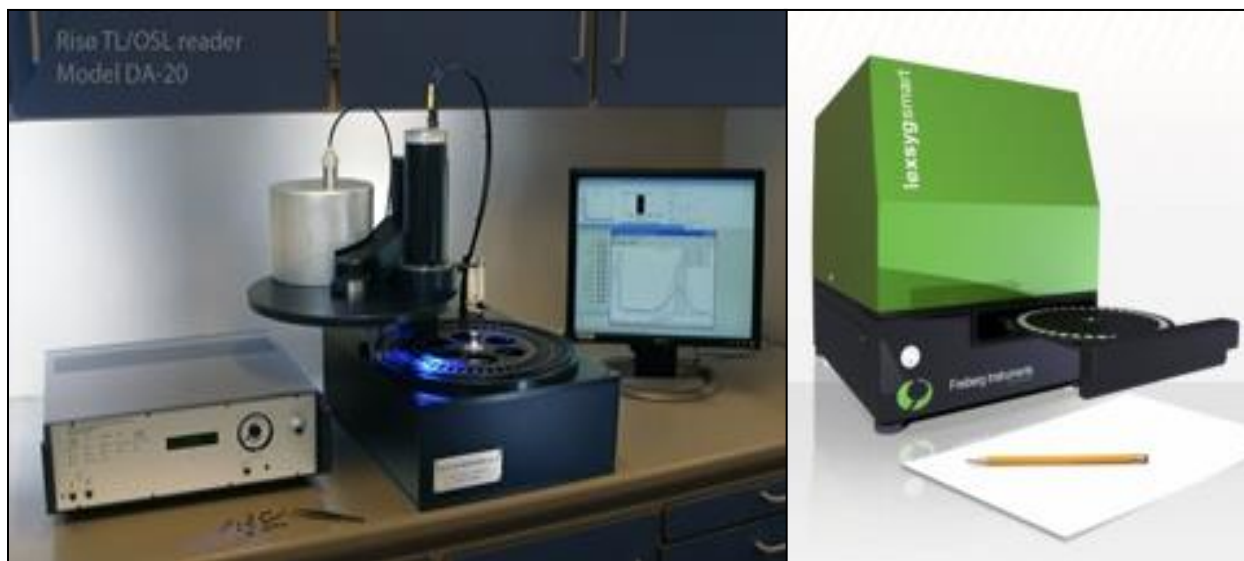


**Figura 3.8.** Diagrama esquemático dos componentes básicos de um leitor OSL, no qual a luminescência emitida pela amostra, após estimulação óptica (luz), é filtrada (filtros ópticos de detecção) e detectada por uma fotomultiplicadora (PMT).



**Figura 3.9.** Leitores OSL manuais disponíveis comercialmente. À esquerda é apresentado o Leitor OSL *Microstar* (Landauer Inc.) cujo sistema foi desenvolvido para ler o sinal OSL inicial de dosímetros compostos por detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ . À direita é apresentado o leitor OSL *BeOSL Reader* (Dosimetrics) desenvolvido para ler especificamente sinal OSL de dosímetros compostos pelo material detector  $\text{BeO}$ .

Todos os leitores OSL manuais ou portáteis comercializados atualmente trabalham somente com um tipo específico de dosímetro e não permitem ao usuário ajustar parâmetros de configuração do leitor, como por exemplo, potência dos LEDs de estimulação. Já os leitores OSL/TL automatizados, mais recentes lançados no mercado (Figura 3.10), permitem controlar o processo de estimulação e detecção do sinal utilizando módulos com combinações diversas de filtros ópticos na detecção e modalidades de estimulação com diversos comprimentos de onda e tempos de iluminação, além de taxas de aquecimento e temperatura máximas variadas. Além disso, também podem ser utilizados com diversos tipos de materiais TL e OSL, enquanto os leitores OSL comerciais manuais trabalham apenas com a técnica OSL e um tipo de material detector.



**Figura 3.10.** Exemplo de leitores OSL/TL automatizados disponíveis comercialmente: Leitor *Risø* TL/OSL-DA 20 (DTU – *Nutech*) (à esquerda) e leitor *Lexsyg* TL/OSL (*Freiberg Instruments*) (à direita).

### 3.2.2 Materiais TL e OSL

Os fenômenos OSL e TL são observados em um grande número de materiais naturais e artificiais, como, por exemplo, minerais como a fluorita, vidros, esmalte do dente, sal comum e algumas cerâmicas, entre outros. Porém, para um material TL ou OSL ser empregado como um detector de radiação este deve possuir algumas características intrínsecas e propriedades que viabilizem a sua utilização.

Os materiais TL e OSL são caracterizados por meio das suas propriedades dosimétricas e como estas variam com os fatores ambientais (temperatura e luz, por exemplo) e se mantêm estáveis ao longo do tempo. As principais características dosimétricas avaliadas em materiais dosimétricos são a sensibilidade, a resposta em dose, à resposta em energia e a estabilidade do sinal TL/OSL ao longo do tempo (*fading*) (MCKEEVER, 1985; MCKEEVER, MOSCOVITCH e TOWNSEND, 1995).

A sensibilidade de um material TL/OSL é definida como a intensidade luminescente integrada em um dado tempo de estimulação por unidade de dose para um determinado tipo de radiação e energia. Embora na prática, a sensibilidade dependa diretamente do equipamento leitor, da eficiência de detecção da luminescência emitida e do tipo de sinal utilizado (inicial ou total), detectores de radiação empregando materiais luminescentes devem apresentar uma sensibilidade adequada ao tipo de radiação a que será exposto.

Além de ser sensível ao campo de radiação que se deseja avaliar, um detector apropriado de radiação deve apresentar um sinal que seja proporcional à dose de radiação para uma dada energia. A resposta em dose deve ser linear para uma faixa larga de valores de dose. Esta propriedade é caracterizada submetendo o material a várias doses de radiação com o objetivo de verificar como o material responde as doses de várias magnitudes. Conhecendo a resposta em dose do detector é possível determinar a faixa de linearidade e quais os limites mínimo e máximo de detecção, ou seja, o menor e o maior valor

de dose que poderá ser avaliado por meio da resposta do detector e, portanto, a aplicação dosimétrica adequada do material.

Em geral, os detectores são utilizados para avaliar a dose em um determinado ponto ou meio específico, normalmente água ou tecido humano. Como normalmente os detectores TL/OSL não possuem a mesma composição química do meio de interesse no qual a radiação incide, a resposta do material TL/OSL será diferente, exigindo correções para o tipo e a energia do campo de radiação. Em uma primeira aproximação, a dependência energética dos materiais TL/OSL está relacionada ao  $Z_{ef}$  do material. Porém, outros fatores relacionados aos processos intrínsecos de conversão de energia em sinal luminescente também contribuem para a variação da resposta em energia dos materiais TL/OSL (BOS, 2001; YUKIHARA e MCKEEVER, 2011; OLKO, 2002).

A dose em um determinado meio, como, por exemplo, em detectores TL/OSL, em situações de equilíbrio eletrônico, pode ser calculada através da fluência de fótons  $\Phi$ , da probabilidade média de interação dos fótons com o meio e da energia  $E$  do fóton incidente por meio da seguinte relação:

$$D_{meio} = \Phi E \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{meio} \quad (3.9)$$

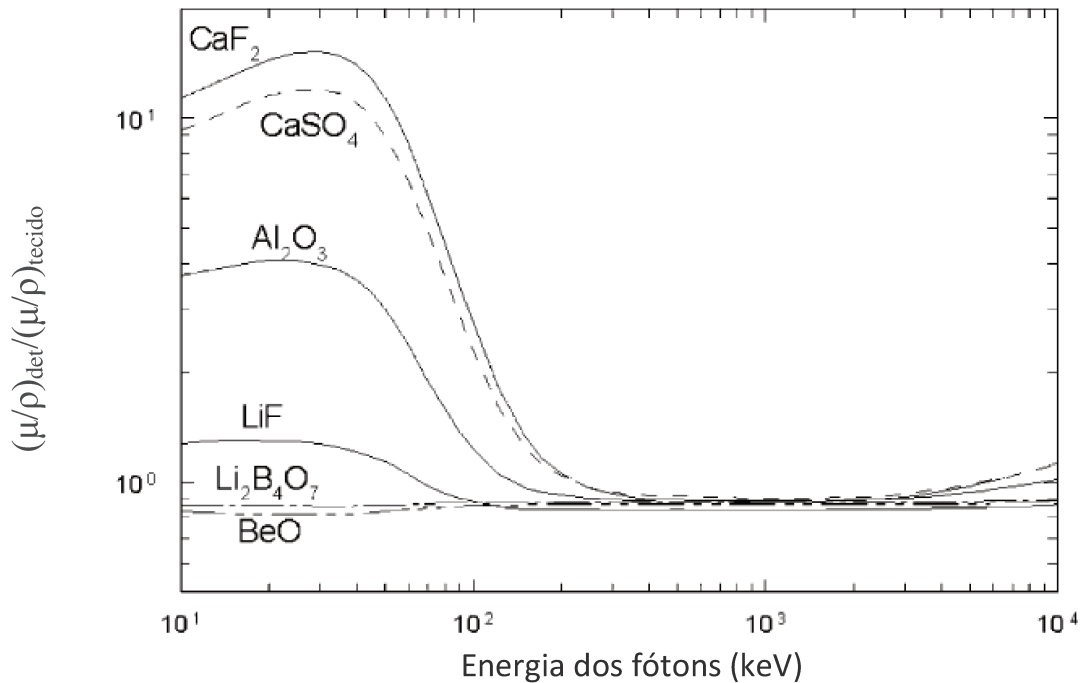
onde o coeficiente de absorção de energia mássico ( $\mu_{en}/\rho$ ), associado à probabilidade de interação do fóton incidente com o material, considera a fração de energia depositada localmente no meio por partículas secundárias carregadas (exceto perda de energia por processos radiativos). Aplicando a Equação 3.9, quando o detector e o meio de interesse são expostos a um campo de radiação com a mesma fluência de fótons  $\Phi$ , temos que a razão entre as doses no meio de interesse ( $D_{meio}$ ) e no detector ( $D_{det}$ ) será dada por

$$\frac{D_{det}}{D_{meio}} = \frac{(\mu_{en} / \rho)_{det}}{(\mu_{en} / \rho)_{meio}} \quad (3.10)$$

Ou seja, a energia depositada no detector, em uma primeira aproximação, depende da razão entre os coeficientes de absorção de energia mássicos do detector e do meio de interesse. Quando o meio de

interesse é o tecido biológico, detectores que apresentam valores de razão entre os coeficientes de absorção de energia mássicos próximos de 1 são chamados detectores tecido-equivalentes.  $Z_{ef}$  é frequentemente usado para descrever o quanto um detector se aproxima do tecido biológico no que diz respeito à interação com o campo de radiação (BOS, 2001; YUKIHARA e MCKEEVER, 2011).

Em dosimetria pessoal, normalmente, utilizam-se detectores que sejam tecido-equivalentes ou que apresentem uma proporcionalidade ou faixa de energia proporcional à resposta do tecido biológico para exposições ao mesmo campo de radiação. A Figura 3.11 apresenta as razões entre os coeficientes de absorção de energia mássicos do tecido biológico ( $Z_{ef}=7,35$ ) e de detectores comumente empregados em dosimetria ( $\text{BeO}$ ,  $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{LiF}$ ,  $\text{CaSO}_4$  e  $\text{CaF}_2$ ).



**Figura 3.11.** Razão entre os coeficientes de absorção mássicos de detectores utilizados em dosimetria ( $\text{BeO}$ ,  $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{LiF}$ ,  $\text{CaSO}_4$  e  $\text{CaF}_2$ ) e o coeficiente de absorção mássico do tecido biológico (BOS, 2001).

Para energias acima de 300 keV, a razão entre os coeficientes é praticamente constante para todos os detectores, enquanto para energias abaixo deste valor é possível observar uma grande variação nas razões entre os coeficientes dos detectores e do tecido.

Pela Equação 3.10, a razão entre os coeficientes indica o quanto à dose avaliada pelo detector se aproxima da dose no tecido biológico. Porém, na prática, alguns materiais apresentam variações em relação ao comportamento esperado teoricamente apresentado na Figura 3.11. Os detectores de BeO, por exemplo, apresentam diferentes respostas em energia de acordo com a técnica aplicada e os detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  apresentam variações na resposta em energia de acordo com o tipo de sinal considerado (intensidade OSL total ou inicial) (BUSUOLI e JULIUS, 1977; JAIN, BØTTER-JENSEN e THOMSEN, 2007; GASPARIAN, VANHAVERE e YUKIHARA, 2012).

A resposta em energia depende, também, do tipo de janela de detecção (filtros ópticos utilizados para selecionar a janela de detecção), que está configurada no equipamento, além de outros processos que podem ocorrer no material, como por exemplo, recombinações não radiativas. A resposta em energia também varia de acordo com tipo e concentração de defeitos ou impurezas presentes no material (densidade de ionização). Neste caso, o espectro de energia de elétrons secundários, responsáveis pela deposição final de energia no material, varia de acordo com a energia dos fótons incidentes, levando a variações na densidade de ionização. Assim a eficiência de conversão de energia em sinal luminescente pode variar, não só de acordo com a matriz do material, mas também com o tipo e concentração de defeitos responsáveis pelas emissões TL e/ou OSL. Por exemplo, se a densidade de ionização for alta em um material OSL, os centros de recombinação podem ficar localmente saturados, resultando em uma intensidade luminescente emitida menor; ou seja, em uma queda na eficiência luminescente do material (YUKIHARA e MCKEEVER, 2011).

Deste modo, em dosimetria, é necessário conhecer a resposta em energia do detector e os fatores que a influenciam para, se necessário, aplicar fatores apropriados de correções para avaliações mais precisas da dose em um determinado meio de interesse.

Os detectores em dosimetria pessoal devem apresentar um sinal estável ao longo do tempo para que as doses possam ser avaliadas após um determinado período de exposição à radiação. Os materiais



TL/OSL podem apresentar perda não intencional de sinal TL/OSL ao longo de um determinado período, este fenômeno é denominado *fading* e pode ocorrer devido a vários fatores, como por exemplo, fatores ambientais. Em monitoração individual externa, algumas normas estipulam o valor máximo de *fading* dos detectores durante o período de monitoração para algumas condições ambientais. No geral, este fenômeno é minimizado prevenindo à exposição direta do detector à luz ou temperaturas muito elevadas (BOS, 2007; MCKEEVER, 1985).

A maioria dos detectores empregados atualmente em dosimetria pessoal apresentam *fading* menor que 5% para intervalos de 1 ano (YUKIHARA e MCKEEVER, 2011).

Além das características e propriedades previamente citadas, outros fatores devem ser considerados para o uso de materiais TL/OSL em dosimetria, como, por exemplo, os processos para reutilização do detector, os quais envolvem desde a manipulação adequada do material até as etapas de tratamentos ópticos (*bleaching*) e/ou tratamentos térmicos.

A Tabela 3.1 apresenta algumas das principais características de materiais TL e OSL empregados como detectores em dosimetria pessoal.

**Tabela 3.1.** Principais características de detectores empregados na dosimetria pessoal com as técnicas TL e OSL.

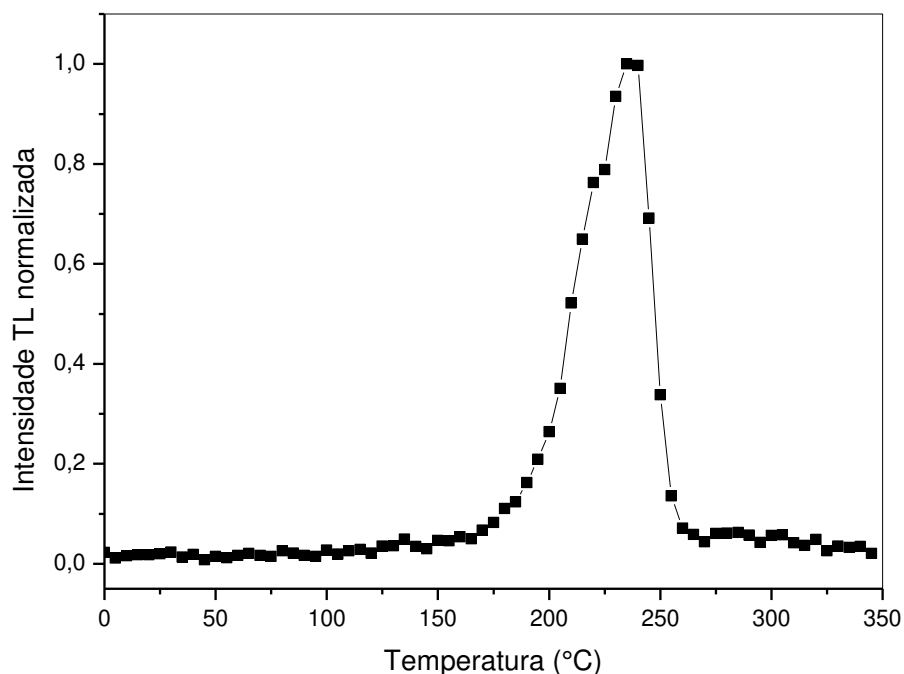
| Detectores                                                        | $Z_{ef}$ | Técnica | Faixa linear dose resposta (Gy) | <i>Fading</i> (% por ano) |
|-------------------------------------------------------------------|----------|---------|---------------------------------|---------------------------|
| LiF:Mg, Ti (TLD-100, Bicron)                                      | 7,4      | TL      | $10^{-5} - 10$ Gy               | <5                        |
| CaSO <sub>4</sub> :Dy (produzido pelo IPEN)                       | 15,3     | TL      | $10^{-4} - 10^2$ Gy             | <5                        |
| CaF <sub>2</sub> :natural brasileira                              | 16       | TL      | $10^{-5} - 50$ Gy               | <5                        |
| BeO (Thermalox 995 - <i>Materion</i> )                            | 7,2      | TL      | $10^{-4} - 10^3$ Gy             | <5                        |
|                                                                   |          | OSL     | $10^{-6} - 5$ Gy                | 1                         |
| Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C (Luxel – <i>Landauer Inc.</i> ) | 11,3     | OSL     | $10^{-4} - 10$ Gy               | 3 – 5                     |

A seguir serão descritos cinco materiais detectores comumente empregados em dosimetria das radiações, especialmente em monitoração individual externa, que foram utilizados ao longo deste estudo combinados as técnicas TL e OSL.

### 3.2.2.1 Fluoreto de Lítio

O fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti), mais conhecido pelo nome comercial como TLD-100 (*Bicron*), juntamente com a técnica TL, é o detector mais utilizado em dosimetria das radiações (MCKEEVER e MOSCOVICH, 2003). As primeiras aplicações do LiF em dosimetria TL começaram em meados de 1950 (CAMERON et al., 1961) e se estendem até os dias de hoje devido às suas propriedades intrínsecas, como sensibilidade alta à radiação ionizante,  $Z_{ef}$  próximo ao do tecido biológico, baixo desvanecimento do sinal TL ao longo do tempo (baixo *fading*), dose – resposta linear em várias ordens de magnitude, entre outros.

A Figura 3.12 ilustra a curva característica de emissão (intensidade TL em função da temperatura) do LiF:Mg,Ti obtida por meio da técnica TL após ser exposto à radiação ionizante.



**Figura 3.12.** Curva de emissão característica do LiF:Mg,Ti (TLD-100) obtida após exposição do detector à radiação usando a técnica TL (taxa de aquecimento 5°C/s).

A curva de emissão TL característica do LiF:Mg, Ti apresenta seis picos, porém os três primeiros picos são instáveis em temperatura ambiente, sendo na prática utilizados os picos IV, V e VI para aplicações dosimétricas. Por isso, na Figura 3.12, somente o pico resultante da sobreposição dos picos IV, V e VI é visualizado.

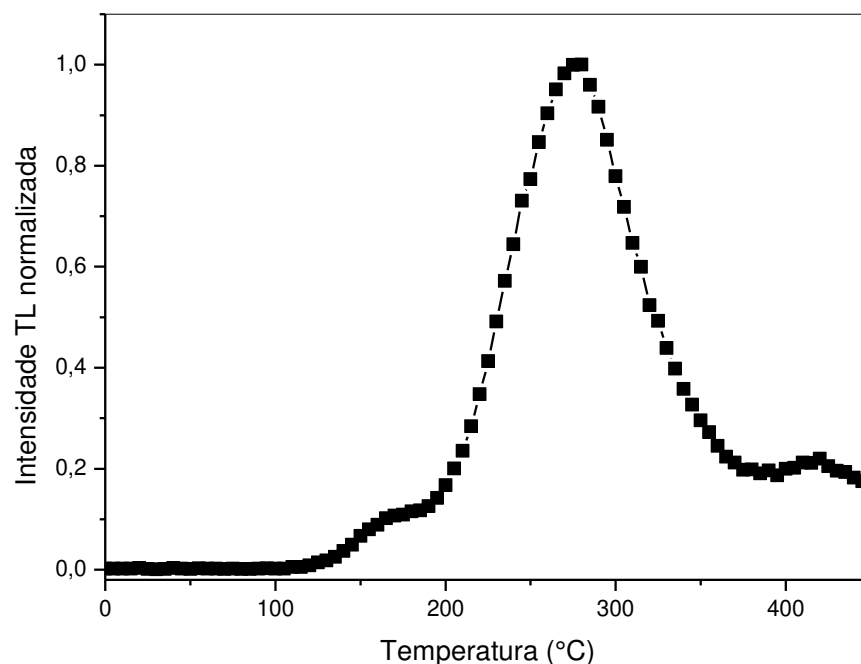
O sinal TL associado à dose de radiação absorvida pelo LiF:Mg,Ti é a altura do quinto pico (pico dosimétrico principal) ou a área sob a curva de emissão TL abaixo três últimos picos (IV, V e VI). Este detector apresenta um comprimento de onda principal de emissão de aproximadamente 425 nm (MCKEEVER, 1985).

O tratamento térmico de reutilização para o LiF:Mg,Ti recomendado consiste no aquecimento controlado dos detectores à 400°C por 1h seguido de um outro aquecimento controlado à 100°C por 2h.

#### 3.2.2.2 Sulfato de Cálcio

O fenômeno de termoluminescência no  $\text{CaSO}_4$  foi estudado pela primeira vez em 1895 e este foi preparado sinteticamente em 1951 com ativação por manganês ( $\text{CaSO}_4\text{:Mn}$ ) (MCKEEVER, 1985). Desde então uma grande variedade de  $\text{CaSO}_4$  com diversos dopantes/impurezas tem sido produzida. Dentre esses, destaca-se o  $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$  por possuir uma resposta mais estável em relação aos outros fósforos do  $\text{CaSO}_4$  além de possuir diversas propriedades de interesse em dosimetria das radiações como, por exemplo, alta sensibilidade e baixo *fading* (CAMPOS e LIMA, 1986; REGULLA e DRISCOLL, 1993; OBERHOFER e SCHARMANN, 1981).

A curva de emissão TL característica do  $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$  apresenta quatro picos, porém para fins dosimétricos somente o terceiro pico localizado entre 200 e 350°C (Figura 3.13) é utilizado, pois os dois primeiros picos são instáveis a temperatura ambiente.



**Figura 3.13.** Curva de emissão característica do  $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$  (produzido pelo IPEN/CNEN) obtida após exposição do detector usando a técnica TL (taxa de aquecimento  $5^\circ\text{C/s}$ ).

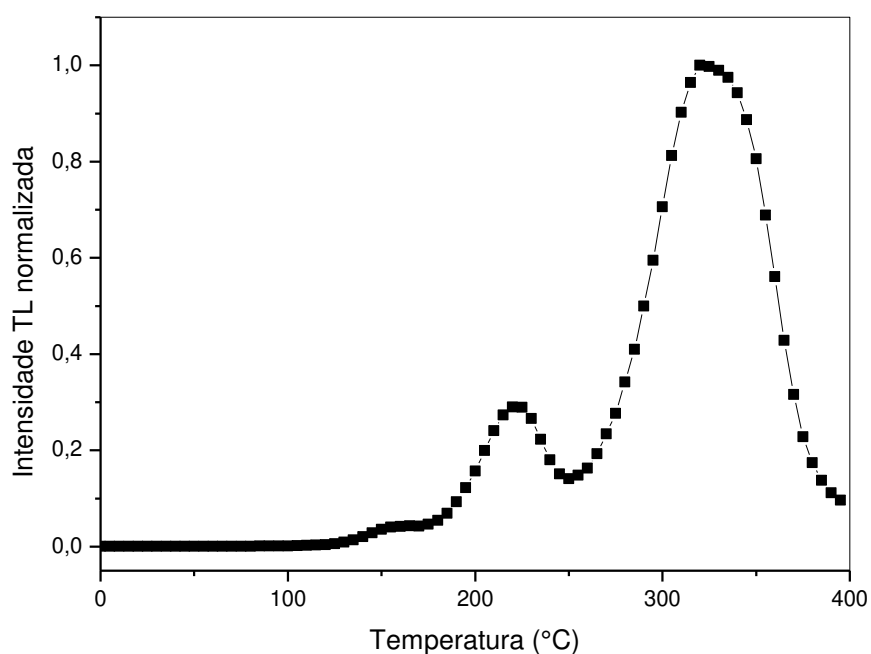
Na prática, assim como no caso do  $\text{LiF:Mg,Ti}$ , a intensidade TL associada a dose absorvida pelo material é dada pela altura de pico ou área abaixo da curva de emissão TL característica do pico entre  $200 - 350^\circ\text{C}$  (Figura 3.13), com comprimento de onda principal em torno de  $480\text{ nm}$  (MCKEEVER, 1985). O tratamento térmico para reutilização do  $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$  varia de acordo com a aplicação, no caso de doses moderadas, como em monitoração individual, o tratamento recomendado é de  $300^\circ\text{C}$  por 3h (CAMPOS e LIMA, 1986).

### 3.2.2.3 Fluoreto de Cálcio

O fluoreto de cálcio ( $\text{CaF}_2$ ) é encontrado na natureza na forma do mineral fluorita. Os primeiros estudos sobre aplicações do  $\text{CaF}_2$  como detector TL datam da década de 60 (TRZENIAK et al., 1990). Este material apresenta alta sensibilidade à radiação (incluindo nêutrons) e uma larga faixa de dose-resposta linear; por ser encontrado na natureza é uma opção barata e acessível de detector. Além de aplicações em dosimetria TL, a fluorita natural brasileira apresenta uma alta sensibilidade à luz,

indicando que esta pode ser utilizada também como material OSL (YOSHIMURA e YUKIHARA, 2006; FERREIRA et al., 2014; TRZESNIAK et al., 1990).

A Figura 3.14 apresenta a curva de emissão característica de detectores de  $\text{CaF}_2$ :natural brasileira,. Este detector apresenta três picos dosimétricos sendo o primeiro pico instável em temperatura ambiente. O terceiro pico é o pico dosimétrico do  $\text{CaF}_2$ :natural que apresenta uma temperatura de pico no intervalo de  $300^\circ\text{C} - 350^\circ\text{C}$ , com comprimento de onda principal de aproximadamente 380 nm.



**Figura 3.14.** Curva de emissão característica dos detectores de  $\text{CaF}_2$ :natural brasileira obtida após exposição do detector usando a técnica TL (taxa de aquecimento de  $5^\circ\text{C/s}$ ).

Diferentes tratamentos térmicos são descritos na literatura para os detectores de  $\text{CaF}_2$ , no caso dos detectores produzidos à partir da fluorita brasileira foi utilizado o tratamento de  $400^\circ\text{C}$  por 20 min (MCKEEVER, 1985; GUIMARÃES, 2000).

### 3.2.2.4 Óxido de Berílio

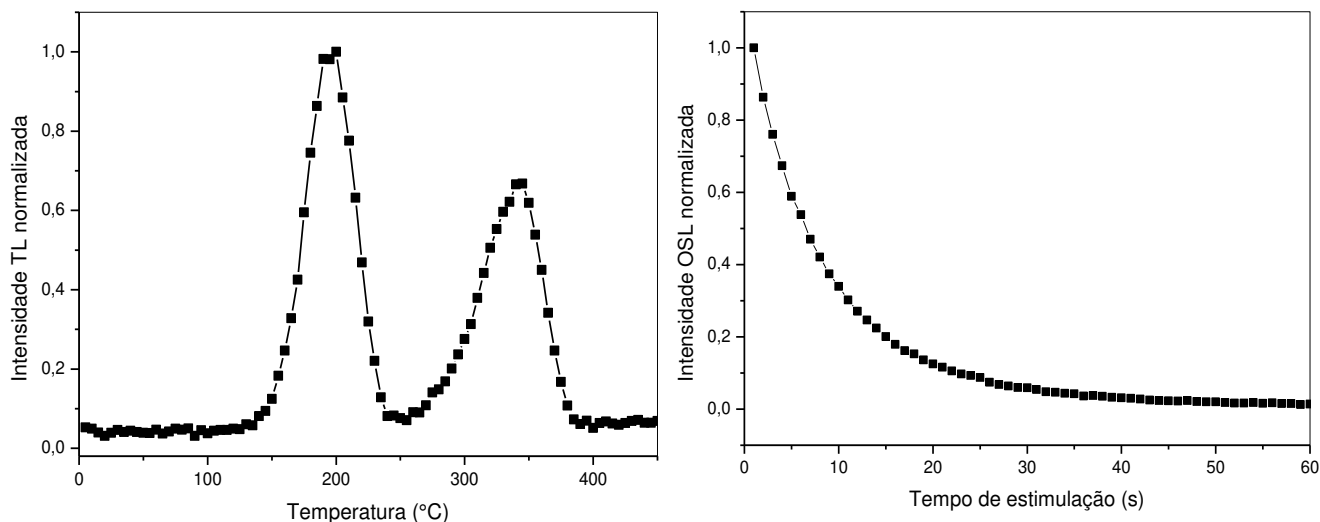
O óxido de berílio (BeO) é um material cerâmico largamente empregado em diversas áreas. Em monitoração individual, apesar do seu uso recente como detector OSL (DOSIMETRICS, 2015; SOMMER, JAHN e HENNINGER, 2008; SOMMER, JAHN e HENNINGER, 2011), suas propriedades intrínsecas tem sido amplamente estudadas com a técnica OSL (BULUR e GÖKSU, 1998; BULUR, 2007; YUKIHARA, 2011).

Inicialmente o BeO era utilizado como detector TL, porém sua alta sensibilidade a luz indicou que este poderia ser utilizado como material OSL. Sendo assim, este pode ser utilizado como detector TL e OSL, apresentando com as duas técnicas, diversas propriedades de interesse em dosimetria, como alta sensibilidade, tecido-equivalência, dose resposta linear em várias ordens de magnitude e um custo relativamente baixo (BUSUOLI et al., 1983; SOMMER e HENNINGER, 2006).

A Figura 3.15 apresenta as curvas de emissão características de detectores de BeO (Thermalox 995) com as duas técnicas: técnica TL empregando taxa de aquecimento de 5°C/s e técnica OSL aplicada com duração do estímulo de 60 s com LED azul no modo CW – OSL.

Vale ressaltar que os detectores de BeO, comercialmente conhecidos como Thermalox 995 (*Materion*) apresentam diversas impurezas, sendo as maiores concentrações de Silício, Magnésio, Alumínio, entre outras. Por simplicidade, foi adotado não mencionar todas as impurezas do BeO (BeO:Si,Mg,Al), diferentemente dos outros detectores mencionados.

A curva TL do BeO apresenta três picos, sendo o segundo pico o pico dosimétrico (~200°C), com comprimento de onda principal de emissão TL de 330 nm. No caso da técnica OSL, o comprimento de onda ótimo de estimulação do BeO é de aproximadamente 435 nm (azul) com emissão OSL característica do material com comprimento de onda centrado em 380 nm (BULUR e GÖKSU, 1998; BULUR, 2007).



**Figura 3.15.** Intensidade TL normalizada em função da temperatura (esquerda) e intensidade OSL normalizada (direita) para detectores de BeO (Thermalox 995).

Neste detector, para aplicações em dosimetria, analogamente ao LiF:Mg,Ti, CaSO<sub>4</sub>:Dy e CaF<sub>2</sub>:natural utilizados com a técnica TL, a altura de pico ou área abaixo do pico dosimétrico principal (~195°C) é associada a dose absorvida pelo material.

No caso da técnica OSL, a dose absorvida pode ser associada à intensidade OSL total ou inicial, dependendo da duração e intensidade do estímulo óptico.

Embora as propriedades dosimétricas do BeO tenham sido amplamente estudadas com as duas técnicas, como mencionado anteriormente, as propriedades intrínsecas relacionadas aos centros luminescentes responsáveis pela emissão TL e OSL ainda não são bem compreendidas (YUKIHARA, 2011).

Os detectores de BeO; mais especificamente o Thermalox 995, apresentam diversos tipos de impurezas e não se sabe ao certo quais poderiam estar associadas as emissões TL e OSL do material. Estudos publicados nos últimos anos indicam que diferentes centros luminescentes estão associados aos sinais OSL e TL do pico dosimétrico (~195°C). Além disso, foi mostrado que o sinal OSL do BeO não é significativamente afetado quando submetido a um aquecimento prévio até 250°C (YUKIHARA e

MCKEEVER, 2011; WATANABE et al., 2010), indicando a possibilidade de utilizar o BeO como detector TL e OSL simultaneamente.

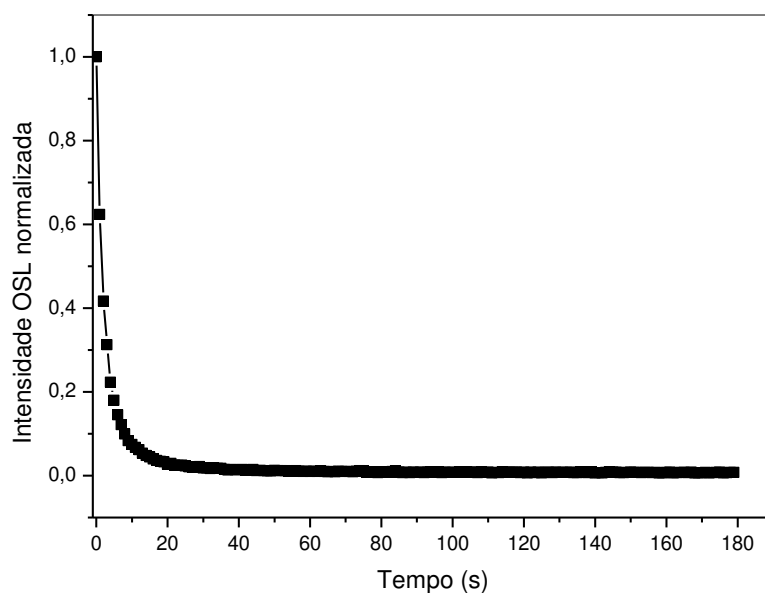
### 3.2.2.5 Óxido de Alumínio

O primeiro estudo sobre as propriedades dosimétricas luminescentes do óxido de alumínio ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) data da década de 50, no qual a técnica TL foi aplicada em amostras de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  expostas a radiação gama (RIEKE e DANIELS, 1957). Em 1990, o  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  (óxido de alumínio dopado com carbono) foi introduzido como detector TL ultrassensível (AKSELROD e KURTOV, 1990), porém sua sensibilidade à luz e foto – transformações em determinados centros do material levaram ao estudo das suas propriedades ópticas (PRADHAM, LEE e KIM, 2008). Vale ressaltar, que o  $\text{Al}_2\text{O}_3$  puro não apresenta quantidades significantes de OSL, porém o crescimento do material em uma atmosfera de carbono aumenta a concentração de vacâncias de oxigênio responsáveis pela principal banda de emissão do  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  (centrada em 415 nm) (YUKIHARA e MCKEEVER, 2011).

Atualmente o  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  (Luxel, *Landauer Inc.*) é o material OSL mais utilizado em diversas áreas da dosimetria, em dosimetria pessoal este é empregado juntamente com os sistemas de dosimetria *InLight* (YUKIHARA e MCKEEVER, 2008; LANDAUER, 2015).

A figura 3.16 ilustra as curvas de emissão características do  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  obtida por meio da técnica OSL utilizando estimulação com LED azul por 180s no modo CW-OSL.





**Figura 3.16.** Intensidade OSL normalizada para o sinal inicial de detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  obtida com estimulação no modo CW-OSL com LED azul por 180 s.

Analogamente ao descrito para a intensidade OSL do BeO, os valores de dose absorvida pelo  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  podem ser associados as intensidades OSL total ou inicial.

## 4 AVALIAÇÃO DAS DOSES EM UM SISTEMA DE DOSIMETRIA PARA MONITORAÇÃO INDIVIDUAL

As doses avaliadas na monitoração individual externa envolvem o uso de um ou mais dosímetros pelos IOEs ou trabalhadores que estejam susceptíveis a exposições.

Os dosímetros passivos utilizados na rotina de monitoração individual externa são dispositivos, compostos por um ou mais materiais dosimétricos (elementos detectores), que, ao serem expostos à presença de radiação, armazenam e fornecem um sinal obtido posteriormente proporcional a dose de radiação absorvida pelos detectores.

Além dos elementos detectores, o dosímetro é composto por um suporte ou porta dosímetro (*badge*) no qual são dispostos os detectores e demais elementos do dosímetro como, por exemplo, filtros atenuadores.

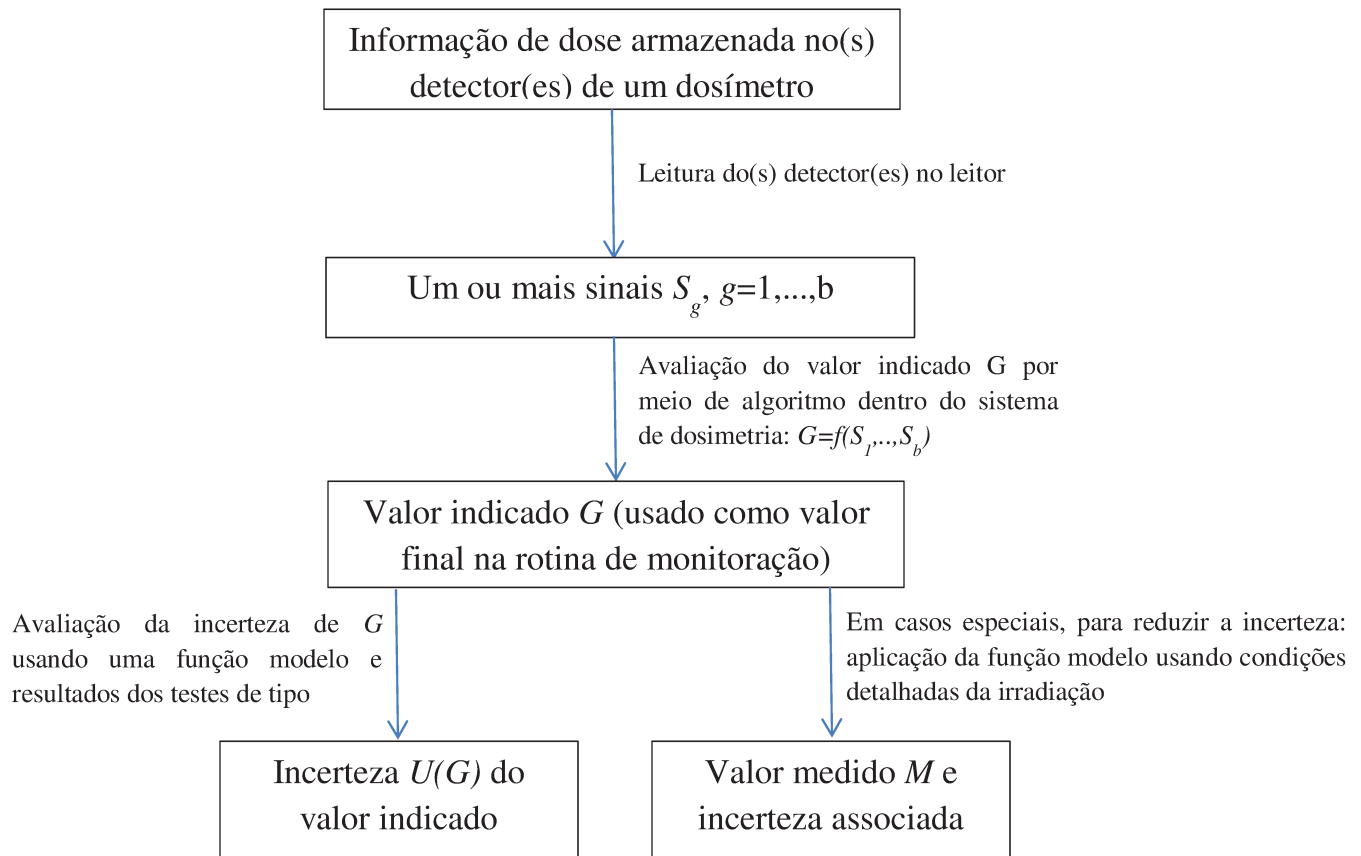
Os dosímetros utilizados na rotina de monitoração também devem conter elementos de identificação que forneçam informações do usuário, local de utilização e lote ao qual o dosímetro pertence.

