

Rafael Figueiredo Pohlmann Simões

PROPOSTA DE UMA METODOLOGIA PARA CARACTERIZAÇÃO DE RISCO
DE EXPOSIÇÃO EXTERNA DE FUNCIONÁRIOS DE SERVIÇOS DE
MEDICINA NUCLEAR

Dissertação aprovada para obtenção do Grau de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Radioproteção e Dosimetria do Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia nuclear na área de Física Médica.

Orientadora: Dra. Cláudia Lúcia de Pinho Maurício
IRD/CNEN

Rio de Janeiro - Brasil
Instituto de Radioproteção e Dosimetria - Comissão Nacional de Energia Nuclear
Coordenação de Pós-Graduação
2010

POHLMANN SIMÕES, RAFAEL FIGUEIREDO

Proposta de uma Metodologia Para Caracterização de Risco de Exposição Externa de Funcionários de Serviços de Medicina Nuclear [Rio de Janeiro] 2010

xiii, 67 p. 29,7 cm: il. Graf., tab.

Dissertação (mestrado) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria – Rio de Janeiro, 2010.

1. Introdução; 2. Fundamentos Teóricos; 3. Materiais e Métodos. 4. Resultados e Discussões; 5. Conclusões 6. Referências.

I. Instituto de Radioproteção e Dosimetria II. Título

Rafael Figueiredo Pohlmann Simões

PROPOSTA DE UMA METODOLOGIA PARA CARACTERIZAÇÃO DE RISCO DE
EXPOSIÇÃO EXTERNA DE FUNCIONÁRIOS DE SERVIÇOS DE MEDICINA
NUCLEAR

Rio de Janeiro, 21 de janeiro de 2010.

Dra. Cláudia Lúcia de Pinho Maurício – IRD/CNEN

Dra. Márcia Terezinha Carlos – IRD/CNEN

Dr. Berdj Aram Meguerian – INCa

Dr. Luiz Antônio Ribeiro Rosa – IRD/CNEN

O presente trabalho foi desenvolvido no Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear, sob orientação da Prof^a. Dr^a. Cláudia Lúcia de Pinho Maurício, com auxílios concedidos pela seguinte agência:

Comissão Nacional de Energia Nuclear

"SE TUDO PARECE ESTAR
SOB CONTROLE, VOCÊ NÃO
ESTÁ indo RÁPIDO O
SUFICIENTE."

MARIO ANDRETTI

AGRADECIMENTOS

Tentarei seguir uma ordem cronológica para evoluir este agradecimento. Em primeiro lugar tenho que agradecer a Deus e aos meus pais, ambos num só patamar, pois foram os maiores responsáveis pela minha existência e, posteriormente, pelas oportunidades em minha vida que me permitiram atingir o amadurecimento coroadado por esta pós-graduação. Um especial agradecimento aos meus avós que sempre me apoiaram muito, mesmo sem entender exatamente o significado de um mestrado em radioproteção e dosimetria.

Passando para a equipe que viabilizou essa dissertação, gostaria de agradecer à Dra. Cláudia Lúcia de Pinho Maurício, que me acolheu como um “filho acadêmico” desde o primeiro dia que à propus um tema sem muito fundamento. Ela sempre muito participativa, depois de longos debates sobre o assunto, foi a principal responsável pela consistência deste trabalho. O Dr. Berdj Aram Meguerian foi a pessoa que abriu as portas de uma clínica sob sua gestão permitindo que as medições fossem realizadas. Sinto-me muito honrado por participar de sua equipe, além de ser eternamente grato por ter seguido os primeiros passos em minha profissão junto à sua pessoa.

Pouco antes de iniciarmos a realização das medições, fui apresentado a duas pessoas fantásticas que foram verdadeiras locomotivas, pois forneceram a força e a cadência que o trabalho precisou. Dedico todo o conteúdo deste trabalho ao Sérgio e à Rosângela, responsáveis pelas irradiações e medições de todos os TLDs utilizados neste trabalho. Sou muito grato por tudo que fizeram, vocês foram pessoas fundamentais para o desenvolvimento deste trabalho.

Agradeço aos amigos Valmiro, Tainá e Clécio pelas conversas e dicas sobre o assunto.

Por fim, agradeço toda a equipe docente desta instituição que me proporcionou momentos profundos de reflexão sobre o tema de suas disciplinas. Tenho convicção que o epicentro da evolução dos alunos foi fruto do contato com a experiência de todos os senhores.

