



INTERCOMPARAÇÃO DE DOIS SISTEMAS DE MONITORAÇÃO DE ÁREA EM UM SERVIÇO DE RADIOFARMÁCIA

VANDERLEI BRUNO JUNIOR

Projeto de Graduação apresentado ao Curso de Engenharia Nuclear da Escola Politécnica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Engenheiro.

Orientador: Delson Braz

Co-orientador: Rodolfo de Oliveira Rosa

Rio de Janeiro

Março 2020

INTERCOMPARAÇÃO DE DOIS SISTEMAS DE MONITORAÇÃO DE ÁREA EM
UM SERVIÇO DE RADIOFARMÁCIA

VANDERLEI BRUNO JUNIOR

PROJETO DE GRADUAÇÃO SUBMETIDO AO CORPO DOCENTE DO
CURSO DE ENGENHARIA NUCLEAR DA ESCOLA POLITÉCNICA
DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE
ENGENHEIRO NUCLEAR.

Examinado por:

Prof. Delson Braz (UFRJ), D. Sc.

Prof. Rodolfo de Oliveira Rosa (IEN), D. Sc.

Prof. Ademir Xavier da Silva (UFRJ), D. Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MARÇO DE 2020

Junior, Vanderlei Bruno

INTERCOMPARAÇÃO DE DOIS SISTEMAS DE MONITORAÇÃO DE ÁREA EM UM SERVIÇO DE RADIOFARMÁCIA / Vanderlei Bruno Junior. – Rio de Janeiro: UFRJ/ESCOLA POLITÉCNICA, 2020.

Orientadores: Delson Braz

Projeto de Graduação – UFRJ/POLI/Programa de Engenharia Nuclear, 2020.

Referência Bibliográfica:

1. Dosimetria termoluminescente. 2. Radioproteção. 3. Radiofármaco.

Dedico esse trabalho,

A Irene Salvioni Monzani, pelo exemplo de coragem e simplicidade em suas metas, e que com muito carinho junto com minha mãe me ensinou o caminho do bem e a nunca desistir de lutar pelos meus sonhos.

A condição é simples, resiste ou corre, desiste ou morre, persiste ou admite que não pode. Arrisque sabendo que o medo de vencer existe, a vida é um jogo e quem vive para não perder, não vive, perde tempo. Sempre faça a coisa certa. – Zudizilla

Agradecimentos

Gostaria de agradecer e dedicar esse trabalho de conclusão de curso primeiramente a Deus, pela minha vida e por me ajudar a superar todos os obstáculos encontrados, me dando força e coragem ao longo do curso, e às seguintes pessoas:

A minha mãe, Maria Luiza Monzani, que sempre foi minha principal professora e incentivadora nesse ciclo que se encerra.

Aos meus queridos avós em memória de Irene Salvioni Monzani – e Hélio Monzani por acreditar e lutar por minha formação profissional. Obrigado por tudo! Saudades eternas!

A minha namorada, Carolina Miziara, por toda paciência, compreensão, carinho e amor, e por compartilhar comigo os momentos de tristezas e alegrias.

Aos meus queridos tios, pelos incentivos e dedicação que sempre teve por mim.

Aos meus colegas de curso, que me apoiaram e que sempre estiveram ao meu lado durante esta longa caminhada.

Ao meu professor orientador Delson Braz, que durante os últimos meses me acompanhou, dando todo auxílio necessário para a elaboração do projeto.

Ao Instituto de Engenharia Nuclear (IEN), em especial meu orientador Rodolfo Rosa pelo empenho e dedicação ao meu projeto de pesquisa.

Aos professores do curso que através de seus ensinamentos permitiram que hoje eu pudesse estar encerrando esse ciclo.

A instituição, seus funcionários, e a todos que contribuíram direta ou indiretamente para a minha formação. Muito obrigado.

Ao CNPq, pelo apoio financeiro.

Resumo do projeto de graduação apresentado à ESCOLA POLITÉCNICA/UFRJ como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Engenheiro Nuclear.

INTERCOMPARAÇÃO DE DOIS SISTEMAS DE MONITORAÇÃO DE ÁREA EM UM SERVIÇO DE RADIOFARMÁCIA

Vanderlei Bruno Junior

Março/2020

Orientador: Delson Braz / Rodolfo de Oliveira Rosa

Curso: Engenharia Nuclear

O serviço de radiofarmácia do Instituto de Engenharia Nuclear (IEN) utiliza para monitorar o ambiente, uma unidade de monitoramento chamada de ENVIRO. Tal unidade foi instalada no início de 2018 e desde então vem sendo utilizada juntamente com o levantamento radiométrico como uma das únicas ferramentas para este fim. Ainda não foi realizada nenhuma verificação da eficácia dos monitores de radiação deste sistema, quanto a suas propriedades e determinação para variáveis níveis de taxa de dose, níveis estes aos quais os profissionais envolvidos no processo de produção de radiofármacos são submetidos. Neste contexto, utilizaremos a dosimetria termoluminescente como instrumento de comparação, visando o conhecimento das propriedades intrínsecas do sistema ENVIRO utilizado para medidas de proteção radiológica nos ambientes do serviço de radiofarmácia. Esse projeto vem complementar uma correta determinação da taxa de dose em um serviço de produção de radiofármacos para uma perfeita classificação das áreas, segundo a norma CNEN-NN-3.01 da Comissão Nacional de Energia Nuclear, possibilitando ao Supervisor de Radioproteção da instalação uma otimização do plano de Proteção Radiológica da mesma. O projeto terá como base a realização de um exercício de intercomparação e será um complemento às práticas de proteção radiológica realizada pela equipe especializada neste assunto.

Palavras chaves: 1. Dosimetria Termoluminescente. 2. Radioproteção. 3. Radiofármaco.

Abstract of Undergraduate Project presented to POLI/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Nuclear Engineer.

INTERCOMPARAÇÃO DE DOIS SISTEMAS DE MONITORAÇÃO DE ÁREA EM UM SERVIÇO DE RADIOFARMÁCIA

Vanderlei Bruno Junior

Março/2020

Advisors: Delson Braz / Rodolfo de Oliveira Rosa

Course: Nuclear Engineer

The radiopharmacy service of the Nuclear Engineering Institute (IEN) uses an ENVIRO call monitoring unit to monitor the environment. This unit was installed in early 2018 and has since been used in conjunction with radiometric surveys as one of the only tools for this purpose. No verification has yet been carried out of the effectiveness of radiation monitors in this system, as to their properties and determination for varying dose rate levels, levels to which the professionals involved in the production process of radiopharmaceuticals are submitted. In this context, we will use thermoluminescent dosimetry as a comparison tool, aiming at understanding the intrinsic properties of the ENVIRO system used for radiological protection measures in the radiopharmacy service environments. This project complements a correct determination of the dose rate in a radiopharmaceutical production service for a perfect classification of the areas, according to the CNEN-NN-3.01 standard of the National Nuclear Energy Commission, allowing the installation's Radioprotection Supervisor to optimize the installation's Radiological Protection plan. The project will be based on an intercomparison exercise and will be a complement to the radiation protection practices carried out by the team specialized in this subject.

Key words: 1. Thermoluminescent dosimetry. 2. Radioprotection. 3. Radiopharmaceutical.

Sumário

1. INTRODUÇÃO.....	14
1.1 Justificativa.....	14
1.2 Objetivo.....	15
1.3 Estrutura.....	16
2 REFERENCIAL TEÓRICO	17
2.1 Dosimetria Termoluminescente	17
2.2 Dosímetros	17
2.3 Modelo de Armadilha	18
2.4 Características de materiais dosimétricos	19
2.4.1 Fluoreto de Lítio.....	20
2.4.2 Homogeneidade	20
2.4.3 Reprodutibilidade.....	20
2.4.4 Linearidade.....	20
2.4.5 Dependência energética	21
2.4.6 Dependência angular	21
2.4.7 Estabilidade.....	21
2.4.8 Sensibilidade à luz	22
2.4.9 Sinal residual.....	22
2.5 Aplicações	22
2.5.1 Dosimetria Pessoal	22
2.5.2 Dosimetria Ambiental	22
2.6 Grandezas Radiológicas.....	23
2.7 Radiofármacos IEN	28
3 MATERIAIS E MÉTODOS	30
3.1 Localização	30
3.2 Planta IEN	31
3.3 Planta baixa do prédio do ciclotron e pontos de localização dos dosímetros	32
3.4 Fluoreto de lítio dopado com magnésio	33
3.5. Seleção dos dosímetros.....	34
3.6 Recipientes dosimétricos.....	37
3.7. Tratamento térmico	38

3.8. Cíclotron	39
3.9. Sistema ENVIRO	41
3.9.1 ENVIRO-RAD (ENV-RAD)	41
3.9.2 Composição do dispositivo ENVIRO-RAD.....	42
3.9.2.1 Remotização acústica e luminosa dos alarmes ENV-LT.....	43
3.9.2.2 ENV-GM1 EXT	44
3.9.3 Contador Geiger – Müller	44
3.9.4 Sinais luminosos para condições ambientais.....	45
3.10 Metodologia.....	47
4 RESULTADOS E CONCLUSÕES.....	50
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	51