Resumidamente, o sistema de dosimetria como um todo é composto por:

- dosímetros;
- equipamentos para leitura dos detectores (leitores);
- computador com software para controlar o leitor, registrar as informações obtidas nas leituras, calcular, mostrar e armazenar os valores de dose; e
- equipamentos adicionais, procedimentos documentados (limpeza, funcionamento e processamento dos dosímetros) e manuais de instruções necessários para garantir a efetividade do sistema.

O objetivo básico da dosimetria pessoal é fornecer uma estimativa confiável das grandezas operacionais  $H_p(3)$ ,  $H_p(0,07)$  e  $H_p(10)$  independentemente da energia e direção de incidência da radiação.

A Figura 4.1 ilustra como as doses são avaliadas em um sistema de dosimetria a partir de um ou mais sinais ( $S_g$ ) obtidos por meio da leitura dos elementos detectores que compõem o dosímetro.



**Figura 4.1.** Avaliação de dados em um sistema de dosimetria (IEC, 2012).

Normalmente, o sinal ou sinais ( $S_g$ ) provenientes das leituras dos elementos detectores são processados dentro de um algoritmo no sistema dosimétrico que irá avaliar o valor indicado  $G$ . Dentro desse algoritmo, são aplicados vários passos que utilizam diversos fatores, como, por exemplo, fatores de calibração e de sensibilidade, representados na Figura 4.1 por meio da função  $f(S_1, \dots, S_b)$ , para avaliar o valor indicado  $G$  utilizado na rotina de monitoração como o resultado final para estimativas das grandezas operacionais.

A incerteza  $U(G)$  associada ao valor indicado pode ser determinada usando uma função modelo e informações adicionais dos testes de tipo que serão detalhados nas próximas seções. Em casos especiais como acidentes ou outros que necessitem de uma maior precisão dos valores estimados, a função modelo pode ser aplicada usando condições específicas da irradiação para corrigir o valor indicado,

resultando no valor medido  $M$ , o qual é assim denominado por ser a estimativa mais próxima do valor verdadeiro de dose com uma menor incerteza associada.

#### 4.1 AVALIAÇÃO DAS DOSES

Dentro do sistema de dosimetria, o algoritmo para avaliação das doses na rotina de monitoração irá avaliar o valor indicado  $G$  a partir do sinal  $S_g$  aplicando uma sequência de passos que incluem desde parâmetros de controle de qualidade, como, por exemplo, estabilidade do leitor até diversos fatores de correções relacionados às propriedades intrínsecas dos materiais utilizados como detectores, como por exemplo, fatores de correção devido à dependência energética e angular dos detectores e *fading*, e outros parâmetros como fator de calibração e subtração de fundo (*background*), o qual considera a radiação natural, contagens de fundo do equipamento leitor (fotomultiplicadora) e do detector utilizado. Como os diversos algoritmos dos vários sistemas de dosimetria são confidenciais, os fatores e correções serão descritos de acordo com as definições dadas na norma IEC 61387 – 1 (IEC, 2012), generalizando a metodologia para algoritmos de avaliação de dose descrita para um sistema de dosimetria TL baseado no LiF (MOSCOVICH, 1993; MOSCOVICH et al., 2006) e modificações adaptadas para sistemas de dosimetria OSL (YUKIHARA e MCKEEVER, 2011).

##### 4.1.2 Calibração do sistema (leitor e dosímetros de campo)

O objetivo do processo de calibração consiste em viabilizar a avaliação de doses para um campo específico de radiação, usualmente a energia utilizada no processo de calibração são fótons do  $^{60}\text{Co}$  ou  $^{137}\text{Cs}$ . O algoritmo para avaliação das doses permite estender a avaliação das doses para outros tipos e energias da radiação a partir de medidas de dose obtidas por meio de uma calibração avaliada utilizando uma fonte de referência.

O primeiro passo da calibração é estabelecer a sensibilidade do sistema. Para isso, uma população de dosímetros é dividida em dois grupos; o primeiro grupo é composto pelos dosímetros de calibração utilizados exclusivamente para a calibração e o segundo grupo são os dosímetros de campo utilizados na rotina de monitoração individual e de área. A sensibilidade é determinada por meio do fator de calibração do leitor ( $FCL_i$ ) dado por

$$FCL_i = \frac{\langle S_i \rangle}{L} \quad (4.1)$$

onde  $\langle S_i \rangle$  é a média do sinal do elemento detector  $i$  do dosímetro que foi exposto a quantidade de radiação (dose ou tempo de irradiação) conhecida  $L$ .

Como os detectores podem apresentar diferentes sensibilidades para uma mesma exposição, os coeficientes de correção de elemento para o elemento  $i$  do dosímetro  $j$  são definidos para os dosímetros de campo ( $cce_{ij}$ ) e para os dosímetros de calibração ( $CCE_{ij}$ ) através das seguintes expressões:

$$cce_{ij} = \frac{\langle S_i \rangle}{s_{ij}} \quad (4.2)$$

$$CCE_{ij} = \frac{\langle S_i \rangle}{S_{ij}} \quad (4.3)$$

onde  $s_{ij}$  e  $S_{ij}$  são os sinais do  $i$ -ésimo elemento do  $j$ -ésimo dosímetro de campo e da  $j$ -ésima calibração, respectivamente. Quando os coeficientes de correção de elemento são aplicados individualmente a cada elemento de qualquer dosímetro de campo ou calibração, o resultado numérico é idêntico à média do sinal do elemento no dosímetro de calibração (MOSCOVICH et al., 2006).

O valor de dose em condições desconhecidas de exposição à fonte de referência que produz um mesmo sinal  $\langle S_i \rangle$  pode ser obtido relacionando as equações 4.1 e 4.2. Deste modo, o valor desconhecido de dose  $L_{ij}$  que produz um sinal no  $i$ -ésimo elemento do dosímetro idêntico ao sinal medido é dada por

$$L_{ij} = \frac{cce_{ij}s_{ij}}{FCL_i} \quad (4.4)$$

Para estabelecer uma relação entre  $L_{ij}$  e uma quantidade de interesse, um conjunto de dosímetros deve ser irradiado em condições de referência apropriadas para cada tipo particular de dosímetro (IEC, 2012; YUKIHARA e MCKEEVER, 2011).

Definindo  $R_{ij}$  como a resposta do elemento detector  $i$  do dosímetro  $j$  dada pelo quociente entre o valor indicado (sinal do elemento  $i$ ) dividido pela dose a qual o detector foi exposto, é possível determinar o fator de calibração  $a_i$  para o elemento  $i$  de um dosímetro utilizando um valor de referência (dose conhecida). O fator de calibração é obtido por meio da razão entre um valor convencional verdadeiro de uma quantidade de interesse  $C$  e o valor médio  $\langle L_i \rangle$ , ou seja:

$$a_i = \frac{C}{\langle L_i \rangle} \quad (4.5)$$

sendo  $\langle L_i \rangle$  dado pela média das doses obtidas para o elemento  $i$  de todos os  $j$  dosímetros irradiados com uma dose  $C$  conhecida.

Assim dentro de um algoritmo de dose, primeiramente se determina o valor da quantidade de interesse com relação a um campo de radiação de referência e, em seguida, esse valor é corrigido com respeito à sensibilidade dos detectores utilizando o fator de calibração.

#### 4.1.2 Correções com respeito à energia e incidência da radiação

Dentro do algoritmo de dose, correções com respeito à energia e incidência da radiação podem ser necessárias dependendo do projeto do dosímetro (*badge* e filtros) e dos materiais utilizados como detectores.

Para corrigir a dependência da resposta do detector com a energia do campo de radiação é necessário avaliar o valor ou faixa de energia que o dosímetro foi exposto, para isso normalmente utilizam-se materiais com diferentes  $Z_{ef}$  ou diferentes filtros absorvedores na frente dos detectores no dosímetro.

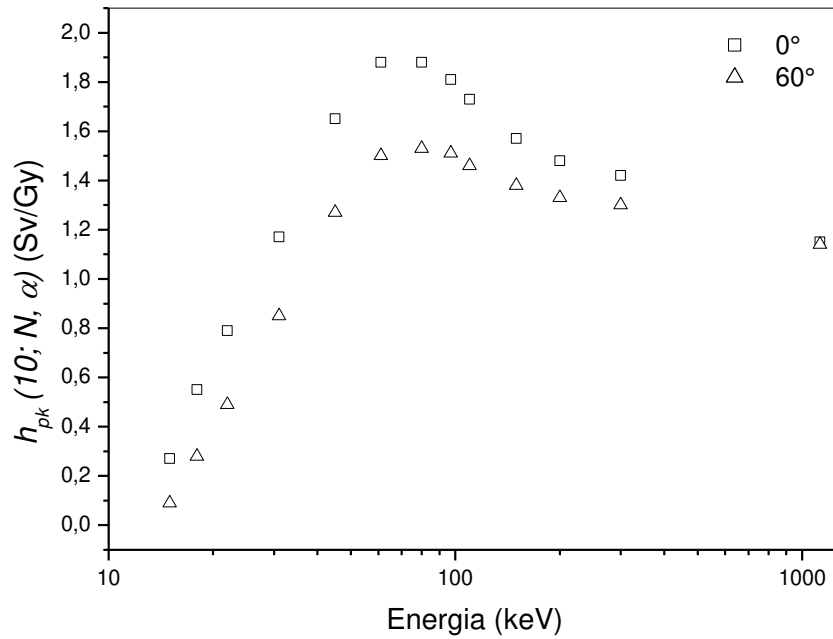
Como a resposta em energia varia, em princípio, com o  $Z_{ef}$  para um mesmo valor de exposição ou dose em um campo idêntico de radiação, por exemplo, os detectores irão ter diferentes respostas em energia. Assim dentro do algoritmo de dose é possível aplicar correções com respeito à energia, utilizando a razão entre a resposta em energia dos diferentes detectores que compõem o dosímetro. No caso de filtros absorvedores, também é possível usar a razão entre as respostas dos detectores do dosímetro que estão posicionados atrás de diferentes filtros, se o mesmo material é utilizado nas diferentes posições, fótons de energia baixa são mais atenuados do que fótons de energias mais altas, resultando, assim em diferentes respostas dos detectores.

A dependência angular de um dosímetro está relacionada com a variação na resposta dos elementos detectores devido a diferentes ângulos de incidência da radiação. Neste caso, as correções podem ser feitas, por exemplo, levantando previamente a resposta em energia dos elementos detectores para vários ângulos de incidência e aplicando a correção para dependência angular junto com a correção de dependência energética.

Vale destacar, que alguns elementos no projeto físico do dosímetro podem aumentar a dependência angular, como por exemplo, o tipo de material utilizado no *badge* e a utilização de filtros absorvedores, os quais podem contribuir para o espalhamento da radiação incidente.

#### **4.1.3 Coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose**

A determinação do equivalente de dose é feita a partir dos valores de kerma no ar em um determinado ponto de teste caso as irradiações sejam feitas no ar ou utilizando um simulador apropriado nos casos de equivalentes de doses de área ou direcional e pessoal, respectivamente. Para isso, nas normas internacionais (IEC e ISO) é recomendado utilizar coeficientes de conversão kerma no ar para equivalente de dose, dados na ISO 4037 – 3, para monitoração de área e ambiental [ISO, 1999]. Os coeficientes de conversão variam em função da energia e ângulo de incidência da radiação como mostra a Figura 4.2.



**Figura 4.2.** Coeficientes de conversão kerma no ar equivalente para equivalente de dose pessoal  $H_p(10)$  ( $h_{pk}$ ) para dois ângulos de incidência da radiação ( $\alpha$ )  $0^\circ$  e  $60^\circ$  em função da energia  $N$  (espectro estreito) de fótons extraído da norma ISO 4037 – 3 (ISO, 1999).

Para valores de energia abaixo de 200 keV é possível observar que os valores de  $h_{pk}$  apresentam uma grande variação com a energia dos fótons. Algumas normas internacionais consideram dentro do critério estabelecido para os testes de desempenho, os diferentes valores de  $h_{pk}$  para energias mais baixas, como, por exemplo, a IEC 62387 – 1.

As normas nacionais brasileiras recomendam utilizar provisoriamente como coeficiente de conversão os valores  $f = 0,01$  Sv/R (38,76 Sv.kg/C), para exposição, ou  $f = 1,14$  Sv/Gy, para kerma no ar, e a grandeza dose individual  $H_x$  como grandeza operacional na monitoração individual externa (CNEN, 2014).



## 4.2 CONSIDERAÇÕES PARA MONITORAÇÃO INDIVIDUAL

### 4.2.1 Exatidão

Os critérios gerais de exatidão para monitores individuais podem ser atendidos estabelecendo critérios para os diversos parâmetros que possam influenciar o seu desempenho, como por exemplo, energia e tipo de radiação, ângulo de incidência e fatores ambientais. O valor final para a dose individual ou equivalente de dose pessoal pode ser avaliado por meio das seguintes expressões:

$$H_x = 1,14.G \quad (4.6)$$

$$H_p(10) = h_{pk}(10, E; \alpha) G \quad (4.7)$$

onde  $G$  é o valor indicado dentro do algoritmo do sistema de dosimetria. O valor indicado é obtido dentro do algoritmo de dose considerando todas as possíveis alterações na resposta dos detectores integrantes do monitor individual devido aos diversos parâmetros já citados, este pode ser dado por:

$$G = f(S) = f_{cal} f_{cor}(E, \alpha) S \quad (4.8)$$

onde  $f_{cal}$  é o fator de calibração,  $f_{cor}(E, \alpha)$  é o fator de correção combinado para dependência energética e angular e  $S$  é o sinal obtido dos detectores já corrigido com a subtração da contribuição da radiação de fundo.

As incertezas em monitoração podem ser ocasionadas por erros nas medições e nos modelos que relacionam as medidas com as grandezas de interesse. Tais erros podem ser enquadrados dentro das seguintes categorias:

- erros aleatórios nas medições (estatística de contagem, por exemplo),
- erros sistemáticos nas medições (erros de calibração, por exemplo),
- erros, principalmente sistemáticos, nos modelos metabólicos e dosimétricos, e

- erros, principalmente sistemáticos, mas nem sempre coerentes, no uso de modelos (grandezas físicas não padronizadas, por exemplo) (ICRP, 1997).

As avaliações das doses dos IOEs são baseadas no período que estes estão expostos à radiação por meio do número de medidas realizadas nesse período. O uso de várias medições reduzem os erros aleatórios, mas na maioria das avaliações, os erros sistemáticos nos resultados de modelagem tendem a superestimar o valor verdadeiro de dose.

Tanto as recomendações nacionais como internacionais assumem que as incertezas associadas ao equivalente de dose pessoal ou a dose individual estimadas no local de trabalho podem ser significativamente maiores do que as incertezas avaliadas em laboratório ou ensaios controlados. Isso porque, no local de trabalho, o espectro de energia, a homogeneidade e a orientação do campo de radiação não são bem caracterizados ou conhecidos como as fontes e feixes estreitos utilizados em laboratório.

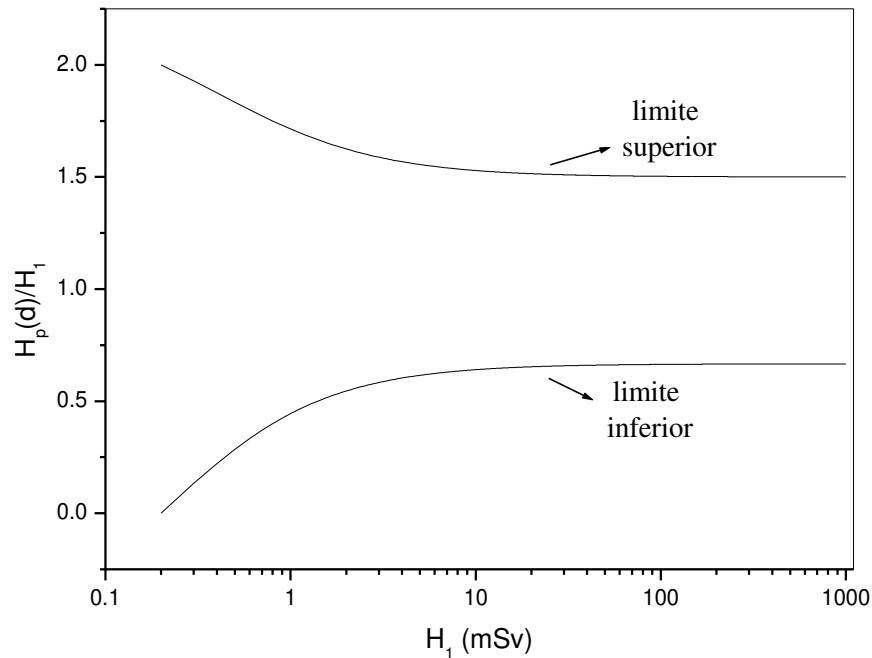
A incerteza total para um nível de confiança de 95% na estimativa das doses pode ter um fator de 1,5 limitando o desvio máximo da grandeza avaliada no caso de fótons ( $H_p(10)$ ), sendo que para níveis baixos de dose, para todos os tipos de radiação, a incerteza total associada ao valor avaliado pode ser ainda maior (IAEA, 1999; ICRU, 1998).

Sendo assim, de acordo com as recomendações internacionais, um intervalo aceitável de exatidão nas medidas em monitoração individual externa é dado pela seguinte função:

$$\frac{1}{1,5} \left( 1 - \frac{2H_0}{H_0 + H_1} \right) \leq R \leq 1,5 \left( 1 + \frac{H_0}{2H_0 + H_1} \right) \quad (4.9)$$

onde  $R$  é a razão entre os valores  $H_p(d)$  determinado através do sistema de dosimetria e nominal  $H_1$  avaliado com instrumento apropriado, por exemplo, câmara de ionização, e  $H_0$  é o nível de registro da

grandeza de interesse. Essa função define a chamada curva trombeta (Figura 4.3), a qual estabelece os limites superior e inferior para a razão  $R$ .



**Figura 4.3.** Curva trombeta utilizando o nível de registro para monitoração individual mensal estabelecido pela CNEN ( $H_0=0,2\text{mSv}$ ) (CNEN, 2011a).

A equação 4.9 e a curva trombeta são utilizadas para avaliação de desempenho dos monitores individuais. O critério estabelecido pela curva trombeta garante que o valor de equivalente de dose (incluindo a incerteza associada) determinado na monitoração é considerado aceitável quando a razão entre os valores determinado e nominal está dentro dos limites superior e inferior estabelecidos pela equação 4.9.

#### 4.2.2 Análise de incertezas

A incerteza total associada a um sistema de dosimetria é determinada a partir do resultado combinado de dois tipos de incertezas: incertezas do tipo A (aleatórias) e incertezas do tipo B (sistemáticas) (JCGM, 2008).

As incertezas do tipo A ( $U_A$ ) são definidas a partir do desvio padrão da média ( $\sigma(\bar{x})$ ) de uma série de medições do valor  $x$ . As possíveis fontes deste tipo de incerteza em um sistema de dosimetria estão ligadas a sensibilidade do detector, a variação nas leituras devido a limitações da sensibilidade e *background*, por exemplo. Diferentemente da incerteza de tipo A, as incertezas do tipo B não podem ser reduzidas aumentando o número de medidas, geralmente estas são causadas devido à dependência energética e angular, não linearidade na resposta, *fading*, fatores ambientais (temperatura, pressão, luminosidade e umidade), mecânicos (queda), erros de calibração e variação na radiação natural de fundo (IAEA, 1999; IEC, 2012).

As incertezas do tipo B aparecem frequentemente com certa distribuição de probabilidade. Segundo as recomendações internacionais para incertezas, as incertezas do tipo B devem ser caracterizadas por meio do desvio padrão e variância e devem ser combinadas com as incertezas do tipo A para avaliar a incerteza total (JCGM, 2008).

A incerteza combinada é dada por

$$U_c = \sqrt{U_A^2 + U_B^2} \quad (4.10)$$

O valor de  $U_B$  deve ser avaliado incluindo todos os tipos de incertezas do tipo B associadas ao sistema de dosimetria ( $U_{Bi}$ ). Deste modo  $U_B$  é definida como

$$U_B = \sqrt{\sum_i U_{Bi}^2} \quad (4.11)$$

Para determinar a incerteza total (ou expandida) associada ao valor avaliado de dose individual ou equivalente de dose é necessário multiplicar a incerteza combinada  $U_c$  pelo fator de cobertura. Este fator está relacionado com o nível de confiança adotado, normalmente para monitoração individual adota-se um nível de confiança de 95% e os valores de fator de cobertura são dados pela distribuição  $t$  de Student (ANEXO A) (IEC, 2012).

## 5 MATERIAIS E MÉTODOS

Visando contribuir com o desenvolvimento das condições necessárias para que a técnica OSL possa ser utilizada de forma rotineira nos SMIEs, na primeira fase deste estudo de doutorado, foi avaliada a viabilidade da utilização de diferentes equipamentos leitores e materiais detectores com a técnica OSL na monitoração individual. Para isso, os equipamentos leitores OSL disponíveis foram caracterizados e os resultados obtidos, quando possível, foram comparados com os resultados obtidos com a técnica TL. As vantagens dos detectores utilizados com a técnica OSL foram exploradas e aplicadas em situações práticas de exposição com o objetivo de avaliar a utilização das vantagens intrínsecas desses materiais em dosimetria pessoal. Nesta etapa, além de detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ , já utilizados em SMIEs, foram caracterizados e testados, em situações práticas de exposição detectores de BeO, os quais não são utilizados em SMIEs no Brasil e, mundialmente, ainda pouco explorados nas rotinas de monitoração.

Além disso, nesta primeira fase foram levantadas as respostas em energia dos detectores utilizados e as técnicas OSL e TL foram combinadas para avaliação de doses em diversas situações de exposição à radiação. Com estes resultados, foi desenvolvido um algoritmo que utiliza as principais vantagens combinadas das duas técnicas junto com as propriedades intrínsecas dos detectores para calcular fatores de correções com respeito à energia sem a utilização de filtros atenuadores, como tradicionalmente é feito na dosimetria pessoal.

Utilizando os resultados obtidos nas etapas anteriores, na segunda fase do estudo foi desenvolvido um monitor TL/OSL individual para determinar as grandezas equivalente de dose pessoal  $H_p(10)$  e  $H_x$ .

O monitor foi desenvolvido em três configurações, as quais utilizam pares de detectores TL e OSL, incorporando as vantagens das duas técnicas em um único monitor, aperfeiçoando o processo de dosimetria pessoal, considerando, em seu projeto físico, a ausência de filtros atenuadores e baixa dependência angular, a possibilidade de verificar os resultados obtidos de dose no mínimo duas vezes em uma única avaliação e a informação adicional de dose acumulada ao longo do tempo.

Além disso, as configurações adotadas no projeto do monitor TL/OSL buscaram reduzir as incertezas associadas ao processo de monitoração, já que a grandeza avaliada com esse monitor é determinada por meio de quatro valores de sinal luminescente, no caso da configuração  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/ LiF:Mg, Ti}$  (dois pares de elementos detectores), e por meio de seis valores, no casos das configurações  $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$  e  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/ BeO}$  (dois pares de elementos detectores, mais as duas técnicas aplicadas no mesmo detector de BeO).

Por fim, na terceira fase do estudo, foram realizados ensaios/testes baseados nos critérios e requisitos de desempenho estabelecidos pelas normas nacionais (CASEC/IRD/CNEN) e internacionais (ISO e IEC), com o objetivo de caracterizar e avaliar o desempenho do monitor individual desenvolvido nas três configurações e estender os testes já existentes nas normas nacionais para outras técnicas de dosimetria, no caso, para a dosimetria OSL.

Este projeto de doutorado está inserido dentro do projeto temático “Caracterização e aplicações de materiais dosimétricos utilizando a luminescência opticamente estimulada e técnicas complementares” (FAPESP 2010/16437-0) envolvendo as seguintes instituições: Instituto de Física da Universidade de São Paulo (Grupo de Dosimetria das Radiações e Física Médica do IFUSP), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN), Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto (FFCLRP/USP), Fundação Jorge Duprat Figueiredo de Segurança e Medicina do Trabalho (FUNDACENTRO) e Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP). O projeto temático tem como objetivo principal o desenvolvimento da técnica de dosimetria OSL e o estudo de novos materiais propostos. Sendo assim, a parte experimental deste projeto de doutorado foi desenvolvida no Laboratório do Grupo de Dosimetria das Radiações do IFUSP, o qual possui infraestrutura experimental, equipamentos e fontes de radiação utilizados neste estudo; descritos nas próximas seções juntamente com as etapas das três fases mencionadas anteriormente.

## 5.1 DETECTORES

Neste trabalho foram utilizados os seguintes detectores:  $\text{LiF:Mg,Ti}$  (TLD100 – *Bicron*),  $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$  (IPEN),  $\text{CaF}_2\text{:natural}$  (brasileira – IFUSP),  $\text{BeO}$  (Thermalox 995 – *Materion Corporation*) e  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  (Luxel – *Landauer Inc*), apresentados na Figura 5.1.



**Figura 5.1.** Da esquerda para a direita, detectores de  $\text{LiF:Mg,Ti}$ ,  $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ ,  $\text{CaF}_2\text{:natural}$ ,  $\text{BeO}$  e  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  utilizados ao longo do projeto.

Os detectores de  $\text{CaF}_2\text{:natural}$  e  $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$  foram desenvolvidos e confeccionados nos Laboratórios do Grupo de Física Médica e Dosimetria das Radiações do IFUSP e no Laboratório de Materiais Dosimétricos da Gerência de Metrologia das Radiações (LMD – GRM) do IPEN, respectivamente (DAROS, MEDEIROS e CAMPOS, 2001; NOGUEIRA e CAMPOS, 1994; TRZESNIAK et al., 1990). Os detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  foram confeccionados a partir de uma fita de *Luxel* proveniente da empresa *Landauer* disponível para pesquisa no Laboratórios do Grupo de Física Médica e Dosimetria das Radiações do IFUSP. Os detectores de  $\text{LiF:Mg,Ti}$  e  $\text{BeO}$  foram obtidos comercialmente das empresas *Thermo Scientific (Bicron)* e *Materion Corporation (Thermalox 995)*, respectivamente. A Tabela 5.1 apresenta as características física (dimensões) e intrínseca ( $Z_{\text{ef}}$ ) dos detectores e o tipo de técnica empregada para leitura de cada um deles.

**Tabela 5.1.** Características dos materiais dosimétricos utilizados com as técnicas TL e OSL.

| Detectores                                                   | Técnica  | $Z_{ef}$ | Dimensões                                |
|--------------------------------------------------------------|----------|----------|------------------------------------------|
| LiF:Mg,Tl (TLD – 100 - <i>Bicron</i> )                       | TL       | 8,2      | 3,1 mm de lado e 0,9 mm de espessura     |
| CaSO <sub>4</sub> :Dy (IPEN)                                 |          | 15,3     | 6 mm de diâmetro e 0,5 mm de espessura   |
| CaF <sub>2</sub> :natural (brasileira)                       |          | 16       | 4,9 mm de diâmetro e 1,0 mm de espessura |
| BeO:Si,Mg,Al (Thermalox 995 - <i>Materion</i> )              | TL e OSL | 7,2      | 4,5 mm de lado e 0,5 mm de espessura     |
| Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C (Luxel – <i>Landauer</i> ) | OSL      | 11,3     | 7 mm de diâmetro e 0,1 mm de espessura   |

Os detectores LiF:Mg,Ti, CaSO<sub>4</sub>:Dy e CaF<sub>2</sub>:natural foram utilizados como detectores TL, ou seja somente com a técnica TL, e os detectores de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C foram utilizados somente com a técnica OSL. Já os detectores de BeO foram utilizados simultaneamente com as duas técnicas (TL e OSL) e, em algumas situações específicas, somente como detector OSL.

### 5.1.1 Preparação dos detectores

Antes de serem utilizados, todos os detectores passaram por um processo de pré-seleção que consistiu em uma inspeção visual para verificar se estavam em condições adequadas de uso, não apresentavam trincas, rachaduras, e até mesmo perda de material, no caso dos detectores de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C, já que estes foram confeccionados a partir de fitas de *Luxel*, como descrito anteriormente.

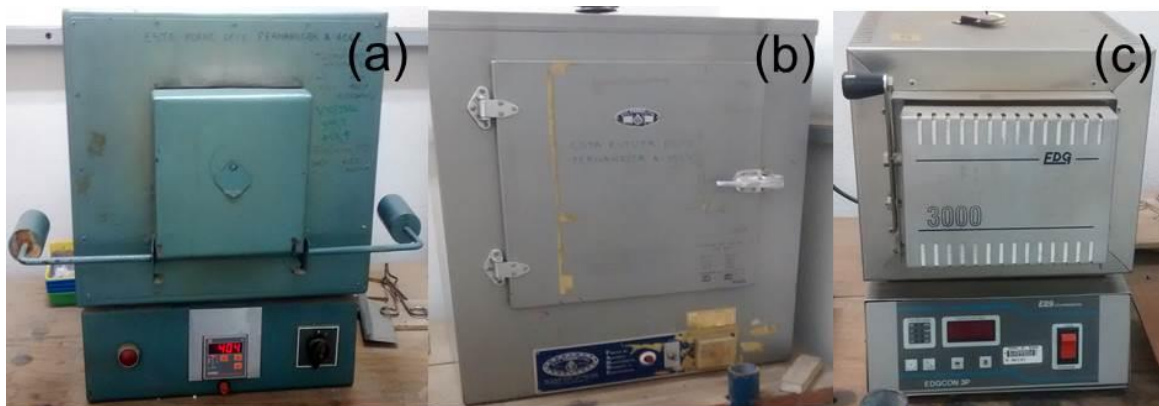
Após esta pré-seleção, os detectores TL e OSL passaram pelas etapas de tratamento térmico e óptico, respectivamente, e por um processo de seleção por sensibilidade, os quais são descritos nas próximas seções.

#### 5.1.1.1 Tratamento térmico

Todos os detectores utilizados com a técnica TL passaram por um processo conhecido como tratamento térmico (*termal annealing*). Este consiste em apagar possíveis sinais residuais armazenados nos detectores por meio de aquecimento controlado do material durante um intervalo de tempo.



A Figura 5.2 mostra as muflas mantidas em temperaturas constantes e o forno utilizados nos tratamentos térmicos dos materiais TL.



**Figura 5.2.** Muflas de tratamento térmico mantidas constantemente em (a) 400°C e (b) 100°C e (c) forno (EDG 3000) utilizados no tratamento térmico dos detectores TL.

As características dos tratamentos térmicos de cada um dos detectores utilizados com a técnica TL utilizados são apresentados na Tabela 5.2.

**Tabela 5.2.** Tratamentos térmicos adotados para os detectores utilizados com a técnica TL.

| Detector                  | Temperatura/<br>Duração |
|---------------------------|-------------------------|
| LiF:Mg,Ti                 | 400°C/1 h e 100°C/2 h   |
| CaSO <sub>4</sub> :Dy     | 300°C/3 h               |
| CaF <sub>2</sub> :natural | 400°C/30 min            |
| BeO                       | 450°C/30 min            |

Os detectores de CaSO<sub>4</sub>:Dy, além de serem submetidos ao tratamento térmico descrito na Tabela 5.2, passaram previamente por um processo de sensibilização recomendado pelo fornecedor (IPEN). Este consistiu em submeter os detectores a cinco ciclos compostos por tratamento térmico (300°C/3h), irradiação e leitura para estabilização do sinal TL. Durante o processo de sensibilização, os detectores

foram expostos a fótons do  $^{60}\text{Co}$  resultando em doses de aproximadamente 2,5 mGy em cada ciclo. As leituras deste tipo de detectores foram realizadas no leitor TL/OSL *Risø* utilizando as configurações otimizadas deste equipamento, para leituras com a técnica TL (Seção 5.4.2).

O tratamento térmico do detector de BeO, descrito na Tabela 5.2, foi feito nas situações em que este foi utilizado simultaneamente com as duas técnicas (TL e OSL). Nos casos em que o BeO foi utilizado somente com a técnica OSL, este foi submetido somente ao tratamento óptico descrito na próxima seção.

Diversos tratamentos térmicos são relatados na literatura para detectores de BeO (BUSUOLI et al., 1983; BORIO et al., 1990; DRISCOLL et al., 1986; WATANABE et al., 2010). Desta forma, o tratamento térmico de 450°C/30 min foi adotado, após testar tratamentos térmicos diferentes e verificar que este era o mais apropriado.

#### 5.1.1.2 Tratamento óptico

O processo de tratamento óptico (*bleaching*), ao qual detectores OSL são normalmente submetidos antes de serem utilizados, consiste em apagar possíveis sinais residuais armazenados no detector por meio de iluminação com comprimentos de onda adequados.

Na etapa de tratamento óptico (Figura 5.3), os detectores de BeO e  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  foram expostos à luz branca (quatro lâmpadas *Digilight* ATEC com 55W de potência cada) durante, no mínimo, cinco horas antes de serem utilizados.



**Figura 5.3.** Foto do aparato para tratamento óptico (*bleaching*) com luz branca dos detectores de BeO e  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  utilizados com a técnica OSL.

Embora outros tratamentos ópticos tenham sido relatados na literatura, vale ressaltar que foi adotado um intervalo de tempo de tratamento óptico relativamente longo, com o objetivo de garantir que o sinal residual armazenado no detector seja mínimo, prevendo aplicações em dosimetria pessoal, nas quais as magnitudes das doses são relativamente baixas. O espectro de emissão das lâmpadas empregadas também não afetou significativamente o sinal residual armazenado nos detectores (UMISEDO et al., 2010; YUKIHARA, 2011; YUKIHARA e MCKEEVER, 2011).

#### 5.1.1.3 Processo de seleção

Todos os lotes dos detectores utilizados ao longo deste estudo passaram por um processo de seleção por sensibilidade resultando em conjuntos de detectores com respostas semelhantes (dentro de um determinado intervalo de sensibilidade). Para ilustrar a seleção dos materiais TL e OSL, respectivamente, serão descritos os processos de seleção para  $\text{CaF}_2\text{:natural}$  e BeO.

Primeiramente, na seleção de materiais TL, foi realizada a etapa de tratamento térmico descrita na Tabela 5.2, conforme o detector empregado. Após o tratamento térmico, os detectores foram irradiados durante 2s (dose de aproximadamente 30 mGy) com a fonte beta de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  no leitor *Risø* e, antes das

leituras TL, foi aguardado um tempo superior a 30 minutos, para estabilização do sinal TL. A leitura do detector foi feita com a configuração do equipamento otimizada para detectores de  $\text{CaF}_2$ :natural (Tabela 5.6).

Os detectores de BeO passaram previamente pela etapa de tratamento óptico (5 horas com luz branca) e, em seguida, foram irradiadas com uma dose de aproximadamente 30 mGy, no leitor TL/OSL *Risø* utilizando a fonte beta de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ . O processo de leitura foi realizado após 30 minutos da irradiação, com duração do estímulo de 180 s, com a configuração do equipamento otimizada para leituras OSL com detectores de BeO descrita na seção 5.3.2.

Para separar os grupos de detectores com sensibilidades semelhantes, os histogramas dos sinais TL e OSL (número de contagens) de cada lote de detectores foram analisados pela determinação do valor médio ( $\mu$ ) e o desvio padrão ( $\sigma$ ) da distribuição observada. O número de contagens considerado foi obtido através da integral do sinal correspondente à área sob a curva de emissão OSL e a área sob os picos TL principais (dosimétricos), para os detectores de BeO e  $\text{CaF}_2$ :natural, respectivamente. Assim, dosímetros que possuíam respostas dentro de  $\mu \pm \sigma$  foram selecionados.

Para os detectores de BeO utilizados simultaneamente com as duas técnicas, foi adotado um processo de seleção por sensibilidade considerando os sinais obtidos com as duas técnicas (sinal TL e OSL). Neste caso, após a irradiação, primeiramente foi feita a leitura TL e, em seguida, a leitura OSL utilizando as configurações otimizadas do *Risø* para cada técnica. Os detectores de BeO foram separados em lotes com respostas semelhantes, que apresentavam simultaneamente sensibilidades TL e OSL variando entre 5% e 10%, respectivamente.

## 5.2 QUALIDADES DE RADIAÇÃO

As qualidades de radiação utilizadas neste trabalho foram obtidas utilizando um tubo de raios – X da marca Philips (modelo MG450) e duas fontes de radiação gama utilizadas em radioterapia;  $^{137}\text{Cs}$  e  $^{60}\text{Co}$  com atividades de  $1,25 \times 10^{13}\text{Bq}$  e  $6,02 \times 10^{13}\text{Bq}$  em 04/06/2015, respectivamente (Figura 5.4).



**Figura 5.4.** Fontes de radiação: fonte de  $^{137}\text{Cs}$  (à direita) tubo de raios - X (centro) fonte de  $^{60}\text{Co}$  (à esquerda).

Dentro do algoritmo de avaliação das grandezas operacionais  $H_p(10)$  e  $H_x$ , o algoritmo de correção da dose com respeito a energia foi implementado utilizando a resposta em energia dos detectores; obtidas com as técnicas TL e OSL, utilizando feixes largos de radiação para energias abaixo de 200 keV (Tabela 5.3), feixes estreitos para energias entre 250 e 600 keV (Tabela 5.5) e fótons emitidos pelas fontes de  $^{60}\text{Co}$  ( $E_{\text{méd}}=1,25$  MeV) e  $^{137}\text{Cs}$  (667 keV) para energias acima de 600 keV.

Optou-se por utilizar feixes largos para energias abaixo de 250 keV, pois, em situações reais de exposição, o feixe de radiação que atinge o monitor individual é um feixe espalhado, com contribuições de diferentes espectros de energia. Dessa forma, o fator de correção avaliado por meio do algoritmo de correção com respeito à energia representa situações mais realistas de exposição dos IOEs.

Para energias na faixa de 20 a 50 keV, foram utilizadas as qualidades de radiação para calibração de detectores na área de radiologia diagnóstica específicas para feixes primários; feixes RQR (Tabela 5.3), definidas no documento IAEA/TRS 457 (IAEA, 2011), validadas e implementadas no Laboratório do

Grupo de Física Médica e Dosimetria das Radiações Ionizantes do IFUSP (REINA, VIEIRA e COSTA, 2013); para energias entre 50 e 150 keV foram utilizados dois feixes largos (*wide*) referenciados como W\*5 e W\*9 (Tabela 5.4), implementados e comumente utilizados no laboratório do IFUSP e, para representar energias entre 150 e 600 keV foi utilizado o feixe estreito (*narrow*) N300 (Tabela 5.5), estabelecido pelas normas ISO para calibração de dosímetros (ISO, 1999), também já implementado no laboratório (GUIMARÃES, 2000; GUIMARÃES e OKUNO, 2003; GUIMARÃES, 2005).

**Tabela 5.3.** Energia efetiva das qualidades de radiação RQR.

| Qualidade de Radiação | Energia Efetiva (keV) |
|-----------------------|-----------------------|
| RQR 2                 | 25,89                 |
| RQR 3                 | 27,98                 |
| RQR 4                 | 29,89                 |
| RQR 5                 | 31,49                 |
| RQR 6                 | 33,19                 |
| RQR 7                 | 35,08                 |
| RQR 8                 | 37,13                 |
| RQR 9                 | 41,66                 |
| RQR 10                | 48,73                 |

Na tabela 5.4 são apresentadas as principais características dos feixes largos de radiação (feixes W); tensão aplicada ao tubo de raios X e filtração adicional, para obter as qualidades de radiação descritas anteriormente, bem como a energia efetiva desses feixes.

**Tabela 5.4.** Principais características dos feixes largos (W).

| Qualidade de radiação | Tensão (kV <sub>p</sub> ) | Filtração Adicional |         |         | Energia Efetiva (keV) |
|-----------------------|---------------------------|---------------------|---------|---------|-----------------------|
|                       |                           | Sn (mm)             | Cu (mm) | Al (mm) |                       |
| W*5                   | 180                       | -                   | 0,5     | -       | 72                    |
| W*9                   | 250                       | 1,0                 | 0,25    | 1,0     | 130                   |

Para realizar os ensaios e testes baseados nos critérios e requisitos de desempenho estabelecidos pelas normas nacionais e internacionais foram utilizados os feixes estreitos, apresentados na Tabela 5.5, também, já implementados no laboratório (GUIMARÃES, 2000; GUIMARÃES e OKUNO, 2003; GUIMARÃES, 2005).