RESUMO

Um procedimento de medicina nuclear ocorre através da administração de uma atividade de material radioativo via injeção, ingestão ou inalação. Ao ser incorporado, o paciente torna-se uma fonte móvel de radiação, com isso, após o término do exame, ao dirigir-se à saída do Serviço de Medicina Nuclear (SMN), irradiará a todos em seu percurso. Um grupo de trabalhadores que se encontra neste trajeto é considerado grupo crítico, porém não há convicção sobre este enquadramento, pois não há medição. Desta forma, ações reivindicando direitos trabalhistas de indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) são comuns. Os empregadores ficam sempre em uma situação complexa, pois se resolvem fazer a monitoração individual de todos os integrantes dos grupos críticos, a Justiça subentende que os mesmos são IOEs e os empregadores são onerados. Por outro lado, caso não os forneçam, é impossível comprovar que estes trabalhadores não foram expostos a doses efetivas superiores ao limite de dose efetiva individual para público e também perdem as ações.

Este trabalho apresenta uma proposta de metodologia para avaliar, usando monitores ambientais de radiação com TLDs, a taxa de kerma no ar nestes pontos. Desta forma, obtêm-se informações relevantes para o enquadramento dos funcionários integrantes dos grupos críticos. A partir dos resultados destas medições, a clínica ou hospital poderá comprovar tecnicamente, sem a monitoração individual dos trabalhadores, a classificação de áreas e avaliar o limite da quantidade de pacientes injetados transeuntes nas áreas livres que garante exposição abaixo do limite de dose individual de público.

Esta metodologia foi aplicada, com sucesso, a uma clínica particular da cidade do Rio de Janeiro, que opera um serviço de medicina nuclear. O único grupo crítico avaliado que recebeu exposição estatisticamente diferente da radiação de fundo da clínica foi o referente à ante-sala do SMN. Este é um local que deve ser caracterizado como área supervisionada e o grupo de trabalhadores deste ambiente como IOE, pois a estimativa extrapolada de dose efetiva anual nesta posição foi de $1,2 \pm 0,7$ mSv/ano, valor acima do limite anual para público (1,0 mSv/ano). Ao normalizar a medida sob o número de pacientes, pode-se observar que em média cada paciente contribuiu com uma dose efetiva de cerca de $1,0 \mu\text{Sv}$ neste ambiente, considerando as condições da clínica no momento da análise. Então, o número máximo de pacientes, que poderiam ser atendidos pelo SMN para que esta área fosse classificada como área livre, seria de 1000 pacientes no ano.

ABSTRACT

Nuclear medicine procedure requires the administration of radioactive material by injection, ingestion or inhalation. After incorporation, the patient becomes a mobile source of radiation and, after their examination; they can irradiate everyone on their way out of the Nuclear Medicine Service (NMS). A group of workers in this path is considered a critical group, but there are no conviction on this classification, because there aren't measurements available. Thus, workers claiming for occupationally exposed individual's (OEI) rights are common. Employers are always in a complex situation, because if they decided to undertake the individual external monitoring of the critical working groups, the Court considers all as IOE and employers are taxed. On the other hand, if they do not provide monitoring, it is impossible to prove that these workers were not exposed to effective doses higher than individual annual public's limit and they lose the actions, too.

This work proposes a methodology to evaluate, using TLD environmental monitors, air kerma rate at critical staff points in a NMS. This method provides relevant information about critical groups' exposure. From these results, the clinic or hospital may prove technically, without individual monitoring of employees, the classification of areas and can estimate the maximum flow of patients in the free areas which guarantees exposures below the public individual dose limit. This methodology has been applied successfully to a private clinic in Rio de Janeiro, which operates a NMS. The only critical group that received exposure statistically different from clinic background radiation was that on the antechamber of the NMS. This is a site that should be characterized as a supervised area and the group of workers in this environment as IOE, as the estimated extrapolated annual effective dose in this position was 1.2 ± 0.7 mSv/year, above the public annual limit (1,0 mSv/year). Normalizing by the number of patients, it can be seen that on average each patient contributes to the effective dose with about $1.0 \mu\text{Sv}$ at this point, considering the conditions of the clinic at the time of analysis. Therefore, the maximum number of patients that could be attended in this area as a free area would be 1000 patients per year.

