



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS
ENERGÉTICAS E NUCLEARES

CHARLES NILTON DO PRADO OLIVEIRA

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA PARA MONITORAÇÃO PESSOAL
POR MÉTODO DE LUMINESCÊNCIA OPTICAMENTE ESTIMULADA
COM ÓXIDO DE BERÍLIO**

Recife
2021

CHARLES NILTON DO PRADO OLIVEIRA

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA PARA MONITORAÇÃO PESSOAL
POR MÉTODO DE LUMINESCÊNCIA OPTICAMENTE ESTIMULADA
COM ÓXIDO DE BERÍLIO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Tecnologias Energéticas e Nucleares.

Área de concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

Orientador: Prof. Dr. Vinícius Saito Monteiro de Barros.

Coorientadora: Profa. Dra. Viviane Khoury Asfora.

Recife
2021

Catálogo na fonte
Bibliotecária Margareth Malta, CRB-4 / 1198

O48d Oliveira, Charles Nilton do Prado.
Desenvolvimento de um sistema para monitoração pessoal por método de luminescência opticamente estimulada com óxido de berílio / Charles Nilton do Prado Oliveira - 2021.
128 folhas, il., gráfs., tabs.

Orientador: Prof. Dr. Vinícius Saito Monteiro de Barros.
Coorientadora: Profa. Dra. Viviane Khoury Asfora.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2021.
Inclui Referências e Apêndices.

1. Energia Nuclear. 2. Luminescência opticamente estimulada. 3. Dosímetros de BeO. 4. Equipamentos de leitura OSL. 5. Dosimetria pessoal. I. Barros, Vinícius Saito Monteiro de (Orientador). II. Asfora, Viviane Khoury (Coorientadora). III. Título.

UFPE

612.01448 CDD (22. ed.)

BCTG/2022-106

CHARLES NILTON DO PRADO OLIVEIRA

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA PARA MONITORAÇÃO PESSOAL
POR MÉTODO DE LUMINESCÊNCIA OPTICAMENTE ESTIMULADA
COM ÓXIDO DE BERÍLIO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Tecnologias Energéticas e Nucleares. Área de concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

Aprovada em 21/12/2021.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Vinícius Saito Monteiro de Barros (Orientador)
Universidade Federal de Pernambuco DEN-UFPE

Profa. Dra. Helen Jamil Khoury (Examinadora Interna)
Universidade Federal de Pernambuco DEN-UFPE

Prof. Dr. Carlos Alberto Brayner de Oliveira Lira (Examinador Interno)
Comissão Nacional de Energia Nuclear CRCN-NE

Profa. Dra. Carmen Cecília Bueno (Examinadora Externa)
Comissão Nacional de Energia Nuclear CNEN/IPEN-SP

Profa. Dra. Josemary Angélica Corrêa Gonçalves (Examinadora Externa)
Comissão Nacional de Energia Nuclear CNEN/IPEN-SP

AGRADECIMENTOS

A Deus pela vida.

Aos meus pais, Nilton Lins de Oliveira (*in Memoriam*) e Ana Maria do Prado Oliveira, pelas lições de vida, educação, amor, amizade, compreensão e incentivo sempre dedicados.

À minha querida esposa Juliana Saturnina Silva Cavalcante, pela compreensão, carinho, amor, confiança e apoio durante todos os momentos desta conquista.

Ao meu orientador prof. Dr. Vinicius Saito Monteiro de Barros pela confiança e oportunidade de desenvolver este trabalho.

À minha coorientadora profa. Dra. Viviane Khoury Asfora pelos conselhos e ensinamentos.

À profa. Dra. Helen Jamil Khoury, pela orientação e conselhos, que alavancaram meu crescimento pessoal e profissional.

Ao meu amigo Marcos Aurélio do Nascimento, pelas discussões e apoio técnico que foram fundamentais na realização deste trabalho.

Aos amigos do Grupo de Dosimetria e Instrumentação Nuclear (GDOIN), especialmente Sr. Elias, Ana Dayse, Egita (garotinha), Tay, Day, Kendy, André e Caio, pelo apoio nas irradiações dos dosímetros, dentre outras ajudas que foram indispensáveis para a realização deste trabalho.

Aos amigos e colegas de pesquisa, Wladimir Carvalho, Boisguillebert Andrade, Maria Thalita (criaturinha), Bruno Soares, Edyelle Oliveira, Gabi, Ivysson, Jorge Savignon e Yelina Gonzalez, pela amizade, momentos de descontração, apoio que tive de cada um de vocês nessa jornada e discussões que ajudaram bastante na construção deste projeto.

Ao Departamento de Energia Nuclear (DEN) e aos Laboratórios de Metrologia das Radiações Ionizantes (LMRI) e de Proteção Radiológica (LPR) da Universidade Federal de Pernambuco, pela ajuda financeira, materiais e infraestrutura disponibilizada para a realização deste projeto.

RESUMO

A Luminescência Opticamente Estimulada (OSL) é a emissão de luz de um material isolante ou semicondutor, previamente irradiado, estimulado por uma fonte de luz de comprimento de onda adequado. O fenômeno OSL surgiu como uma técnica de dosimetria de aplicação prática e sua utilização tem crescido na dosimetria pessoal, ambiental e clínica. Na dosimetria pessoal por OSL existe comercialmente o dosímetro de $Al_2O_3:C$ e, mais recentemente, o BeO . Desta forma, a comunidade científica tem interesse em desenvolver pesquisas visando novos materiais e a construção de equipamentos exclusivos para medidas OSL, viabilizando assim o aperfeiçoamento e a redução de custos do sistema. O objetivo deste trabalho é projetar e construir um sistema de leitura OSL aplicado em dosimetria pessoal com dosímetros de BeO . O sistema é construído com plataforma de *hardware* e *software* de código aberto, o que reduz os custos de desenvolvimento a níveis acessíveis. O sistema de medição é baseado na placa de microcontrolador Arduino, a qual é responsável pelo controle do mecanismo de posicionamento da amostra, sistema de estimulação, tempo preciso e contagem de fótons. A interface gráfica do usuário no computador é escrita em linguagem Java e pode ser executada em qualquer plataforma. O sistema de estimulação é baseado em diodo emissor de luz (LED) de alta potência na região visível do espectro eletromagnético e no modo de estimulação de onda contínua. A emissão de luminescência da amostra é medida usando um módulo de tubo fotomultiplicador (PMT), que funciona no modo de contagem de fótons e produz pulsos como saída. Os pulsos do módulo PMT são registrados por um circuito contador digital temporizado com sinal de controle rápido via microcontrolador. O sistema OSL desenvolvido, denominado OSLMeter3001, é caracterizado usando dosímetros de BeO (*badge* BeOSL) da Dosimetrics. Os resultados da avaliação experimental da reprodutibilidade da luz de referência tiveram variação menor ou igual a 1% nas medidas do controle diário. A estabilidade do leitor OSL foi avaliada com a leitura de dosímetros de referência que apresentou variação menor que 3,7% no período de seis meses. A reprodutibilidade da resposta OSL para dose de 1 mSv foi menor que 4%. A linearidade da resposta com a dose no intervalo de 0,08 a 2000 mSv, em termos de $H_p(10)$, apresentou $R^2 = 0,9992$ e dentro do intervalo de aceitação de 10%. O limite inferior de detecção encontrado é 0,003 mSv, menor do que 0,1 mSv, exigido pela CNEN. O efeito das condições climáticas e da luz ambiente sobre o leitor OSL são

menores que 0,02 mSv. Além disso, avaliou-se o desempenho do sistema OSLMeter3001 por um exercício de proficiência, e seus resultados mostraram que todas as leituras estão dentro dos limites de aceitação da curva trombeta. Portanto, o sistema OSLMeter3001 atende aos requisitos da norma CASEC/IRD:2014 da CNEN.

Palavras-chave: Luminescência Opticamente Estimulada (OSL); Dosímetros de BeO; Equipamentos de leitura OSL; Dosimetria Pessoal.

ABSTRACT

Optically Stimulated Luminescence (OSL) is the emission of light from an insulating material or semiconductor, previously irradiated, stimulated by a light source of suitable wavelength. The OSL phenomenon emerged as a practical application of dosimetry technique and its use has grown in personal, environmental and clinical dosimetry. In personal dosimetry by OSL there is a commercially available $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ dosimeter and, more recently, BeO . Therefore, the scientific community is interested in developing researches aiming at new materials and the construction of exclusive equipment for OSL measurements, thus enabling the improvement and cost reduction of the system. The objective of this work is to design and build an OSL reading system applied in personal dosimetry with BeO dosimeters. The system is built on open-source hardware and software platform, which reduces development costs to affordable levels. The measurement system is based on the Arduino microcontroller board, which is responsible for controlling the sample positioning mechanism, stimulation system, accurate timing and photon counting. The graphical user interface on the computer is written in the Java language and can run on any platform. The stimulation system is based on high power light emitting diode (LED) in the visible region of the electromagnetic spectrum and continuous wave stimulation mode. The Luminescence emission of the sample is measured using a photomultiplier tube module (PMT), which operates in photon counting mode and produces pulses as output. Pulses from the PMT module are registered by a timed digital counter circuit with fast control signal via microcontroller. The developed OSL system, called OSLMeter3001, was characterized using BeO dosimeters (BeOSL badge) from Dosimetrics. The results of the experimental evaluation of the reference light reproducibility had a variation less than or equal to 1% in the daily control measures. The stability of the OSL reader was evaluated by reading reference dosimeters, which showed a variation of less than 3.7% in the period of six months. The reproducibility of the OSL response at a dose of 1mSv was less than 4%. The linearity of the dose response in the range of 0.08 to 2000 mSv, in terms of $\text{Hp}(10)$, presented $R^2 = 0.9992$ and within the acceptance range of 10%. The lower detection limit found is 0.003 mSv, less than 0.1 mSv, required by CNEN. The effect of weather conditions and ambient light on the OSL reader is less than 0.02 mSv. In addition, the performance of the OSLMeter3001 system was evaluated by a proficiency exercise, and its results showed that all readings are within

the acceptance limits of the trumpet curve. Therefore, the OSLMeter3001 system meets the requirements of the CNEN CASEC/IRD:2014 standard.

Keywords: Optically Stimulated Luminescence (OSL); BeO dosimeters; OSL reading equipment; Personal Dosimetry.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Modelo de bandas para a absorção de energia e emissão de luz.	19
Figura 2 - Armadilha de elétron com energia (E) e fator de frequência (s).	19
Figura 3 - Quartzo irradiado em laboratório e aquecido com taxa de 5°C/s.	20
Figura 4 - Fases de (a) Irradiação, (b) latência e (c) estimulação OSL.....	21
Figura 5 - Esquema básico de um sistema OSL.	23
Figura 6 - Esquema do sistema TL/OSL da RISÖ.....	24
Figura 7 - Comparação das faixas espectrais filtros U340, GG420 e LED.	25
Figura 8 - Representação simplificada do sinal OSL no modo contínuo.....	26
Figura 9 - Representação simplificada do sinal OSL no modo pulsado.....	27
Figura 10 - Representação simplificada do sinal OSL em modulação linear.	28
Figura 11 - Processos ocorridos dentro de um tubo fotomultiplicador.	28
Figura 12 - Pacote de filtros ópticos de detecção da Lexsyg Smart.	30
Figura 13 - Dosímetros pessoais com materiais termoluminescentes e filmes.	31
Figura 14 - Dosímetros OSL: (a) BeOSL Dosimetrics, (b) Al ₂ O ₃ :C Landauer.	31
Figura 15 - Amostras de BeO: (a) curvas TL e (b) decaimento OSL.	33
Figura 16 - Espectro do BeO: (a) gráfico isométrico, (b) gráfico de contorno.....	34
Figura 17 - Alfa: (a) curva resposta dose, e (b) curvas de decaimento OSL.	35
Figura 18 - Beta: (a) curva resposta dose, e (b) curvas de decaimento OSL.	35
Figura 19 - Raios X: (a) curva resposta dose, e (b) curvas de decaimento OSL.....	36
Figura 20 - Desvanecimento OSLdo BeO com radiações alfa, beta e X.	36
Figura 21 - Variação da linearidade resposta dose do dosímetro.....	37
Figura 22 - Dependência à radiação gama do ⁶⁰ Co de vários materiais.	38
Figura 23 - Diagrama básico do sistema OSLMeter3001.....	42
Figura 24 - (a) Códigos de identificação e (b) <i>Badge</i> do dosímetro BeOSL.	43
Figura 25 - LED SMD e estrutura interna do canhão de luz.....	44
Figura 26 - Montagem completa do canhão de luz.	44
Figura 27 - Fotodiodo BPW34 conectado ao multímetro digital.	45
Figura 28 - Esquema simplificado da fonte de corrente.	46
Figura 29- Montagem completa da fonte de corrente.....	47
Figura 30 - Filtros ópticos de corte PA435 da Proteon.....	48
Figura 31 - Filtro óptico de corte GG420 da Edmund Optics.....	49
Figura 32 - Eficiência quântica do PMT H7421-40 e H7421-50.	50

Figura 33 - Circuito interno do PMT H7421-40 da Hamamatsu.	50
Figura 34 - Módulo M9011 de alimentação do PMT H7421-40.....	51
Figura 35 - Filtro de detecção UV de passagem estreita 337nm.	52
Figura 36 - Filtro de detecção UV de passagem estreita 370nm.	52
Figura 37 - Filtro de detecção UV de passa banda 340nm.	53
Figura 38 - Diagrama de tempo do circuito contador.	54
Figura 39 - Circuitos contadores digitais conectados em cascata.	55
Figura 40 - Circuito básico do contador de pulsos.....	56
Figura 41 - Placa do circuito contador de pulsos 24 bits.	57
Figura 42 - Formato do pulso do gerador de funções.	57
Figura 43 - Sinal (a) sem resistor e (b) com resistor de 50Ω.....	58
Figura 44 - Esquema simplificado do circuito gerador de sinal.	59
Figura 45 - Placa de circuito do gerador de sinal.	60
Figura 46 - Plataforma Arduino e microcontrolador ATmega2560.	61
Figura 47 - Diagrama em blocos do hardware do sistema OSLMeter3001.	62
Figura 48 - Módulo do sistema de aquisição de dados.	63
Figura 49 - Fluxograma do sistema computacional.	65
Figura 50 - Tela de leitura do sinal OSL.	66
Figura 51 - Tela resultados e análise de dados.....	67
Figura 52 - Tela de cálculo de dose em Hp(10) ou Hp(0,07).	68
Figura 53 - Formato do frame do protocolo de comunicação.....	69
Figura 54 - Modelagem da câmara de leitura OSL.....	71
Figura 55 - Posicionamento e abertura do dosímetro BeOSL.....	72
Figura 56 - Refrigeração do gabinete do OSLMeter3001.....	72
Figura 57 - Esquema do circuito regulador de tensão com LM2596.....	73
Figura 58 - Módulo regulador de tensão com LM2596.....	73
Figura 59 - Modelagem do sistema de zeramento.	74
Figura 60 - Componentes internos do sistema de zeramento.....	75
Figura 61 - Sistema de zeramento de dosímetros BeOSL.	75
Figura 62 - Sistema completo do OSLMeter3001.	76
Figura 63 - Arranjo da irradiação dos dosímetros BeOSL.....	78
Figura 64 - Espectros de emissão do LED em diferentes valores de corrente.	87
Figura 65 - Densidade de potência da luz do LED de estimulação.....	88
Figura 66 - (a) Temperatura do LED, (b) Emissão do LED em função da corrente...	89

Figura 67 - Leitura do tempo de resposta do LED de estimulação.	89
Figura 68 - Leituras do ruído de fundo com e sem filtros no LED de estimulação.....	90
Figura 69 - Pacote de filtros-1: Leituras de branco e dose mínima de 0,1 mSv.	91
Figura 70 - Pacote de filtros-2: Leituras de branco e dose mínima de 0,1 mSv.	92
Figura 71 - Pacote de filtros-3: Leituras de branco e dose mínima de 0,1 mSv.	93
Figura 72 - Contagem do sinal de frequência 100Hz e 1kHz respectivamente.	94
Figura 73 - Contagem do sinal de frequência 10kHz e 100kHz respectivamente.	95
Figura 74 - Contagem do sinal de frequência 500KHz e 1MHz respectivamente.....	95
Figura 75 - Contagem do sinal de frequência 5MHz e 10MHz respectivamente.	96
Figura 76 - Linearidade da resposta do circuito contador digital.....	96
Figura 77 - Resposta energética do BeO (a) sem correção e (b) com correção.	99
Figura 78 - Resposta angular do BeO em termos de Hp(10).....	100
Figura 79 - Dependência energética e angular de dosímetros de BeO.	101
Figura 80 - Reprodutibilidade da luz de referência.....	102
Figura 81 - Leituras médias dos dosímetros de referência.	103
Figura 82 - Reprodutibilidade da leitura da dose de 1mSv em Hp(10).	105
Figura 83 - Curva resposta dose do BeO na energia do Cs-137 em Hp(10).	106
Figura 84 - Linearidade da resposta do BeO na energia do Cs-137 em Hp(10).....	107
Figura 85 - Curva resposta dose na escala de dose baixa em Hp(10).	109
Figura 86 - Leituras dos dosímetros com variação da intensidade de luz LED.	110
Figura 87 - Curva resposta dose na escala de dose alta em Hp(10).....	111
Figura 88 - Curvas de calibração dos dosímetros (a) Hp(0,07) e (b) Hp(10).....	116
Figura 89 - Geometria estimulação/leitura: (a)OSLMeter3001 (b)BeOSLReader....	117
Figura 90 - Valores <i>R</i> avaliados e os limites da curva trombeta.	119

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Configuração dos níveis de corrente da fonte.....	47
Tabela 2 - Configuração do circuito gerador de sinal.	59
Tabela 3 - Comandos enviados do computador ao controlador digital.	69
Tabela 4 - Leituras enviadas do controlador digital ao computador.....	70
Tabela 5 - Medidas da intensidade da luz LED de estimulação óptica.	88
Tabela 6 - Leitura de branco e dos dosímetros irradiados com dose de 0,1mSv.	93
Tabela 7 - Densidade de potência da luz do módulo de zeramento óptico.	97
Tabela 8 - Valores médios e desvios padrão do ECC dos dosímetros de BeO.....	98
Tabela 9 - Leituras médias dos dosímetros irradiados com diferentes energias.	99
Tabela 10 - Leitura dos dosímetros de BeO irradiados em diferentes ângulos.	100
Tabela 11 - Medidas da dose de 1mSv Hp(10) em diferentes ciclos de leitura.....	104
Tabela 12 - Análise de dados pela média das leituras do mesmo dosímetro.....	104
Tabela 13 - Análise de dados pela média das leituras entre os dosímetros.....	105
Tabela 14 - Leituras dos dosímetros com dose de 0,08 a 2000mSv em Hp(10).	106
Tabela 15 - Leituras de branco do grupo A1 e o valor mínimo de detecção.....	108
Tabela 16 - Leituras médias máximo sinal OSL dos dosímetros 0,1 a 10mSv.....	109
Tabela 17 - Leituras médias máximo sinal OSL dos dosímetros 100 a 1000mSv...	110
Tabela 18 - Leituras médias dosímetros 100mSv lidos em escalas diferentes.	111
Tabela 19 - Leituras médias do ruído com diferentes temperaturas da sala.	112
Tabela 20 - Leituras médias de 1mSv com diferentes temperaturas da sala.	113
Tabela 21 - Leituras médias da dose 0,1mSv sem e com luz sobre o leitor OSL....	115
Tabela 22 - Leituras médias dos dosímetros em Hp(10) e Hp(0,07).	116
Tabela 23 - Valores da resposta <i>R</i> obtidos no sistema OSLMeter3001.	118

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

API	Application Programming Interface
CASEC	Comitê de Avaliação de Serviços de Ensaio e Calibração
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CW-OSL	Continuous-wave Optically Stimulated Luminescence
ECC	Element Correction Coefficient
GUI	Graphical User Interface
ICRP	International Commission on Radiological Protection
ICRU	International Commission on Radiation Units & Measurements
IDE	Integrated Development Environment
IEC	International Electrotechnical Commission
IOE	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto
IRD	Instituto de Radioproteção e Dosimetria
ISO	International Organization for Standardization
LMRI	Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes
LPR	Laboratório de Proteção Radiológica
OSL	Optically Stimulated Luminescence
PMMA	Polimetilmetacrilato
PMT	Photomultiplier Tube
PTB	Physikalisch Technische Bundesanstalt
SGBD	Sistema de Gerenciamento de Banco de Dados
SQL	Structured Query Language
TL	Thermoluminescence
TLD	Thermoluminescent Dosimeter
UV	Luz Ultravioleta
UV-VIS	Espectroscopia no Ultravioleta Visível
VIS-NIR	Espectroscopia na Região do Visível e Infravermelho Próximo

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
2	REVISÃO DE LITERATURA	18
2.1	LUMINESCÊNCIA OPTICAMENTE ESTIMULADA	18
2.2	SISTEMA DE LEITURA	22
2.2.1	Sistema de estimulação óptica	23
2.2.2	Modos de estimulação	25
2.2.3	Sistema de coleta de luz	28
2.3	DOSIMETRIA INDIVIDUAL E ÓXIDO DE BERÍLIO	30
2.3.1	Materiais dosimétricos: óxido de berílio	32
2.3.2	Resposta luminescente do óxido de berílio	33
2.3.3	Requisitos gerais de um dosímetro	36
2.3.4	Algoritmo de dose	39
3	MATERIAIS E MÉTODOS	42
3.1	DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA OSL	43
3.2	CARACTERIZAÇÃO DO SISTEMA OSL	76
3.2.1	Determinação do algoritmo de dose	76
3.2.1.1	Sensibilidade individual e fator de calibração	77
3.2.1.2	Dependência energética	78
3.2.1.3	Dependência angular	79
3.2.2	Avaliação do leitor OSL	80
3.2.2.1	Reprodutibilidade da luz de referência	80
3.2.2.2	Leitura de dosímetros de referência	80
3.2.2.3	Reprodutibilidade do leitor OSL	81
3.2.2.4	Linearidade da resposta com a dose	82
3.2.2.5	Limite inferior de detecção	82
3.2.2.6	Limite superior de detecção	83
3.2.2.7	Efeito das condições climáticas	83
3.2.2.8	Efeito da luz ambiente sobre o leitor OSL	85
3.2.2.9	Influência da luz de estimulação na leitura $H_p(10)$ e $H_p(0,07)$	85
3.3	EXERCÍCIO DE PROFICIÊNCIA	85
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	87
4.1	DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA OSL	87

4.2	CARACTERIZAÇÃO DO SISTEMA OSL	97
4.2.1	Determinação do algoritmo de dose	97
4.2.1.1	Sensibilidade individual e fator de calibração	98
4.2.1.2	Dependência energética	99
4.2.1.3	Dependência angular	100
4.2.2	Avaliação do leitor OSL	101
4.2.2.1	Reprodutibilidade da luz de referência	101
4.2.2.2	Leitura de dosímetros de referência	103
4.2.2.3	Reprodutibilidade do leitor OSL	103
4.2.2.4	Linearidade da resposta com a dose	105
4.2.2.5	Limite inferior de detecção	107
4.2.2.6	Limite superior de detecção	108
4.2.2.7	Efeito das condições climáticas	112
4.2.2.8	Efeito da luz ambiente sobre o leitor OSL	115
4.2.2.9	Influência da luz de estimulação na leitura Hp(10) e Hp(0,07)	116
4.3	EXERCÍCIO DE PROFICIÊNCIA	117
5	CONCLUSÃO	120
	REFERÊNCIAS	122
	APÊNDICE A – COMPARAÇÃO DE RESULTADOS COM SISTEMAS COMERCIAIS	127
	APÊNDICE B – AVALIAÇÃO DO TEMPO DE ZERAMENTO DOS DOSÍMETROS	128

1 INTRODUÇÃO

As radiações ionizantes são amplamente empregadas em aplicações médicas e industriais devido às diversas vantagens no seu uso no controle de processos e em estudos de diagnóstico e terapia. Apesar destas vantagens, elas apresentam um risco que deve ser controlado de modo a se obter o maior benefício e a redução do seu malefício. Neste sentido, é preciso utilizar dosímetros que permitam a monitoração do meio ambiente onde estão às fontes de radiação, bem como dos indivíduos que trabalham com estas radiações. Para a monitoração individual são utilizados diversos tipos de dosímetros, entre os quais se destacam os dosímetros luminescentes, que se baseiam na emissão de luz após a desexcitação do dosímetro previamente irradiado. A estimulação pode ser realizada pelo aquecimento do dosímetro, como é o caso dos dosímetros termoluminescentes – TL ou por estimulação por incidência de luz, que é o caso dos dosímetros opticamente estimulados – OSL.

Nas últimas décadas, tem crescido a utilização da dosimetria por luminescência opticamente estimulada (OSL) em dosimetria individual, ambiental e clínica. Em 2015 a técnica OSL é autorizada para o primeiro serviço de monitoração individual externa no Brasil pelo Comitê de Avaliação de Serviços de Ensaio e Calibração (CASEC) do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN); e em 2016, o uso da técnica OSL já representava 22% do número total de Indivíduos Ocupacionalmente Expostos (IOE) monitorados (ALENCAR et al., 2017).

Este crescimento deve-se às várias vantagens operacionais que esta técnica apresenta, tais como: (a) não há necessidade de aquecimento do material, logo pode ser utilizado encapsulamento plástico, o que reduz o custo de fabricação dos dosímetros; (b) a medição é mais rápida (2 a 10 segundos por dosímetro) do que nos processos TL (1 a 2 minutos por dosímetro) e não requer uso de nitrogênio de alta pureza (como na TL); (c) os equipamentos para a leitura OSL são de construção simples, mais automatizados e requerem menor infraestrutura laboratorial (ex.: fornos para tratamento térmico não são necessários).

Os equipamentos utilizados atualmente em dosimetria OSL foram desenvolvidos a partir de adaptações das leitoras de dosímetros TL. Há poucas empresas que produzem sistemas de leitura OSL aplicadas em dosimetria individual,

por exemplo: Landauer (MCKEEVER et al., 1996; YUKIHARA, 2014) e Dosimetrics (BULUR e GÖKSU, 1998; SOMMER e HENNIGER, 2006; JAHN et al., 2013).

No Brasil não há fabricação de equipamentos para dosimetria e monitoração individual, todos os laboratórios e instituições de pesquisa necessitam importar. Desta forma, os grupos de pesquisa buscam desenvolver equipamentos exclusivos para medidas OSL, viabilizando o aperfeiçoamento e redução de custos, pois não há necessidade de uma série de dispositivos requeridos como no sistema TL.

O grupo de pesquisa de Dosimetria e Instrumentação Nuclear do Departamento de Energia Nuclear (DEN/UFPE) vem, há alguns anos, desenvolvendo pesquisas para a produção de novos materiais luminescentes OSL, como também construção de instrumentação para este tipo de aplicação. Desta forma, é objetivo deste trabalho projetar e construir um sistema de leitura OSL com aplicação em dosimetria individual utilizando dosímetros de BeO.

O desenvolvimento deste sistema OSL contribui para a nacionalização de tecnologia altamente especializada, viabilizando a expansão de pesquisas e serviços em dosimetria. Além disso, o domínio da tecnologia e da instrumentação, tanto no aspecto do *hardware* como do *software*, é fundamental para os laboratórios de pesquisa que produzem materiais dosimétricos, pois permite a realização de modificações e adaptações nos equipamentos de modo que se possam realizar estudos não convencionais na área de materiais dosimétricos luminescentes.

A construção de um equipamento de leitura OSL dedicado para dosimetria individual, contribui com nosso grupo de pesquisa que vem desenvolvendo novos dosímetros pessoais e precisa deste tipo de equipamento. Ademais, colabora com as atividades do Laboratório de Proteção Radiológica (LPR-DEN/UFPE), que realiza o serviço de monitoração individual para diversos trabalhadores nos setores industriais e de área médica de todo o país.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Este capítulo apresenta uma revisão bibliográfica abordando alguns tópicos para melhor compreensão do trabalho. Neste sentido, foi feita uma breve revisão sobre os seguintes temas: Luminescência opticamente estimulada, o princípio de funcionamento de um sistema de leitura da luminescência opticamente estimulada, a dosimetria individual e algumas características dosimétricas do óxido de berílio.

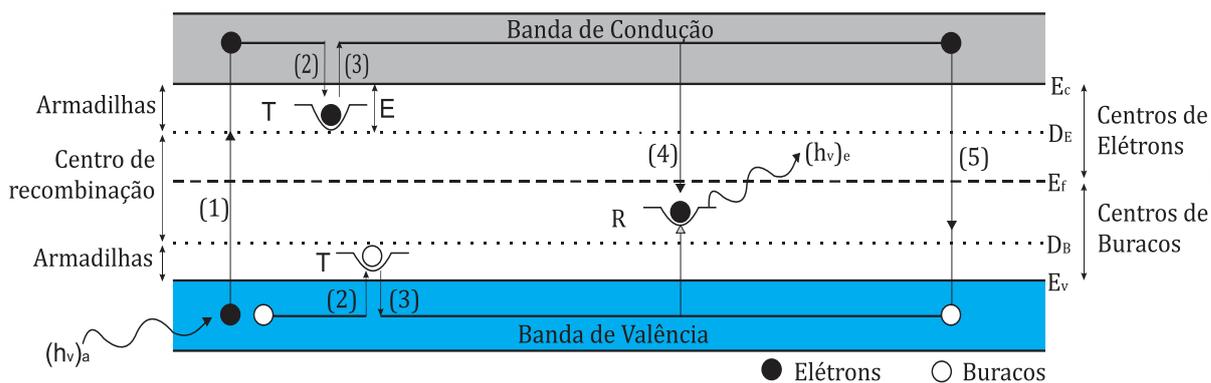
2.1 LUMINESCÊNCIA OPTICAMENTE ESTIMULADA

O fenômeno da luminescência é a emissão de luz de um material isolante ou semicondutor que foi previamente irradiado. Quando a estimulação deste material é por aquecimento o fenômeno é denominado de termoluminescência (TL) e quando a estimulação é por luz chama-se de Luminescência Opticamente Estimulada (OSL, do inglês *Optical Stimulated Luminescence*). Os princípios do fenômeno OSL são semelhantes aos do fenômeno TL, pois a emissão de luz do material luminescente ocorre após a absorção da radiação, que excita os elétrons da rede cristalina do material. Após a excitação, os elétrons podem ocupar níveis metaestáveis de energia, entre as bandas de valência e de condução (BOTTER-JENSEN et al., 2003).

Para compreender os fenômenos TL e OSL é preciso lembrar o modelo simples de bandas de energia. O fenômeno da luminescência ocorre, em geral, nos cristais que, no estado fundamental, possuem a banda de valência repleta de elétrons e a banda de condução vazia. Elas são separadas por uma faixa de estados energéticos não permitidos, denominada de região de banda proibida ou *band gap*.

A Figura 1 apresenta o modelo de bandas para a absorção de energia e emissão de luz. Quando o cristal é exposto à radiação ionizante, a energia cedida a ele permite que elétrons migrem da banda de valência para a banda de condução. Ao migrar, o elétron deixa uma lacuna (ou buraco) na banda de valência (transição 1). Ambos, elétron e lacuna são livres para vagarem, independentes um do outro, através da rede cristalina. Ao passar próximo a um centro de armadilha, tanto o elétron quanto a lacuna podem ser capturados (transição 2), permanecendo em um estado de energia metaestável até que sejam estimulados (YUKIHARA; MCKEEVER, 2011).

Figura 1 - Modelo de bandas para a absorção de energia e emissão de luz

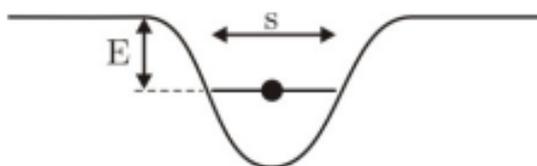


Fonte: adaptado de MCKEEVER (1985).

Para liberar os elétrons e lacunas das armadilhas é necessário ceder energia externa suficiente a eles na forma térmica TL ou óptica OSL (transição 3), tornando-se livres novamente até serem capturados pelos centros de recombinação R, emitindo fótons em quantidade proporcional à radiação absorvida no material (transição 4) ou apenas se recombinando com a lacuna sem emitir luz (transição 5).

A energia da armadilha tem relação com a sua profundidade, ou melhor, com os níveis de energia dos elétrons, que são determinados pela distância que as armadilhas se encontram até a banda de condução. Pois quanto mais próxima, menor é a energia necessária para desarmadilhar o elétron. Existem dois parâmetros que caracterizam cada armadilha: a energia necessária para liberar o elétron, que é a energia de ativação (E); e o fator de frequência (s), que está relacionado com o número de vezes que o elétron interage com a rede cristalina (varia entre 10^{12} e 10^{14} s^{-1}) (YUKIHARA; MCKEEVER, 2011), conforme observado na Figura 2.

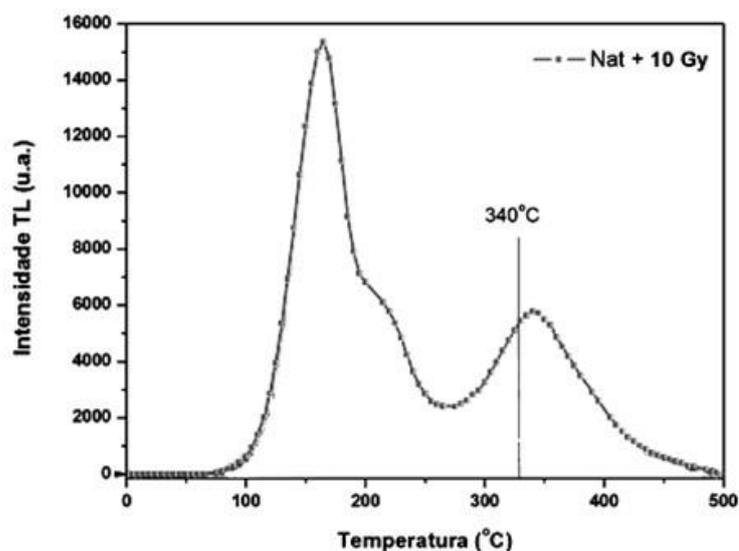
Figura 2 - Armadilha de elétron com energia (E) e fator de frequência (s)



Fonte: SILVA (2005).

No caso da estimulação térmica, a intensidade de emissão TL dependerá da temperatura de aquecimento da amostra. O gráfico da variação da intensidade luminosa em função da temperatura de aquecimento é chamado de curva de emissão TL (ou *glow curve*), ilustrada na Figura 3.

Figura 3 - Quartzo irradiado em laboratório e aquecido com taxa de 5°C/s



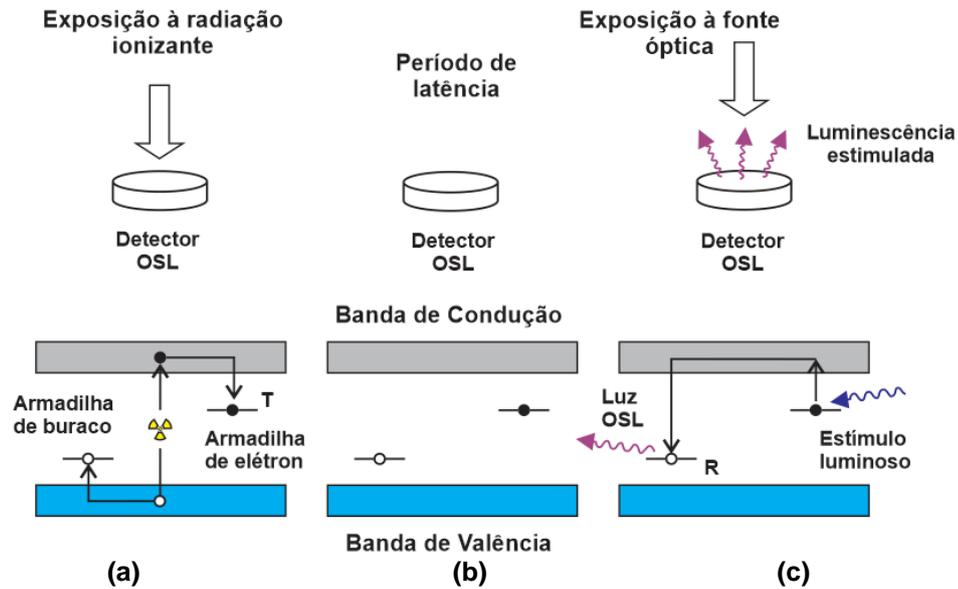
Fonte: SULLASI et al. (2004).

A forma da curva de emissão depende principalmente dos tipos de armadilhas eletrônicas e dos centros de luminescência (recombinação) existentes no cristal, da taxa de aquecimento e do aparelho detector utilizado. A existência de uma quantidade maior de picos na curva de emissão revela a existência de mais de um tipo de armadilha no material (MCKEEVER, 1985).

No caso da estimulação OSL, os elétrons são liberados após um estímulo luminoso. Quando os elétrons são liberados eles podem ser capturados pelos centros de recombinação, ocorrendo a emissão de luz. As armadilhas responsáveis pelo sinal OSL podem ser as mesmas ou não das armadilhas associadas aos picos TL. Como a quantidade de elétrons armadilhados é resultante da energia absorvida pelo material durante sua irradiação, a intensidade de luz emitida é proporcional ao número de elétrons armadilhados e, conseqüentemente, à dose absorvida no cristal (MCKEEVER, 2001).

A Figura 4 apresenta esquematicamente o processo de: (a) irradiação da amostra – transferência de energia da radiação ionizante para os elétrons do cristal, que passam da banda de valência para a de condução, onde se movem livremente até serem aprisionados; (b) latência – elétrons e buracos permanecem armadilhados; e (c) estimulação – liberação de elétrons e buracos das armadilhas por meio do estímulo luminoso, tornando-os livres novamente até serem capturados pelos centros de recombinação.

Figura 4 - Fases de (a) Irradiação, (b) latência e (c) estimulação OSL



Fonte: adaptado de YUKIHARA; MCKEEVER (2011).

Quando se realiza a leitura de um material opticamente estimulável, a concentração de cargas armadilhadas varia a uma taxa dada por:

$$\frac{dn}{dt} = -np \quad (1)$$

onde, n é a quantidade de elétrons armadilhados e p é a probabilidade de transição óptica, ou seja, a probabilidade de elétrons recombinarem com os buracos resultando no processo de luminescência. A probabilidade p , por sua vez, corresponde ao produto da secção transversal de fotoionização do elétron (σ) e pelo fluxo de fótons (ϕ) incidente durante a estimulação, como se pode observar na Equação 2. Desta forma, quanto maior a intensidade do feixe de luz incidente ou maior a sensibilidade da armadilha ao comprimento de onda utilizado, maior será a taxa de elétrons ou buracos desarmadilhados (YUKIHARA; MCKEEVER, 2011).

$$p = \phi\sigma \quad (2)$$

A solução da Equação 1 mostra que a curva de decaimento da luminescência em função do tempo se comporta como uma exponencial dada por:

$$n(t) = n_0 e^{-pt} \quad (3)$$

onde, n_0 é o número de elétrons (ou buracos) inicialmente armadilhados por efeito da irradiação, p é a probabilidade de transição óptica e t é o tempo decorrido (durante a estimulação óptica).

Observa-se que o processo de luminescência se dá a partir da recombinação dos portadores de carga após sofrerem uma estimulação luminosa, logo é possível concluir que a intensidade de luz emitida em um tempo t pelo cristal é proporcional à taxa de variação da concentração dos portadores de carga, dada por:

$$I_{OSL}(t) \propto \left[\frac{dn}{dt} \right] = n_0 p e^{-pt} \quad (4)$$

onde, todos os termos anteriores já foram definidos.

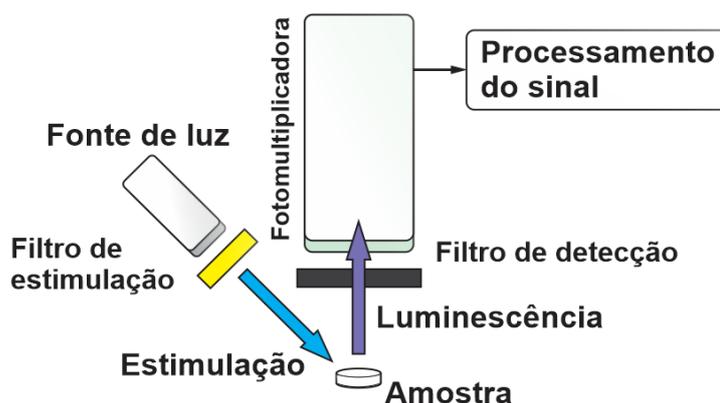
A medida por OSL é mais simples que TL uma vez que o processo de leitura é completamente óptico. Não há dispositivos aquecedores de alto consumo de energia, não é necessário estabelecer um bom contato térmico entre o material dosimétrico e o elemento aquecedor. Os materiais plásticos podem ser usados na fabricação de dosímetros OSL (YUKIHARA; MCKEEVER, 2011).

Além disso, no processo OSL pode se realizar múltiplas leituras do dosímetro, visto que, para a geração do sinal não é necessário o total esvaziamento das armadilhas. No caso de TL, não é possível realizar uma segunda leitura do dosímetro, uma vez que a armadilha é totalmente esvaziada.