**Tabela 5.5.** Principais características dos feixes estreitos.

| Qualidade de radiação | Tensão (kV <sub>p</sub> ) | Filtração Adicional |         |         |         | Energia Efetiva (keV) |
|-----------------------|---------------------------|---------------------|---------|---------|---------|-----------------------|
|                       |                           | Pb (mm)             | Sn (mm) | Cu (mm) | Al (mm) |                       |
| N20                   | 20                        | -                   | -       | -       | 1,0     | 15                    |
| N25                   | 25                        | -                   | -       | -       | 2,0     | 18                    |
| N30                   | 30                        | -                   | -       | -       | 4,0     | 22                    |
| N40                   | 40                        | -                   | -       | 0,21    | 4,0     | 31                    |
| N60                   | 60                        | -                   | -       | 0,6     | 4,0     | 45                    |
| N80                   | 80                        | -                   | -       | 2,0     | 4,0     | 61                    |
| N100                  | 100                       | -                   | -       | 5,0     | 4,0     | 80                    |
| N120                  | 120                       | -                   | 1,0     | 5,0     | 4,0     | 97                    |
| N200                  | 200                       | 1,0                 | 3,0     | -       | 4,0     | 150                   |
| N250                  | 250                       | 3,0                 | 2,0     | 2,0     | 4,0     | 200                   |
| N300                  | 300                       | 5,0                 | 3,0     | -       | 4,0     | 230                   |

Para obter as qualidades de radiação, tanto para os feixes RQR como para os feixes W e N, o filtro ou conjunto de filtros apropriados, de acordo com a qualidade de radiação, eram fixados na saída do tubo de raios – X após um colimador de chumbo.

### 5.3 CÂMARA DE IONIZAÇÃO

As câmaras de ionização utilizadas ao longo deste projeto foram a *Radcal* modelo 10X5-6 (volume sensível de 6 cm<sup>3</sup>) e a *Radcal* modelo 10x5-60 (volume sensível de 60 cm<sup>3</sup>) em conjunto com um eletrômetro (marca *Radcal* modelo 9060A) e um conversor (marca *Radcal* modelo 9010); ambos os conjuntos calibrados pelo IPEN em 12/2012. Para manter a condição de equilíbrio eletrônico, a câmara de ionização *Radcal* de 6 cm<sup>3</sup> foi utilizada com sua capa de *biuld – up*, composta de PMMA com espessura de parede de 5 mm nas irradiações utilizando a fonte de <sup>60</sup>Co.

A câmara de ionização *Radcal* (volume sensível de 60 cm<sup>3</sup>), apresentada na Figura 5.6, foi utilizada somente nos testes de desempenho do monitor desenvolvido, quando este era realizado utilizando o simulador, devido seu maior volume sensível. Nos demais procedimentos, estudos e experimentos foi utilizada a câmara de ionização *Radcal* com volume sensível de 6 cm<sup>3</sup>, apresenta na Figura 5.5.



**Figura 5.5.** Câmara de ionização *Radcal* com volume sensível de 6 cm<sup>3</sup> e sua capa de equilíbrio eletrônico utilizada em conjunto com eletrômetro e conversor da marca *Radcal*.



**Figura 5.6.** Câmara de ionização *Radcal* com volume sensível de 60 cm<sup>3</sup> utilizada em conjunto com eletrômetro e conversor da marca *Radcal*.



## 5.4 LEITORES TL E OSL

Os leitores OSL estudados e caracterizados juntamente com os detectores utilizados com a técnica OSL neste projeto foram o Leitor OSL manual *MicroStar* (Landauer Inc.) e o leitor automatizado *Risø* TL/OSL-DA 20 (DTU – Nutech). O leitor *Risø* também foi utilizado na leitura de detectores utilizados com a técnica TL, já que este é projetado para ser utilizado com ambas as técnicas. Além disso, na primeira fase deste estudo foi utilizado o leitor TL do sistema de dosimetria TL desenvolvido no Grupo de Dosimetria das Radiações e Física Médica do IFUSP.

### 5.4.1 Leitor OSL manual *MicroStar*

A Figura 5.7 mostra o leitor *MicroStar* disponível no Laboratório do Grupo de Dosimetria das Radiações e Física Médica. Como descrito anteriormente, este leitor não possui parâmetros a serem configurados e foi projetado para ler dosímetros de forma e tamanhos específicos, baseados no  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ .



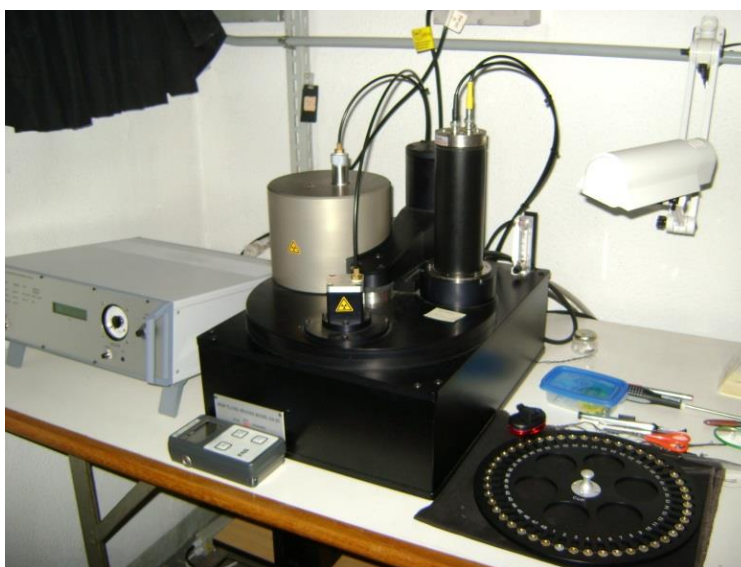
**Figura 5.7.** Leitor OSL *MicroStar* utilizado nas leituras de dosímetros baseados nos detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ , disponível no Laboratório do Grupo de Dosimetria das Radiações e Física Médica.

O *MicroStar* possui um controle automático entre 2 potências pré estabelecidas, de acordo com o sinal; para sinais baixos, o equipamento seleciona automaticamente uma potência alta e para sinais altos é selecionada uma potência baixa. A fonte luminosa neste equipamento é composta por LEDs verdes no

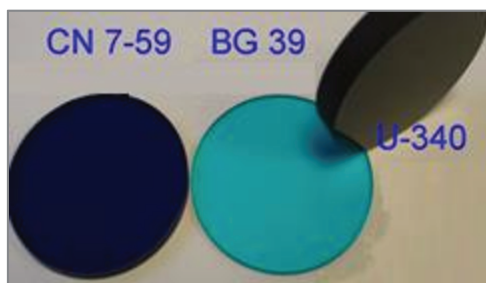
modo CW-OSL. O tempo de estimulação do material OSL empregado no equipamento é de aproximadamente 1 s. Sendo assim, este leitor foi utilizado somente com os detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  para avaliar a intensidade OSL inicial.

#### 5.4.2 Leitor automatizado *Riso OSL/TL*

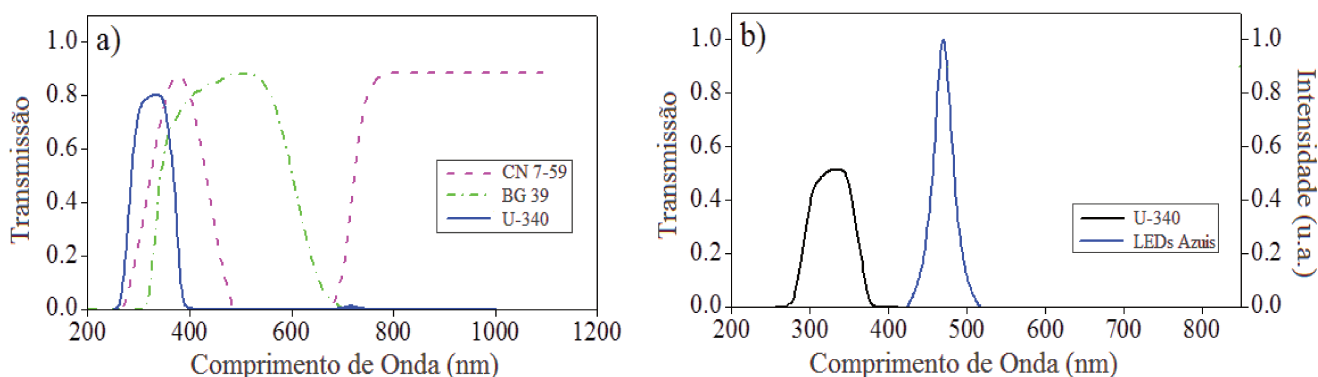
O leitor *Risø* TL/OSL, utilizado neste projeto para as leituras dos detectores TL e/ou OSL (Figura 5.8), é equipado com LEDs azuis (comprimento de onda de 470 nm e potência de 80W/cm<sup>2</sup>) e LEDs infravermelhos (comprimento de onda na faixa de 800 - 900 nm e potência de 145W/cm<sup>2</sup>) para estimulação óptica com dois modos de estímulo (CW – OSL e LM - OSL). Possui três tipos de filtros ópticos utilizados durante a detecção: *Hoya* U-340 (U-340), *Corning* 7-59 (CN 7-59) e *Schott* BG39 (BG39) (Figura 5.9), possibilitando selecionar algumas janelas de detecção da luminescência emitida pelos materiais detectores. A Figura 5.10 mostra o espectro de transmissão dos filtros de janela de detecção U-340, CN 7-59 e BG 39, empregados no leitor *Risø* durante este estudo, para a leitura dos detectores utilizando as técnicas TL e OSL.



**Figura 5.8.** Leitor *Risø* TL/OSL-DA 20 (DTU – *Nutech*), utilizado para a leitura dos detectores com as técnicas TL e OSL, disponível no Laboratório do Grupo de Dosimetria das Radiações e Física Médica do IFUSP.



**Figura 5.9.** Filtros ópticos U-340, CN 7-59 e BG 39 empregados no leitor *Risø* TL/OSL para selecionar a janela de detecção.



**Figura 5.10.** (a) Espectro de transmissão dos filtros CN 7-59 e BG 39 utilizados para selecionar a janela de detecção na leitura de detectores com a técnica TL e U-340 utilizado para leitura de detectores com as técnicas TL e OSL e (b) espectro de transmissão do filtro U-340 e intensidade da luz emitida pelos LEDs azuis em função do comprimento de onda (RISØ DTU, 2010).

No leitor *Risø* é possível controlar diversos parâmetros, tanto com a técnica OSL quanto com a técnica TL, como, por exemplo, potência dos LEDs de estimulação e taxa de aquecimento, além de possibilitar uso dos diferentes filtros ópticos para selecionar a faixa do espectro luminescente emitido pelo material que se deseja detectar.

Como o espectro de emissão TL, dos detectores utilizados com essa técnica, possui comprimentos de onda principais entre 300 e 500 nm, após a etapa de caracterização do equipamento, a configuração de filtros adotada nas leituras TL foi a combinação CN7-59+BG39, que apresenta maior transmitância nesta faixa de comprimentos de onda (Figura 5a). No caso de leituras OSL, como foi utilizada

estimulação com LED azul, o filtro adotado foi o U-340, possibilitando diferenciar o sinal OSL dos detectores dos fótons de estimulação (Figura 5b).

As configurações otimizadas para a leitura dos detectores com cada técnica (TL e OSL), que foram determinadas após a caracterização do equipamento, são apresentadas na Tabela 5.6. As leituras com a técnica OSL foram feitas utilizando estimulação com intensidade contínua dos LEDs azuis (modo CW – OSL), tanto para estímulos longo (180 s) como para estímulos curtos (duração menor que 1 s). Com ambas as técnicas, manteve-se fixa a tensão aplicada na fotomultiplicadora em 1125V.

**Tabela 5.6.** Parâmetros de configuração otimizados e filtros utilizados no leitor *Risø* TL/OSL para cada detector e técnica aplicada.

| Técnica | Detector                                 | PARÂMETROS DE CONFIGURAÇÃO |                                                    |                                                       |
|---------|------------------------------------------|----------------------------|----------------------------------------------------|-------------------------------------------------------|
|         |                                          | Filtros                    | Potência do LED (OSL)/<br>Taxa de aquecimento (TL) | Tempo de estimulação (OSL)/<br>Temperatura final (TL) |
| OSL     | Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C<br>BeO | U-340                      | 90% da potência máxima                             | 180 s e 0,1 s                                         |
|         |                                          |                            |                                                    | 180 s e 0,2 s                                         |
| TL      | CaF <sub>2</sub> :natural                | CN 7-59<br>+ BG 39         | 5°C/s                                              | 400°C                                                 |
|         | LiF:Mg, Ti                               |                            |                                                    | 400°C                                                 |
|         | CaSO <sub>4</sub> :Dy                    |                            |                                                    | 450°C                                                 |
|         | BeO                                      |                            |                                                    | 250 - 255°C                                           |

Quando os detectores de BeO foram utilizados simultaneamente com as duas técnicas, a duração do estímulo foi de 0,2s (sinal inicial), no caso da técnica OSL. Já no caso de sucessivas releituras dos detectores de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C, a duração do estímulo foi de 0,1s (sinal inicial).

Além de fazer leituras TL e OSL com diferentes configurações, este leitor vem equipado com duas fontes de radiação: uma fonte beta de <sup>90</sup>Sr/<sup>90</sup>Y (E<sub>max</sub>=2,27MeV) e uma fonte alfa de <sup>241</sup>Am (E<sub>alfa</sub>=5,49MeV), permitindo também que irradiações sejam feitas no próprio equipamento.

### 5.4.3 Leitor TL

O sistema de dosimetria TL, desenvolvido pelo Grupo de Dosimetria das Radiações e Física Médica (Figura 5.11), foi utilizado em algumas etapas do estudo para leitura dos detectores empregados com a técnica TL. Este sistema é composto por um sistema de aquecimento controlado ligado a uma gaveta de platina onde é colocado o material TL; conforme este é aquecido, a luminescência emitida é detectada por uma fotomultiplicadora. Em seguida, o sinal luminoso é convertido em sinal elétrico que passa por um pré-amplificador e um amplificador antes de ser armazenado e apresentado no computador.



**Figura 5.11.** Sistema de dosimetria TL desenvolvido pelo Grupo de Dosimetria das Radiações e Física Médica do IFUSP.

## 5.5 CARACTERIZAÇÃO DE EQUIPAMENTOS E MATERIAIS DETECTORES UTILIZANDO AS TÉCNICAS TL E OSL

Nesta etapa do estudo foram desenvolvidas atividades com o objetivo de estudar e caracterizar os equipamentos leitores disponíveis no laboratório e avaliar as condições de leitura e materiais TL e OSL que poderiam ser utilizados no monitor individual que foi desenvolvido.

Primeiramente foi analisado o comportamento do sinal OSL obtido por meio de leituras nos leitores *Risø* e *MicroStar*, com diferentes configurações, no caso do leitor *Risø*, e detectores irradiados com diferentes energias.

Também foi realizado um estudo das características dos materiais OSL, no qual foi avaliada a propriedade de releitura de materiais OSL sem perda significativa do sinal e estimativas de dose acumulada e individual simultaneamente com o mesmo detector. Nesta etapa, as técnicas TL e OSL foram aplicadas simultaneamente nos detectores de BeO e um teste cego foi realizado com o objetivo de avaliar simultaneamente doses únicas e acumuladas ao longo do tempo no mesmo detector.

Além disso, as respostas em energia dos 5 detectores escolhidos para serem utilizados neste trabalho foram determinadas, e no caso do BeO, sua resposta em energia foi avaliada utilizando as duas técnicas.

Um algoritmo foi desenvolvido para avaliar fatores de correções com respeito à energia, baseado na combinação das diferentes respostas em energia TL e OSL relativas ao  $^{60}\text{Co}$ . A eficiência do algoritmo foi avaliada através de um teste cego com exposições desconhecidas.

Nas seções a seguir serão descritas detalhadamente cada uma das etapas mencionadas anteriormente.

### **5.5.1 Caracterização de equipamentos**

#### **5.5.1.1 Calibração de detectores e estimativa da taxa de dose para a fonte beta de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ do leitor *Risø***

A fonte beta do leitor *Risø* utilizada neste trabalho possui uma taxa de dose de aproximadamente 15 mGy/s medida por meio de irradiação de quartzo com radiação gama, diferentemente do informado no manual do equipamento (1 Gy/s). Isso porque em frente à fonte beta do equipamento foi montado um sistema de filtração adicional composto por filtro de alumínio de 1 mm de espessura e janela de Berílio de 0,125 mm para reduzir a taxa de dose as quais as amostras são expostas durante irradiação no equipamento (UMISED et al., 2014).

Para verificar a taxa de dose da fonte beta em detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ , estes foram expostos à fonte do equipamento durante diversos intervalos de tempo (1 a 50 s), acumulando valores distintos de dose.

Os valores de dose absorvida para cada tempo de exposição à fonte beta foram determinados através da curva de calibração dos detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  idênticos, irradiados no ar e em condições de equilíbrio eletrônico (placa de 5 mm de espessura de PMMA), com fótons emitidos pela fonte de  $^{60}\text{Co}$ , considerando que a resposta em energia dos detectores para a energia da fonte beta de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  é semelhante a resposta em energia dos detectores para fótons emitidos pela fonte de  $^{60}\text{Co}$ .

A curva de calibração destes detectores, para a energia dos fótons emitidos pela fonte de  $^{60}\text{Co}$ , foi determinada com a irradiação dos mesmos juntamente com a câmara de ionização (*Radcal* 6 $\text{cm}^3$ ). Os valores medidos de dose absorvida (câmara de ionização) foram associados à leitura dos detectores feita no *Risø*, obtendo uma relação sinal OSL–dose absorvida, tanto através do sinal inicial como através do sinal total.

A configuração utilizada no *Risø* para as leituras dos dosímetros de calibração foi: máscara de 10 mm de diâmetro, 10% da potência máxima nos LEDs azuis e filtro U-340. Vale destacar que esta configuração foi escolhida de modo a não ultrapassar  $10^6$  cps (contagens por segundo), preservando a integridade da fotomultiplicadora do equipamento.

A leitura do sinal proveniente dos detectores expostos à fonte beta de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  foi feita com a mesma configuração utilizada na leitura dos detectores da calibração com a fonte de  $^{60}\text{Co}$ . Com isso, foi possível estimar a taxa de dose da fonte beta do equipamento para o detector em estudo, através do coeficiente angular do ajuste linear da curva de dose absorvida em função do tempo de exposição.

#### 5.5.1.2 Potência dos LEDs do leitor TL/OSL *Risø*

O sinal OSL dos detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  foi analisado variando-se a potência dos LEDs azuis de estimulação do *Risø*, entre 10 e 90% da sua potência máxima. Para isso, todos os dosímetros OSL utilizados nesta etapa do estudo foram expostos à fonte beta do equipamento por 5 s, correspondendo a

uma dose de aproximadamente 75 mGy. Para cada valor de potência utilizado na leitura, foi feita uma estimativa das contagens devido à radiação de fundo. Foi respeitado um intervalo de tempo mínimo de 30 minutos antes das leituras dos dosímetros irradiados para garantir a estabilidade do sinal OSL (JURSINIC, 2007). Para as leituras foram mantidos fixos o filtro (U-340) e a máscara (10 mm de diâmetro) utilizados anteriormente.

Através do ajuste linear do produto entre intensidade OSL total e potência do LED em função da potência do LED utilizada, foi possível obter, por meio do coeficiente angular, o valor de contagens associado à energia depositada e liberada pelo material durante o estímulo luminoso.

#### 5.5.1.3 Uso de máscaras no leitor *Risø* TL/OSL

A utilização de máscaras deve ser considerada quando são avaliados materiais com sensibilidade alta ou submetidos a doses elevadas. Esses dispositivos diminuem a área disponível para passagem da luz limitando a quantidade de fótons que alcançam a fotomultiplicadora do leitor.

Para avaliar a influência da utilização de máscaras na intensidade OSL, foram feitas irradiações de dois conjuntos de detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  com fótons do  $^{60}\text{Co}$ . Cada um destes conjuntos de dosímetros foi lido no *Risø* modificando a configuração da máscara (sem máscara e com máscara de 10 mm de diâmetro). Desta forma, foi analisada a razão do sinal OSL do  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  com e sem máscara, mantendo-se fixos os parâmetros potência (10%) e filtro (U-340) utilizados anteriormente.

#### 5.5.1.4 Relação sinal OSL inicial – dose no leitor *MicroStar*

A relação sinal OSL inicial – dose foi estimada para duas energias utilizando o sinal OSL inicial da leitura dos dosímetros compostos de  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  no *MicroStar*. De forma análoga ao arranjo experimental da calibração dos detectores OSL de  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  para a energia do  $^{60}\text{Co}$ , um conjunto de dosímetros OSL - detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  montados no *badge* do sistema *In Light* chamado de *Dots* (Landauer), juntamente com a câmara de ionização foram expostos a fótons de raios X com energia efetiva de



28 keV (filtração de 2 mm de alumínio e 80 kV) em diversos intervalos de tempo, empregando uma corrente no tubo de 1,5 mA.

Assim, associando-se as leituras do detector OSL no *MicroStar* aos valores de dose absorvida registrados na câmara de ionização, foi construída a curva de calibração dos dosímetros OSL para o feixe de fótons com energia efetiva de 28 keV. De modo semelhante, também foi construída uma curva de calibração dos detectores OSL para a energia média de 1,25 MeV ( $^{60}\text{Co}$ ). Através do coeficiente angular do ajuste linear das curvas de calibração, obteve-se a relação sinal OSL inicial – dose para cada energia. Por meio da relação sinal OSL inicial – dose foi possível avaliar um fator de calibração e, assim, determinar a dose nos detectores.

#### 5.5.1.5 Calibração de dosímetros OSL sob diferentes condições de irradiação e leitura do sinal

O processo de calibração foi realizado para diferentes situações de irradiação e leitura dos dosímetros: leituras feitas no mesmo equipamento, porém de dosímetros irradiados com energias diferentes e leituras de dosímetros irradiados com mesma energia, porém em equipamentos diferentes. Em ambas as situações as doses foram variadas.

Os dosímetros OSL, mencionados anteriormente, foram irradiados com diferentes feixes de radiação; radiação gama do  $^{60}\text{Co}$  ( $E_{\text{med}}=1,25$  MeV) e raios X ( $E_{\text{efetiva}}=28$  keV), e diferentes doses de radiação (1 a 30 mGy) para cada feixe. Os valores de dose foram determinados utilizando-se a câmara de ionização na irradiação dos dosímetros.

A determinação do sinal OSL inicial (1 s) e integrado (180 s) foi feita usando os leitores *MicroStar* e *Risø*, respectivamente. As leituras no *Risø* foram feitas utilizando filtro U340 e 10% da potência do LED azul de estimulação.

As diferentes curvas de calibração foram determinadas (*Risø* e *MicroStar*: raios X de 28 keV e fótons do  $^{60}\text{Co}$ ) por meio do ajuste de uma função linear ( $y = ax$ ), associando as leituras do sinal OSL ( $y$ ) às correspondentes doses medidas ( $x$ ) por meio da câmara de ionização. A dependência energética do

$\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  foi observada por meio da razão entre os coeficientes angulares das curvas de intensidade OSL em função da dose (sensibilidade) para as duas energias (raios - X de 28keV e  $^{60}\text{Co}$ ), determinadas com os dois equipamentos.

### **5.5.2 Estudo dos materiais detectores utilizando as técnicas TL e OSL**

Durante este estudo foram avaliadas as características intrínsecas dos cinco materiais detectores utilizando as técnicas TL e OSL, bem como a viabilidade do seu uso no dosímetro que foi desenvolvido.

#### **5.5.2.1 Avaliação simultânea de dose única e acumulada com detectores de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ e LiF**

Uma das principais características dos detectores OSL é a possibilidade de releitura do material sem perda significativa do sinal (degradação) quando tempos curtos ou curtíssimos de estimulação luminosa são empregados. Essa característica da técnica OSL permite que um mesmo detector possa acumular a radiação absorvida ao longo do tempo, mesmo após leituras do sinal, diferentemente do que ocorre na técnica TL. Explorando essa propriedade da técnica OSL foram realizadas estimativas simultâneas de dose única (correspondente a uma única irradiação) e acumuladas (correspondente a várias irradiações) em detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ . Como referência, foram utilizados detectores TL de LiF:Mg, Ti (TLD 100) para determinação das doses únicas e acumuladas (soma das várias irradiações) comparadas aquelas registradas nos detectores OSL.

Para isso os dosímetros OSL e detectores TL foram expostos a diversas doses, distribuídas ao longo do tempo (sequência de 5 irradiações ao longo de quatro meses), com duas energias, raios - X de 28 keV (energia baixa) e fótons do  $^{60}\text{Co}$  (energia alta).

Os dosímetros OSL e detectores TL foram separados em dois conjuntos; o primeiro conjunto (conjunto 1) de dosímetros OSL e detectores TL foram irradiados com as mesmas doses, porém os detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  não passavam por tratamento óptico após as irradiações. Assim as leituras dos dosímetros

OSL do conjunto 1 forneceram os valores de dose acumulada após sucessivas irradiações. O conjunto 2 foi utilizado para levantar as curvas de calibração dos dosímetros OSL e detectores TL, e, portanto, passavam por tratamento térmico/ óptico entre as irradiações.

Para estimativas de radiação de fundo (*background* - BG) um grupo de dosímetros OSL e detectores TL não foram irradiados e suas leituras eram subtraídas das leituras dos conjuntos 1 e 2.

Assim como nas outras leituras de materiais OSL, os dosímetros não eram lidos imediatamente após a irradiação, pois materiais OSL apresentam um sinal transiente, após serem irradiados, com meia-vida de 0,8 minutos, no caso do  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  (JURSINIC, 2007; YUKIHARA, 2011; FREITAS, ALVES e YOSHIMURA, 2010).

Entre as etapas de irradiação e leituras, foi dado um intervalo de tempo de alguns dias, procurando simular condições usualmente encontradas na monitoração individual.

As leituras dos dosímetros OSL foram feitas utilizando o leitor OSL *MicroStar*, permitindo releitura dos dosímetros com uma perda desprezível do sinal. As leituras dos detectores TL foram feitas no sistema de dosimetria TL desenvolvido no Grupo de Dosimetria das Radiações e Física Médica do IFUSP. Para cada irradiação, duas curvas de calibração eram obtidas através das leituras do conjunto 2 para cada energia.

Após as irradiações, o sinal proveniente das leituras dos conjuntos 1 de cada material eram convertidos em dose absorvida, pela respectiva curva de calibração, e os valores de dose eram comparados. A dose única obtida por meio dos dosímetros OSL, correspondente a cada irradiação, foi estimada através da subtração sucessiva do valor de dose acumulada estimado para a irradiação anterior com o mesmo dosímetro (conjunto 1).

A estimativa de dose acumulada no conjunto 1 de detectores TL foi feita através da soma sucessiva das doses únicas em cada irradiação. Assim, foi possível analisar se as doses acumulada e única com ambas às técnicas eram compatíveis, e também, avaliar as estimativas de doses única e acumulada, simultaneamente com o mesmo dosímetro OSL.

#### 5.5.2.2 Aplicação das técnicas TL e OSL no mesmo detector de BeO para avaliação simultânea de doses única e acumulada

Assim como na etapa anterior, neste estudo foi avaliada a viabilidade de medidas de dose acumulada e única utilizando as técnicas OSL e TL. Porém as técnicas OSL e TL foram aplicadas simultaneamente no mesmo detector de BeO.

Para isso, primeiramente, foi realizado um estudo em condições controladas, no qual detectores de BeO foram submetidos a três sequências de exposição a fonte beta do *Risø* por 1s, leituras TL e OSL, respectivamente, com um intervalo de aproximadamente 24 h entre a exposição e as leituras dos detectores.

As leituras TL e OSL foram realizadas com as configurações do *Risø* otimizadas para cada técnica, sendo que, no caso das leituras OSL, o tempo de estimulação foi de 0,2s com tempo de amostragem de 0,02s. Este tempo de estimulação foi adotado, com base em uma avaliação prévia do comportamento do sinal OSL deste detector, para possibilitar sucessivas releituras com uma degradação máxima do sinal OSL de aproximadamente 1%.

As doses únicas, em cada exposição à fonte beta, foram avaliadas por meio da intensidade TL do pico dosimétrico do BeO ( $\sim 195^{\circ}\text{C}$ ), determinada pela área sob esse pico, enquanto as doses acumuladas ao longo de cada exposição foram obtidas por meio da intensidade OSL inicial, avaliada através da área sob a curva de intensidade OSL inicial no intervalo de 0,2s (duração do estímulo óptico).

Para avaliar as medidas de radiação de fundo, o mesmo grupo de 10 detectores de BeO não irradiados foram lidos juntamente com o grupo de estudo, composto por 38 detectores, utilizados em cada sequência.

Os valores de intensidade TL e OSL foram convertidos para valores de dose utilizando fatores de calibração de detectores de BeO para fótons com energia de 1,25MeV. Estes fatores de calibração

foram previamente avaliados por meio de calibração destes detectores, para a energia do  $^{60}\text{Co}$ , com as mesmas configurações de leitura descritas nesta etapa.

Como os detectores foram submetidos à fonte beta por intervalos de tempo idênticos (1s) em cada exposição, foi possível verificar que a intensidade TL era constante ao longo de cada irradiação; resultando em valores de dose individual semelhantes para cada irradiação. Já a intensidade OSL aumentou linearmente com o tempo de exposição; fornecendo assim valores de dose acumulada proporcionais ao tempo de exposição à fonte beta, como esperado, pois os detectores não foram submetidos a nenhuma etapa de tratamento óptico ou térmico, sendo somente aquecidos até 250°C durante as leituras TL.

Após o estudo sob condições controladas, as doses únicas e acumuladas ao longo do tempo foram avaliadas em condições mais realistas de exposição e os resultados foram comparados com os valores obtidos com detectores de LiF:Mg, Ti e com a câmara de ionização (*Radcal* 6cm<sup>3</sup>).

Para isso, dois grupos de detectores de BeO e de LiF:Mg, Ti foram expostos, juntamente com a câmara de ionização, a feixes de fótons de diferentes energias (raios – X de 28 keV e radiação gama de 1,25 MeV) e doses da ordem de alguns mGy distribuídas ao longo de 2 meses.

As leituras dos detectores de BeO foram realizadas como descrito anteriormente no estudo controlado e, da mesma forma, estes detectores não passaram por nenhum tratamento térmico ou óptico entre as irradiações e leitura. Os detectores de LiF:Mg,Ti também foram lidos no mesmo equipamento utilizando a técnica TL com as configurações otimizadas descritas na Tabela 5.6.

Para avaliar as doses, fatores de calibração para as duas energias foram determinados através de calibrações dos detectores de BeO e LiF:Mg,Ti realizadas no mesmo dia das irradiações.

Um grupo de cada tipo de detector foi utilizado para avaliar a radiação de fundo e as doses únicas e acumuladas; para os detectores de BeO foram avaliadas utilizando a mesma metodologia descrita no estudo controlado.

Os resultados de dose individual dos dois detectores e câmara de ionização foram comparados diretamente pela determinação das doses empregando a técnica TL nos respectivos detectores. Para poder comparar os resultados do BeO de dose acumulada ao longo do tempo aos resultados do detector de LiF:Mg,Ti e câmara de ionização, foi necessário avaliar as doses acumuladas através da soma das doses únicas obtidas ao longo das irradiações.

### **5.5.3 Resposta em energia de materiais dosimétricos usando as técnicas TL e OSL**

Neste estudo foi avaliada a resposta em energia dos 5 materiais dosimétricos por meio das técnicas TL e OSL. Os materiais utilizados foram escolhidos, não somente devido as suas propriedades dosimétricas, mas também devido a sua resposta em energia. No projeto do dosímetro, utilizaram-se as distintas respostas em energia TL e OSL para inferir informações sobre a qualidade do feixe de radiação, ou energia, ao qual o material foi exposto e aplicar correções nos valores de dose com respeito à energia.

Previamente, os materiais OSL e TL passaram pelos tratamentos óptico e térmico descritos nas seções 5.1.1 e 5.1.2. As irradiações foram feitas com as seguintes qualidades de radiação: feixes RQR (Tabela 5.3), feixes largos W\*5 e W\*9 (Tabela 5.4), feixe estreito N300 (Tabela 5.5) e radiação gama no ar provenientes de fontes de  $^{137}\text{Cs}$  e  $^{60}\text{Co}$  (seção 5.2). Os detectores foram expostos a doses entre 1 e 50 mGy, as quais foram verificadas utilizando câmara de ionização (*Radcal* 6cm<sup>3</sup>).

Os feixes RQR e os feixes largos W\*5 e W\*9 foram utilizados de forma a simular condições mais realistas de exposição à radiação, já que na maioria dos serviços os IOEs estão expostos a um campo de radiação composto por feixes largos, atenuados e não homogêneos, devido a condições de espalhamento.

A leitura dos detectores, tanto empregando a técnica TL, como a técnica OSL, foi feita no *Risø* utilizando as configurações do equipamento otimizadas para cada material (Tabela 5.6).

As curvas de calibração para cada tipo de detector foram avaliadas para cada qualidade (ou energia) do feixe. Com as curvas de calibração, foi possível estimar a sensibilidade (contagens/mGy) de cada material para cada energia (resposta em energia). A resposta em energia de cada material foi normalizada para a sensibilidade à radiação gama do  $^{60}\text{Co}$ .

Deste modo, foram obtidas a resposta em energia relativa ao  $^{60}\text{Co}$  dos detectores de  $\text{CaF}_2$ :natural,  $\text{CaSO}_4$ :Dy,  $\text{LiF:Mg}$ , Ti e  $\text{BeO}$ , com técnica TL, e dos detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3$ :C e  $\text{BeO}$ , com a técnica OSL, considerando a intensidade OSL total (tempo de estimulação de 180 s) e inicial (tempo de estimulação de 1s).

#### **5.5.4 Fator de correção de doses com respeito à energia utilizando as técnicas TL e OSL combinadas**

Após avaliar a possibilidade de medidas de dose acumulada e individual e a resposta em energia de cada detector utilizando as técnicas OSL e TL combinadas, as razões entre as respostas em energia relativas ao  $^{60}\text{Co}$  entre pares de detectores TL e OSL ( $R_{\text{TL/OSL}}$ ,  $R_{\text{OSL/TL}}$ ,  $R_{\text{OSL/OSL}}$  e  $R_{\text{TL/TL}}$ ) foram calculadas.

O critério para escolher os pares de detectores foi combinar materiais com distintas respostas em energia obtidas com as duas técnicas, que possibilitassem observar variações nas razões ( $R_{\text{TL/OSL}}$ ,  $R_{\text{OSL/TL}}$ ,  $R_{\text{OSL/OSL}}$  e  $R_{\text{TL/TL}}$ ) em função da energia. Na tabela 5.7 são apresentados os tipos de razão determinada para cada um dos pares de detectores ( $\text{CaSO}_4$ :Dy/ $\text{BeO}$ ,  $\text{CaF}_2$ :natural/ $\text{BeO}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ :C/ $\text{BeO}$  e  $\text{Al}_2\text{O}_3$ :C/ $\text{LiF:Mg,Ti}$ ).

**Tabela 5.7.** Tipos de razão entre as respostas em energia relativas ao  $^{60}\text{Co}$  para cada combinação de par de detectores e técnica considerada (OSL ou TL) na avaliação da resposta em energia para cada detector.

| Par de Detectores                          | Razão Determinada    | Técnica Considerada                                                                       |
|--------------------------------------------|----------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------|
| $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$              | $R_{\text{TL/OSL}}$  | $\text{CaSO}_4 - \text{TL}$ e $\text{BeO} - \text{OSL}$ inicial                           |
|                                            | $R_{\text{TL/TL}}$   | $\text{CaSO}_4 - \text{TL}$ e $\text{BeO} - \text{TL}$                                    |
|                                            | $R_{\text{OSL/TL}}$  | $\text{BeO} - \text{OSL}$ inicial e $\text{BeO} - \text{TL}$                              |
| $\text{CaF}_2\text{:natural/BeO}$          | $R_{\text{TL/OSL}}$  | $\text{CaF}_2\text{:natural} - \text{TL}$ e $\text{BeO} - \text{OSL}$ total               |
| $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$       | $R_{\text{OSL/OSL}}$ | $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C} - \text{OSL}$ inicial e $\text{BeO} - \text{OSL}$ inicial |
|                                            | $R_{\text{OSL/TL}}$  | $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C} - \text{OSL}$ inicial e $\text{BeO} - \text{TL}$          |
|                                            | $R_{\text{OSL/TL}}$  | $\text{BeO} - \text{OSL}$ inicial e $\text{BeO} - \text{TL}$                              |
| $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ | $R_{\text{OSL/TL}}$  | $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C} - \text{OSL}$ inicial e $\text{LiF:Mg, Ti} - \text{TL}$   |

Com os tipos de razões apresentados na tabela 5.7, para cada combinação de par de detectores, foi desenvolvido um algoritmo para avaliar os fatores de correções com respeito à energia, por meio da aplicação das técnicas TL e/ou OSL em cada detector. Em todas as combinações, sempre foi utilizado o sinal OSL inicial, uma vez que um dos principais propósitos do estudo é o desenvolvimento de um dosímetro (monitor individual) para a determinação também de doses acumuladas ao longo do tempo.

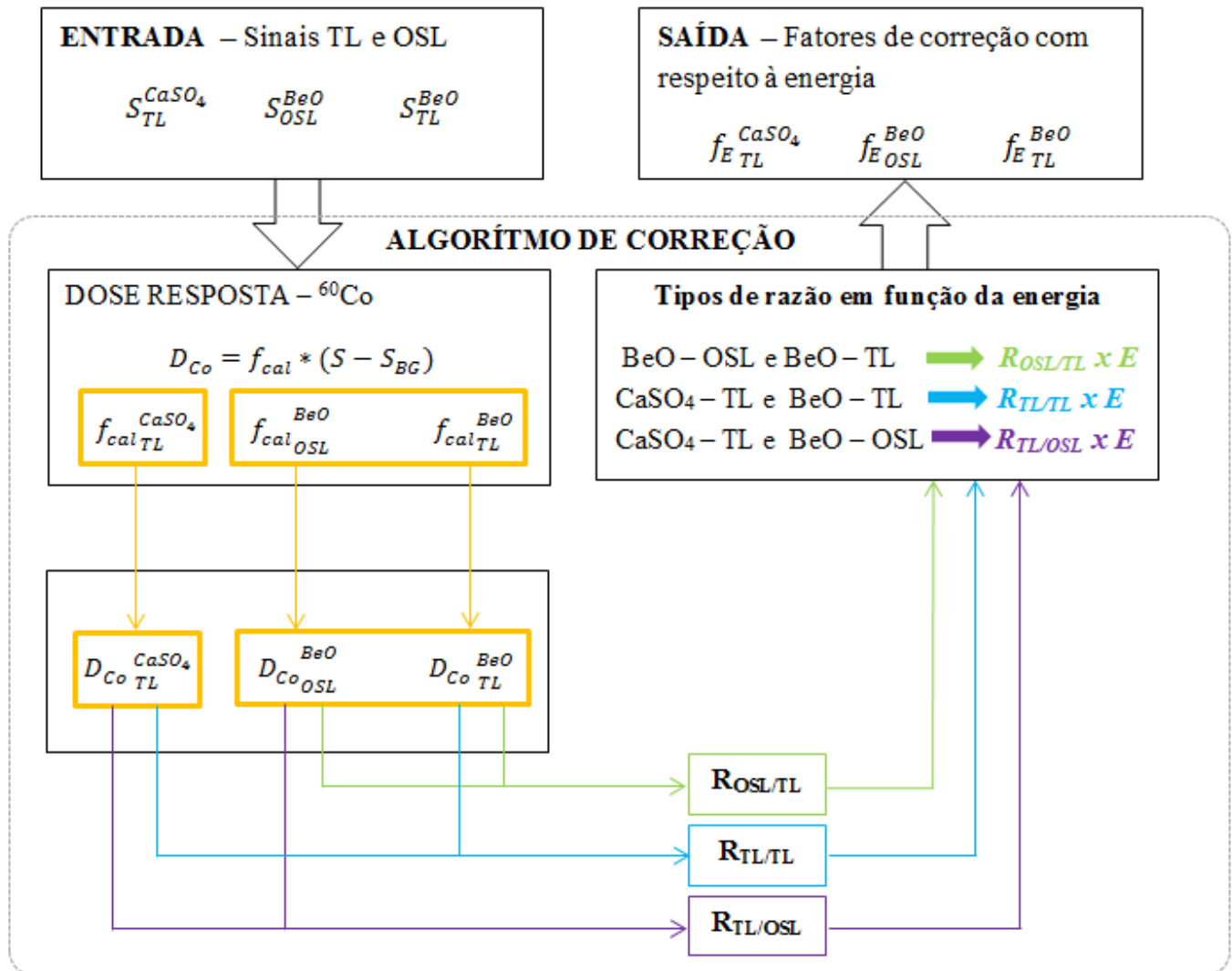
A Figura 5.12 apresenta o diagrama esquemático de como este algoritmo avalia os fatores de correção ( $f_E$ ) a partir dos sinais TL e OSL ( $S_{\text{TL}}$  e  $S_{\text{OSL}}$ ) obtidos nas leituras do par de detectores  $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$ . Dentro do algoritmo, os sinais TL e OSL são convertidos em valores de dose ( $D_{\text{Co}}$ ), utilizando fatores de calibração para cada tipo de sinal (TL ou OSL) de cada detector; obtidos através da calibração dos detectores para fótons emitido pela fonte de  $^{60}\text{Co}$  ( $f_{\text{cal}}$ ) e subtraindo as leituras de fundo ( $S_{\text{BG}}$ ), obtidas através de pares de detectores não expostos a radiação, dos valores de  $S_{\text{TL}}$  e  $S_{\text{OSL}}$ .