Lista de Figuras

Figura 1. Diagrama esquemático de excitação e estimulação térmica em um fósforo TL.....	19
Figura 2. Mapa de localização do Instituto de Engenharia Nuclear (IEN), no campus da cidade universitária	30
Figura 3. Mapa aéreo das instalações do IEN com pontos de medição de TLDs indicado por números de 26 a 33	31
Figura 4. Fachada ciclotron RDS-111 e radiofármacos do IEN-CNEN/RJ. Fonte: Arquivo pessoal.....	31
Figura 5. Plano local de emergência dos Ciclotrons	32
Figura 6. Pontos de amostragem dos dosímetros.....	32
Figura 7. 15 dosímetros selecionados para o experimento. Fonte: Arquivo pessoal.....	33
Figura 8. Pinça a vácuo. Fonte: Arquivo pessoal.	33
Figura 9. Leitora Harshaw 5500. Fonte: Arquivo pessoal.....	35
Figura 10. Leitora Harshaw e o sistema TDLSHell instalado ao microcomputador. Fonte: Arquivo pessoal.	35
Figura 11. Dosímetro c23 e seu espectro de fótons da leitura do TLD 100H. Fonte: Arquivo pessoal.....	36
Figura 12. Ilustração dos recipientes onde os dosímetros estão colocados.....	37
Figura 13. Portador dosímetros. Fonte: Arquivo pessoal.	37
Figura 14. Desenho esquemático do ciclotron CV-28 do IEN/CNEN-RJ	41
Figura 15. Sistema ENVIRO.....	42
Figura 16. Monitor com tela sensível ao toque	42
Figura 17. Painel de Controle Led	43
Figura 18. Sistema de alarme ENV-LT acoplado ao sistema ENVIRO.....	43
Figura 19. Sistema de alarme ENV-GM1 EXT acoplado ao sistema ENVIRO.....	44
Figura 20. Esquema de um detector Geiger-Muller.....	45
Figura 21. : tela principal com os parâmetros de acordo com a segurança.....	45
Figura 22. Tela principal com os parâmetros acima do limite pré estabelecido pelo pré alarme	46
Figura 23. Tela principal com os parâmetros acima do limite do alarme	46
Figura 24. Armação para o encaixe do dosímetro junto ao monitor de área. Fonte: Arquivo pessoal.....	47
Figura 25. Dosímetro junto ao monitor de área ENVIRO. Arquivo pessoal.....	47
Figura 26. Conjunto de monitores do prédio de produção de radiofármacos do IEN. Fonte: Arquivo pessoal.	48

Lista de Tabelas

Tabela 1. <i>Fatores de Ponderação de Órgão ou Tecido, WT</i>	28
Tabela 2. <i>Características do LiF: Mg,Cu,P (Fonte: Bicron-NE, 1998)</i>	34
Tabela 3. <i>Distribuição dos detectores nos dosímetros</i>	38
Tabela 4. <i>Partículas produzidas pelo Cíclotron CV-28 do IEN-CNEN/RJ</i>	39
Tabela 5. <i>Pontos de amostragem e os resultados encontrados em cada método de medida</i>	50

Lista de abreviaturas

IEN – Instituto de Engenharia Nuclear

CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear

TL - Termoluminescente

TLD – Dosimetria Termoluminescente

AIEA – Agência Internacional de Energia Atômica

ICRP – Comissão Internacional de Proteção Radiológica

PMA – Programa de Monitoração Ambiental

CAPÍTULO 1

1. Introdução

Na contemporaneidade, a maior parte da produção de radiofármacos para tratamentos radioterápicos é realizada através de irradiações com feixes de fótons de alta energia, onde esses feixes se originam de fontes radioativas ou são gerados por aceleradores lineares de elétrons (cíclotrons). Para a medição dessas doses dosimétricas, umas das técnicas mais utilizadas é a termoluminescência (TL), onde utilizamos dosímetros termoluminescentes (TLDs), na qual é necessário conhecer suas características dosimétricas.

A necessidade de monitoração radiológica ambiental refere-se ao requisito da Norma CNEN-NN-3.01 “Diretrizes Básicas de Proteção radiológica”, onde são realizadas medições no campo da radiação com o objetivo de caracterizar, avaliar ou controlar a exposição do indivíduo do público. Um programa de monitoração ocupacional é formado a fim de compreender os riscos de trabalhar com radiações ionizantes, a partir de conceitos de proteção radiológica, e conscientizar quanto ao uso correto de monitores de dose.

O Instituto de Engenharia Nuclear (IEN), localizado no campus da Universidade Federal do Rio de Janeiro (campus cidade universitária), possui dois ciclotrons, o Cíclotron CV-28 e o Cíclotron RDS 111 e, seguindo os requisitos de segurança e proteção radiológica em suas instalações, possui monitores de área integrados a um sistema chamado ENVIRO, onde são medidos os níveis de radiação ao redor da fonte.

1.1 Justificativa

A AIEA (Agência Internacional de Energia Atômica), criada em 1957, estabelece recomendações e normas de segurança para a proteção da saúde e minimização de perigo para a vida e propriedade, além de prever a aplicação destas normas. Seguindo esse caminho a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), organismo não governamental independente criado em 1928, divulga as suas recomendações que envolvem aspectos relacionados à proteção radiológica e aos riscos associados às radiações ionizantes sob a forma de relatórios, denominados Publicações ICRP (ICRP, 2007; LAW, 2012; DA SILVA *et al*). Estas recomendações tratam das radiações ionizantes, à proteção do homem e ao meio ambiente, servindo de orientação de caráter prático ao conhecimento de radiobiologia e radioproteção (PEREIRA & KELECON,

2011) para agências reguladoras, grupos de gerenciamento e profissionais da área de radioproteção.

No Brasil, as Normas Básicas de Proteção Radiológica (NBPR) foram aprovadas pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) em 1973 adotando os Princípios de Proteção Radiológica e os limites de dose seguindo as recomendações da pela ICRP. No início do ano de 2005, a CNEN aprovou a Norma CNEN-NN-3.01, sob o título Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica, juntamente com as Posições Regulatórias, em substituição a Norma CNEN-NE-3.01, sendo atualizada pela Resolução CNEN 164/2014 (CNEN, 2014a). Esta norma foi baseada nas recomendações da Publicação ICRP 26 de 1977, que introduziu o conceito de dano associado à probabilidade de ocorrência de danos causados pelas radiações e estabeleceu os Princípios de Proteção Radiológica: Justificação, Otimização e Limitação de Dose (TAUHATA et al., 2014). A presente Norma é baseada nas recomendações da Publicação ICRP 60. Além disso, os três Princípios de Proteção Radiológica foram denominados requisitos (TAUHATA et al., 2014; XAVIER & HEILBRON, 2014a).

O monitoramento ambiental é de suma importância para a manutenção da segurança radiológica da instalação. Neste sentido, o IEN, de acordo com a sua Política de Segurança, Meio Ambiente e Saúde, mantém um Programa de Monitoração Ambiental - PMA, um Plano de Proteção Radiológica, um Plano de Prevenção de Riscos Ambientais - PPRA e um Plano Geral de Emergências - PGR. Assim, o Instituto garante que os processos que envolvem a utilização de materiais radioativos ou outros fatores de riscos, sejam adequadamente controlados, sob a gestão da Divisão de Segurança e Proteção Radiológica.

1.2 Objetivo

O objetivo da realização desse trabalho é fazer uma intercomparação de dois métodos de medidas dosimétricas, tendo como referência um método consolidado através da comunidade científica (TLD), usado em várias áreas da indústria e medicina nuclear. Como o sistema nunca passou por uma verificação de eficácia, e tendo a expectativa que resultados obtidos sejam equivalentes, pretendo contribuir com as pessoas que trabalham no complexo de produção de radiofármacos Cíclotron do IEN.

1.3 Estrutura

No primeiro capítulo, contextualiza-se o trabalho realizado, definem-se objetivos do mesmo enaltecendo a sua relevância e apresenta-se a estrutura do documento.

No segundo capítulo, é realizada uma revisão bibliográfica sobre dosimetria termoluminescente com as características de materiais e da técnica de dosimetria TL.

No terceiro capítulo, são apresentados os materiais e a metodologia utilizada para exposição e análise dos dosímetros termoluminescentes.

E, por fim, apresentam-se os resultados e as conclusões deste trabalho.

CAPÍTULO 2

2 Referencial Teórico

2.1 Dosimetria Termoluminescente

Alguns materiais, após receberem uma exposição à uma radiação ionizante (consiste em ondas eletromagnéticas com energia suficiente para fazer com que os elétrons se desprendam de átomos e moléculas, alterando sua estrutura – num processo conhecido como ionização), ao serem aquecidos, tornam-se capazes de emitir luz. Esses materiais são ditos termoluminescentes.

A dosimetria termoluminescente tem por objetivo mostrar qual a quantidade de energia por unidade de massa (dose) que foi absorvida pelo material durante o processo de irradiação. Assim sendo, mede-se a intensidade da luz emitida pelo material devido a liberação termoestimulada da energia absorvida. A intensidade de luz emitida pode ser correlacionada com a dose após um processo de calibração. A curva de emissão termoluminescente (TL ou termoestimulada) representa a intensidade da luz emitida em função da temperatura.

A termoluminescência é explicada através do modelo de bandas para os níveis de energia dos elétrons nos sólidos, onde os materiais utilizados são, em geral, cristais iônicos. Nesses cristais, ao serem expostos à radiação ionizante, são produzidos pares de elétrons e buracos, até que se recombinem ou sejam capturados em estados metaestáveis de energia (capaz de perder a estabilidade através de pequenas perturbações), localizados na banda proibida, intituladas de armadilhas. No cristal aquecido, os elétrons ou os buracos absorvem energia térmica, escapando das armadilhas e emitem luz. A quantidade de luz é mensurável, dependendo da população de elétrons ou buracos que, por sua vez, depende da exposição recebida pelo cristal.

2.2 Dosímetros

Para os materiais termoluminescentes (TL) encontram-se diversas aplicações onde as mais difundidas são a monitoração individual e a ambiental. Os materiais TL têm sido usados em escala crescente também em dosimetria clínica. Devido às significativas aplicações da dosimetria TL, tornou-se importante o estudo criterioso das propriedades destes materiais, bem como o desenvolvimento de novos materiais TL.

McKeever et al (publicados (MCKEEVER; MOSCOVITCH; TOWNSEND, 1995) sugeriram algumas condições para a prática envolvendo os dosímetros TL. No geral, eles devem possuir:

- a) Largo intervalo de resposta no qual a intensidade luminescente é linear com a dose absorvida. Na maioria dos materiais, o intervalo linear é limitado pela supralinearidade e pela saturação (sublinearidade) da intensidade TL em altas doses (> 1 Gy). A escala útil é normalmente restrita à faixa de dependência linear da dose;
- b) Sensibilidade elevada, isto é, um sinal TL elevado por unidade de dose absorvida. Ela é importante para o uso em dosimetria pessoal e clínica, bem como na monitoração ambiental da radiação,
- c) Baixa dependência da resposta TL com a energia da radiação incidente. Caso seja necessário, a dependência em energia pode parcialmente ser compensada por filtros metálicos;
- d) Baixa perda do sinal TL com o tempo (fading), isto é, ter habilidade de armazenar por muito tempo a informação dosimétrica;
- e) Curva TL simples (com um pico isolado). Se vários picos estiverem presentes, o protocolo de aquecimento do dosímetro será complicado;
- f) Um espectro de emissão termoluminescente que corresponda à sensibilidade máxima do espectro da fotomultiplicadora;
- g) Forte resistência mecânica, ser quimicamente inerte e resistente a radiação.