2.2 SISTEMA DE LEITURA

O sistema de leitura OSL é composto por uma fonte emissora de luz, para a estimulação da amostra, um tubo fotomultiplicador para detecção da luminescência emitida pela amostra e um sistema eletrônico para a quantificação do sinal. Além disso, são utilizados filtros ópticos para selecionar o intervalo de comprimentos de onda adequados para a excitação do dosímetro (filtros de estimulação) e para leitura do sinal na fotomultiplicadora (filtros de detecção). A Figura 5 apresenta uma representação básica de um sistema OSL.

Figura 5 - Esquema básico de um sistema OSL



Fonte: adaptado de YUKIHARA; MCKEEVER (2011).

Os principais componentes que constituem um sistema de leitura OSL de alguns modelos comerciais são apresentados e discutidos a seguir.

2.2.1 Sistema de estimulação óptica

O sistema de estimulação consiste em uma fonte de luz cujo comprimento de onda é selecionado em função do material a ser analisado. Os primeiros sistemas de estimulação eram baseados em luz infravermelha, utilizada para estudos de feldspato, e de luz verde, para estudos de quartzo. Para a obtenção do sistema de estimulação por infravermelho, geralmente utilizam-se diodos emissores de luz (LEDs) como fonte de luz; enquanto, para o sistema com luz verde, utiliza-se a linha verde (514 nm) de um laser de argônio iônico (HUNTLEY et al., 1985) ou uma ampla faixa azul/verde (420-1050 nm) obtida a partir de uma lâmpada de quartzo-halogêneo (BOTTER-JENSEN et al., 1993).

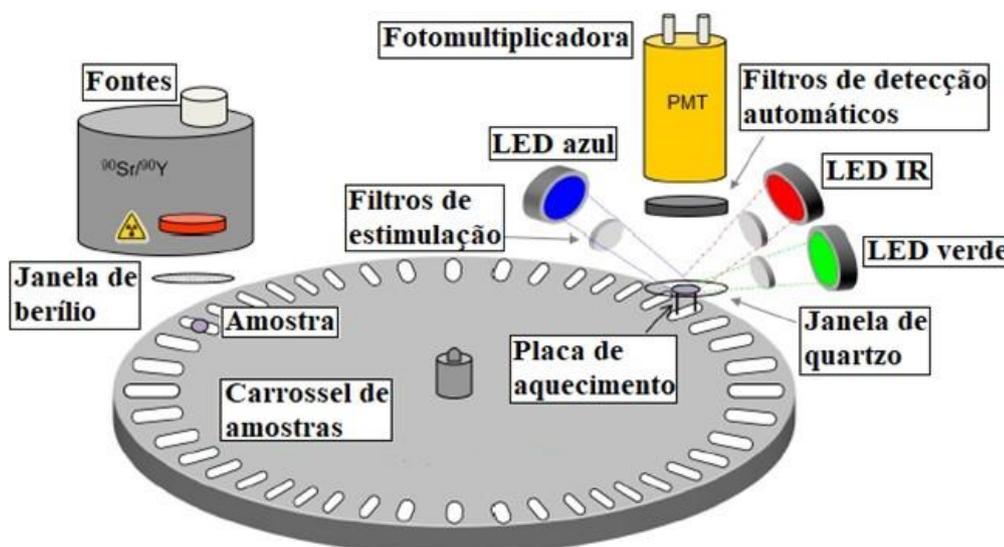
Baseados na experiência com LEDs infravermelhos, os pesquisadores procuraram uma alternativa para medir o sinal OSL do quartzo utilizando um conjunto de LEDs verdes. Mas a substituição do laser de argônio por LEDs não é simples, devido à baixa intensidade luminosa e ao largo espectro de emissão dos LEDs, o que requer um sistema de filtração mais rigoroso para separação do sinal de luminescência emitido pela amostra da luz aplicada na estimulação.

Huntley et al. (1991) publicaram que a máxima estimulação do quartzo se dá com comprimento de onda na ordem de 360 a 380nm. Em decorrência desses trabalhos, foram realizadas diversas pesquisas com o quartzo e uso de LEDs azuis com pico de emissão em $470 \pm 20\text{nm}$, e uma potência luminosa de saída de 2cd

quando alimentados com uma corrente de 20mA (BOTTER -JENSEN et al., 1999a; 1999b).

No sistema TL/OSL produzido pela empresa RISÖ, a unidade de estimulação óptica contém sete diodos (LEDs): dois diodos azuis (470nm de comprimento de onda e 80mW/cm² de potência), dois verdes (525nm, 40mW/cm²) e três infravermelhos (850nm, 300mW/cm²). Esta unidade tem um espaço de diodo vazio, que permite o uso externo de uma fonte de estimulação luminosa. Os diodos são dispostos em um círculo concêntrico com a amostra a ser estimulada e tem a inclinação de 45°. Os diodos são posicionados em contato com uma estrutura de alumínio o que garante um bom contato térmico resultando em uma vida útil alta e estabilidades dos LEDs. Cada LED possui acoplado um filtro óptico, e para regular a potência luminosa durante a estimulação existe um fotodiodo de *feedback*, visto na Figura 6.

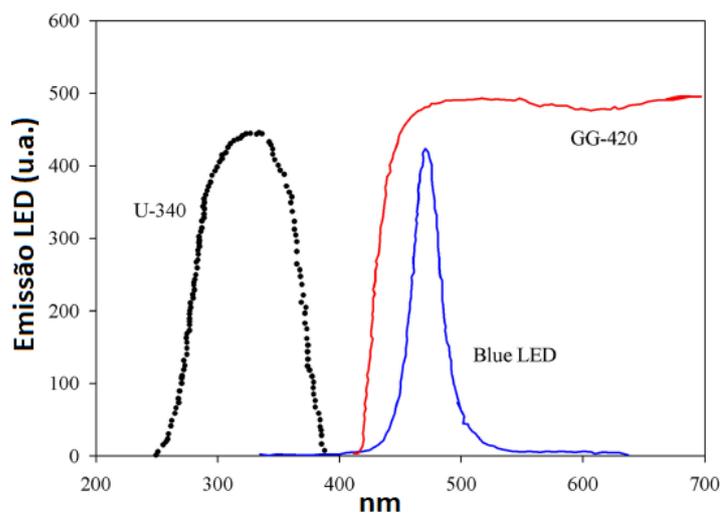
Figura 6 - Esquema do sistema TL/OSL da RISÖ



Fonte: adaptado de RISÖ NATIONAL LABORATORY (2013).

Os filtros que são colocados na frente dos LEDs são do tipo corte ou passa alta e denominados de filtros de estimulação. A Figura 7 apresenta uma comparação entre a faixa espectral de um LED azul, um filtro de corte GG420 e um filtro de transmissão U340. Pelo gráfico observa-se a emissão no final do comprimento de onda curto do espectro do LED, o qual se estende para a região de detecção do filtro U340. Portanto, o filtro de estimulação GG420, neste caso, é criteriosamente escolhido para reduzir a intensidade da luz de estimulação espalhada no sinal luminescente medido (BOTTER-JENSEN et al., 1999).

Figura 7 - Comparação das faixas espectrais filtros U340, GG420 e LED



Fonte: BOTTER-JENSEN et al. (1999).

No sistema TL/OSL produzido pela empresa alemã *Freiberg Instruments* Lexsyg Smart, o circuito de estimulação óptica possui elementos de alta potência, que podem ser constituídos por LEDs ou diodos *laser*. A integração de fotodiodos fornece o *feedback* para o controle de potência de cada elemento individualmente, garantindo uma fonte de estimulação estável e independente do tempo de uso. Este sistema pode ser executado no modo estimulação contínuo (CW-OSL), no pulsado (POSL) ou linearmente modulado (LM-OSL). Os LEDs disponíveis são: azul (458 ± 5 nm, 100 mW/cm²), infravermelho (850 ± 20 nm, 300 mW/cm²), verde (525 ± 20 nm, 80 mW/cm²) e amarelo (590 ± 30 nm, 50 mW/cm²). Enquanto, os diodos *laser* são: azul (445 ± 3 nm, 100 mW/cm²), infravermelho (850 ± 3 nm, 300 mW/cm²) e violeta (405 ± 3 nm, 100 mW/cm²) (RICHTER et al., 2015).

2.2.2 Modos de estimulação

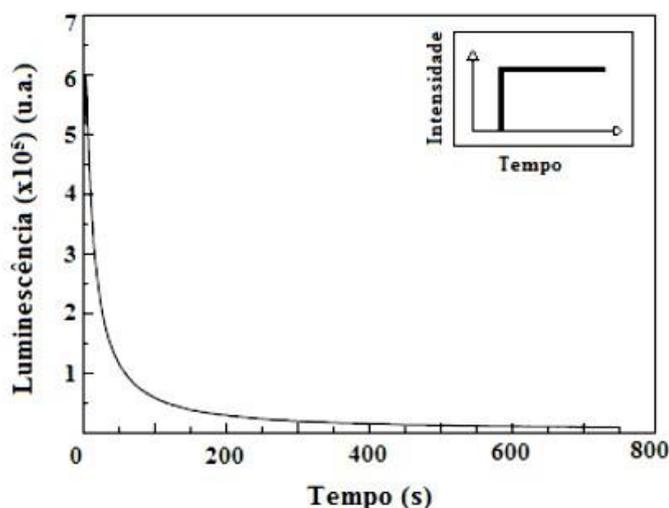
No sistema OSL há diferentes modos de estimulação e coleta de luz. Os principais modos são: (a) modo contínuo (CW-OSL), onde a amostra é estimulada com uma fonte de luz constante e simultaneamente é efetuada a medida da luminescência; (b) modo pulsado (POSL), em que a amostra é estimulada durante um breve intervalo de tempo e a leitura é realizada após esse pulso de estimulação; e (c) modo linearmente modulado (LM-OSL), no qual a fonte de luz tem sua intensidade aumentada linearmente com o tempo. A escolha do modo mais adequado vai depender do material e da aplicação, o que requer um estudo comparativo entre estes

três modos (BOTTER-JENSEN; MEJDAHL; MURRAY, 1999). São abordadas a seguir as principais diferenças nos sinais OSL obtidos com essas três técnicas.

a) modo contínuo (CW-OSL): Este é o método tradicional de utilização do processo de dosimetria por luminescência opticamente estimulada. Neste modo, a amostra irradiada é estimulada com uma fonte de luz constante e, simultaneamente, é efetuada a medida da luz emitida por ela.

A luz utilizada para a estimulação da amostra tem comprimento de onda diferente da luz de emissão, e filtros ópticos são utilizados para a discriminação entre essas duas luzes, evitando assim a interferência da luz de estimulação na resposta do detector. É possível observar a diminuição exponencial do sinal OSL à medida que as armadilhas são esvaziadas, formando a curva de decaimento, visto na Figura 8.

Figura 8 - Representação simplificada do sinal OSL no modo contínuo



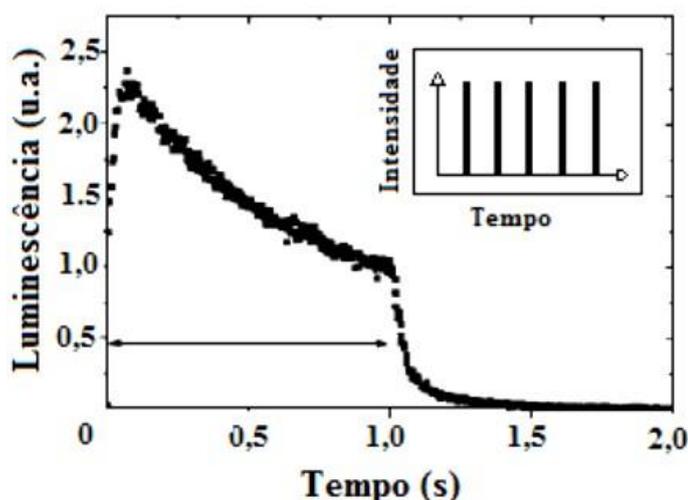
Fonte: adaptado de BOTTER-JENSEN et al. (2003).

Em vários casos, a curva de decaimento pode ser exatamente exponencial ou pode ser a soma de várias exponenciais. No entanto, há casos em que a curva de decaimento não é exponencial e apresenta um crescimento inicial antes do decaimento. Esta variedade de formas de curvas de decaimento sugere uma multiplicidade de possíveis caminhos de recombinação e de processos OSL (MCKEEVER, 2001).

b) Modo pulsado (POSL): O método da OSL no modo pulsado consiste em estimular com pulsos luminosos amostras previamente irradiadas. A luminescência da amostra é detectada após os pulsos, mas não durante eles. Ao se ignorar a luminescência durante o pulso de estimulação, pode-se prevenir o problema da discriminação entre a intensa luz de estimulação e a fraca luminescência emitida pela amostra. Desta forma, tem-se a medida da luminescência sem a necessidade de uso de filtros por remover a luz de estimulação, o que permite uma melhor eficiência e, conseqüentemente, uma maior sensibilidade de detecção (MARKEY et al.,1995).

A largura dos pulsos é selecionada de modo que seja menor do que a vida média dos centros de luminescência do material da amostra. O detector utilizado para a medida da luminescência é acionado de modo que registre apenas a luminescência entre os pulsos (AKSELROD; MCKEEVER, 1999), como ilustrado na Figura 9.

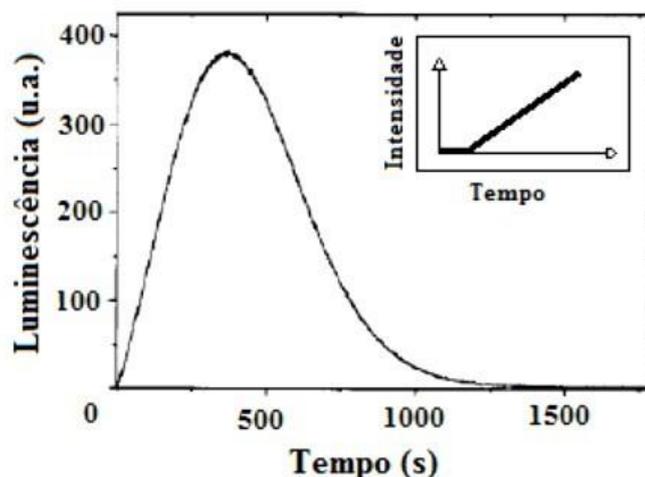
Figura 9 - Representação simplificada do sinal OSL no modo pulsado



Fonte: adaptado de BOTTER-JENSEN et al. (2003).

c) Modulação linear (LM-OSL): Nesta técnica, a intensidade da luz utilizada para estimulação da amostra é aumentada linearmente e, simultaneamente, o sinal OSL é medido. Deste modo, são obtidos gráficos que mostram o sinal OSL no formato de picos que correspondem às cargas liberadas de diferentes armadilhas eletrônicas. A Figura 10 apresenta um esquema que representa o sinal OSL linearmente modulado.

Figura 10 - Representação simplificada do sinal OSL em modulação linear

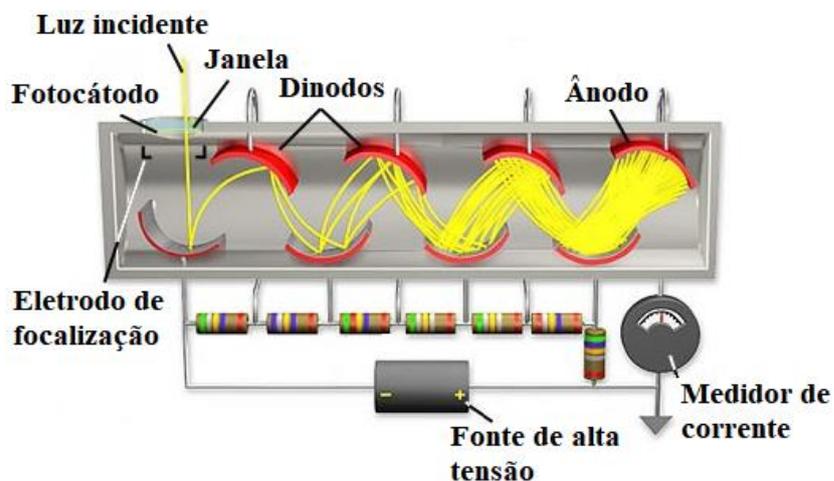


Fonte: adaptado de BOTTER-JENSEN et al. (2003).

2.2.3 Sistema de coleta de luz

No sistema de coleta de luz é utilizado um tubo fotomultiplicador (PMT, do inglês *Photomultiplier Tube*) como detector da luminescência emitida pela amostra irradiada. O PMT tem a função de converter o feixe de luz incidente em pulsos de corrente elétrica, cuja altura dos pulsos está relacionada com a intensidade da luz emitida pela amostra. A fotomultiplicadora consiste basicamente em um fotocátodo, um conjunto de dinodos e um ânodo, esquematizada conforme Figura 11.

Figura 11 - Processos ocorridos dentro de um tubo fotomultiplicador



Fonte: adaptado de LIP (2019).

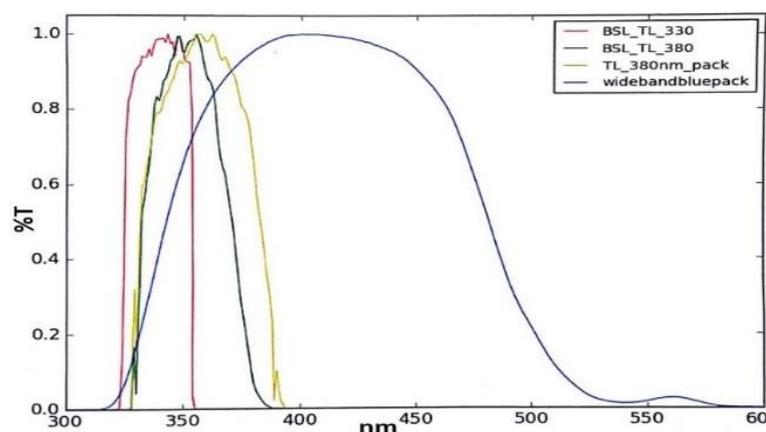
A luz emitida pela amostra, ao incidir no cátodo do PMT, arranca um ou mais elétrons que são acelerados na direção do 1º dinodo. Ao incidir sobre ele, cada elétron transfere sua energia cinética arrancando outros elétrons que são acelerados na direção do 2º dinodo. Devido às colisões com os eletrodos, os elétrons se multiplicam, dando origem a uma cascata de elétrons que são coletados pelo ânodo formando a corrente que será captada pelo sistema eletrônico de contagem. A intensidade da corrente é proporcional à luz emitida pela amostra que, por sua vez, é proporcional à dose absorvida. Em geral, o fator de multiplicação entre dois dinodos consecutivos está entre 2 e 5, dependendo da diferença de potencial aplicada entre eles.

No sistema TL/OSL Lexsyg Smart, a leitora vem equipada com uma fotomultiplicadora padrão da Hamamatsu UV-VIS (300 a 650 nm) podendo ser alterada por outras como, por exemplo: *Electron Tubes* 9235QB UV-VIS (160 a 630 nm); Hamamatsu UV-VIS (300 a 720 nm) e Hamamatsu VIS-NIR (380 a 890 nm). O PMT é conectado a um sistema eletrônico que quantifica o sinal elétrico, fornecendo o número de contagens em função da intensidade de luz produzida pela amostra num determinado tempo e, posteriormente, enviado ao computador (SILVA, 2016).

Na fotomultiplicadora há filtros ópticos especiais para detecção e discriminação de fótons, os quais são do tipo passa banda ou de interferência, denominados de filtros de detecção. Estes filtros devem ser colocados na frente da janela do PMT para evitar que a luz de estimulação espalhada prejudique a relação sinal/ruído na curva de emissão luminescente da amostra (YUKIHARA; MCKEEVER, 2011).

A Figura 12 apresenta as combinações de filtros ópticos de detecção utilizados no sistema Lexsyg Smart. Elas são compostas de pacotes de filtros de detecção e selecionadas de acordo com as características de cada amostra. A banda de transmissão deve estar devidamente definida para diminuir a espessura do filtro de detecção e, conseqüentemente, aumentar a transmitância da luminescência da amostra, por exemplo: o pacote BSL_TL_330 possui banda de detecção estreita e transmitância maior que 90% na região de interesse.

Figura 12 - Pacote de filtros ópticos de detecção da Lexsyg Smart



Fonte: LEXSYGSMART (2019).

Além de conhecer as características do tubo fotomultiplicador é necessário escolher o comprimento de onda da fonte luminosa, a modulação do sinal luminoso e a duração da estimulação em função das características da amostra, como também escolher corretamente as especificações dos filtros ópticos para realizar de forma apropriada a medida do sinal OSL (SANTANA, 2006).

2.3 DOSIMETRIA INDIVIDUAL E ÓXIDO DE BERÍLIO

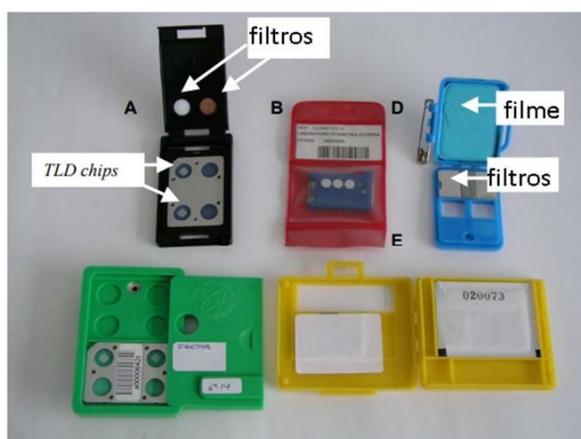
A monitoração individual é a medição das doses de radiação recebidas por indivíduos que trabalham com radiação ionizante como, por exemplo: nas áreas médicas e industriais. Os indivíduos que trabalham regularmente em setores controlados ou aqueles que trabalham em áreas supervisionadas devem usar dosímetros pessoais para garantir que as doses recebidas não excedam os limites de dose. O monitoramento individual também é usado para verificar a eficácia das práticas de controle de radiação no local de trabalho. É útil para detectar mudanças nos níveis de radiação no local de trabalho e para fornecer informações em caso de exposições acidentais.

Os dosímetros pessoais podem ser do tipo passivo, cuja leitura se obtém a partir de um processamento, ou do tipo ativo que são eletrônicos e a resposta à dose é imediata, não requerendo processamentos adicionais. Entre os dosímetros pessoais passivos, geralmente utilizam-se os dosímetros baseados em materiais termoluminescentes ou em filmes radiográficos. Estes últimos vêm perdendo a aplicação com o avanço tecnológico e o surgimento de materiais baseados no

processo de OSL, como o óxido de alumínio dopado com carbono ($\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$). Nos últimos anos, o óxido de berílio (BeO) tem sido utilizado como dosímetro OSL comercial (BeOSL da Dosimetrics) por apresentar alta sensibilidade OSL, linearidade de resposta com a dose de radiação absorvida e pequena perda de sinal com o tempo. Este cristal tem grande potencial de aplicação na dosimetria pessoal por apresentar número atômico efetivo (Z_{eff}) baixo ($Z_{\text{eff}} = 7,13$), que é muito próximo ao do tecido biológico ($Z_{\text{eff}} = 7,42$) e menor dependência energética. Apesar de já ter sido estudado utilizando a técnica TL, a sua aplicação continua a ser estudada tanto para medições com TL quanto com OSL (MCKEEVER et al., 1995).

Os dosímetros pessoais passivos consistem em um *badge* (porta amostras) dentro do qual são colocados os sensores (filmes, cristais TL ou OSL) e os filtros que são utilizados para avaliar a resposta dos sensores em função da energia da radiação incidente. A Figura 13 apresenta a imagem de alguns tipos de *badge* para TLD e filmes, e a Figura 14 mostra a imagem de alguns dosímetros OSL baseados nos cristais de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ e BeO .

Figura 13 - Dosímetros pessoais com materiais termoluminescentes e filmes



Fonte: adaptado de ALAN (2018).

Figura 14 - Dosímetros OSL: (a) BeOSL da Dosimetrics, (b) $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ da Landauer



Fonte: O Autor (2018).

Os materiais termoluminescentes mais utilizados são: LiF:Ti, Mg, CaSO₄:Dy e CaF₂:Mn. Os materiais OSL utilizados para dosimetria pessoal são limitados ao Al₂O₃:C e ao BeO. Os dosímetros OSL de Al₂O₃:C são altamente sensíveis à radiação, podendo ser utilizados para medidas de doses aproximadamente 10μSv, que é particularmente adequada para monitoramento individual em ambientes de baixa intensidade de radiação. Uma vantagem dos dosímetros OSL sobre os TL é que podem ser reanalisados várias vezes sem perder a sensibilidade. As principais propriedades dos dosímetros de óxido de berílio para dosimetria pessoal por OSL são apresentadas e discutidas a seguir.

2.3.1 Materiais dosimétricos: óxido de berílio

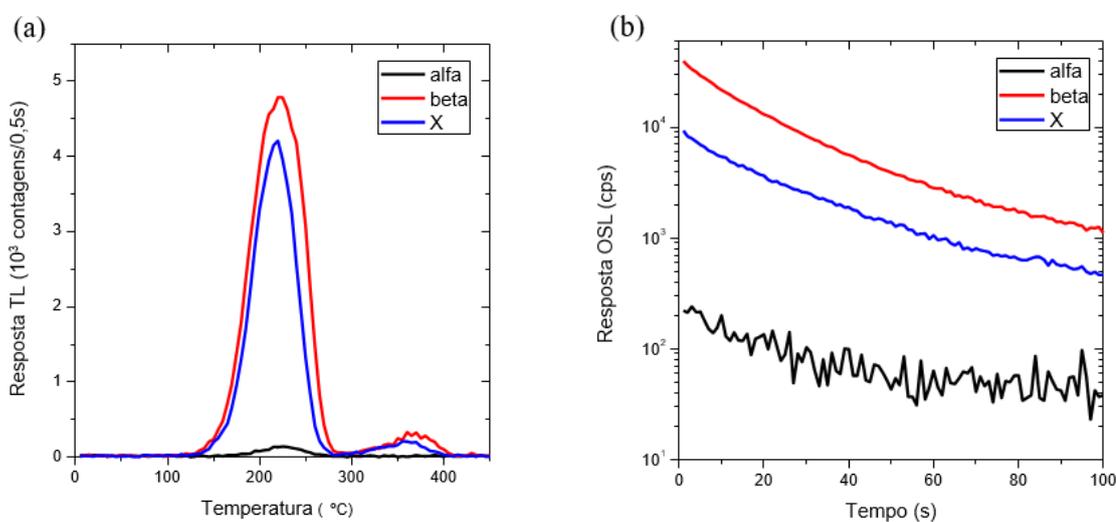
Investigações sobre as propriedades luminescentes do óxido de berílio (BeO) foram realizadas por Albrecht e Mandeville (1956). Um ano depois, o material BeO foi usado pela primeira vez como material TL por Moore (1957), citado por (SOMMER et al., 2008). No entanto, o desvanecimento do sinal TL induzido pela luz, medido por Tochilin et al. (1969), impediu o uso de BeO como material TL. Entretanto, Rhyner e Miller (1970), ao observarem este desvanecimento pela luz, sugeriram que o fenômeno poderia ser de luminescência opticamente estimulada. O trabalho de Bulur e Göksu (1998) foi o primeiro a analisar com detalhes as propriedades OSL do material e sugerir o seu uso para dosimetria por OSL.

Como havia apenas o Al₂O₃:C como dosímetro OSL, o grupo de física em Dresden, a partir dos resultados obtidos Bulur e Göksu (1998), investigou por vários anos a possibilidade de uso do BeO como dosímetro OSL (SOMMER; HENNIGER, 2006; SOMMER et al., 2007), até conseguir desenvolver um dosímetro pessoal usando o material BeO. O material utilizado para o estudo foi Thermalox™ 995 (Brush Wellman Inc., USA), em duas formas de detectores: (a) discos de 4 mm de diâmetro e 0,8 mm de espessura e (b) *chips* quadrados com comprimento de borda de 4,7 mm e 0,5 mm de espessura. Estes discos e *chips* foram prensados e sinterizados, obtendo-se detectores com uma boa reprodutibilidade, estabilidade mecânica, térmica e química (SOMMER et al., 2008).

2.3.2 Resposta luminescente do óxido de berílio

Trabalhos como o de Groppo (2013) mostraram as curvas de resposta TL e de decaimento OSL de amostras de BeO, irradiadas com uma dose absorvida de 1 Gy de radiação alfa, beta e X, sendo as leituras realizadas com o sistema RISÖ TL/OSL. A Figura 15 apresenta uma visualização comparativa das intensidades das respostas TL e OSL para os diferentes tipos de radiação, nota-se que as amostras são mais sensíveis para radiação beta e menos sensíveis para alfa, em ambas as técnicas.

Figura 15 – Amostras de BeO: (a) curvas TL e (b) decaimento OSL

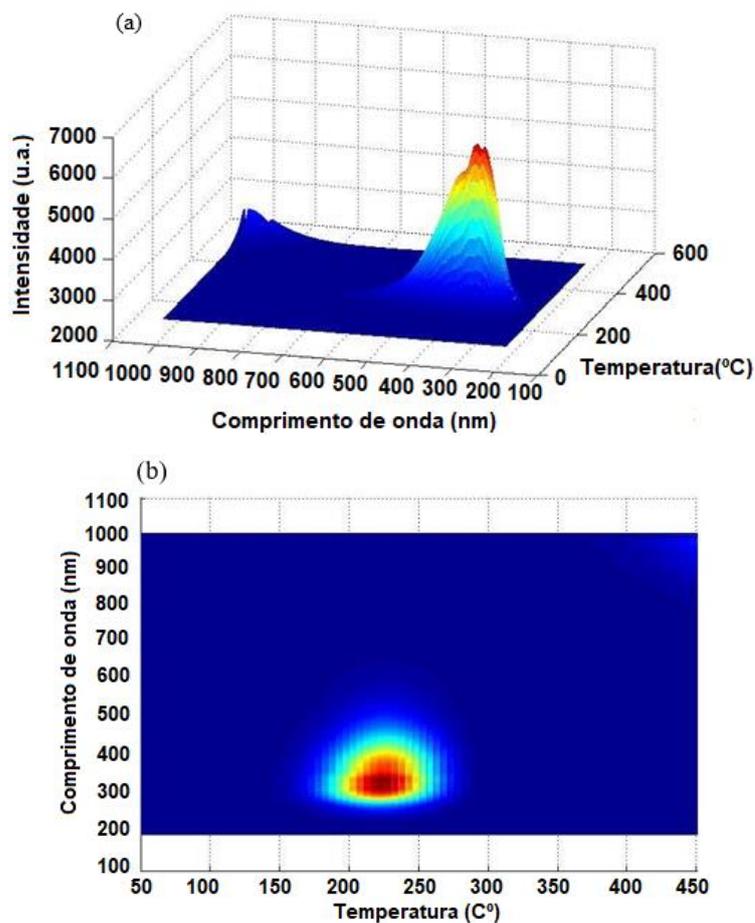


Fonte: adaptado de GROPPPO (2013).

A curva de emissão do óxido de berílio depende da origem do material. Em geral, as amostras de BeO apresentam três picos TL a 75 °C, 220 °C e 340 °C para curvas de emissão até 400 °C de aquecimento; o pico de 220 °C é considerado como o pico dosimétrico principal (BULUR; GÖKSU, 1998).

Groppo (2013) mostrou o espectro de emissão TL do BeO para amostras tratadas termicamente durante 15 minutos a 750 °C, as quais foram posteriormente expostas a uma dose de 1 kGy de radiação gama ^{60}Co no irradiador (Gammacell). A Figura 16 apresenta o espectro de emissão TL do BeO, que consiste em um pico com banda de emissão em aproximadamente 335nm, com um alongamento entre 400 a 450nm. Este pico é correspondente ao pico dosimétrico do material que, para esta amostra, ocorreu em aproximadamente 230°C.

Figura 16 - Espectro de emissão BeO: (a) gráfico isométrico, (b) gráfico de contorno



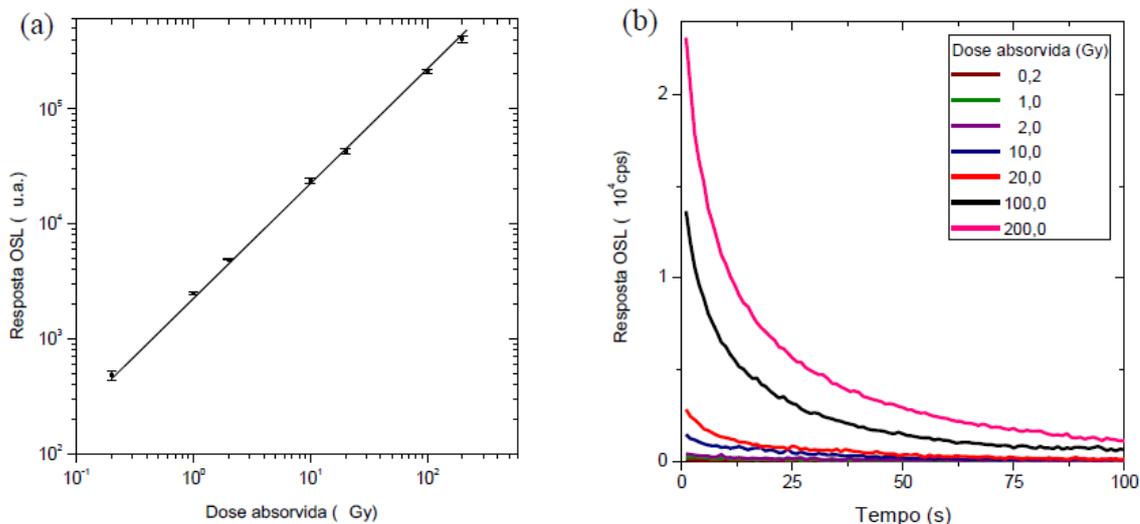
Fonte: adaptado de GROPPPO (2013).

Os outros dois picos do óxido de berílio talvez não tenham sido observados devido à pequena intensidade do sinal luminescente. Os dados obtidos para esta amostra de BeO são os mesmos apresentados para a curva de emissão do material Thermalox™ 995 (MCKEEVER et al, 1995).

O uso de detectores luminescentes é recomendado principalmente na região linear da resposta; então um bom detector é aquele que apresenta uma ampla faixa de linearidade da resposta com a dose (SCARPA et al, 1971). A curva de resposta dose do BeO para o pico principal (220 °C) é linear na região de 0,1 mGy até 1 Gy, onde se torna supralinear, e a curva atinge a saturação para doses absorvidas da ordem de 100 Gy.

Gropppo (2013) mostrou também a linearidade do BeO por meio das curvas de resposta dose de amostras irradiadas com diferentes tipos de radiação. A Figura 17a apresenta a curva resposta dose do BeO, e a Figura 17b as curvas de decaimento OSL expostas à radiação alfa, com doses absorvidas de 0,2Gy a 200Gy.

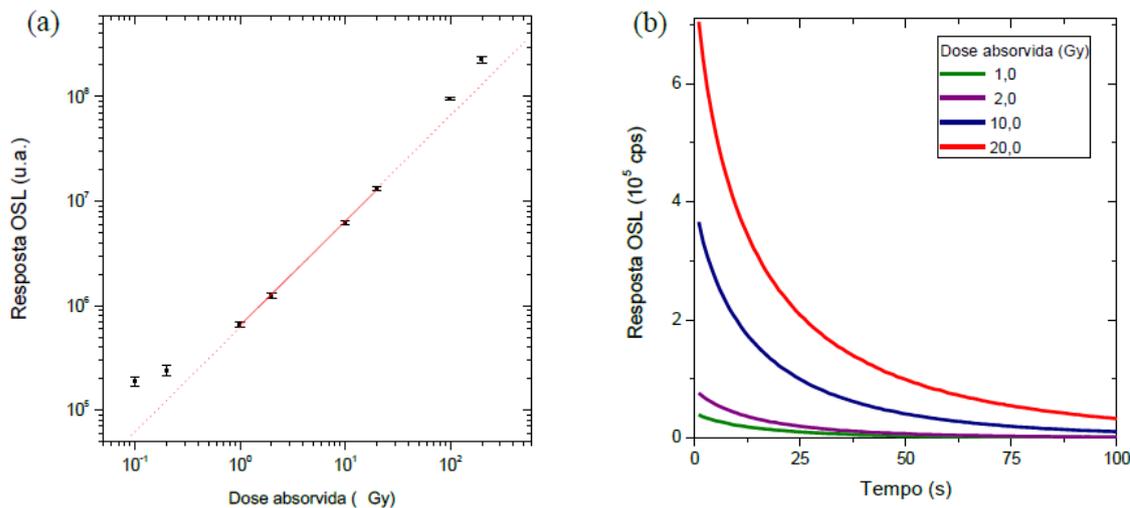
Figura 17 - Alfa: (a) curva resposta dose, e (b) curvas de decaimento OSL



Fonte: adaptado de GROPPPO (2013).

A Figura 18a apresenta a curva de resposta dose com valores de 0,1Gy a 200Gy, e na Figura 18b as curvas de decaimento OSL de amostras de BeO, irradiadas com doses de radiação beta no seu intervalo de linearidade com doses absorvidas de 1Gy a 20Gy.

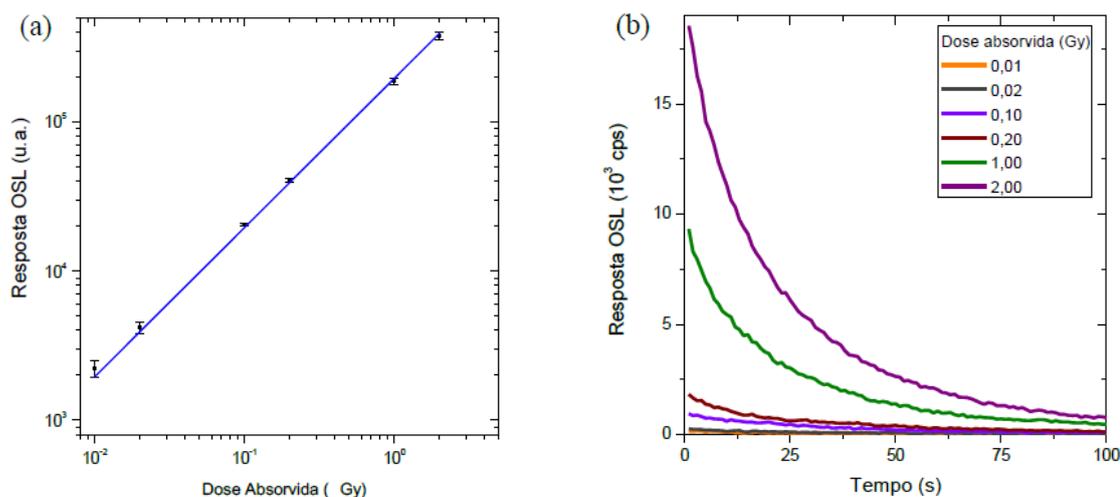
Figura 18 - Beta: (a) curva resposta dose, e (b) curvas de decaimento OSL



Fonte: adaptado de GROPPPO (2013).

A Figura 19a apresenta a curva resposta dose e na Figura 19b as curvas de decaimento OSL de amostras de BeO expostas à radiação X, com doses absorvidas de 0,01Gy a 2Gy.

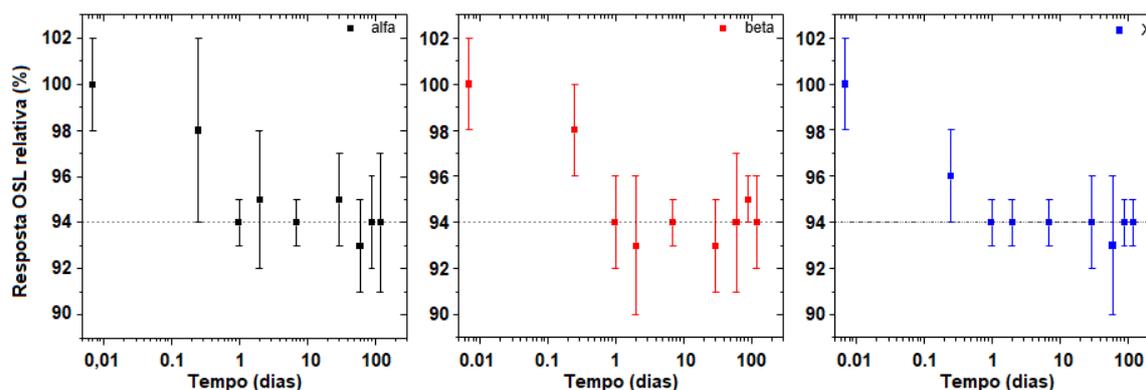
Figura 19 - Raios X: (a) curva resposta dose, e (b) curvas de decaimento OSL



Fonte: adaptado de GROPPPO (2013).

A Figura 20 apresenta o desvanecimento (ou *fading*) da resposta OSL de amostras de BeO expostas às radiações alfa, beta e X, respectivamente. As linhas pontilhadas indicam um desvanecimento da resposta OSL adequado de aproximadamente 6%. Além disso, observa-se que o BeO tem um *fading* rápido e, por isso, deve-se esperar um dia após irradiação para realizar a leitura dos dosímetros.

Figura 20 - Desvanecimento OSL amostras de BeO com radiações alfa, beta e X



Fonte: adaptado de GROPPPO (2013).

2.3.3 Requisitos gerais de um dosímetro

Algumas propriedades físicas são necessárias para que um material seja considerado adequado para aplicação dosimétrica, tais como: (a) repetibilidade e reprodutibilidade; (b) linearidade; (c) sensibilidade; (d) dependência energética e angular; e (e) desvanecimento. Estas características asseguram que o dosímetro

tenha um comportamento adequado de acordo com as necessidades requisitadas na medição (ATTIX, 2004).