Em seguida, três valores de razão são calculados através dos valores de  $D_{\text{CoTL}}^{\text{CaSO}_4}$ ,  $D_{\text{CoOSL}}^{\text{BeO}}$  e  $D_{\text{CoTL}}^{\text{BeO}}$ :  $R_{\text{OSL/TL}}$  (razão entre  $D_{\text{CoOSL}}^{\text{BeO}}$  e  $D_{\text{CoTL}}^{\text{BeO}}$ ),  $R_{\text{TL/TL}}$  (razão entre  $D_{\text{CoTL}}^{\text{CaSO}_4}$  e  $D_{\text{CoTL}}^{\text{BeO}}$ ) e  $R_{\text{OSL/TL}}$  (razão entre  $D_{\text{CoTL}}^{\text{CaSO}_4}$  e  $D_{\text{CoOSL}}^{\text{BeO}}$ ). Estes valores são interpolados entre os valores de razão das respostas em energias



relativas ao  $^{60}\text{Co}$ , avaliados anteriormente para cada energia (Tabela 5.7), para determinar qual o valor ou faixa de energia do feixe de radiação a qual o par de detectores foi exposto.

Assim, sabendo a resposta em energia de cada detector determinada por meio das técnicas TL e/ou OSL (seção 5.5.3) é possível avaliar os fatores de correção com respeito à energia  $f_{E_{TL}}^{\text{CaSO}_4}$ ,  $f_{E_{OSL}}^{\text{BeO}}$  e  $f_{E_{TL}}^{\text{BeO}}$ .



**Figura 5.12.** Diagrama esquemático do algoritmo de avaliação dos fatores de correção com respeito à energia ( $f_{E_{TL}}^{\text{CaSO}_4}$ ,  $f_{E_{OSL}}^{\text{BeO}}$  e  $f_{E_{TL}}^{\text{BeO}}$ ) a partir dos dados de entrada ( $S_{TL}$  e  $S_{OSL}$ ) provenientes da leitura do par de detectores  $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$ .

De forma análoga ao exemplo descrito para o par de detectores  $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$ , também foi possível avaliar fatores de correção com respeito a energia utilizando as outras três combinações de pares de detectores ( $\text{CaF}_2\text{:natural/BeO}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$  e  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ ).

Após a avaliação dos tipos de razão para as quatro configurações de pares de detectores, os dosímetros (pares de detectores embalados em plástico preto com espessura de 0,16 mm e densidade de 1250 kg/m<sup>3</sup>), nas configurações  $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$  e  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$ , foram submetidos a um teste cego para avaliar a eficiência do algoritmo desenvolvido.

Para isso, dois dosímetros de cada configuração foram expostos a feixes de radiação com energias e valores de dose que só foram conhecidos após a utilização do algoritmo desenvolvido, permitindo uma comparação entre os valores nominais e determinados experimentalmente com os pares de detectores empregados.

Analogamente, para a avaliação das doses no teste cego, os valores de leitura foram convertidos em valores de dose ( $D_{Co}$ ) utilizando fatores de calibração previamente determinados para cada tipo de detector e técnica utilizada nas leituras do par. Em seguida, aplicando o algoritmo para avaliação dos fatores de correção com respeito a energia, estimou-se a faixa de energia à qual os dosímetros foram expostos e os fatores de correção ( $f_E$ ) foram avaliados para cada um dos detectores que compõem o par. Através do produto entre  $D_{Co}$  e  $f_E$  foram estimadas doses para cada detector e tipo de sinal avaliado. O valor de dose final avaliado pelos dosímetros, nas duas configurações, foi determinado por meio da média aritmética dos valores de dose em cada detector do par.

## 5.6 DESENVOLVIMENTO DOS MONITORES INDIVIDUAIS

Após a fase de caracterização de equipamentos e avaliação dos detectores, foram desenvolvidos monitores individuais para avaliação de equivalente de dose pessoal e dose individual ( $H_p(10)$  e  $H_x$ , respectivamente) na rotina de monitoração de IOEs.

Os monitores desenvolvidos são compostos basicamente por três partes: elementos detectores, um suporte para acomodar os detectores e cobertura externa, sendo que as duas últimas partes são a parte física do monitor (*badge*). Três configurações diferentes foram projetadas,  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}/\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}/\text{BeO}$  e  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}/\text{BeO}$ , com 2 pares de elementos detectores em cada uma.

Embora seja possível uma boa avaliação sobre a qualidade da radiação incidente e de valores de dose absorvida somente com um par de detectores, conforme descrito nas etapas anteriores e demonstrado pelos resultados, o *badge* foi projetado para acomodar quatro elementos detectores, sendo 2 pares de cada combinação de detectores, com o objetivo de reduzir as incertezas na avaliação das grandezas operacionais  $H_p(10)$  e  $H_x$ , já que o valor final dessas grandezas poderá ser determinado por meio dos quatro elementos.

Vale ressaltar, que a configuração  $\text{CaF}_2:\text{natural}/\text{BeO}$  também poderia ser utilizada no monitor, como mostrado nos estudos da fase anterior, porém devido às dificuldades em se conservar os detectores de  $\text{CaF}_2:\text{natural}$  (material utilizado na sua confecção é hidróscópico), optou-se em não utilizar esta configuração.

Nas próximas seções serão descritos o projeto do *badge*, sua confecção utilizando prototipagem rápida e as três configurações do monitor desenvolvido.

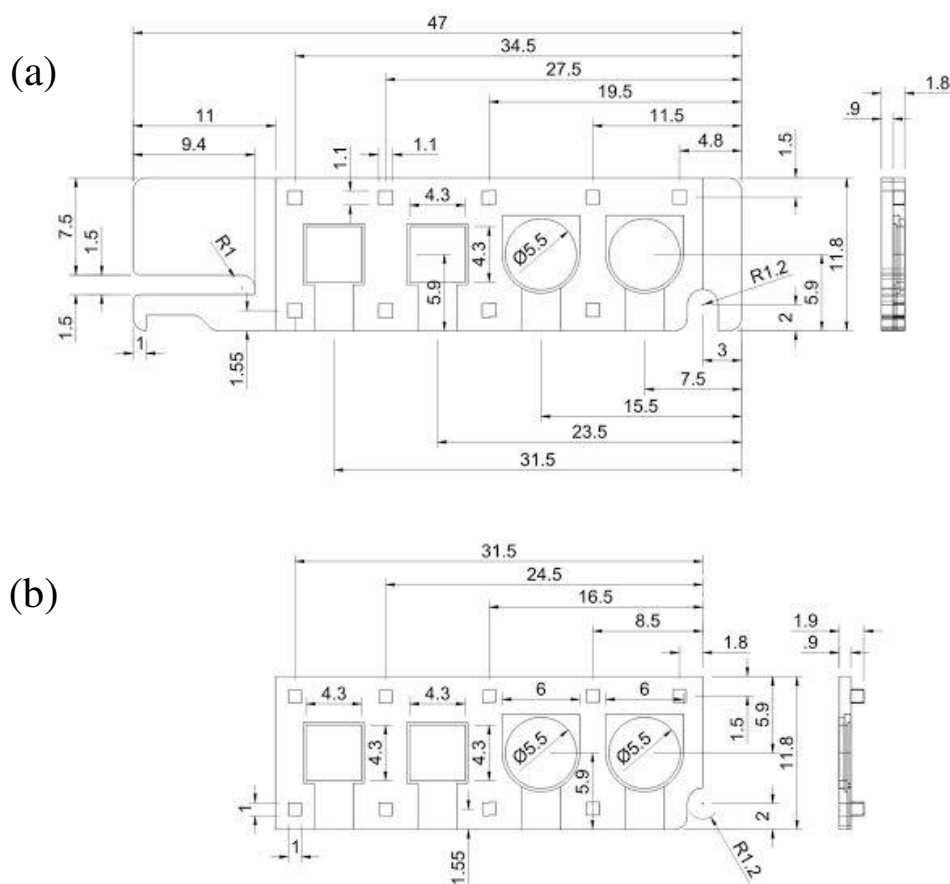
### 5.6.1 Projeto do *badge* (porta dosímetro)

Os *badges* projetados para as três configurações do monitor desenvolvido foram implementados de forma que os elementos detectores possam ser lidos em qualquer tipo de leitor TL e/ou OSL disponível atualmente no mercado.

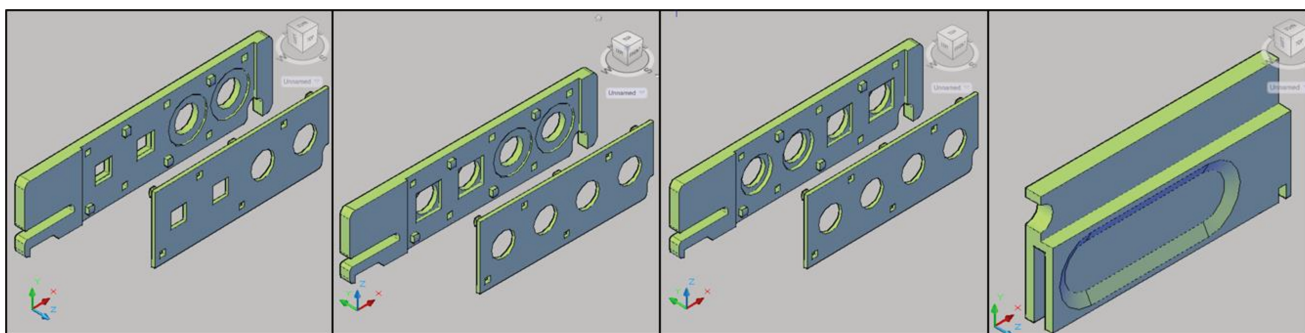
As dimensões externas do *badge* (Figura 5.13), bem como o gancho de abertura presente na extremidade inferior esquerda do suporte (Figura 5.14), foram desenvolvidos baseadas no dosímetro *In Light* (Landauer Inc.) e no dosímetro *BeOSL* (Dosimetrics GmbH) de forma a possibilitar leituras rápidas no leitor *MicroStar* ou em outros leitores comerciais, como por exemplo, no *Risø* e, até mesmo,

em sistemas leitores TL particulares, desenvolvidos por laboratórios de pesquisa, como o sistema TL, empregado neste estudo, construído pelo Laboratório do Grupo de Física Médica e Dosimetria das Radiações do IFUSP.

A Figura 5.13 ilustra as dimensões do monitor na configuração  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$  e na Figura 5.14 são apresentados os desenhos dos projetos dos suportes para os dois pares de elementos detectores desenvolvidos para as três configurações utilizadas;  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$  e  $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$ , respectivamente, e a cobertura externa comum às três configurações.



**Figura 5.13.** Vista superior e lateral da parte interna do *badge*, na configuração  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ , composta por (a) peça com gancho que possibilita a leitura no *MicroStar* e (b) peça que se encaixa a peça com gancho para manter os elementos detectores fixos na parte interna do *badge*, por meio do sistema de travas com pinos (vista lateral).



**Figura 5.14.** Projeto do *badge*. Da esquerda para a direita, suportes desenvolvidos para acomodar os elementos detectores presentes nas configurações  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$  e  $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$ , respectivamente, e cobertura externa comum às três configurações do monitor desenvolvido.

Como se observa na Figura 5.14, a cobertura externa foi projetada com a parede menos espessa na parte central da peça, de forma a se ter uma espessura mínima de material na frente dos elementos detectores, reduzindo a atenuação na parte sensível do monitor. Além disso, o *badge* foi projetado para ser simétrico com respeito a mudanças na direção visando minimizar possíveis variações na resposta do dosímetro devido a diferentes ângulos de incidência da radiação.

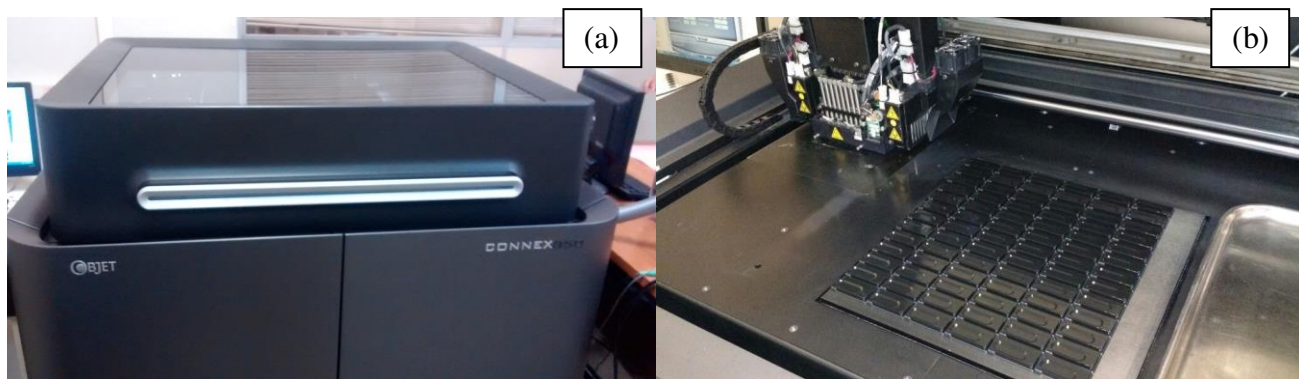
### 5.6.2 Prototipagem rápida

O *badge* do monitor individual foi fabricado utilizando prototipagem rápida a partir dos projetos dos modelos desenvolvidos em CAD (*Computer Aided Design*) 3D para as três configurações.

A prototipagem rápida foi feita no Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI Renato Archer), o qual possui um amplo parque tecnológico com equipamentos que utilizam diversas tecnologias para prototipagem.

As três configurações dos monitores foram fabricadas com a tecnologia de impressão 3D *PolyJet* (*Stratasys*) que utiliza um fotopolímero (*VeroBlack RGD525*), que simula material plástico padrão, com baixa densidade após a cura (aproximadamente  $1\text{g/cm}^3$ ) (STRATASYS, 2015).

A impressora utilizada foi a *Object Connex350* (*Stratasys*) (Figura 5.15a) que permite a confecção de objetos com alta resolução, já que o fotopolímero é jateado e curado instantaneamente na bandeja do equipamento (Figura 5.15b).



**Figura 5.15.** (a) Impressora 3D *Object Connex350* (Stratasys) e (b) prototipagem rápida da cobertura externa *do badge*.

Após a prototipagem, os *badges* passaram por um processo de limpeza que consistiu em remoção mecânica e com água de eventuais resíduos do material de suporte utilizado durante a fabricação. No total foram confeccionados 45 monitores individuais de cada uma das três configurações ( $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$  e  $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$ ).

Vale ressaltar que este monitor foi projetado para não utilizar filtros atenuadores, além de ser simétrico, o que possibilita minimizar possíveis variações na resposta devido a diferentes ângulos de incidência da radiação, podendo ser lido em diferentes leitores TL e/ou OSL e utilizando 2 pares de combinações de detectores para minimizar as incertezas associadas às grandezas operacionais avaliadas.

## 5.7 ALGORITMO PARA AVALIAÇÃO DAS GRANDEZAS EQUIVALENTE DE DOSE PESSOAL E DOSE INDIVIDUAL

Após a fabricação dos *badges*, utilizando os resultados obtidos nas etapas anteriores, foi desenvolvido um algoritmo para avaliar as grandezas operacionais  $H_p(10)$  e  $H_x$  nas três configurações do monitor desenvolvido.

Como o monitor utiliza as técnicas TL e OSL combinada, o algoritmo desenvolvido avalia as grandezas em um determinado intervalo de tempo ( $H_p(10)$  e  $H_x$  únicas), como já é feito tradicionalmente na

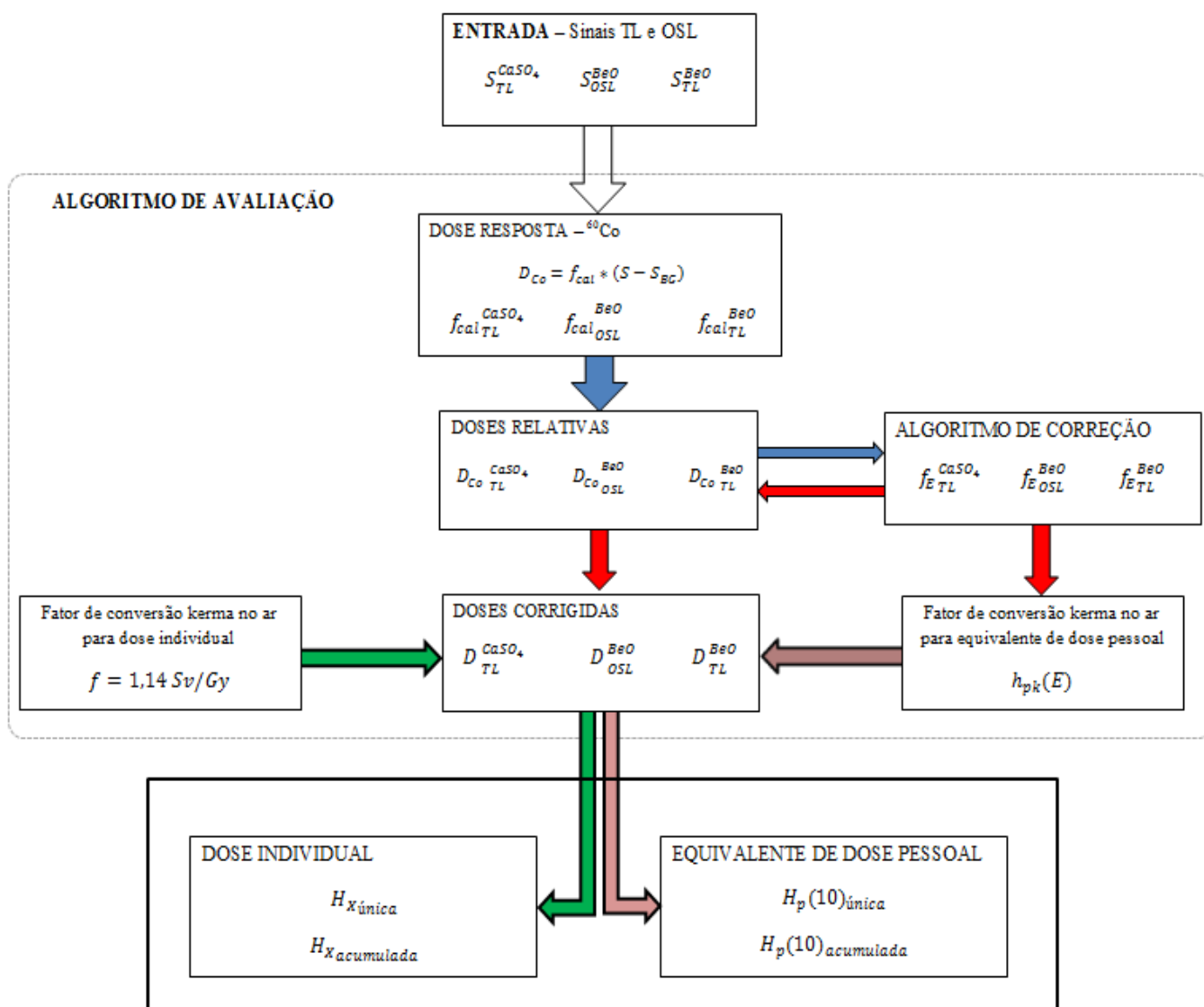
dosimetria pessoal, e também simultaneamente ao longo do tempo, ou seja, ao longo de sucessivos intervalos de tempo ( $H_p(10)$  e  $H_x$  acumuladas).

Para isso, a leitura OSL dos detectores de BeO e  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ , presentes nas diferentes configurações, devem ser feitas de modo que a degradação do sinal OSL seja desprezível. Sendo assim, a leitura do monitor ou, mais especificamente, dos elementos detectores presentes nas três configurações foi sempre feita utilizando o *Risø* de forma otimizada para cada detector e técnica (Tabela 5.6), considerando tempos curtos de estimulação de 0,1 e 0,2s, para leituras OSL dos detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  e BeO (intensidades OSL iniciais) respectivamente. Além disso, as técnicas TL e OSL foram aplicadas simultaneamente nos detectores de BeO presentes no monitor como descrito anteriormente (seção 5.5.2.2).

A Figura 5.16 ilustra o diagrama esquemático de como as grandezas  $H_p(10)$  e  $H_x$  (única e acumulada) são avaliadas utilizando como dados de entrada as leituras TL e OSL dos elementos detectores  $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$  e BeO, por exemplo, presentes no monitor individual.

Após a avaliação dos fatores de correção com respeito à energia, os valores de dose relativas ao  $^{60}\text{Co}$  são corrigidos e fatores de conversão kerma no ar para dose individual ( $f = 1,14 \text{ Sv/Gy}$ ) ou para equivalente de dose pessoal ( $h_{pk}$ ) são aplicados, de acordo com a grandeza operacional que esta sendo avaliada.

Os valores de  $h_{pk}$  utilizados na avaliação da grandeza  $H_p(10)$  variam de acordo com a energia do feixe incidente, por isso, estes são selecionados de acordo com o valor ou faixa de energia avaliado dentro do algoritmo de avaliação de fatores de correção com respeito a energia e são indicados como valores de saída do algoritmo (Figura 5.16).



**Figura 5.16.** Diagrama esquemático do algoritmo de avaliação das grandezas operacionais  $H_x$  e  $H_p(10)$  a partir das leituras TL e OSL dos pares de detectores de  $CaSO_4:Dy/BeO$ . As setas azuis indicam a entrada para o algoritmo de avaliação dos fatores de correção com respeito à energia e as setas vermelhas indicam as saídas do algoritmo, representado por ALGORITMO DE CORREÇÃO no diagrama. Setas verdes correspondem a avaliação da grandeza  $H_x$  e setas rosas a avaliação da grandeza  $H_p(10)$ .

A norma ISO 4037 – 3 recomenda que a calibração dos dosímetros seja feita utilizando objeto simulador (ISO *water slab*), descrito na seção 2.2.3.4, e que a avaliação da grandeza operacional  $H_p(10)$  seja feita, na calibração, utilizando o coeficiente de conversão kerma no ar para equivalente de dose pessoal e a resposta de um instrumento apropriado de medida, por exemplo, uma câmara de



ionização. Para isso, o fator de calibração para uma radiação de referência, por exemplo, fótons do  $^{60}\text{Co}$ , é obtido associando o sinal OSL e/ou TL dos elementos detectores do dosímetro aos valores de dose corrigidos da câmara de ionização, quando estes são expostos ao mesmo campo de irradiação. Neste caso, os dosímetros sobre o simulador e a câmara de ionização (sem simulador) são expostos a fótons do  $^{60}\text{Co}$  nas mesmas condições. Como os valores registrados na câmara de ionização correspondem ao kerma no ar (ou dose no ar), é necessário aplicar o valor de  $h_{pk}$  correspondente à energia da radiação de referência, para avaliar  $H_p(10)$ . Sendo assim, associando os valores avaliados, utilizando a câmara de ionização, às intensidades TL e/ou OSL do dosímetro, é determinada a sensibilidade (intensidade TL/OSL por unidade de equivalente de dose pessoal) de cada elemento detector para a energia dos fótons do  $^{60}\text{Co}$  e, por meio desta, o fator de calibração (inverso da sensibilidade).

Quando este procedimento é adotado, os valores avaliados na monitoração individual para  $H_p(10)$  são determinados utilizando o fator de calibração dado em unidades de equivalente de dose pessoal (Sv) por intensidade TL e/ou OSL e, utilizando os resultados dos testes de tipo, são aplicados fatores de correção com respeito à energia e incidência da radiação.

No algoritmo apresentado na Figura 5.16, optou-se por utilizar calibrações no ar, pois a norma ISO 4037 – 3, também sugere um procedimento simplificado para calibração de rotina, no qual as irradiações são feitas no ar (ISO, 1999). Este pode ser adotado, desde que os resultados avaliados sejam equivalentes àqueles obtidos nas condições padrão (irradiações sobre o simulador).

Deste modo, no algoritmo desenvolvido para avaliação das grandezas operacionais para monitoração de IOEs, os fatores de calibração são avaliados por meio de irradiações no ar. Esse procedimento foi adotado, pois verificou – se previamente que as intensidades TL e/ou OSL por unidade de kerma no ar, para irradiações com fótons do  $^{60}\text{Co}$ , realizadas na presença do simulador e sem o simulador não apresentam diferenças significativas levando em consideração o coeficiente de variação de cada grupo de detectores. Deste modo, por meio dos tipos de razão avaliados no par de detectores do monitor, são

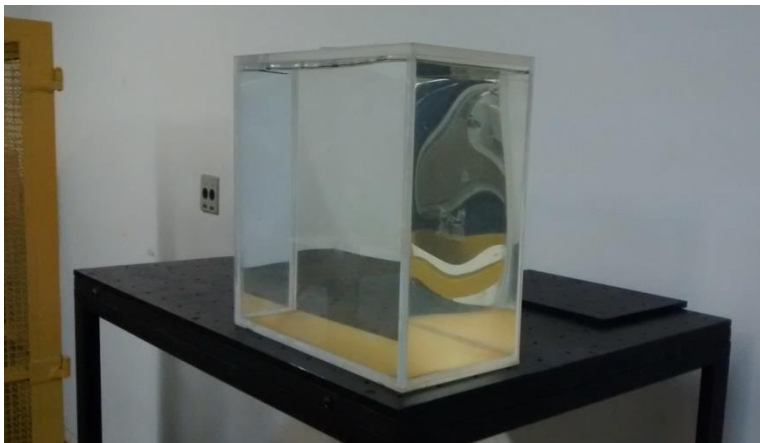
avaliados o fator de correção com respeito à energia e o valor de  $h_{pk}$  apropriado, já que este depende da energia do fóton.

### 5.7.1 Teste cego do monitor individual

Após o desenvolvimento das três configurações do monitor e do algoritmo para avaliação das grandezas operacionais, foi realizado um teste cego com o monitor desenvolvido na configuração  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}/\text{BeO}$ , para determinar a eficiência do algoritmo em avaliar as grandezas operacionais.

Para isso, dois monitores foram submetidos três vezes a uma sequência de irradiações, sobre um simulador de tronco humano, com feixes de duas qualidades de radiação (N60 e N300) e leituras TL/OSL.

A Figura 5.17 apresenta o simulador, que foi utilizado no teste cego do monitor e nos testes de desempenho do monitor, desenvolvido no Laboratório do Grupo de Física Médica e Dosimetria das Radiações do IFUSP, de acordo com as especificações dadas na ISO 4037-3, para simular condições semelhantes aos dosímetros utilizados para avaliar as doses de corpo inteiro (GUIMARÃES, 2000).



**Figura 5.17.** Simulador de PMMA, em formato de paralelepípedo, com espessura de parede frontal de 2,5 mm e demais espessuras de paredes e tampo de 10 mm e capacidade volumétrica de  $30 \times 30 \times 15 \text{ cm}^3$ , de acordo com as especificações da norma ISO 4037 – 3 (GUIMARÃES, 2000).

As grandezas  $H_p(10)$  única e acumulada foram avaliadas ao longo das três sucessivas sequências, e os valores obtidos foram comparados aos valores de  $H_p(10)$  nominal, para cada energia, determinados por

meio do produto entre o valor de  $h_{pk}$  (Figura 4.2) e a grandeza kerma no ar, medida com a câmara de ionização de 6 cm<sup>3</sup> nas mesmas condições de irradiação dos dosímetros; porém sem a presença do simulador.

## 5.8 TESTES DE DESEMPENHO

Nesta fase do projeto, os monitores desenvolvidos foram caracterizados por meio de teste que avaliaram o seu desempenho com respeito a diversos parâmetros que podem influenciar a determinação das grandezas operacionais avaliadas na monitoração dos IOEs.

Para isso, os monitores desenvolvidos nas três configurações foram submetidos aos testes de desempenho baseados na norma internacional IEC 62387-1, que especifica os requisitos de desempenho para sistemas de dosimetria passiva para monitoração pessoal e ambiental, e no regulamento IRD – RT N°002.01/95 estabelecido pelo CASEC, o qual define os requisitos e testes para detectores e dosímetros baseados nas técnicas TL e fotográfica, em termos de padrões de desempenho, para a monitoração individual de trabalhadores profissionalmente expostos à radiação X e gama (IRD, 1995c; IEC, 2012).

Em todos os testes de desempenho aplicados ao monitor, todas as leituras dos detectores presentes nas três configurações foram realizadas de acordo com o apresenta na Tabela 5.6 e a grandeza operacional  $H_p(10)$  e a dose individual  $H_x$ , quando era o caso, foram avaliadas utilizando o algoritmo de avaliação das doses apresentado anteriormente na seção 5.7.

Vale ressaltar que, embora os testes de desempenho tenham sido realizados com um número reduzido de detectores, as incertezas associadas aos resultados de desempenho foram avaliadas utilizando os valores da distribuição  $t$  de Student (ANEXO A) de acordo com o número de monitores avaliados em cada teste e os critérios foram aplicados de forma integral aos resultados obtidos.

A tabela 5.8 apresenta os critérios de desempenho, adotados no regulamento do CASEC e na norma IEC 62387 – 1, que as três configurações do monitor desenvolvido foram submetidas.

**Tabela 5.8.** Testes de desempenho realizados com o monitor em suas três configurações e critérios adotados para avaliação baseados nos padrões estabelecidos pelo CASEC (IRD – RT N°002.01/95) e IEC (IEC 62387-1:2012) .

| Testes Realizados                                        | Critérios Adotados                                                                                                                                                          |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           |
|----------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
|                                                          | IRD – RT N°002.01/95                                                                                                                                                        | IEC 62387-1                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |
| Linearidade                                              | resposta não deve variar em mais de 10% no intervalo 0,2 mGy - 1Gy                                                                                                          | resposta relativa deve estar no intervalo de -9 a 11% para $H$ de 0,1 a 1 Sv                                                                                                                                                                                                                                              |
| Reprodutibilidade/<br>coeficiente de variação            | coeficiente de variação do valor avaliado não deve ser maior que 7,5%                                                                                                       | resposta relativa deve ser<br>$\leq 15\%$ para $H < 0,1 \text{ mSv}$<br>$\left(16 - \frac{H}{0,1}\right)\%$ para $0,1 < H < 1 \text{ mSv}$<br>$5\%$ para $H > 1,1 \text{ mSv}$                                                                                                                                            |
| Limite inferior de detecção                              | limite inferior de detecção deve ser menor ou igual a 0,2 mGy                                                                                                               | valor avaliado deve estar entre $-H_{inf}$ e $+H_{inf}$                                                                                                                                                                                                                                                                   |
| Auto irradiação                                          | após um período de armazenamento de 30 dias a leitura de dose zero não deve ser maior que 0,2 mGy.                                                                          | leitura de dose zero deve ser menor que $H_{inf}$                                                                                                                                                                                                                                                                         |
| Sinal residual                                           | limite inferior de detecção não deve ser ultrapassado após irradiação com 100mGy e a resposta não deve se modificar em mais de 10% para uma dose de 2mGy                    | resposta dos dosímetros não devem ser alteradas e devem preencher os requisitos após serem irradiados com doses que resultem em $10.H_{sup} < 10 \text{ Sv}$                                                                                                                                                              |
| Efeito da luz sobre o dosímetro                          | após exposição de 24 horas à luz do tipo "luz do dia, a leitura de dose zero não deve sofrer alteração maior do que o limite inferior de detecção exigido                   | resposta relativa devido a dosímetros expostos à luz de lâmpadas, que forneçam um espectro correspondente a luz do dia (0 a 1000W/m²), por uma semana deve estar no intervalo de 0,91 a 1,11                                                                                                                              |
| Dependência energética                                   | valor avaliado $A$ para fótons de diversas energias não deve diferir do valor avaliado obtido para uma fonte de Co-60 ou Cs-137 em mais de 30%                              | para fótons com energia ( $E$ ) de 80keV a 1,25MeV e direção de incidência da radiação entre 0 e $\pm 60^\circ$ , a resposta relativa deve estar no intervalo de<br>$0,67$ a $2,0$ para $12 \leq E < 33 \text{ keV}$<br>$0,69$ a $1,82$ para $33 \leq E < 65 \text{ keV}$<br>$0,71$ a $1,67$ para $E \geq 65 \text{ keV}$ |
| Dependência Angular                                      | valor médio avaliado $A$ para incidências de $20^\circ$ , $40^\circ$ e $60^\circ$ , não deve diferir em mais de 15% em relação à incidência a $0^\circ$ em relação à normal |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           |
| Influência de um fantoma (simulador)                     | valor avaliado $A$ não deve diferir do valor verdadeiro convencional em mais de 30%                                                                                         |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           |
| Influência das radiações na parte posterior do dosímetro | razão entre a resposta a uma irradiação pela parte posterior e à sua exposição pela parte anterior deve ser determinada                                                     | não necessário, caso o monitor seja simétrico                                                                                                                                                                                                                                                                             |

### 5.8.1 Condições dos testes

No IRD – RT N°002.01/95 e na norma IEC 62387-1 também são especificadas as condições padrões em que os testes devem ser realizados, bem como as condições de referência recomendadas pela norma ISO 4037-3 [ISO, 1999] (Tabela 5.9).

**Tabela 5.9.** Condições padrões de teste especificadas pelo IRD – RT N°002.01/95 e IEC 62387-1 e condições de referência recomendadas pela ISO 4037-3.

| Grandezas de Influência                                    | de | Condições Padrões de Teste |                                             | Condições de Referência                         |
|------------------------------------------------------------|----|----------------------------|---------------------------------------------|-------------------------------------------------|
|                                                            |    | IRD – RT N°002.01/95       | IEC 62387-1                                 | ISO 4037-3                                      |
| Equivalente de dose de referência $C_{r,0}$ para $H_p(10)$ |    | -----                      | 3 mSv                                       | 1 a 10 mSv                                      |
| Fonte de referência com fótons                             |    | $^{60}\text{Co}$           | $^{137}\text{Cs}$                           | $^{137}\text{Cs}$                               |
| Temperatura                                                |    | 18 a 25°C                  | 15 a 25°C                                   | 20°C                                            |
| Pressão atmosférica                                        |    | 86 – 106 kPa               | 86 – 106,6 kPa                              | 101,3 kPa                                       |
| Umidade relativa                                           |    | 50 - 65%                   | 50 – 75%                                    | 65%                                             |
| Radiação gama de fundo                                     |    | <0,20 $\mu\text{Gy/h}$     | 0,1 $\mu\text{Sv/h}$ ou menor se praticável | <0,1 $\mu\text{Sv/h}$ ou <0,2 $0\mu\text{Gy/h}$ |
| Contaminação por elementos radioativos                     |    | Desprezível                | Desprezível                                 | Desprezível                                     |

Os testes do monitor desenvolvido foram realizados dentro das condições padrões de teste especificadas pelo CASEC e IEC nos dois documentos. Porém, optou-se por utilizar como fonte de referência a fonte de  $^{60}\text{Co}$  (descrita na seção 5.2).

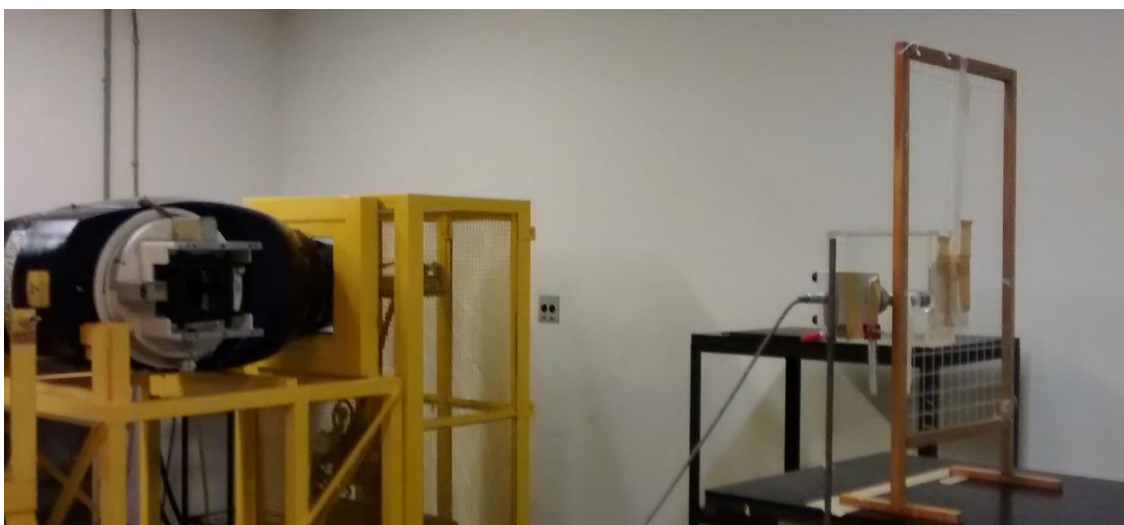
### 5.8.1 Linearidade e reprodutibilidade/ coeficiente de variação

O teste de linearidade é realizado para verificar se sensibilidade dos dosímetros é uniforme dentro de um mesmo lote. Já o teste do coeficiente de variação ou reprodutibilidade, tem como objetivo avaliar se os dosímetros apresentam a mesma resposta para um mesmo valor de dose.

De acordo com a IEC, os dois testes podem ser realizados em conjunto; sendo que os dosímetros podem ou não serem irradiados posicionados em cima do simulador de tronco humano, e as irradiações devem ser feitas com fótons provenientes da fonte de  $^{137}\text{Cs}$  ou  $^{60}\text{Co}$  para 12 exposições que resultem em equivalentes de dose de 0,1 mSv a 1 Sv.

Já o CASEC recomenda que os dois testes sejam realizados separadamente. No caso do teste de linearidade, os conjuntos de dosímetros devem ser irradiados com a fonte de referência resultando em valores convencionais verdadeiros de dose entre 0,2 mGy e 1 Gy. Já no teste de reprodutibilidade, os mesmos dosímetros devem ser irradiados 10 vezes com o mesmo valor convencional verdadeiro de 10 mGy e as doses de cada irradiação devem ser avaliadas.

Os testes de linearidade e coeficiente de variação com os monitores desenvolvidos nas três configurações foram realizados simultaneamente, expondo três monitores de cada configuração a fótons do  $^{60}\text{Co}$ , resultando em valores convencionais verdadeiros de 0,2 a 100 mGy no ar, registrados com a câmara de ionização (Figura 5.18). Após avaliar os valores de dose obtidos em cada configuração do monitor, foi calculada a razão entre o valor avaliado e o valor convencional verdadeiro, de acordo com a equação 5.1, e a resposta relativa utilizando a equação 5.2, descritas a seguir.



**Figura 5.18.** Arranjo experimental do teste de linearidade, no qual as três configurações do detector, em condições de equilíbrio eletrônico (entre placas de PMMA), foram expostas a fótons provenientes da fonte de  $^{60}\text{Co}$ , resultando em doses entre 0,2 e 100 mGy registradas com a câmara de ionização.

As equações 5.1 e 5.2, estabelecidas nos documentos do CASEC e na norma IEC, respectivamente, representam, de maneira geral, a resposta relativa ( $r$ ) a um valor convencional verdadeiro:

$$r_{\text{CASEC}} = \frac{A \pm I}{C} \quad (5.1)$$

$$r_{\text{IEC}} = \left( \frac{G_i}{G_{r,0}} \pm U_{\text{com}} \right) \frac{C_{r,0}}{C_i} \quad (5.2)$$

onde  $A$  e  $G_i$  representam os valores médios avaliados pelo monitor para irradiações com os valores convencionais verdadeiros  $C$  e  $C_i$ , sendo  $G_{r,0}$  o valor médio avaliado para o valor convencional verdadeiro de referência  $C_{r,0}$ , e  $I$  e  $U_{\text{com}}$  são as incertezas nos valores avaliados calculadas de acordo com o ANEXO A.

O coeficiente de variação foi determinado por meio da razão entre o valor médio avaliado e o desvio padrão da amostra obtido através dos três monitores expostos aos valores convencionais verdadeiros de

dose. Os critérios das duas normas (Tabela 5.8) foram aplicados aos resultados obtidos em ambos os testes. No caso do critério do CASEC, estabelecido para o teste de reprodutibilidade, este foi aplicado aos resultados obtidos somente para as irradiações com o valor convencional verdadeiro de 10 mGy.