2.3 Modelo de Armadilha

Quando aquecemos um sólido podemos, eventualmente, observar emissão de luz antes da incandescência. Isso ocorre, em particular, com os halogenetos alcalinos, embora outras estruturas semi-ordenadas também podem apresentar esse comportamento.

Ao analisarmos com cuidado a estrutura de um cristal, vemos que existem imperfeições e impurezas adicionais que provocam distorções na rede cristalina criando centros que podem ser ocupados pelos elétrons. Quando o policristal é exposto à radiação ionizante, são produzidos pares de elétrons e buracos, que migram através do mesmo, até se recombinarem ou serem capturados em estados metaestáveis de energia, localizados na banda proibida, denominadas armadilhas.

Ao aquecer o material, os elétrons ou buracos, conforme o tipo de armadilha, absorvendo energia térmica, escapam das armadilhas, indo os elétrons para a banda de condução e os buracos para a de valência. Sendo as armadilhas de elétrons mais rasas, os elétrons escapam das mesmas antes que os buracos adquiram energia suficiente para se libertarem das suas armadilhas. Esses elétrons vão, então, para a banda de condução e podem movimentar-se livremente no cristal até a recombinação com os buracos armadilhados, eventualmente havendo a emissão de luz. No caso das armadilhas de buracos serem mais rasas, estes são liberados antes dos elétrons, seguem para a banda de valência e podem movimentar-se com liberdade pelo cristal até se recombinarem com os elétrons armadilhados, podendo, portanto, também haver a emissão de luz. A liberação simultânea de elétrons e buracos é ainda possível acontecendo a sua recombinação em centros de recombinação, ou centros de luminescência, quando, então, ocorre a emissão de luz. Um modelo simplificado do fenômeno é mostrado na figura 1.

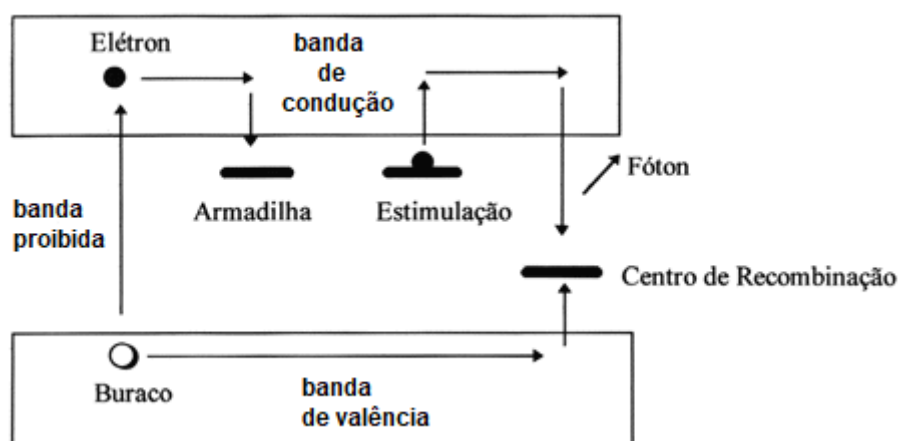


Figura 1. Diagrama esquemático de excitação e estimulação térmica em um fósforo TL.

2.4 Características de materiais dosimétricos

Existem diversos grupos de materiais cujas propriedades são estudadas com respeito às exigências de um dosímetro TL, incluindo materiais alcalinos, alcalinos terrosos e halogêneos, ou seja, a escolha do material depende do tipo de radiação que se deve medir, pois as radiações interagem de forma diferente com a matéria.

As principais substâncias utilizadas no Brasil como materiais termoluminescentes para a dosimetria são o LiF (fluoreto de lítio) e o $\text{CaSO}_4 : \text{Dy}$ (sulfato de cálcio dopado com disprósio).

2.4.1 Fluoreto de Lítio

O Fluoreto de Lítio (LiF), na forma de LiF:Mg,Ti é o principal material termoluminescente e ainda hoje é o dosímetro comercial mais utilizado no mundo. Isso se deve ao fato dele possuir um valor de densidade próximo do tecido humano, apesar da complexidade de sua curva de emissão TL e uma moderada sensibilidade.

Os dosímetros de LiF:Mg,Ti (TLD-100) são fabricados em uma variedade de formas físicas, incluindo cristais simples, varetas prensadas, chips prensados a quente, em pó ou discos, misturados com PTFE (*TeflonTM*). A forma mais popular utilizada são chips prensados a quente com dimensões de 3.2 x 3.2 x 0.9 mm³.

2.4.2 Homogeneidade

A homogeneidade do lote de detectores termoluminescentes representa a variação das leituras em relação à média das leituras do lote. A sensibilidade pode variar entre os lotes de fabricação, mas a forma e o comportamento da emissão TL tem que ser sempre o mesmo. Dentro de um mesmo lote de fabricação, é ainda desejável que a sensibilidade dos TLD seja a mesma, para que não seja necessário o uso de fatores de calibração diferentes para cada TLD.

2.4.3 Reprodutibilidade

A reprodutividade do detector representa a capacidade dos detectores de manterem estáveis os resultados individualmente durante sucessivas utilizações.

Se a resposta de TL de um material não for reprodutiva é impossível usá-lo em dosimetria, pois não será possível fazer sua calibração [BICRON, 1998].

2.4.4 Linearidade

Uma característica desejável para um TLD é que exista uma relação linear entre a intensidade TL e a grandeza dosimétrica que se queira avaliar, e que a constante de proporcionalidade seja independente da taxa de dose. A maioria dos materiais TL apresenta esta resposta linear em uma determinada faixa de dose, independentemente da taxa (até taxas de pelo menos 108 Gy/s). A faixa de linearidade depende do material e, para doses maiores, o material normalmente apresenta uma faixa de supralinearidade, seguida de sub-linearidade e saturação. O índice de supra ou sub-linearidade para uma determinada dose D1 (f(D1)) pode ser definido pelo quociente entre as respostas TL

normalizadas ($R(D)$) para as doses D_1 e D_0 (dose baixa, considerada como dose de referência):

$$f(D_1) = R(D_1) / R(D_0) \quad (1)$$

Se este índice for igual a 1, a região é dita linear; se for maior do que 1 é supralinear e se for menor do que 1, sublinear.

2.4.5 Dependência energética

A intensidade da termoluminescência emitida por um material é proporcional à quantidade de energia inicialmente absorvida pelo material. A dependência energética da resposta TL é a variação da intensidade do sinal TL, para uma determinada dose, em função da energia da radiação incidente. Esta característica dos detectores é normalmente representativa para baixas energias, menores que 100 keV. Então, é importante avaliar a variação do coeficiente de absorção do material com a energia da radiação. É importante mencionar que a resposta relativa do TLD-100H para um intervalo de 20 a 130 keV está compreendida num intervalo de 0,68 a 0,72 [BICRON, 1998].

2.4.6 Dependência angular

É preciso conhecer qual a influência do ângulo de incidência da radiação sobre a resposta TL do material que se quer usar. Nas aplicações práticas, o TLD é sempre colocado em algum suporte. Não se deve esquecer que a dependência angular da resposta TL de um TLD, assim como a dependência energética, também depende do tipo e geometria dos materiais destes suportes.

2.4.7 Estabilidade

Se o sinal TL de uma amostra TL é instável com o tempo, isto é, se sua resposta TL diminui com o tempo após a irradiação, diz-se que o sinal desvanece.

O desvanecimento ou "fading" pode ter várias causas, mas a principal é térmica. No decaimento térmico, as armadilhas mais rasas são esvaziadas mais rapidamente que as mais profundas devido a maior probabilidade de transição. Isso pode gerar grandes erros na avaliação da dose. Para evitar isso, as armadilhas devem ser liberadas com tratamento térmico pré-leitura. Esse fenômeno deve ser corrigido especialmente em utilizações que envolvem longo período de tempo [ATTIX, 2004].

2.4.8 Sensibilidade à luz

Uma consideração importante na escolha de um TLD é o quão estável é o seu sinal nas condições ambientais aonde o dosímetro será usado. Desse modo, é necessário saber se a carga armadilhada no material pode ser liberada (antes da leitura) por calor (desvanecimento térmico), luz (desvanecimento óptico), ou qualquer outra causa (desvanecimento anômalo).

2.4.9 Sinal residual

A irradiação de materiais TL com doses altas (doses acima de sua faixa de linearidade) pode gerar defeitos no material que não possam mais ser revertidos. Depois desses danos, a resposta dos TLDs não irradiados aumenta. Esse incremento é chamado sinal residual. Após vários ciclos de irradiação (mesmo de baixas doses) e aquecimentos, sempre há um sinal residual crescente, o que varia de um material para outro é o quanto isto é significativo, e a partir de que exposição acumulada e de quantos ciclos térmicos. A sensibilidade dos TLDs também é modificada com o acúmulo de ciclos de aquecimento e irradiação e com a exposição a doses muito altas.

2.5 Aplicações

2.5.1 Dosimetria Pessoal

O objetivo da dosimetria pessoal é a monitoração da dose de radiação recebida por uma pessoa durante uma rotina ocupacional envolvendo a exposição à radiação. Os limites são baseados, por exemplo, em recomendações de agências reguladoras como a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP).

2.5.2 Dosimetria Ambiental

O objetivo é a monitoração de doses de radiação criadas a partir de operações como as tratadas nesse trabalho, por um acelerador de partícula, como exemplo, e o impacto dessa dose no ambiente.

2.6 Grandezas Radiológicas

Grandeza, por definição, é o atributo de um fenômeno, corpo ou substância que pode ser qualitativamente distinguido e quantitativamente determinado, sendo expressa por um valor numérico multiplicado por uma unidade.