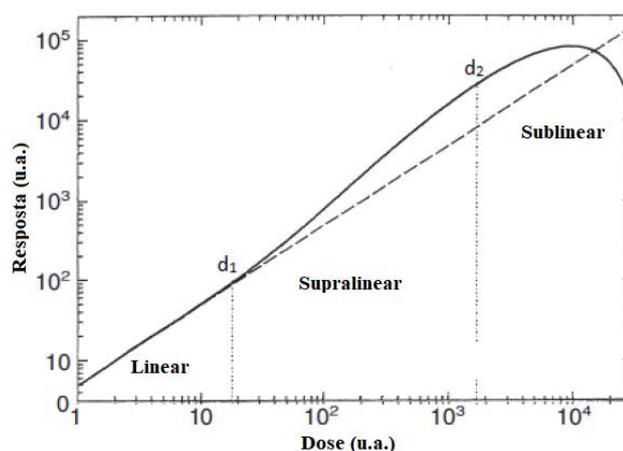
a) Repetibilidade e reprodutibilidade: A repetibilidade e a reprodutibilidade são duas propriedades fundamentais que um dosímetro deve possuir.

Segundo o Vocabulário Internacional de Metrologia (VIM, 2012), repetibilidade é caracterizada por uma mesma resposta sob um conjunto de condições, as quais incluem o mesmo procedimento de medição, os mesmos operadores, o mesmo sistema de medição, as mesmas condições de operação e o mesmo local, assim como medições repetidas no mesmo objeto ou em objetos similares durante um curto período de tempo.

O conceito de reprodutibilidade de um dosímetro corresponde a flutuações aleatórias da resposta relacionadas a características dos instrumentos, condições ambientais, e a natureza estocástica dos campos de radiação. A avaliação da reprodutibilidade pode ser estimada repetindo as medições em condições diferentes e geralmente são expressas em termos do desvio padrão e coeficiente de variação das medidas (ATTIX, 2004; IZEWSKA; RAJAN, 2005).

b) Linearidade: O dosímetro ideal teria que responder linearmente em função da dose absorvida. Entretanto, o que se verifica é que a maioria dos dosímetros apresentam uma variedade de efeitos não-lineares, como mostrado na Figura 21. Para doses abaixo de d_1 , o material apresenta resposta linear. Entre as doses d_1 e d_2 , o material apresenta uma região de comportamento supralinear da resposta. Para doses acima de d_2 é observada uma região de resposta sublinear (NAIL et al., 2002).

Figura 21 - Variação da linearidade resposta dose do dosímetro



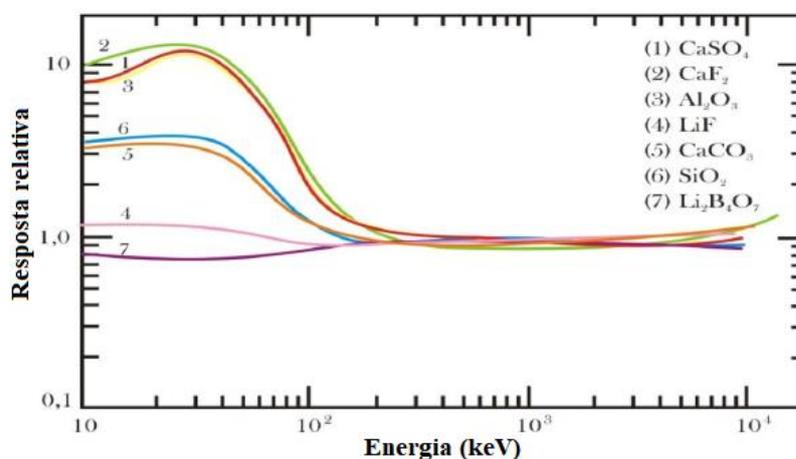
Fonte: adaptado de NAIL et al. (2002).

c) Sensibilidade: A sensibilidade do material dosimétrico corresponde à quantidade de luz emitida por unidade de uma grandeza, por exemplo: kerma ar ou Hp(10), utilizadas para quantificar a dose da radiação. Podem-se considerar os seguintes aspectos: dose mínima detectável e dose de saturação, que determinam a faixa útil de utilização, auto irradiação e variação de sensibilidade devido à reutilização.

No caso da monitoração individual, o material deve possuir uma sensibilidade suficiente para ser capaz de mensurar apropriadamente valores de dose efetiva maiores que o nível de registro para monitoração individual mensal de IOE, que é de 0,20 mSv para corpo inteiro e 1 mSv para extremidades (CNEN, 2005).

d) Dependência energética e angular: A dependência energética corresponde a razão entre a quantidade de energia absorvida de um material em comparação com a energia absorvida de um material de referência (FURETTA, 2003). A resposta energética depende dos coeficientes de interação (μ), que determinam a quantidade de energia do feixe que é absorvida pelo dosímetro para cada energia de fóton aplicada. Se estes coeficientes variarem com a energia, ocorrerá uma variação na resposta desse material. A resposta do dosímetro depende da interação da radiação com a matéria (efeito fotoelétrico, efeito Compton, e produção de pares) que está associada ao número atômico efetivo (Z_{eff}) do material. Esta característica sugere que o material dosimétrico tenha o Z_{eff} próximo ao material que vai ser irradiado (GRIBKOVSKII, 1998). A Figura 22 apresenta a resposta relativa em relação a energia do Co-60 com diferentes materiais em função da energia do fóton.

Figura 22 - Dependência à radiação gama do ^{60}Co de vários materiais



Fonte: adaptado de CAMERON et al. (1968).

No caso da dependência angular, a resposta do dosímetro varia de acordo com o ângulo de incidência da irradiação. É desejável que sua resposta seja a mais isotrópica possível. Os ângulos de incidência da radiação devem estar situados nos quatro semiplanos formados por dois planos perpendiculares ao plano do dosímetro e perpendiculares entre si (com a intersecção entre esses dois planos na normal ao dosímetro).

e) Desvanecimento: O desvanecimento do sinal (ou *fading*) é um dos fatores mais comuns que podem interferir na leitura de um material dosimétrico. Este fenômeno é decorrente da perda da intensidade do sinal devido à liberação espontânea dos portadores de carga de suas armadilhas, proporcionando recombinação e perda da intensidade do sinal com o tempo. Ele pode ocorrer devido a diversas influências ambientais, tais como: temperatura, umidade e exposição à luz.

De modo geral, um dosímetro é um detector construído e adaptado para radiações e finalidades específicas e deve apresentar as seguintes propriedades, regidas por normas da IEC 731 ou ISO 4037:

- Limite de detecção adequado;
- Precisão e exatidão;
- Repetibilidade e reprodutibilidade;
- Linearidade da resposta com a dose;
- Estabilidade a curto e longo prazo;
- Baixa dependência energética;
- Baixa dependência direcional e rotacional;
- Baixa dependência dos fatores ambientais;
- Baixa dependência com a taxa de exposição.

2.3.4 Algoritmo de dose

Tendo em vista a introdução da *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) das grandezas operacionais, definidas para monitoramento individual, tornou-se necessário um algoritmo que converta a resposta do dosímetro e melhore sua precisão na estimativa da dose, especialmente nos campos mistos de raios X e gama, e assim cobrir a maior parte da faixa de energias dos fótons utilizável no monitoramento individual (BAKSHI et al., 2006).

O algoritmo consiste em todas as partes do processo matemático, incluindo conjuntos de equações algébricas, elementos lógicos e processos decisórios que podem escolher entre diversas equações, por exemplo: tipo de radiação, faixa de dose, faixa de energia, campos mistos com diferentes energias ou campos mistos com diferentes tipos de radiação (OLIVEIRA, 2017).

A complexidade do dosímetro e, portanto, a complexidade do algoritmo, depende dos requisitos de medição, tipo de radiação, faixa de energia da radiação, fatores geométricos para correção e exatidão (LUCAS, 1995).

Existem algoritmos mais básicos que são utilizados nos laboratórios de dosimetria, construídos apenas com o fator de calibração (IEC, 2012), determinado conforme mostra a Equação 5, e a unidade básica de medida do equipamento utilizado, como apresentado na Equação 6:

$$N_0 = \frac{C_{r,0}}{G_{r,0}} \quad (5)$$

onde N_0 corresponde ao fator de calibração de referência; $C_{r,0}$ corresponde ao valor convencional na qualidade de referência; $G_{r,0}$ corresponde ao valor avaliado no ponto de ensaio para uma qualidade e condições de referência.

$$M = N_0 \cdot G \quad (6)$$

onde, M corresponde ao valor medido (em mSv); G corresponde ao valor avaliado no sistema dosimétrico.

Alguns modelos mais complexos envolvem correções relacionadas aos requisitos de desempenho do dosímetro, conforme mostra a equação utilizada no algoritmo de dose (IEC, 2012), descrita por:

$$M = \left[\frac{N_0}{(r_n) \cdot (r_{E,\alpha}) \cdot (r_{env})} \right] \cdot [G - D_{EMC} - D_{mech}] \quad (7)$$

onde, M corresponde ao valor medido; N_0 corresponde ao fator de calibração de referência; r_n corresponde a resposta relativa devido a não-linearidade; $r_{E,\alpha}$ corresponde a resposta relativa devido à energia e ângulo de incidência; r_{env} corresponde a resposta relativa devido a influências ambientais; G corresponde ao valor indicado no sistema de dosimetria; D_{EMC} corresponde ao desvio causado por

distúrbios eletromagnéticos; D_{mech} corresponde ao desvio causado por distúrbios mecânicos.

Independente dos dosímetros terem sido irradiados nas mesmas condições geométricas, mesma qualidade e dose uniforme, a sua sensibilidade será diferente. A variação na sensibilidade de um lote de dosímetros é inevitável, mas pode ser reduzida de 10 a 15% para 1 a 2%; quando os dosímetros são corrigidos pela sua sensibilidade individual, ao invés de realizar a separação dos dosímetros por lote.

O Coeficiente de Correção do Elemento (ECC do inglês, *Element Correction Coefficient*) é um fator de correção optativo que relaciona a sensibilidade de um dosímetro específico com a eficiência média dos dosímetros do grupo de calibração (HARSHAW, 2010), dado por:

$$ECC_j = \frac{\overline{TLE}}{TLE_j} \quad (8)$$

onde, ECC_j – corresponde ao ECC do dosímetro-j; \overline{TLE} – corresponde a leitura da média dos dosímetros de calibração; e TLE_j – corresponde a leitura do dosímetro-j.

Aplicando os valores de ECC, o algoritmo poderia ser representado conforme apresentado na Equação 9:

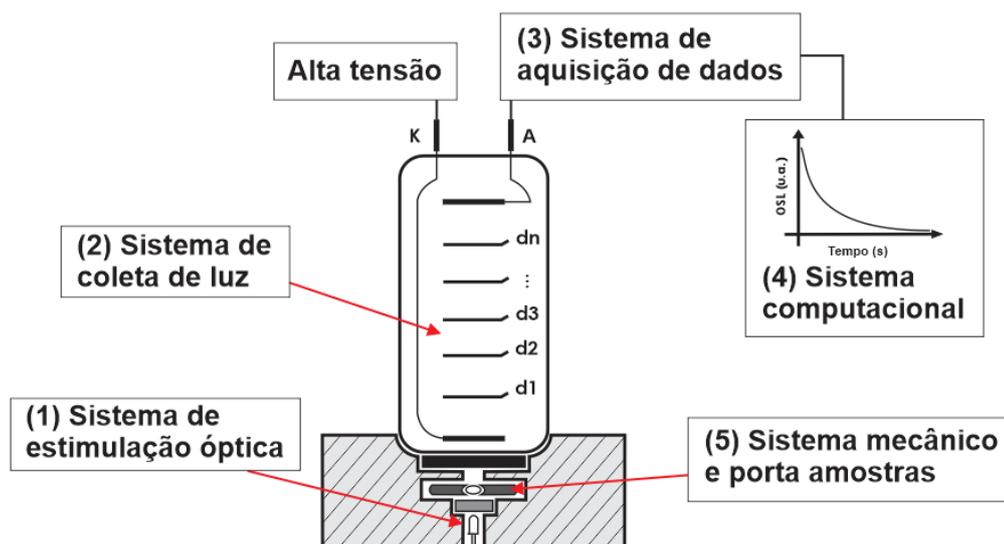
$$M = \left[\frac{N_0}{(r_n) \cdot (r_{E,\alpha}) \cdot (r_{env})} \right] \cdot [G - ECC_j - D_{EMC} - D_{mech}] \quad (9)$$

Portanto, o algoritmo necessário vai depender da aplicação, equipamentos e requisitos para um sistema de dosimetria. Neste caso, apenas os princípios fundamentais permanecem invariáveis (OLIVEIRA, 2017).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste trabalho foi desenvolvido e caracterizado um sistema OSL, denominado OSLMeter3001, para ser utilizado em aplicações de dosimetria externa de corpo inteiro nas grandezas operacionais $H_p(10)$ e $H_p(0,07)$. A Figura 23 apresenta o diagrama básico deste sistema OSL com os seus principais componentes.

Figura 23 - Diagrama básico do sistema OSLMeter3001



Fonte: O Autor (2019).

O sistema OSLMeter3001 foi projetado para leitura de dosímetros de BeO (BeOSL), produzidos pela empresa alemã Dosimetrics®. O dosímetro BeOSL é destinado ao monitoramento individual e caracterizado pelo emprego do óxido de berílio (BeO) como material dosimétrico e a aplicação do fenômeno da luminescência opticamente estimulada (OSL) para quantificação da radiação absorvida. Em seu uso normal, este dispositivo apresenta resposta linear à dose, exatidão, precisão e praticidade.

O corpo do dosímetro, também chamado de *badge*, é fabricado em plástico tem o formato de um estojo e contém um cartão onde é fixado o material dosimétrico. Cada dosímetro pode ser identificado por um código de barra ou uma sequência numérica, utilizados no controle das atividades internas de um Laboratório de Proteção Radiológica, como identificação e a rastreabilidade da instituição e do usuário monitorado.

A Figura 24a apresenta o cartão com os códigos de identificação, e a Figura 24b o formato do *badge* do dosímetro BeOSL e o posicionamento de dois elementos de BeO, correspondentes as grandezas Hp(10) e Hp(0,07).

Figura 24 - (a) Códigos de identificação e (b) *Badge* do dosímetro BeOSL



Fonte: Dosimetrics® (2019).

Os dosímetros utilizados neste estudo foram cedidos pelo Laboratório de Proteção Radiológica (LPR) do Departamento de Energia Nuclear (DEN) da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE).

3.1 DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA OSL

O desenvolvimento do sistema OSLMeter3001 ficou dividido em seis etapas principais: (1) Sistema de estimulação óptica; (2) Sistema de coleta de luz; (3) Sistema de aquisição de dados; (4) Sistema computacional; (5) Sistema mecânico e porta amostras; e (6) Sistema de zeramento óptico.

1) Sistema de estimulação óptica

O sistema de estimulação óptica ficou dividido em três partes: (a) Canhão de luz; (b) Fonte de corrente; e (c) Filtros ópticos de estimulação.

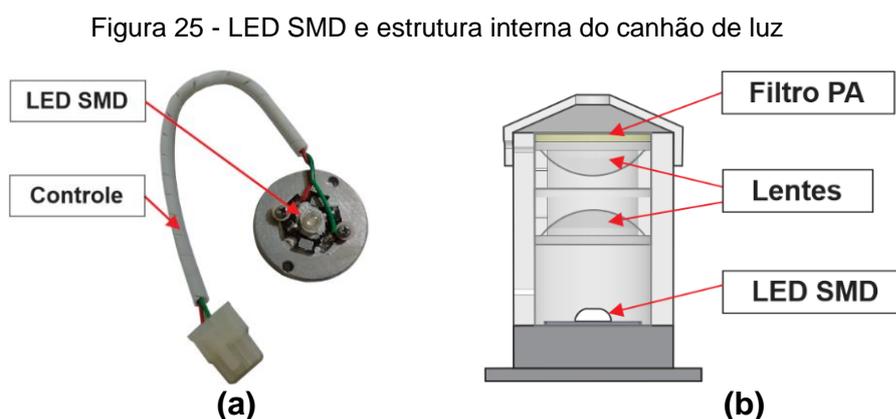
Na estimulação óptica, o emissor de luz é um LED de alto brilho com emissão na faixa do azul, apropriado para estimulação de amostras de BeO que produz resposta OSL quando expostas à luz nesta região.

a) Canhão de luz

O canhão de luz é composto por um LED *Blue Royal* de alto brilho, potência de 3,0 W e sua montagem é sobre a superfície (SMD). Foram utilizadas duas lentes do tipo plano-convexa, filtros ópticos do tipo passa alta (PA), um suporte para ajustar o ponto focal da luz e um colimador de 8 mm de diâmetro para reduzir a luz difusa sobre

a amostra. As peças estruturais que compõem o canhão de luz foram feitas através de modelagem no SolidWorks 2018, processo de usinagem e com tecnologia de impressão 3D.

A Figura 25a apresenta o LED SMD colocado sobre um dissipador de calor, e a Figura 25b a estrutura interna com os componentes do canhão de luz.



Fonte: O Autor (2019).

A Figura 26 apresenta como ficou a montagem completa do canhão de luz e o local de ajuste do ponto focal das lentes convergentes da luz emitida.

Figura 26 - Montagem completa do canhão de luz



Fonte: O Autor (2020).

O ajuste do ponto focal do LED foi realizado com um fotodiodo BPW34 fixo em um cartão BeOSL. O fotodiodo está na configuração fotovoltaica e conectado a um multímetro digital Minipa ET-2075A, na escala de miliamperímetro, para medir a corrente produzida em função da luz. A Figura 27 apresenta o BPW34 instalado no cartão BeOSL e conectado ao multímetro.

Figura 27 - Fotodiodo BPW34 conectado ao multímetro digital



Fonte: O Autor (2019).

Sabe-se que a intensidade de emissão da luz de um LED depende da passagem da corrente (BOTTER-JENSEN et al., 2000). Por isso, realizou-se a leitura do comprimento de onda da luz de estimulação em diferentes correntes do LED. Além disso, verificou-se a emissão da luz se estava em torno de 450nm a 455nm, faixa adequada para estimulação de amostras de BeO (JAHN et al., 2013). Os espectros de emissão foram medidos com um cabo de fibra óptica colocado junto ao LED e ligado ao espectrômetro Ocean Optics modelo USB2000+.

A geometria de estimulação é por transmissão, a qual o canhão de luz fica posicionado abaixo da amostra para aproximá-la da fotomultiplicadora e assim aumentar a sensibilidade de detecção do sinal OSL. Além disso, a luz de estimulação foi ajustada de maneira que toda a superfície da amostra seja igualmente iluminada.

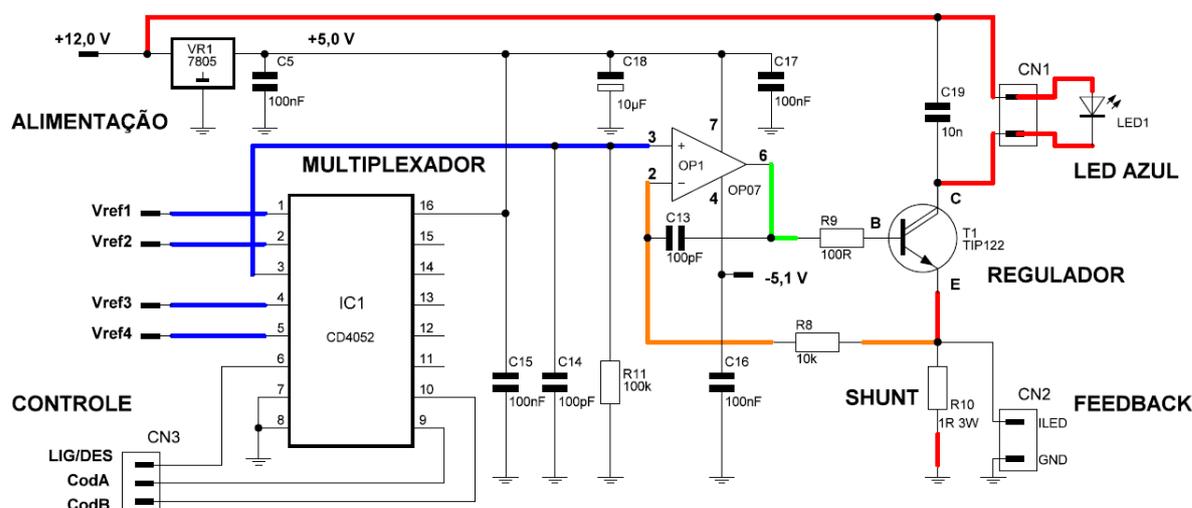
O processo utilizado para a estimulação e coleta da luz é o modo de leitura contínua (CW-OSL), no qual a amostra previamente irradiada é estimulada com uma fonte de luz constante do LED e a coleta da luminescência emitida pela amostra ocorre de forma simultânea pela fotomultiplicadora.

b) Fonte de corrente

A fonte de corrente é um circuito que serve para estabilizar a corrente do LED de estimulação, mantendo a excitação constante sobre a amostra durante a leitura do sinal OSL. Este controle de estabilização é realizado de forma ativa por um circuito amplificador e detector de erros com realimentação negativa. Além disso, ela dispõe de recursos que via *software* permitem alterar de forma linear a intensidade luminosa do canhão de luz.

A Figura 28 apresenta o esquema simplificado da fonte de corrente com os seus principais componentes.

Figura 28 - Esquema simplificado da fonte de corrente



Fonte: O Autor (2019).

O circuito amplificador e detector de erros tem como finalidade estabilizar a corrente que passa pelo LED de estimulação (LED1). Este circuito é constituído por um operacional OP07 (OP1), cuja saída pino 6 (linha verde) é ligado a base (B) de um transistor *Darlington* NPN TIP122 (T1), combinado a um resistor *shunt* (R10) de 1 Ω /3W, ambos ligados em série (linha vermelha) com o LED1.

Para controlar a estabilização da corrente do LED1 é necessária uma tensão de referência (Vrefx), a qual é regulada por um circuito integrado TL431 e ajustada por trimpots ou potenciômetros. A tensão Vrefx (linhas azuis) ficou dividida em quatro: Vref1 0,095V, Vref2 0,195V, Vref3 0,395V e Vref4 igual a 0,790V, onde cada valor representa um nível de corrente para definir a intensidade de luz de estimulação.

O nível de corrente vai depender da tensão de referência selecionada, a qual é realizada pelo circuito multiplexador IC1 CD4052, que comuta a Vrefx através de código binário de 2 bits inserido via conector CN3 (CodA e CodB). Após seleção, a tensão de referência Vrefx é aplicada ao pino 3 (linha azul) do circuito OP1, o qual compara a Vrefx com a tensão no seu pino 2 (linha laranja) retirada do emissor (E) de T1. De forma que, se houver diferença entre estas tensões o transistor T1 irá compensar a variação e controlar a corrente do LED de estimulação em tempo real. Ao medir a tensão no emissor (E) de T1 ou sobre o resistor *shunt* R10 é possível saber a corrente que passa pelo LED1, bastando apenas dividir a tensão que está sobre o resistor R10 pela sua resistência que é de 1 Ω .

A Tabela 1 apresenta os valores percentuais de intensidade da luz de estimulação com o seu respectivo código binário e a identificação dos trimpots responsáveis pelo ajuste de cada nível de corrente.

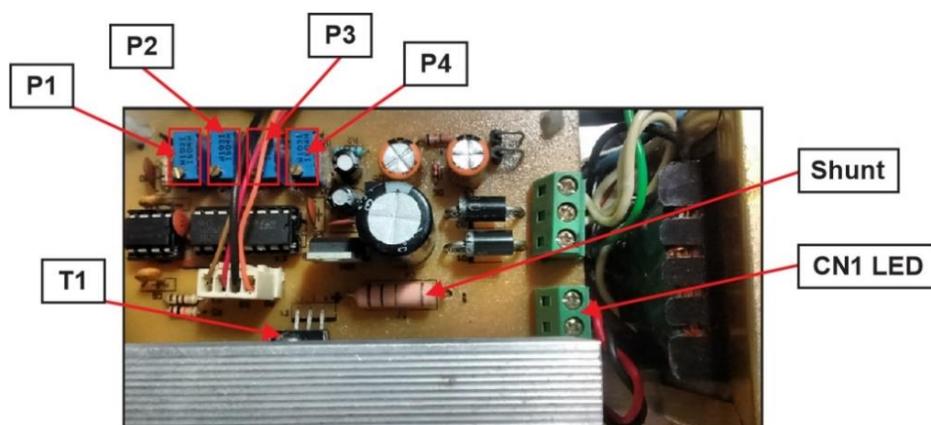
Tabela 1 - Configuração dos níveis de corrente da fonte

Código Binário	Intensidade de Luz (%)	Trimpots (RV)	Corrente do LED (mA)
00	10	P4	95
01	25	P3	195
10	50	P1	395
11	100	P2	790

Fonte: O Autor (2019).

A Figura 29 apresenta a montagem completa do circuito da fonte de corrente com a indicação do conector CN1 para o LED, dos trimpots multivoltas do tipo linear P1 a P4, do transistor regulador série T1 colocado em um dissipador de calor, e o resistor *shunt* responsável pela leitura (*feedback*) da corrente do canhão de luz.

Figura 29- Montagem completa da fonte de corrente



Fonte: O Autor (2020).

Nos testes da fonte de corrente, verificou-se o valor da densidade de potência (mW/cm^2) da luz de estimulação para cada nível de corrente. A densidade de potência foi medida com a fonte ajustada em: 10%, 25%, 50% e 100%, utilizando um detector semiconductor S130C de 400 a 1100 nm conectado ao *Power Meter* da Thorlabs.

A influência da temperatura sobre a resposta LED foi verificada aumentando sua corrente em função do tempo. Para isso, colocou-se um sensor termopar tipo k conectado no multímetro digital Minipa ET-2082C e fixado junto ao dissipador de calor do LED. Em cada medida da temperatura o LED ficou ligado no modo contínuo

durante 10 minutos e a fotomultiplicadora foi utilizada para medir a estabilidade da luz de estimulação em diferentes correntes.

Além disso, verificou-se outro parâmetro que é o tempo de resposta do LED de estimulação, conhecido como *Rise/fall time*, o qual deve ser menor do que o período de amostragem do sinal OSL para evitar perdas de dados no momento do acionamento do LED. O tempo de resposta do LED foi medido por um fotodiodo BPW34 ligado a um resistor de 47Ω , ambos conectados a um cabo coaxial RF174 de 50Ω de impedância e 15cm de comprimento. O detector fotodiodo foi ligado ao Osciloscópio Digital Minipa de 60 MHz e posicionado na saída do canhão de luz.

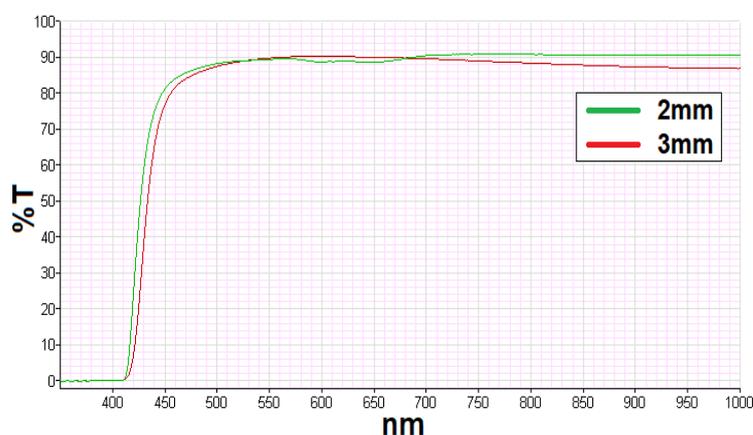
c) Filtros ópticos de estimulação

O filtro de estimulação é uma estrutura que serve para bloquear a emissão no final do comprimento de onda curto, do espectro do LED, que se estende para a região de detecção da fotomultiplicadora, diminuindo a relação sinal/ruído do sistema OSL.

O sistema de estimulação deste projeto foi desenvolvido com LED colocado abaixo da amostra e sua luz ficou direta na fotomultiplicadora, por isso, é importante o uso apropriado de filtros. Neste sentido, os filtros ópticos de corte ou passa alta PA435 da Proteon e o GG420 da Edmund Optics foram avaliados.

A figura 30 apresenta os filtros PA435 de 2 e 3mm de espessura e com 25,4mm de diâmetro da Proteon. Os espectros de transmissão dos filtros possuem transmitância menor que 80% na faixa de estimulação do BeO, que é aproximadamente 450nm.

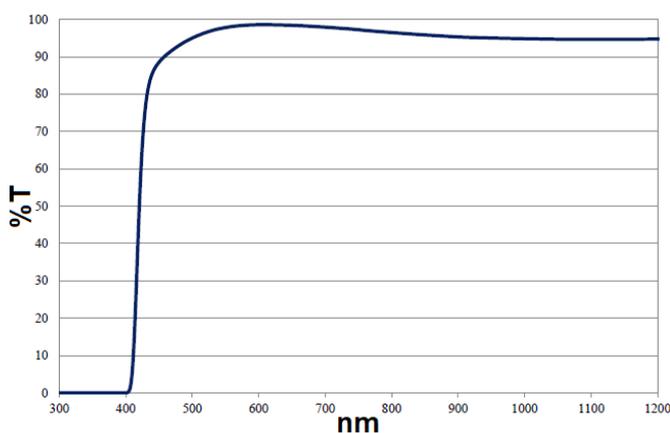
Figura 30 - Filtros ópticos de corte PA435 da Proteon



Fonte: PROTEON (2019).

A figura 31 apresenta a resposta espectral do filtro GG420 fornecida pelo fabricante Edmund Optics, o percentual de transmitância é maior que 92% na faixa de estimulação do BeO e, portanto, menor atenuação da luz nesta região. O filtro óptico possui 3mm de espessura com 25,4mm de diâmetro.

Figura 31 - Filtro óptico de corte GG420 da Edmund Optics



Fonte: EDMUND OPTICS (2019).

Na avaliação dos filtros de corte foi verificado o ruído de fundo do sistema OSL com a intensidade da luz de estimulação ajustada em 100%. Desta forma, foram realizadas leituras via fotomultiplicadora nas seguintes condições: (a) sem filtro; (b) com um filtro PA435 de 3mm de espessura; e (c) com um filtro GG420 de 3mm de espessura, colocados na saída do canhão de luz.

2) Sistema de coleta de luz

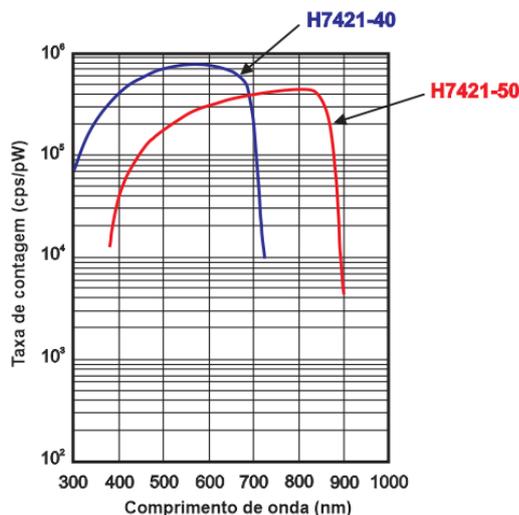
O sistema de coleta de luz é composto basicamente por: (a) tubo fotomultiplicador (PMT) e (b) filtros ópticos de detecção. O PMT converte os fótons na faixa visível que atingem o fotocátodo em corrente elétrica proporcional a intensidade da luz incidente; e os filtros de detecção servem para discriminar a luz de estimulação e coletar apenas a luminescência emitida pela amostra.

a) Fotomultiplicadora

As fotomultiplicadoras da série H7421 da Hamamatsu são dispositivos de contagem de fótons que possuem um fotocátodo semicondutor de GaAsP/GaAs de 50 mm de área sensível e controle termoeletrônico. Este controle utiliza um termistor para medir a temperatura do PMT e regular a corrente do *Peltier Cooler*, estabilizando a fotomultiplicadora mesmo com variações da temperatura ambiente de 5 a 35°C.

A Figura 32 apresenta o espectro de sensibilidade de duas fotomultiplicadoras da série H7421 em função do comprimento de onda da luz incidente.

Figura 32 - Eficiência quântica do PMT H7421-40 e H7421-50

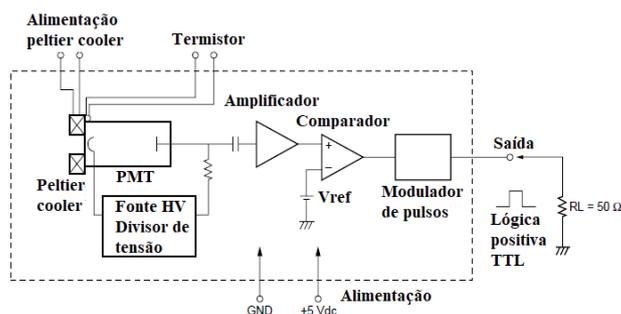


Fonte: adaptado da HAMAMATSU (2017).

O H7421-40 (GaAsP) possui eficiência quântica maior que 10^5 na região entre 300nm e 720nm; enquanto, o H7421-50 (GaAs) possui espectro de detecção na região entre 380nm e 890nm. Portanto, a fotomultiplicadora H7421-40 foi selecionada para este protejo, pois apresenta sensibilidade adequada na coleta da luminescência emitida pelas amostras de BeO.

A Figura 33 apresenta o diagrama em blocos do circuito interno do PMT H7421-40. O circuito interno possui um estágio amplificador de tensão, que condiciona e amplifica os sinais elétricos vindos do ânodo do tubo. Estes sinais seguem para um circuito comparador e discriminador a fim de reduzir o ruído eletrônico. Em seguida, o circuito modulador de pulsos formata os sinais de saída em uma onda quadrada TTL, para serem processados e quantificados por um circuito contador digital.

Figura 33 - Circuito interno do PMT H7421-40 da Hamamatsu



Fonte: adaptado da HAMAMATSU (2017).

A Figura 34 apresenta o módulo M9011 para alimentação da fotomultiplicadora H7421-40. Este módulo possui diversas funções que podem ser controladas pelo microcontrolador PIC16C715 e acessadas via interface *on-board* (Controle). Por meio de um controlador digital conectado externamente ao módulo M9011 é possível controlar as suas funções via *software*. Dentre elas, pode-se ligar ou desligar a alta tensão da fotomultiplicadora quando houver exposição excessiva a luz, protegendo assim o PMT e evitando a saturação da leitura do sinal OSL.

Figura 34 - Módulo M9011 de alimentação do PMT H7421-40



Fonte: HAMAMATSU (2017).

O módulo M9011 deve ser alimentado por uma fonte de tensão de 12V com capacidade de corrente mínima de 1,2A. Por isso, utilizou-se a uma fonte chaveada tipo colmeia NES-75-12 *bivolt* de 12V/6,25A da *MeanWell-MW*, com tolerância $\pm 1\%$ e eficiência típica de 82% na alimentação deste módulo e em outros circuitos.

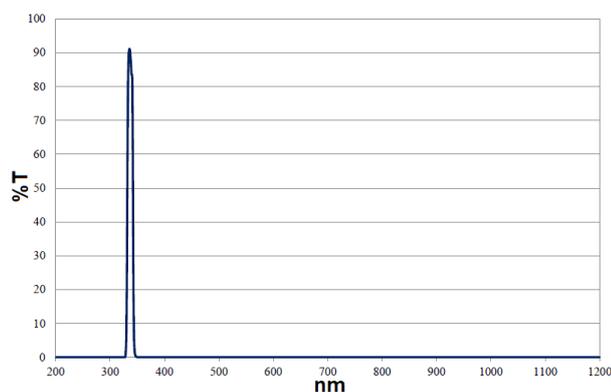
b) Filtros de detecção

O filtro óptico de detecção é uma estrutura do tipo passa banda usado para isolar e transmitir um comprimento de onda específico e refletir todos os outros comprimentos de onda incidentes. Em um sistema OSL, quando as janelas espectrais de estimulação e detecção estão bem separadas é possível impedir que a luz dispersa do LED de estimulação chegue até a fotomultiplicadora, aumentando assim a relação sinal/ruído das medidas luminescentes.

De acordo com literatura, acreditava-se que o espectro de emissão OSL do BeO Thermalox™ 995 seja semelhante ao seu espectro de emissão TL, que tem uma banda de emissão de 335nm (SOMMER, JAHN e HENNIGER, 2008). Em vista disso, foi adquirido o filtro óptico do tipo passa banda centrado nesta faixa com referência U337 da Edmund Optics.

A Figura 35 apresenta o filtro óptico de passa banda estreita U337 ± 10 nm da Edmund Optics. Pelo gráfico o percentual de transmitância do filtro está em torno de 91% com pico centrado em 337nm com intervalo de 327 a 347nm, possui 2,5 mm de espessura e 25 mm de diâmetro.

Figura 35 - Filtro de detecção UV de passagem estreita 337nm

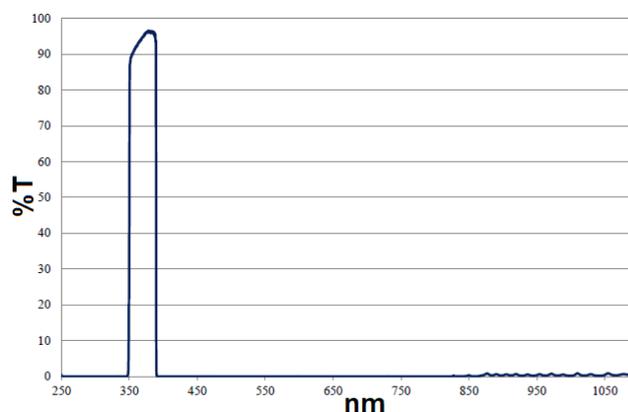


Fonte: EDMUND OPTICS (2019).

Outros estudos mostraram que o espectro de emissão OSL do BeO é composto por uma banda dominante a 370 nm e um pico mais baixo em 310 nm (YUKIHARA e MCKEEVER, 2011). Por isso, foi avaliado também o filtro de interferência do tipo passa banda estreita, selecionado para esta faixa de emissão do BeO com referência U370 da Edmund Optics.

A Figura 36 apresenta o filtro óptico de passa banda estreita U370 ± 20 nm da Edmund Optics. Pelo gráfico o percentual de transmitância do filtro está em torno de 96% com pico centrado em 370nm com intervalo de 350 a 390nm, possui 2,5 mm de espessura e 25 mm de diâmetro.

Figura 36 - Filtro de detecção UV de passagem estreita 370nm

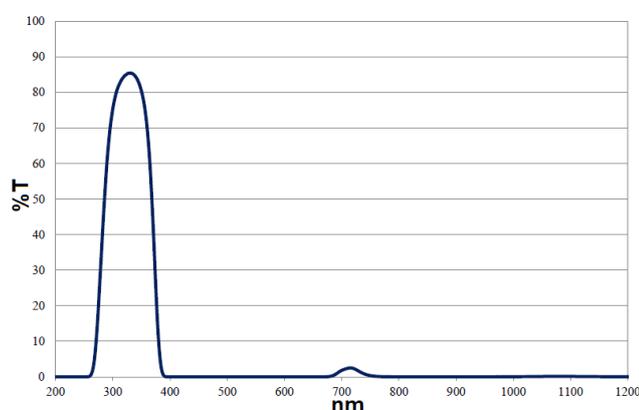


Fonte: EDMUND OPTICS (2019).

Outro importante filtro é o U340 ou seu equivalente PU11, os quais foram avaliados e utilizados nas combinações de filtros de detecção neste trabalho. Foram adquiridos os filtros ópticos U340 da Edmund Optics e o filtro PU11 da Proteon com 4, 5 e 6 mm espessura e 30 mm de diâmetro.

A Figura 37 apresenta o filtro óptico Hoya U340 passa banda UV da Edmund Optics. Pelo gráfico o percentual de transmitância do filtro está em torno de 95% com pico centrado em 340nm com intervalo de 270 a 370nm, possui 2,5 mm de espessura e 25 mm de diâmetro.

Figura 37 - Filtro de detecção UV de passa banda 340nm



Fonte: EDMUND OPTICS (2019).

No sistema de detecção normalmente é utilizado uma combinação de filtros que discrimina a luz de excitação da luminescência emitida pela amostra. Como desejas-se medir a dose mínima de 0,1mSv em Hp(10), esta combinação deve ser bem selecionada, evitando linha de base elevada. A linha de base é a medida dos dosímetros não irradiados, chamada de branco. Para garantir a medida, o valor da área OSL correspondente a dose mínima 0,1mSv deve ser superior à média da linha de base mais três vezes o desvio padrão desta média.

Os filtros ópticos de detecção foram avaliados em três combinações da seguinte forma: (a) dois filtros PU11 da Proteon, equivalente ao U340, com 6mm de espessura cada; (b) um filtro U340 combinado ao filtro U337 com 5 mm de espessura total; (c) um filtro U340 combinado ao filtro U370 com 5mm de espessura total, ambos da Edmund Optics.