### 5.8.2 Limite Inferior de Detecção

Este teste é realizado para garantir que o requisito mínimo de detecção é cumprido, no que diz respeito ao valor mínimo avaliado pelo sistema de dosimetria. Tanto na IEC como no documento do CASEC, o teste de limite inferior de detecção, é realizado utilizando monitores não expostos à radiação.

A IEC estabelece como critério que os valores avaliados estejam entre  $-H_{inf}$  e  $+H_{inf}$ , sendo que  $H_{inf}$ , fornecido pelo fabricante, é o menor valor que pode ser avaliado pelo sistema de dosimetria. Já o CASEC determina que o limite inferior de detecção não seja maior do que 0,2 mGy; esse valor é obtido utilizando o nível de registro de 0,2 mSv por mês, estabelecido pela CNEN (CNEN, 2011a).

Sendo assim, para avaliar o limite inferior de detecção do monitor desenvolvido, o valor de dose de cinco monitores de cada uma das três configurações foi avaliado após os procedimentos pré-utilização (tratamentos óptico e térmico). Em seguida, foram calculados o valor médio e o desvio padrão da amostra dos valores de dose obtidos com os cinco dosímetros e o limite inferior de detecção foi determinado para cada configuração.

Os valores de desvio padrão da amostra, determinados anteriormente para cada configuração, foram utilizados para mostrar que o critério estabelecido pelo CASEC, para o teste de limite inferior de detecção (Tabela 5.8), é satisfeito para as três configurações do monitor desenvolvido.

### 5.8.3 Auto – irradiação

Este teste tem como objetivo avaliar se os elementos que compõem os detectores e a estrutura física do monitor podem alterar a sua resposta, devido à presença de impurezas ou radionuclídeos, induzindo a erros nas estimativas dos valores avaliados.



Neste teste, as três configurações do monitor foram armazenadas por 25 dias em um local com taxa de radiação de fundo conhecida (aproximadamente 0,4 mGy), e os valores de dose foram avaliados nos monitores. Assim o valor de dose zero é determinado subtraindo o valor convencional da radiação de fundo estimado para o período.

Tanto na norma da IEC, como no documento do CASEC, o valor de dose zero avaliado não deve exceder o limite inferior de detecção.

#### **5.8.4 Sinal residual**

Após o teste do limite inferior de detecção, cinco dosímetros de cada configuração, utilizados no teste do limite inferior de detecção, foram submetidos a irradiações com fótons do Co-60 no ar, resultando em um valor convencional verdadeiro de dose de 100 mGy. Subsequentemente, foi repetido o teste de limite inferior de detecção para verificar se os monitores não sofreram nenhuma alteração significativa na sua resposta.

Em seguida, os mesmos monitores foram irradiados com fótons do Co-60 no ar, resultando em um valor convencional verdadeiro de dose de aproximadamente 2 mGy. Por meio dos valores avaliados, para as três configurações dos monitores, e utilizando a Equação 5.1, foi verificado se o critério, estabelecido pelo CASEC era satisfeito para o teste de sinal residual.

O critério estabelecido pela IEC foi verificado, no que diz respeito a observar se a resposta do dosímetro não foi alterada após ser submetido a doses elevadas, pois se optou em não realizar exposições que resultassem em doses maiores que 1 Gy, visando preservar a integridade da fotomultiplicadora do equipamento.

#### **5.8.5 Efeito da luz sobre o dosímetro**

Este teste visa verificar o efeito da luz sobre as respostas de dose zero (sem expor os detectores à radiação) e a resposta do monitor após ser exposto à radiação. Para isso, um grupo com seis monitores

de cada configuração foram expostos à luz de quatro lâmpadas montadas em paralelo na mesma luminária (tipo “luz do dia”). Os monitores foram lacrados em um porta – crachá, do mesmo modo que seriam fornecidos para IOEs, e foram posicionados a uma distância de 1 metro da luminária.

Após o tempo de exposição à luz e transcorrido um intervalo de 24h, a resposta dos monitores foi avaliada, juntamente com a resposta de um segundo grupo, com o mesmo número de monitores, que foram preparados e montados nas mesmas condições, porém guardados no escuro durante o período de exposição à luz.

O valor médio de dose entre os seis monitores dos dois grupos de cada configuração foi avaliado e a incerteza foi avaliada conforme o ANEXO A. Em seguida, foi verificado se o valor de dose zero, dado pela diferença entre os valores médios avaliados para os dois grupos, sofreu alguma alteração devido à exposição à luz e se o critério estabelecido pelo CASEC para este teste foi cumprido.

#### **5.8.6 Dependência energética**

Neste teste, foi verificado o desempenho dos monitores desenvolvidos em relação à energia dos fótons incidentes, utilizando irradiações no ar e sobre um simulador, conforme requerido pelo CASEC e IEC, respectivamente, com as qualidades de radiação descritas na Tabela 5.5 (feixes estreitos) e fótons provenientes das fontes de  $^{60}\text{Co}$  e  $^{137}\text{Cs}$  (seção 5.2).

Primeiramente, foi avaliada a resposta do monitor desenvolvido devido às exposições a fótons, com energias no intervalo de 15keV a 1,25 MeV, realizadas sobre o simulador, as quais resultaram em equivalentes de dose de aproximadamente 3 mSv, estimados através do valor registrado na câmara de ionização (*Radcal 60 cm<sup>3</sup>*). Para isso, as grandezas  $H_p(10)$  e  $H_x$  foram obtidas, para cada valor de energia, com dois monitores de cada uma das três configurações submetidos ao teste.

Utilizando a Equação 5.1, foram determinadas a resposta relativa do monitor e a incerteza combinada associada à resposta relativa, para cada energia utilizada, de acordo com o recomendado na norma da IEC, e foi checado se o critério de desempenho dado na norma era satisfeito (Tabela 5.8).

O critério estabelecido pelo CASEC para dependência energética foi verificado por meio de irradiações feitas no ar, com quatro qualidades de radiação (N30, N40, N100 e fótons do  $^{60}\text{Co}$ ); resultando em exposições dos monitores a doses de aproximadamente 3 mGy, registradas com a câmara de ionização, para cada energia. Sendo assim, foram avaliados o valor médio das doses e o desvio padrão da amostra, por meio de dois monitores de cada configuração utilizados nas irradiações com as diferentes qualidades de radiação.

O critério, determinado pelo CASEC para este teste, foi verificado por meio da razão entre os valores avaliados com os monitores e os valores convencionais verdadeiros registrados com a câmara de ionização.

#### **5.8.9 Dependência Angular**

O teste de dependência angular determinou a variação dos monitores desenvolvidos nas três configurações em relação ao ângulo de incidência da radiação utilizando irradiações sobre o simulador e no ar.

De acordo com a IEC, este teste deve ser realizado com as três menores energias na faixa recomendada para os testes de dependência energética e angular, e no caso do *badge* ser simétrico, com ângulo de incidência dos fótons de  $60^\circ$ .

Sendo assim, para verificar o critério da IEC para este teste, dois monitores de cada configuração foram irradiados sobre o simulador, com um ângulo de incidência da radiação de  $60^\circ$  (Figura 5.19), utilizando as qualidades de radiação N30, N80, N200 e fótons do  $^{60}\text{Co}$ , resultando em equivalentes de dose entre 1 e 7 mSv. As qualidades de radiação, adotadas neste teste, foram escolhidas com o objetivo de avaliar a variação na resposta, devido à incidência da radiação, para uma faixa mais ampla de energia. A resposta relativa para cada energia, com as três configurações do monitor, foi avaliada utilizando a mesma metodologia descrita no teste de dependência energética.



**Figura 5.19.** Arranjo experimental utilizado para avaliar o desempenho dos monitores desenvolvidos com respeito à direção ( $60^\circ$ ) e energia da radiação incidente.

Este teste também foi realizado com quatro ângulos diferentes de incidência da radiação ( $0^\circ$ ,  $20^\circ$ ,  $40^\circ$  e  $60^\circ$ ) e irradiações no ar (Figura 5.20), conforme recomendado pelo CASEC, com fótons de energia efetiva de 45 keV (N60); resultando em doses de aproximadamente 3 mGy.



**Figura 5.20.** Arranjo experimental utilizado para avaliar o desempenho dos monitores desenvolvidos com respeito a diferentes direções da radiação incidente.

A resposta relativa ao ângulo de incidência da radiação de  $0^\circ$  e a incerteza combinada associada a esse valor foi avaliada, a partir dos valores de dose avaliados nas três configurações do monitor, para os ângulos de incidência de  $20^\circ$ ,  $40^\circ$  e  $60^\circ$ . Também foi verificado se o critério estipulado pelo CASEC para este teste era satisfeito.

#### **5.8.10 Influência de um fantoma (simulador)**

Este teste tem como objetivo avaliar a resposta do dosímetro devido à presença de um objeto simulador. Na norma da IEC, a influência de um fantoma é avaliada em conjunto com a dependência energética e angular. Já no documento do CASEC, este teste é feito individualmente por meio de exposição dos dosímetros sobre o simulador, com qualidade de radiação com energia efetiva de aproximadamente 60 keV e incidência da radiação a  $0^\circ$ .

Deste modo, este teste foi realizado utilizando a mesma metodologia utilizada no teste de dependência energética sobre o simulador, com fótons de energia efetiva de 45 keV resultando em equivalentes de dose de aproximadamente 3 mSv. A grandeza  $H_x$  foi avaliada, para cada configuração do monitor, e os resultados avaliados da razão entre  $H_x$  e o valor convencional verdadeiro e a incerteza associada a esta razão, obtidos com equação 5.1, foram comparados ao critério estabelecido pelo CASEC.

#### **5.8.11 Influência das radiações na parte posterior do dosímetro**

Este teste tem como principal objetivo verificar se o dosímetro apresenta alteração na resposta, em relação à incidência da radiação a  $0^\circ$ , quando utilizado na posição invertida (rotação de  $180^\circ$ ) e se é necessário observar recomendações específicas quanto ao posicionamento do monitor durante sua utilização na rotina.

O documento do CASEC recomenda que este teste seja realizado sobre um simulador de tronco humano, com dois grupos de dosímetros expostos aos fótons provenientes da fonte de  $^{60}\text{Co}$ , sendo que

um grupo deve ser irradiado considerando um ângulo de  $0^\circ$ , ou seja frontalmente, e outro grupo deve ser irradiado considerando um ângulo de rotação de  $180^\circ$ , ou seja, irradiados na parte posterior.

Deste modo, utilizando a mesma metodologia já descrita anteriormente para irradiações sobre o simulador, a resposta do monitor, em suas três configurações, foi avaliada para dois grupos: um grupo de dois monitores irradiados na parte anterior e outro grupo de dois monitores irradiados na parte posterior; com doses de aproximadamente 3 mSv resultantes da exposição a fótons provenientes da fonte de  $^{60}\text{Co}$ . Em seguida, as razões entre as respostas dos dois grupos foram calculadas com o objetivo de observar possíveis alterações devido à posição de incidência da radiação (anterior e posterior).

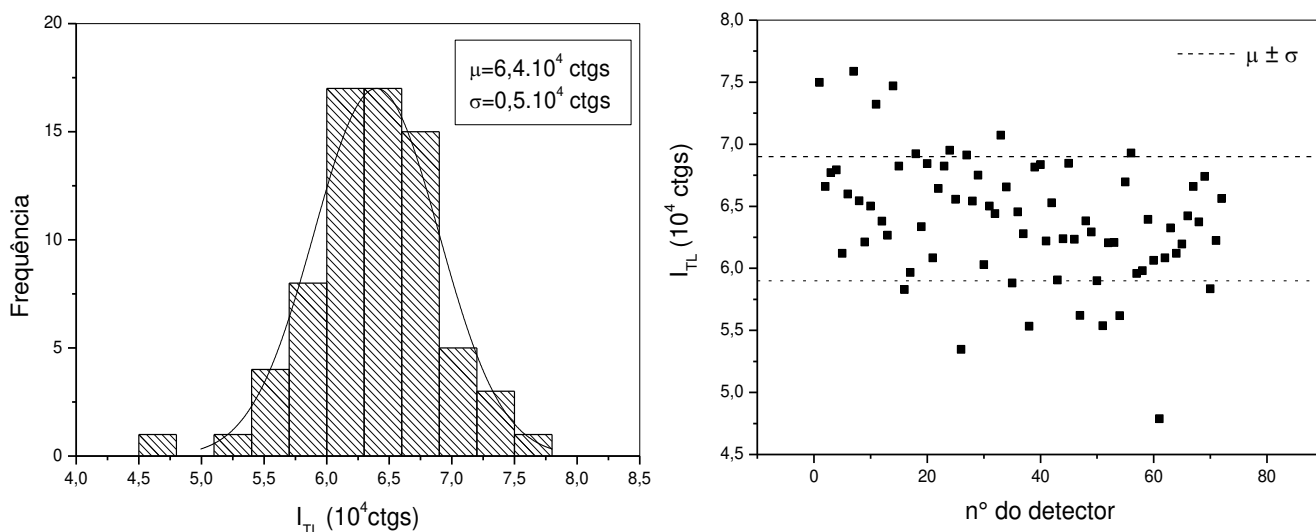
No caso da IEC, este teste só é necessário se o *badge* não apresentar simetria em relação às partes posterior e anterior do dosímetro. Sendo assim, nenhum critério da IEC foi aplicado aos resultados.

## 6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 6.1 PROCESSO DE SELEÇÃO

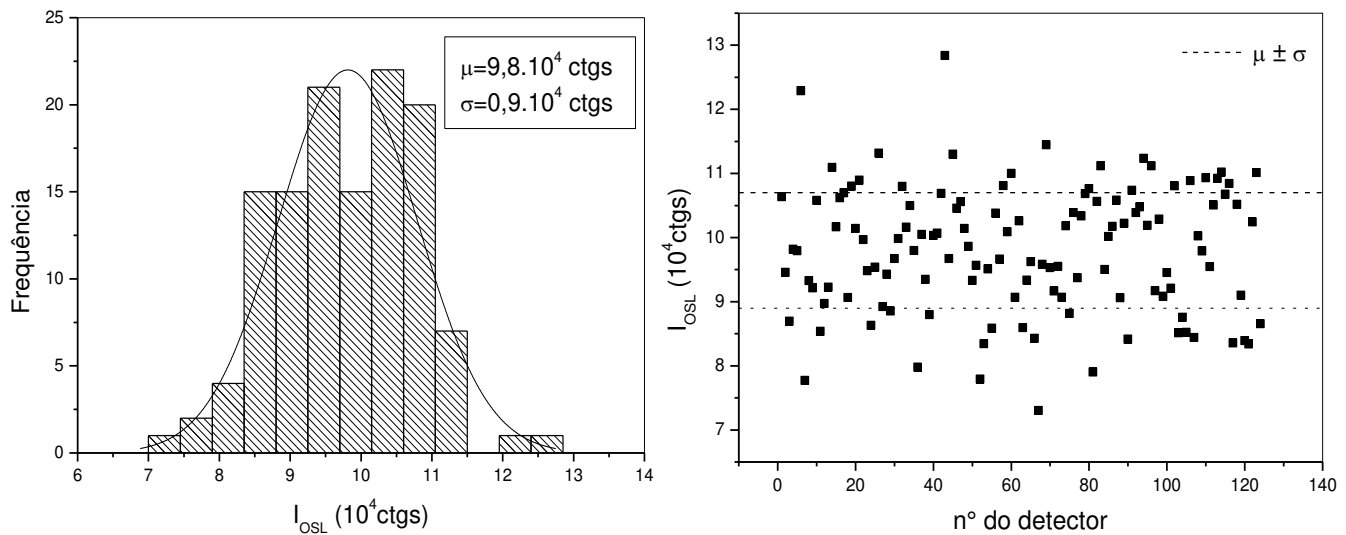
As Figuras 6.1 e 6.2 exemplificam o processo de seleção por sensibilidade pelo qual todos os materiais detectores utilizados no estudo foram submetidos antes de seu uso, permitindo a separação do lote em grupos com sensibilidades semelhantes.

Os detectores de  $\text{CaF}_2$ :natural foram selecionados utilizando a área total, abaixo do pico dosimétrico deste material, obtida por meio das leituras TL, após o lote dos detectores serem expostos à mesma dose proveniente da fonte beta do *Risø*. Por meio do histograma de frequências das áreas totais ( $I_{\text{TL}}$ ), ajustou-se uma curva de distribuição normal aos valores de  $I_{\text{TL}}$  e foram calculadas a média ( $\mu$ ) e o desvio padrão ( $\sigma$ ).



**Figura 6.1.** Histograma (esquerda) e gráfico de seleção (direita) obtidos no processo de seleção a partir da intensidade TL ( $I_{\text{TL}}$ ) dos detectores de  $\text{CaF}_2$ :natural.

Assim detectores de  $\text{CaF}_2$ :natural que apresentaram valores de  $I_{\text{TL}}$  no intervalo de  $(6,4 \pm 0,5) \cdot 10^4 \text{ ctgs}$  (Figura 6.1) foram colocados dentro de um grupo de detectores utilizados ao longo deste projeto. No caso de detectores de  $\text{BeO}$ , foram selecionados os detectores que apresentavam uma  $I_{\text{OSL}}$  total dentro de  $(9,8 \pm 0,9) \cdot 10^4 \text{ ctgs}$  (Figura 6.2).



**Figura 6.2.** Histograma (esquerda) e gráfico de seleção (direita) obtidos no processo de seleção a partir da intensidade OSL total ( $I_{OSL}$ ) dos detectores de BeO.

Vale ressaltar que para os detectores de BeO utilizados simultaneamente com as técnicas TL e OSL, os grupos foram separados utilizando como critério de seleção os detectores com sensibilidades TL e OSL que apresentavam simultaneamente uma diferença máxima de 5 e 10% do valor médio, respectivamente, resultando em vários grupos com sensibilidades semelhantes que foram utilizados ao longo deste trabalho.

## 6.2 PARÂMETROS DE CONFIGURAÇÃO DO LEITOR E SUA INFLUÊNCIA NAS LEITURAS TL E OSL

A seguir são apresentados os resultados do estudo da caracterização do equipamento leitor e da influência dos seus parâmetros de configuração nas leituras com as técnicas TL e OSL.

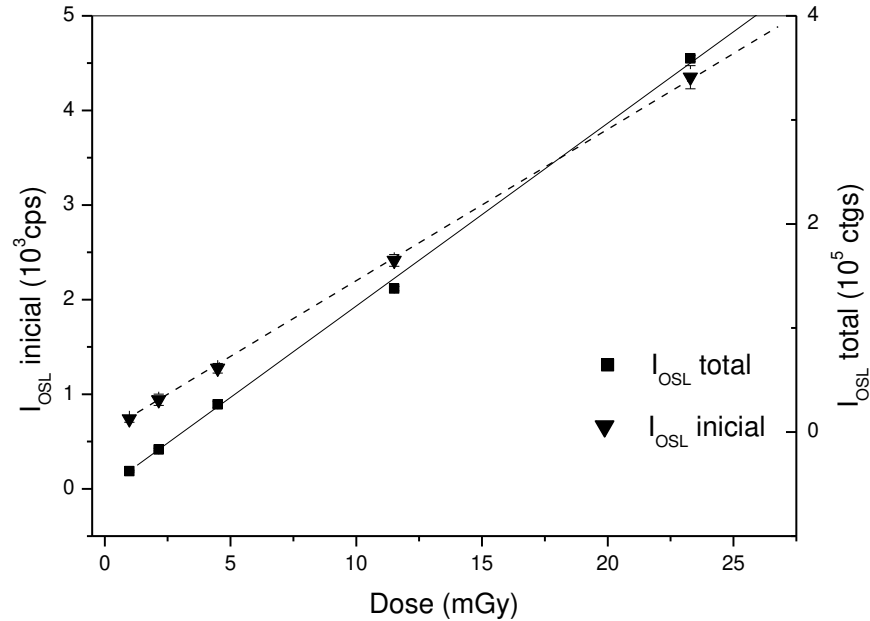
### 6.2.1 Calibração de detectores e estimativa da taxa de dose para a fonte beta de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ do leitor

#### *Risø*

Na Figura 6.3 são mostradas as curvas de  $I_{OSL}$  inicial e total em função da dose (relação sinal OSL – dose) para detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  expostos a fótons provenientes da fonte de  $^{60}\text{Co}$  obtidas por meio de



leituras no *Risø*. A sensibilidade dos detectores foi determinada por meio do coeficiente angular do ajuste linear dos dados.



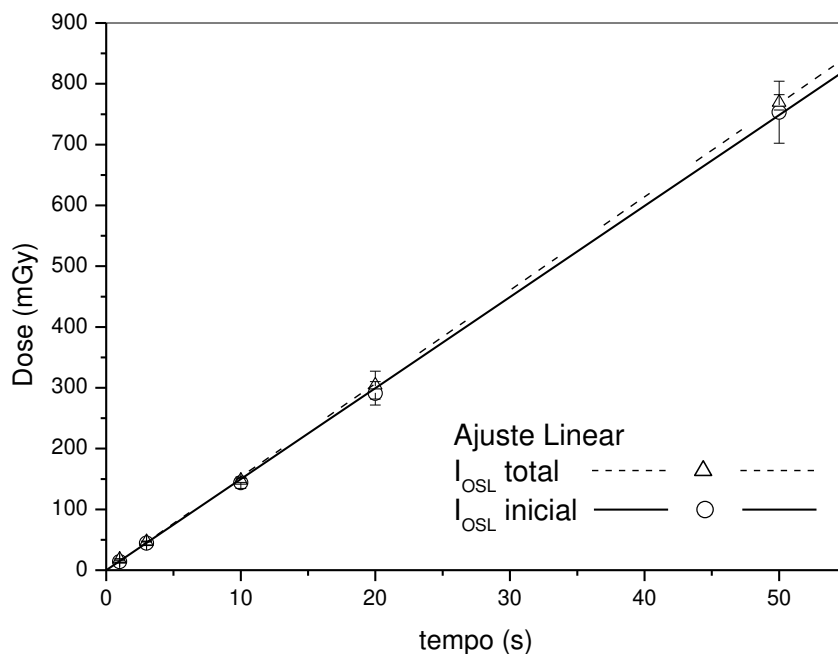
**Figura 6.3.**  $I_{OSL}$  total e inicial em função da dose determinadas através de leituras de detectores de  $Al_2O_3:C$  no *Risø*, relacionando o sinal OSL inicial (linha pontilhada) e total (linha contínua) com a dose absorvida no detector para a energia dos fótons emitidos pela fonte de  $^{60}Co$ .

Para a energia média de 1,25MeV ( $^{60}Co$ ), os detectores de  $Al_2O_3:C$  apresentaram sensibilidades de  $(145 \pm 1)$  cps/mGy e  $(19327 \pm 228)$  ctgs/mGy, quando consideradas as  $I_{OSL}$  inicial e total, respectivamente.

Por meio da sensibilidade dos detectores para uma dada qualidade de radiação, foi possível avaliar um fator de calibração, sendo possível estimar doses absorvidas pelos detectores de  $Al_2O_3:C$  utilizando leituras OSL no *Risø* quando consideradas a  $I_{OSL}$  total e inicial.

A taxa de dose da fonte beta de  $^{90}Sr/^{90}Y$  do leitor *Risø* para detectores de  $Al_2O_3:C$  foi determinada convertendo os valores de  $I_{OSL}$  total e inicial para dose utilizando os fatores de calibração avaliados

para a energia do  $^{60}\text{Co}$ . A Figura 6.4 apresenta a relação entre os valores de dose avaliados em função do tempo.



**Figura 6.4.** Dose absorvida por detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  em função do tempo de exposição à fonte beta do *Risø* determinada através da  $I_{OSL}$  total e  $I_{OSL}$  inicial.

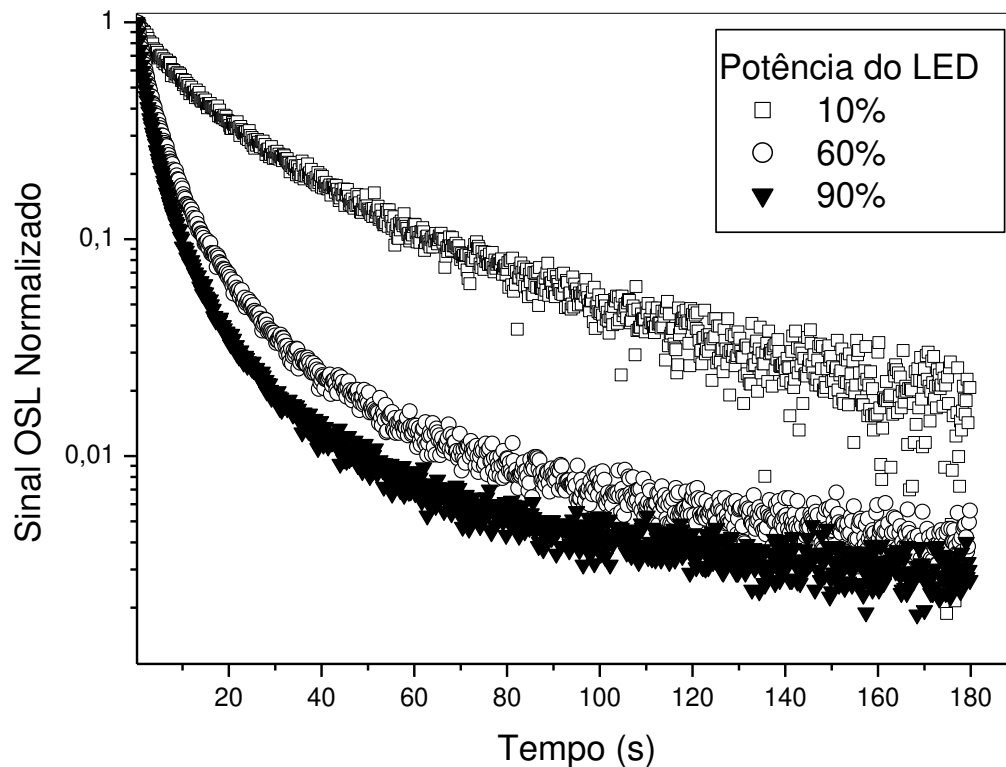
A taxa de dose da fonte beta do *Risø* em detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ , determinada por meio de ajuste linear dos valores de dose nos detectores em função do tempo de exposição, considerando tanto a  $I_{OSL}$  total como a  $I_{OSL}$  inicial, foi de  $(15,35 \pm 0,06)$  mGy/s e  $(15,0 \pm 0,1)$  mGy/s, respectivamente.

A estimativa da taxa de dose devido a exposições à fonte beta do *Risø* é uma característica importante a ser determinada, já que a resposta em energia dos detectores pode variar de material para material, sendo necessário aplicar correções, caso se deseje avaliar a dose que os materiais foram submetidos.

Além disso, é possível observar que a estimativa da taxa de dose, devido a exposições à fonte beta do equipamento, obtida através dos dois tipos de sinal do  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ; total e inicial, não apresentam diferenças significativas dentro de  $\pm\sigma$ .

### 6.2.2 Potência dos LEDs

A Figura 6.5 mostra o gráfico do sinal OSL normalizado pela  $I_{OSL}$  inicial de detectores de  $Al_2O_3:C$  em função do tempo de estimulação para leituras feitas com 10, 60 e 90% da potência máxima do LED azul de estimulação do *Risø*.



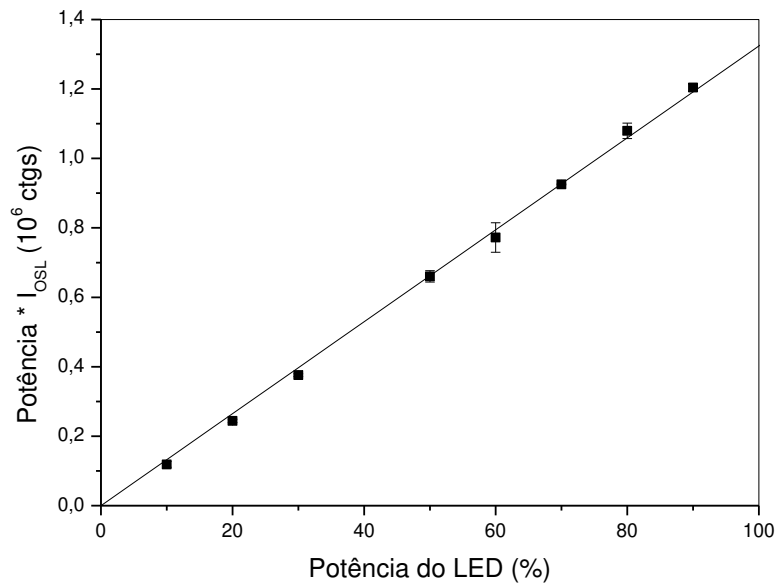
**Figura 6.5.** Gráfico em escala monolog do sinal OSL normalizado em função do tempo para diferentes potências do LED azul do *Risø* empregadas na estimulação de detectores de  $Al_2O_3:C$ .

Analisando o sinal OSL obtido com diferentes potências do LED, observou-se que quanto maior a potência do LED, mais rápido o sinal OSL cai como previsto pelo modelo OSL [YUKIHARA, McKEEVER, 2011].

Assim, dependendo da aplicação da técnica OSL, a potência é um fator importante a ser ajustado na configuração do equipamento leitor, quando não se quer degradar ou apagar totalmente o sinal OSL para, por exemplo, poder reavaliar algum valor ou realizar releituras do material, ou quando as

magnitudes das doses são relativamente baixas, sendo necessário estabelecer um compromisso entre a potência da fonte de estimulação com a degradação do sinal OSL armazenado no detector.

Adicionalmente, foi feita uma estimativa indireta da energia liberada pelo material durante a estimulação por meio da  $I_{OSL}$  total de detectores de  $Al_2O_3:C$  previamente exposto por 5 s à fonte beta do equipamento (Figura 6.6).

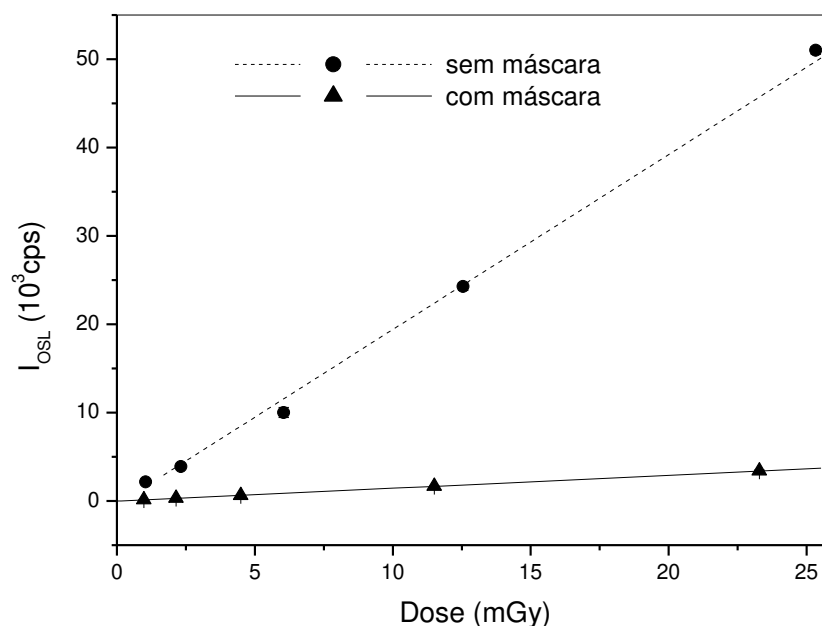


**Figura 6.6.** Relação entre o produto da potência do LED azul e  $I_{OSL}$  em função da potência do LED azul do leitor *Risø*.

Como esperado, foi observado um comportamento linear dos dados, no qual o coeficiente angular do ajuste dos valores de  $I_{OSL}$  total multiplicados pela potência do LED azul em função da potência do LED é de  $(1,32 \pm 0,01) \cdot 10^4$  ctgs. Esta avaliação também demonstra a qualidade da fonte de estimulação (LED) do leitor *Risø*.

### 6.2.3 Máscaras

A Figura 6.7 mostra as relações  $I_{OSL}$  inicial – dose para detectores de  $Al_2O_3:C$ , obtidas por meio de leituras no *Risø* com e sem máscara.



**Figura 6.7.** Relação  $I_{OSL}$  inicial – dose determinada através de leituras de detectores de  $Al_2O_3:C$  com e sem máscara feitas no leitor *Risø*.

Comparando as curvas obtidas por meio de leituras feitas no *Risø*, com e sem máscara, observa-se que a taxa de contagens diminuiu com o uso da máscara, conforme esperado. Através do coeficiente angular do ajuste linear das duas curvas, obteve-se um valor de razão entre as sensibilidades obtidas sem e com máscara, respectivamente de  $13,7 \pm 0,4$ .

Este fato deve ser levado em conta em aplicações para dosimetria pessoal, já que as magnitudes das doses avaliadas são relativamente baixas. Com o uso de máscara, ocorre uma redução por um fator de aproximadamente 14 na intensidade OSL inicial, que associada a potências mais baixas, no caso 10% da potência máxima, por exemplo, pode se tornar significativa e dificultar a avaliação das doses. Por outro lado, o uso deste tipo de dispositivo pode ser importante para preservar a fotomultiplicadora do equipamento quando doses mais altas são avaliadas ou materiais com maior sensibilidade são empregados.

#### 6.2.4 Sensibilidade de detectores OSL para diferentes energias e intensidades utilizando os sinais OSL total e inicial

A Tabela 6.1 apresenta as sensibilidades de detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  avaliadas para diferentes energias, por meio das intensidades OSL inicial e total, obtidas em diferentes equipamentos.

**Tabela 6.1.** Sensibilidades de detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  obtidas por meio de calibrações avaliadas para as duas energias utilizando diferentes equipamentos de leitura.

| <i>Risø</i>                              |                                         |                                          |                                         | <i>MicroStar</i>                         |                                          |
|------------------------------------------|-----------------------------------------|------------------------------------------|-----------------------------------------|------------------------------------------|------------------------------------------|
| Raios X<br>de 28keV                      |                                         | $^{60}\text{Co}$                         |                                         | Raios X<br>de 28keV                      | $^{60}\text{Co}$                         |
| $I_{\text{OSL}}$<br>inicial<br>(cps/mGy) | $I_{\text{OSL}}$<br>total<br>(ctgs/mGy) | $I_{\text{OSL}}$<br>inicial<br>(cps/mGy) | $I_{\text{OSL}}$<br>total<br>(ctgs/mGy) | $I_{\text{OSL}}$<br>inicial<br>(cps/mGy) | $I_{\text{OSL}}$<br>inicial<br>(cps/mGy) |
| $1746 \pm 12$                            | $(110,8 \pm 2,6) 10^3$                  | $425 \pm 7$                              | $(32,2 \pm 0,4) 10^3$                   | $(2,7 \pm 0,1) 10^3$                     | $(0,83 \pm 0,06) 10^3$                   |

As sensibilidades dos detectores  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  calibrados para as duas energias demonstram que o processo de calibração é fortemente dependente do equipamento de leitura e do tipo de sinal OSL (inicial ou total) utilizados no processo de calibração.

A razão entre as sensibilidades dos detectores para diferentes energias (raios X de 28 keV e Co-60) para um mesmo equipamento e tipo de sinal (Tabela 6.2), demonstra que a calibração também depende fortemente da energia do feixe de radiação, característica observada para materiais que apresentam alto número atômico efetivo, como é caso do  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ , e de outras características associadas ao equipamento como tipo de estimulação (LED azul ou verde), sinal avaliado (total e inicial) e janela de detecção (filtros) utilizados.

**Tabela 6.2.** Dependência energética dos detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ , para os diferentes equipamentos de leitura e tipo de sinal OSL avaliadas através da razão entre as sensibilidades.

| <b>Razão Raios X - 28keV / <math>^{60}\text{Co}</math></b> |                        |                          |
|------------------------------------------------------------|------------------------|--------------------------|
| <b><i>Risø</i></b>                                         |                        | <b><i>MicroStar</i></b>  |
| $I_{\text{OSL}}$ inicial                                   | $I_{\text{OSL}}$ total | $I_{\text{OSL}}$ inicial |
| 4,10±0,07                                                  | 3,44±0,09              | 3,26±0,07                |

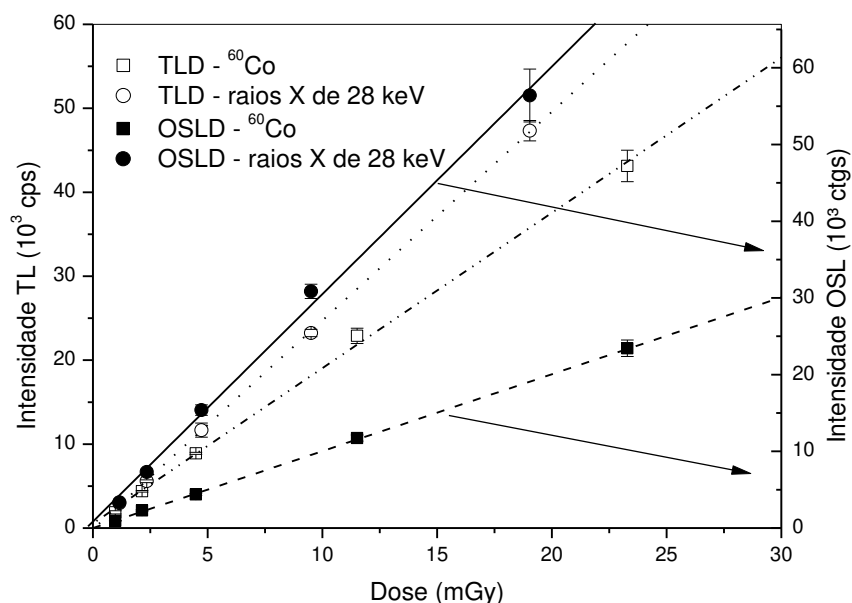
Deste modo, além de fatores intrínsecos ao material, deve se considerar no processo de calibração e avaliação das doses a influência das configurações do equipamento, como por exemplo, fonte de estimulação, potência e máscara utilizada nas leituras, em conjunto com o tipo de sinal que será utilizado, pois para um mesmo equipamento, no caso do *Risø* são observadas diferenças significativas entre as sensibilidades considerando o sinal OSL inicial e total, como mostrado na Tabela 6.2.

### 6.3 COMBINAÇÃO DAS TÉCNICAS OSL E TL NA AVALIAÇÃO DE DOSES

#### 6.3.1 Estimativa de doses única e acumulada ao longo do tempo utilizando detectores de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$

Neste estudo, as doses única e acumulada foram avaliadas simultaneamente por meio da técnica OSL utilizando os detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  e os resultados foram comparados com os valores avaliados utilizando detectores de  $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ .

A Figura 6.8 apresenta as relações sinal OSL – dose, utilizadas no processo de calibração, realizado em cada sequência, para os dosímetros OSL de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  (OSLD) e detectores de  $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$  (TLD) utilizados com as técnicas OSL e TL, respectivamente, para fótons de raios X e gama.



**Figura 6.8.** Curvas de calibração para TLD (esquerda) e OSLD (direita) na quarta sequência de irradiações com raios X de 28 keV e radiação gama de 1,25 MeV do  $^{60}\text{Co}$ .

A Tabela 6.3 apresenta os valores de estimativas de doses única e acumulada obtidos com os TLD e OSLD para as duas energias utilizadas (raios X de 28 keV e radiação gama de 1,25 MeV do  $^{60}\text{Co}$ ) ao longo das cinco sequências de irradiação.

**Tabela 6.3.** Estimativas de doses única e acumulada com o mesmo OSLD e com TLD (valores de referência) para irradiações com raios X de 28 keV e radiação gama do  $^{60}\text{Co}$ .

| Irradiação                         | Dose Acumulada (mGy) |           | Dose Única (mGy) |           |
|------------------------------------|----------------------|-----------|------------------|-----------|
|                                    | OSLD                 | TLD       | OSLD             | TLD       |
| <b>Fótons de raios X de 28 keV</b> |                      |           |                  |           |
| 1                                  | 1,28±0,02            | 1,2±0,1   | 1,28±0,02        | 1,2±0,1   |
| 2                                  | 4,1±0,3              | 3,6±0,2   | 2,8±0,3          | 2,3±0,1   |
| 3                                  | 8,1±0,6              | 8,0±0,2   | 4,0±0,7          | 4,5±0,2   |
| 4                                  | 19±1                 | 17,5±0,3  | 10±1             | 9,5±0,2   |
| 5                                  | 36±2                 | 36±2      | 17±2             | 18±2      |
| <b>Fótons de 1,25 MeV</b>          |                      |           |                  |           |
| 1                                  | 0,94±0,05            | 0,94±0,01 | 0,94±0,05        | 0,94±0,01 |
| 2                                  | 2,5±0,2              | 2,88±0,05 | 1,6±0,2          | 1,94±0,05 |
| 3                                  | 8,1±0,6              | 9,0±0,3   | 5,6±0,7          | 6,1±0,3   |
| 4                                  | 19±2                 | 21,2±0,6  | 11±2             | 12,2±0,5  |
| 5                                  | 44±2                 | 44±1      | 25±2             | 23±1      |



Os valores de estimativas de dose única e acumulada, obtidos com o mesmo OSLD, são compatíveis com os valores de dose obtidos por meio de TLD, considerando  $\pm 1\sigma$ , exceto para a segunda irradiação; porém a diferença não ultrapassa  $\pm 2\sigma$ .