A partir da observação da possibilidade das radiações ionizantes serem prejudiciais a saúde humana surge à necessidade da caracterização e mensuração desta forma de energia. Nesse contexto, aparecem as grandezas que mostram a sua interação com tecido e órgão [CAMPOS, 1998].

As grandezas e unidades para radiação ionizante podem ser classificadas como grandezas de radioatividade (atividade, constante de decaimento, constante de taxa de kerma no ar, meia-vida, vida-média) grandezas radiométricas (fluência) coeficientes de interação (secção de choque, transferência linear de energia, energia média para formação de um par de íons num gás) grandezas dosimétricas (exposição, kerma, dose absorvida), e grandezas de proteção radiológica (dose equivalente, dose efetiva, dose comprometida). Serão abordadas neste tópico as grandezas e unidades mais relevantes à segurança e proteção radiológica, bem como os conceitos e termos técnicos mais recentes adotados pela Comissão Nacional de Energia Nuclear em 2005.

- Atividade (A), grandeza importante quando se deseja estudar o comportamento ambiental de um radionuclídeo assim como seus efeitos biológicos, definida como a razão entre a atividade e a massa de material que da origem a essa radioatividade é proporcional ao número de átomos radioativos. A taxa instantânea de desintegrações nucleares é definida como o produto da constante de decaimento pelo número de átomos.

$$A = \frac{dN}{dt} = \lambda N = A_0 \cdot e^{-\lambda \cdot t} \quad (2)$$

Onde A_0 = atividade inicial do elemento radioativo.

A = atividade do elemento radioativo após decorrido um certo intervalo no instante de tempo t .

λ = constante de desintegração característica do material radioativo

t = tempo decorrido

O número de átomos radioativos N em uma amostra de um radionuclídeo específico é dado por:

$$N = \frac{mN_A}{A} \quad (3)$$

onde m é a massa da substância em gramas, N_A é o número de Avogadro ($6,025 \times 10^{23} \frac{\text{átomos}}{\text{mol}}$) e A é o peso atômico do radionuclídeo em $\frac{\text{gramas}}{\text{mol}}$. Fazendo-se as substituições necessárias obtém-se:

$$A = 0,693m \frac{N_A}{T_{1/2}A}$$

$$\frac{A}{m} = 0,693 \frac{N_A}{T_{1/2}A} \quad (4)$$

Onde: $\frac{A}{m}$ é a atividade específica do radionuclídeo em questão.

- Exposição X ou Gama. Em 1928, foi adotado o Roentgen ® como unidade de Exposição, ou seja, a quantidade de radiação X que produzia uma unidade eletrostática de carga (por definição igual a $3,34 \times 10^{-10}$ Coulomb) em um centímetro cúbico de ar, em condições normais de temperatura e pressão (CNTP). Mais tarde, essa definição foi alterada, de maneira a ser relacionada à massa de ar, ao invés de volume (1 cm^3 de ar = 0,001293 g), englobando, também, a radiação gama. Como a unidade posteriormente empregada no Sistema Internacional para Exposição é o coulomb/quilograma (C/kg), tem-se que:

$$1R = 2,58 \times 10^{-4} \frac{C}{Kg} \quad (5)$$

De uma maneira geral, a Exposição, simbolizada por X, tem sido definida como:

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m} \quad (6)$$

Onde ΔQ é a soma das cargas elétricas de todos os íons de mesmo sinal (positivos ou negativos) produzidos no ar quando todos os elétrons gerados pelos fótons incidentes em um volume elementar de ar, cuja massa é Δm , são completamente parados no ar.

A relação existente entre atividade (A) e Taxa de Exposição, \dot{X} , depende de processos básicos de interação entre a radiação e o ar. No entanto, para fontes pontuais emissoras gama, a seguinte aproximação é amplamente empregada:

$$\dot{X} = \Gamma \frac{A}{d^2} \text{ (R/h)} \quad (7)$$

onde:

Γ - constante específica da radiação gama, expressa em $(\text{R} \cdot \text{m}^2) / (\text{h} \cdot \text{Ci})$;

d - distância da fonte, medida em metros;

A - atividade, expressa em Ci.

A taxa de exposição é, portanto, expressa em R/h.

Pode-se observar que a taxa de exposição é diretamente proporcional à atividade do radionuclídeo e inversamente proporcional ao quadrado da distância entre a fonte pontual e o ponto considerado.

Mais recentemente, a constante Γ , conhecida por gamão, vem sendo substituída pelo Fator de Conversão, (Fc_p) normalmente expresso em $(\text{mSv} \cdot \text{m}^2) / (\text{kBq} \cdot \text{h})$. Assim, conhecendo-se a atividade da fonte pontual, em kBq e a distância, em metros, obtém-se a taxa de dose efetiva, em mSv/h.

- Dose Absorvida (D), é a quantidade de energia absorvida por massa de tecido e a unidade de medida é o Gray (Gy). Um Gray corresponde a 100 rad na unidade antiga e a $1 \text{ J} \cdot \text{Kg}^{-1}$ no sistema internacional.

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (8)$$

À medida que os conhecimentos sobre as radiações e suas aplicações foram ampliados, julgou-se conveniente utilizar esse conceito de deposição de energia. Foi, então,

originalmente adotado o “rad” (radiation absorbed dose) para expressar uma unidade de “dose absorvida”, ou seja, de energia depositada por unidade de massa, sendo:

1 rad = 100 erg/g de material irradiado

É possível relacionar a dose no ar, em rad, à exposição, em R, desde que se conheça o valor da energia necessária para arrancar um de seus elétrons, cuja carga é sempre igual a $1,610 \times 10^{-19}$ C.

- Equivalente de Dose, H (‘Dose Equivalent’ – ICRP-26)

Para fins de radioproteção, o rad demonstrou ser uma unidade satisfatória para medir raios X, raios gama e elétrons, porque o dano biológico causado por estes tipos de radiação é aproximadamente proporcional à energia depositada.

No entanto, esta proporcionalidade não se mantém no caso de partículas mais fortemente ionizantes, como produtos de fissão, partículas alfa, prótons, etc.

Assim, foi necessário definir a grandeza Equivalente de Dose, H, também conhecida no passado como Dose Equivalente, como a grandeza equivalente à dose absorvida no corpo humano, modificada de modo a constituir uma avaliação do efeito biológico da radiação, sendo expressa por:

$$H = D.Q \quad (9)$$

O fator de qualidade Q representa a transferência linear de energia, L, de partículas carregadas num meio e é definida como o quociente de $\frac{dE}{dl}$, onde dl é a distância percorrida pela partícula e dE é a energia perdida pelas colisões. O valor de Q pode ser substituído pelo fator de ponderação da radiação, w_R , que é um número adimensional pelo qual a dose absorvida é multiplicada de forma a refletir a efetividade da radiação.

A dose equivalente é medida em *Sievert (Sv). Para a maioria das aplicações práticas, o fator de ponderação é 1, isto é, 1 sievert corresponde a 1 gray (1 Sv=100 rem, 1 rem = 1 CJ/kg) onde sievert é uma unidade usada para medir o impacto da radiação sob o corpo humano.

- Dose Equivalente, H_T (‘Equivalent Dose’ - ICRP- 60)

Sob o ponto de vista de proteção radiológica, o que tem realmente interesse é a dose absorvida média em todo o tecido ou órgão (e não, apenas, em um determinado ponto), ponderada com respeito à qualidade da radiação. O fator de ponderação utilizado para este fim é conhecido, a partir das recomendações de 1990 contidas na publicação ICRP –60, como fator de peso ou fator de ponderação da radiação, w_R e foram selecionados em função do tipo e energia da radiação incidente sobre o corpo ou, para fontes internas, em função do tipo e energia emitida pela fonte, sendo representativos da Eficácia Biológica Relativa (EBR) relacionada aos efeitos estocásticos a baixas doses. Assim,

$$H_T = \sum_{R=1}^n W_R \cdot D_{TR} \quad (10)$$

onde D_{TR} é a dose absorvida média em um órgão ou tecido T, devido à radiação R, expressa em Sv.

De acordo com o Comitê Científico das Nações Unidas para os Efeitos da Radiação Atômica (UNSCEAR), a radiação natural expõe uma pessoa, em média, a uma dose de 2,4 mSv por ano. O valor máximo de exposição à radiação recomendado pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) para o público e para um profissional que trabalha com radiação ionizante é chamado de limite de dose. O limite de dose anual público é de 1mSv (1000 μ Sv) e, para os trabalhadores, a dose limite é de 20 mSv por ano em uma média de 5 anos, sendo que por ano não pode ultrapassar 50 mSv por ano em uma média de 5 anos, sendo que por ano não pode ultrapassar 50 mSv.

- Dose Efetiva, E ('Effective Dose' – ICRP -60)

A Dose Efetiva, E, é a grandeza que expressa a média aritmética ponderada das doses equivalentes nos diversos tecidos ou órgãos, ou seja, a soma dos produtos de todas as doses equivalentes H pelos respectivos fatores de ponderação, W_T , do órgão ou tecido irradiado. Os valores de W_T estabelecidos pela Norma CNEN-NN-3.01 e suas Posições Regulatórias para os diversos órgãos são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1. *Fatores de Ponderação de Órgão ou Tecido, W_T*

Órgão	NN-3.01 (2005)
Gônadas	0,20
Mama	0,05
Medula óssea	0,12
Pulmão	0,12
Tireóide	0,05
Superfície óssea	0,01
Estômago	0,12
Pele	0,01
Fígado	0,05
Bexiga	0,05
Útero	0,12
Esôfago	0,05
Restante do corpo 0,06 p/ órgão (no máximo 5)	0,05

2.7 Radiofármacos IEN

Atento ao desenvolvimento de aplicações e técnicas da energia nuclear no mundo e às nossas necessidades, o Instituto de Engenharia Nuclear (IEN) foi construído na década de 60, contribuindo para todo o setor nuclear brasileiro com seus centros de pesquisas, inúmeros laboratórios e o ciclotron para produção de radiofármacos.