3) Sistema de aquisição de dados

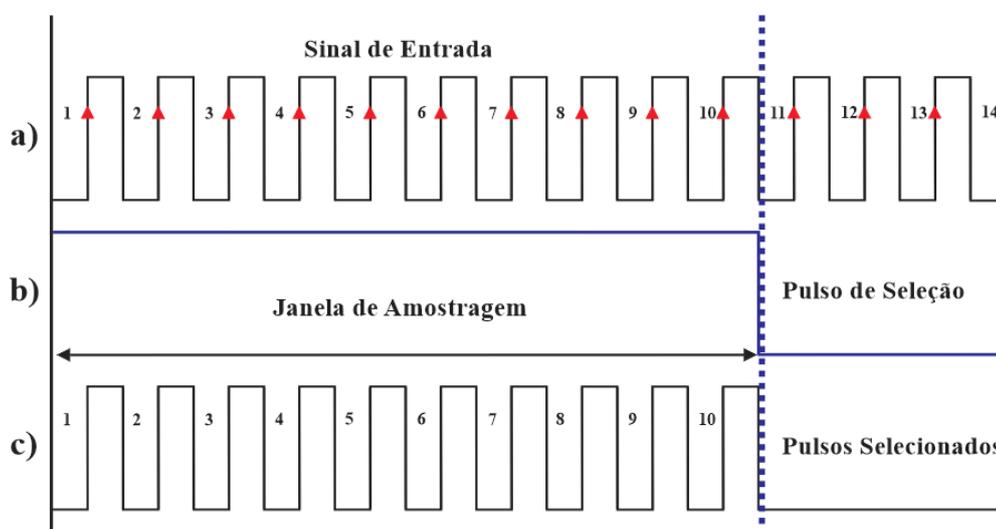
O sistema de aquisição de dados é um módulo composto por três partes: (a) contador de pulsos, (b) circuito gerador de sinal e (c) controlador digital. Ele foi projetado e construído para quantificar o número de pulsos de saída da fotomultiplicadora, realizar a comunicação de dados com o sistema computacional, como também fazer o autoteste do equipamento de leitura OSL.

a) Contador de pulsos

O contador de pulsos é um circuito digital conhecido como contador de frequência, cuja função básica é medir a frequência de um sinal periódico. O método de medição consiste na contagem do número de períodos ou ciclos de um sinal de entrada que ocorre em um espaço de tempo determinado, chamado janela de amostragem. Por exemplo, se o circuito contador registrar dez contagens em um segundo de amostragem significa que a frequência do sinal é de 10 Hz.

A Figura 38 apresenta o diagrama de tempo do circuito contador com as formas de onda de temporização e da janela de amostragem necessária na medição da frequência do sinal de entrada. Destaca-se: (a) os pulsos de entrada os quais se pretende medir a frequência, (b) a janela de amostragem não síncrona com o sinal de entrada e (c) a quantidade dos pulsos selecionados do sinal de entrada em uma única amostragem.

Figura 38 - Diagrama de tempo do circuito contador



Fonte: O Autor (2017).

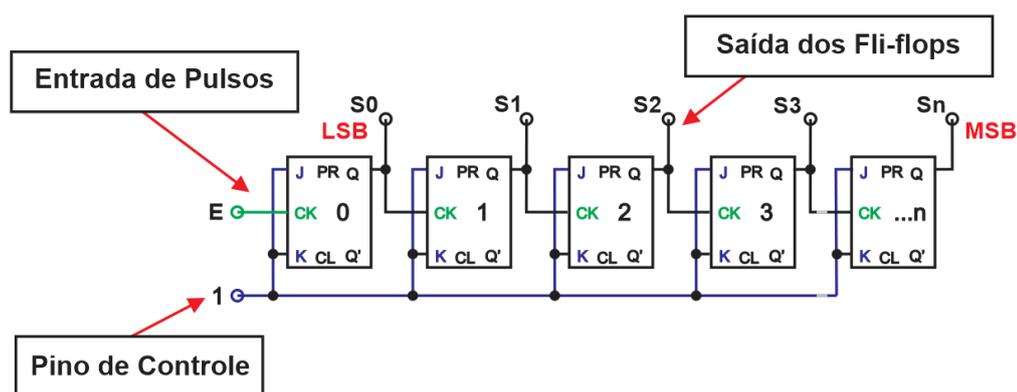
O circuito contador tem seu valor máximo de contagem associado à sua resolução ou número de *bits*, que depende do número de *flip-flops* do contador. Ao interligar circuitos contadores digitais em cascata é possível aumentar a resolução da contagem, podendo ser no modo síncrono ou assíncrono.

No assíncrono, os *flip-flops* que compõem o circuito contador não possuem as entradas de *clock* em comum e o sinal a ser medido é aplicado apenas ao primeiro *flip-flop* do contador. Os demais, utilizam como sinal de sincronismo a saída do estágio anterior, sendo o primeiro *flip-flop* chamado de (LSB, *Less Significant Bit*) e último o mais significativo na contagem (MSB, *Most Significant Bit*).

Em outras palavras, o circuito contador quantifica os pulsos de entrada e fornece saídas que são a representação binária da contagem. Se a resolução for de n *bits*, onde $n=4$ significa que existem quatro *flip-flops* e a contagem máxima será $(2^4 - 1)$ igual a 15 e com oito *flip-flops*, de 255. Quando as entradas J e K dos *flip-flops* são iguais a 1 (Pino de controle), a comutação nos valores de saídas (S_n) ocorrerá apenas nas transições de borda de subida do sinal de *clock* (CK) da entrada.

A Figura 39 apresenta um exemplo deste circuito com contadores em cascata formado por n etapas e dispostos no modo assíncrono. Onde S_0 , S_1 , S_2 , S_3 e S_n representam os *bits* de saída e são medidos de forma paralela no circuito contador.

Figura 39 - Circuitos contadores digitais conectados em cascata

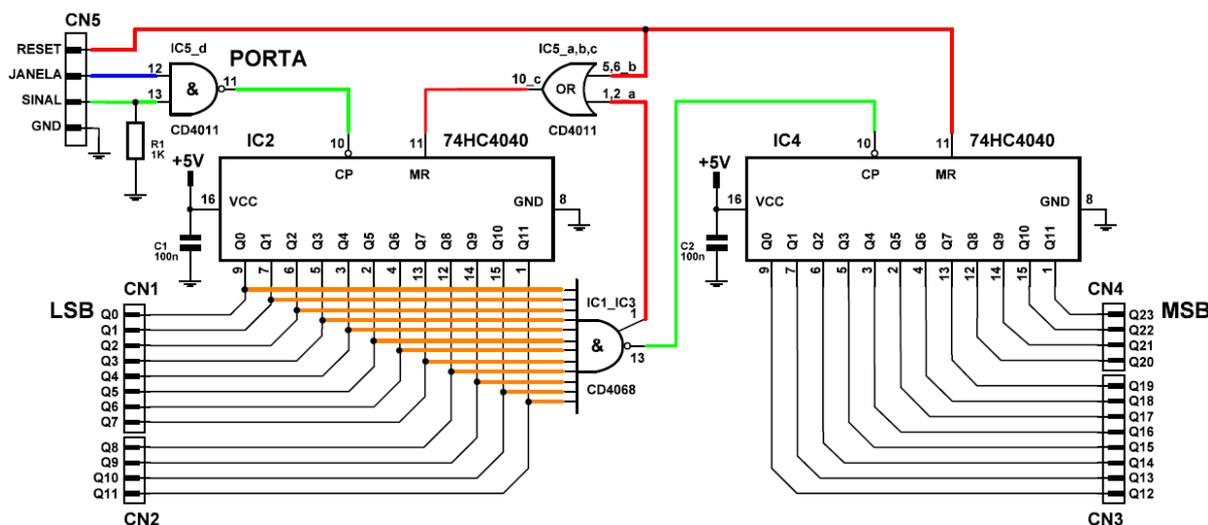


Fonte: O Autor (2019).

A Figura 40 apresenta o esquema simplificado do circuito eletrônico do contador de pulsos desenvolvido neste trabalho. Ele é composto por dois circuitos contadores digitais (*High Speed CMOS*) de 90 MHz, com referência 74HC4040 de 12 *bits* cada da *ON Semiconductor*, identificados como IC2 e IC4, dispostos em cascata e ligados no modo assíncrono. Neste modo, ele é capaz de registrar o número de

contagem com resolução de 24 *bits*, ou seja, valores com 2^{24} ou $16,8 \times 10^6$ contagens em uma única amostragem de um segundo.

Figura 40 - Circuito básico do contador de pulsos



Fonte: O Autor (2019).

O sinal de entrada (linha verde) é aplicado ao pino 13 do circuito PORTA IC5_d do CI CD4011. Como o nome já sugere, o circuito PORTA representa a entrada dos pulsos vindos da fotomultiplicadora que serão contados no processo de medição do sinal OSL. Para controlar o circuito PORTA é aplicado ao pino 12 (linha azul) um sinal de temporização, chamado de JANELA, o qual define o tempo de amostragem.

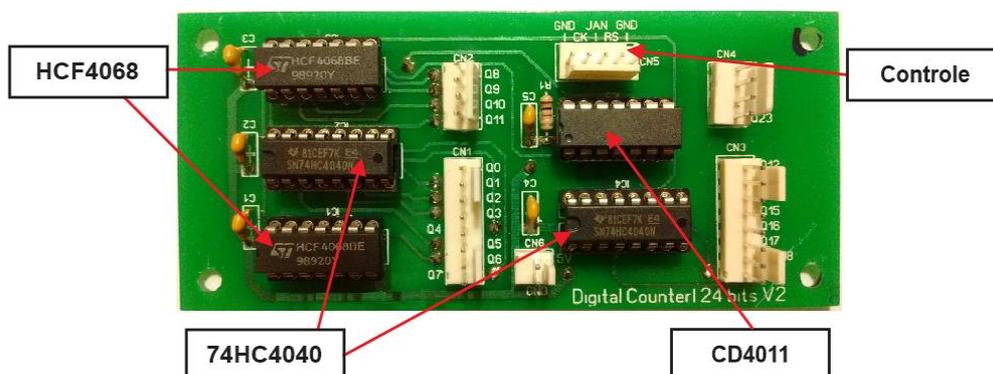
O tempo de amostragem estabelece o período em que a PORTA conduz o sinal de entrada até o pino 10 (linha verde) do primeiro contador digital IC2 74HC4040. Após este tempo, a leitura da contagem do sinal de entrada ficará disponível no barramento de dados Q0 (LSB) a Q23 (MSB), para aquisição dos *bits* de forma paralela nos conectores CN1, CN2, CN3 e CN4. Em seguida, o sinal de RESET é aplicado ao circuito combinacional função OR IC5_a,b,c do CD4011 e aos pinos 11 (linha vermelha) dos circuitos contadores IC2 e IC4 para apagar os *bits* da última contagem e recomençar um novo ciclo de amostragem até concluir o tempo total de leitura.

A porta lógica NAND IC1 e IC3 é outro circuito combinacional do CD4068 com doze entradas e duas saídas que são complementares entre si. Esta função foi utilizada na monitoração das saídas (linhas laranjas) do primeiro circuito contador IC2 para evitar estouro de *bits*. De maneira que, quando todas as saídas do IC2 estiverem em nível alto, a porta NAND deve através do seu pino 1 (linha vermelha) resetar o

primeiro contador IC2 e aplicar um pulso de *clock* através do seu pino 13 (linha verde) no pino 10 do segundo contador IC4, assim sucessivamente até concluir a leitura.

A Figura 41 apresenta como ficou a montagem do circuito contador de pulsos desenvolvido especialmente para este projeto.

Figura 41 - Placa do circuito contador de pulsos 24 bits

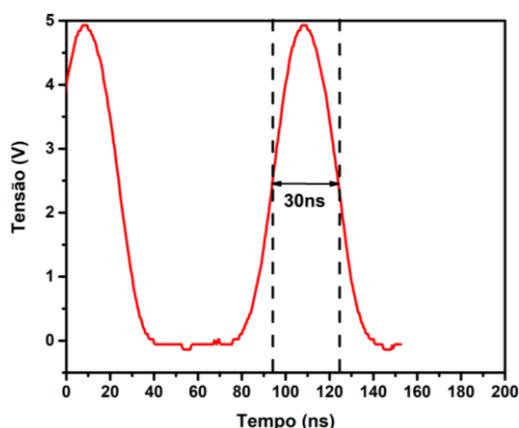


Fonte: O Autor (2020).

Na avaliação de desempenho do circuito contador de pulsos, utilizou-se um gerador de funções para produzir um sinal com as mesmas características da fotomultiplicadora e medir a contagem desse sinal em função da frequência. O gerador de onda é uma função integrada ao osciloscópio *Agilent InfiniiVision* modelo MSO-X 2002A, que possui largura de banda 70MHz, dois canais e taxa de amostragem 2G/s.

A Figura 42 apresenta o sinal do gerador de funções com amplitude 5,0V e largura 30ns, equivalente ao sinal produzido pela fotomultiplicadora H7421-40.

Figura 42 - Formato do pulso do gerador de funções

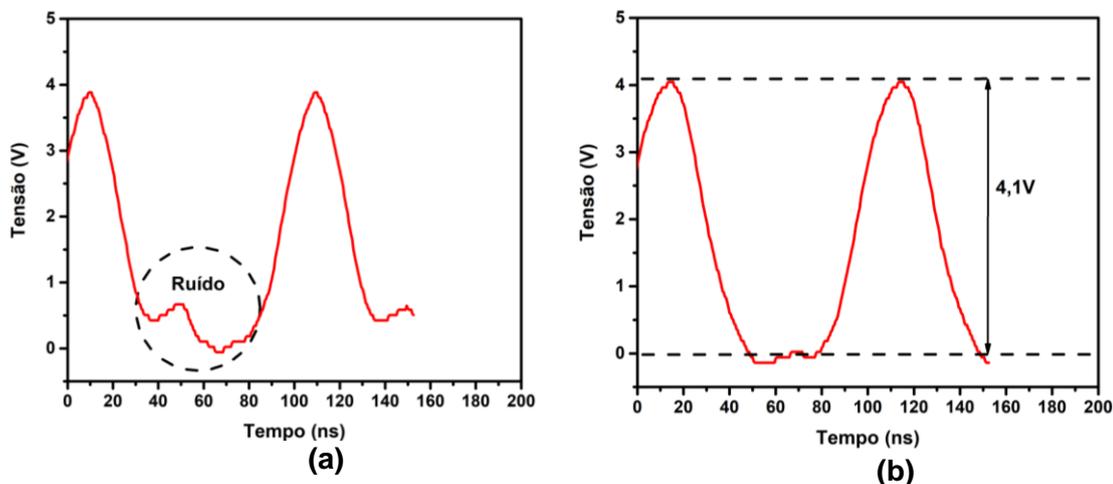


Fonte: O Autor (2020).

A Figura 43a apresenta o sinal do gerador com distorção após a ligação com o circuito contador, e a Figura 43b o mesmo sinal com a carga resistiva de 50Ω.

Conforme *datasheet*, o PMT H7421-40 precisa de uma carga mínima de 50Ω na entrada do circuito contador digital para evitar oscilação no sinal.

Figura 43 - Sinal (a) sem resistor e (b) com resistor de 50Ω



Fonte: O Autor (2020).

Após a correção do sinal, o gerador de funções foi configurado para as frequências de: 100 Hz, 1 KHz, 10 KHz, 100 KHz, 500 KHz, 1 MHz, 5 MHz e 10 MHz, esta última sua máxima frequência, e avaliou-se a linearidade da resposta do circuito contador. A aquisição de dados foi realizada com tempo de leitura total de 10s e amostragem de 100ms por canal. Calculou-se a leitura média, desvios padrão e os coeficientes de variação em cada medida.

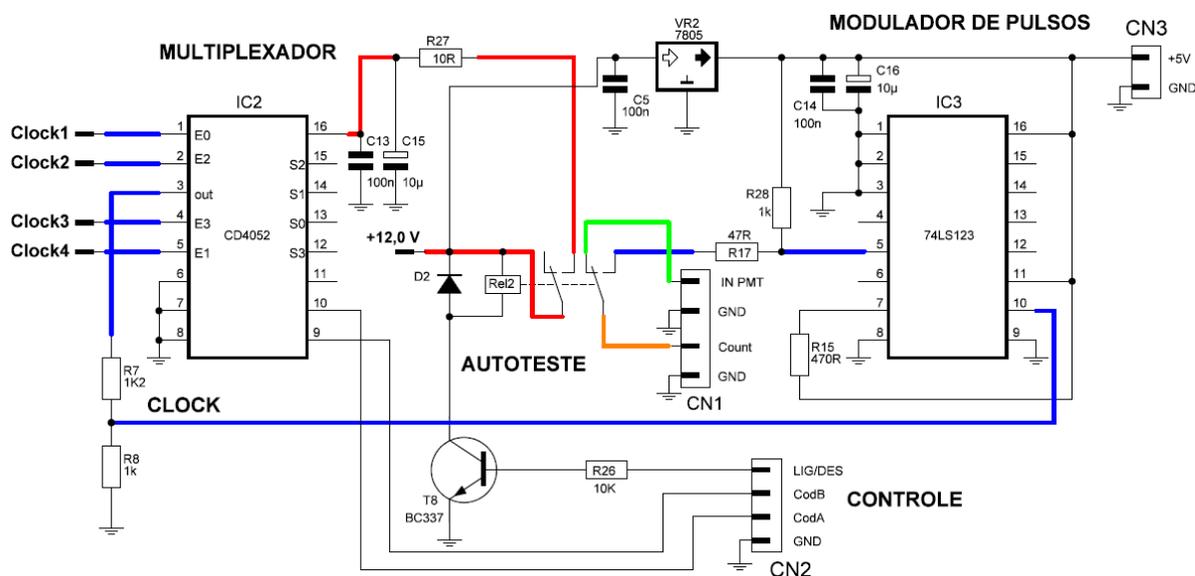
b) Circuito gerador de sinal

O circuito gerador de sinal faz parte da interface de autoteste, o qual está associado ao processo em que o equipamento coleta suas próprias amostras para realizar testes e interpretar o resultado sozinho ou pelo usuário. Neste sentido, foi projetado e construído um circuito gerador de sinal para detectar possíveis falhas do circuito contador e produzir diagnósticos do sistema.

A interface de autoteste é executada por meio do *software* do sistema computacional. Ela é aplicada na rotina de controle diário do sistema, que não somente avalia o circuito contador de pulsos como também a luz de referência, a corrente do LED do sistema de estimulação, o ruído eletrônico e a tensão de 12Vdc do módulo M9011, o qual alimenta a fotomultiplicadora.

A Figura 44 apresenta um esquema simplificado do gerador de sinal, construído com um circuito integrado divisor de frequência IC1 CD4060, um multiplexador IC2 CD4052 de 2 bits e um multivibrador monoestável IC3 74LS123.

Figura 44 - Esquema simplificado do circuito gerador de sinal



Fonte: O Autor (2017).

O circuito gerador de sinal depende do divisor de frequência que produz sinais de *clock* por meio de um oscilador a cristal de 2MHz. A frequência do sinal de *clock* (linhas azuis) ficou dividida em quatro valores, os quais podem ser selecionados via código binário de 2 *bits* colocado no conector CN2 (CodA e CodB), que está ligado aos pinos 9 e 10 do multiplexador IC2 CD4052.

A Tabela 2 apresenta os valores das frequências de *clock* do circuito gerador de sinal com o seu respectivo código binário e a representação do número de contagens em 0,1s de amostragem.

Tabela 2 - Configuração do circuito gerador de sinal

Código Binário (AB)	Clock (Hz)	Entrada (IC5)	Contagem por 0,1s
00	122	E3	12
01	7812,5	E2	781
10	125000	E1	12500
11	2000000	E0	200000

Fonte: O Autor (2017).

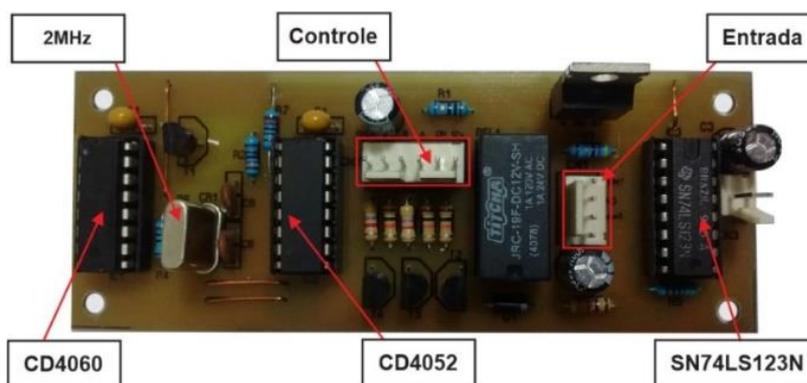
Em seguida, o sinal de *clock* selecionado segue do pino 3 do IC2 CD4052 para o circuito modulador de onda IC3 74LS123, o qual formata o sinal com largura de 30ns e amplitude de 5V, semelhante ao sinal produzido pela fotomultiplicadora H7421-40.

Deste modo, é possível aplicar um sinal de frequência conhecida e equivalente ao da fotomultiplicadora para avaliar o circuito contador de pulsos. O sinal do gerador é acionado por um relé ou interruptor eletromecânico (Rel2), que é chaveado pelo transistor T8 BC337. Quando o Rel2 é ativado, o sinal do gerador é aplicado diretamente ao contador digital (linha laranja) do conector CN1, ficando totalmente isolado da fotomultiplicadora (linha verde).

Além disso, o circuito gerador de sinal foi utilizado no desenvolvimento da proteção da fotomultiplicadora em caso de exposição excessiva a luz. Neste sentido, foi aplicado ao contador de pulsos o sinal de *clock* 125 KHz para simular a condição de saturação e desligar automaticamente o PMT. Quando isso acontece, é exibido um *pop-up* com mensagem de alerta ao usuário, orientando a mudança de parâmetros para prosseguir a leitura com segurança, como: (1) reduzir a intensidade da luz de estimulação, e (2) diminuir a colimação na janela de detecção da fotomultiplicadora.

A Figura 45 apresenta a montagem da placa eletrônica do gerador de sinal que é integrada ao módulo do sistema de aquisição de dados.

Figura 45 - Placa de circuito do gerador de sinal



Fonte: O Autor (2020).

c) Controlador digital

O controlador digital é um circuito baseado na placa do microcontrolador Arduino. Esta placa é aplicada como plataforma de prototipagem eletrônica, possui baixo custo e tem *hardware* e *software* de código aberto, significa que as especificações de componentes eletrônicos, todos os *designs* de placas de circuitos

e os *softwares* de desenvolvimento são acessíveis gratuitamente para qualquer pessoa usar ou fazer modificações.

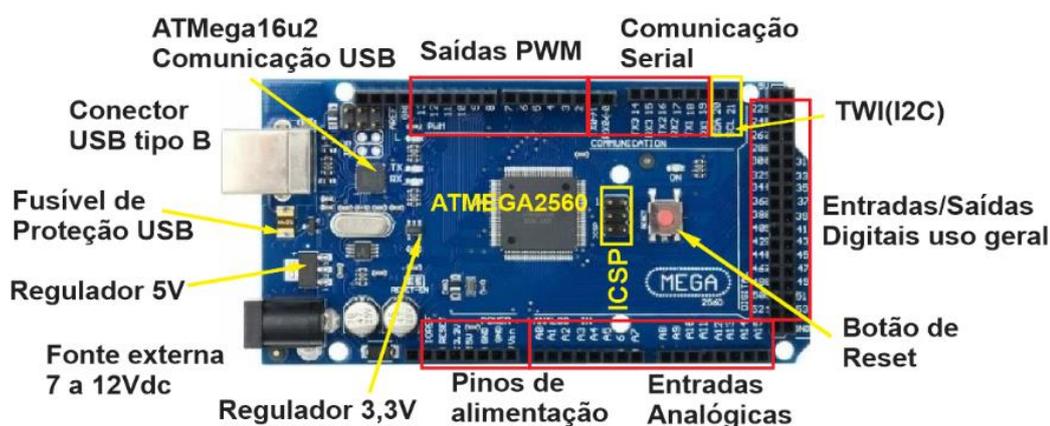
A placa selecionada foi o Arduino MEGA, a qual possui um sistema embarcado ATmega2560 Atmel da família AVR, que possui 54 pinos de entradas/saídas digitais, 16 entradas analógicas, 4 UARTs (portas seriais de *hardware*), um oscilador de cristal de 16 MHz. A placa possui um conector ICSP conectado à interface SPI do ATmega2560, o qual pode ser usado para gravação do código fonte (*firmware*) diretamente no microcontrolador.

O código fonte é escrito em linguagem de programação padrão C/C++, carregado (*upload*) para a placa do Arduino e compilado através do ambiente integrado de desenvolvimento IDE (*Integrated Development Environment*), na versão Arduino IDE 1.8.13 para Windows, Mac OS e GNU / Linux, disponível na *Home Page*.

A comunicação entre o computador e microcontrolador ATmega2560 do Arduino é feita através de outro microcontrolador ATmega16U2. Este último, recebe os dados da porta USB do computador, o qual por meio de um protocolo faz o transporte dos dados até o micro principal ATmega2560. O protocolo de comunicação serial padrão usado no Arduino é o RS-232, o qual possui dois pinos de comunicação chamados de Rx (para receber) e Tx (para transmitir) os dados.

A Figura 46 apresenta a placa do Arduino MEGA utilizado neste trabalho como controlador digital, com a indicação dos pinos e suas principais funções.

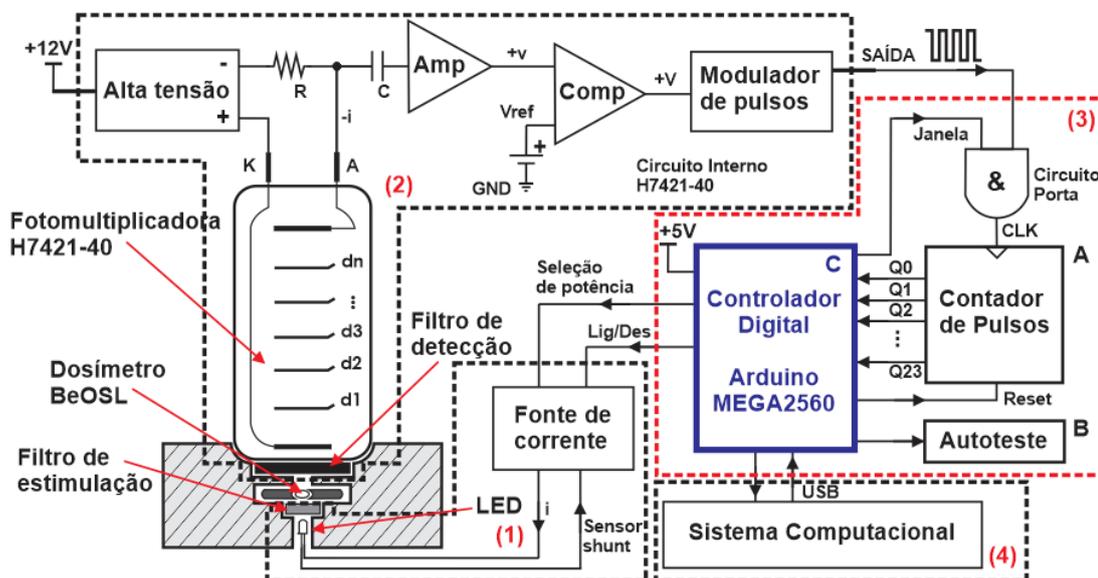
Figura 46 - Plataforma Arduino e microcontrolador ATmega2560



Fonte: adaptado de ARDUINO (2017).

A Figura 47 apresenta um diagrama em blocos do *hardware* do sistema OSLMeter3001. Ele é constituído pelos seguintes blocos: (1) estimulação óptica, (2) coleta de luz, (3) aquisição de dados e (4) sistema computacional.

Figura 47 - Diagrama em blocos do hardware do sistema OSLMeter3001



Fonte: O Autor (2021).

O sistema de aquisição de dados, bloco-3 (linha vermelha) da Figura 47, é composto por: (A) circuito contador de pulsos, (B) gerador de sinal do autoteste e (C) controlador digital (placa de Arduino) destacado em azul.

O controlador digital é responsável por todas as funções de comando do *hardware* do sistema OSL. No caso da estimulação, o controlador digital irá receber via *software* os parâmetros como: intensidade de luz do LED (seleção de potência), tempo de amostragem e tempo de leitura do sinal OSL. Após a definição de parâmetros ele inicia a estimulação, que excita as amostras emitindo luminescência.

A emissão de luminescência pela amostra é coletada usando uma fotomultiplicadora (PMT), que opera no modo de contagem de fótons e produz pulsos como saída. Estes pulsos são registrados pelo sistema de aquisição de dados usando um circuito contador (A) e temporizado pelo controlador digital (C). O sinal de temporização (JANELA) é aplicado à porta lógica AND que libera os pulsos do PMT para entrada de *clock* (CLK) do circuito contador digital, o qual realiza uma contagem binária. A leitura da contagem ocorre no barramento de dados Q0 a Q23 por meio do controlador digital, então os *bits* são convertidos no seu equivalente decimal concluindo assim uma amostragem.

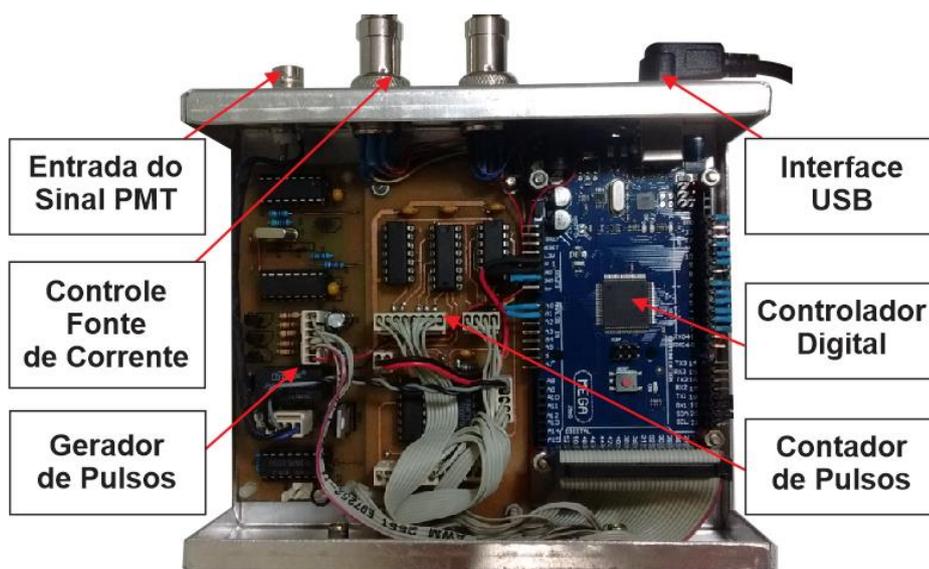
Em seguida, o controlador digital produz um sinal de RESET para zerar os *bits* na saída do circuito contador e recomeçar um novo ciclo de amostragem até terminar

o tempo total de leitura. Os dados adquiridos são enviados em tempo real ao computador por meio de um protocolo de comunicação serial (RS-232) via um cabo USB e visualizados na interface gráfica do sistema computacional.

O controlador digital possui outra importante função que é ativar a proteção da fotomultiplicadora em caso de exposição excessiva a luz. Esta proteção consiste em desligar a alta tensão e o LED de estimulação, evitando saturação da leitura e danos ao PMT no processo de medição OSL. Além disso, o controlador digital recebe comandos do sistema computacional, como: (1) instruções da interface de autoteste (B), para identificação de falhas; e (2) produzir diagnósticos do sistema.

A Figura 48 apresenta a montagem completa do sistema de aquisição de dados, contendo os circuitos contador de pulsos, gerador de sinal de *clock* e o controlador digital produzido com Arduino.

Figura 48 - Módulo do sistema de aquisição de dados



Fonte: O Autor (2020).

4) Sistema computacional

O sistema computacional foi desenvolvido com linguagem de programação Java, baseada no conceito de orientação a objetos, que possibilita a abstração dos detalhes de implementação de determinadas bibliotecas. As bibliotecas Java também chamadas de APIs (*Application Programming Interface*) foram selecionadas para atender as necessidades do projeto.

O ambiente de desenvolvimento utilizado na criação da interface gráfica do usuário ou abreviadamente, o acrônimo GUI, do inglês *Graphical User Interface* foi o NetBeans IDE na versão 8.2. Este ambiente fornece ferramentas de desenvolvimento integrado (IDE) gratuito e de código aberto para desenvolvedores de *software* nas linguagens Java, C, C++, PHP entre outras. O IDE pode ser executado em diversas plataformas, ou seja, significa que pode ser executado nos sistemas operacionais como Windows, Linux, Solares, MacOS e outros.

O sistema computacional possui comunicação com o módulo de aquisição de dados por meio de um protocolo desenvolvido especificamente para este projeto. A interface gráfica possui um algoritmo de dose que converte a leitura OSL na unidade de interesse, expressas na grandeza dosimétrica equivalente de dose pessoal em Hp(10) ou Hp(0,07). Além disso, o sistema computacional dispõe de um banco de dados para armazenamento de informações e geração de relatórios.

O sistema computacional ficou dividido em três partes da seguinte maneira: (a) Interface gráfica, (b) Protocolo de comunicação, e (c) Banco de dados.

a) Interface gráfica

As APIs em Java utilizadas na implementação da interface gráfica do usuário do sistema computacional são apresentadas a seguir:

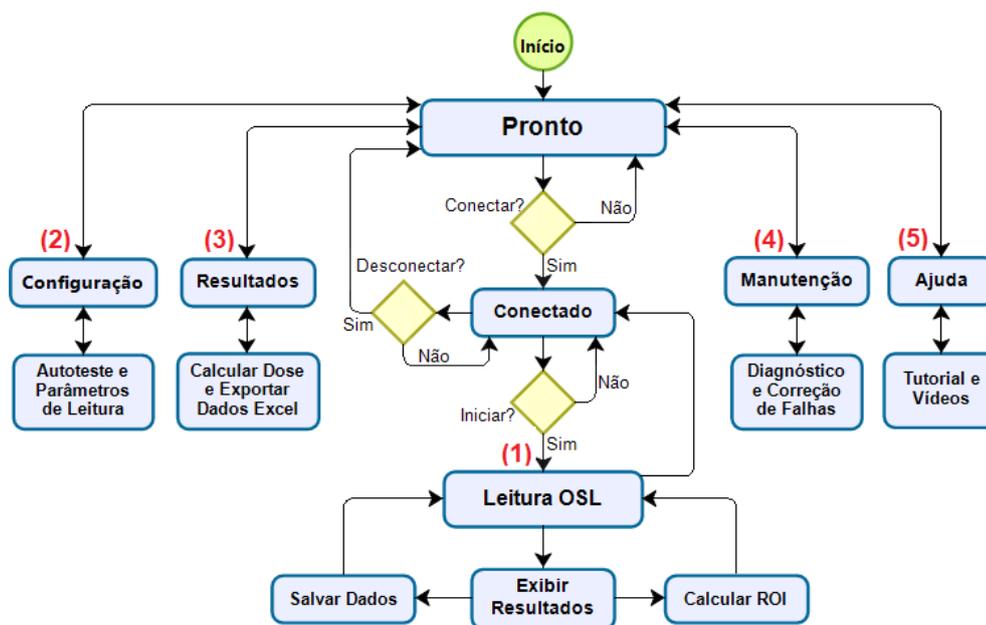
- RXTX: Esta API serve para realizar a comunicação tanto serial quanto paralela e ainda existe a possibilidade de comunicação via USB diretamente. A API RXTX é baseada em outra chamada de Javacomm distribuída pela própria Sun, com a vantagem sobre esta de que ela é portátil para sistemas operacionais Linux, Windows e Mac; enquanto, que a Javacomm em sua atual versão só é portátil para Linux engessando de certa forma o processo de desenvolvimento para múltiplas plataformas.
- JfreeChart-1.0.14: Esta API é um *framework* de código aberto para linguagem de programação Java, que permite a criação de uma variedade de gráficos que podem ser interativos e não-interativos. O JfreeChart suporta inúmeros gráficos como, por exemplo: gráficos de pizza, gantt, gráficos de barras (horizontal e vertical, empilhados e independentes) e gráfico de dispersão. Ele também dispõe de componentes, como: termômetro, bússola, velocímetro, entre outros. Ademais, descreve automaticamente as escalas dos eixos e legendas, há um menu que permite imprimir, configurar tipo de

fonte, cor de fonte, alterar o zoom da imagem e outras configurações. Este menu aparece ao clicar com o botão direito do mouse sobre a tela do gráfico.

- JasperReports-3.5.0: Esta API é uma biblioteca de código aberto do Java utilizada para geração de relatórios de alta qualidade. Os relatórios podem ser desenhados no ambiente visual do *iReport Designer*. Isso significa que esta biblioteca é um mecanismo que pode ser integrado ao aplicativo para gerar os relatórios projetados com *iReport Designer*, e assim exibí-los na tela ou exportá-los em um formato final, como: PDF, *OpenOffice*, *Docx* e outros.

A Figura 49 apresenta um fluxograma da interface gráfica do usuário do sistema computacional com as suas principais funções: (1) leitura OSL, (2) configuração, (3) resultados, (4) manutenção e (5) ajuda.

Figura 49 - Fluxograma do sistema computacional



Fonte: O Autor (2020).

1- Leitura OSL:

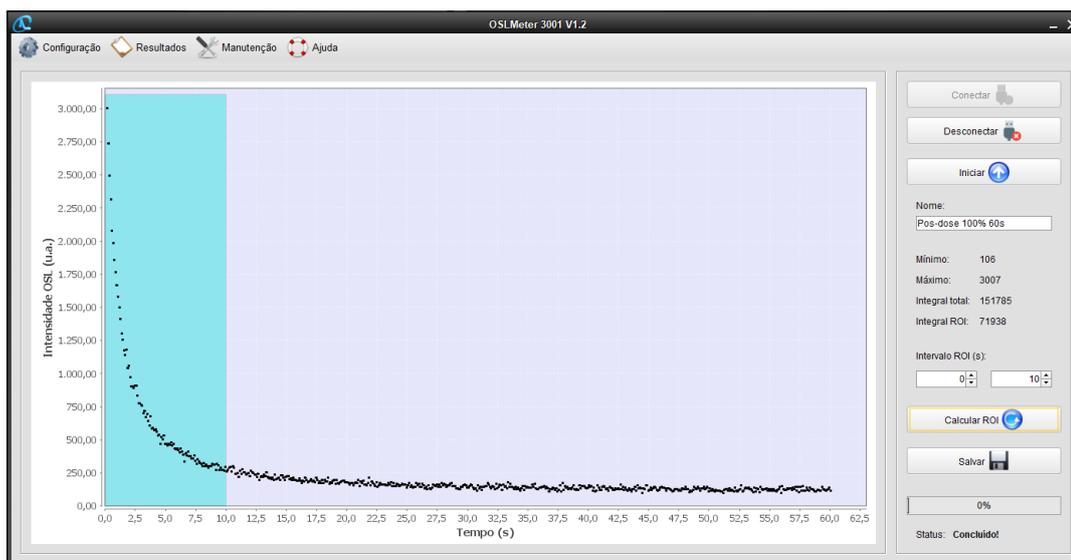
A tela de leitura possui botões com a opção de conectar e desconectar o sistema. Uma vez estabelecida a conexão, a interface inicia as medidas dos dosímetros, exibindo no gráfico os dados adquiridos em tempo real. Ao concluir a leitura são mostrados os resultados do máximo, mínimo e a integral total do sinal OSL.

Os dados adquiridos podem ser salvos em arquivos de texto (.txt) para análise posterior. A interface gráfica possui outra opção chamada de região de interesse

(*Region Of Interest* - ROI) definida pelo usuário, onde o processamento estará totalmente concentrado. Para definir a região ou área de interesse basta definir o intervalo de tempo que se deseja integrar o sinal OSL.

A Figura 50 apresenta a tela principal da interface do usuário do sistema computacional, destacado em azul a região de interesse ROI.

Figura 50 - Tela de leitura do sinal OSL



Fonte: O Autor (2020).

2- Configuração:

A tela de configuração tem opção de autoteste e definição de parâmetros de leitura. Primeiramente para assegurar o correto funcionamento do sistema, o usuário deve realizar o autoteste, que é um procedimento de controle diário para avaliar: nível de ruído eletrônico, luz de referência, circuito contador de pulsos e a tensão de alimentação da fotomultiplicadora.

O Autoteste apresenta em condições normais os seguintes resultados: (a) ruído eletrônico em média 2 a 6 cps; (b) corrente do LED de estimulação de 95mA igual a 10% da sua capacidade luminosa; (c) tensão de alimentação do módulo M9011 da fotomultiplicadora igual a 12V; e (d) circuito contador de pulsos com leitura de 125000 cps, correspondente ao *clock* de 125 KHz do gerador de sinal.

Os parâmetros de leitura podem ser carregados ou definidos pelo operador incluindo: (a) o nome do arquivo; (b) tempo total de leitura; (c) estado do LED de estimulação durante a leitura (ligado ou desligado); e (d) luz de estimulação desligada quando for fazer teste de ruído eletrônico. Além disso, possui a opção para selecionar

a intensidade da luz de estimulação, podendo ser: (1) 10%, (2) 25%, (3) 50%, e (4) igual a 100%, sendo a intensidade de 10% utilizada neste trabalho como luz de referência e aplicada no controle diário do sistema OSL.