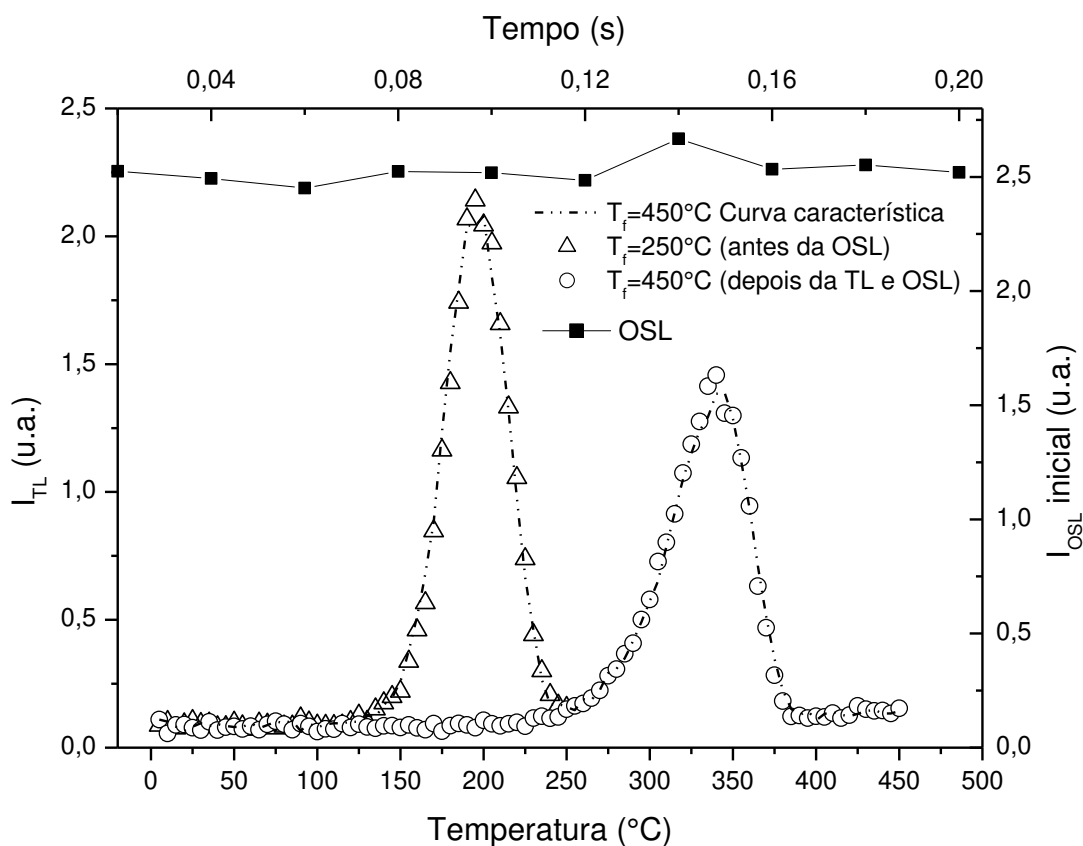
Uma incerteza maior, em relação à dose individual estimada com TLD, é observada nos valores de dose individual com OSLD devido ao método usado para estimar os valores de dose única (subtrações sucessivas de doses acumuladas).

Um comportamento inverso é observado nos valores de dose acumulada estimadas por meio de TLD. Isso ocorre devido às estimativas destas doses serem feitas por soma sucessiva das doses únicas.

Os resultados demonstram que os valores de dose obtidos com as técnicas OSL e TL são compatíveis. Além disso, demonstram a viabilidade de estimar doses únicas e acumuladas da ordem de mGy (faixa de dose para monitoração individual) ao longo do tempo, devido a irradiações com fótons de energias baixa e alta, utilizando a técnica OSL em um mesmo detector ( $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ ).

### **6.3.2 Doses única e acumulada ao longo do tempo avaliadas simultaneamente no mesmo detector de BeO com as técnicas TL e OSL**

Estudos sobre as propriedades luminescentes do BeO sugerem que a intensidade TL do pico dosimétrico ( $\sim 195^\circ\text{C}$ ) não está acoplada à intensidade OSL (WATANABE et al., 2010; YUKIHARA, 2011). Utilizando essa suposição, foi demonstrado que é possível a aplicação simultânea das técnicas TL e OSL no mesmo detector de BeO, como é demonstrado na Figura 6.9.



**Figura 6.9.** Curvas características de emissão TL ( $T_f=450^\circ\text{C}$ ) e OSL inicial de detectores de BeO irradiados com  $\sim 30\text{mGy}$ , representadas pelas linhas tracejadas e contínua, respectivamente, e leitura TL com  $T_f=450^\circ\text{C}$  ( $\circ$ ) após leituras TL com  $T_f=250^\circ\text{C}$  ( $\Delta$ ) e OSL com estimulação de 0,2s ( $\blacksquare$ ).

Por meio das técnicas TL e OSL aplicadas simultaneamente no mesmo detector de BeO, foi possível observar que a intensidade OSL inicial permanece constante ao longo do tempo de estimulação de 0,2s, mesmo após os detectores terem sido submetidos a estimulação térmica com temperatura final de  $250^\circ\text{C}$ , ou seja, o sinal OSL não é significativamente reduzido com tempos curtos de estimulação. Por outro lado, a curva de emissão TL com temperatura máxima de  $450^\circ\text{C}$ , realizada após a leitura OSL, não apresenta mais o pico dosimétrico ( $\sim 195^\circ\text{C}$ ), já que este sinal é suprimido do material após a estimulação térmica com temperatura final de  $250^\circ\text{C}$ .

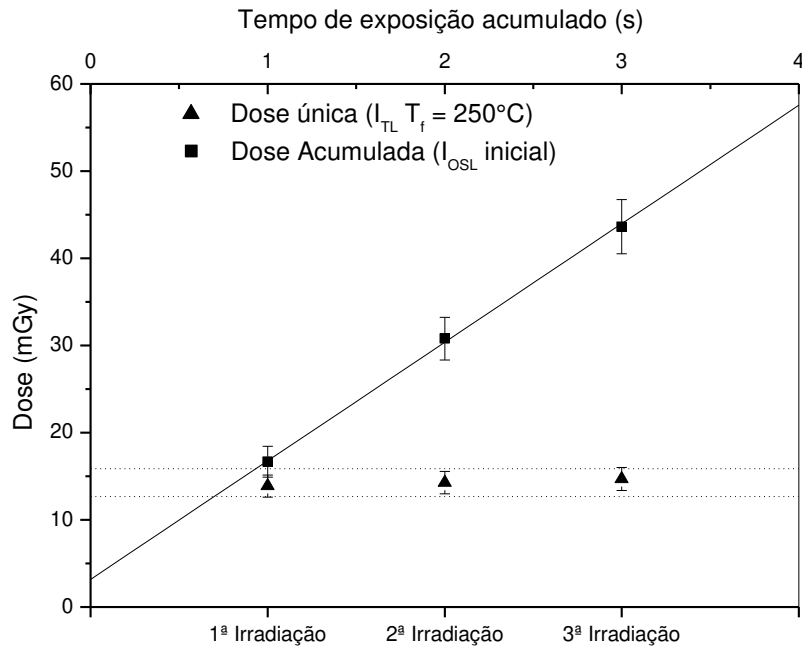
Os resultados apresentados na Figura 6.9, além de mostrarem que a técnica TL e OSL podem ser aplicadas simultaneamente no mesmo BeO, indicaram a viabilidade de se utilizar este tipo de detector

para avaliações de dose única e acumulada ao longo do tempo. Isso é possível, desde que a intensidade TL do pico dosimétrico seja obtida por meio de leituras TL com temperatura final entre 250°C - 255°C (dose única), enquanto a intensidade OSL é obtida por meio da técnica OSL com estímulo óptico de curta duração provenientes do LED azul (dose acumulada)

A dose única referente a uma irradiação ou a um período de tempo que o detector ficou sujeito a possíveis exposições à radiação é avaliada por meio das leituras TL com temperatura final entre 250 °C – 255 °C, já que, posteriormente à leitura TL, este sinal é deletado do material, como se o detector de BeO estivesse “zerado” e pronto para avaliar uma nova dose única com a técnica TL.

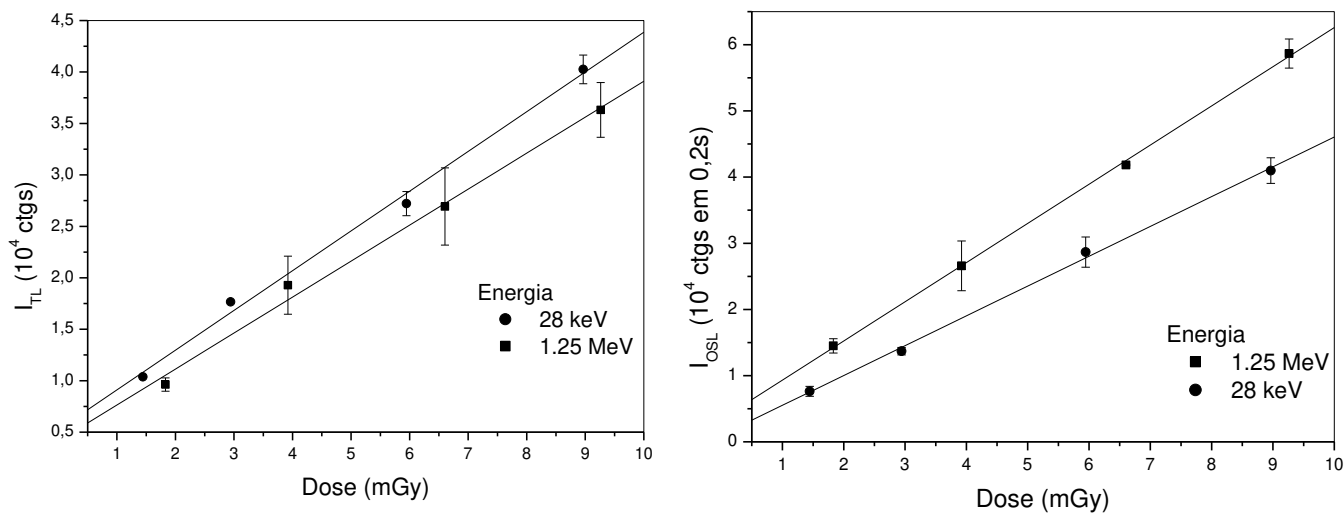
No caso da dose acumulada referente a diversas irradiações ou a diversos períodos consecutivos de tempo no qual diversas doses únicas foram avaliadas, esta pode ser determinada sucessivamente por meio da técnica OSL com estimulação curta (0,2s), pois o sinal OSL não sofrerá degradação significativa entre sucessivas leituras (<1%), ficando assim acumulado ao longo do tempo.

Para verificar a possibilidade da avaliação simultânea de doses únicas e acumuladas ao longo do tempo no mesmo detector de BeO, um estudo sob condições controladas de irradiação foi realizado e as doses únicas e acumuladas ao longo de três sucessivas sequências de irradiação e leituras TL e OSL, respectivamente, foram avaliadas (Figura 6.10)



**Figura 6.10.** Doses únicas e acumuladas avaliadas simultaneamente ao longo de três sequências de irradiação e leituras de detectores de BeO (média de 38 detectores) com as técnicas TL (I<sub>TL</sub> obtida com T<sub>f</sub>=250°C) e OSL (I<sub>OSL</sub> inicial).

A dose única, ao longo das três irradiações apresenta um valor médio constante de (14,3±1,6) mGy e a dose acumulada ao longo do tempo apresenta um crescimento linear em função do tempo de exposição de (14,5±0,6) mGy/s, em acordo com a taxa de dose da fonte beta do *Risø* utilizada nesta avaliação. Estes resultados demonstram a viabilidade de se empregar as técnicas TL e OSL combinadas no mesmo detector de BeO para avaliações simultâneas de doses única e acumulada ao longo do tempo. Considerando condições mais realistas de exposição e adotando o mesmo procedimento que no estudo controlado, as doses únicas e acumuladas foram avaliadas, para detectores de BeO expostos a feixes de fótons de duas energias, ao longo de dois meses. A Figura 6.11 exemplifica as curvas de I<sub>TL</sub> e I<sub>OSL</sub> em função da dose para as duas qualidades de radiação (energia) que permitiram avaliar os respectivos fatores de calibração para cada técnica no mesmo detector.



**Figura 6.11.**  $I_{TL}$  e  $I_{OSL}$  inicial em função da dose para as duas qualidades de radiação, as quais os detectores de BeO foram expostos com doses de alguns mGy, para avaliar os fatores de calibração.

As curvas apresentadas na Figura 6.11, utilizadas na avaliação das doses única e acumulada, respectivamente  $I_{TL}$  e  $I_{OSL}$ , mostram que a relação dose – resposta para alta (1,25 MeV) e baixa energia (28keV), apresentam comportamento inverso quando os sinais TL e OSL são comparados, ou seja, a resposta TL para a do  $^{60}\text{Co}$  é maior do que a resposta de 28keV, enquanto o comportamento para a resposta OSL inicial é inverso, o que será discutido em mais detalhes na seção 6.4.

As doses única e acumulada avaliadas simultaneamente no mesmo detector de BeO, utilizando as técnicas TL e OSL, foram comparadas aos resultados obtidos com detectores de LiF:Mg,Ti e com a câmara de ionização (Tabela 6.4).

**Tabela 6.4.** Doses única e acumulada avaliadas ao longo do tempo obtidas por meio das técnicas TL e OSL aplicadas simultaneamente em detectores de BeO, avaliadas em detectores de LiF:Mg,Ti e medidas diretamente com câmara de ionização.

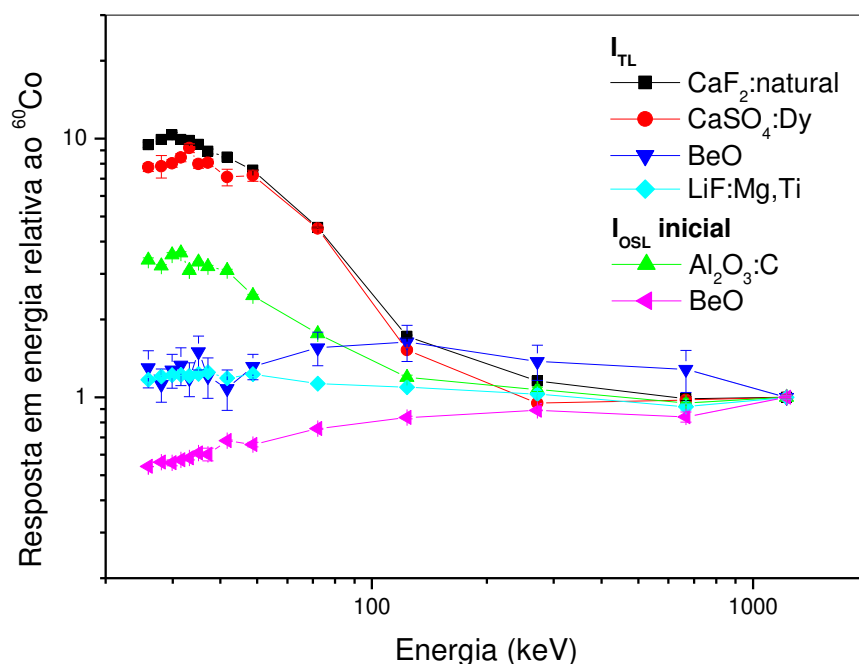
| Irradiações                        | Dose Única (mGy) |         |                           | Doses Acumulada (mGy) |         |                           |
|------------------------------------|------------------|---------|---------------------------|-----------------------|---------|---------------------------|
|                                    | BeO<br>TL        | LiF     | Câmara<br>de<br>Ionização | BeO<br>OSL            | LiF     | Câmara<br>de<br>Ionização |
| <b>Fótons de 1,25 MeV</b>          |                  |         |                           |                       |         |                           |
| 1                                  | 2,7±0,5          | 2,7±0,5 | 3,3                       | 3,1±0,5               | 2,7±0,5 | 3,3                       |
| 2                                  | 2,8±0,3          | 2,8±0,6 | 2,5                       | 6,7±0,8               | 5,5±0,3 | 5,8                       |
| 3                                  | 3,5±0,6          | 2,4±0,8 | 3,0                       | 10±1                  | 7,9±0,2 | 8,8                       |
| <b>Fótons de raios X de 28 keV</b> |                  |         |                           |                       |         |                           |
| 1                                  | 3,1±0,5          | 3,5±0,6 | 4,0                       | 4,4±0,7               | 3,5±0,6 | 4,0                       |
| 2                                  | 2,1±0,2          | 1,8±0,7 | 1,9                       | 6±1                   | 5,3±0,4 | 5,9                       |
| 3                                  | 3,2±0,4          | 2,8±0,4 | 3,6                       | 10,9±0,9              | 8,1±0,2 | 9,5                       |

Conforme apresentado na Tabela 6.4, todos os valores de dose única e acumulada avaliados simultaneamente com os detectores de BeO são compatíveis com os resultados avaliados com a câmara de ionização e com os detectores de LiF:Mg,Ti dentro de  $\pm 1\sigma$ , exceto os resultados estimados com o LiF:Mg,Ti na 3ª irradiação, que estão relativamente baixos quando comparados aos resultados obtidos com a câmara de ionização e BeO, mas ainda assim concordam entre si se um intervalo de  $\pm 2\sigma$  for considerado.

Deste modo, a utilização combinada de BeO com as duas técnicas (TL e OSL), permite a avaliação de doses única e acumulada ao longo do tempo, compatíveis com as doses avaliadas por outros detectores como LiF:Mg,Ti, com a técnica TL, e avaliadas por meio de medições com câmara de ionização, demonstrando a versatilidade dos detectores de BeO.

#### 6.4 RESPOSTA EM ENERGIA DE MATERIAIS DETECTORES OBTIDAS COM AS TÉCNICAS TL e OSL

A Figura 6.12 mostra as curvas de resposta em energia relativa ao  $^{60}\text{Co}$  dos cinco materiais detectores:  $\text{CaF}_2$ :natural,  $\text{CaSO}_4$ :Dy,  $\text{BeO}$  e  $\text{LiF:Mg,Ti}$ , utilizando a técnica TL ( $I_{\text{TL}}$ ), e  $\text{Al}_2\text{O}_3$ :C e  $\text{BeO}$ , utilizando a técnica OSL ( $I_{\text{OSL}}$  inicial). Esta avaliação foi realizada utilizando as configurações otimizadas para cada material e técnica, e no caso da técnica OSL, considerando também o sinal OSL total.



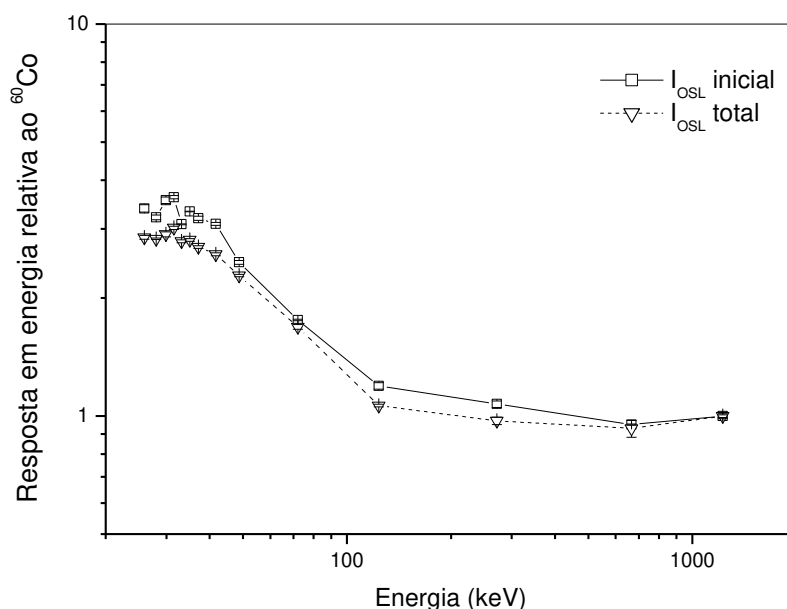
**Figura 6.12.** Resposta em energia relativa ao  $^{60}\text{Co}$  de detectores de  $\text{CaF}_2$ :natural,  $\text{CaSO}_4$ :Dy,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ :C  $\text{BeO}$  e  $\text{LiF:Mg,Ti}$  avaliadas por meio das técnicas TL e OSL.

Dentre os cinco materiais, os detectores de  $\text{CaF}_2$ :natural e  $\text{CaSO}_4$ :Dy apresentaram a maior resposta em energia relativa, chegando a exibir respostas em energia 9 e 10 vezes maiores que a resposta em energia do  $^{60}\text{Co}$  para energias mais baixas (menores do que 50 keV), respectivamente. Os detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3$ :C também apresentaram uma resposta em energia relativa maior; aproximadamente 3,6 vezes maior para energias abaixo de 50 keV, já os detectores de  $\text{BeO}$ , utilizados com a técnica OSL,

apresentaram a menor resposta em energia, dentre todos os materiais, exibindo variações de aproximadamente 50% para energias mais baixas com relação à energia dos fótons do  $^{60}\text{Co}$ . Os detectores de  $\text{LiF:Mg,Ti}$  e os detectores de  $\text{BeO}$  utilizados com a técnica TL, apresentaram a menor variação de resposta em energia relativa ao  $^{60}\text{Co}$ , aproximadamente 20%, considerando toda a faixa de energia.

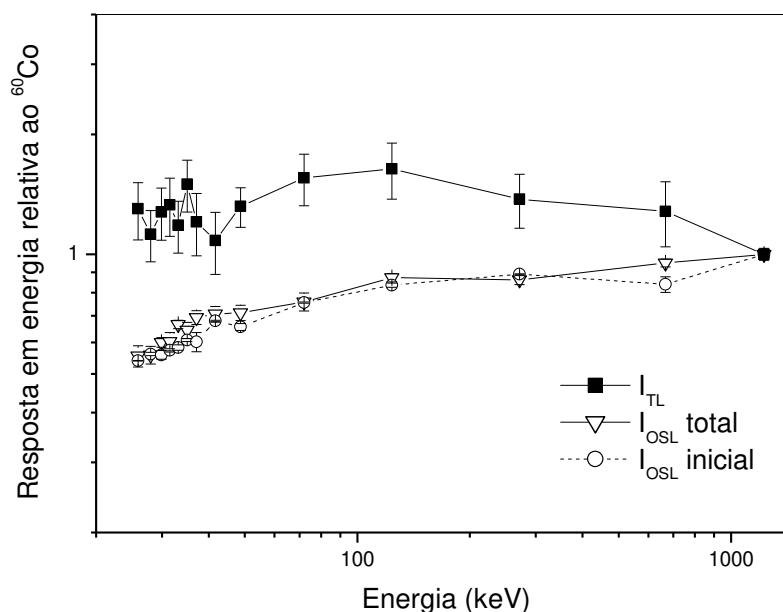
Como observado na Figura 6.12, as curvas de resposta em energia diferem da resposta em energia avaliada por meio dos coeficientes de absorção de energia mássicos (Figura 3.11). Embora estas estejam de acordo com os diferentes números atômicos efetivos dos detectores, exceto para os detectores de  $\text{BeO}$  utilizados com a técnica TL, outros fatores externos ao material e fatores intrínsecos, que, por exemplo, influenciam a eficiência de luminescência, como mencionado na seção 3.2, contribuem para as diferenças observadas (OLKO, 2002; YUKIHARA e MCKEEVER, 2011)

As Figuras 6.13 e 6.14 comparam as respostas em energia relativas ao  $^{60}\text{Co}$  obtidas para detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ , considerando o sinal OSL inicial e total ( $I_{\text{OSL}}$  inicial e total, respectivamente), e, no caso de detectores de  $\text{BeO}$ , também foi considerada a resposta em energia determinada por meio da  $I_{\text{TL}}$ .



**Figura 6.13.** Resposta em energia relativa ao  $^{60}\text{Co}$  de detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  considerando a  $I_{\text{OSL}}$  inicial e total.

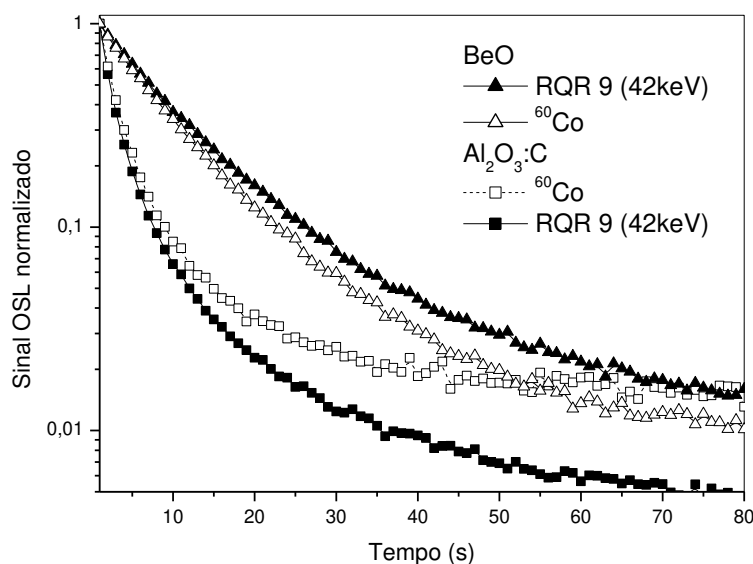




**Figura 6.14.** Respostas em energia relativas ao  $^{60}\text{Co}$  de detectores de BeO avaliadas por meio das técnicas TL ( $I_{\text{TL}}$ ) e OSL ( $I_{\text{OSL}}$  inicial e total).

Quanto ao comportamento da resposta OSL em energia considerando o sinal OSL total e inicial, tanto para os detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  como para os detectores de BeO, são observadas variações na resposta com respeito ao tipo de sinal, porém essas diferenças são relativamente maiores para os detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ . No caso do  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  esta diferença já havia sido relatada (GASPARIAN, VANHAVERE e YUKIHARA, 2012; JAIN, BØTTER-JENSEN e THOMSEN, 2007), porém no caso dos detectores de BeO, até onde se tem conhecimento, é a primeira vez que esta diferença nas respostas em energia obtidas considerando o sinal OSL total e inicial é descrita, bem como as diferenças na resposta em energia avaliadas por meio da intensidade OSL e TL do segundo pico ( $\sim 195^\circ\text{C}$ ) observadas nas Figuras 6.11 e 6.14.

A Figura 6.15 apresenta o sinal OSL normalizado pela  $I_{\text{OSL}}$  inicial de detectores de BeO e  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  submetidos a exposição com fótons de duas qualidades de radiação: feixe RQR9 ( $\sim 42\text{keV}$ ) e radiação gama do  $^{60}\text{Co}$ .



**Figura 6.15.** Sinal OSL normalizado pela  $I_{OSL}$  inicial de detectores de BeO e  $Al_2O_3$  irradiados com as qualidades de radiação RQR9 e fótons do  $^{60}Co$ .

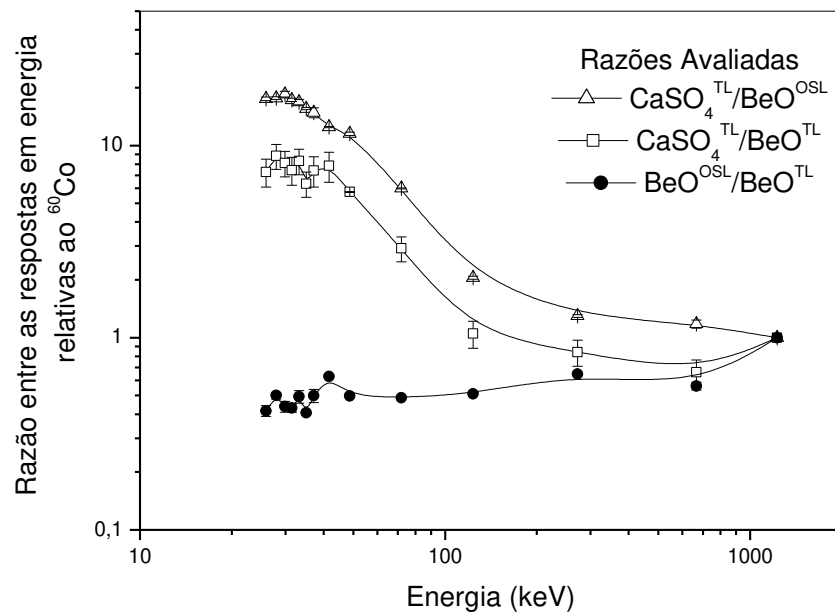
Analisando a Figura 6.15, é possível observar que a curva de emissão OSL para os dois detectores varia em função da energia. No caso dos detectores de  $Al_2O_3:C$ , o sinal OSL decai mais rápido para energias mais baixas. Desse modo, a resposta relativa em energia apresenta um valor relativamente mais baixo com o aumento da energia considerando a  $I_{OSL}$  total (área total abaixo da curva de emissão OSL), pois o decaimento mais rápido do sinal OSL para energias mais baixas é levado em conta (Figura 6.13). Porém, quando a resposta em energia relativa ao  $^{60}Co$  é avaliada por meio da  $I_{OSL}$  inicial, o modo como as curvas decaem em função da energia não é considerado. Sendo assim, detectores de  $Al_2O_3:C$  apresentam uma resposta em energia relativa ao  $^{60}Co$  maior quando considerada a  $I_{OSL}$  inicial. Embora o comportamento inverso seja observado em detectores de BeO, o sinal OSL decai mais rápido com o aumento da energia, a diferença no decaimento é mais sutil do que no caso dos detectores de  $Al_2O_3:C$ . Assim, a diferença entre as respostas em energia relativas ao  $^{60}Co$ , considerando a  $I_{OSL}$  inicial e total, é relativamente menor para detectores de BeO, sendo que esta é maior quando a  $I_{OSL}$  total é considerada (Figura 6.14).

Nas Figuras 6.12 e 6.14, é possível observar que a resposta em energia do BeO, além de variar com a energia dos fótons, apresenta diferentes comportamentos com relação à técnica utilizada; enquanto que, com a técnica OSL a resposta em energia relativa ao  $^{60}\text{Co}$  apresenta um comportamento similar ao esperado quando considerado somente o número atômico efetivo do material, com a técnica TL (pico 195°C) essa resposta relativa apresenta o comportamento inverso ao esperado.

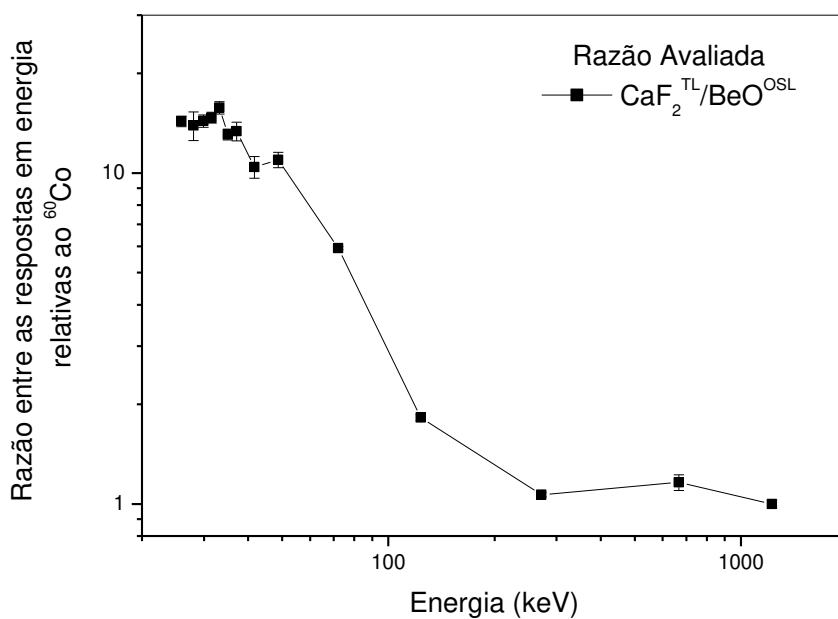
Essas diferenças, bem como o fato da resposta em energia relativa ao  $^{60}\text{Co}$  para os outros materiais detectores não serem exatamente idênticas ao comportamento esperado teoricamente, considerando somente o número atômico efetivo, indicam que a resposta em energia também está relacionada a outros fatores, como, por exemplo, parâmetros do equipamento (janelas de detecção), processos de recombinação não radiativos que podem ocorrer no material e processos intrínsecos de conversão de energia em sinal luminescente que dependem, não somente da matriz do material, mas também do tipo e concentração de defeitos ou impurezas responsáveis pelas emissões TL e OSL (YUKIHARA e MCKEEVER, 2011).

## 6.5 FATORES DE CORREÇÃO COM RESPEITO A ENERGIA COM AS TÉCNICAS TL E OSL COMBINADAS

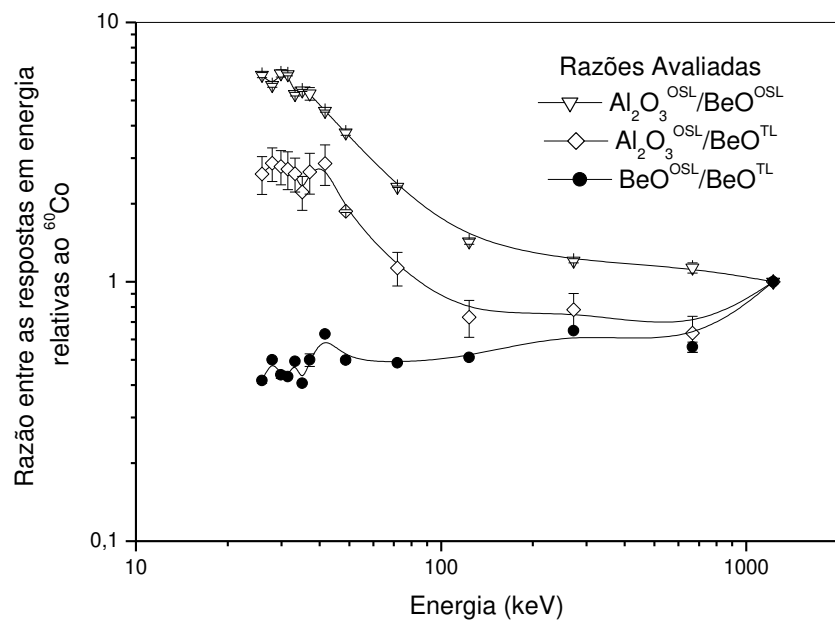
Conhecendo a resposta em energia dos materiais detectores, foi desenvolvido um algoritmo para avaliar fatores de correção com respeito à energia do feixe de radiação incidente. Este algoritmo foi baseado nas diferentes respostas em energia relativas ao  $^{60}\text{Co}$  obtidas por meio das duas técnicas (TL e OSL). As Figuras de 6.16 a 6.19 mostram os tipos de razões avaliadas para cada um dos pares de detectores:  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}/\text{BeO}$ ,  $\text{CaF}_2:\text{natural}/\text{BeO}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}/\text{BeO}$  e  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}/\text{LiF:Mg,Ti}$ .



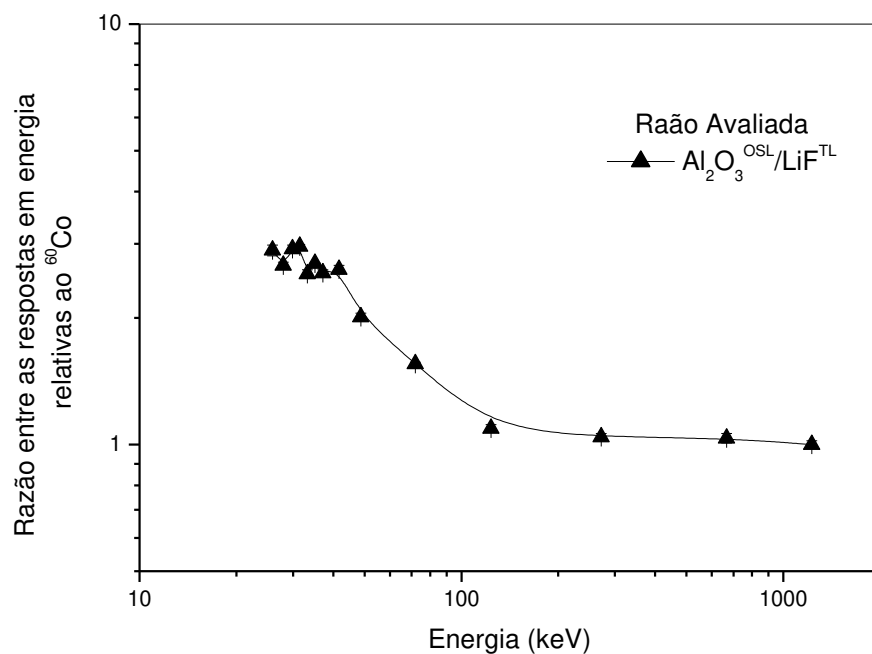
**Figura 6.16.** Razões avaliadas entre as respostas em energia relativas ao  $^{60}\text{Co}$  utilizando as técnicas TL e OSL para o par de detectores  $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$ .



**Figura 6.17.** Razões avaliadas entre as respostas em energia relativas ao  $^{60}\text{Co}$  utilizando as técnicas TL e OSL para o par de detectores  $\text{CaF}_2\text{:natural/BeO}$ .



**Figura 6.18.** Razões avaliadas entre as respostas em energia relativas ao  $^{60}\text{Co}$  utilizando as técnicas TL e OSL para o par de detectores  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}/\text{BeO}$ .



**Figura 6.19.** Razões avaliadas entre as respostas em energia relativas ao  $^{60}\text{Co}$  utilizando as técnicas TL e OSL para o par de detectores  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}/\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ .

Utilizando qualquer uma das combinações de par de detectores mostradas nas Figuras de 6.16 a 6.19, é possível avaliar a energia da radiação incidente, por meio dos diferentes tipos de razão entre as respostas do par de detectores. Em pares nos quais mais de um tipo de razão foi avaliado, como é o caso dos pares de detectores  $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$ , e  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$ , o intervalo de energia estimado para a radiação incidente pode ser melhor determinado. Isso porque o algoritmo irá interpolar os três valores de razões, obtidos por meio das doses relativas ao  $^{60}\text{Co}$ , entre os valores de três tipos de razões para os pares  $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$  ( $R_{\text{TL/OSL}}$ ,  $R_{\text{TL/TL}}$  e  $R_{\text{OSL/TL}}$ ) e  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$  ( $R_{\text{OSL/OSL}}$  e dois valores de  $R_{\text{OSL/TL}}$ ), resultando, no caso de baixas energias, em um intervalo mais estreito para o valor de energia, sendo possível, até mesmo, estimar um valor com grande precisão para a energia do feixe incidente, no caso de energias entre 40 e 300 keV.

Vale ressaltar que para dosimetria pessoal em nenhuma recomendação ou norma é necessário avaliar a energia, porém para se avaliar as grandezas operacionais  $H_p(10)$  e  $H_x$  é necessário, na maioria dos sistemas de dosimetria passiva em uso atualmente, utilizar fatores de correção com respeito à energia devido a variações na resposta em energia dos dosímetros, mais especificamente dos elementos detectores que compõem o dosímetro.

No caso das estimativas para a grandeza operacional  $H_p(10)$ , utilizando dosímetros que não são calibrados sobre simulador, ou seja, nos casos em que o fator de conversão kerma no ar para equivalente de dose ( $h_{pk}$ ) precisa ser utilizado, a determinação de um intervalo estreito de energia, principalmente para as energias mais baixas, se torna essencial.

Os valores de  $h_{pk}$  chegam a apresentar diferenças percentuais relativas maiores que 100% para energias abaixo de 60 keV, e embora, na maioria das normas e requisitos de desempenho de sistemas dosimétricos sejam toleradas variações de  $h_{pk}$ , uma estimativa de energia do feixe incidente considerando um intervalo mais amplo de energia pode fazer com que o critério de dependência energética não seja atendido, como será explicado posteriormente.

Deste modo, no algoritmo desenvolvido para avaliar o fator de correção com respeito à energia, primeiramente, é avaliada a energia do feixe de radiação, a qual os detectores foram expostos, e, conhecendo a energia, são avaliados fatores de correção para cada tipo de sinal (TL e/ou OSL) do par de detectores considerado para avaliar as doses.

Os desempenho do algoritmo avaliado no teste cego para as combinações de pares de detectores  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$  e  $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$  é apresentado na Tabela 6.5.