Os radiofármacos fornecidos pela CNEN propiciam a realização de aproximadamente um milhão e meio de procedimentos de medicina nuclear por ano, sendo que aproximadamente 30% contam com cobertura do Sistema Único de Saúde (SUS). O portfólio de produtos da CNEN conta atualmente com 38 (trinta e oito) radiofármacos fornecidos para a área médica, sendo classificados da seguinte forma: gerador de tecnécio (1); radioisótopos primários (14); substâncias marcadas com iodo-123, iodo-131, cromo-51, flúor-18, samário-153, índio-111 e lutécio-177 (12); reagentes liofilizados para marcação com Tc-99m (14). O IEN produz o FDG-18F, iodo-123 ultra-puro e metaiodobenzilguanidina marcada com iodo-123.

Os radiofármacos podem ser subdivididos em dois grupos distintos, sendo um referente aos que apresentam tempo de decaimento radioativo (meia vida) inferior a 2 horas, e outro para os de meia vida acima de duas horas. O primeiro grupo é onde se enquadra o flúor FDG-18, utilizado em tomografias PET. Fazem parte do segundo grupo os demais 37 radiofármacos fornecidos, dentre os quais o gerador de tecnécio 99m que é utilizado em mais de 80% dos procedimentos de medicina nuclear.

CAPÍTULO 3

3 Materiais e métodos

3.1 Localização

O IEN está localizado no campus da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ)(Figura 2), na Ilha do Fundão, bairro Cidade Universitária. Ocupa uma área de 83 mil m², sobre uma colina ao lado do acesso à Ponte do Saber, perto da Reitoria e do Centro de Tecnologia (CT).



Figura 2. Mapa de localização do Instituto de Engenharia Nuclear (IEN), no campus da cidade universitária

3.2 Planta IEN

A Figura 3 mostra o mapa aéreo do IEN, onde localiza-se o prédio do ciclotron CV-28 e RDS-111, (legenda 4). E a Figura 4 mostra a fachada lateral do prédio.

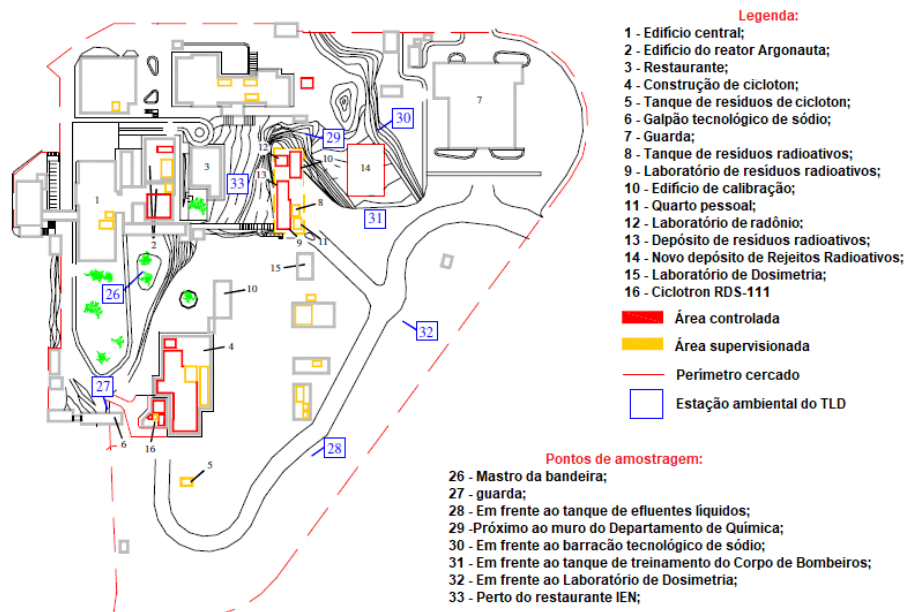


Figura 3. Mapa aéreo das instalações do IEN com pontos de medição de TLDs indicado por números de 26 a 33



Figura 4. Fachada ciclotron RDS-111 e radiofármacos do IEN-CNEN/RJ. Fonte: Arquivo pessoal

3.3 Planta baixa do prédio do ciclotron e pontos de localização dos dosímetros

Foram escolhidos 5 pontos de monitoração onde foram colocados os dosímetros TLDs, como mostrado nas Figuras 5 e 6.

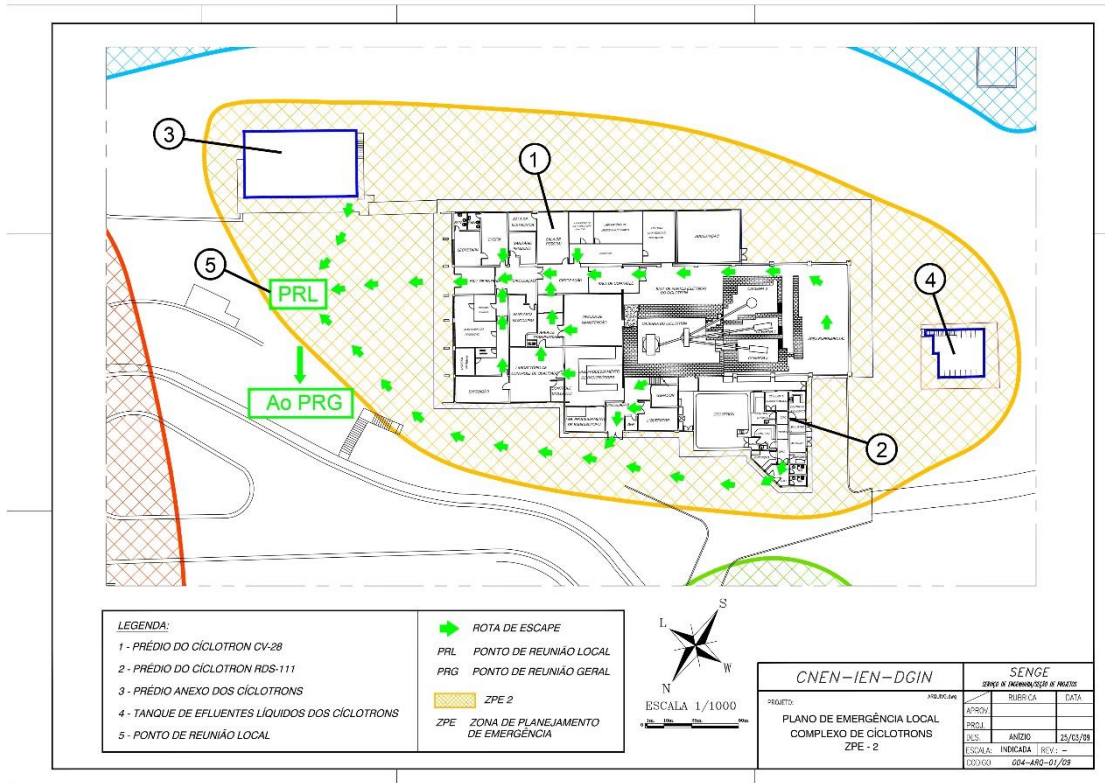


Figura 5. Plano local de emergência dos Ciclotrons

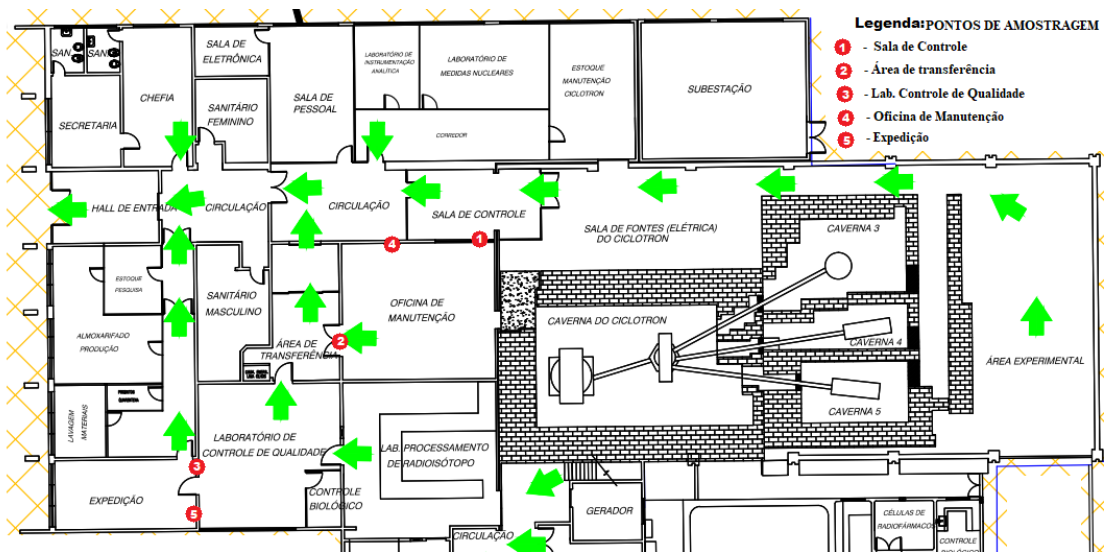


Figura 6. Pontos de amostragem dos dosímetros

3.4 Fluoreto de lítio dopado com magnésio

O dosímetro TL utilizado foi o fluoreto de lítio dopado com magnésio, cobre e fósforo, de fórmula química LiF:Mg;Cu;P , na forma de pastilhas de dimensões 3 mm x 3 mm x 0,9 mm e comercialmente denominado Harshaw TLD-100H, fabricado pela Harshaw Chemical Company. O fluoreto de lítio é um halogênio de densidade $2,6 \text{ g cm}^{-3}$ com número atômico efetivo de 8,2, perto do valor do tecido humano (entre 7 e 7,5), esta aproximação é chamada de tecido equivalente.

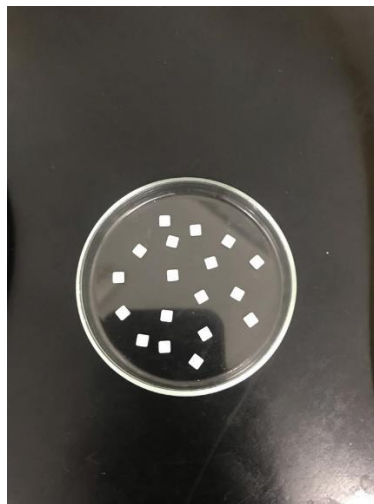


Figura 7. 15 dosímetros selecionados para o experimento. Fonte: Arquivo pessoal.