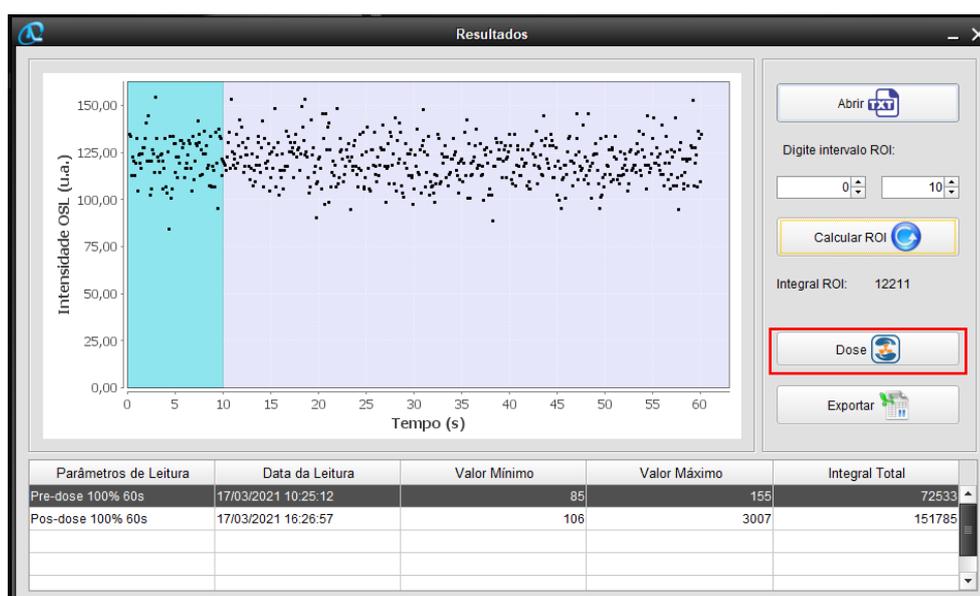
3- Resultados:

Após a leitura OSL, os dados ficam disponíveis na memória temporária do computador e podem ser salvos em um arquivo de texto (.txt) ou no banco de dados. No arquivo de texto, os dados adquiridos são dispostos em duas colunas, a primeira contendo o tempo e a segunda o valor por canal da integral do sinal OSL. Além disso, o arquivo inclui as informações dos parâmetros de leitura, data e hora do sistema.

A tela de resultados contém duas áreas com um gráfico e uma tabela de dados, permitindo ao usuário analisar os resultados e observar a curva de decaimento OSL. Antes disso, é preciso carregar os arquivos que estão localizados por padrão em Meus Documentos, para que o gráfico correspondente a leitura pesquisada seja exibida, assim como a data da leitura, valores de máximo, mínimo e a integral total.

A tela dispõe de recurso para definir a região de interesse ROI no gráfico OSL e exportar os dados no formato MS Excel. Além disso, permite acesso à tela do Algoritmo de Dose. A Figura 51 apresenta a tela de resultados com a indicação (em vermelho) do botão Dose.

Figura 51 - Tela resultados e análise de dados



Fonte: O Autor (2020).

A Figura 52 apresenta a tela Algoritmo de Dose que é executada ao clicar no botão Dose. O algoritmo serve para calcular o equivalente de dose pessoal, que pode ser expresso em Hp(10) ou Hp(0,07), bastando apenas carregar os arquivos de leitura: Pré-dose, Pós-dose e os fatores de correção e calibração RCF. Estes parâmetros são vistos em detalhes na seção 3.2.1.1, que discute sobre a sensibilidade individual e fator de calibração dos dosímetros.

Figura 52 - Tela de cálculo de dose em Hp(10) ou Hp(0,07)

A imagem mostra a interface gráfica do software 'Algoritmo de Dose'. O título da janela é 'Algoritmo de Dose'. O formulário contém os seguintes campos e controles:

- Dosímetro (ID): 19366
- ECC: 0,865
- FC: 1
- BG: 0,003
- Integral (seg): 10
- RCF: 0,0000193
- Radio botões: Hp (10) e Hp (0,07)
- Pós-Dose (URL): e dosímetros BeOSL\Pos-dose\19366.txt
- Pré-Dose (URL): e dosímetros BeOSL\Pre-dose\19366.txt
- Botões 'Abrir' com ícone de arquivo .TXT para os campos de URL.
- Seção 'Equivalente de Dose Pessoal' com o resultado: Hp(10): 0,99 mSv
- Botão 'Calcular' com ícone de calculadora.

Fonte: O Autor (2020).

4- Manutenção:

A tela de manutenção oferece informações sobre o *hardware* e *software* para identificação e correção de falhas. Este recurso é utilizado apenas pelo administrador via tela login com senha de acesso, o qual tem permissão para usar comandos avançadas do protocolo de comunicação. Desta forma, torna-se possível uma avaliação do estado dos circuitos eletrônicos e geração de diagnóstico. A interface gráfica permite acesso pela rede local ou remota.

5- Ajuda:

A tela de ajuda dispõe do manual de instalação, tutorial e vídeos demonstrativos sobre o sistema computacional e o equipamento de leitura OSL.

b) Protocolo de comunicação

O protocolo de comunicação é uma convenção que controla e possibilita uma conexão, comunicação, transferência de dados entre dois sistemas computacionais. Neste sentido, foi desenvolvido um protocolo de comunicação que especifique o

formato dos dados e as regras de trocas de informações entre o controlador digital do equipamento OSL e o sistema computacional de maneira confiável e transparente.

O protocolo de comunicação é formado por um pacote (ou do inglês, *frame*) para ser transmitido como uma unidade completa. O *frame* de dados possui campos contendo informações como: início da palavra, endereço do remetente e destinatário (campo de cabeçalho), por dados ou informações (enquadramento de dados) e o final da palavra indicada. A Figura 53 apresenta o formato do *frame* desenvolvido para o protocolo de comunicação de dados do sistema OSL.

Figura 53 - Formato do frame do protocolo de comunicação



Fonte: O Autor (2017).

A Tabela 3 apresenta uma lista de comandos como: conectar, desconectar, iniciar leitura, parar leitura, autoteste e o modo OSL contínuo. No campo letra 'C' existe um código binário de 3 *bits* que estabelece as instruções para o controlador digital. Enquanto, a letra 'T' representa os parâmetros de leitura como: o tempo de estimulação em milissegundos, 'E' o estado do LED (0-desligado e 1-ligado) e 'P' define a intensidade da luz de estimulação: (1) 10%, (2) 25%, (3) 50% e (4) 100%.

Tabela 3 - Comandos enviados do computador ao controlador digital

Sistema Computacional	Código	Descrição
Conectar	#S1%C011&	Conectar leitor OSL
Desconectar	#S1%C100&	Desconectar leitor OSL
Iniciar leitura	#S1%C001&	Iniciar aquisição de dados
Parar leitura	#S1%C111&	Parar leitura (<i>stand-by</i>)
Autoteste	#S1%C010&	Medir ruído, ILED, tensão PMT e contador de pulsos
Modo contínuo	#S1%TXXXXXXEXPX&*	Parâmetros de leitura

Fonte: O Autor (2020).

*X representa uma variável do tipo inteiro com valor máximo de 999999.

A Tabela 4 apresenta o formato do *frame* para os resultados de autoteste e leituras OSL. No autoteste, letra 'I' é a integral de 10s da corrente escura (ruído eletrônico), 'T' a tensão de alimentação da fotomultiplicadora, 'A' a corrente do LED de estimulação, 'F' o sinal de 125 KHz aplicado ao contador de pulsos, e 'D' a leitura do sinal OSL das amostras.

Tabela 4 - Leituras enviadas do controlador digital ao computador

Leitor OSL	Código	Descrição
Autoteste – parte 1	#L1%IXXXXXX&*	Integral corrente escura
Autoteste – parte 2	#L1%TXXXXXX&*	Alimentação da fotomultiplicadora
Autoteste 3 – parte 3	#L1%AXXXXXX&*	Corrente do LED azul
Autoteste 4 – parte 4	#L1%FXXXXXX&*	Contador digital
Dados de leitura OSL	#L1%DXXXXXX&*	Dados adquiridos

Fonte: O Autor (2020).

*X representa uma variável do tipo inteiro com valor máximo de 999999.

c) Banco de dados

O banco de dados ou *database* – DB é uma estrutura de dados organizada para extração ou armazenamento de informações com menor redundância e maior confiabilidade. Neste trabalho, foi desenvolvido um banco de dados relacional de acesso local ou remoto para cadastrar dosímetros BeOSL, seus usuários e gerar relatórios do histórico de dose. Este relatório contém as informações acumulativas das leituras OSL convertidas no equivalente de dose pessoal em Hp(10) ou Hp(0,07).

A interface gráfica do banco de dados foi construída pelas APIs (*Application Programming Interface*) e drivers do Sistema de Gerenciamento de Banco de Dados (SGBD), que executam comandos na linguagem SQL (*Structured Query Language*) compatível com o SGBD PostgreSQL.

O PostgreSQL disponibiliza uma interface para que seus usuários possam acessar, editar, consultar, excluir e inserir dados previamente armazenados. Ele foi combinado com a plataforma pgAdmin 4 de administração e desenvolvimento para PostgreSQL e outros sistemas de gerenciamento de banco de dados relacionados, ambos de código aberto.

5) Sistema mecânico e porta amostras

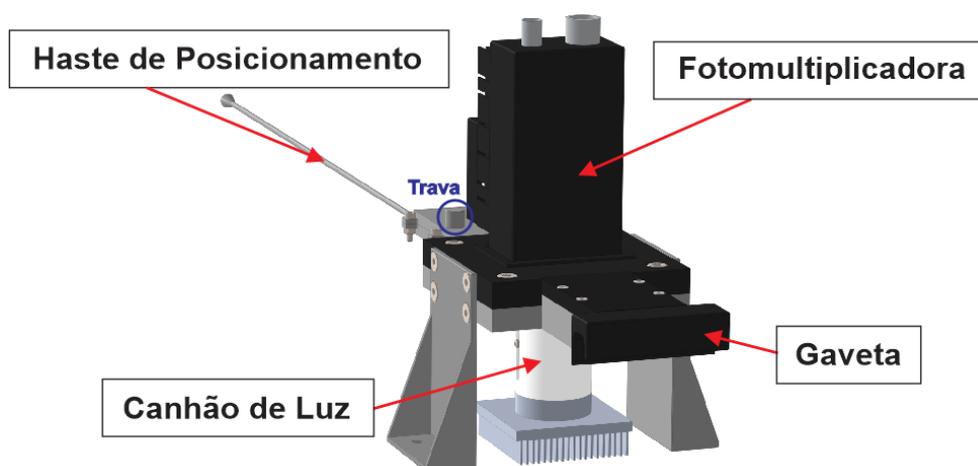
O sistema mecânico é uma associação de componentes constituída por subsistemas estruturais e mecânicos com o objetivo de transmitir esforços, forças e momentos. Neste trabalho, foi desenvolvido um projeto mecânico com modelagem e simulação no SolidWorks 2018, *software* de CAD 3D (*Computer-Aided Design*).

O SolidWorks baseia-se em computação paramétrica, criando formas tridimensionais a partir de operações geométricas elementares. No *software*, a criação de um sólido ou superfície tipicamente começa com a definição de um *sketch* 2D que depois é transformado através de uma operação num modelo tridimensional. O SolidWorks dispõe de um amplo leque de funcionalidades, incluindo funções específicas para chapa metálica, construção soldada e moldes.

A mecânica desenvolvida para o sistema OSL possui uma câmara de leitura isolada da luz ambiente para receber os *badges* BeOSL. Ela também possui uma gaveta do porta amostras e um sistema que garante a abertura e o posicionamento dos dosímetros dentro da câmara de leitura e no centro geométrico da fotomultiplicadora. Além disso, foi fabricada uma caixa ou gabinete para montagem da câmara de leitura, assim como todas as peças e componentes do sistema OSL.

A Figura 54 apresenta como ficou a montagem da câmara de leitura do equipamento OSL. Pelo desenho observa-se que o canhão de luz do circuito de estimulação está localizado abaixo da fotomultiplicadora e entre eles existe uma gaveta do porta amostras.

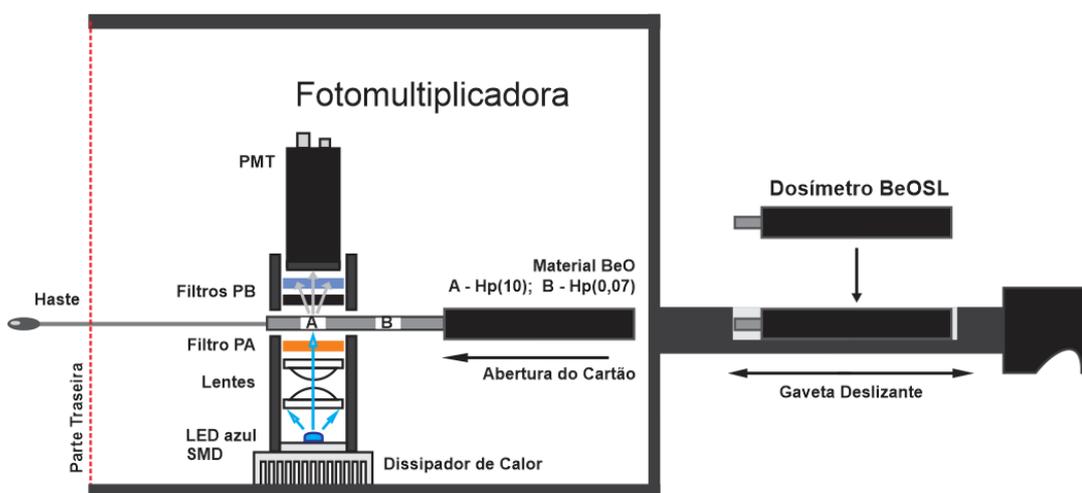
Figura 54 - Modelagem da câmara de leitura OSL



Fonte: O Autor (2020).

A Figura 55 apresenta a vista em corte do gabinete do equipamento OSL com seus principais componentes internos. Pela imagem observa-se o dosímetro BeOSL colocado no compartimento do porta amostras e sendo aberto dentro da câmara de leitura. Há uma haste localizada na parte traseira do equipamento que serve para abrir o *badge* e posicionar o dosímetro na posição correspondente a grandeza operacional que se deseja medir: (A) Hp(10) e (B) Hp(0,07).

Figura 55 - Posicionamento e abertura do dosímetro BeOSL



Fonte: O Autor (2020).

A Figura 56 apresenta o sistema de refrigeração do equipamento OSL que possui um ventilador com modulação por largura de pulso PWM (*Pulse Width Modulation*). Isso significa que o ventilador gira com precisão e na velocidade necessária em função da largura do pulso de alimentação, que depende da temperatura interna do gabinete.

Figura 56 - Refrigeração do gabinete do OSLMeter3001



Fonte: O Autor (2020).

6) Sistema de zeramento óptico

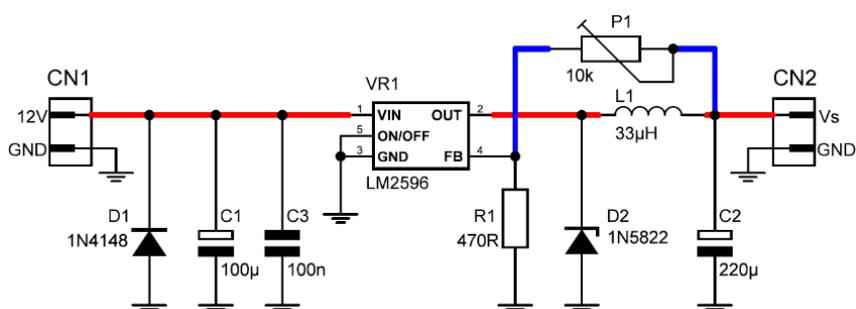
O sistema de zeramento óptico é um módulo eletrônico independente utilizado no apagamento residual do sinal OSL dos dosímetros. Ele é composto por dois

canhões de luz e um circuito de controle da intensidade luminosa dos LEDs. Além disso, possui um cronômetro que define o tempo de iluminação.

O sistema de apagamento foi construído com dois canhões de luz devido ao formato do *badge* do dosímetro BeOSL, que possui dois elementos de BeO correspondentes as grandezas $H_p(10)$ e $H_p(0,07)$. O canhão de luz possui um suporte de PVC contendo um LED SMD Blue Royal de 3W com emissão em 445nm, e duas lentes convergentes com ajuste do ponto focal da luz emitida. O controle da intensidade luminosa dos LEDs é feito por um circuito integrado regulador de tensão LM2596, que estabiliza a corrente do LED e permite ajustar sua tensão de saída via resistor variável (trimpot multivolts).

A Figura 57 apresenta o esquema do regulador de tensão LM2596 com a indicação do trimpot P1 responsável pelo ajuste da tensão de saída de 1,5 a 35V.

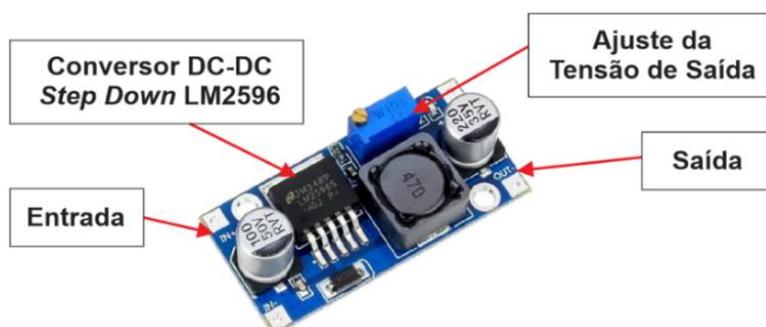
Figura 57 - Esquema do circuito regulador de tensão com LM2596



Fonte: adaptado de USINAINFO (2020).

A Figura 58 apresenta a placa do regulador de tensão LM2596 com as suas especificações, o qual funciona como um conversor DC-DC no modo *Step Down* e pode reduzir com eficiência uma carga de até 3A.

Figura 58 - Módulo regulador de tensão com LM2596



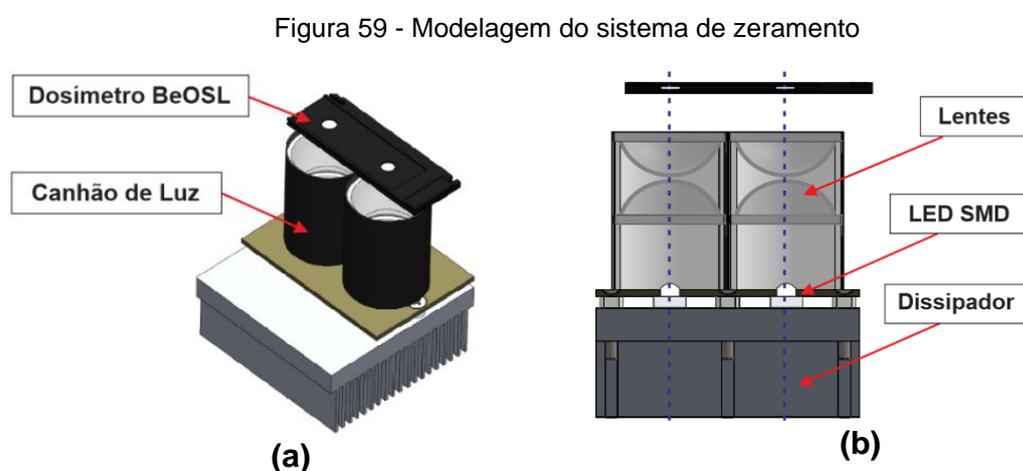
Fonte: adaptado de USINAINFO (2020).

Especificações da placa:

- Tensão de entrada: 3,2 a 40V;
- Tensão de saída ajustável: 1,5 a 35V (entrada deve ser 1,5V maior que a saída);
- Corrente de saída: 2A corrente nominal, 3A máxima (é recomendado adicionar dissipador de calor se potência maior que 15W);
- Eficiência de conversão: até 92% (quanto maior a tensão de saída, maior a eficiência);
- Velocidade de comutação: até 150KHz;
- Circuito de proteção: SS36;
- Temperatura de operação: classe industrial (-40 °C a 85 °C) (potência de saída de 10W ou menos);
- Regulação de carga: $\pm 0,5\%$;
- Dimensões aproximadas (CxLxA): 44x22x12mm.

O sistema de zeramento óptico possui o compartimento de porta amostras, o qual suporta apenas um cartão BeOSL por vez durante o processo de apagamento. A luz dos LEDs foi ajustada uniformemente sobre a superfície dos dois elementos de BeO com máxima intensidade. O dosímetro BeOSL ficou posicionando a uma distância focal de 12mm em relação a saída dos dois canhões de luz.

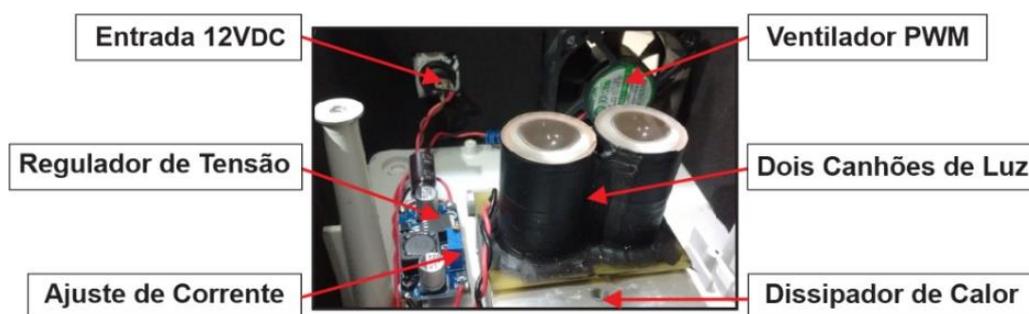
A Figura 59 apresenta a modelagem feita no SolidWorks do sistema de zeramento óptico com indicação do posicionamento do cartão BeOSL.



Fonte: O Autor (2020).

A Figura 60 apresenta como ficou a montagem interna do sistema de zeramento óptico com indicação dos canhões de luz dentro da caixa do equipamento. Além disso, observa-se o regulador de tensão LM2596, ventilador PWM e dissipador de calor utilizados na refrigeração interna do equipamento.

Figura 60 - Componentes internos do sistema de zeramento



Fonte: O Autor (2020).

A Figura 61 apresenta a montagem completa do sistema de zeramento óptico e sua fonte de alimentação 12V/2A, a qual é conectada na parte posterior do equipamento zerador e pode ser ligada a rede elétrica 110V ou 220Vac automaticamente.

Figura 61 - Sistema de zeramento de dosímetros BeOSL



Fonte: O Autor (2020).

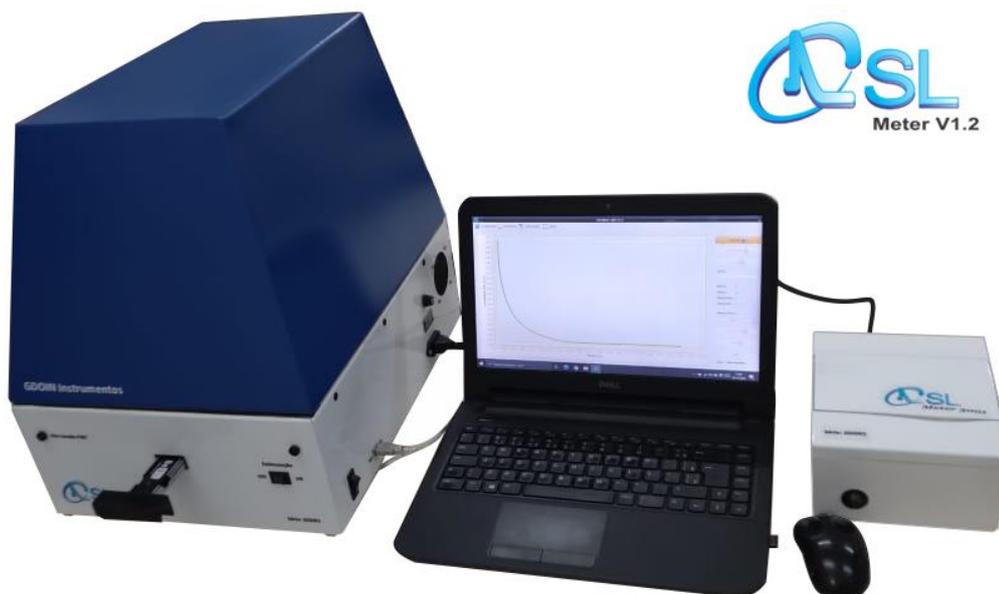
Para avaliação do sistema de zeramento foi ajustado o ponto focal da luz emitida usando um fotodiodo BPW34 configurado no modo fotovoltaico e conectado ao multímetro digital MINIPA ET-2075A, na escala de miliamperímetro, para medir a corrente produzida em função da luz dos LEDs.

Posteriormente, o valor da densidade de potência (mW/cm^2) da luz dos canhões foi medida com o LED ajustado em 850mA via regulador de tensão LM2596. O detector semiconductor S130C de 400 a 1100 nm foi conectado ao medidor Power Meter da Thorlabs e posicionado na saída dos canhões de luz.

3.2 CARACTERIZAÇÃO DO SISTEMA OSL

Neste trabalho foi desenvolvido um sistema de leitura OSL, denominado de OSLMeter3001, para leitura do BeO e aplicado a dosimetria individual. A Figura 62 apresenta o leitor OSL, sistema computacional e o módulo de zeramento óptico.

Figura 62 - Sistema completo do OSLMeter3001



Fonte: O Autor (2020).

A caracterização do sistema OSLMeter3001 foi realizada utilizando os critérios para adequação os requisitos estabelecidos pela norma do Comitê de Avaliação de Serviços de Calibração – CASEC/IRD:2014. Os dosímetros utilizados nesta pesquisa foram cedidos pelo Laboratório LPR-DEN/UFPE, os quais foram calibrados nas condições do sistema OSL desenvolvido. Além disso, no Apêndice A é mostrado uma comparação de resultados deste trabalho com sistemas comerciais.

3.2.1 Determinação do algoritmo de dose

Para obter a resposta no sistema OSLMeter3001, primeiro foi construído um algoritmo de dose. O algoritmo precisa do valor de sensibilidade individual e fator de calibração dos dosímetros. Além disso, avaliaram-se as repostas dos dosímetros em função da energia e do ângulo de incidência da radiação para ajustar os fatores de correção necessários na equação do algoritmo de dose.

3.2.1.1 Sensibilidade individual e fator de calibração

O ECC (*Element Correction Coefficient*) é o fator de correção que relaciona a sensibilidade de cada dosímetro com a sensibilidade média de um grupo de dosímetros, definido por:

$$ECC_i = \frac{\bar{x}}{LG_i} \left[\frac{ua}{ua} \right] \quad (10)$$

onde \bar{x} é a média das leituras OSL dos dosímetros de calibração, LG_i é a medida do sinal OSL de cada dosímetro do grupo.

Em seguida, o fator de calibração RCF (*Reader Calibration Factor*) foi encontrado para converter a leitura OSL na grandeza de interesse, dado por:

$$RCF = \frac{\text{Dose}}{\frac{\sum_{n=1}^n (LG_i \times ECC_i)}{n}} \left[\frac{mSv}{ua} \right] \quad (11)$$

onde LG_i é a leitura líquida do dosímetro, ECC_i o fator de correção da sensibilidade do dosímetro, e n é o número total de dosímetros do grupo.

O algoritmo de dose também faz a subtração do valor de linha de base dos dosímetros, chamada neste trabalho de Pré-dose, e a contribuição da radiação de fundo (*background-BG*) das leituras do sinal OSL. A grandeza do equivalente de dose pessoal em termos de Hp(10) é calculada conforme equação:

$$H_p(10) = RCF \cdot ECC_i \cdot Fen [(Lpos_i - Lpre_i) - BG_i] [mSv] \quad (12)$$

onde $Lpos_i$ é a leitura bruta do dosímetro irradiado; $Lpre_i$ corresponde à leitura da linha de base de cada dosímetro, a qual é registrada e substituída a cada novo ciclo de leitura devido as possíveis mudanças de sensibilidade; BG_i é o valor da radiação de fundo obtida pelo dosímetro de trânsito (controle); e Fen é o fator utilizado na correção da dependência energética dos dosímetros.

Foi calibrado um grupo de $n=80$ dosímetros BeOSL da Dosimetrics para ser utilizado no sistema OSLMeter3001. Os dosímetros foram zerados opticamente durante 60s e depois irradiados com dose de 1mSv, em Hp(10), com o irradiador da marca STS (*Steuerungstechnik Strahlenschutz GmbH*), modelo OB-85 pertencente ao grupo de pesquisa LMRI-DEN/UFPE.

A Figura 63 apresenta o arranjo utilizado na irradiação dos dosímetros em termos de Hp(10). A irradiação foi realizada nas condições do LMRI, na qual os dosímetros BeOSL ficaram sobre um simulador de estrutura apropriado para calibração, *Phantom SLAB* da ICRU. Os dosímetros foram posicionados a distância de 1,5m da fonte de raios gama ^{137}Cs , sem material absorvedor na saída do irradiador. Uma placa de acrílico de 3 mm de espessura (*Build-up*) foi colocada na frente dos dosímetros a 15 cm de distância para obter o equilíbrio eletrônico.

Figura 63 - Arranjo da irradiação dos dosímetros BeOSL



Fonte: O Autor (2020).

Os dosímetros foram avaliados e zerados e, em seguida, o procedimento repetido três vezes para obter as leituras médias do ECC, os desvios padrão e os coeficientes de variação das medidas. Desta forma, o valor do equivalente de dose pessoal em Hp(10) ou Hp(0,07) pode ser calculado e exibido na interface gráfica, bastando apenas inserir os fatores de correção e calibração apropriados.

3.2.1.2 Dependência energética

Foram preparados, irradiados e avaliados oito grupos em que cada um deles contenha $n=4$ dosímetros. As irradiações foram feitas nos raios X, gerador Gulmay CF320 do LMRI-DEN/UFPE, com feixe estreito e valor verdadeiro convencional C de 1mSv Hp(10) nas seguintes energias:

- Grupo 1: uma irradiação 33,3 keV, usado N40;
- Grupo 2: uma irradiação 47,9 keV, usado N60;
- Grupo 3: uma irradiação 65,2 keV, usado N80;

- Grupo 4: uma irradiação 83,3 keV, usado N100;
- Grupo 5: uma irradiação 100 keV, usado N120;
- Grupo 6: uma irradiação 118 keV, usado N150;
- Grupo 7: uma irradiação 165 keV, usado N200;
- Grupo 8: ^{137}Cs energia de 662 keV.

Foi determinado o valor avaliado A para cada dosímetro e calculou-se a média dos valores avaliados A_i e os desvios padrão para cada um dos oito grupos. O critério de aceitação para cada grupo de quatro dosímetros é dado por:

$$0,7 \leq \frac{\bar{A}_i}{A_8} \pm I_i \leq 1,3 \quad (13)$$

onde I_i é o intervalo de confiança de s_i e é calculado de acordo com:

$$I_s(n_s) = t_{n_s} \sqrt{\frac{0,5}{n_s - 1}} \cdot s \quad (14)$$

onde s_i é o desvio padrão do i -ésimo grupo de medidas e t_{ni} é retirado da tabela A.1 do RT001-CASEC para n_i medidas e um nível de confiança de 95%.

3.2.1.3 Dependência angular

Foram preparados cinco grupos em que cada um deles contenha $n=4$ dosímetros. As irradiações foram feitas com um valor verdadeiro convencional C de 1mSv Hp(10), e com um espectro com energia de aproximadamente 65 keV (ISO N80). Os ângulos de incidência da radiação estavam situados nos quatro semiplanos formados por dois planos perpendiculares ao plano do dosímetro e perpendiculares entre si (com a intersecção entre esses dois planos na normal ao dosímetro). As irradiações foram realizadas nas seguintes condições:

- grupo 1: incidência normal (0 grau);
- grupo 2: 15° em relação à normal;
- grupo 3: 30° em relação à normal;
- grupo 4: 45° em relação à normal;
- grupo 5: 60° em relação à normal.

O critério de aceitação para cada grupo de quatro dosímetros é dado por:

$$0,85 \leq \frac{\sum_{i=1}^n \bar{A}_i}{n \cdot \bar{A}_1} \pm I_i \leq 1,15 \quad (15)$$

onde I_i é o intervalo de confiança de s_i e é calculado de acordo com:

$$I_s(n_s) = t_{n_s} \sqrt{\frac{0,5}{n_s - 1}} \cdot s \quad (16)$$

onde s_i é o desvio padrão do i -ésimo grupo de medidas e t_{ni} é retirado da tabela A.1 do RT001-CASEC para n_i medidas e um nível de confiança de 95%.

3.2.2 Avaliação do leitor OSL

Os testes de conformidade para sistema OSLMeter3001 com leitura opticamente estimulada (OSL) quanto aos requisitos estabelecidos pelo regulamento técnico do CASEC são: reprodutibilidade da luz de referência; leitura de dosímetros de referência; reprodutibilidade do leitor OSL; linearidade da resposta com a dose; limite inferior e superior de detecção; efeito das condições climáticas e da luz ambiente sobre o leitor OSL. Além disso, verificou-se a influência da luz de estimulação na leitura dos dois elementos de BeO referentes as grandezas $H_p(10)$ e $H_p(0,07)$.

3.2.2.1 Reprodutibilidade da luz de referência

Foram efetuadas dez medidas consecutivas da luz de referência no controle diário, no período de seis meses. A intensidade da luz estava ajustada em 10% da sua capacidade luminosa. Calculou-se a leitura média \bar{x} da integral da área de 5s, o desvio padrão s e o coeficiente de variação CV . Em cada dia, o valor do CV deve atender ao seguinte critério:

$$CV = \frac{s}{\bar{x}} \leq 0,01 \quad (17)$$

3.2.2.2 Leitura de dosímetros de referência

Para avaliar a estabilidade do leitor OSL foi preparado um grupo de referência de $n=8$ dosímetros de BeO (Dosimetrics GmbH), identificados pelo número: 16015,

22899, 19804, 19824, 20470, 17125, 19711, 19091. Além disso, para leitura da radiação de fundo BG, foi utilizado mais um grupo de $n=8$ dosímetros com número: 23460, 29615, 26967, 27991, 28012, 23953, 26818 e 24782.

Os dosímetros de referência foram avaliados no período de seis meses. Em cada dia, foi lido dois dosímetros sendo um pela manhã e outro no período da tarde. Eles foram irradiados nas condições do LMRI com radiação gama do Cs-137 e dose de 1mSv, em Hp(10), utilizou-se 3 mm de PMMA para garantir a condição de equilíbrio eletrônico. Calculou-se a leitura média \bar{x} , o desvio padrão s e o coeficiente de variação CV, o qual deve atender ao seguinte critério:

$$CV\% = \frac{s}{\bar{x}} \cdot 100 \leq 5\% \quad (18)$$

3.2.2.3 Reprodutibilidade do leitor OSL

Um grupo de $n=8$ dosímetros BeOSL com dois elementos de BeO (Dosimetrics GmbH) nomeado de grupo A1 foi separado e zerado. O grupo A1 é composto dos dosímetros de número: 03096, 03307, 04671, 13770, 13791, 17125, 19366 e 27122.

O grupo foi irradiado nas condições do LMRI com radiação gama do Cs-137 e dose de 1mSv, em termos de Hp(10), e com 3 mm de PMMA para garantir a condição de equilíbrio eletrônico. Os oito dosímetros foram avaliados e zerados e, em seguida, o procedimento repetido dez vezes consecutivas.

Para a análise dos resultados, foi calculado para cada dosímetro o valor de A_{ij} , em que i se refere a i -ésima irradiação e j ao j -ésimo dosímetro. Para cada uma das dez irradiações dos dosímetros foi calculada a média \bar{A}_i e \bar{A}_j e o desvio padrão s :

$$\bar{A}_i = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n A_{ij} \quad \text{e} \quad \bar{A}_j = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n A_{ij} \quad (19)$$

O critério de aceitação para cada grupo de oito dosímetros é dado por:

$$\frac{S_i + I_i}{\sum_{i=1}^n \frac{\bar{A}_i}{n}} \leq 0,075 \quad \text{e} \quad \frac{S_j + I_j}{\bar{A}_j} \leq 0,075 \quad (20)$$

onde I_i é o intervalo de confiança de s_i e é calculado de acordo com:

$$I_s(n_s) = t_{n_s} \sqrt{\frac{0,5}{n_s - 1}} \cdot s \quad (21)$$

onde s_i é o desvio padrão do i -ésimo grupo de medidas e t_{ni} é retirado da tabela A.1 do RT001-CASEC para n_i medidas e um nível de confiança de 95%.

3.2.2.4 Linearidade da resposta com a dose

Foram separados e zerados nove grupos de $n=4$ dosímetros BeOSL de dois elementos de BeO (Dosimetrics GmbH), mais um grupo de dois dosímetros para leitura da radiação de fundo BG.

Os grupos foram irradiados com radiação gama do Cs-137, à 1.0 m de distância, com valor de dose em Hp(10): 0,08; 0,1; 0,5; 1; 10mSv (no LMRI/UFPE) e 100; 500; 1000 e 2000mSv (enviados ao IRD/CNEN) e com 3 mm de PMMA para garantir a condição de equilíbrio eletrônico. Os dosímetros foram avaliados e zerados e, em seguida, o procedimento repetido para todos os grupos.

O critério de aceitação para cada grupo de dosímetros é dado por:

$$0,90 \leq \frac{\bar{A}_i \pm I_i}{C_i} \leq 1,10 \quad (22)$$

onde I_i é o intervalo de confiança de s_i e é calculado de acordo com:

$$I_s(n_s) = t_{n_s} \sqrt{\frac{0,5}{n_s - 1}} \cdot s \quad (23)$$

onde s_i é o desvio padrão do i -ésimo grupo de medidas e t_{ni} é retirado da tabela A.1 do RT001-CASEC para n_i medidas e um nível de confiança de 95%.

3.2.2.5 Limite inferior de detecção

O limite inferior de detecção do sistema OSLMeter3001 foi avaliado seguindo a norma do CASEC/IRD:2014. Foi separado, zerado e avaliado um grupo com $n=10$ dosímetros de dois elementos de BeO (Dosimetrics GmbH). O grupo é composto pelos dosímetros de número: 03096, 03307, 03708, 04671, 13770, 13774, 13791, 17125, 19366 e 27122.

Foram determinados o valor avaliado A para cada dosímetro (não irradiado), a média dos valores avaliados A e o desvio padrão da média s_A para todos os n dosímetros. O resultado é considerado adequado se menor ou igual a:

$$t_n \cdot s_{\bar{A}} \leq 0,1 \text{ mSv} \quad (24)$$

onde 0,1 mSv é a dose mínima de detecção e t_n é o t de student para $n-1$ graus de liberdade (n = número de dosímetros utilizados no teste) e um nível de confiança de 95%, de acordo com a tabela A.1. do RT001-CASEC.

3.2.2.6 Limite superior de detecção

O limite superior de detecção foi avaliado para determinar os intervalos das escalas de dose do sistema OSLMeter3001. Isto é necessário em caso de doses mais elevadas, onde a escala deve ser alterada para mudar as condições de medida do sinal OSL, evitando perdas de dados e saturação da fotomultiplicadora. Neste sentido, foi comparado o valor da saturação do PMT H7421-40, que é de 500000 contagens/0,1s, com o máximo sinal OSL lido dos dosímetros irradiados em diversas doses, em termos de Hp(10), obtidos no estudo da linearidade.

A primeira escala de dose foi determinada com os dosímetros BeOSL: 23241, 24232, 25106 e 28673, irradiados com 0,1; 0,5; 1,0 e 10,0 mSv; e calculou-se o valor máximo de detecção (saturação) pela curva de calibração. Na segunda escala, utilizaram-se os dosímetros: 12027, 15577, 23476 e 23953, irradiados com 100; 500 e 1000mSV. Neste caso, dois parâmetros de leitura foram avaliados: (a) LED de estimulação com 10% de intensidade, e (b) colimador com 1mm de diâmetro colocado na frente da fotomultiplicadora.

Os dosímetros irradiados com dose de 100mSv em Hp(10) no IRD/CNEN, foram lidos nas condições da escala-1 e depois na escala-2. Em seguida, calculou-se a razão destas leituras e determinou-se um fator de correção para manter a linearidade entre elas durante a mudança de escala de dose.

3.2.2.7 Efeito das condições climáticas

A estabilidade da resposta do leitor OSL foi avaliada em função das condições da temperatura ambiente, a qual foi medida com termômetro digital *Incoterm* colocado na sala ao lado do equipamento OSL nas seguintes condições:

1- Efeito sobre o ruído: Foram executados três ciclos de leitura distribuídos em três grupos. Seja n_i o número de ciclos executados no i -ésimo grupo. Cada ciclo de leitura foi executado sem a presença de dosímetro no leitor OSL.

- Grupo A1: Operação usual do leitor 24°C;
- Grupo A2: Com o leitor em um ambiente a 35°C;
- Grupo A3: Com o leitor em um ambiente a 20°C.

O resultado é considerado adequado se for menor ou igual a 20% da dose mínima 0,1mSv, dado por:

$$|\bar{A}_i - \bar{A}_1| + I \leq 0,2 \cdot 0,1mSv \quad (25)$$

2- Efeito sobre a resposta: Três grupos de dosímetros BeOSL foram preparados e irradiados. O valor verdadeiro convencional C foi 1mSv, em termos de Hp(10). Os dosímetros foram lidos sob as seguintes condições.