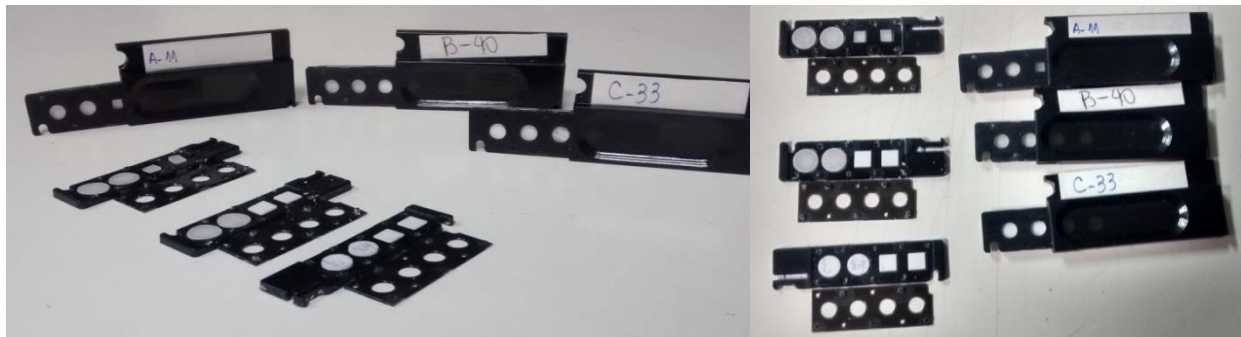
**Tabela 6.5.** Intervalos de energia e doses avaliadas no teste cego e valores de referência para as duas configurações de par de detectores testadas.

| Combinação de Detectores                   | Intervalo de Energia (keV) | Dose (mGy) | Valores de Referência |            | Intervalo de Energia (keV) | Dose (mGy) | Valores de Referência |            |
|--------------------------------------------|----------------------------|------------|-----------------------|------------|----------------------------|------------|-----------------------|------------|
|                                            |                            |            | Energia (keV)         | Dose (mGy) |                            |            | Energia (keV)         | Dose (mGy) |
| $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ | 48 – 72                    | $28 \pm 6$ | 29                    | 27,37      | 72 - 123                   | $84 \pm 3$ | 90                    | 84,56      |
| $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$              | 33 – 35                    | $28 \pm 3$ |                       |            | 72 - 123                   | $90 \pm 8$ |                       |            |

Os resultados demonstram a eficiência do algoritmo de avaliação de fator de correção com respeito à energia em discriminar o intervalo de energia e em selecionar um fator de correção apropriado para cada tipo de sinal, já que os valores de dose obtidos para as duas energias de referência estão próximos dos valores de referência medidos com câmara de ionização, considerando a incerteza associada aos valores avaliados.

## 6.6 MONITORES INDIVIDUAIS DESENVOLVIDOS E AVALIAÇÕES DE GRANDEZAS OPERACIONAIS ÚNICA E ACUMULADA

O monitor individual TL/OSL desenvolvido em suas três diferentes configurações de pares de detectores:  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ ,  $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$  e  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$ , para avaliação das grandezas operacionais  $H_p(10)$  ou  $H_x$  na rotina de monitoração de IOEs, é apresentado na Figura 6.20.



**Figura 6.20.** Fotos do monitor individual TL/OSL em suas três configurações:  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$  (A-11),  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$  (B-40) e  $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$  (C-33).

O monitor individual, nas três configurações, foi projetado para ser simétrico; de acordo com a definição dada pela IEC 62387-1:2012 (IEC, 2012), apresentar baixa dependência angular; além de fornecer a informação adicional de  $H_p(10)$  ou  $H_x$  acumulada.

A avaliação das grandezas operacionais  $H_p(10)$  e  $H_x$  única e acumulada, a partir das leituras TL e/ou OSL dos pares de detectores presentes no monitor individual, em suas três configurações, é feita com o algoritmo desenvolvido, que utiliza as técnicas TL e OSL combinadas, para aplicar correções com respeito a energia e fatores de calibração, para a energia de fótons do  $^{60}\text{Co}$ , avaliados a partir de irradiações no ar.

A Tabela 6.6 mostra as intensidades TL e/ou OSL ( $I_{TL/OSL}$ ) por unidade de kerma no ar ( $K_{ar}$ ), para irradiações com fótons do  $^{60}\text{Co}$ , realizadas na presença do simulador e sem o simulador.

**Tabela 6.6.** Intensidade TL e /ou OSL ( $I_{TL \text{ ou } OSL}$ ) por unidade de kerma no ar ( $K_{ar}$ ) avaliada em detectores irradiados com fótons do  $^{60}\text{Co}$  com e sem a presença do simulador.

| Detectores                             | $I_{TL \text{ ou } OSL} / K_{ar} \text{ (ctgs/mGy ou cps/mGy)}$ |                  |
|----------------------------------------|-----------------------------------------------------------------|------------------|
|                                        | Com simulador                                                   | Sem simulador    |
| LiF:Mg,Ti (TL)                         | $44253 \pm 180$                                                 | $43717 \pm 5749$ |
| $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ (TL)         | $52252 \pm 213$                                                 | $48995 \pm 2024$ |
| BeO (TL)                               | $3377 \pm 14$                                                   | $3507 \pm 24$    |
| $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ (OSL) | $968 \pm 4$                                                     | $964,3 \pm 0,5$  |
| BeO (OSL)                              | $3377 \pm 14$                                                   | $3507 \pm 24$    |

Os valores da Tabela 6.6 mostram que não são observadas diferenças significativas nas intensidades TL e/ou OSL por unidade de kerma no ar, para irradiações feitas com fótons de 1,25 MeV, na presença e



ausência do simulador de tronco humano. Desta forma os fatores de calibração presentes no algoritmo de avaliação das doses, determinados por meio de calibrações de rotina realizadas no ar, podem ser utilizados no processo de avaliação da grandeza operacional  $H_p(10)$  como descrito na seção 5.7.

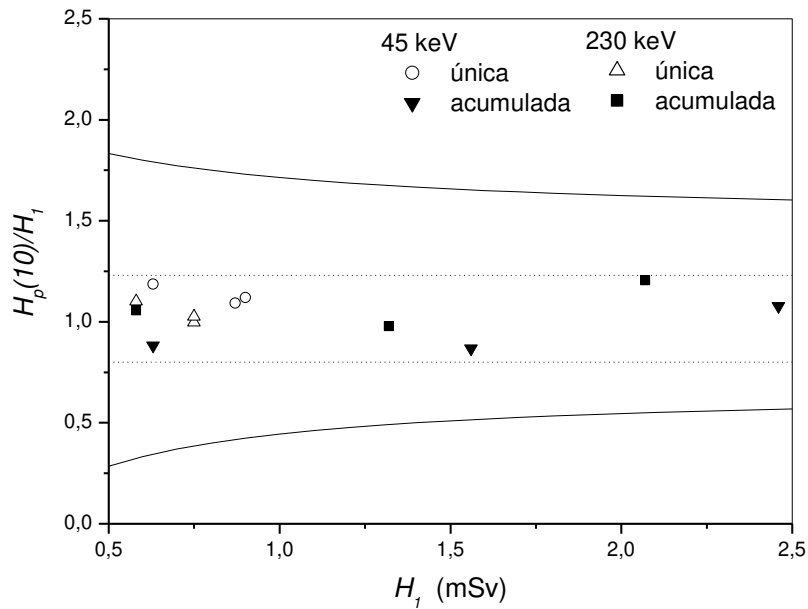
A Tabela 6.7 apresenta os resultados do teste cego com o monitor individual na configuração  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}/\text{BeO}$ , para irradiações feitas sobre o simulador com duas qualidades de radiação com energias efetivas de 45 e 230keV (N60 e N300), e avaliação das grandezas operacionais ( $H_p(10)$ ) utilizando o algoritmo desenvolvido.

**Tabela 6.7.** Resultados do teste cego do monitor individual na configuração  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}/\text{BeO}$ .

| Irradiação | <i><b><math>H_p(10)</math> única (mSv)</b></i> |           |         |           | <i><b><math>H_p(10)</math> acumulada (mSv)</b></i> |           |         |           |
|------------|------------------------------------------------|-----------|---------|-----------|----------------------------------------------------|-----------|---------|-----------|
|            | 45 keV                                         |           | 230 keV |           | 45 keV                                             |           | 230 keV |           |
|            | nominal                                        | avaliado  | nominal | avaliado  | nominal                                            | avaliado  | nominal | avaliado  |
| 1          | 0,63                                           | 0,56±0,05 | 0,58    | 0,64±0,05 | 0,63                                               | 0,75±0,08 | 0,58    | 0,64±0,02 |
| 2          | 0,93                                           | 0,76±0,07 | 0,75    | 0,73±0,06 | 1,56                                               | 1,70±0,26 | 1,33    | 1,32±0,12 |
| 3          | 0,90                                           | 0,97±0,07 | 0,75    | 0,90±0,06 | 2,46                                               | 2,75±0,32 | 2,08    | 2,13±0,06 |

Os valores estimados para a grandeza operacional única e acumulada estão em acordo com os valores nominais, avaliados por meio de medidas com a câmara de ionização, demonstrando a eficiência do algoritmo e desempenho satisfatório do monitor para as duas energias consideradas no teste cego.

Para verificar se os resultados obtidos com o monitor TL/OSL é adequado para monitoração individual, foi utilizada a curva trombeta na avaliação do desempenho do detector, com valores de nível de registro dado pela CNEN ( $H_0 = 0,2$  mSv) e  $H_I$  dado pelos valores nominais medidos com a câmara de ionização.



**Figura 6.21.** Curva trombeta aplicada aos resultados de teste cego do monitor individual desenvolvido na configuração  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}/\text{BeO}$  utilizando o nível de registro para monitoração individual mensal estabelecido pela CNEN de  $H_0=0,2\text{mSv}$ .

O critério estabelecido pela curva trombeta garante que o valor de equivalente de dose (incluindo a incerteza associada) determinado na monitoração individual é aceitável quando a razão entre os valores determinado ( $H_p(10)$ ) e nominal ( $H_I$ ) está dentro dos limites superior e inferior estabelecidos. Sendo assim, o desempenho do monitor individual TL/OSL desenvolvido na configuração  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}/\text{BeO}$  foi satisfatório para aplicações em dosimetria pessoal, tanto para a grandeza  $H_p(10)$  única quanto para a  $H_p(10)$  acumulada ao longo das três irradiações.

A análise dos resultados por meio da curva trombeta também demonstra o desempenho do monitor desenvolvido na reavaliação das doses, já que estas permanecem registradas no monitor ao longo de sucessivas avaliações.

Durante a avaliação das grandezas operacionais, observou-se que a maior contribuição para as incertezas associadas está relacionada às correções com respeito à energia seguida dos fatores de calibração e variações entre as sensibilidades dos detectores. As incertezas associadas à calibração e a variação na sensibilidade podem ser minimizadas, por exemplo, utilizando um número maior de pontos

para avaliar a relação sinal OSL/TL – dose e um intervalo mais estreito para a sensibilidade durante o processo de seleção dos detectores, respectivamente. Em situações controladas de irradiação, as incertezas devido à variação na resposta em energia podem ser minimizadas já que os feixes de radiação são bem definidos e previamente caracterizados, porém na prática estas podem ser bem maiores, como mencionado na seção 4.2.2, dependendo fortemente do campo de radiação espalhado.

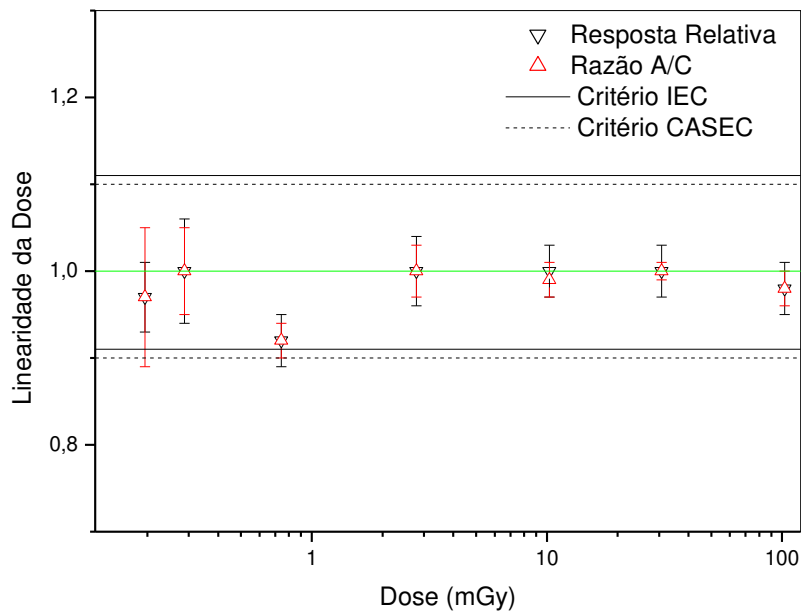
O algoritmo utilizado para avaliar os fatores de correção com respeito à energia foi desenvolvido considerando a resposta dos detectores em irradiações com feixes largos em energia considerando qualidades de radiação mais próximas do campo de radiação encontrado na rotina. Deste modo, os fatores de correção avaliados de forma mais precisa resultam em valores avaliados com uma menor incerteza associada, como é possível observar nos resultados obtidos (coeficiente de variação menor do que 15% para as duas energias consideradas).

## 6.7 APLICAÇÃO DE CRITÉRIOS DE DESEMPENHO PARA O MONITOR INDIVIDUAL

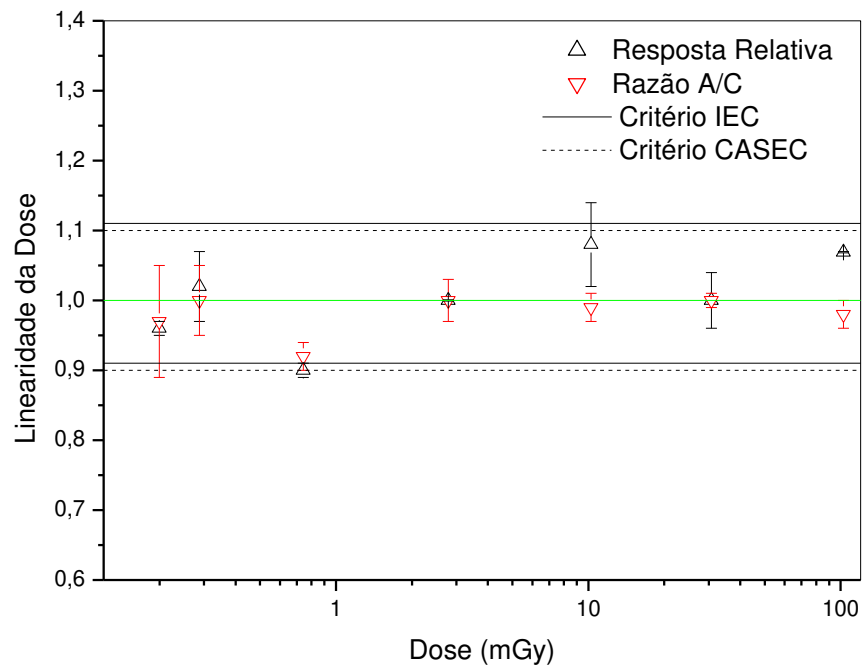
O desempenho dos monitores obtido para as três configurações, por meio de testes baseados nas normas nacionais e internacionais são apresentados a seguir. Em cada teste, os resultados de desempenho, foram submetidos aos critérios estabelecidos na norma internacional IEC 62387-1:2012, para qualquer sistema de dosimetria passiva, e aos critérios aplicados a dosimetria TL fornecido pelo CASEC no IRD – RT N°002.01/95.

### 6.7.1 Linearidade e coeficiente de variação

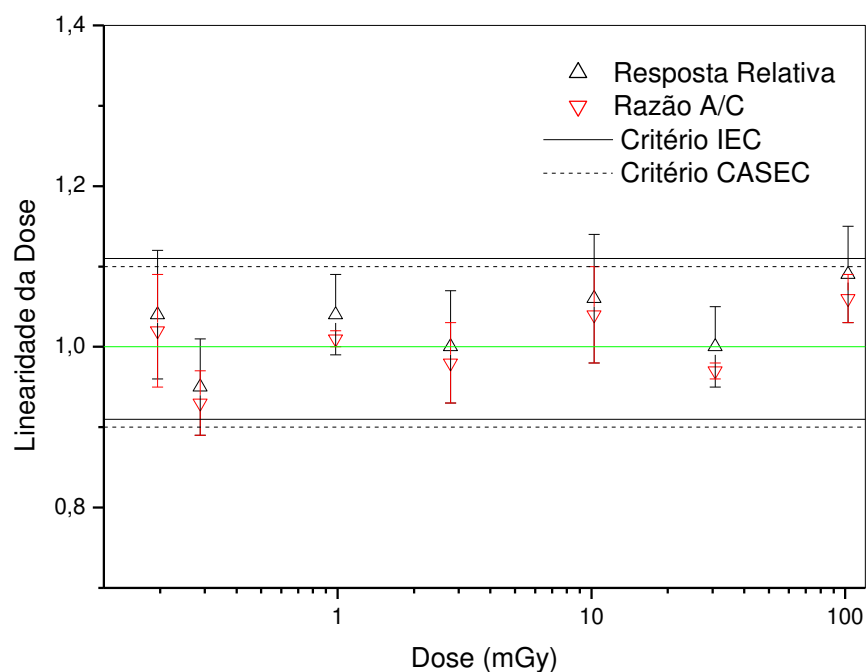
Nas Figuras de 6.22 a 6.24 são apresentados os resultados para o teste de linearidade da dose, realizado com as três configurações do monitor individual, e os critérios de desempenho para linearidade dados pelo CASEC e IEC.



**Figura 6.22.** Resultados do teste de linearidade do monitor individual na configuração  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$  e critérios de desempenho da IEC (linha contínua) e do CASEC (linha tracejada) aplicados aos resultados de resposta relativa e razão entre os valores avaliado e convencional verdadeiro (A/C).



**Figura 6.23.** Resultados do teste de linearidade do monitor individual na configuração  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$  e critérios de desempenho da IEC (linha contínua) e do CASEC (linha tracejada) aplicados aos resultados de resposta relativa e razão entre os valores avaliado e convencional verdadeiro (A/C).

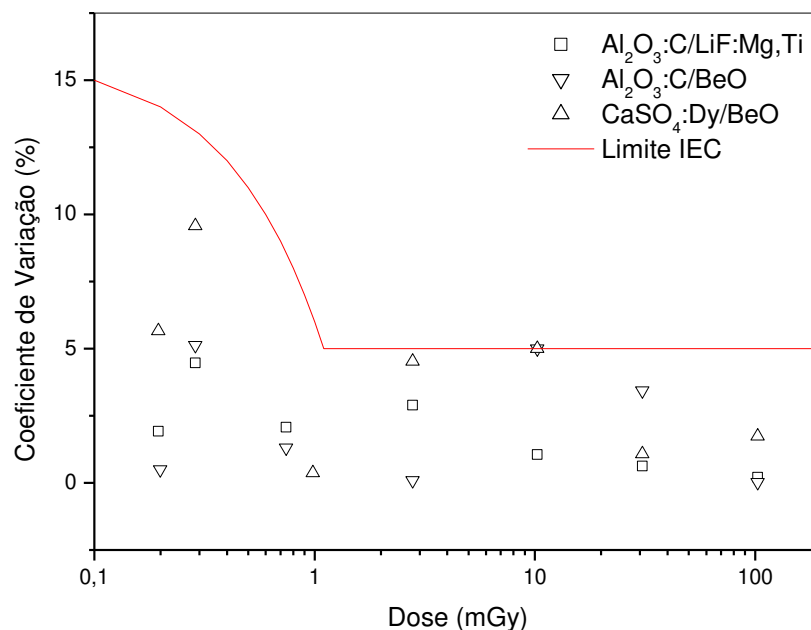


**Figura 6.24.** Resultados do teste de linearidade do monitor individual na configuração  $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$  e critérios de desempenho da IEC (linha contínua) e do CASEC (linha tracejada) aplicados aos resultados de resposta relativa e razão entre os valores avaliado e convencional verdadeiro (A/C).

Os resultados de linearidade da dose com o monitor desenvolvido, para as três configurações, apresentam valores absolutos da resposta relativa e da razão entre os valores avaliado e convencional verdadeiro dentro dos dois critérios aplicados, para praticamente todos os valores de dose.

Em alguns valores de dose a resposta relativa apresentou valores absolutos ligeiramente distantes da unidade, isso pode estar associado a algum erro na avaliação do valor convencional verdadeiro (medidos com a câmara de ionização). Porém, se o número de monitores utilizados no teste fosse dobrado, a resposta relativa para esses pontos estaria dentro dos limites estabelecidos, já que a incerteza associada seria reduzida (ANEXO A).

A Figura 6.25 apresenta os coeficientes de variação avaliados para cada valor de dose utilizado e o critério da IEC para o teste de coeficiente de variação.



**Figura 6.25.** Coeficiente de variação e critério da IEC 62387-1:2012 para o teste do coeficiente de variação.

O critério da IEC para o coeficiente de variação é que os valores do produto entre o coeficiente de variação e (1/1,24) e o produto entre o coeficiente de variação e (1/1,77) esteja dentro do limite apresentado na Figura 6.25. Porém, optou-se em mostrar diretamente os valores do coeficiente de variação, que como mostrado na Figura 6.25, estão dentro do critério estabelecido pela IEC.

O limite adotado pelo CASEC aplicado ao teste de reprodutibilidade/ coeficiente de variação determina que o coeficiente de variação do valor avaliado para um valor convencional verdadeiro de dose de 10mGy seja menor que 7,5%. Sendo assim, este critério também é satisfeito para as três configurações do monitor individual avaliado (Figura 6.25), já que o coeficiente de variação, avaliado através do conjunto de três monitores considerados coletivamente, para a dose de 10 mGy é de 5%.

### 6.7.2 Limite inferior de detecção

O teste do limite inferior de detecção nas três configurações do monitor desenvolvido foi avaliado por meio da leitura de 5 monitores após o tratamento de pré – utilização (tratamentos óptico e térmico).

A Tabela 6.8 apresenta o valor avaliado médio ( $A$ ) e o desvio padrão da amostra ( $s$ ), juntamente com o produto entre  $s$  e o valor  $t$  ( $n=5$ ), dado pela distribuição  $t$  de Student (ANEXO A) para as três configurações utilizadas no monitor TL/OSL.

**Tabela 6.8.** Limite inferior de detecção do monitor individual desenvolvido avaliado para as três configurações  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$  e  $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$ .

| <b>Configurações do Monitor</b>            | <b><math>A \pm s</math> [mGy]</b> | <b><math>(t_{n=5}).s</math> [mGy]</b> |
|--------------------------------------------|-----------------------------------|---------------------------------------|
| $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ | $0,088 \pm 0,006$                 | 0,02                                  |
| $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$       | $0,085 \pm 0,003$                 | 0,01                                  |
| $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$              | $0,080 \pm 0,006$                 | 0,02                                  |

O critério do CASEC para este teste é que o produto  $t_n.s$  seja menor do que 0,2 mGy. Como mostrado na Tabela 6.8, o monitor individual em suas três configurações satisfaz esse critério. Além disso, analisando o valor médio avaliado, o monitor desenvolvido é capaz de avaliar doses bem abaixo do nível de registro determinado pela CNEN de 0,2 mSv.

### 6.7.3 Auto – irradiação

Na Tabela 6.9 são apresentados os valores de dose avaliados em cada configuração do monitor desenvolvido, devido ao período de armazenamento por 25 dias, em um local com taxa de radiação de fundo conhecida, resultando em um valor convencional de radiação de fundo de aproximadamente 0,4 mGy.

**Tabela 6.9.** Doses avaliadas em cada configuração devido ao armazenamento de 25 dias em local com taxa de radiação de fundo conhecida.

| <b>Configurações do Monitor</b>            | <b>Dose (mGy)</b> |
|--------------------------------------------|-------------------|
| $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ | $0,45 \pm 0,03$   |
| $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$       | $0,35 \pm 0,07$   |
| $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$              | $0,32 \pm 0,09$   |

Deste modo, subtraindo o valor convencional de radiação de fundo dos valores de dose avaliados em cada configuração, é possível observar que as leituras de dose zero não ultrapassam o limite inferior de detecção de 0,2 mGy, recomendado pelo CASEC.

#### 6.7.4 Sinal residual

A Tabela 6.10 apresenta os resultados do teste de limite inferior de detecção, realizado com as três configurações dos monitores, após serem expostos a fótons do  $^{60}\text{Co}$  resultando em doses de 100 mGy e serem submetidos à etapa de reutilização (tratamentos ópticos e térmicos), respectivamente.

**Tabela 6.10.** Limite inferior de detecção do monitor individual, para as três configurações  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}/\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}/\text{BeO}$  e  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}/\text{BeO}$ , após exposição a fonte de referência ( $C=100$  mGy)

| Configurações do Monitor                                 | $A \pm s$ [mGy]   | $(t_{n=5}).s$ [mGy] |
|----------------------------------------------------------|-------------------|---------------------|
| $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}/\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ | $0,081 \pm 0,005$ | 0,01                |
| $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}/\text{BeO}$              | $0,10 \pm 0,01$   | 0,03                |
| $\text{CaSO}_4:\text{Dy}/\text{BeO}$                     | $0,08 \pm 0,01$   | 0,04                |

Comparando os resultados apresentados nas Tabelas 6.10 e 6.8, é possível observar que o limite inferior de detecção do monitor nas três configurações não sofreu alterações significativas após serem irradiados com um valor relativamente alto.

Adicionalmente, foi avaliada se a sensibilidade dos monitores não foi alterada, avaliando a resposta dos mesmos cinco monitores após serem submetidos expostos a fonte de referência com doses de 2 mGy (Tabela 6.11).



**Tabela 6.11.** Razão entre os valores avaliados e convencional verdadeiros ( $\sim 2$  mGy) avaliados para as três configurações  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$  e  $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$  submetidas previamente a doses elevadas de radiação (100 mGy).

| Configurações do Monitor                   | $r_{\text{CASEC}}$ |
|--------------------------------------------|--------------------|
| $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ | $1,02 \pm 0,06$    |
| $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$       | $0,95 \pm 0,02$    |
| $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$              | $1,04 \pm 0,04$    |

Sendo assim, a resposta relativa ao valor convencional verdadeiro dos monitores, após serem submetidos a doses elevadas, preenche o critério estabelecido pelo CASEC, já que para as três configurações do monitor avaliadas, a resposta relativa está no intervalo entre 0,9 e 1,1.

#### 6.7.5 Efeito da luz sobre o dosímetro

A Tabela 6.12 apresenta os resultados de valor avaliado e incerteza associada para os dois grupos de dosímetros utilizados no teste de exposição à luz durante 24h.

**Tabela 6.12** Efeito da exposição das três configurações do monitor ( $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$  e  $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$ ) à luz (24h).

| Configurações do Monitor                   | $A \pm I$ [mGy]   |                   |
|--------------------------------------------|-------------------|-------------------|
|                                            | Exposto à luz     | Não exposto à luz |
| $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ | $0,06 \pm 0,01$   | $0,09 \pm 0,01$   |
| $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$       | $0,11 \pm 0,05$   | $0,089 \pm 0,007$ |
| $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$              | $0,067 \pm 0,003$ | $0,08 \pm 0,01$   |

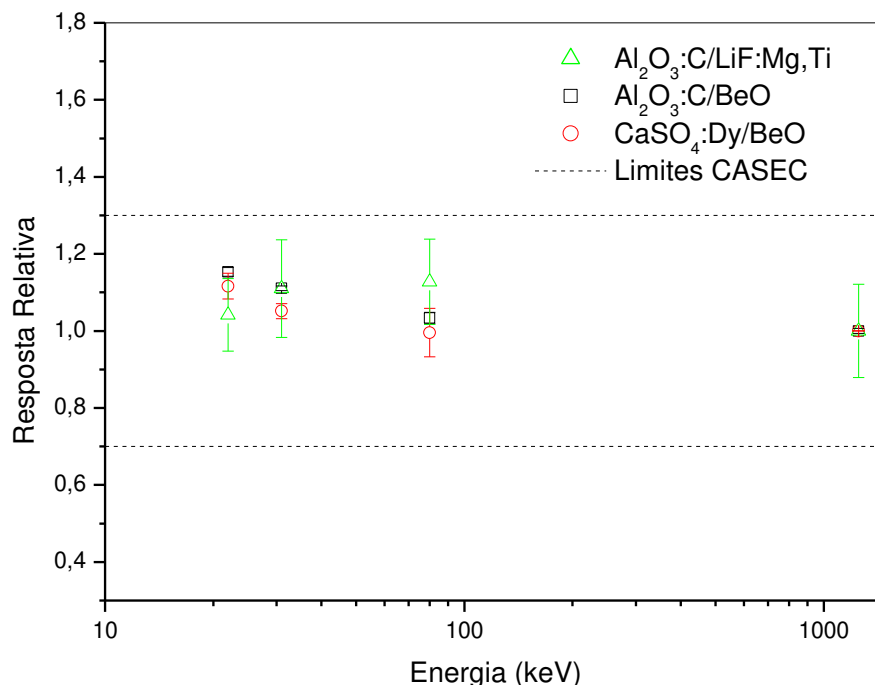
De acordo com o critério estabelecido pelo CASEC para este teste, os dosímetros expostos à luz por 24h não devem sofrer alterações no valor de dose zero. Comparando os valores avaliados para os dois grupos (expostos e não expostos à luz), não são observadas diferenças significativas entre os grupos,

levando em conta a incerteza associada. Sendo assim, o monitor desenvolvido em suas três configurações não sofreu alterações no valor de dose zero devido à exposição à luz.

### 6.7.6 Dependência energética

A resposta em energia do monitor desenvolvido foi avaliada utilizando irradiações feitas no ar e sobre simulador e os critérios do CASEC e da IEC, respectivamente, foram aplicados aos resultados.

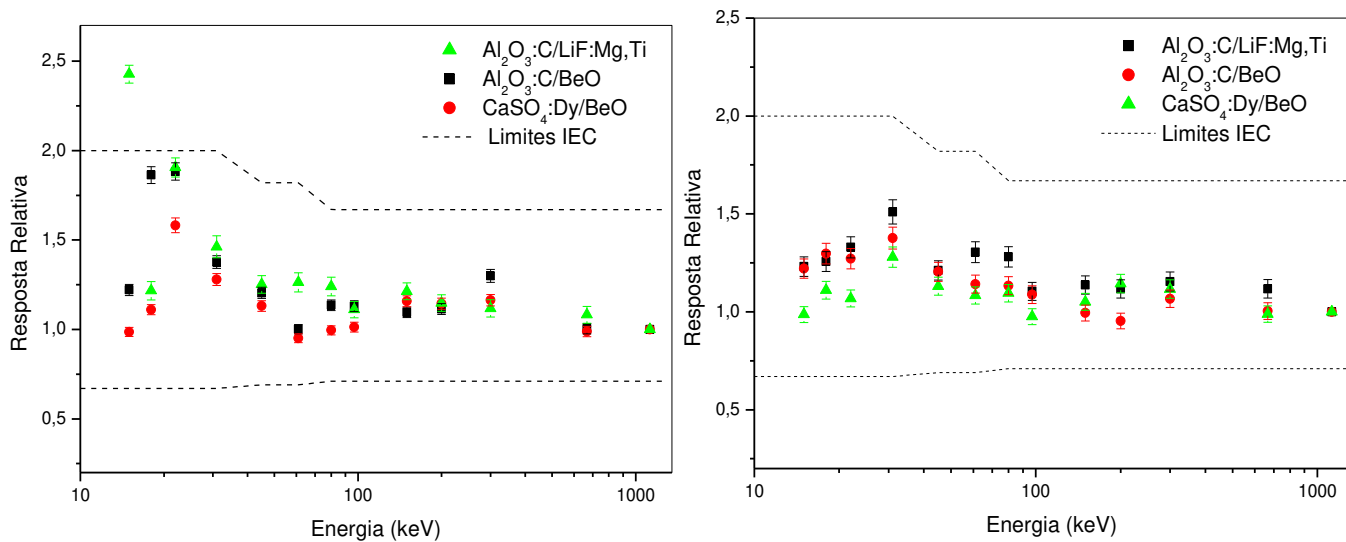
A Figura 6.26 apresenta o desempenho do monitor avaliado com respeito a variações na energia quando irradiados no ar e a faixa de variação aceitável segundo o critério do CASEC para o teste de dependência energética.



**Figura 6.26.** Resposta relativa, determinada através dos valores avaliados nos monitores e convencionais verdadeiros medidos com câmara de ionização, para as três configurações e limites de variação aceitável (linhas tracejadas) pelo CASEC no teste de dependência energética.

As três configurações do monitor individual apresentaram desempenho, para todas as energias avaliadas, dentro do critério estabelecido pelo CASEC para dependência energética, como é possível observar na Figura 6.26.

A Figura 6.27 mostra o desempenho do monitor em avaliar as grandezas  $H_p(10)$  e  $H_x$  para exposições sobre o simulador de tronco humano com diferentes qualidades de radiação.



**Figura 6.27.** Resposta relativa, determinada através das grandezas operacionais  $H_p(10)$  (à esquerda) e  $H_x$  (à direita), para as três configurações e limites de variação aceitável (linhas tracejadas) pela IEC no teste de dependência energética.

Analisando as respostas relativas obtidas por meio das duas grandezas, todas as configurações apresentaram desempenho satisfatório, dentro dos limites aceitáveis de variação adotado como critério para dependência energética pela IEC, exceto, para uma única energia (15 keV), com a configuração  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ , a qual apresentou um valor de resposta relativa, determinada por meio da grandeza avaliada  $H_p(10)$ , acima do limite considerado satisfatório.

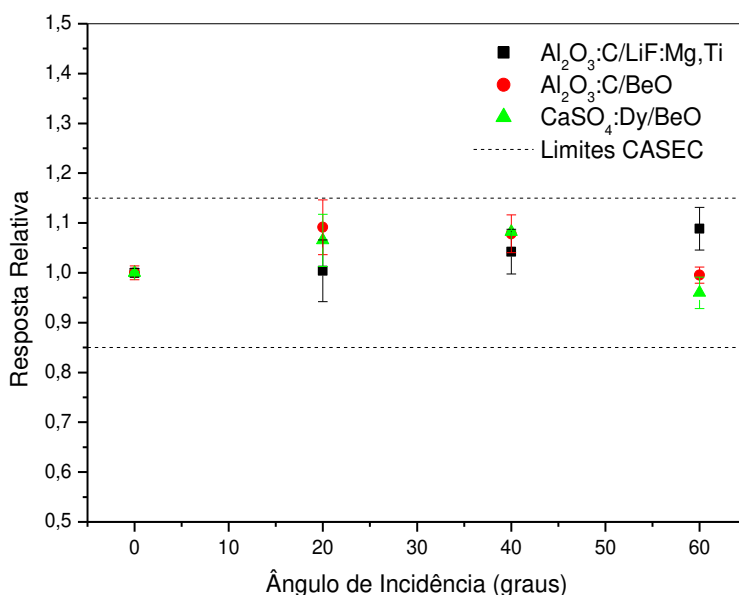
Como mencionado anteriormente, a grandeza  $H_p(10)$  é avaliada através do monitor desenvolvido utilizando o fator de conversão  $h_{pk}$ , que varia com a qualidade de radiação, apresentando maiores variações para fótons de energias mais baixas. Já a grandeza operacional  $H_x$ , estabelecida pela CNEN, é determinada utilizando um único fator de conversão  $f=1,14$  Sv/Gy para qualquer energia que seja avaliada no algoritmo de correção de doses. Desse modo, já era esperado que a resposta relativa avaliada, considerando a grandeza  $H_x$ , apresentasse uma menor variação com respeito à energia.

Comparando o desempenho das três configurações do monitor desenvolvido, as configurações  $\text{CaSO}_4\text{:Dy/BeO}$  e  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/BeO}$  apresentam uma menor variação da resposta relativa, em toda faixa de energia avaliada, quando comparadas a configuração  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF}$ . Isso porque, nas combinações que utilizam os detectores de BeO, como mostrado anteriormente, a técnica OSL e TL aplicada simultaneamente no mesmo detector, possibilita tripla verificação da energia (três tipos de razão são avaliados) fazendo com que os fatores de correção com respeito à energia sejam estimados de forma mais precisa (intervalo mais estreito de energia é determinado), além de estimar as grandezas operacionais através de três valores obtidos no monitor com a combinação das duas técnicas.

### 6.7.7 Dependência angular

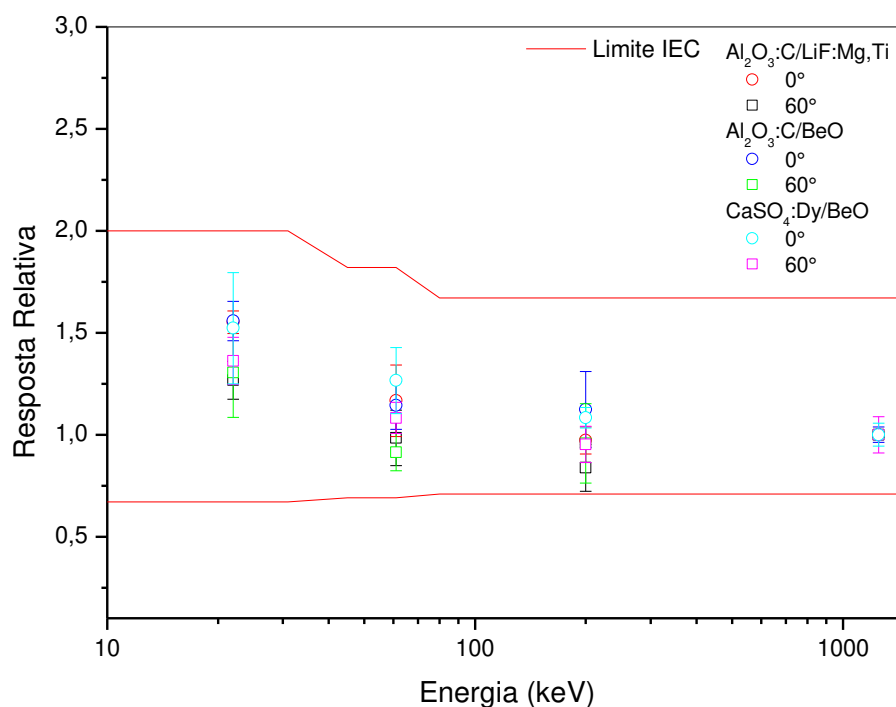
Neste teste foi analisado o desempenho do monitor desenvolvido quanto ao ângulo de incidência do feixe de radiação e foram aplicados os critérios de desempenho do CASEC (Figura 6.28) e IEC (Figura 6.29) aos resultados obtidos.

A Figura 6.28 apresenta a resposta relativa do monitor avaliada para quatro ângulos de incidência com irradiações feitas no ar.



**Figura 6.28.** Resposta relativa para cada uma das três configurações do monitor para diferentes ângulos de incidência do feixe de radiação e faixa de variação aceitável pelo CASEC para dependência angular.

A figura 6.29 apresenta a resposta relativa do monitor avaliada para os ângulos de incidência de 0° e 60° em irradiações feitas sobre simulador, conforme recomendado pela IEC, e a faixa aceitável de variação adotada pela IEC como critério.



**Figura 6.29.** Resposta relativa para cada uma das três configurações do monitor para dois ângulos de incidência do feixe de radiação (0° e 60°) e faixa de variação aceitável pela IEC para dependência energética e angular.

Analisando as Figuras 6.28 e 6.29, é possível observar que o monitor desenvolvido em suas três configurações apresenta desempenho satisfatório no que diz respeito aos critérios do CASEC e IEC. Além disso, no caso de irradiações feitas no ar, é possível verificar que com respeito ao ângulo de 0°, a variação dos valores obtidos é menor do que 15%. Já para a IEC, esta variação é um pouco maior, aproximadamente 25%, pois leva em considerações a influência das irradiações sobre um simulador com várias qualidades de radiação, incluindo as variações nos valores de  $h_{pk}$ .

### 6.7.8 Influência de um fantoma (simulador)

O critério de desempenho do CASEC para este teste é que a razão entre o valor avaliado, no caso do monitor desenvolvido,  $H_x$  e o valor convencional verdadeiro esteja no intervalo entre 0,7 e 1,3.

A Tabela 6.13 apresenta o desempenho das três configurações do monitor para irradiação sobre o simulador com fótons de 45 keV.

**Tabela 6.13.** Desempenho do monitor desenvolvido em suas três configurações para o teste influência de um fantoma.

| Configurações<br>do Monitor                 | $r_{CASEC}$ |
|---------------------------------------------|-------------|
| Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C/LiF:Mg,Ti | 1,07±0,01   |
| Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C/BeO       | 1,11±0,02   |
| CaSO <sub>4</sub> :Dy/BeO                   | 1,02±0,05   |

Sendo assim, os valores avaliados de  $H_x$ , com as três configurações do monitor apresentaram variações com respeito ao valor convencional verdadeiro, dentro do critério do CASEC para este teste.