Para manuseio dos detectores TL utilizou-se pinça a vácuo. Esse procedimento é necessário para manter o equilíbrio eletrônico.



Figura 8. Pinça a vácuo. Fonte: Arquivo pessoal.

Algumas características do LiF :Mg;Cu;P segundo a BICRON-NE são as apresentadas na Tabela 2:

Tabela 2. *Características do LiF: Mg,Cu,P (Fonte: Bicron-NE, 1998)*

Característica	LiF:Mg;Cu;P
Número atômico efetivo	8,2
Temperatura do pico principal	230
Espectro de emissão termoluminescente (Å)	4000
Resposta energética(30 keV / ⁶⁰ Co)	1,06
Sensibilidade ao ⁶⁰ Co relativa ao LiF:Mg;Ti	15 a 25
Dose de saturação (Gy)	10
Faixa de utilização	1 µGy a 10 Gy
Desvanecimento otimizado a 25° C	Insignificante
Sensibilidade à luz	Fraca

3.5. Seleção dos dosímetros

Inicialmente foram separados 15 detectores, em um lote de 100, que foram numerados em uma das faces de C1 até C100, depois foram submetidos a três leituras consecutivas e três tratamentos térmicos com intervalo de tempo de 24 horas entre cada leitura. Esse procedimento é chamado de tratamento pré-irradiação. O efeito dessas irradiações preliminares é completar algumas armadilhas permanentemente.

Para homogeneidade do lote, que é um procedimento que serve para verificar se a sensibilidade dos detectores de um mesmo lote é uniforme, os detectores foram irradiados dez vezes com uma dose de 10 mGy em termos de kerma no ar com uma fonte de ¹³⁷Cs no Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) no Laboratório de Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI).

Após cada irradiação, os detectores foram lidos na leitora Harshaw, modelo 5500 como mostrado na Figura 9. Uma leitora de dosímetros termoluminescentes consiste em um sistema de aquecimento e de uma fotomultiplicadora para captar a luz emitida por ele.



Figura 9. *Leitora Harshaw 5500. Fonte: Arquivo pessoal.*

Na leitora Harshaw 5500, os TLDs são avaliados manualmente, não existindo automatização. Esse leitor requer um microcomputador tipo PC-AT para operacionalizá-lo. O fabricante disponibiliza um software denominado TLDShell especificamente para isso. No TLDShell é possível ajustar as temperaturas inicial e final de aquecimento, a taxa e o tempo de aquecimento, dentre outros fatores.



Figura 10. *Leitora Harshaw e o sistema TLDShell instalado ao microcomputador. Fonte: Arquivo pessoal.*

As leituras dos detectores TL, expressas em nanocoulomb (nC), foram realizadas no Laboratório de Dosimetria Termoluminescente (LDOS) do IEN.

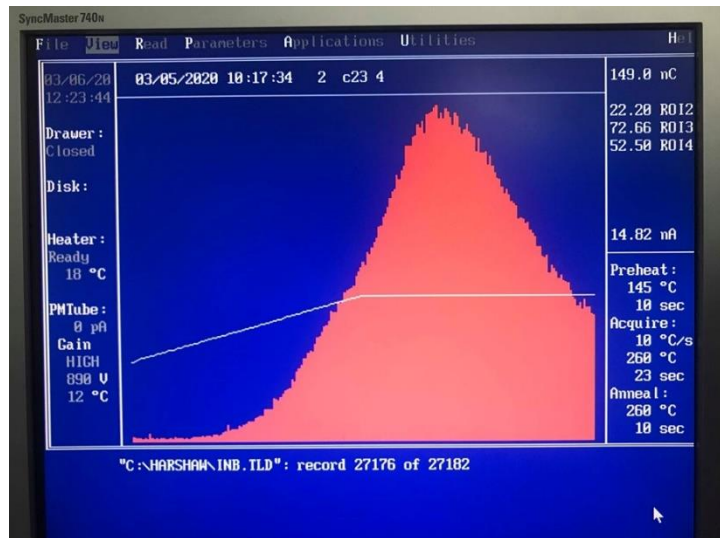


Figura 11. Dosímetro c23 e seu espectro de fótons da leitura do TLD 100H. Fonte: Arquivo pessoal.

Os resultados das leituras foram tratados estatisticamente através de uma planilha de cálculos e os detectores foram selecionados segundo o critério de CV (coeficiente de variação) em grupos de três para compor os dosímetros.

O coeficiente de variação percentual (CV%), como foi dito anteriormente, foi o parâmetro utilizado para separar os detectores no lote para compor os dosímetros, que foram expostos no prédio do ciclotron, garantindo assim, uma maior reprodutibilidade. Para o cálculo do CV% foi utilizada a equação

$$CV = \frac{S_{Li} + L_i}{\sum_{i=1}^{10} \frac{L_i}{10}} \times 100\% \quad (11)$$

Onde: L_i e S_{Li} são, respectivamente, a média e o desvio padrão das medidas obtidas para um dado detetor TL em 10 irradiações; L_i é o intervalo de confiança de S_{Li} , dada pela equação

$$L_i = t \sqrt{\frac{0,5}{n-1}} \times S_{Li} \quad (12)$$

3.6 Recipientes dosimétricos

É composto por dois recipientes de plástico, um interno e um externo, quatro cilindros de poliestireno expandido e um disco de papelão. Esse disco possui três orifícios e é usado para acomodar três detectores TL. O recipiente plástico externo possui 5 cm de diâmetro, 6,5 cm de altura e 0,1 cm de espessura. O diâmetro do recipiente interno é de 2,8 cm. Sua altura é de 4,8 cm e a espessura também é de 0,1 cm. As paredes do cilindro, juntamente com o material plástico que cobre o emblema, a fim de protegê-lo contra a influência do meio ambiente, proporcionam uma espessura de equilíbrio eletrônico suficiente para a energia da radiação ambiental.



Figura 12. Ilustração dos recipientes onde os dosímetros estão colocados



Figura 13. Portador dosímetros. Fonte: Arquivo pessoal.

Cada dosímetro foi composto por três detectores TL e a distribuição dos TL nos dosímetros é a mostrada na tabela 3 junto com seu coeficiente de variação.

Tabela 3. *Distribuição dos detectores nos dosímetros*

DOSÍMETRO	TLD	CV(%)
1	C6	2,490
	C98	2,571
	C93	2,489
2	C 22	2,588
	C 52	2,615
	C 11	2,576
3	C 95	2,793
	C 36	2,858
	C 20	2,903
4	C 5	2,764
	C 23	2,726
	C 59	2,643
5	C 96	3,003
	C 74	3,072
	C 99	2,970

3.7. Tratamento térmico

O tratamento térmico tem por finalidade devolver ao dosímetro as condições existentes antes da sua primeira exposição à radiação ionizante, ou seja, remover o sinal residual. O processo de aquecimento também ajusta outro fator crítico que é a sensibilidade dos detectores. Por isso, o grupo de detectores foi submetido a ciclos de aquecimento idênticos. Isso foi alcançado colocando-se todos os detectores juntos na leitora em disco feito de alumínio deionizado.

O LiF, como muitos outros materiais TL, apresenta curvas de emissão com vários picos, alguns deles localizados à baixas temperaturas, e, assim, sujeitos a um desvanecimento considerável à temperatura ambiente. Portanto, foi conveniente aquecê-los a uma temperatura inferior aquela de sua avaliação, após estes terem sido irradiados, para se eliminar esses picos indesejáveis. Tal aquecimento é denominado tratamento térmico pós-irradiação ou pré-leitura. A temperatura de pré-aquecimento foi de 145 °C durante um tempo de 10 s o que foi realizado na própria leitora.

Neste trabalho todos os detectores foram submetidos aos tratamentos térmicos conforme instruções do fabricante. O TTP (perfil de tempo e temperatura) utilizado foi o resumido a seguir: temperatura de pré-aquecimento 145 °C em um intervalo de 10s, temperatura de tratamento térmico 260 °C em durante de 10 s com uma taxa de aquecimento de 10 °C/s. Todo este processo demora em média 23 segundos. O tratamento térmico foi realizado no próprio leitor Harshaw modelo 5500 em fluxo constante de 60 psi de N_2 [BICRON, 1999].

3.8. Cíclotron

Os cíclotrons são aceleradores circulares de partículas, que aceleram em vácuo diversas partículas eletricamente carregadas, como elétrons, prótons e íons, além de partículas menos comuns como os pósitrons.

O cíclotron modelo CV-28 do IEN é compacto, isócrono, de energia variável e acelera partículas carregadas até os limites de energia indicados na tabela 4.

Tabela 4. *Partículas produzidas pelo Cíclotron CV-28 do IEN-CNEN/RJ*

Gás	Partícula	Energia Máxima
Hidrógeno	Próton (p)	24 MeV
Deutério	Dêuteron (d)	14 MeV
Hélio 3	Héllion ($^3\text{He}^{++}$)	36 MeV
Hélio 4	Alfa (a)	28 MeV

Apesar dessa máquina apresentar uma boa versatilidade com relação aos tipos de partículas aceleradas, ela está ajustada para acelerar apenas prótons com energia máxima. Isso ocorre em função da grande necessidade que se tem em produzir radiofármacos para a área de medicina nuclear, um dos principais objetivos do IEN/CNEN-RJ. No caso do CV-28, são rotineiramente produzidos ^{123}I , ^{18}F e MIBG. Para produzir esses radioisótopos trabalha-se com feixes de prótons a energia máxima (24 MeV) e com uma faixa de corrente que varia entre 10 μA e 30 μA . Cabe esclarecer que, como a quantidade de radioisótopo produzida é diretamente proporcional à corrente (μA) e ao tempo de

irradiação (horas), devido às limitações de corrente essas irradiações se estendem por um longo tempo consecutivo.