- Grupo A1: Leitor sob condições normais de operação 24°C;
- Grupo A2: Leitor em um ambiente a 30°C;
- Grupo A3: Leitor em um ambiente a 20°C.

O resultado é considerado adequado se estiver dentro do intervalo:

$$0,90 \leq \frac{\bar{A}_i}{\bar{A}_1} \pm I_i \leq 1,10 \quad (26)$$

onde A_1 , A_2 e A_3 correspondem à média aritmética dos valores avaliados dos grupos A_1 , A_2 e A_3 , respectivamente; e I é o intervalo de confiança dado por:

$$\bar{X} = \frac{\bar{X}_1}{\bar{X}_2} \quad \text{logo} \quad I = \frac{\bar{X}_1}{\bar{X}_2} \cdot \sqrt{\left(\frac{I_1}{\bar{X}_1}\right)^2 + \left(\frac{I_2}{\bar{X}_2}\right)^2} \quad (27)$$

e I_1 e I_2 são os intervalos de confiança dos grupos 1 e 2, respectivamente. Os valores de I_i são dados por:

$$I_i = \frac{t_{ni} \cdot s_i}{\sqrt{n_i}} \quad (28)$$

onde s_i é o desvio padrão do i -ésimo grupo de medidas e t_{ni} é retirado da tabela A.1 do RT001-CASEC para n_i medidas e um nível de confiança de 95%.

3.2.2.8 Efeito da luz ambiente sobre o leitor OSL

Foram executados três ciclos de leitura distribuídos em dois grupos de $n=4$ dosímetros. Seja n_i o número de ciclos executado no i -ésimo grupo. Os grupos foram irradiados com dose de $0,1\text{mSv}$, em termos de $\text{Hp}(10)$, e depois avaliados no leitor OSL nas seguintes condições:

- Grupo A1: Leitor sob condições normais de operação;
- Grupo A2: Leitor exposto a uma luz branca de um refletor de LED SMD tipo Holofote com potência de 50W , montado à 1m de distância.

Calculou-se a média dos valores avaliados A_i e os desvios padrão s_i para cada grupo. O critério estabelecido é que o resultado deve ser menor ou igual a 20% da dose mínima $0,1\text{mSv}$, dado por:

$$|\bar{A}_2 - \bar{A}_1| + I \leq 0,2 \cdot 0,1\text{mSv} \quad (29)$$

3.2.2.9 Influência da luz de estimulação na leitura $\text{Hp}(10)$ e $\text{Hp}(0,07)$

Foi verificada a influência da luz de estimulação durante a leitura dos dois elementos de BeO (Dosimetrics GmbH), responsáveis pela as grandezas $\text{Hp}(10)$ e $\text{Hp}(0,07)$, presentes no *badge* BeOSL. Esta avaliação assegura que durante a leitura do cristal de BeO referente a grandeza $\text{Hp}(10)$, a luz não estimule também o outro cristal de BeO $\text{Hp}(0,07)$ e, conseqüentemente, diminua sua leitura.

Para isso, foi preparado um grupo com $n=4$ dosímetros, os quais são identificados pelo número: 26062, 27122, 28012 e 28301. Os dosímetros foram zerados e irradiados com dose: $0,3$; $0,5$ e $1,0$ mSv na energia do Cs-137 nas condições do LMRI-DEN/UFPE, e avaliados de modo sequencial no sistema OSLMeter3001, ou seja, primeiro foi realizada a leitura do cristal de BeO $\text{Hp}(10)$ e depois o cristal de BeO $\text{Hp}(0,07)$.

3.3 EXERCÍCIO DE PROFICIÊNCIA

O sistema OSLMeter3001 foi avaliado por um exercício de proficiência, devido ao seu vasto empregado e discussões na literatura (BOHM et al., 1994 e BHATT et al., 1994), sendo originário da norma internacional ICRP35 de 1982, para serviços de

dosimetria e monitoração individual. O sistema de monitoração em teste é considerado com desempenho adequado quando utilizando as avaliações dos dosímetros submetidos aos testes, os valores A avaliados, concordarem com os valores de H_{ref} (valor nominal) estabelecidos, e dentro dos limites especificados pelo Critério de Aceitação (CA) de acordo com a norma ISO 14146:2018.

Um grupo de $n=20$ dosímetros, sendo 4 de controle para leitura BG, foi preparado e entregue ao LMRI-DEN/UFPE para irradiação com feixes de raios X na qualidade LMRI-ISO-N conforme a norma ISO 4037-3:1998. O laboratório possui a rastreabilidade da grandeza de calibração estabelecida no uso de um Dosímetro Padrão tipo Câmara de Ionização PTW Freiburg, modelo TW32002, série 550, calibrada no Laboratório Primário do PTB (*Physikalisch Technische Bundesanstalt*), certificado nº PTB 60018-15.

Para a irradiação, os dosímetros foram posicionados verticalmente, sobre o *Phantom* da ICRU tipo SLAB, colocado a 150 cm do foco do tubo de raios X e o ponto de referência foi definido como o centro geométrico do volume sensível do dosímetro. Os valores da dose em $H_p(10)$, energias da radiação e ângulos de incidência do feixe dos raios X aplicados aos dosímetros foram estabelecidos e definidos no LMRI-DEN/UFPE e, portanto, não conhecidos no ato da avaliação.

Em seguida, os dosímetros foram avaliados às cegas (*blind test*), no sistema OSLMeter3001, e reportados em um relatório para comparação com as doses de exposição realizadas no LMRI-DEN/UFPE, depois conferidos com os valores limites inferior e superior da curva trombeta, estabelecidos pela norma ISO 14146:2018 e calculados pela Equação 30.

$$0,71 \cdot \left(1 - \frac{2 \cdot H_0/1,33}{H_0/1,33 + H_{ref}} \right) \leq R \leq 1,67 \cdot \left(1 + \frac{H_0}{4 \cdot H_0 + H_{ref}} \right) \quad (30)$$

onde, $R = A/H_{ref}$, A é o valor de $H_p(10)$ reportado pelo laboratório em análise e H_{ref} é o valor nominal; H_0 é o valor mínimo de detecção da resposta do dosímetro e que foi assumido como 0,1 mSv; $H_p(d)$ é o valor de $H_p(10)$ de referência do LMRI-DEN/UFPE.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

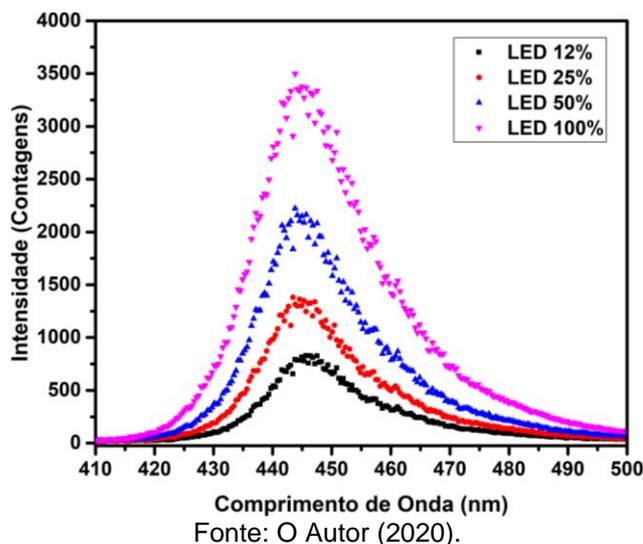
4.1 DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA OSL

Os resultados dos experimentos realizados na determinação das características eletrônicas e seleção de filtros ópticos do sistema de estimulação e medição OSL são explicados. Além disso, os resultados das medições do circuito contador de pulsos de alta resolução do sistema de aquisição de dados também são fornecidos.

1) Estimulação óptica

A Figura 64 apresenta o espectro de emissão da luz de estimulação produzido pelo canhão de LED com diferentes valores de corrente, selecionadas na interface do sistema computacional. Pelo gráfico observa-se que o comprimento de onda ficou entre 420 e 490 nm com pico centrado em 445 nm.

Figura 64 - Espectros de emissão do LED em diferentes valores de corrente



Os resultados concordam com os dados publicados na literatura. Bulur e Goksu (1998) avaliando as respostas do BeO, observaram que o espectro de estimulação do sinal OSL é um amplo pico variando de 420 a 550 nm com um máximo próximo a 435 nm. Jahn et al. (2013) avaliaram as respostas de um sistema OSL com BeO utilizando LEDs com 455nm para estimulação das amostras.

A Tabela 5 mostra os valores médios de três medidas consecutivas da intensidade da luz do LED avaliadas com fotodiodo BPW34, e a potência da luz do LED medida com o Power Meter. A densidade de potência foi calculada como a razão

da potência da luz pela área do detector em 1cm². Os resultados demonstraram que a intensidade da luz do LED em 100% produz 111,76 mW/cm², que é próxima aos modelos comerciais, tais como: O Lexsyg Smart da *Freiberg Instruments* que possui LEDs azuis 458nm com estimulação no máximo a 100 mW/cm². O Risø TL/OSL DA-20 do *National Laboratory, Denmark* que possui *clusters* de LEDs azuis 470nm com densidade de potência de 80 mW/cm².

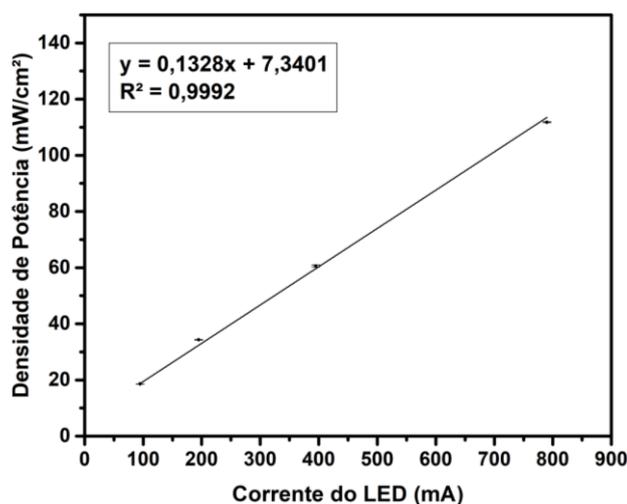
Tabela 5 - Medidas da intensidade da luz LED de estimulação óptica

Corrente LED (%)	Corrente Fotodiodo BPW34 (mA)	Densidade de Potência (mW/cm ²)
10	2,70	18,58
25	5,01	34,32
50	8,41	60,60
100	11,97	111,76

Fonte: O Autor (2020).

A Figura 65 apresenta as leituras da densidade de potência da luz do LED de estimulação em função da corrente. Pelo gráfico cada ponto corresponde à média de três medidas com o seu respectivo desvio padrão. Observou-se que a densidade de potência aumenta linearmente com a corrente do LED com $R^2 = 0,9992$.

Figura 65 - Densidade de potência da luz do LED de estimulação

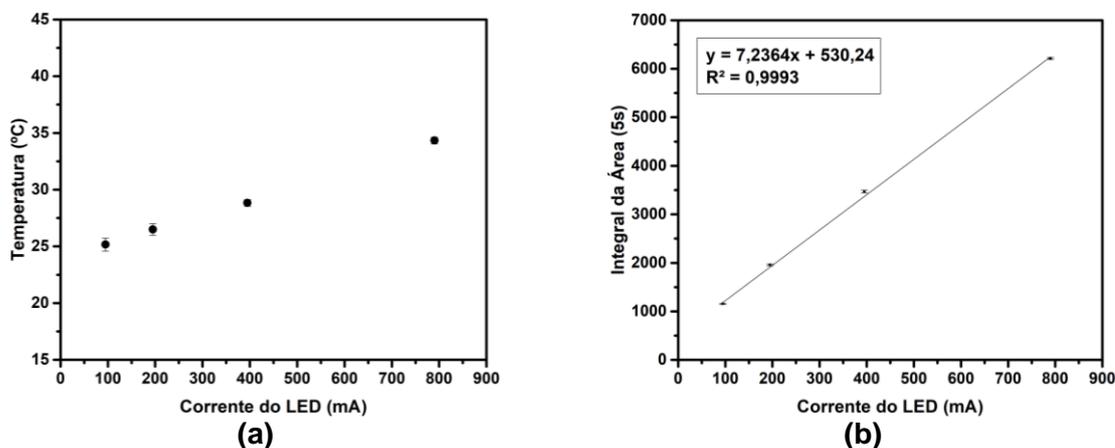


Fonte: O Autor (2020).

A Figura 66a apresenta a temperatura do LED após 10 minutos de operação no modo contínuo em função da sua corrente. Observou-se que a temperatura média ficou em torno de 25,6°C com a corrente do LED em 95mA, e ao ajustá-la para 790mA a temperatura aumentou para 34,33°C, acréscimo de 9,33°C. Os resultados

demonstraram que a eficiência do LED não foi afetada pela temperatura, como pode ser visto na Figura 66b, onde a resposta do PMT aumentou linearmente com a corrente do LED com $R^2=0,9993$.

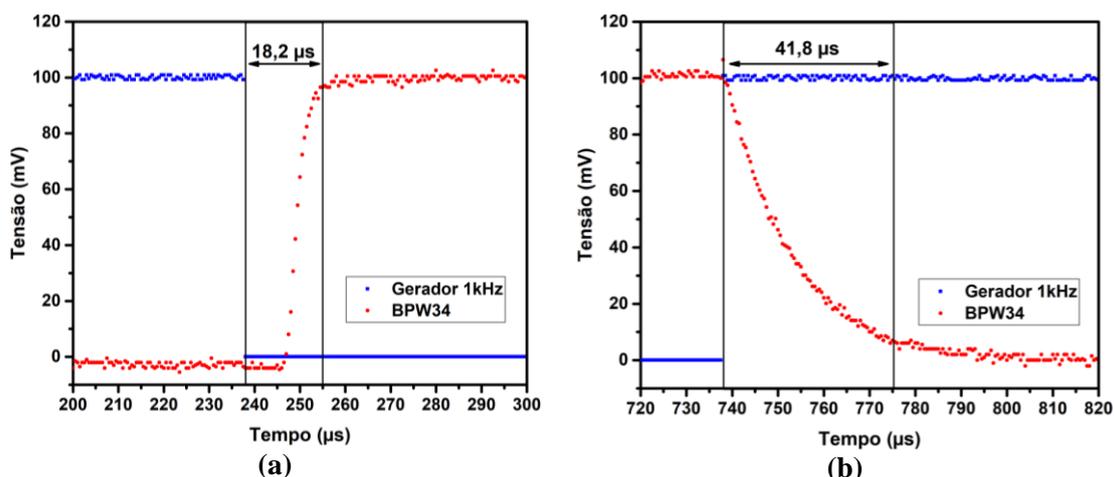
Figura 66 - (a) Temperatura do LED e (b) Leitura da luz do LED em função da corrente



Fonte: O Autor (2020).

A Figura 67a apresenta o tempo de resposta do LED ao aplicar um sinal de onda quadrada de 1kHz do gerador. Quando o sinal do gerador vai para nível baixo a corrente do LED demora $18,2 \mu\text{s}$ para alcançar seu valor máximo; e a Figura 67b mostra o tempo de desligamento dele em torno de $41,8 \mu\text{s}$, ambos medidos via fotodiodo BPW34 colocado na frente do canhão de luz do sistema de estimulação.

Figura 67 - Leitura do tempo de resposta do LED de estimulação



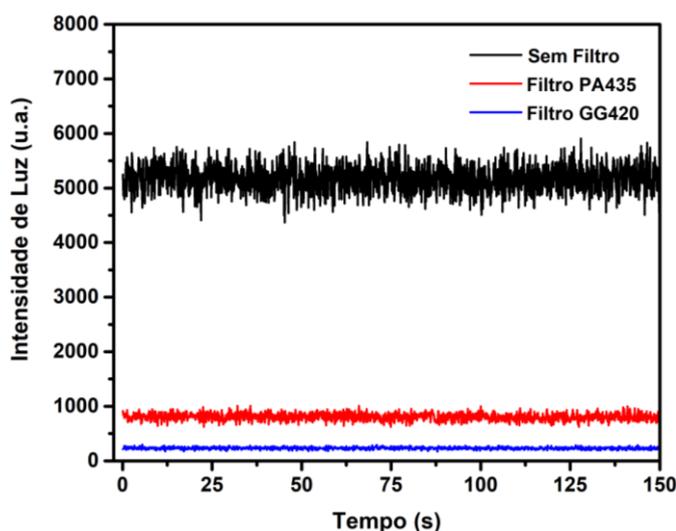
Fonte: O Autor (2020).

O tempo de resposta do LED é de $18,2$ e $41,8 \mu\text{s}$ e, portanto, menor do que o tempo de amostragem de 100 ms , não possibilitando perdas de dados ou interferências na contagem dos pulsos da fotomultiplicadora. Além disso, o tempo de

resposta rápida do LED é importante na integração do modo de estimulação pulsada ao leitor OSL junto com um controle de *software*.

A Figura 68 apresenta as medições do ruído de fundo do sistema OSL quando a luz de estimulação está acionada. Inicialmente, os testes foram realizados sem o filtro, depois com os filtros passa alta PA435 da Proteon e GG420 da Edmund Optics. Pelo gráfico observa-se que o filtro GG420 na frente do LED de estimulação reduz em 34,33 vezes o ruído de fundo quando comparado a condição sem filtro.

Figura 68 - Leituras do ruído de fundo com e sem filtros no LED de estimulação



Fonte: O Autor (2019).

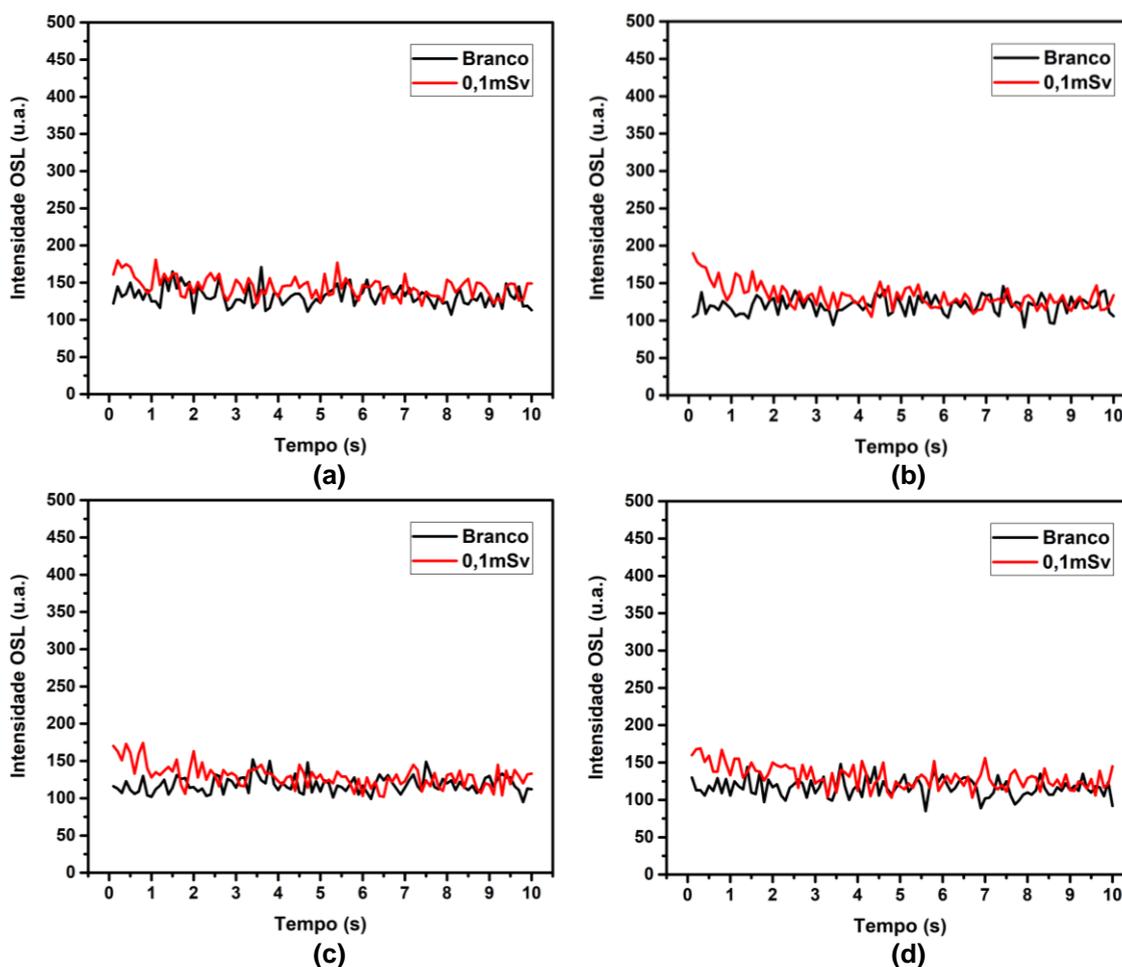
2) Coleta da luz

Na unidade de coleta de luz foram avaliadas três combinações de filtros ópticos a fim de aumentar a relação sinal/ruído e alcançar a leitura da dose mínima de 0,1 mSv, exigido por norma da CNEN. Os pacotes de filtros ópticos foram montados com filtros especiais na região do UV do tipo passa banda longa e curta, com densidades ópticas e espessuras diferentes apresentados e discutidos a seguir.

a) Pacote de filtros-1

A Figura 69 apresenta as leituras de branco (dosímetros não irradiados) e dos dosímetros irradiados com dose de 0,1 mSv, em termos de $H_p(10)$. Os resultados demonstram que a combinação composta por dois filtros PU11 de 6mm espessura da Proteon ficou inadequada com baixa leitura do sinal OSL em todas as medidas.

Figura 69 - Pacote de filtros-1: Leituras de branco e dose mínima de 0,1 mSv



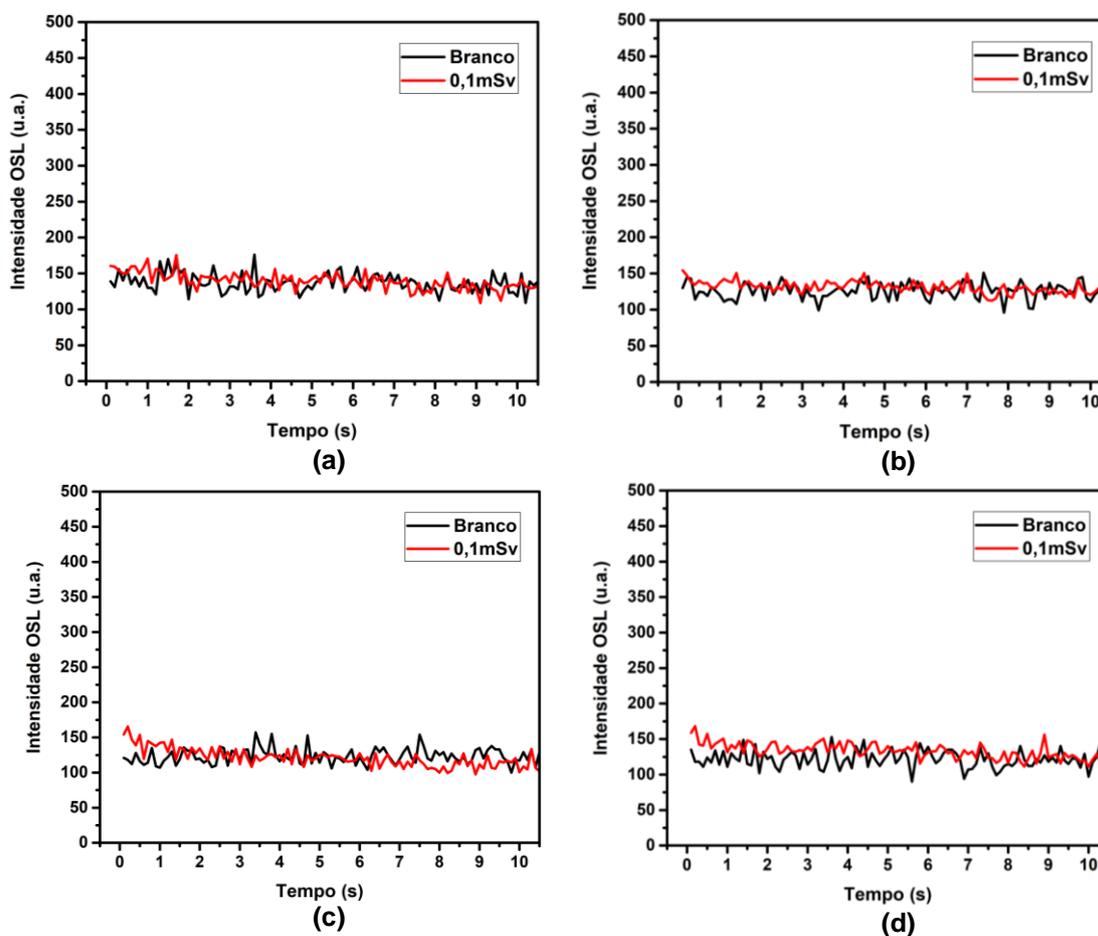
Fonte: O Autor (2020).

b) Pacote de filtros-2

O filtro óptico U337 ± 10 nm foi adquirido acreditando-se que o espectro de emissão OSL do BeO Thermalox™ 995 seja semelhante ao seu espectro de emissão TL (SOMMER, JAHN e HENNIGER, 2008), que tem uma banda de emissão de 335nm (MCKEEVER, MOSCOVITCH e TOWNSEND, 1995).

A Figura 70 apresenta as leituras de branco (dosímetros não irradiados) e dos dosímetros irradiados com dose de 0,1 mSv, em termos de Hp(10). Os resultados demonstram que a combinação composta por um filtro PU11 de 6mm espessura da Proteon e um filtro U337 de 2,5mm espessura da Edmund Optics ficou inadequada com baixa leitura do sinal OSL em todas as medidas.

Figura 70 - Pacote de filtros-2: Leituras de branco e dose mínima de 0,1 mSv



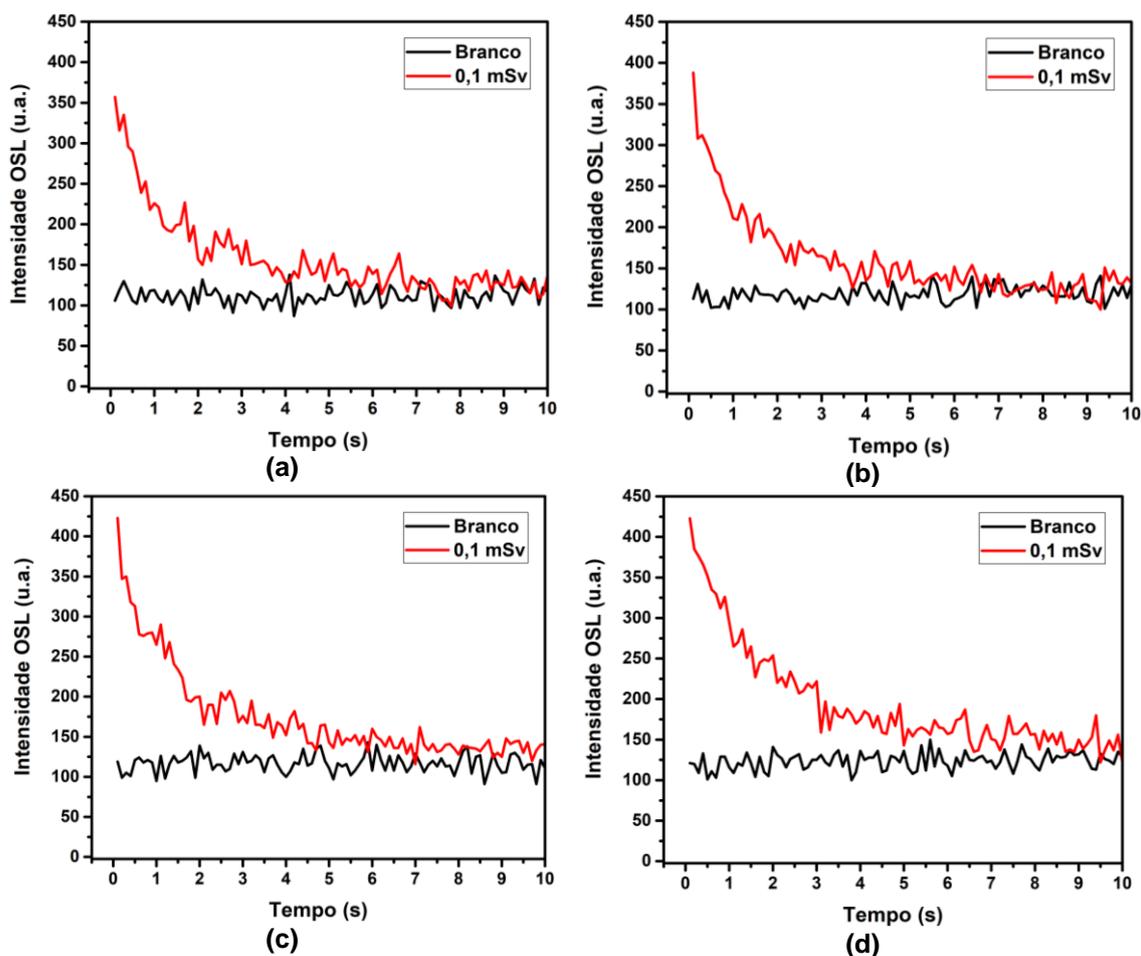
Fonte: O Autor (2020).

Estes resultados mostraram que o espectro de emissão TL e OSL do BeO não são semelhantes. Segundo estudos recentes, o espectro de emissão OSL do BeO é composto por uma banda dominante a 370nm e um pico mais baixo em 310nm. Desta forma, avaliou-se o filtro de passa banda estreito U370 centrado em 370nm da Edmund Optics no pacote de filtros-3.

c) Pacote de filtros-3

A Figura 71 apresenta as leituras de branco (dosímetros não irradiados) e dos dosímetros irradiados com dose de 0,1 mSv, em termos de Hp(10). Os resultados demonstram que a combinação composta por um filtro U340 de 2,5mm espessura e um filtro U370 de 2,5mm espessura ambos da Edmund Optics, ficou adequada e permitiu as medidas de dose 0,1mSv, conforme exigência da CNEN.

Figura 71 - Pacote de filtros-3: Leituras de branco e dose mínima de 0,1 mSv



Fonte: O Autor (2020).

A Tabela 6 mostra as leituras da linha de base (dosímetros não irradiados) e dos dosímetros irradiados com dose de 0,1mSv. Os resultados demonstraram que a área de 5s do sinal OSL, correspondente a leitura de 0,1mSv, tem valor superior a três vezes o desvio padrão do sinal de fundo e possibilita leituras de dose de radiação menores. Este assunto será discutido em detalhes na caracterização do sistema OSL, na seção 4.2.2.5, que fala sobre o limite inferior de detecção.

Tabela 6 - Leitura de branco e dos dosímetros irradiados com dose de 0,1mSv

Dosímetro	0,1mSv (Int5s)	Branco (Int5s)	DP Branco	Média Branco+3DP
1	9397	4976	10,32	5006,96
2	9507	5214	8,69	5240,07
3	10514	5258	10,84	5290,51
4	11740	5464	10,54	5495,61

Fonte: O Autor (2020).

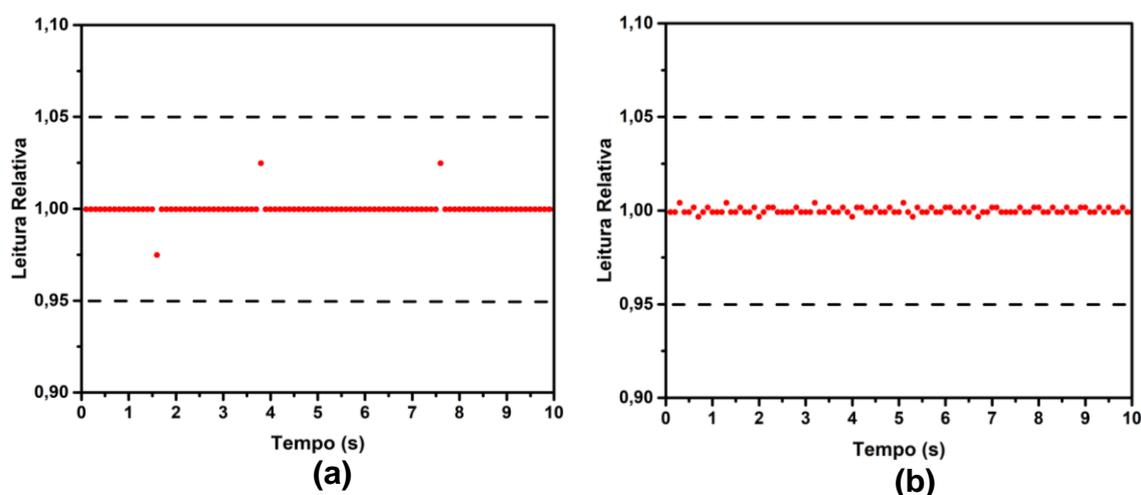
3) Aquisição de dados

Os resultados do contador digital do sistema de aquisição de dados foram obtidos com sinais de diferentes frequências de um gerador de funções: 100Hz, 1KHz, 10KHz, 100KHz, 500KHz, 1MHz, 5MHz e 10MHz, para avaliar a linearidade da resposta em função da frequência do sinal. Este sinal foi ajustado com pulsos rápidos de largura de 20 a 30 ns, semelhantes ao PMT H7421-40 deste trabalho.

a) Contador de pulsos

A Figura 72 apresenta a leitura relativa das medidas de frequências de 100 Hz e 1 kHz com adequada estabilidade e variação menor que 3,5% e 1%, respectivamente. Para 100 Hz observou-se que a contagem mínima era 9,75, máxima 10,25, média de 10,00, desvio padrão de 0,04 e coeficiente de variação 0,43 %. Para 1 kHz foi observada contagem mínima 99,75, máxima 100,50, média de 100,09, desvio padrão de 0,16 e coeficiente de variação 0,16%.

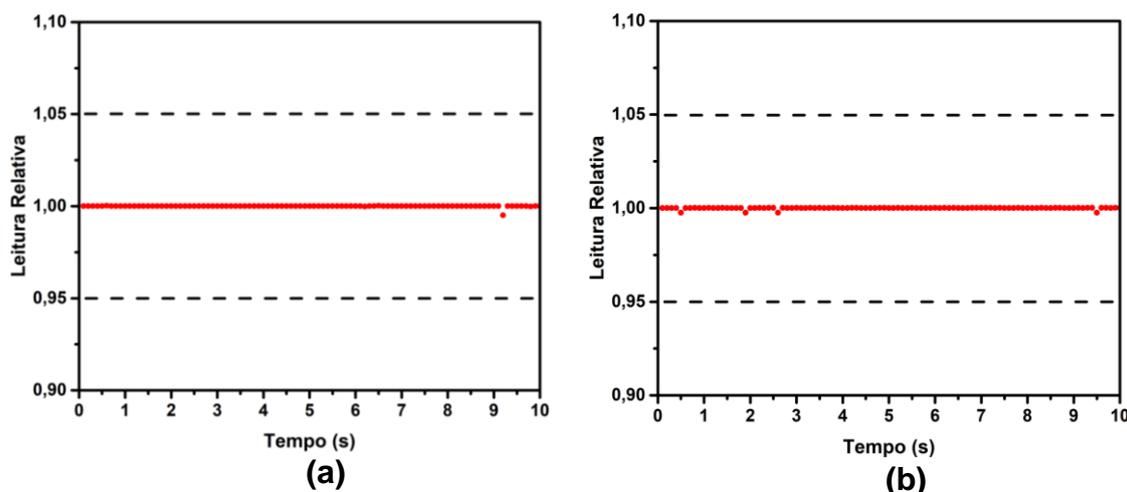
Figura 72 - Contagem do sinal de frequência 100Hz e 1kHz respectivamente



Fonte: O Autor (2020).

A Figura 73 apresenta a leitura relativa das medidas das frequências de 10 KHz e 100 KHz, a qual demonstrou adequada estabilidade e variação menor que 1%. Para 10 KHz observou-se a contagem mínima 996,00, máxima 1001,25, média de 1000,95, desvio padrão de 0,50 e coeficiente de variação 0,05 %. Para 100 KHz foi observada contagem mínima 9987,00, máxima 10012,50, média de 10011,07, desvio padrão de 4,93 e coeficiente de variação 0,05 %.

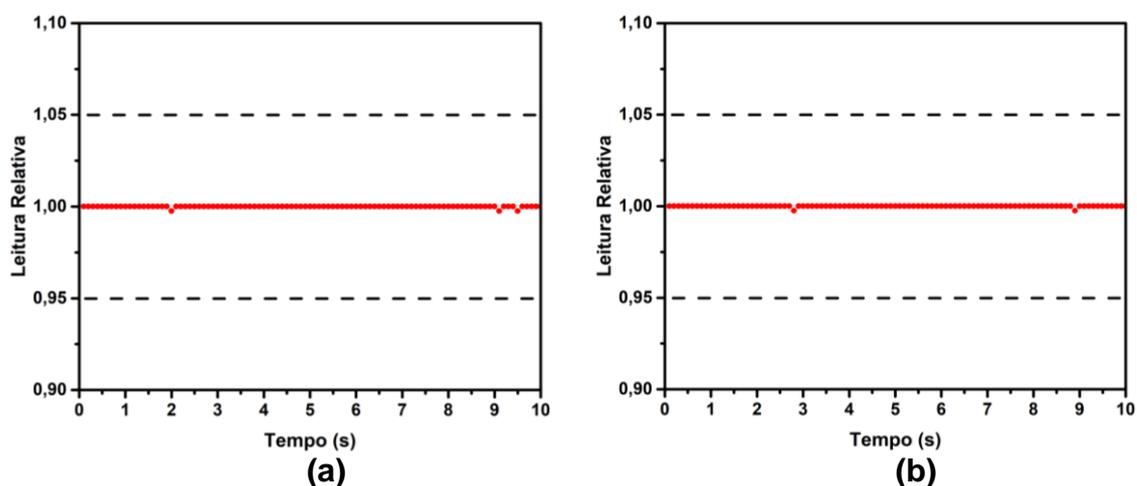
Figura 73 - Contagem do sinal de frequência 10kHz e 100kHz respectivamente



Fonte: O Autor (2020).

A Figura 74 apresenta a leitura relativa das medidas das frequências de 500 KHz e 1 MHz, a qual demonstrou adequada estabilidade e variação menor que 1%. Para 500 KHz observou-se a contagem mínima 49936,75, máxima 50063,25, média de 50058,55, desvio padrão de 21,46 e coeficiente de variação 0,04 %. Para 1 MHz foi observada contagem mínima 99875,50, máxima 100128,75, média de 100120,17, desvio padrão de 35,14 e coeficiente de variação 0,04 %.

Figura 74 - Contagem do sinal de frequência 500KHz e 1MHz respectivamente

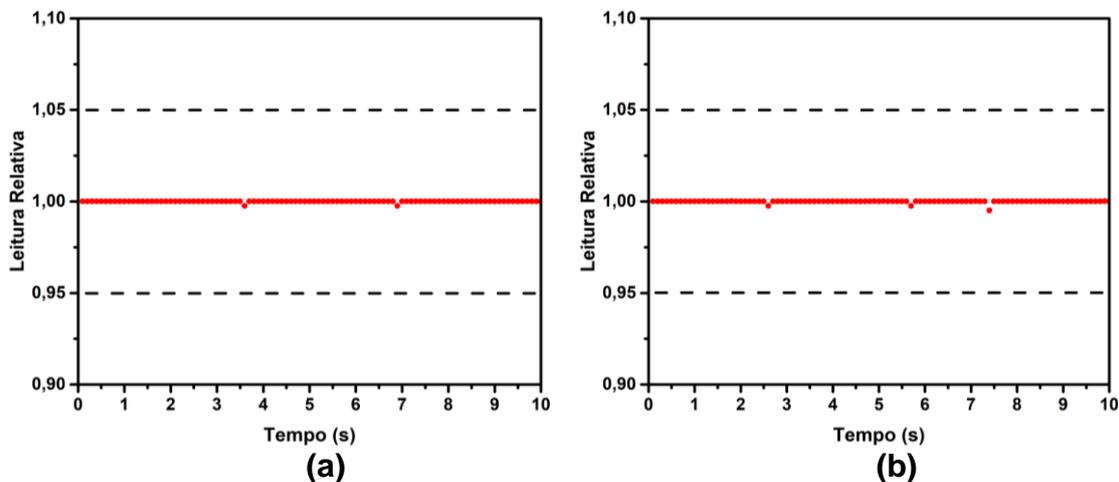


Fonte: O Autor (2020).

A Figura 75 apresenta a leitura relativa das medidas das frequências de 5 MHz e 10 MHz, a qual demonstrou adequada estabilidade e variação menor que 1%. Para 5 MHz observou-se a contagem mínima 499254,50, máxima 500516,25, média de 500481,71, desvio padrão de 175,93 e coeficiente de variação 0,04 %. Para 10 MHz

foi observada contagem mínima 995752,00, máxima 1000784,00, média de 1000661,91, desvio padrão de 607,94 e coeficiente de variação 0,06 %.