### 6.7.9 Influência da irradiação pósterio-anterior

Neste teste, foi avaliado o desempenho do monitor sobre um simulador de tronco humano considerando a incidência dos fótons provenientes da fonte de <sup>60</sup>Co na parte posterior do monitor (invertido ou rotacionado de 180° em torno do próprio eixo). De acordo com as recomendações do CASEC, foi determinada a razão entre os valores avaliados de  $H_x$  devido a irradiações na parte anterior ( $H_x^{ant}$ ) e posterior do monitor ( $H_x^{pos}$ ).

A Tabela 6.14 apresenta o desempenho do monitor devido às irradiações, na parte anterior e posterior do dosímetro, respectivamente, com valores de aproximadamente 3 mSv.

**Tabela 6.14.** Razão entre os valores avaliados de  $H_x$  devido a irradiações na parte anterior e posterior do monitor para as suas três configurações.

| <b>Configurações<br/>do Monitor</b>         | <b><math>H_x^{ant}/H_x^{pos}</math></b> |
|---------------------------------------------|-----------------------------------------|
| Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C/LiF:Mg,Ti | 1,02±0,09                               |
| Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C/BeO       | 0,95±0,05                               |
| CaSO <sub>4</sub> :Dy/BeO                   | 1,08±0,04                               |

Como o monitor individual desenvolvido é simétrico com respeito às partes anterior e posterior, já era esperado que não fossem observadas diferenças significativas nos resultados obtidos, como é mostrado na Tabela 6.14; a grandeza  $H_x$  avaliada nas três configurações apresenta uma diferença percentual relativa com respeito a incidência anterior e posterior entre 2 e 8%.

## 7 CONCLUSÕES

A avaliação das doses em monitoração individual é um dos requisitos fundamentais dentro do sistema de proteção radiológica, sendo recomendada a sua implementação em diversas publicações de órgãos e instituições internacionais criadas com fins específicos de promover e assegurar o uso seguro e pacífico das radiações ionizantes, com base em princípios de segurança e proteção radiológica.

Buscando atender a crescente necessidade de se aprimorar e introduzir novas tecnologias em dosimetria das radiações para monitoração individual de IOEs sujeitos à exposição ocupacional, este estudo de doutorado teve como principal objetivo o desenvolvimento de um monitor individual que faz uso de diferentes técnicas dosimétricas (TL e OSL) combinadas a diferentes materiais detectores, alguns já amplamente utilizados em sistemas de dosimetria passiva com a técnica TL, o LiF:Mg,Ti e o CaSO<sub>4</sub>:Dy, outro mais recentemente utilizado na monitoração individual com a técnica OSL, o Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C, e outro, ainda pouco explorado, o BeO.

Durante o desenvolvimento do monitor, foram avaliadas diversas características intrínsecas dos materiais detectores LiF:Mg,Ti, CaSO<sub>4</sub>:Dy, CaF<sub>2</sub>:natural, BeO e Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C associadas às técnicas luminescentes (TL e OSL) aplicadas nas leituras com diferentes equipamentos leitores. Com esse estudo, verificou-se que o processo de calibração e a resposta dos detectores utilizados com as duas técnicas são fortemente dependentes das configurações do equipamento, sendo necessário fazer uma análise prévia da resposta que se deseja estimar com o detector em função dos parâmetros que podem ser ajustados no equipamento. Para isso, devem ser consideradas as características intrínsecas do material, como comprimento de onda principal de emissão, devido à estimulação óptica e térmica, para seleccionar uma janela de detecção apropriada (combinação de filtros da janela de detecção), o tipo (inicial ou total) e a magnitude (doses baixa, moderada ou alta) do sinal que será avaliado para a escolha adequada de filtros e máscaras, para as duas técnicas. É fundamental quando se emprega a



técnica OSL que seja considerado o ajuste de parâmetros como modo, intensidade (potência do LED), comprimento de onda e duração do estímulo óptico, para garantir um sinal adequado do detector.

Após avaliar os diversos equipamentos leitores, foram estudadas propriedades intrínsecas e dosimétricas dos detectores, como por exemplo, resposta em energia e possibilidade de sucessivas avaliações de doses única e acumulada, com a combinação das técnicas TL e OSL. Em especial no caso do BeO, no qual as técnicas OSL e TL foram aplicadas simultaneamente.

A utilização da técnica OSL permitiu explorar a propriedade de releitura dos detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  e BeO para avaliações de dose única e acumulada ao longo do tempo, no mesmo detector, obtidas através de sucessivas avaliações do sinal OSL. Os resultados obtidos foram compatíveis com outros detectores e com a técnica TL, como câmara de ionização e  $\text{LiF:Mg,Ti}$ , indicando as vantagens que a técnica OSL incorpora ao processo de avaliação de doses, como por exemplo reavaliação das doses por meio de releitura do sinal OSL e avaliação de dose acumulada ao longo do tempo.

A resposta em energia dos detectores utilizados em monitores individuais é uma das principais características do material que deve ser avaliada, pois esta pode variar significativamente de acordo com a energia e tipo de radiação incidente. Desta forma foram levantadas as respostas em energia dos cinco materiais detectores ( $\text{LiF:Mg,Ti}$ ,  $\text{CaF}_2\text{:natural}$ ,  $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  e BeO) que poderiam ser utilizados monitor TL/OSL desenvolvido.

Os detectores de  $\text{CaF}_2\text{:natural}$  e  $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$  apresentaram as maiores respostas em energia relativa ao  $^{60}\text{Co}$ , comparados aos detectores de  $\text{LiF:Mg,Ti}$ , com a técnica TL, seguindo o comportamento esperado de acordo com o número atômico efetivo do material. Já o  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  e BeO, utilizados com a técnica OSL, apresentaram uma resposta em energia que varia, em uma primeira aproximação, com o número atômico efetivo do material, porém apresentam diferenças substanciais quando são considerados os sinais OSL inicial e total.

No caso do BeO, além das variações na resposta em energia de acordo com o sinal adotado (inicial ou total), até onde se tem conhecimento, relatados pela primeira vez para esse material, foram observadas distintas respostas em energia com cada técnica (TL e OSL).

Os diferentes comportamentos observados na resposta em energia, com relação ao tipo de sinal, e no caso do BeO, técnica adotada, indicam que outros fatores, além do número atômico efetivo do material, estão relacionados ao processo de conversão da energia depositada em sinal luminescente, como por exemplo, a quantidade e o tipo de defeitos/impurezas responsáveis pelas emissões TL e OSL do material e a variação na densidade de ionização com relação a energia incidente.

Essas diferenças na resposta em energia devem ser consideradas no processo de dosimetria, principalmente quando são necessárias correções nos valores de dose com respeito à energia.

Fazendo uso das propriedades intrínsecas e dosimétricas dos materiais, um algoritmo foi desenvolvido para avaliar fatores de correção com respeito à energia, explorando as diferentes respostas em energias obtidas combinando as técnicas TL e OSL, sem o uso de filtros atenuadores. A principal vantagem obtida com esse algoritmo consiste em verificar o valor avaliado de energia por meio das diferentes razões entre respostas em energia TL/OSL, OSL/TL, TL/TL e OSL/OSL. No caso de combinações com o BeO, é possível avaliar o fator de correção com respeito a energia por meio de três razões entre as respostas em energia, fazendo com que a energia ou intervalo de energia, a que o detector foi exposto, possa ser melhor avaliado, por meio de tripla verificação.

De modo geral, na primeira fase do projeto, foi possível observar que os resultados obtidos com a técnica OSL são compatíveis com a técnica TL. Além disso, a combinação das técnicas incorpora as principais vantagens individuais de cada técnica, permitindo aprimorar os procedimentos normalmente feitos na dosimetria pessoal, como avaliação da resposta em energia de forma mais precisa e a possibilidade de avaliar as doses, se necessário, por meio de releitura dos materiais com a técnica OSL.

O monitor individual desenvolvido foi projetado para ser lido em qualquer tipo de equipamento e apresentar baixa dependência angular. Nas três configurações desenvolvidas ( $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C/LiF:Mg,Ti}$ ,

CaSO<sub>4</sub>:Dy/BeO e Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C/BeO), os valores das grandezas operacionais foram avaliados por meio de dois pares de detectores, reduzindo as incertezas associadas a dosimetria tradicional, não só devido ao fato do monitor ser composto por quatro elementos detectores, mas também por combinar as técnicas, o que permite reavaliação das doses com a técnica OSL, minimização da dependência angular (não utiliza filtros atenuadores), correções com respeito à energia feitas de forma mais precisa e avaliação dos valores de dose por meio de mais de um tipo de técnica aplicada, no caso do BeO, no mesmo detector.

A caracterização e avaliação do monitor TL/OSL, baseado nas normas e recomendações nacionais e internacionais para monitores individuais, demonstraram resultados de desempenho apropriados para uso na rotina de monitoração de IOEs, nas três configurações desenvolvidas. Porém, para avaliação da grandeza operacional  $H_p(d)$ , as configurações CaSO<sub>4</sub>:Dy/BeO e Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C/BeO seriam mais indicadas, pois os fatores de correções com respeito a energia são obtidos por meio de três razões, devido a aplicação das técnicas TL e OSL no mesmo detector de BeO.

## 7.1 CONTRIBUIÇÕES

No Brasil, os sistemas dosimétricos passivos mais utilizados são baseados nas técnicas TL e fotográfica e, mais recentemente, no uso da técnica OSL. Sendo que esta última, embora tenha sido autorizada a ser utilizada, não possui publicados os critérios e testes de desempenho necessários para sua certificação.

Desta forma, em todas as etapas apresentadas, os resultados obtidos com a técnica OSL, sempre comparados com os resultados obtidos com a técnica TL e/ou com a câmara de ionização, demonstraram que esta é comparável com a técnica TL em dosimetria com fótons de raios X e gama.

A caracterização do monitor desenvolvido utilizando os critérios especificados para sistemas de dosimetria TL, já publicados, e critérios especificados para qualquer tipo de dosimetria passiva de

acordo com a IEC, demonstrou que os mesmos testes de desempenho e critérios estabelecidos pelo CASEC podem ser adaptados para sistemas de dosimetria passiva que empreguem a técnica OSL.

Embora a técnica OSL tenha sido recentemente autorizada a ser utilizada na monitoração de IOEs no Brasil, somente um SMIE está autorizado a utilizar essa técnica em um sistema de dosimetria passiva baseados em detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ .

Neste sentido, as etapas de estudo e caracterização de materiais detectores demonstraram a viabilidade de se empregar diferentes materiais, como, por exemplo, o BeO, e mais de um tipo de leitor no caso da técnica OSL, contribuindo para que esta possa ser empregada por outros SMIEs. O *badge* projetado para ser lido em mais de um equipamento leitor, utilizando elementos de dosímetros já existentes e prototipagem rápida, amplia as possibilidades de leitores e equipamentos que podem ser empregados para dosimetria. O desenvolvimento do monitor TL/OSL em três configurações diferentes demonstra a versatilidade dos diferentes materiais detectores, suas principais vantagens, características dosimétricas e intrínsecas associadas às técnicas TL e OSL, e como estas podem ser exploradas dentro da monitoração individual.

Sendo assim, as principais contribuições deste projeto foram criar condições para que a dosimetria OSL possa ser implementada rotineiramente com diferentes materiais detectores e leitores no país e a viabilização da possibilidade em estender os critérios de desempenho já existentes para dosímetros baseados na técnica OSL ou na combinação das duas técnicas.

## 7.2 SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS

Diante das vantagens e da versatilidade do monitor TL/OSL desenvolvido nas três configurações, ficam como sugestões para trabalhos futuros:

- submeter o monitor desenvolvido a rotinas reais para monitoração individual de trabalhadores expostos à radiação X e gama para avaliação de doses únicas e acumuladas com frequência mensal;

- avaliar o desempenho do monitor, nas três configurações com outros tipos de energia, como, por exemplo, radiação beta; e
- avaliar a possibilidade de estender a utilização do detector em campos mistos de radiação.

Com relação à combinação das técnicas OSL e TL, fica como sugestões para trabalhos futuros, utilizar as técnicas TL e OSL combinadas para avaliação das grandezas operacionais  $H_p(0,07)$  e  $H_p(3)$ .

## REFERÊNCIAS

- ABNT. **ABNT NBR ISO/IEC 17025:2005 - Requisitos Gerais para a Competência de Laboratórios de Ensaio e Calibração**. Associação Brasileira de Normas Técnicas. [S.l.]. 2005.
- AKSELROD, M. S.; BØTTER-JENSEN, L.; MCKEEVER, S. W. S. Optically Stimulated Luminescence and Its Use in Medical Dosimetry. **Radiation Measurements**, 41, 2007. S78–S99.
- AKSELROD, M. S.; KURTOV, V. S. Thermoluminescent and Exoemission Properties of New High - Sensitivity TLD a- $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  Crystal detectors. **Radiation Protection Dosimetry**, 33, 1990. 123-126.
- ALENCAR, M. A. V. Processo de Certificação - SERVIÇO DE MONITORAÇÃO INDIVIDUAL EXTERNA. **Sociedade Brasileira de Proteção Radilógica**, 2013. Disponível em: <<http://www.sbpr.org.br/IRPA2013/programacaoirpa2013/IRPA2013/GAVEAB/Dia16/0930MarcusValimGaveaBdia16.pdf>>. Acesso em: 03 abr. 2015.
- BORIO, R.; CHIOCCHINI, S.; MAIO, U. DE.; ESPOSTI, P. D.; LEMBO, L.; PIMPINELLA, M.; POLI, R. Effects of Cooling Rate During Annealing Procedure in BeO. **Radiation Protection Dosimetry**, 33 (1-4), 1990. 197-200.
- BOS, A. J. J. High Sensitivity Thermoluminescence Dosimetry. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B**, 184, 2001. 3 - 28.
- BOS, A. J. J. Theory of thermoluminescence. **Radiation Measurements**, 41, 2007. S45–S56.
- BRASIL. Portaria N.º 04, de 11 de abril de 1994 (DOU de 14/04/94 – Seção 1). **Ministério do Trabalho e do Emprego**, 1994. Disponível em: <[http://portal.mte.gov.br/data/files/FF8080812BE914E6012BEA4D016464C8/p\\_19940411\\_04.pdf](http://portal.mte.gov.br/data/files/FF8080812BE914E6012BEA4D016464C8/p_19940411_04.pdf)>. Acesso em: 15 dez. 2014.
- BRASIL. Portaria SVS/MS nº 453, de 1 de junho de 1998 (DIRETRIZES DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA EM RADIODIAGNÓSTICO MÉDICO E ODONTOLÓGICO). **Ministério de Saúde**, 1998. Disponível em: <[http://www.conter.gov.br/uploads/legislativo/portaria\\_453.pdf](http://www.conter.gov.br/uploads/legislativo/portaria_453.pdf)>. Acesso em: 10 dez. 2014.
- BRASIL. Portaria GM N. 485, de 16 de novembro de 2005 (NR 32 - SEGURANÇA E SAÚDE NO TRABALHO EM SERVIÇOS DE SAÚDE). **Ministério do Trabalho e Emprego**, 2005. Disponível em: < <http://portal.mte.gov.br/>> Acesso em 06 jul. 2015
- BULUR, E. Photo-transferred luminescence from BeO ceramics. **Radiation Measurements**, 42, 2007. 334 – 340.
- BULUR,.; GÖKSU, Y. OSL From BeO Ceramics: New Observations From an Old Material. **Radiation Measurements**, 29(6), 1998. 639-650.
- BUSUOLI, G.; LEMBO, L.; NANNY, R.; SERMENGHI, I. Use of BeO in Routine Personnel Dosimetry. **Radiation Protection Dosimetry**, 6 (1-4), 1983. 317-320.

BUSUOLI, G.; JULIUS, H. W. **POSSIBLE USE OF BeO IN BETA-GAMMA PERSONNEL DOSIMETRY**. 5th International Conference on Luminescence Dosimetry. São Paulo: [s.n.]. 1977.

CAMERON, J. R.; DANIELS, F.; JOHNSON, N.; KENNEY, G. Radiation Dosimeter Utilizing the Thermoluminescence of Lithium Fluoride. **Science** **4**, 134, 1961. 333-334.

CAMPOS, L. L.; LIMA, M. F. Dosimetric Properties of CaSO<sub>4</sub>:Dy Teflon Pellets Produced at IPEN. **Radiation Protection and Dosimetry**, 14 (4), 1986. 333-335.

CANBERRA. DOSICARD - DOSIMAN Electronic Personal Dosimeters in Credit Card Size. **Canberra**, 2015. Disponível em: <[http://www.canberra.com/products/hp\\_radioprotection/dosimetry.asp](http://www.canberra.com/products/hp_radioprotection/dosimetry.asp)>. Acesso em: 10 mar. 2015.

CENA. Centro de Energia Nuclear na Agricultura (CENA/USP), 2015. Disponível em: <[www.cena.usp.br/irradiacao/irradiacaoalimentos](http://www.cena.usp.br/irradiacao/irradiacaoalimentos)>. Acesso em: 01 jun. 2015.

CNEN. **PORTARIA Nº 1, DE 25 DE AGOSTO DE 1995 (D.O.U. 04/10/95)**. Diretoria de Radioproteção e Segurança Nuclear da Comissão Nacional de Energia Nuclear. [S.l.]. 1995.

CNEN. **POSICÃO REGULATÓRIA 3.01/002:2011: Fatores de Ponderação para as Grandezas de Proteção Radiológica**. Comissão Nacional de Energia Nuclear. [S.l.]. 2011.

CNEN. **POSICÃO REGULATÓRIA 3.01/004:2011: Restrição de Dose, Níveis de Referência Ocupacionais e Classificação de Áreas**. Comissão Nacional de Energia Nuclear. [S.l.]. 2011a.

CNEN. **Posição Regulatória 3.01 /005:2011: Critérios para Cálculo de Dose Efetiva, a partir da Monitoração Individual**. Comissão Nacional de Energia Nuclear. [S.l.]. 2011b.

CNEN. **Norma CNEN NN 3.01 - Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. [S.l.]. 2014.

CNEN. Dose Ocupacional. **Comissão Nacional de Energia Nuclear**, 2015. Disponível em: <[http://www.cnen.gov.br/produtos/gdose/geral/recebe\\_senha.asp?op=TAB#](http://www.cnen.gov.br/produtos/gdose/geral/recebe_senha.asp?op=TAB#)>. Acesso em: 11 maio 2015.

DAROS, K. A. C.; MEDEIROS, R. B.; CAMPOS, L. L. TL response study of the CaSO<sub>4</sub>:Dy pellets with graphite for dosimetry in beta radiation and low energy photons fields. **Applied Radiation and Isotopes**, 54(6), 2001. 957 - 960.

DOSIMETRICS. DOSIMETRICS GmbH, 2015. Disponível em: <<http://www.dosimetries.de/>>. Acesso em: 01 mar. 2015.

DRISCOLL, C. M. H.; BARTHE, J.R., OBERHOFER, M.; BUSUOLI, G.; HIECKMAN, C.. Annealing Procedures for Commonly Used Radiothermoluminescent Materials. **Radiation Protection Dosimetry**, 14, 1986. 17-32.

EC. **Publication N.160 - Technical Recommendations for Monitoring Individuals Occupationally Exposed to External Radiation**. Directorate-General for Energy and Transport. European Commission. [S.l.]. 2009.

ELETROBRAS. ELETROBRAS ELETRONUCLEAR, 2015. Disponível em: <[www.eletronuclear.gov.br](http://www.eletronuclear.gov.br)>. Acesso em: 01 jun. 2015.

FANTUZZI, E.; ALVES, J. G.; AMBROSI, P.; JANZ, H. Implementation of Standards for Individual Monitoring in Europe. **Radiation Protection Dosimetry**, 112, 2004. 3–44.

FERREIRA, F. A.; YOSHIMURA, E. M.; UMISEDÓ, N. K.; Nascimento, R. P. Correlation of optically and thermally stimulated luminescence. **Radiation Measurements**, 71, 2014. 254-257.

FREITAS, M. B.; ALVES, R. H.; YOSHIMURA, E. M. **Calibration of OSL dosimeters according to the IAEA code of practice for diagnostic radiology dosimetry - TRS457**. International Symposium on Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry. Viena: IAEA. 2010.

GASPARIAN, P. B. R.; VANHAVERE, F.; YUKIHARA, E. G. Evaluating the Influence of Experimental Conditions on the Photon Energy Response of Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C Optically Stimulated Luminescence Detectors, 47, n. 4, 2012. 243-249.

GUIMARÃES, C. C. **Implementação de Grandezas Operacionais na Monitoração Individual e de Área**. Universidade de São Paulo. São Paulo. 2000. Dissertação de Mestrado.

GUIMARÃES, C. C. **Monitoração individual externa: experimentos e simulações com o método de Monte Carlo**. Universidade de São Paulo. São Paulo. 2005. Tese de Doutorado.

GUIMARÃES, C. C.; OKUNO, E. Monitoração individual externa: experimentos e simulações com o método de Monte Carlo. **Radiation Measurements**, 37, 2003. 127-132.

HAMADA, N.; FUJIMICHI, Y. Classification of Radiation Effects for Dose Limitation Purposes: History, Current Situation and Future Prospects. **Journal of Radiation Research**, 55, 2014. 629–640.

HPS. **HPS N13.11-2001 - Personnel Dosimetry Performance - Criteria for Testing**. Health Physics Society. [S.l.]. 2001.

HSE. ALARP. **Health and Safety Executive**, 2015. Disponível em: <<http://www.hse.gov.uk/risk/theory/alarpcheck.htm>>. Acesso em: 01 jun. 2015.

IAEA. **ASSESSMENT OF OCCUPATIONAL EXPOSURES DUE TO EXTERNAL SOURCES OF RADIATION - SAFETY STANDARDS SERIES No. RS-G-1.3**. International Atomic Energy Agency. [S.l.]. 1999.

IAEA. **Safety Report Series No. 16 - Calibration of Radiation Protection Monitoring Instruments**. International Atomic Energy Agency. [S.l.]. 2000.



IAEA. **Occupational Radiation Protection: Protecting Workers Against Exposure to Ionizing Radiation**. Proceedings of an International Conference on Occupational Radiation Protection. Viena: [s.n.]. 2003.

IAEA. **Practical Radiation Technical Manual - Workplace Monitoring for Radiation and Contamination**. International Atomic Energy Agency. Viena. 2004.

IAEA. **Technical Reports Series (TRS) No. 457 - Implementation of the International Code of Practice on Dosimetry in Diagnostic Radiology**. International Atomic Energy Agency. Viena. 2011.

IAEA. Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards. **International Atomic Agency**, 2014. Disponível em: <<http://www-ns.iaea.org/standards/>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

IAEA. Graphite Knowledge Base. **International Atomic Energy Agency**, 2015. Disponível em: <[http://nucleus.iaea.org/sites/graphiteknowledgebase/wiki/Guide\\_to\\_Graphite/Tolerability%20of%20Risk%20the%20ALARP%20Philosophy.aspx](http://nucleus.iaea.org/sites/graphiteknowledgebase/wiki/Guide_to_Graphite/Tolerability%20of%20Risk%20the%20ALARP%20Philosophy.aspx)>. Acesso em: 10 maio 2015.

ICRP. **Publication ICRP 75 - General Principles for the Radiation Protection of Workers**. International Commission on Radiological Protection. [S.l.]. 1997.

ICRP. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. International Commission on Radiological Protection. [S.l.]. 2007.

ICRP. **Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures, ICRP Publication 116**. [S.l.]: [s.n.], v. 40, 2010. Ann. ICRP.

ICRU. **ICRU Report No. 55 - Fundamental Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry**. International Commission on Radiation Units and Measurements. [S.l.]. 1993.

ICRU. **ICRU Report 60 - Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation**. International Commission on Radiation Units and Measurements. [S.l.]. 1998.

ICRU. **ICRU Report No. 85 - Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation (Revised)**. International Commission on Radiation Units and Measurements. [S.l.]. 2011. Journal of the ICRU.

IEC. BS EN IEC 62387-1:2012 - Radiation protection instrumentation. Passive integrating dosimetry systems for environmental and personal monitoring. General characteristics and performance requirements. [S.l.]: [s.n.], 2012.

INFOSOLDA. **INFOSOLDA**, 2015. Disponível em: <[www.infosolda.com.br](http://www.infosolda.com.br)>. Acesso em: 01 jun. 2015.

IRD. **IRD - RT N.001.01/95 - Critérios Gerais para Certificação de um Serviço de Monitoração Individual Externa**. Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD/CNEN). [S.l.]. 1995.

IRD. **IRD - RT - 003.01/95 - Desempenho de Sistema de Monitoração Individual: Testes no LNMRI.** Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD/CNEN). [S.l.]. 1995b.

IRD. **IRD – RT n. 002.01/95 - Desempenho de Sistemas de Monitoração Individual: Critérios e Condições.** Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD/CNEN). [S.l.]. 1995c.

IRD. **LABORATÓRIOS CERTIFICADOS PARA PRESTAÇÃO DE SERVIÇO DE MONITORAÇÃO INDIVIDUAL EXTERNA,** 2015. Disponível em: <[www.ird.gov.br](http://www.ird.gov.br)>. Acesso em: 30 maio 2015.

ISO. **ISO 4037-3 - X and Gamma Reference Radiation for Calibrating Dosemeters and Doserate Meters and for Determining Their Response as a Function of Photon Energy - Part 3: Calibration of Area and Personal Dosemeters.** International Organization for Standardization. Geneva. 1999.

JACKSON, R. G. **A Pratical Method for the Application of the as Low as Reasonably Practicable (ALARP) Principle in Facility Design.** International Congress of International Radiation Protection Association. Montreal: [s.n.]. 1992.

JAIN, M.; BØTTER-JENSEN, L.; THOMSEN, K. J. High local ionization density effects in x-ray excitations deduced from optical stimulation of trapped charge in Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C. **Journal of Physics: Condensed Matter**, 19, 2007. 116201.

JCGM. **JCGM 100:2008 - Evaluation of measurement data — Guide to the expression of uncertainty in measurement.** Joint Committee for Guides in Metrology. [S.l.]. 2008.

JURSINIC, P. A. . Optically stimulated luminescent dosimeters for clinical dosimetric measurements. **Medical Physics**, 34(12), 2007. 4594-4604.

KÜENZEL, R.; LEVENHAGEN, R. S.; HERDADE, S. B. Conversion Coefficients from Air Kerma to Personal Dose Equivalent in Mammography. **Radiation Physics and Chemistry**, 79, n. 5, 2010. 594 - 596.

LANDAUER. Landauer Inc, 2015. Disponível em: <<http://www.landauer.com/>>. Acesso em: 01 mar. 2015.

MARIN, A. V. **Caracterização de um Sistema Dosimétrico Baseado na Técnica de Luminescência Opticamente Estimulada para Uso em Dosimetria in vivo em Radioterapia.** Universidade Federal do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro. 2010. Tese de Doutorado (COPPE/UFRJ).

MCKEEVER, S. W. S. **Thermoluminescence of Solids.** [S.l.]: Cambridge University Press, 1985.

MCKEEVER, S. W. S.; MOSCOVICH, M. Topics under Debate - On the advantages and disadvantages of optically stimulated luminescence dosimetry and thermoluminescence dosimetry. **Radiation Protection and Dosimetry**, 104 (3), 2003. 263 - 270.

MCKEEVER, S. W. S.; MOSCOVITCH, M.; TOWNSEND, P. D. **Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses.** [S.l.]: NuclearTechnology Publishers, 1995.

MORGAN, W. F.; BAIR, W. J. Issues in Low Dose Radiation Biology: The Controversy Continues. A Perspective. **Radiation Research**, 179(5), 2013. 501-510.

MOSCOVICH, M. Dose Algorithms for Personal Thermoluminescence dosimetry. **Radiation Protection Dosimetry**, 43 (1-4), 1993. 373-380.

MOSCOVICH, M.; JOHN, T. D. St.; CASSATA, J. R.; BLAKE, P. K.; ROTUNDA, J. E.; RAMLO, T. M.; VELBECK, K. J.; LUO, L. Z. The Application of LiF:Mg,Cu,P to Large Scale Personnel Dosimetry: Current Status and Future Directions. **Radiation Protection Dosimetry**, 119 (1-4), 2006. 248-254.

NASCIMENTO, L. F. **Dosimetria usando Luminescência Ópticamente Estimulada: Aplicações, Propriedades Físicas e Caracterização de Materiais Dosimétricos**. Universidade de São Paulo. São Carlos. 2007. Dissertação de Mestrado.

NASCIMENTO, L. F.; HORNOS, I. M. Proposal of a Brazilian Accreditation Program for Personal Dosimetry using OSL. **Radiation Measurements**, 45, 2010. 51-59.

NOGUEIRA, M. S.; CAMPOS, L. L. The angular dependence of CaSO<sub>4</sub>:Dy pellets for personal dose equivalent Hp (D) measurements. **Physics Medicine and Biology**, 39 (1), 1994. 384-385.

OBERHOFER, M.; SCHARMANN, A. **Applied Thermoluminescence Dosimetry**. [S.l.]: Bristol, 1981.

OIT. Proteção Contra as Radiações Ionizantes - Convenção N.115. **Organização Internacional do Trabalho**, 2011. Disponível em: <<http://www.oit.org.br>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. **Física das Radiações**. São Paulo: Oficina de Textos, 2010.

OLKO, P. **Microdosimetric Modelling of Physical and Biological Detectors**. The Henryk Niewodniczański Institute of Nuclear Physics. Cracóvia. 2002.

PRADHAM, A. S.; LEE, J. I.; KIM, J. L. Recent developments of optically stimulated luminescence materials and techniques for radiation dosimetry and clinical applications. **Journal of Medical Physics**, 33 (3), 2008. 85-89.

PTB. Standards Collection for Radiation Protection. **Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB)**, 2015. Disponível em: <[https://www.ptb.de/cms/fileadmin/internet/fachabteilungen/abteilung\\_6/6.3/information/norm\\_lst.pdf](https://www.ptb.de/cms/fileadmin/internet/fachabteilungen/abteilung_6/6.3/information/norm_lst.pdf)>. Acesso em: 10 maio 2015.

RANDALL, J. T.; WILKINS, M. H. F. Phosphorescence and electron traps: I. the study of trap distributions. **Proceedings of Royal Society of London Series**, 184, 1945.

REGULLA, D.; DRISCOLL, C. M. H. Thermoluminescence Materials and Their Dosimetric Characteristics. In: OBERHOFER, M.; SCHARMANN, A. **Techniques and Management of Personnel Thermoluminescence Dosimetry Services**. [S.l.]: Kluwer Academic Publishers, v. II, 1993. p. 63-123.

REINA, T. R.; VIEIRA, D.; COSTA, P. **Determinação e Validação das Qualidades de radiação RQR e RQA da IAEA**. XVIII Congresso Brasileiro de Física Médica. São Pedro: [s.n.]. 2013.

RIEKE, J. R.; DANIELS, F. Thermoluminescence Studies of Aluminum Oxide. **Journal of Physics and Chemistry**, 61, 1957. 629.

RISØ DTU. **Guide to "The Risø TL/OSL Reader"**. [S.l.]: [s.n.], 2010. Manual do Equipamento.

SABOL, J.; NAVRATIL, L.; ROSINA, J. Occupational exposure control: the problem of quantities. **Radiation Protection and Dosimetry**, 144(1-4), 2011. 119-123.

SANTA CATARINA. **Manual de Saúde Ocupacional**. Secretaria de Estado da Administração. Diretoria de Saúde do Servidor. Gerência de Saúde Ocupacional. Florianópolis. 2009. (ISBN 978-85-61329-04-4).

SÃO PAULO. Resolução SS-625 DE 14 dezembro de 1994 (D.O.E. SEÇÃO I, SÃO PAULO - 14/12/94). **Secretária de Saúde do Estado de São Paulo**, 1994.

SÖDEBERG, M.; MATTSSON, S. Dose Quantities and Units for Radiation Protection. In: MATTSSON, S.; HOESCHEN, C. **Radiation Protection in Nuclear Medicine**. [S.l.]: Springer, v. III, 2013.

SOMMER, J.; JAHN, A.; HENNINGER, J. Beryllium Oxide as Optically Stimulated Luminescence Dosimeter. **Radiation Measurements**, 43, 2008. 353-356.

SOMMER, M.; HENNINGER, J. Investigation of A BeO - Based Optically Stimulated Luminescence Dosimetry. **Radiation Protection and Dosimetry**, 119, 2006. 394-397.

SOMMER, M.; JAHN, A.; HENNINGER, J. A new personal dosimetry system for  $H_p(10)$  and  $H_p(0.07)$  photon dose based on OSL-dosimetry of beryllium oxide. **Radiation Measurements**, 46, 2011. 1818 -1821.

SOUSA, L. O. **Caracterização de Sistema Dosimétrico de Luminescência Opticamente Estimulada (OSL) para Doses Liberadas na Cobaltoterapia**. Universidade Federal do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro. 2009. Dissertação de Mestrado.

SOUTO, E. B. **Projeto Construção e Caracterização de um Dosímetro para Radiação de Nêutrons**. Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares. São Paulo. 2007. Dissertação de Mestrado.

SOUZA, S.; YAMAMOTO, T.; D'ERRICO, F. **ESTADO DA ARTE EM DOSIMETRIA DO ESTADO SÓLIDO**. International Joint Conference RADIO 2014. Gramado: [s.n.]. 2014.

STIETKA, M.; BAUMGARTNER, A.; SEIDEL, F.; MARINGER, F.J. Development of Standard Methods for Activity Measurement of Natural Radionuclides in WaterWorks as Basis for Dose and Risk Assessment—First Results of an Austrian Study. **Applied Radiation and Isotopes**, 81, 2013. 294-297.

STRATASYS. Stratasys, 2015. Disponível em: <<http://www.stratasys.com/>>. Acesso em: 20 jan. 2015.

TAUHATA, L.; SALATI, I. P. A.; PRINZIO, R. DI; PRINZIO, M. A. R. R. DI. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. 5ª. ed. Rio de Janeiro: [s.n.], 2003. Instituto de Radioproteção e Dosimetria. Comissão Nacional de Energia Nuclear.

THERMO SCIENTIFIC. Thermo Scientific™ EPD™ Mk2 Electronic Personal Dosimeter. **Fisher Scientific**, 2015. Disponível em: <<https://www.fishersci.com/shop/products/thermo-scientific-epd-mk2-electronic-personal-dosimeter/p-3274317>>. Acesso em: 2015.

THERMO SCIENTIFIC. Products, 2015a. Disponível em: <<http://www.thermoscientific.com/>>.

TRZESNIAK, P.; YOSHIMURA, E. M.; CRUZ, M.T.; OKUNO, E. Brazilian Fluorite-Based Dosimetric Pellets: History and Post-Use Review. **Radiation Protection Dosimetry**, 34 (1-4), 1990.

UMISEDO, N. K.; YOSHIMURA, E. M.; GASPARIAN, P. B. R.; YUKIHARA, E. G. Comparison between blue and green stimulated luminescence of Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C. **Radiation Measurements**, 45, 2010. 151–156.

UMISEDO, N.K.; KÜNZEL, R.; OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M.; MALTHERZ, A. L.; FREITAS, M. B. Spectroscopy of the gamma and X ray leakage radiation from the built-in sources of a Risø TL/OSL reader. **Radiation Measurements**, 71, 2014. 197-200.

UNSCEAR. **Report of the United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation**. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Nova York. 1958.

UNSCEAR. **Sources and Effects of ionizing Radiation**. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Nova York. 2008.

UNSCEAR. History. **United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation**, 2015. Disponível em: <[http://www.unscear.org/unscear/about\\_us/history.html](http://www.unscear.org/unscear/about_us/history.html)>. Acesso em: 10 maio 2015.

WATANABE, S.; GUNDU RAO, T. K.; PAGE, P. S.; BHATT, B. C. TL, OSL and ESR studies on Beryllium Oxide. **Journal of Luminescence**, 130, 2010. 2146-2152.

YOSHIMURA, E. M.; YUKIHARA, E. G. Optically stimulated luminescence: Searching for new dosimetric materials. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B**, 250 (1-4), 2006. 337-341.

YUKIHARA, E. G. Luminescence properties of BeO optically stimulated luminescence (OSL) detectors. **Radiation Measurements**, 46, 2011. 580-587.

YUKIHARA, E.; MCKEEVER, S. **Optically Stimulated Luminescence: Fundamentals and Applications**. 1ª. ed. [S.l.]: John Wiley & Sons Ltd, 2011.

YUKIHARA, E.; MCKEEVER, S. W. S. Optically Stimulated Luminescence (OSL) Dosimetry in Medicine. **Physics in Medicine and Biology**, 53, 2008. R351–R379.

## LISTA DE PUBLICAÇÕES

MALTHEZ, A. L. M. C.; FREITAS, M. B.; YOSHIMURA, E. M.; UMISED, N.; BUTTON, VERA L.S.N. OSL and TL techniques combined in a Beryllium Oxide detector to evaluate simultaneously accumulated and single doses. **Applied Radiation and Isotopes**, 2015 [artigo submetido].

MALTHEZ, A. L. M. C.; FREITAS, M. B.; YOSHIMURA, E. M.; BUTTON, V. L. S. N. Experimental photon energy response of different dosimetric materials for a dual detector system combining thermoluminescence and optically stimulated luminescence. **Radiation Measurements** 71, 2014, 133-138 [artigo completo].

MALTHEZ, A. L. M. C.; FREITAS, M. B. ; YOSHIMURA, E. M.; BUTTON, V. L. S. N. Application of optically stimulated luminescence technique to evaluate simultaneously accumulated and single doses with the same dosimeter. **Radiation Physics and Chemistry**, 95, 2014. 134-136 [artigo completo].

UMISED, N. K.; KÜNZEL, R. ; OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M.; MALTHEZ, A. L. M. C.; FREITAS, M. B. Spectroscopy of the gamma and X ray leakage radiation from the built-in sources of a *Risø* TL/OSL reader. **Radiation Measurements**, 71, 2014. 197 – 200 [artigo completo].

MALTHEZ, A. L. M. C.; FREITAS, M. B.; YOSHIMURA, E. M.; BUTTON, V. L. S. N. Calibração de dosímetros OSL sob diferentes condições de irradiação e leitura do sinal.. In: XVII Congresso Brasileiro de Física Médica, 2012, Salvador. Anais do XVII Congresso Brasileiro de Física Médica, 2012. v. 1. p. R\_179-R\_179 [resumo expandido].

MALTHEZ, A. L. M. C.; FREITAS, M. B.; YOSHIMURA, E. M.; BUTTON, V. L. S. N. Aspectos práticos no uso de leitores comerciais para dosimetria com a técnica de luminescência opticamente estimulada (OSL). In: XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica, Porto de Galinhas, 2012, XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica, 1, 2012 [trabalho completo].

## ANEXO

### ANEXO A – INTERVALOS DE CONFIANÇA E DISTRIBUIÇÃO t de STUDENT

#### A<sub>1</sub> Intervalo de confiança para o valor médio

O intervalo de confiança para o valor médio de uma grandeza é dado por

$$(\bar{x} - U_m, \bar{x} + U_m) \quad (A_1)$$

onde  $U_m$  é a meia largura do intervalo de  $\bar{x}$ , que é calculado a partir de  $n$  medidas.

Considerando um nível de confiança de 95%,  $U_m$  será dada por

$$U_m = \frac{t_{n-1}}{\sqrt{n}} s \quad (A_2)$$

onde  $s$  é o desvio padrão para um grupo específico de medidas e  $t_{n-1}$  é o fator de cobertura, para um nível de confiança de 95%, dado pela distribuição t de Student bicaudal para  $(n - 1)$  graus de liberdade apresentada na Tabela A.

**Tabela A<sub>1</sub>.** Valores de t de Student para  $(n - 1)$  graus de liberdade considerando um nível de confiança de 95%.

| N        | $t_{n-1}$ |
|----------|-----------|
| 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      |
| 25       | 2,06      |
| 30       | 2,05      |
| 40       | 2,02      |
| 60       | 2,00      |
| 120      | 1,98      |
| $\infty$ | 1,96      |

## A<sub>2</sub> Intervalo de confiança para uma grandeza composta

Seja  $\bar{x}$  uma grandeza avaliada por meio de  $i=(1,...,w)$  valores de  $\bar{x}_i$ , como mostra a equação A<sub>3</sub>:

$$\bar{x} = f(\bar{x}_1, \bar{x}_2, \dots, \bar{x}_w) \quad (A_3)$$

Neste caso, o intervalo de confiança da grandeza combinada será dado por



$$U_{com} = \sqrt{\sum_{i=1}^w \left( \frac{\partial \bar{x}}{\partial x_i} U_i \right)^2} \quad (A_3)$$

se a distribuição das  $w$  grandezas for dada pela distribuição normal e não estiverem correlacionadas.