O cíclotron basicamente pode ser dividido em duas grandes partes principais: o corpo central, onde as partículas são geradas e aceleradas e as linhas de feixe, por onde o feixe de partículas é conduzido até os dispositivos que contêm os materiais a serem irradiados. O corpo do cíclotron possui uma câmara de vácuo, a qual é mantida com um nível de vácuo em torno de 10^{-6} mbar por meio de duas bombas difusoras. Este vácuo é suficiente para ionizar apenas o gás injetado pela fonte de íons e garantir o isolamento elétrico dos eletrodos expostos às altas tensões geradas pelos sistemas de radiofrequência e de extração. Nessa câmara está situado um eletroímã com forma circular, dividido em três regiões de aproximadamente 60° cada, com a função de corrigir efeitos relativísticos ao longo da trajetória de aceleração das partículas.

As partículas são geradas por uma fonte de íons tipo "*penning*", montada na posição radial e localizada no centro da câmara, onde as mesmas são aceleradas. A extração das partículas é feita por meio de um defletor (canal eletrostático), construído em cobre e com capacidade de produzir um campo eletrostático suficientemente alto para possibilitar a extração das partículas. Após a extração, estas passam por um canal magnético e são enviadas para um distribuidor magnético, que tem a função de desviar o feixe de partículas para cada uma das sete linhas de feixe externas, posicionados a 0° , $\pm 20^\circ$, $+40^\circ$ e $\pm 60^\circ$.

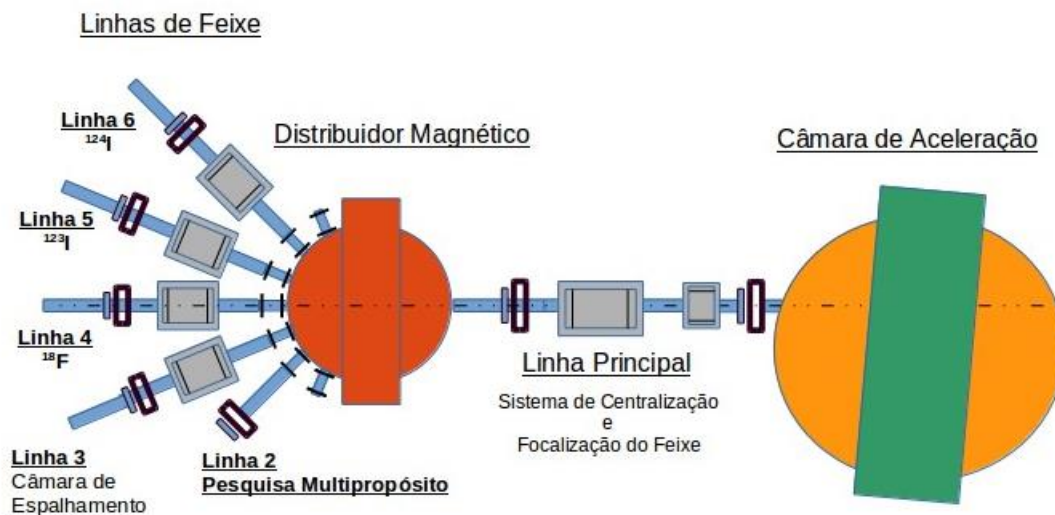


Figura 14. *Desenho esquemático do ciclotron CV-28 do IEN/CNEN-RJ*

3.9. Sistema ENVIRO

O dispositivo ENVIRO é um sistema de monitoramento “em tempo real”, (Figura 15) para a detecção e medição completas da radioatividade ambiental. Ele realiza medições contínuas e contemporâneas. Oferece uma solução integrada para segurança em física de saúde e para monitoramento de produção em laboratórios onde substâncias radioativas são manipuladas.

3.9.1 ENVIRO-RAD (ENV-RAD)

O ENV-RAD é o elemento principal (a “unidade central”) e consiste em um PC Windows CE industrial. O operador pode gerenciar diretamente a tela sensível ao toque para modificar os limites de alarme. O sistema está equipado com um display gráfico de 3,5” para visualizar status, alarmes e dados medidos. A ENV-RAD dedica-se ao monitoramento ambiental da radioatividade em tempo real, para diferentes áreas do laboratório do IEN. A unidade central esta conectada a uma sonda chamada ENV-LT.



Figura 15. Sistema ENVIRO

3.9.2 Composição do dispositivo ENVIRO-RAD

O dispositivo ENVIRO-RAD (Figura 16) é composto por:

- A: monitor touchscreen;
- B: painel de led para controle de função;
- C: placa inferior para conexão da unidade externa;



Figura 16. Monitor com tela sensível ao toque

Este monitor permite ler dados em “tempo real”, modificar parâmetros e realizar procedimentos necessários para a funcionalidade correta do dispositivo.



Figura 17. Painel de Controle Led

3.9.2.1 Remotização acústica e luminosa dos alarmes ENV-LT

Pode ser instalado um sistema de alarmes luminosos e acústicos em qualquer ponto estratégico, diretamente guiado pela rede ENVIRO e pelos sistemas de alarme dos pontos de medição únicos.

- Luz Verde - OK
- Luz Vermelha Piscando - Pré-Alarme
- Luz Vermelha Constante – Alarme



Figura 18. Sistema de alarme ENV-LT acoplado ao sistema ENVIRO

3.9.2.2 ENV-GM1 EXT

Aplicação típica desse dispositivo é a medição da radioatividade ambiental por irradiação direta. Onde é composto por, um contêiner dedicado, predisposto a ser montado na parede, e por um cabo de conexão e equipado com um contador Geiger-Mueller que estima com precisão o nível de radioatividade ambiental (é montado “fora” da unidade central).



Figura 19. Sistema de alarme ENV-GM1 EXT acoplado ao sistema ENVIRO

3.9.3 Contador Geiger – Müller

Muitos detectores utilizados em proteção radiológica são de natureza eletrônica e indicam a intensidade da radiação em um determinado ponto e em um determinado instante de tempo. São principalmente os detectores por ionização, por cintilação e os semicondutores. O detector que nosso sistema possui é o ionização.

O aparelho consiste em um cilindro cheio de gás (normalmente argônio), submetido a uma tensão elétrica que mantém a parede do tubo negativa em relação a um fio positivo que corre ao longo do seu eixo. Quando as partículas radioativas entram em contato com os átomos de argônio, convertem alguns deles em íons positivos mais elétrons. Sob a ação do campo elétrico, os íons migram para a parede do cilindro e os elétrons para o fio. Essa dupla migração causa um pulso de corrente que é transmitida a um amplificador. Quanto mais partículas radioativas houver, maior será a corrente elétrica.

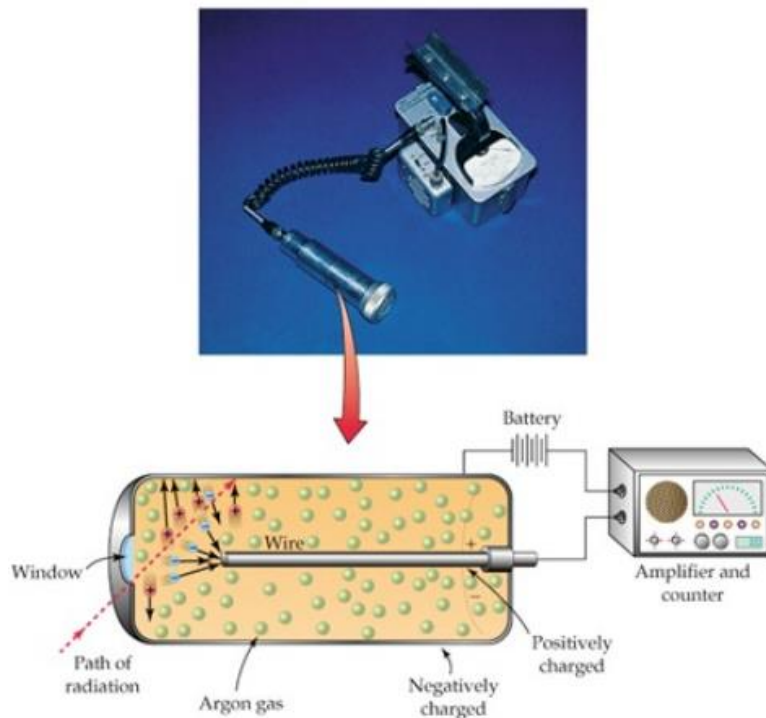


Figura 20. Esquema de um detector Geiger-Muller

3.9.4 Sinais luminosos para condições ambientais

De acordo com a cor de fundo do monitor, é possível entender imediatamente o status ambiental real:

Um fundo BRANCO mostra uma atividade de acordo com os parâmetros de segurança;

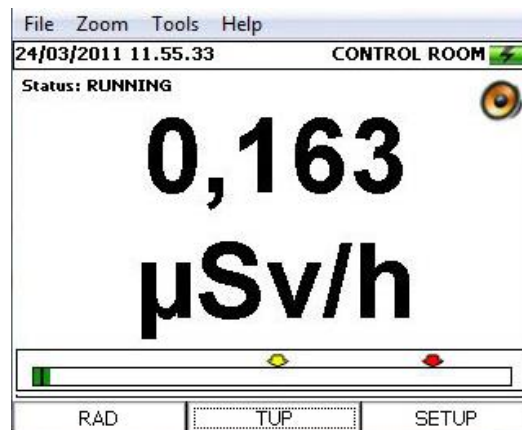


Figura 21. : tela principal com os parâmetros de acordo com a segurança

Um fundo AMARELO mostra uma atividade acima do limite de pré-alarme;

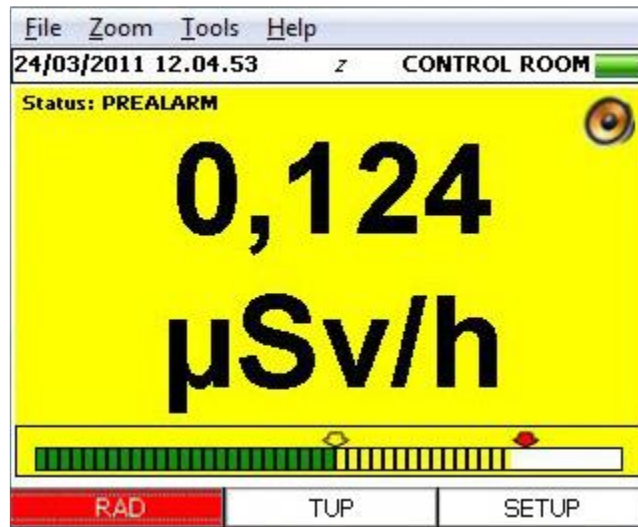


Figura 22. Tela principal com os parâmetros acima do limite pré estabelecido pelo pré alarme

Um VERMELHO mostra uma atividade acima do limite do alarme.