ÍNDICE

1.	INTRODUÇÃO.....	1
1.1	CONSIDERAÇÕES INICIAIS.....	1
1.2	OBJETIVOS GERAIS.....	2
1.3	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	2
2.	FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	4
2.1.	A EVOLUÇÃO DA RADIOATIVIDADE, RADIOTRAÇADORES E CINTILOGRAFIA.....	4
2.2.	A PRÁTICA DE MEDICINA NUCLEAR.....	6
2.3.	A MEDICINA NUCLEAR NO BRASIL.....	10
2.4.	RADIOPROTEÇÃO.....	14
2.5.	EXPOSIÇÃO EXTERNA EM MEDICINA NUCLEAR.....	17
2.6.	LEGISLAÇÃO SOBRE A MEDICINA NUCLEAR.....	20
2.7.	DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE (MAURICIO, 2001; OBERHOFER E SCHARMANN, 1981; MCKEEVER, 1985).....	21
2.7.1.	ARMAZENAMENTO DE ENERGIA NO TLD.....	23
2.7.2.	LIBERAÇÃO DA ENERGIA NO TLD.....	25
2.7.3.	CURVA DE EMISSÃO TL.....	26
2.7.4.	PROPRIEDADES DOSIMÉTRICAS DE ALGUNS TLDS.....	27
3.	MATERIAIS E MÉTODOS.....	29
3.1.	O SERVIÇO DE MEDICINA NUCLEAR ESTUDADO.....	29
3.1.1.	RADIOFARMÁCIA (D).....	32
3.1.2.	SALA DE INJEÇÃO (E).....	34
3.1.3.	SALA DE ESPERA DE PACIENTES INJETADOS (F).....	35
3.1.4.	SALA DE ERGOMETRIA (C).....	36
3.1.5.	SALA DE REPOUSO (H).....	37
3.1.6.	SALA DE COMANDO (B).....	37
3.1.7.	SALA DE EXAMES (A).....	37
3.2.	METODOLOGIA PARA ESTABELECIMENTO DO GRUPO CRÍTICO.....	38

3.3.	SISTEMA DOSIMÉTRICO	39
3.4.	CALIBRAÇÃO DO SISTEMA DOSIMÉTRICO	41
3.5.	AVALIAÇÃO DOS MONITORES.....	42
3.6.	DEFINIÇÃO DOS GRUPOS CRÍTICOS.....	43
3.7.	DISTRIBUIÇÃO ESPACIAL E TEMPORAL DOS DOSÍMETROS	44
4.	RESULTADOS.....	46
4.1.	RADIAÇÃO DE FUNDO DA CLÍNICA	46
4.2.	RESULTADOS DAS MEDIÇÕES.....	46
4.3.	ESTIMATIVA DAS DOSES EFETIVAS ANUAIS	49
4.3.1.	RADIOFARMÁCIA	49
4.3.2.	SALA DE EXAMES, COMANDO E ERGOMETRIA DO SMN.....	50
4.3.3.	SALA DE INJEÇÃO	51
4.3.4.	SALA DE PACIENTES INJETADOS.....	52
4.3.5.	SALA DE REPOUSO	53
4.3.6.	ANTE-SALA DO SMN – ÁREA LIVRE	54
4.3.7.	DEMAIS PONTOS COM MEDIÇÕES IGUAIS OU MENORES QUE O BG	55
4.4.	METODOLOGIA PARA ENQUADRAMENTO DE IOE OU GRUPO CRÍTICO EM SMN	56
4.4.1.	APLICAÇÃO DA METODOLOGIA NA CLÍNICA.....	56
5.	CONCLUSÃO	58
6.	REFERÊNCIAS.....	60
	ANEXO I: RELATÓRIO DE DOSIMETRIA.....	63

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1: Radionuclídeos tipicamente utilizados nos SMN e suas características básicas (UNGER e TRUBEY, 1982).....	7
Tabela 2.2: Frequência relativa de procedimentos realizados em SMN e atividades tipicamente administradas em pacientes por procedimentos.....	9
Tabela 2.3: Limites de dose anual (a), segundo a norma 3.01 CNEN.....	16
Tabela 2.4: Procedimentos típicos em medicina nuclear e as doses estimadas para diferentes distâncias do paciente injetado (NCRP,1996b).....	19
Tabela 2.5: Dose estimada em indivíduos expostos aos pacientes submetidos à medicina nuclear (NCRP,1996b).....	19
Tabela 2.6 - Normas brasileiras que regulam os SMN divididas pelos órgãos competentes.....	21
Tabela 2.7: Características de alguns TLDs de fabricação Harshaw/Bicron.....	28
Tabela 3.1: Atividade média contratada pelo SMN em 2007/2008.....	34
Tabela 4.1: Resumo dos valores líquidos obtidos pelos monitores ambientais.....	48
Tabela 4.2: Estimativa da dose efetiva na Radiofarmácia (pontos D1 e D2) para 1 e 2 ciclos.....	49
Tabela 4.3: Estimativa da dose efetiva na sala de administração de radiofármacos (ponto E1) para 2 e 13 ciclos.....	52
Tabela 4.4: Estimativa da dose efetiva na sala de pacientes injetados (pontos F1, F2, F3, F4 e F5) para 2 e 13 ciclos.....	53
Tabela 4.5: Estimativa da dose efetiva na Sala de Repouso (ponto H1) para 2 e 13 ciclos.....	54
Tabela 4.6: Estimativa da dose efetiva na ante-sala do SMN (pontos J1 e J2) para 2 e 13 ciclos.....	55