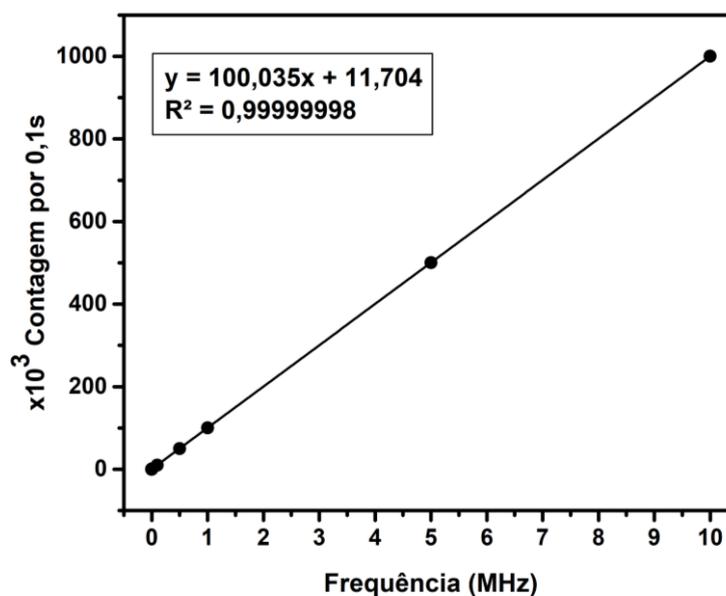
Figura 75 - Contagem do sinal de frequência 5MHz e 10MHz respectivamente



Fonte: O Autor (2020).

A Figura 76 apresenta a resposta do circuito contador digital desenvolvido especificamente para este trabalho. Pelo gráfico cada ponto corresponde a leitura média de 100 aquisições com o seu respectivo desvio padrão. As leituras foram adquiridas a uma taxa de amostragem de 0,1s por canal. Os resultados demonstraram que o contador digital possui adequada linearidade com $R^2 = 0,99999998$ e coeficiente de variação menor que 1% em todas as medidas.

Figura 76 - Linearidade da resposta do circuito contador digital



Fonte: O Autor (2020).

4) Módulo de zeramento óptico

A tabela 7 mostra as medidas da corrente no fotodiodo BPW34 lidas com o amperímetro digital e as leituras da densidade de potência do canhão de luz avaliadas com o sensor semiconductor S130C ligado ao *Power Meter*. Os resultados demonstraram que a corrente máxima no BPW34 é 11,40mA e a densidade de potência da luz do sistema de zeramento óptico em 100% é de 150,11 mW/cm².

Tabela 7 - Densidade de potência da luz do módulo de zeramento óptico

Leituras	Corrente Fotodiodo BPW34 (mA)	Densidade de Potência da Luz (mW/cm ²)
L1	11,32	149,11
L2	11,43	150,71
L3	11,51	150,81
L4	11,33	150,71
L5	11,31	149,21
Média	11,40	150,11
DP	0,09	0,87
CV (%)	0,76	0,58

Fonte: O Autor (2020).

Os resultados das leituras da corrente no fotodiodo BPW34 foram utilizados para o alinhamento e focalização da luz emitida pelos LEDs do sistema de zeramento óptico. O ajuste da focalização da luz do LED tornou possível a produção de potência luminosa com maior intensidade, sendo este parâmetro importante no apagamento do sinal residual dos dosímetros com menor tempo de iluminação.

4.2 CARACTERIZAÇÃO DO SISTEMA OSL

4.2.1 Determinação do algoritmo de dose

Os resultados do estudo da sensibilidade individual e fator de calibração dos dosímetros foram obtidos e aplicados no algoritmo de dose do sistema OSLMeter3001. Além disso, as respostas dos dosímetros em função da energética e do ângulo de incidência da radiação também são discutidos.

4.2.1.1 Sensibilidade individual e fator de calibração

A Tabela 8 mostra os valores médios de três medidas do ECC com os seus respectivos desvios padrão, obtidos de um grupo de n=80 dosímetros.

Tabela 8 - Valores médios e desvios padrão do ECC dos dosímetros de BeO

Dosímetro	Nº	ECC	DP	CV (%)	Dosímetro	Nº	ECC	DP	CV (%)
1	09629	1,90	0,02	0,88	41	01658	0,94	0,04	3,90
2	11435	0,92	0,02	2,25	42	03691	0,99	0,02	2,05
3	14373	1,25	0,02	1,37	43	10154	1,60	0,07	4,45
4	21643	1,01	0,01	1,41	44	17874	1,05	0,01	1,38
5	23241	0,84	0,02	1,90	45	19711	0,87	0,02	2,74
6	24232	1,02	0,02	1,55	46	20470	0,95	0,03	3,68
7	25106	0,87	0,02	2,33	47	22899	1,03	0,05	4,63
8	28673	0,83	0,01	1,74	48	26331	1,17	0,02	1,93
9	11194	1,01	0,03	3,44	49	03215	0,94	0,03	3,10
10	15577	1,29	0,04	2,83	50	13037	1,26	0,04	3,06
11	22720	1,04	0,01	1,06	51	13276	1,54	0,06	4,20
12	23476	1,11	0,03	2,85	52	16022	1,26	0,04	3,38
13	24720	1,07	0,03	2,93	53	25216	0,79	0,01	1,12
14	26062	0,91	0,02	2,52	54	25466	0,84	0,01	1,24
15	27125	0,71	0,02	2,66	55	27991	0,81	0,02	2,94
16	29114	0,74	0,01	0,89	56	29615	0,80	0,02	2,93
17	07838	1,46	0,03	2,01	57	00631	0,86	0,03	3,50
18	08840	1,34	0,03	2,33	58	02234	0,81	0,04	4,74
19	15256	1,23	0,04	2,90	59	08385	1,16	0,04	3,80
20	20794	0,94	0,01	1,57	60	09697	1,61	0,06	3,53
21	21423	0,94	0,02	1,95	61	13769	1,17	0,03	2,50
22	24171	1,02	0,02	2,07	62	19804	0,81	0,03	3,33
23	25935	0,78	0,02	2,03	63	19824	0,76	0,04	4,74
24	28301	0,76	0,02	2,06	64	28053	0,79	0,01	1,78
25	11904	0,92	0,02	1,65	65	00256	1,25	0,04	3,51
26	11968	0,95	0,03	2,85	66	00262	1,10	0,04	3,77
27	17029	1,03	0,01	1,19	67	03096	1,01	0,01	1,19
28	19091	1,06	0,05	4,66	68	03307	0,91	0,03	3,57
29	21875	0,85	0,03	3,67	69	03708	1,04	0,01	1,23
30	24782	1,03	0,04	3,97	70	04671	0,96	0,05	4,68
31	26967	0,79	0,02	2,46	71	08201	1,38	0,04	3,18
32	28012	0,75	0,04	4,71	72	08495	1,23	0,04	2,85
33	05327	0,81	0,03	3,87	73	13770	0,99	0,03	2,72
34	05832	0,89	0,01	0,70	74	13774	1,02	0,04	3,94
35	08528	1,18	0,05	4,35	75	13791	1,11	0,03	2,35
36	12027	0,98	0,02	1,92	76	16015	1,04	0,05	4,41
37	12220	0,89	0,00	0,34	77	17125	1,17	0,02	2,02
38	15782	1,16	0,04	3,21	78	19366	0,86	0,01	1,33
39	23460	1,00	0,01	1,41	79	26818	1,12	0,01	0,96
40	23953	0,99	0,03	2,96	80	27122	0,72	0,01	2,06

Fonte: O Autor (2020).

Os resultados mostraram que as leituras médias e desvios padrão do mesmo dosímetro tiveram coeficiente de variação inferior a 5% em todas as medidas. No entanto, o coeficiente de variação das leituras entre o grupo de oitenta dosímetros é 20,17% sem aplicar o ECC, constatando a necessidade de sua utilização. Com relação ao fator de calibração foi encontrado $RCF=0,000020$ para 10s de integral do sinal OSL.

4.2.1.2 Dependência energética

A Tabela 9 mostra as leituras médias de quatro dosímetros de BeO irradiados com dose de 1mSv Hp(10) nas qualidades de radioproteção ISO-N e no Cs-137.

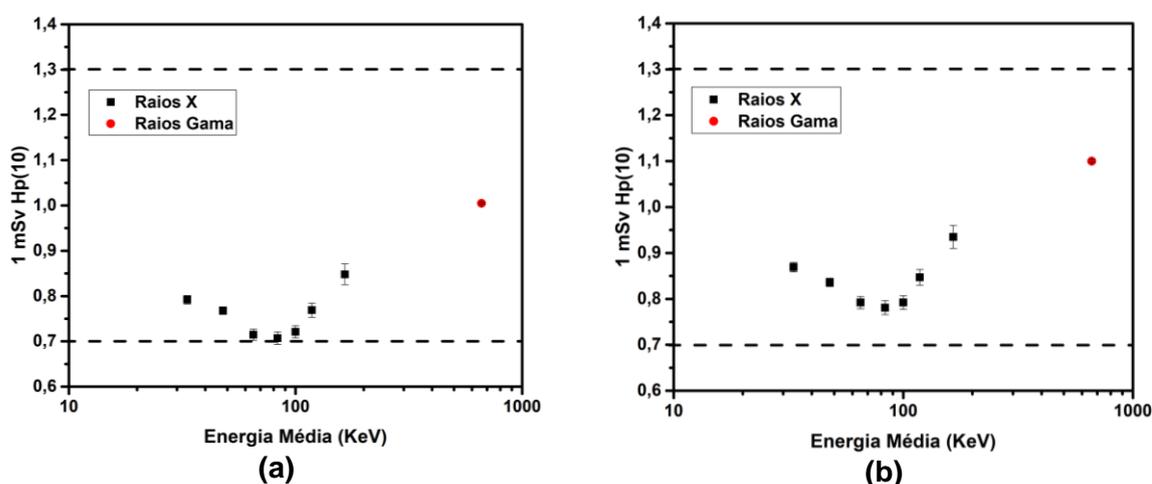
Tabela 9 - Leituras médias dos dosímetros de BeO irradiados com diferentes energias

Grupo	Qualidade da Radiação	Energia (keV)	Média (A) Hp(10) 1mSv	Intervalo de Confiança (I)	Razão (A+I)/C	Razão (A-I)/C
A1	N40	33,3	0,792	0,010	0,799	0,778
A2	N60	47,9	0,768	0,009	0,774	0,755
A3	N80	65,2	0,715	0,014	0,725	0,698
A4	N100	83,3	0,707	0,016	0,720	0,697
A5	N120	100,0	0,721	0,015	0,733	0,702
A6	N150	118,0	0,769	0,018	0,789	0,748
A7	N200	165,0	0,848	0,026	0,870	0,819
A8	Cs-137	662,0	1,005	0,003	1,003	0,997

Fonte: O Autor (2020).

A Figura 77a apresenta a dependência energética das amostras de BeO sem correção, e a Figura 77b com fator de correção ($F_{en}=1,1$), encontrado na literatura.

Figura 77 - Resposta energética do BeO (a) sem correção e (b) com correção



Fonte: O Autor (2020).

Os resultados demonstraram que os valores encontrados estão dentro do intervalo de aceitação de 30% na faixa de energia avaliada de 33keV a 662keV, e atenderam aos requisitos exigidos pela norma do CASEC/IRD:2014.

4.2.1.3 Dependência angular

A Tabela 10 mostra as leituras médias de cinco grupos de dosímetros de BeO irradiados com dose de 1mSv Hp(10) nos raios X em diferentes ângulos de incidência, na qualidade de radioproteção N80 com energia média de 65 keV.

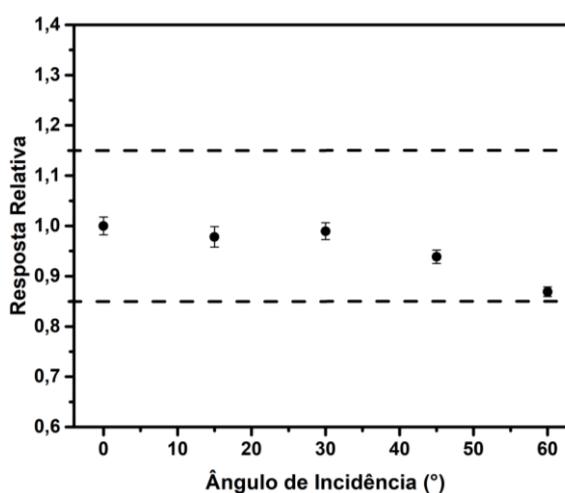
Tabela 10 - Leitura dos dosímetros de BeO irradiados em diferentes ângulos

Grupo	Ângulo (°)	Média (A) Hp(10) 1mSv	Intervalo de Confiança (I)	Razão (A+I)/C	Razão (A-I)/C
A1	0	0,71	0,018	1,028	0,992
A2	15	0,69	0,020	0,999	0,958
A3	30	0,70	0,017	1,006	0,973
A4	45	0,67	0,013	0,962	0,935
A5	60	0,62	0,009	0,887	0,868

Fonte: O Autor (2020).

A Figura 78 apresenta a resposta relativa de cada grupo de dosímetros em relação ao grupo A1, lido em ângulo de incidência normal.

Figura 78 - Resposta angular do BeO em termos de Hp(10)

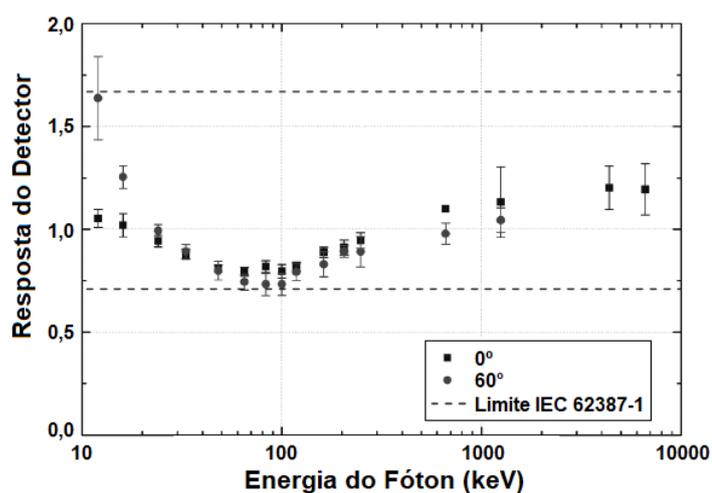


Fonte: O Autor (2020).

Os resultados demonstraram que os valores encontrados estão dentro do intervalo de aceitação de 15% na faixa de 0° a 60°, e atenderam aos requisitos exigidos pela norma do CASEC/IRD:2014.

Trabalhos como o de Haninger et. al (2016) mostraram a resposta de dosímetros de BeO irradiados com diferentes energias e ângulos de incidência em Hp(10). A Figura 79 apresenta a resposta dos dosímetros de BeO avaliados conforme a norma IEC 62387-1, e lidos no sistema comercial BeOSL Reader da Dosimetrics.

Figura 79 - Dependência energética e angular de dosímetros de BeO



Fonte: HANINGER et al. (2016).

Pelo gráfico observa-se que o dosímetro de BeO instalado no *badge* BeOSL, apresenta resposta mais baixa em energias de 30keV a 100 keV. Neste caso, foi utilizado um fator de correção ($F_{en}=1,1$) para corrigir as leituras, de modo que as medidas dos dosímetros se aproximem do valor verdadeiro ou convencional, contudo, sobrestimando a dose em 10% nas energias do Cs-137 ou Co-60.

4.2.2 Avaliação do leitor OSL

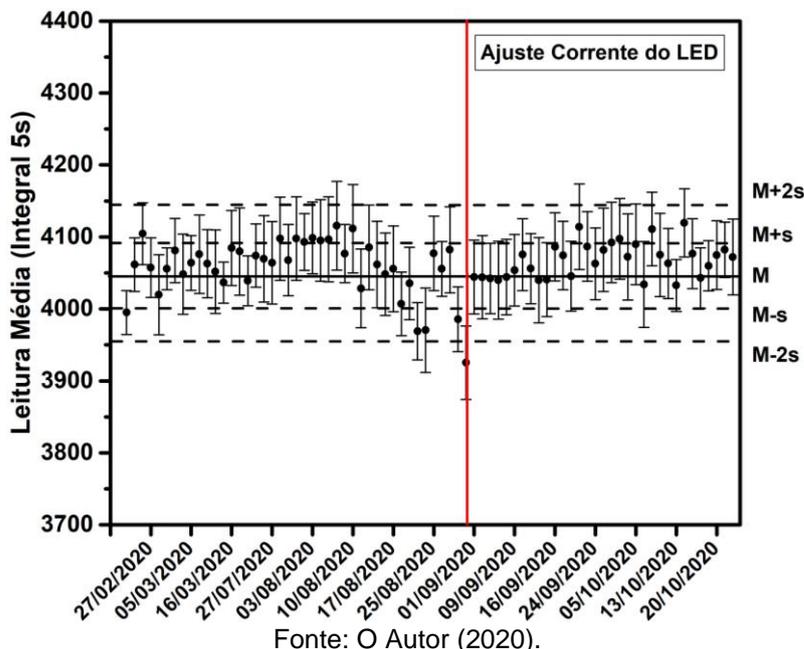
Os resultados dos estudos de reprodutibilidade da luz de referência, leitura de dosímetros de referência, reprodutibilidade do leitor OSL, linearidade da resposta com a dose, limite inferior e superior de detecção, efeito das condições climáticas e da luz ambiente sobre o leitor OSL são apresentados e discutidos.

4.2.2.1 Reprodutibilidade da luz de referência

A Figura 80 apresenta os resultados dos valores médios e desvios padrão encontrados de dez medidas consecutivas da luz de referência do sistema OSLMeter3001. A luz de estimulação foi ajustada para 10% da sua intensidade

luminosa e aplicada como luz de referência. As leituras ocorreram em dias diferentes no período de seis meses de fevereiro a outubro de 2020.

Figura 80 - Reprodutibilidade da luz de referência



No mês de fevereiro observou-se uma leitura média da luz de referência igual a 4047,66 com desvio padrão 42,4 e coeficiente de variação 1,04%. Esta leitura foi utilizada como referência na análise da estabilidade das medidas no OSLMeter3001 ao longo do período de estudo.

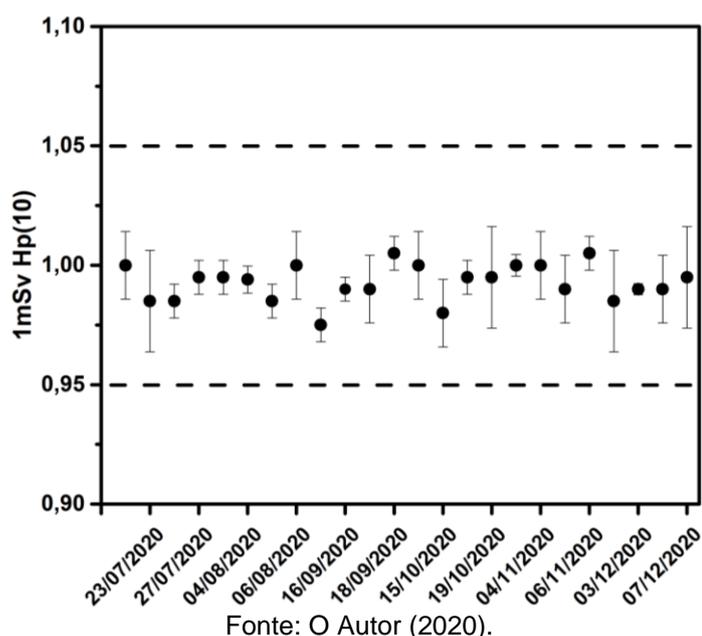
No mês de agosto, a luz do LED apresentou leituras abaixo do valor de referência, provavelmente devido ao leitor OSL ter ficado sem operação (linha vermelha), visto na Figura 80. No mês de setembro realizou-se um ajuste na corrente do LED de 85 mA para 100 mA a fim de compensar a redução da leitura, a qual voltou ao valor da média geral obtida no mês de fevereiro e se estabilizou ao longo dos demais meses. De modo geral, os resultados demonstraram que a luz de referência teve variação menor que 4% na maioria das medidas.

Os coeficientes de variação obtidos pela razão entre o desvio padrão e o valor médio das leituras, tiveram resultados iguais ou inferiores a 0,01 nas dez medidas consecutivas da luz de referência realizadas no controle diário. Os resultados mostram que a reprodutibilidade da luz referência do leitor OSL está adequada e atendem as normas do CASEC/IRD:2014.

4.2.2.2 Leitura de dosímetros de referência

A Figura 81 apresenta os resultados dos valores médios e desvios padrão dos dosímetros de referência, irradiados com dose de 1mSv em termos de Hp(10) e avaliados no sistema OSLMeter3001. A estabilidade do leitor OSL foi verificada no período de seis meses de julho a dezembro de 2020.

Figura 81 – Leituras médias dos dosímetros de referência



Os resultados demonstraram que os coeficientes de variação obtidos pela razão entre o desvio padrão e o valor médio das leituras tiveram valores iguais ou inferiores a 2,16%, em cada medida do controle diário. No período de estudo as medidas dos dosímetros de referência tiveram variação menor ou igual a 3,72%, evidenciando que o leitor OSL possui adequada estabilidade ao longo do tempo.

4.2.2.3 Reprodutibilidade do leitor OSL

A Tabela 11 mostra as medidas de um grupo de oito dosímetros irradiados com dose de 1mSv em Hp(10), em dez ciclos de irradiação e leitura realizados no dia 27 de janeiro a 2 de fevereiro de 2021.

Tabela 11 - Medidas da dose de 1mSv Hp(10) em diferentes ciclos de leitura

Dosímetro	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10
03096	1,008	1,014	1,019	1,021	1,028	1,013	1,025	0,984	1,002	0,994
03307	1,008	1,019	1,001	1,019	1,012	1,020	1,000	0,985	1,016	0,997
04671	1,002	0,995	1,004	0,996	1,007	1,018	0,994	0,975	0,981	0,994
13770	0,997	0,978	1,000	1,007	0,994	1,009	0,998	0,998	0,979	1,001
13791	1,004	0,987	0,982	0,999	1,020	0,998	1,003	1,007	1,002	0,997
17125	0,990	0,995	0,990	1,006	0,992	0,984	0,999	0,976	0,988	0,993
19366	0,992	0,993	0,999	0,995	0,993	1,003	0,983	0,965	0,976	0,977
27122	0,993	1,005	1,001	0,994	0,998	0,992	0,995	0,985	0,987	0,977

Fonte: O Autor (2020).

A Tabela 12 mostra a análise de dados obtida pelos valores médios do mesmo dosímetro. Os valores $(I+s)/Média$ encontrados estão de acordo com o critério de aceitação que deve ser $\leq 0,075$. No ciclo 9, observou-se o pior caso com maior variação em torno de 0,040 em comparação aos demais.

Tabela 12 - Análise de dados pela média das leituras do mesmo dosímetro

Ciclo	Média (mSv)	Desvio Padrão (s)	Intervalo de Confiança (I)	$(I+s) / Média$
1	0,999	0,007	0,018	0,026
2	0,998	0,014	0,025	0,039
3	0,999	0,011	0,022	0,033
4	1,005	0,010	0,022	0,032
5	1,006	0,014	0,025	0,038
6	1,005	0,013	0,024	0,037
7	1,000	0,012	0,023	0,035
8	0,984	0,013	0,025	0,039
9	0,991	0,014	0,025	0,040
10	0,991	0,009	0,020	0,030

Fonte: O Autor (2020).

A Tabela 13 mostra a análise de dados pelo valor da média das leituras entre os dosímetros do grupo. Os valores $(I + s) / Média$ encontrados também estão de acordo com o critério de aceitação que deve ser $\leq 0,075$. Observou-se que o dosímetro nº03096 foi o pior caso com 0,041 em comparação aos demais dosímetros.

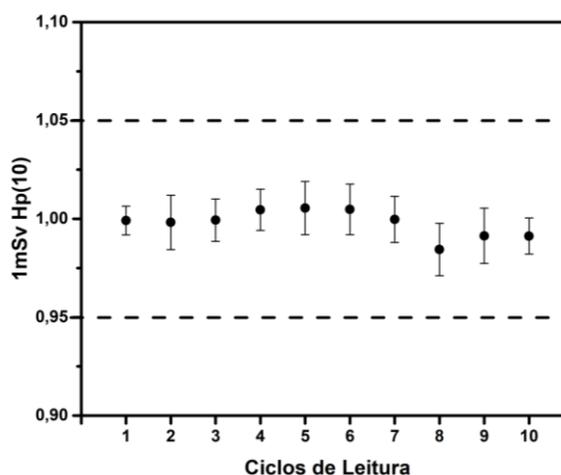
Tabela 13 - Análise de dados pela média das leituras entre os dosímetros

Dosímetro	Média (mSv)	Desvio Padrão (s)	Intervalo de Confiança (I)	(I+s)/Média
03096	1,011	0,014	0,028	0,041
03307	1,008	0,012	0,026	0,037
04671	0,997	0,012	0,026	0,039
13770	0,996	0,010	0,024	0,035
13791	1,000	0,011	0,024	0,035
17125	0,991	0,008	0,021	0,030
19366	0,988	0,012	0,026	0,038
27122	0,993	0,008	0,021	0,029

Fonte: O Autor (2020).

A Figura 82 apresenta as leituras da reprodutibilidade do sistema OSLMeter3001, dos dosímetros com 1mSv em Hp(10). Os resultados demonstraram adequada reprodutibilidade com variações menores que 4% em todas as medidas.

Figura 82 - Reprodutibilidade da leitura da dose de 1mSv em Hp(10)



Fonte: O Autor (2020).

4.2.2.4 Linearidade da resposta com a dose

Os resultados do estudo da linearidade da resposta do BeO foram obtidos com os dosímetros irradiados na energia do Cs-137 com doses: 0,08, 0,1, 0,5, 1, 10, 100, 500, 1000 e 2000mSv em Hp(10). No caso de leituras acima de 100mSv foi necessário mudar a escala de dose para evitar saturação, este tópico é discutido em detalhes na seção 4.2.2.6, que fala sobre o limite superior de detecção.

A tabela 14 mostra as leituras dos dosímetros lidos no sistema OSLMeter3001 com dose de 0,08 a 2000mSv em Hp(10).

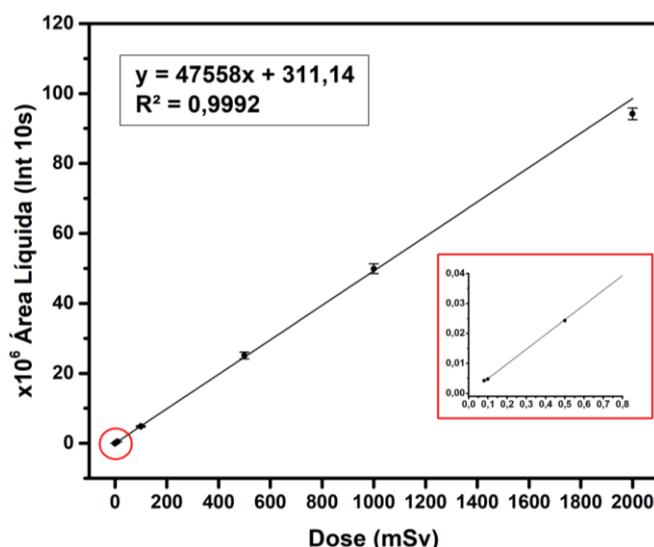
Tabela 14 - Leituras dos dosímetros de BeO com dose de 0,08 a 2000mSv em Hp(10)

Grupos	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9
Dose mSv (Ci)	0,08	0,1	0,5	1	10	100	500	1000	2000
BG	0,006	0,005	0,023	0,019	0,020	0,095	0,032	0,062	0,097
1	0,078	0,098	0,510	1,001	9,976	95,14	495,39	960,07	1884,63
2	0,084	0,100	0,524	1,009	9,822	97,01	491,95	1027,40	1861,90
3	0,081	0,103	0,492	1,004	9,912	99,74	529,78	1004,37	1927,43
4	0,079	0,102	0,505	1,003	9,808	103,27	488,22	995,59	1852,25
Média Líquida, Ai (mSv)	0,081	0,101	0,508	1,004	9,880	98,79	501,33	996,86	1881,56
Desvio Padrão (sA)	0,003	0,002	0,013	0,004	0,079	3,530	19,190	27,950	33,460
Coefficiente de Variação (%)	3,209	2,348	2,608	0,368	0,801	3,580	3,830	2,800	1,780
Intervalo de Confiança (I)	0,003	0,003	0,015	0,004	0,089	4,000	21,70	31,62	37,85
Razão (Ai / Ci):	1,009	1,007	1,016	1,004	0,988	0,988	1,003	0,997	0,941
Incerteza Combinada (Ic):	0,038	0,024	0,023	0,019	0,020	0,037	0,085	0,040	0,026
Razão (Ai+I / Ci):	1,045	1,034	1,046	1,008	0,997	1,028	1,046	1,028	0,960
Razão (Ai-I / Ci):	0,972	0,980	0,986	1,000	0,979	0,948	0,959	0,965	0,922

Fonte: O Autor (2020).

A Figura 83 apresenta a curva de resposta dose dos dosímetros de BeO com doses de 0,08 a 2000mSv em Hp(10). Pelo gráfico observa-se adequada linearidade com coeficiente de correlação linear $R^2=0,9992$.

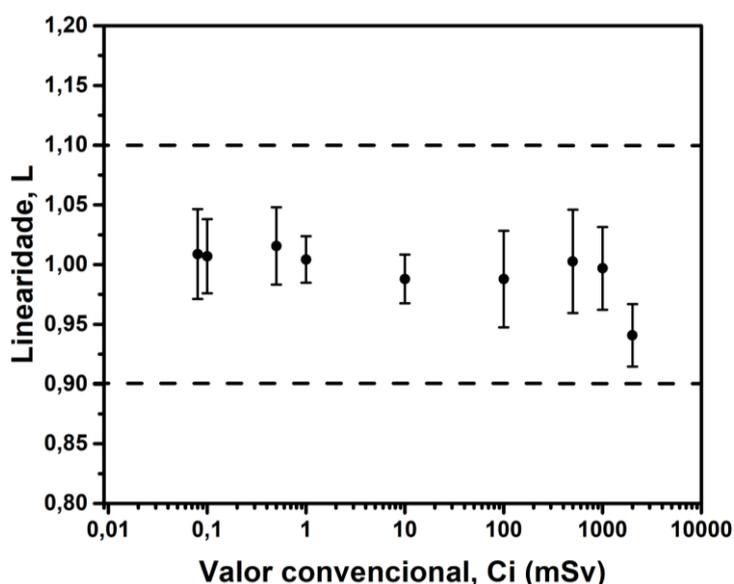
Figura 83 - Curva resposta dose do BeO na energia do Cs-137 em Hp(10)



Fonte: O Autor (2020).

A Figura 84 apresenta os resultados da razão entre os valores lidos pelos valores verdadeiro ou convencional, C_i . Pelo gráfico observa-se que a linearidade da resposta está adequada com variação menor 10% em todas as medidas, atendendo aos requisitos da norma do CASEC/IRD:2014.

Figura 84 - Linearidade da resposta do BeO na energia do Cs-137 em Hp(10)



Fonte: O Autor (2020).

Portanto, o sistema OSLMeter3001 pode operar em escalas de doses diferentes sem prejudicar a linearidade da resposta em um amplo intervalo de dose, bastando apenas ajustar alguns parâmetros de leitura. Após este estudo, os dosímetros irradiados passaram por zeramento óptico com diferentes tempos de iluminação, visto no Apêndice B.

4.2.2.5 Limite inferior de detecção

A tabela 15 mostra a leitura média do branco do BeO (dosímetros não irradiados), convertida no equivalente de dose pessoal, e o desvio padrão s_A desta média, para descobrir o limite inferior de detecção do sistema OSLMeter3001.

Tabela 15 - Leituras de branco do grupo A1 e o valor mínimo de detecção

Dosímetro	Grupo A1
03096	0,0026
03307	0,0022
03708	0,0051
04671	0,0007
13770	0,0031
13774	0,0035
13791	0,0039
17125	0,0012
19366	0,0012
27122	0,0017
Média Líquida, Ai (mSv):	0,0025
Desvio Padrão da Média (sA):	0,0013
T-Student:	2,2622
R = Tn.sA:	0,0030
Critério de Aceitação (valor < 0,1mSv):	0,003 < 0,1

Fonte: O Autor (2020).

O limite inferior de detecção foi calculado com base no valor *t* de *student* para *n-1* graus de liberdade, com *n* igual ao número de dosímetros utilizados no estudo e um nível de confiança de 95%, de acordo com o documento RT001-CASEC.

Os resultados demonstraram que o limite inferior de detecção do sistema OSLMeter3001 é de 0,003mSv, atendendo as exigências da norma da CNEN que recomenda valor de dose mínima $\leq 0,1$ mSv.

4.2.2.6 Limite superior de detecção

Com base nos resultados do estudo da linearidade foi identificado o valor máximo de detecção da leitura (ou saturação). Para cada dose, a medida foi comparada com o valor da saturação do PMT H7421-40 (500000 / 0,1s) a fim de determinar os limites das escalas de dose no sistema OSLMeter3001.

A tabela 16 mostra as leituras médias do máximo sinal OSL dos dosímetros, irradiados no Cs-137 com dose de: 0,1; 0,5; 1,0 e 10,0 mSv em Hp(10). Os dados foram obtidos com tempo de integração do sinal OSL de 0,1s, por isso, o coeficiente de variação ficou mais elevado com 7,80% para dose de 0,1mSv.

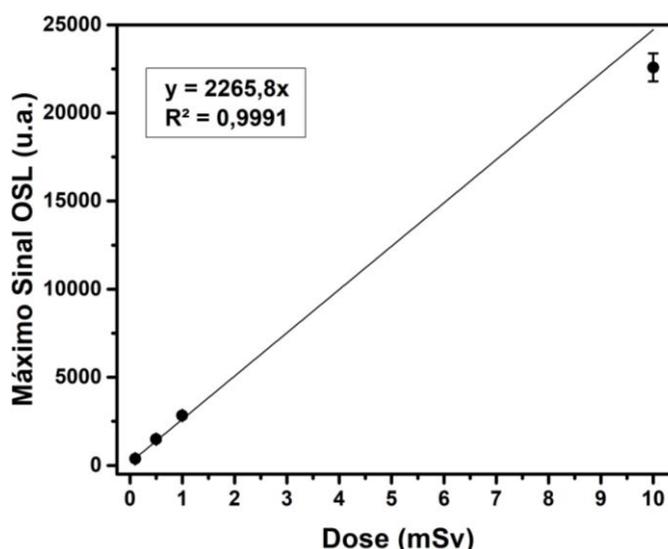
Tabela 16 - Leituras médias do máximo sinal OSL dos dosímetros de 0,1 a 10mSv

Dose 0,1 mSv (Escala-1)		Dose 0,5 mSv (Escala-1)		Dose 1,0 mSv (Escala-1)		Dose 10,0 mSv (Escala-1)	
Dosímetro	Máximo Sinal OSL	Dosímetro	Máximo Sinal OSL	Dosímetro	Máximo Sinal OSL	Dosímetro	Máximo Sinal OSL
23241	360,53	15577	1465,68	20794	2773,60	11904	23632,85
24232	416,83	22720	1325,61	21423	2876,40	11968	21849,40
25106	356,71	23476	1536,52	24171	2908,69	24782	22737,72
28673	358,87	24720	1626,45	25935	2747,22	26967	22105,99
Média	373,23	Média	1488,57	Média	2826,48	Média	22581,49
DP	29,11	DP	127,00	DP	78,17	DP	794,11
CV(%)	7,80	CV(%)	8,53	CV(%)	2,77	CV(%)	3,52

Fonte: O Autor (2020).

A Figura 85 apresenta a curva resposta dose dos dosímetros de BeO no intervalo de 0,1 a 10 mSv obtida pelo valor máximo do sinal OSL (integral de 0,1s).

Figura 85 - Curva resposta dose na escala de dose baixa em Hp(10)

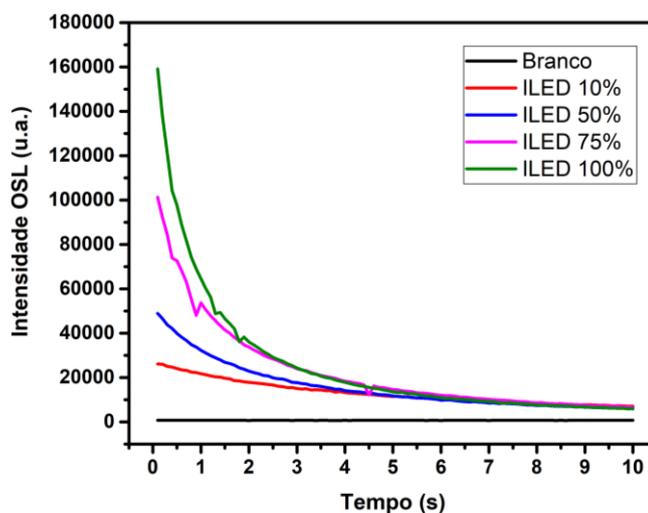


Fonte: O Autor (2020).

O limite superior de detecção da primeira escala foi encontrado utilizando a equação da reta da curva de calibração: $y = 2265,8x$ com $R^2 = 0,9991$, na Figura 85. Os resultados demonstraram que para $y = 500000$ (saturação do PMT), a dose máxima da escala-1 é de aproximadamente $x = 220,67$ mSv.

No caso de doses maiores que 220 mSv é necessário utilizar outra escala no sistema OSLMeter3001. Neste sentido, para encontrar as condições corretas da escala-2, primeiramente avaliou-se a leitura dos dosímetros com diferentes intensidades de luz de estimulação. A Figura 86 apresenta as leituras dos dosímetros irradiados com a mesma dose, em função da intensidade da luz de estimulação ajustada pela corrente do LED em: 10, 50, 75 e 100%.

Figura 86 - Leituras dos dosímetros com variação da intensidade de luz do LED



Fonte: O Autor (2020).

Pelo gráfico observa-se que ao baixar a corrente do LED ocorre uma redução na estimulação dos dosímetros que diminui a velocidade de decaimento e o valor máximo do sinal OSL. Este é um importante parâmetro que pode ser utilizado em caso de leituras mais elevadas evitando a saturação da fotomultiplicadora. Desta forma, a escala-2 ficou definida com LED de estimulação 10% da sua intensidade luminosa (linha vermelha), ainda foi necessário colocar um colimador de 1mm de diâmetro na frente da fotomultiplicadora.

A tabela 17 mostra as leituras médias do máximo sinal OSL dos dosímetros irradiados com dose: 100; 500 e 1000 mSv em Hp(10). Os dados foram obtidos com tempo de integração do sinal OSL de 0,1s, por isso, o coeficiente de variação ficou mais elevado com 10,74% para dose de 100mSv.

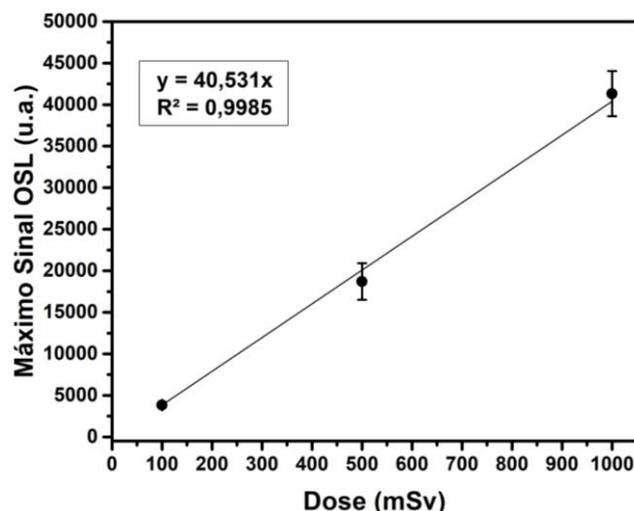
Tabela 17 - Leituras médias do máximo sinal OSL dos dosímetros com 100 a 1000mSv

Dose 100 mSv (Escala-1)		Dose 100 mSv (Escala-2)		Dose 500 mSv (Escala-2)		Dose 1000 mSv (Escala-2)	
Dosímetro	Máximo Sinal OSL	Dosímetro	Máximo Sinal OSL	Dosímetro	Máximo Sinal OSL	Dosímetro	Máximo Sinal OSL
12027	197313,66	12027	-	26331	19897,84	15256	39004,47
15577	229733,21	15577	-	01658	15458,21	13037	40990,59
23476	-	23476	3784,05	09629	20256,40	16022	40083,91
23953	-	23953	3896,09	28673	19247,98	27991	45232,95
Média	213523,44	Média	3840,07	Média	18715,11	Média	41327,98
DP	22924,08	DP	79,23	DP	2211,01	DP	2726,97
CV(%)	10,74	CV(%)	2,06	CV(%)	11,81	CV(%)	6,60

Fonte: O Autor (2020).

A Figura 87 apresenta a curva resposta dose dos dosímetros de BeO no intervalo de 100 a 1000 mSv obtida pelo valor máximo do sinal OSL (integral de 0,1s).

Figura 87 - Curva resposta dose na escala de dose alta em Hp(10)



Fonte: O Autor (2020).

O limite superior de detecção da escala-2 do sistema OSLMeter3001 foi calculado pela equação da reta: $y = 40,531x$ com $R^2 = 0,9985$, na Figura 87. Os resultados demonstraram que para $y = 500000$ (saturação do PMT), a dose máxima da escala-2 pode chegar até aproximadamente $x = 11,71$ Sv.

Em seguida, determinou-se um fator de correção para manter a linearidade entre as escalas de dose. Para isso, foram utilizadas as leituras médias dos dosímetros: 12027 e 15577 lidos nas condições da escala-1, e dos dosímetros: 23476 e 23953 lidos nas condições da escala-2, todos com dose de 100mSv.