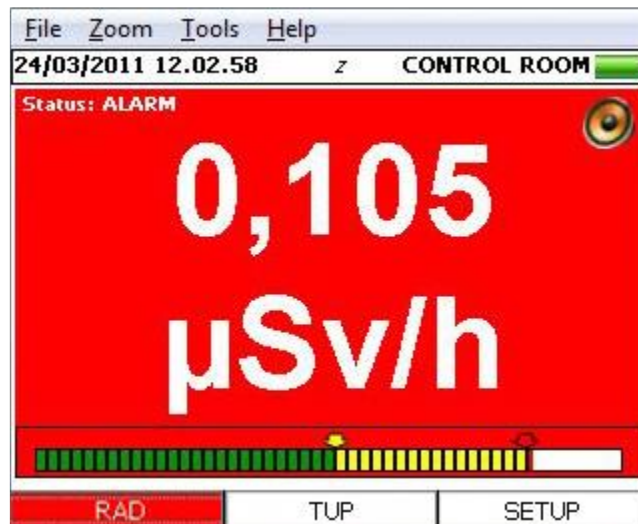


Figura 23. Tela principal com os parâmetros acima do limite do alarme

As Figuras acima, 21,22 e 23, foram extraídas do manual do sistema, por isso as datas referem-se ao ano de 2011.

3.10 Metodologia

Para a realização da intercomparação dos métodos relatados nos tópicos anteriores, foi pego os dosímetros com seus TLs e colocados em um apoio para que o mesmo fixe-se o mais perto possível do monitor de área ENV-GM1 EXT, como mostrado nas figuras 24 e 25,



Figura 24. Armação para o encaixe do dosímetro junto ao monitor de área. Fonte: Arquivo pessoal.



Figura 25. Dosímetro junto ao monitor de área ENVIRO. Arquivo pessoal.

Após os dosímetros serem colocados no dia 03/02/2020, foram coletadas diariamente as doses do monitor do ENVIRO –RAD, conforme a Figura 26, e calculada a média das mesmas até sua retirada dia 04/03/2020.



Figura 26. Conjunto de monitores do prédio de produção de radiofármacos do IEN.

Fonte: Arquivo pessoal.

O cálculo foi obtido pela média da dose enquanto o ciclotron estava em funcionamento vezes 18 dias, e pela média da dose enquanto o ciclotron não estava em funcionamento vezes 12 dias, fechando assim um mês. Esse método foi usado devido as doses serem maiores enquanto estão produzindo radiofármacos.

Os cálculos dos dosímetros foram feitos em uma planilha do Excel, do Departamento de Proteção Radiológica do IEN. Segue abaixo a figura com os respectivos cálculos.

DETECTORES	TLDs	Leitura (nC)	Leitura corrigida (LC)	LC-LR	Fator Sensibilidade (FS)	LC x FS	Média	DP	CV(%)	Fator de calibração de cada detector	Fator médio de calibração	DOSE (µGy)
1	C6	90,214	105,892	101,852	0,6847	69,733	73,97	7,24	9,78	0,00531	0,005632	416,59
	C98	95,214	111,761	107,721	0,7643	82,327				0,00593		
	C93	85,214	100,023	95,983	0,7278	69,853				0,00565		
2	C22	58,970	69,218	65,179	0,7725	50,352	46,91	3,15	6,72	0,00600	0,005623	263,80
	C52	58,581	68,762	64,722	0,7141	46,216				0,00554		
	C11	58,230	68,350	64,310	0,6868	44,168				0,00533		
3	c95	91,470	107,366	103,327	0,6826	70,533	68,51	19,80	28,90	0,00530	0,005554	380,54
	C36	55,761	65,451	61,412	0,7780	47,780				0,00604		
	C20	111,755	131,176	127,137	0,6861	87,224				0,00533		
4	C5	172,777	202,803	198,764	0,6665	132,478	121,61	9,53	7,84	0,00517	0,005235	636,68
	C23	149,034	174,934	170,894	0,6710	114,675				0,00521		
	C59	149,620	175,622	171,582	0,6859	117,687				0,00532		
5	C96	45,739	53,688	49,648	0,6930	34,404	41,41	11,31	27,31	0,00538	0,005421	224,47
	C74	46,589	54,685	50,646	0,6983	35,369				0,00542		
	C99	69,361	81,415	77,375	0,7038	54,456				0,00546		

Figura 27: Valores das doses realizada nos dosímetros

CAPÍTULO 4

4 Resultados e conclusões

Tabela 5. *Pontos de amostragem e os resultados encontrados em cada método de medida*

Pontos de amostragem onde os detectores foram colocados	Resultados das doses dos dosímetros (μGy)	Resultados das médias do sistema ENVIRO (μGy)
Sala de controle	416,59	170,38
Área de transferência	263,80	205,86
Lab. Controle de Qualidade	380,54	302,07
Oficina de manutenção	636,68	712,73
Expedição	224,47	212,23

Os resultados mostraram-se coerentes, visto que os pontos mais expostos apresentaram maiores valores de dose, por exemplo, o ponto da oficina de manutenção (ponto 4) que é o ponto mais próximo do acelerador, por outro lado, ponto com menor dose, localizado na área da expedição (ponto 5), está mais afastado do acelerador.

A aparente discrepância dos resultados, obtidos na sala de controle (ponto 1), pode ser explicada pelo fato dos valores que compõe as médias serem obtidos de um período curto durante um dia, e não os valores durante o dia todo. Por isso, não foram registrados valores elevados de taxa de dose em períodos de irradiação noturna, por exemplo. Tal fato poderia ter sido verificado (registro de valores maiores de taxa de dose) com o perfeito funcionamento do computador dedicado ao sistema ENVIRO.

Concluísse, através dos resultados obtidos, podemos concluir que os dois sistemas de medição de dose ambiental são ferramentas importantes e contribuem de maneira eficaz e confiável para a produção de radiofármacos do IEN.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANDREUCCI, R; *Proteção Radiológica - Aspectos Industriais. Abende, 2003.*

ATTIX, F. H., Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, John Wiley & Sons, Inc., New York, USA.

BARSANELLI, CRISTIANE; *metodologia de calibração de dosímetros termoluminescentes. Campinas. 2003.*

BICRON, Radiation Measurement Products, 1999, Operator's Manual, model 5500 automatic TLD Reader. Publication no. 5500-0-0-0399-001. Saint Gobain Industrial Ceramics Corporation, OHIO, U.S.A.

BICRON-NE, 1998, Publication No. DOSM-HU Part. No. M-26700).

Burcham, W. E, Física Nuclear: 1974.

CAMPOS, LETÍCIA L; *Termoluminescência de materiais e sua aplicação em dosimetria da radiação. Cerâmica. v. 44, n° 290. São Paulo. 1998.*

CNEN – COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. Norma CNEN-NN 3.01: Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica. Resolução CNEN 164/2014.

Publicação no DOU em 11/03/2014. (CNEN, 2014a)

CNEN; Diretrizes básicas de radioproteção. Comissão Nacional de Energia Nuclear, CNEN-NE-3.01, 1988.

DISC. SCIENTIA; *Série: Ciências naturais e tecnológicas. S. Maria. V.4. n.1. n. 31-46. 2003.*

<http://www.cnen.gov.br/radiofarmacos>

ICRP – INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION.

Publication 103 – The 2007 Recommendations of the International Commission on.

Radiological Protection. Elsevier 2007.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY; *Cyclotron Produced Radionuclides: Principles and Practice. Technical Reports Series No. 465. IAEA, Vienna, 2008.*

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION; *General principles os monitoring for radiation protection of workers. Publication 35. Oxford, 1982.*

KAPLAN, I. *Física Nuclear. Guanabara Dois, 2° ed, 1978.*

KNOLL, G. F; *Radiation Detection and Measurement*. John Wley and sons, 4^a ed, USA, 2010.

MAURÍCIO, C.P, *Dosimetria Termoluminescente; Noções Teóricas e Aplicação à Monitoração Individual Externa*. Instituto de Radioproteção e Dosimetria. 1998.

MCKEEVER, S. W. S.; MOSCOVITCH, M; TOWNSEND, P.D; *Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses*. Nuclear Technology. Pub. Ashford, 1995.

MEIJVOGEL, K.; BURG, VAN DER; BOS, A.J.J; *Intrinsic efficiencies of TL materials*. *Radiation Protection Dosimetry*. Nuclear Thechnology Publishing, 1996.

MELQUIADES, F. L; APPOLONI, C. R; *Radioatividade natural em amostras alimentares*. Cad. Brás. Ens. Fís. 2004

MONTEIRO, ILKA HELENA TAAM SANTOS; *Determinação das taxas de dose ambientais e ocupacionais de radiação gama, em consequência da presença de RDS-111 e do depósito de rejeitos radioativos do IEN/CNEN [Rio de Janeiro] 2005, XXI,141 p. 29,7 cm(COPPE/UFRJ, M.Sc., Engenharia Nuclear, 2004).*

PEREIRA, WAGNER de SOUZA ; KELECOM, A. ; PY JUNIRO, DELCY de AZEVEDO ; MENDES, L.M.D. *Estimativa de Taxa de dose absorvida no peixe tilapia (Tilapia nilotica, Linnaeus, 1758) devido à incorporação de radionuclídeos naturais próximo a uma anomalia uranífera em Santa Quitéria, Ceará, Brasil Linnaeus, 1758) estimado próximo a uma anomalia uranífera em Santa Quitéria, Ceará, Brasil.. Mundo & Vida (UFF), v. 11, p. 31-35, 2010.*

ROSA, RODOLFO DE OLIVEIRA; *Avaliação da taxa de Kerma em depósito de rejeitos*, 2013.

TAUHATA, L., SALATI, I., PRINZIO, R.D., PRINZIO, A. R.D; *Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos*. Instituto de Radioproteção e Dosimetria – IRD/CENEN, 10^a revisão, 2014.