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Primeira imagem cintilográfica a partir da detecção da radiação proveniente do ^{131}I localizado na tireóide de um paciente.....	5
Figura 2.2 - A evolução da distribuição de gerador de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ entre os anos de 1999 e 2005 (IPEN, 2008).....	11
Figura 2.3 - A produção de ^{131}I na forma líquida (IPEN, 2008).....	11
Figura 2.4 - A produção de ^{131}I na forma de cápsula (IPEN, 2008).....	12
Figura 2.5 - Evolução da Distribuição de ^{67}Ga (IPEN, 2008).....	12
Figura 2.6 - A evolução da produção de ^{201}Tl (IPEN, 2008).....	13
Figura 2.7 - Desenho esquemático do processo de emissão TL	22
Figura 2.8 - Fluxograma do sistema de dosimetria TL.....	23
Figura 2.9 - Esquema de bandas do LiF.....	25
Figura 2.10 - Curva de emissão TL.....	27
Figura 2.11 - Curva da resposta EL em função da dose para um TLD	28
Figura 3.1 - Planta baixa. Em linha tracejada a rota de saída desde SMN até a escada de acesso ao térreo e em linha contínua a delimitação da área supervisionada.....	31
Figura 3.2 - Detalhe do depósito de geradores.....	32
Figura 3.3 - Depósito de Rejeitos localizados na radiofarmácia.....	33
Figura 3.4 - Cofre localizado na radiofarmácia para armazenamento das fontes que ainda se encontram em uso.....	33
Figura 3.5 - Sala de administração de radiofármacos.....	35
Figura 3.6 - Sala de espera de pacientes injetados.....	35
Figura 3.7 - Sala de Ergometria.....	36
Figura 3.8 - Sala de repouso.....	37
Figura 3.9 - Sala do Cintilógrafo.....	38
Figura 3.10 - Monitores ambientais de radiação.....	39
Figura 3.11 - Colocação de um chip de TLD100H na gaveta do leitor Harshaw 3500, utilizando pinça a vácuo.....	40
Figura 3.12 - Imagem de uma curva de emissão TL do TLD100H obtida no leitor Harshaw 3500, nas condições usadas neste trabalho.....	40
Figura 3.13 - Curva de calibração individualizada dos TLDs.....	41

Figura 3.14 - Posicionamento dos dosímetros ambientais na clínica estudada (retângulos com código alfanumérico) Vermelho: Área Supervisionada do serviço de medicina nuclear Laranja: Área Controlada Amarelo: Posição dos grupos críticos Verde: Sala usada para medir a radiação de fundo Azul: Rota de saída dos pacientes.....45

1. INTRODUÇÃO

1.1 Considerações Iniciais

Um procedimento de medicina nuclear ocorre através da administração de material radioativo associado a um fármaco por via endovenosa, via oral ou por inalação. Quando o material radioativo é incorporado, o paciente torna-se uma fonte móvel de radiação, irradiando externamente todos que dele se aproximem, como os profissionais do Serviço de Medicina Nuclear (SMN), os outros pacientes, os outros profissionais onde funciona o SMN, acompanhantes, e o público em geral.

A legislação sobre medicina nuclear no Brasil se divide entre as normas da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), resoluções do Ministério da Saúde, e do Ministério do Trabalho. As normas da CNEN regulam todo o controle de materiais radioativos e limites de dose para indivíduos ocupacionalmente expostos e indivíduos de público, além do licenciamento de serviços e transporte de materiais. As resoluções do Ministério da Saúde também influenciam no licenciamento, mas estão mais focadas na infra-estrutura física do serviço.

A área de um SMN é considerada área supervisionada e seus trabalhadores são considerados indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE), sendo obrigatório o uso de monitores individuais para avaliação de sua dose externa. A possibilidade de contaminação interna existe, principalmente na radiofarmácia onde os materiais radioativos são manipulados, mas a avaliação da dose comprometida individual não é rotineira no Brasil, sendo realizada apenas em situações não usuais em que haja suspeita de incorporações acidentais.