A tabela 18 mostra as leituras médias da integral de 10s dos dosímetros irradiados apenas com dose de 100mSv lidos em escalas diferentes.

Tabela 18 - Leituras médias dos dosímetros com 100mSv lidos em escalas diferentes

Dosímetro	Escala-1 (LED 100%, Colimador 10mm)		Escala-2 (LED 10%, Colimador 1mm)	
	12027	15577	23476	23953
Integral da Área (10s):	4794238	4302496	182902	198339
Valor ECC:	0,98	1,29	1,11	0,99
Leitura x ECC:	4698353,24	5550219,84	203021,22	196355,61
Média Int.(10s)	5124286,54		199688,42	
Fator de Correção (FC=25,66):	5124286,54		5124004,73	

Fonte: O Autor (2020).

Os resultados mostraram que o fator de correção das escalas de dose funciona adequadamente. Deste modo, quando for medir doses que ultrapassem o valor de 220 mSv da escala-1, deve-se colocar os parâmetros de leitura nas condições da escala-2, e multiplicar a leitura OSL por 25,66 para manter a linearidade da resposta independente da escala selecionada no sistema OSLMeter3001.

4.2.2.7 Efeito das condições climáticas

A influência da temperatura ambiente sobre o leitor OSL foi avaliada em duas formas: (a) efeito no ruído de fundo e (b) efeito na leitura do sinal OSL.

a) Efeito da temperatura sobre o ruído de fundo:

A tabela 19 mostra as leituras médias do ruído de fundo em três repetições, obtidas no leitor OSL com diferentes temperaturas da sala chamadas de grupo A1, A2 e A3. O ruído de fundo foi encontrado sem a presença de dosímetros no leitor OSL e seu valor convertido no equivalente de dose pessoal em Hp(10).

Tabela 19 - Leituras médias do ruído de fundo com diferentes temperaturas da sala

Leitura do Ruído	A1 (24 °C)		A2 (27 °C)		A3 (20 °C)	
	Integral (10s)	Ruído (mSv)	Integral (10s)	Ruído (mSv)	Integral (10s)	Ruído (mSv)
1	37,00	0,00085	24,00	0,00055	28,67	0,00066
2	29,67	0,00068	29,00	0,00067	28,67	0,00066
3	21,67	0,00050	43,33	0,00100	26,00	0,00060
4	33,67	0,00077	21,67	0,00050	30,67	0,00071
Média (mSv)		0,00070		0,00068		0,00066
Desvio Padrão(s)		0,00015		0,00022		0,00004
Intervalo de Confiança (I)		0,00024		0,00036		0,00007

Fonte: O Autor (2020).

Em seguida, calculou-se o intervalo de confiança do grupo A2 em relação ao A1, conforme mostrado a seguir:

$$I = \sqrt{I^2_1 + I^2_2}$$

$$I = \sqrt{0,00024^2 + 0,00036^2} = \boxed{0,00043}$$

O resultado da avaliação do grupo A2 (27°C) em relação ao A1 (condições normais), demonstrou que o valor encontrado 0,0005 é menor que 0,02 mSv (20% da dose mínima) e atende aos critérios da norma do CASEC/IRD:2104.

$$|\bar{A}_2 - \bar{A}_1| + I \leq 0,2 \cdot 0,1 \text{ mSv}$$

$$|0,00068 - 0,0007| + 0,00043 \leq 0,02 \text{ mSv}$$

$$\boxed{0,0005} \leq 0,02 \text{ mSv}$$

O intervalo de confiança do grupo A3 em relação ao A1 também foi calculado, conforme mostrado a seguir:

$$I = \sqrt{I^2_1 + I^2_3}$$

$$I = \sqrt{0,00024^2 + 0,00007^2} = \boxed{0,00025}$$

O resultado da avaliação do grupo A3 (20°C) em relação ao A1 (condições normais), demonstrou que o valor encontrado 0,0003 é menor que 0,02 mSv (20% da dose mínima) e atende aos critérios da norma do CASEC/IRD:2104.

$$|\bar{A}_3 - \bar{A}_1| + I \leq 0,2 \cdot 0,1 \text{ mSv}$$

$$|0,00066 - 0,0007| + 0,00025 \leq 0,02 \text{ mSv}$$

$$\boxed{0,0003} \leq 0,02 \text{ mSv}$$

b) Efeito da temperatura sobre a leitura do sinal OSL:

A tabela 20 mostra as leituras médias do sinal OSL em três repetições, obtidas no leitor OSL com dosímetros irradiados com dose de 1mSv em Hp(10) em diferentes temperaturas da sala.

Tabela 20 - Leituras médias da dose 1mSv com diferentes temperaturas da sala

A1 (24 °C)			A2 (27 °C)			A3 (20 °C)		
Dosímetro	Integral (10s)	Dose 1mSv	Dosímetro	Integral (10s)	Dose 1mSv	Dosímetro	Integral (10s)	Dose 1mSv
05327	43646,06	1,004	08495	43169,84	0,993	12220	43038,39	0,990
05832	42545,16	0,979	08528	44947,58	1,034	13037	43528,75	1,001
08201	42939,76	0,988	09697	42998,52	0,989	13276	44088,29	1,014
08385	42029,49	0,967	12027	41694,90	0,959	13769	43212,18	0,994
Média (mSv)		0,984	Média (mSv)		0,994	Média (mSv)		1,000
Desvio Padrão (s)		0,016	Desvio Padrão (s)		0,031	Desvio Padrão (s)		0,011
Coef. de Variação (%)		1,593	Coef. de Variação (%)		3,094	Coef. de Variação (%)		1,061
Intervalo de Confiança (I)		0,025	Intervalo de Confiança (I)		0,049	Intervalo de Confiança (I)		0,017

Fonte: O Autor (2020).

Em seguida, calculou-se o intervalo de confiança do grupo A2 em relação ao A1, conforme mostrado a seguir:

$$I = \frac{A_1}{A_2} \sqrt{\left(\frac{I_1}{A_1}\right)^2 + \left(\frac{I_2}{A_2}\right)^2}$$

$$I = \frac{0,984}{0,994} \sqrt{\left(\frac{0,025}{0,984}\right)^2 + \left(\frac{0,049}{0,994}\right)^2} = \boxed{0,056}$$

O resultado da avaliação do grupo A2 (27°C) em relação ao A1 (condições normais), demonstrou que os valores encontrados 1,07 e 0,95 estão dentro do intervalo de aceitação 10% e atendem aos critérios da norma do CASEC/IRD:2104.

$$0,90 \leq \frac{\bar{A}_2}{\bar{A}_1} + I \leq 1,10 \qquad 0,90 \leq \frac{\bar{A}_2}{\bar{A}_1} - I \leq 1,10$$

$$\frac{0,994}{0,984} + 0,056 = 1,07 \qquad \frac{0,994}{0,984} - 0,056 = 0,95$$

$$0,90 \leq \boxed{1,07} \leq 1,10 \qquad 0,90 \leq \boxed{0,95} \leq 1,10$$

O intervalo de confiança do grupo A3 em relação ao A1 também foi calculado, conforme mostrado a seguir:

$$I = \frac{A_1}{A_3} \sqrt{\left(\frac{I_1}{A_1}\right)^2 + \left(\frac{I_3}{A_3}\right)^2}$$

$$I = \frac{0,984}{1,000} \sqrt{\left(\frac{0,025}{0,984}\right)^2 + \left(\frac{0,017}{1,000}\right)^2} = \boxed{0,030}$$

O resultado da avaliação do grupo A3 (20°C) em relação ao A1 (condições normais), demonstrou que os valores encontrados 1,05 e 0,99 estão dentro do intervalo de aceitação 10% e atendem aos critérios da norma do CASEC/IRD:2104.

$$0,90 \leq \frac{\bar{A}_3}{\bar{A}_1} + I \leq 1,10 \qquad 0,90 \leq \frac{\bar{A}_3}{\bar{A}_1} - I \leq 1,10$$

$$\frac{1,000}{0,984} + 0,03 = 1,05 \qquad \frac{1,000}{0,984} - 0,03 = 0,99$$

$$0,90 \leq \boxed{1,05} \leq 1,10 \qquad 0,90 \leq \boxed{0,99} \leq 1,10$$

4.2.2.8 Efeito da luz ambiente sobre o leitor OSL

A tabela 21 mostra as leituras médias do sinal OSL em três repetições, obtidas no leitor OSL com dosímetros irradiados com dose 0,1mSv em Hp(10). Os dosímetros do grupo A1 foram lidos em condições normais e A2 sob luz branca de 50W.

Tabela 21 - Leituras médias da dose de 0,1mSv sem e com luz sobre o leitor OSL

A1 (Condições Normais)			A2 (Sob Luz Branca de 50W)		
Dosímetro	Integral (10s)	Dose 0,1mSv	Dosímetro	Integral (10s)	Dose 0,1mSv
08495	4890,90	0,112	12220	4788,80	0,110
08528	5147,20	0,118	13037	5180,09	0,119
09697	4730,60	0,109	13276	5460,48	0,126
12027	5096,00	0,117	13769	4723,57	0,109
Média (mSv)		0,114	Média (mSv)		0,116
Desvio Padrão (s)		0,004	Desvio Padrão (s)		0,008
Coef. de Variação (%)		3,870	Coef. de Variação (%)		6,872
Intervalo de Confiança(I)		0,007	Intervalo de Confiança(I)		0,013

Fonte: O Autor (2020).

Em seguida, calculou-se o intervalo de confiança do grupo A1 (condições normais) e grupo A2 (sob luz intensa), conforme mostrado a seguir:

$$I = \sqrt{I_1^2 + I_2^2}$$

$$I = \sqrt{0,007^2 + 0,013^2} = \boxed{0,014}$$

O resultado da avaliação do grupo A2 (sob luz branca de 50W) em relação ao A1 (condições normais), demonstrou que o valor encontrado 0,016 é menor que 0,02mSv (20% da dose mínima) e atende aos critérios da norma do CASEC/IRD:2104.

$$|\bar{A}_2 - \bar{A}_1| + I \leq 0,2 \cdot 0,1 \text{ mSv}$$

$$|0,116 - 0,114| + 0,014 \leq 0,02 \text{ mSv}$$

$$\boxed{0,016} \leq 0,02 \text{ mSv}$$

4.2.2.9 Influência da luz de estimulação na leitura Hp(10) e Hp(0,07)

Foi verificada a influência da luz de estimulação durante a leitura dos dois elementos de BeO referentes as grandezas Hp(10) e Hp(0,07), existentes no *badge* BeOSL, no sistema OSLMeter3001. A Tabela 22 mostra as leituras médias, desvios padrão e os coeficientes de variação para cada leitura conforme a grandeza operacional em estudo.

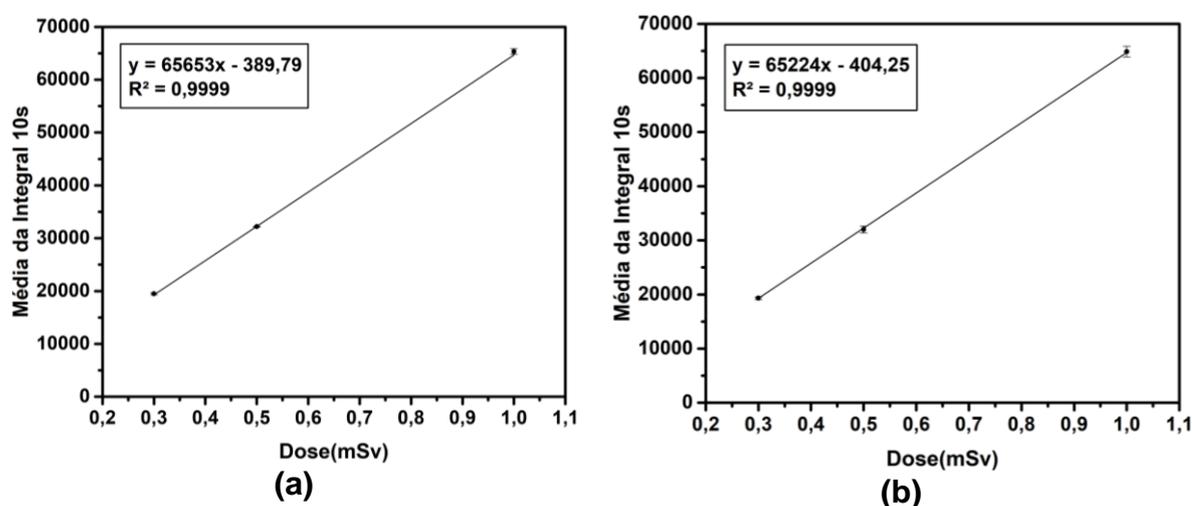
Tabela 22 - Leituras médias dos dosímetros em Hp(10) e Hp(0,07)

Dosímetro	Hp (0,07)			Hp (10)		
	0,3mSv	0,5mSv	1mSv	0,3mSv	0,5mSv	1mSv
26062	19422,61	32268,69	64773,03	19449,76	32719,51	63894,58
27122	19675,15	32148,08	66038,48	19521,29	31587,84	64174,59
28012	19570,36	32110,12	65054,98	19021,43	32375,73	65534,59
28301	19233,13	32270,78	65455,50	19241,37	31331,97	65907,01
Média	19475,31	32199,42	65330,50	19308,46	32003,76	64877,69
DP	191,83	82,67	548,80	225,21	651,91	991,95
CV (%)	0,98	0,26	0,84	1,17	2,04	1,53

Fonte: O Autor (2020).

A Figura 88 apresenta a resposta dos dois elementos de BeO referente às grandezas operacionais, avaliados de forma sequencial no leitor OSL, ou seja, primeiro o cristal de BeO Hp(10) e depois o BeO Hp(0,07).

Figura 88 – Curvas de calibração dos dosímetros (a) Hp(0,07) e (b) Hp(10)

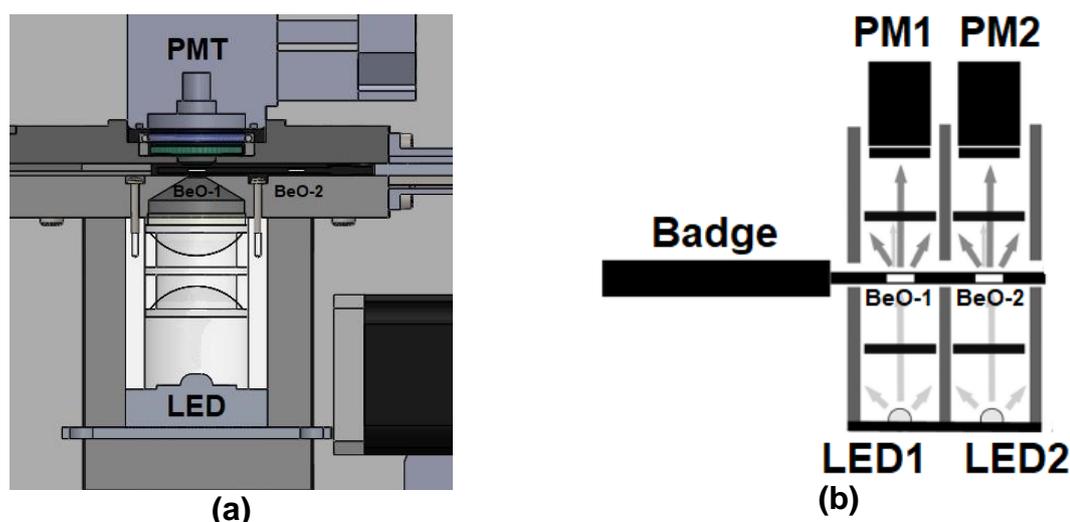


Fonte: O Autor (2020).

Os resultados demonstraram adequada linearidade da resposta com $R^2=0,9999$ em ambos os cristais de BeO Hp(10) e Hp(0,07), atestando que não havendo nenhuma interferência da luz de estimulação durante as medições.

A Figura 89a apresenta a geometria de estimulação e leitura dos cristais de BeO no OSLMeter3001 desenvolvido neste trabalho, e a Figura 89b mostra o sistema comercial BeOSL Reader da Dosimetrics.

Figura 89 – Geometria de estimulação e leitura: (a) OSLMeter3001 e (b) BeOSL Reader



Fonte: O Autor (2020).

Na Figura 89b, observa-se que o sistema comercial BeOSL Reader da Dosimetrics, é construído com duas fotomultiplicadoras, dois LEDs do sistema de estimulação, dois sistemas de aquisição e processamento de dados, tornando-o mais complexo e elevando seu custo de produção. Desta forma, o sistema OSLMeter3001 apresenta vantagens tais como: sistema mais simples (menos componentes), com câmara de leitura que permite as medidas dos dois cristais de BeO sem interferência da luz de estimulação e, portanto, menor custo de fabricação.

4.3 EXERCÍCIO DE PROFICIÊNCIA

Os resultados do exercício de proficiência para avaliação de desempenho em serviços de dosimetria e monitoração pessoal foram obtidos para o sistema OSLMeter3001. Os dosímetros utilizados neste estudo foram irradiados nas condições de referência no LMRI-DEN/UFPE, e depois avaliados às cegas.

A Tabela 23 mostra as qualidades ISO-N, energias da radiação e doses Hp(10) utilizadas neste estudo assim como os valores da resposta R , que é a razão entre o valor avaliado A e o valor de referência H_{ref} do LMRI-DEN/UFPE.

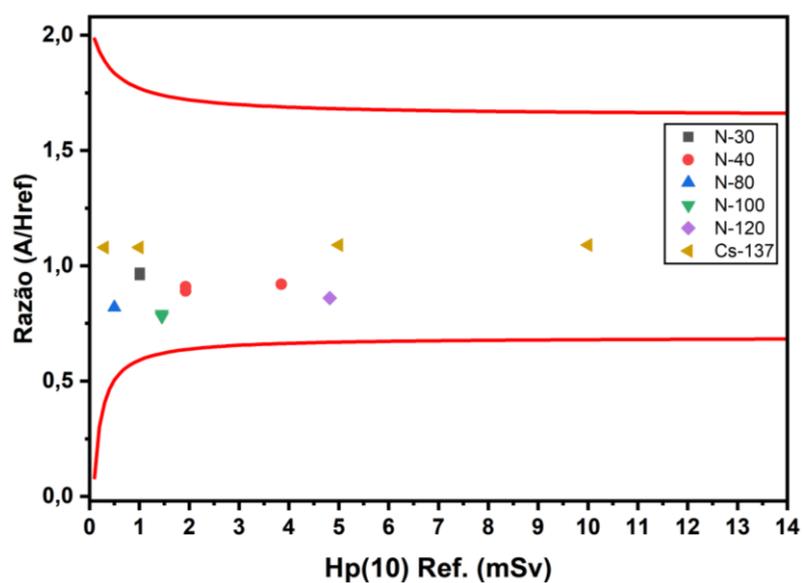
Tabela 23 - Valores da resposta R obtidos no sistema OSLMeter3001

Dosímetro	Qualidade Radiação	E (keV)	Ângulo X	H_{ref} Hp(10) mSv	A Hp(10) mSv	R (A/ H_{ref})
09697	LMRI- N30	24	0°	1,01	1,00	0,99
13770	LMRI- N30	24	0°	1,01	0,99	0,98
04671	LMRI- N40	33	0°	1,93	1,80	0,93
22720	LMRI- N40	33	0°	1,93	1,75	0,91
03691	LMRI- N40	33	30°	3,85	3,60	0,94
22899	LMRI- N80	65	15°	0,50	0,42	0,84
11194	LMRI- N100	83	0°	1,45	1,17	0,81
03708	LMRI- N100	83	0°	1,45	1,15	0,80
07838	LMRI- N120	100	45°	4,82	4,24	0,88
02234	Cs- 137	662	0°	0,30	0,33	1,10
25935	Cs- 137	662	0°	0,30	0,33	1,10
13774	Cs- 137	662	30°	1,00	1,10	1,10
08528	Cs- 137	662	0°	5,00	5,56	1,11
25216	Cs- 137	662	0°	5,00	5,53	1,11
05327	Cs- 137	662	45°	10,00	11,06	1,11

Fonte: O Autor (2020).

A Figura 90 apresenta os valores R avaliados para os dosímetros de BeO nas qualidades ISO-N e na energia do Cs-137. A linha em vermelho representa os limites inferior e superior, especificados pelo Critério de Aceitação (CA) da curva trombeta de acordo com a norma ISO 14146:2018.

Figura 90 - Valores R avaliados e os limites da curva trombeta



Fonte: O Autor (2020).

Os resultados demonstram que todas as leituras estão dentro dos limites de aceitação da curva trombeta estabelecidos e permitidos pela ICRP. Portanto, o sistema OSLMeter3001 desenvolvido apresenta leituras adequadas para uso em serviços de monitoração individual.

5 CONCLUSÃO

O sistema OSLMeter3001 desenvolvido com dosímetros de BeO é adequado para aplicação em serviços de monitoração individual e atende aos requisitos de conformidade da norma CASEC/IRD:2014 da CNEN.

A avaliação experimental conforme a norma mostrou que a dependência energética dos dosímetros irradiados nas qualidades de radioproteção ISO-N e no Cs-137, estava dentro do intervalo de aceitação de 30%. A dependência angular dos dosímetros irradiados com dose de 1mSv, na qualidade N80, em diferentes ângulos de incidência, apresentou resultados dentro do intervalo de aceitação de 15%.

Em relação ao leitor OSL, a reprodutibilidade da luz de referência teve coeficiente de variação menor ou igual a 1% nas dez medidas consecutivas realizadas no controle diário. As leituras dos dosímetros de referência avaliados no período de seis meses tiveram variações menores que 3,72%. O estudo da reprodutibilidade do leitor OSL com dosímetros irradiados com dose de 1mSv, em termos de Hp(10), apresentou variações menores que 4% em todas as medidas. O efeito das condições climáticas e da luz ambiente sobre o leitor OSL em termos de ruído e resposta OSL foram menores que 0,02 mSv. O limite inferior de detecção encontrado é de 0,003 mSv menor que 0,1 mSv (dose mínima). A linearidade da resposta com a dose no intervalo de 0,08 a 2000 mSv demonstrou adequada correlação linear com $R^2 = 0,9992$ e dentro do intervalo de aceitação menor que 10%. Além disso, o sistema mecânico do leitor OSL possui uma câmara de leitura que permite medidas dos dois cristais de BeO Hp(10) e Hp(0,07) com menos componentes que os sistemas comerciais.

Os resultados do exercício de proficiência para avaliação de desempenho em serviços monitoração individual externa para o sistema OSLMeter3001, mostraram que as leituras estão dentro dos limites de aceitação da curva trombeta estabelecidos pela organização da ICRP.

Com base nos resultados encontrados neste trabalho, pode-se concluir que houve absorção de tecnologia altamente especializada para o Brasil. Desta forma, foi adquirido o domínio desta tecnologia e instrumentação tanto no aspecto de *hardware* como de *software*, tornando possível a realização de modificações e adaptações no equipamento de modo que se possam realizar estudos não convencionais na área de materiais dosimétricos.

Além disso, o sistema OSLMeter3001 foi construído com componentes nacionais com exceção apenas da fotomultiplicadora. Outra vantagem, é a sua unidade de estimulação óptica que foi construída com geometria por transmissão onde a fotomultiplicadora ficou mais próxima da amostra, permitindo leituras de doses mínimas inferiores a 0,1mSv.

De modo geral, o sistema OSLMeter3001 está adequado para atender as necessidades do grupo GDOIN-DEN/UFPE, o qual desenvolve novos dosímetros pessoais e precisa deste tipo de equipamento. Ademais, pode contribuir nas atividades do Laboratório de Proteção Radiológica (LPR-DEN/UFPE) que realiza o serviço de monitoração individual para diversos trabalhadores de indústrias e da área médica, assim como em outras instituições que realizam pesquisas em dosimetria das radiações ionizantes e serviços de monitoração em todo o país.

REFERÊNCIAS

AKSELROD, M. S.; LARSEN, N. A.; WHITLEY, V. H.; MCKEEVER, S. W. S. Thermal quenching of F-center luminescence in $Al_2O_3:C$. **Appl. Phys.** 84, 3364-3373, 1999.

ALAN, L. **Proteção Radiológica aula-02**, DOCPLAYER. Disponível em <<http://docplayer.com.br/61739598-Protecao-radiologica-prof-alan-law-aula-02.html>>. Acesso em 06 de fev. 2018.

ALBRECHT, H. O.; MANDEVILLE C. E. Storage of Energy in Beryllium Oxide. **Phys. Rev.** 101, 1250 – Published 15 February 1956.

ARDUINO. **HomePage Arduino Products/Arduino**. Disponível em <<https://www.arduino.cc/en/Main/Products>> . Acesso em 06 de nov. 2017.

ATTIX, Frank Herbert. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. John Wiley & Sons, 2004.

BAKSHI, A.K. SRIVASTAVA, K., VARADHARAJAN, G., PRADHAN, A.S. e KHER, R.K. **Development of an Algorithm for TLD Badge System for Dosimetry in the Field of X and Gamma Radiation in Terms of HP(10)**. Radiological Physics and Advisory Division, Bhabha Atomic Research Centre, Mumbai 400 085, India, 2006.

BHATT, B.C., SRIVASTAVA, J. K., SANAYE, S. S., SHINDE, S. S., PATILL, A. S., SUPE, S. J. Personal Dosemeter Intercomparisons as Indices of Performance – A Quality Assurance Procedure. **Radiation Protection Dosimetry**, v.54, p.343-347, 1994.

BÖHM, J., LEBEDEV, V. N., MCDONALD, J. C. Performance Testing of Dosimetry Services and its Regulatory Aspects. **Radiation Protection Dosimetry**, v.54, p.311-319, 1994.

BOTTER-JENSEN, L.; MCKEEVER, S.W.; WINTLE, A. G. **Optically Stimulated Luminescence Dosimetry**. Elsevier: 2003.

BOTTER-JENSEN, L., JUNGNER, H., & MEJDAH, V. (1993). Recent developments in OSL techniques for dating quartz and feldspars. **Radiation Protection Dosimetry**, 47, 643-648.

BOTTER-JENSEN, L.; MEJDAHL, V; MURRAY, A.S. **New light on OSL**. Quaternary Geochronology, v.18, p.303-309, 1999.

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

BULUR E; GÖKSU Y (1998). OSL from BeO ceramics: new observations from an old material. **Radiation Measurements**. 29: 639-650.

BULUR, E. A simple transformation for converting CW-OSL curves to LM-OSL curves. **Radiation Measurements**, v. 32, n. 2, p. 141-145, 2000.

CAMERON, J. R.; SUNTHARALINGAM, N.; KENNEY, G. N. **Thermoluminescent dosimetry**. Madison: University of Wisconsin Press, 1968.

CNEN – IRD – RT Nº 002 – COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR – Instituto de Radioproteção e Dosimetria. Desempenho de Sistemas de Monitoração Individual - Critérios e Condições". Rio de Janeiro, 1995.

CNEN - COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação. **NN 3.01 – Diretrizes básicas de proteção radiológica**. Brasília: D.O.U. de janeiro de 2005.

CNEN NN – 3.01 – COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR, **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**, 2011.

RICHTER, D. RICHTER, A. DORNICH, K. Lexsyg Smart - A Luminescence Detection System for Dosimetry, Material Research and Dating Application. **Geochronometria**, p.202–209, 2015.

DOSIMETRICS. **HomePage DOSImetrics Products and Services**. Disponível em <<http://www.dosimetrics.de/productsservices/>>. Acesso em 08 de jan. 2018.

EDMUND OPTICS **HomePage EDMUND OPTICS Products and optical filters**. Disponível em: <<https://www.edmundoptics.com/c/optical-filters/610/>>. Acesso em 13 de maio 2019.

FURETTA, C. **Handbook of thermoluminescence**. New Jersey: World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., 2003.

GRIBKOVSKII, V.P., **Luminescence of Solids**. D.R. VIJ. Edit. Plenum Press, New York, 1998.

GROPPO, D.P. **Caracterização dosimétrica de amostras de BeO em feixes de radiação alfa, beta, e X por técnicas de luminescência**. Dissertação (de mestrado em ciências na área de tecnologia nuclear), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. Universidade de São Paulo, 2013.

HAMAMATSU. **Datasheet do tubo fotomultiplicador H7421-40**. Disponível em: <<http://www.hamamatsu.com/us/en/H7421-40.html>> Acesso em: 08 nov. 2017.

HARSHAW, THERMO FISHER SCIENTIFIC. **Model 3500 Manual TLD Reader With WinREMSTM**. Operator's Manual 2010.

JAHN, A., SOMMER, M., ULLRICH, W., WICKERT, M., & HENNIGER, J. The BeOmax system Dosimetry using OSL of BeO for several applications, **Radiation Measurements**, Volume 56, 2013, Pages 324-327.

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

HUNTLEY, D. J.; GODFREY-SMITH, D. I.; HASKELL, E. H. Light-induced emission spectra from some quartz and feldspars. **Radiation Measurements**, v. 18, p. 127-131, 1991.

IEC. International Electrotechnical Commission. **Radiation protection instrumentation – Passive integrating dosimetry systems for personal and environmental monitoring of photon and beta radiation**. IEC 62387, 2012.

ISO. International Organization for Standardization X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy. ISO 4037 – 1, 1996.

ISO. International Organization for Standardization. X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy. ISO 4037 – 3, 1999.

IZEWSKA, J., RAJAN, G. (2005). Radiation Monitoring Instruments. In E. B. Podgorsak (Ed.), *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students* (pp. 101-121). Austria: International Atomic Energy Agency.

KORTOV, V. S.; MILMAN, I. I.; MONAKHOV, A. V.; SLESAREV, A.I.; KIJKO, V. S. New BeO ceramics for TL ESR dosimetry. **Radiat. Prot. Dosim.** 47, 263-270, 1993.

LEXSYG SMART. Manual do sistema TL/OSL reader. Disponível em: <<https://www.lexsyg.com/tlosl-reader/lexsyg-smart.html>>. Acesso em 30 de Nov. 2019.

LIP. Laboratório de Instrumentação e Física Experimental de Partículas. **Partículas e Tecnologia**. Disponível em <<https://www.lip.pt/>>. Acesso em 23 de jan. 2019.

LUCAS, A. C., **The determination of the dose algorithm in TL dosimetry – Personnel Thermoluminescence Dosimetry**. European Commission. 277p. 1995.

MARABA, D. **Design and Implementation of an Open-Source Optically Stimulated Luminescence Measurement System**. M.S. - Master of Science in Physics Department, Middle East Technical University, July 2017.

MARKEY, B. G.; COLYOTT, L. E.; MCKEEVER, S. W. S. Time-resolved optically stimulated luminescence from -Al₂O₃:C. **Radiation Measurements**, v. 24, p. 457-463, 1995.

MCKEEVER, S. W. S. Thermoluminescence of solids. **Cambridge University Press**, Cambridge, 1985.

MCKEEVER, S.W.S. Optically stimulated luminescence dosimetry. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms**, v. 184, n. 1, p. 29-54, 2001.

MCKEEVER, S. W. S.; AKSELROD, M. S.; MARKEY, B. G. Pulsed optically stimulated luminescence dosimetry using α -Al₂O₃:C. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 65, p. 267-272, 1996.

MCKEEVER, S. W. S.; MOSCOVITCH, M. TOWNSED, P. D., **Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses**. Nuclear technology Publishing Ashford. 1995.

MOORE, J. J.; FENG, H. J. Combustion synthesis of advanced materials: Part I, Reaction parameters. **Progress in Materials Science**, v. 39, p. 243-73, 1995.

SOMMER, M., HENNIGER, J. Beryllium oxide as optically stimulated luminescence dosimeter. Volume 43, Issues 2–6, February–June 2008, Pages 353-356.

SOMMER, M., HENNIGER, J., 2006. Investigation of a BeO-based optically stimulated luminescence dosimeter. *Radiat. Prot. Dosim.* 119, 394e397.

SCARPA, G.; BENINCASA, G.; CERAVOLO, L. Further studies on the dosimetric use of BeO as a thermoluminescent material. **Proc. 3rd. Int. Conf. on Luminescence Dosimetry**. RISØ, Denmark, 427-434, 1971.

NAIL, I.; HOROWITZ, Y.S.; OSTER, L.; BIDERMAN, S. **The unified interaction model applied to LiF:Mg,Ti (TLD-100): properties of the luminescent and competitive centers during sensitisation**. *Radiation Protection Dosimetry*, v.102, n.4, p.295-304, 2002.

OLIVEIRA, E.L.B. **Avaliação do dosímetro rados para monitoração individual de extremidade em Hp(0,07)**. Dissertação (de mestrado em tecnologias energéticas e nucleares), Departamento de Energia Nuclear. Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2017.

Olympus America. **Olympus Scientific Solutions Americas Corp (US)**. Disponível em <<https://www.olympus-lifescience.com/en/microscope-resource/>> . Acesso em 08 de fev. 2018.

PROTEON. Datasheet de filtros ópticos. Disponível em: <<http://www.proteon.com.br/produtos.html>>. Acesso em 3 de Ago. 2019.

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

RISØ NATIONAL LABORATORY. Manual do sistema leitor RISØ TL/OSL-DA-20. Disponível em: <www.risoe.dk>. Acesso em 22 jun. 2013.

SANTANA, S.T. **Desenvolvimento de um equipamento para dosimetria por luminescência oticamente estimulada (LOE)**. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Depto. de Energia Nuclear. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2006.

SILVA, P. S. S. **Estudo da resposta de cristais de quartzo natural para dosimetria termoluminescente**. Dissertação (de mestrado em tecnologias energéticas e nucleares), Departamento de Energia Nuclear. Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2005.

SILVA, J. G. G. S. **Dosimetria por luminescência opticamente estimulada**. Dissertação (de mestrado em tecnologias energéticas e nucleares), Departamento de Energia Nuclear. Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2016.

SOMMER M; HENNINGER J (2006). Investigation of a BeO-based optically stimulation luminescence dosimeter. *Radiation Protection Dosimetry* 119: 394-397.

SOMMER M; FREUDENBERG R; HENNINGER J (2007). New aspects of a BeO-based optically stimulation luminescence dosimeter. *Radiation Measurements* 42: 617-620.

SOMMER M; JAHN A; HENNINGER J (2008). Beryllium oxide as optically stimulation luminescence dosimeter. *Radiation Measurements* 43: 353-356.

SULLASI, H. S.; ANDRADE, M. B.; AYTA, W. E. F.; FRADE, M.; SASTRY, M. D.; WATANABE, S. Irradiation for dating Brazilian fish fossil by thermoluminescence and EPR technique. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B**, v. 213, p. 756-760, 2004.

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

VIM 2012, Vocabulário Internacional de Metrologia: Conceitos fundamentais e gerais e termos associados. Duque de Caxias, RJ: **INMETRO**, 2012. 94 p.

YAMASHITA, Y.; YASUNO, Y.; IKEDO, M. Beryllium oxide doped with lithium or sodium for thermoluminescence dosimetry. **Health Phys.** 27, 201- 206, 1974.

YUKIHARA, E.G.; MCKEEVER, S.W. **Optically stimulated luminescence – fundamentals and applications**. Oklahoma: A John Wiley and Sons, Ltd., Publication, 2011.

YUKIHARA, E.G, MCKEEVER, S.W., AKSELROD M. State of art: Optically stimulated luminescence dosimetry – Frontiers of future research. **Radiation Measurements**, 71, 15-24, 2014.

YUKIHARA, E.G, ANDRADE, A.B, ELLER, S. BeO optically stimulated luminescence dosimetry using automated research readers. **Radiation Measurements**, vol. 94 pp. 27-34, 2016.

APÊNDICE A - COMPARAÇÃO DE RESULTADOS COM SISTEMAS COMERCIAIS

Os resultados dos testes de conformidade do sistema OSLMeter3001 quanto aos requisitos estabelecidos pelo Regulamento Técnico do CASEC RT002.02 foram comparados aos do sistema comercial BeOSL Reader da Dosimetrics Model 213, Série R150402013, Pat. UFPE 2016005705, LE-004, *Dosimetrics GmbH*, com leitura opticamente estimulada (OSL), pertencente ao Laboratório de Proteção Radiológica (LPR- DEN/UFPE) da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE). O Quadro 1 apresenta uma análise geral resumida dos resultados obtidos nos testes de conformidade de ambos os sistemas OSL.

Quadro 1 – Análise geral dos testes do leitor OSL e de desempenho segundo os requisitos da norma do CASEC/IRD:2014

Seção	Teste	Critério de aceitação	Este trabalho OSLMeter 3001	Status	Comercial BeOSL Reader	Status
3.2.2.1	Reprodutibilidade da luz de referência	$CV = \frac{s}{\bar{x}} \leq 0,01$	0,01	Ap	Não possui	Rep
3.2.2.2	Leitura de dosímetros de referência	$CV\% = \frac{s}{\bar{x}} \cdot 100 \leq 5\%$	3,72%	Ap	3,26%	Ap
3.2.2.3a	Reprodutibilidade do leitor OSL (entre dosímetros)	$\frac{S_i + I_i}{\sum_{i=1}^n \bar{A}_i} \leq 0,075$	0,041	Ap	0,027	Ap
3.2.2.3b	Reprodutibilidade do leitor OSL (mesmo dosímetro)	$\frac{S_j + I_j}{\bar{A}_j} \leq 0,075$	0,040	Ap	0,023	Ap
3.2.2.4	Linearidade da resposta com a dose	$0,90 \leq \frac{\bar{A}_i \pm I_i}{C_i} \leq 1,10$	$A_1/C_1 = 0,988$ $A_2/C_2 = 0,988$ $A_3/C_3 = 1,003$ $A_4/C_4 = 0,997$ $A_5/C_5 = 0,941$	Ap	$A_1/C_1 = 0,925$ $A_2/C_2 = 0,937$ $A_3/C_3 = 0,930$ $A_4/C_4 = 0,930$ $A_5/C_5 = 0,938$	Ap
3.2.2.5	Limite inferior de detecção	$t_n \cdot s_{\bar{A}} \leq 0,1 \text{ mSv}$	0,0030	Ap	0,0028	Ap
3.2.2.7a	Efeito das condições climáticas sobre o ruído de fundo	$ \bar{A}_1 - \bar{A}_1 + I \leq 0,2 \cdot 0,1 \text{ mSv}$	$A_2 - A_1 = 0,0005$ $A_3 - A_1 = 0,0003$	Ap	Não permite leitura sem um dosímetro	Rep
3.2.2.7b	Efeito das condições climáticas sobre a leitura OSL	$0,90 \leq \frac{\bar{A}_i}{\bar{A}_1} \pm I_i \leq 1,10$	$A_2/A_1 = 0,95$ $A_3/A_1 = 0,99$	Ap	$A_2/A_1 = 0,96$ $A_3/A_1 = 0,99$	Ap
3.2.2.8	Efeito da luz ambiente sobre o leitor OSL	$ \bar{A}_2 - \bar{A}_1 + I \leq 0,2 \cdot 0,1 \text{ mSv}$	$A_2 - A_1 = 0,016$	Ap	$A_2 - A_1 = 0,012$	Ap

Fonte: O Autor (2020).

Os resultados demonstraram que as medidas realizadas no sistema OSLMeter3001 são semelhantes aos do sistema comercial BeOSL Reader da Dosimetrics. Além disso, o sistema OSLMeter3001 possui outros recursos como o Autoteste, que realiza a leitura da luz de referência, ruído eletrônico, alimentação da fotomultiplicadora e corrente do LED de estimulação importantes no controle diário.

APÊNDICE B - AVALIAÇÃO DO TEMPO DE ZERAMENTO DOS DOSÍMETROS

Os dosímetros após avaliação no sistema OSLMeter3001, foram colocados no módulo de zeramento óptico externo, com intensidade luminosa correspondente a densidade de potência igual a 150,11mW/cm². Em seguida, diferentes tempos de iluminação foram selecionados e registrados por um cronômetro digital em função da dose de radiação absorvida no intervalo de 0,1 a 2000 mSv em Hp(10). O Quadro 1 apresenta as leituras médias da linha de base (LB) antes e depois da irradiação, e o tempo de iluminação utilizado no zeramento dos dosímetros.

Quadro 1 – Leitura média da linha de base e tempo de zeramento dos dosímetros

Hp(10) mSv	Média LB Pré-irradiação	Média LB Após irradiação	Tempo de zeramento(s)
0,1	320,90	330,91	2
0,5	282,20	291,82	5
1,0	330,91	320,90	9
5,0	291,80	294,31	35
8,0	299,60	286,20	44
10	294,32	287,71	50
100	321,71	424,59	1200
500	380,33	777,18	3000
1000	290,86	607,47	5400
2000	304,97	586,06	7200

Fonte: O Autor (2020).

Os resultados demonstraram que o módulo de zeramento óptico externo está adequado, pois permite o apagamento dos dosímetros irradiados até 100mSv sem deixar residual de dose, visto que a linha de base é próxima após irradiação. Para doses acima de 100mSv observa-se que há alteração na sua linha de base quase duas vezes maior. Dependendo da dose acumulada, a linha de base do BeO pode se elevar para valores que inviabilize sua reutilização.

Yukihara et. al (2016) mostrou que o tratamento térmico dos dosímetros de BeO, restaura às suas condições iniciais existentes antes da irradiação; a finalidade é que os elétrons armadilhados que restaram após a leitura OSL retornem ao estado fundamental, removendo todo o sinal, para sua posterior reutilização. No entanto, neste trabalho não foi possível realizar tratamento térmico, pois os cristais de BeO estão fixo no *badge* BeOSL.