As demais áreas são consideradas áreas livres, mas o paciente do SMN, após concluir seu procedimento, pode irradiar outros profissionais da mesma instituição ao

dirigir-se à saída. Todos que se encontram neste trajeto, à priori, podem formar um grupo crítico, porém não há medição dos valores de doses recebidas, exceto quando são fornecido dosímetros a estes funcionários, o que não é necessário pois são classificados como indivíduos do público. Entretanto, ações trabalhistas são comuns para discutir estes casos, especialmente quando há alguma funcionária gestante. Os empregadores inserem-se sempre em uma situação complexa: se fornecerem dosímetros aos integrantes do grupo crítico, os mesmo serão considerados ocupacionalmente expostos e serão obrigados a pagar adicional de insalubridade ou periculosidade, além do próprio serviço; e, se não o fornecerem, não terão como provar que estes trabalhadores não deveriam ser enquadrados como IOE.

1.2 Objetivos Gerais

O objetivo deste trabalho é desenvolver uma metodologia para avaliar, usando monitores ambientais de radiação com detectores termoluminescentes (TLDs), a taxa de kerma no ar em pontos das áreas controlada, supervisionada e livre da clínica e, assim, obter informações relevantes para o enquadramento dos funcionários.

1.3 Objetivos Específicos

- Após a realização desta medição a clínica possuirá um laudo de classificação de áreas e um limite da quantidade de pacientes injetados transeuntes para determinada área, sem alteração da classificação estabelecida.

- Este laudo irá fornecer subsídios técnicos suficientes para a clínica responder a possíveis ações trabalhistas no que tange ao enquadramento do grupo crítico, protegendo-a das ações não fundamentadas.
- O laudo também possibilitará ao empregador a reclassificação das áreas e reconsideração dos funcionários, visto que há a possibilidade das áreas dos grupos críticos serem expostas à níveis superiores dos limites de dose efetiva de indivíduos de público, sendo os trabalhadores devidamente re-enquadrados como IOE e receberão os adicionais conforme legislação vigente.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1. A evolução da radioatividade, radiotraçadores e cintilografia

Foi Wilhelm Röntgen, em 1895, que com sua descoberta sobre os raios X motivou a busca por algo que naturalmente emitisse aquilo que ele produzira artificialmente por meio da ampola de Crookes (HAASE *et al.*, 1997). Porém, foi Henri Becquerel (MARTINS, 2003) o responsável pela descoberta de sais de urânio que emitiam radiações capazes de impressionar chapas fotográficas. Em 1898, Marie Curie percebeu os mesmos efeitos a partir do elemento rádio, o que gerou a denominação de radioatividade. Tanto os raios X, como os elementos radiativos foram utilizados para formar imagens ósseas por transmissão. Entretanto, os raios X foram mais eficientes, tanto no tempo necessário para formar a imagem, quanto na qualidade do contraste (SORENSEN *et al.*, 2003). Com isso, a primeira área médica que surgiu com essas descobertas foi a radiologia.

A medicina nuclear esperou mais de meio século para ser utilizada em escala mundial. O tempo de maturidade para a implementação da prática foi longo devido às dificuldades em gerar os radionuclídeos e em obter um sistema de detecção cintilográfico. Este sistema não é tão simples quanto o de formação de imagens por transmissão em películas utilizadas na radiologia. Foi Georg de Hevesy que iniciou o desenvolvimento dos traçadores com seu estudo sobre sistema biológico em 1923, pesquisando a absorção e movimentação do nitrato de chumbo radioativo em plantas. Em 1927, Blumgart e Weiss administraram de forma intravenosa solução aquosa de Radônio. Em seguida mediram o tempo de trânsito do sangue entre um braço e outro utilizando uma câmara (SORENSEN *et al.*, 2003).

Porém, apenas quando o ciclotron foi inventado por Lawrence na década de 1930, novos radionuclídeos foram produzidos. Os reatores nucleares, desenvolvidos em parte durante o projeto Manhattan, iniciaram a produção de radioisótopos em quantidades suficientes para utilização em aplicações médicas (SORENSEN *et al.*, 2003). O ^{131}I foi o primeiro radionuclídeo utilizado com sucesso para terapia em um órgão específico do corpo humano, em 1938, aproveitando a afinidade do iodo com a tireóide (BRUCER, 1959).

O scanner retilíneo (SORENSEN *et al.*, 2003), desenvolvido por Benedict Cassen em 1951, gerou a primeira imagem de medicina nuclear a partir da detecção da radiação proveniente do ^{131}I localizado na tireóide de um paciente, como pode ser visualizado na figura 2.1.

A câmara de cintilação foi desenvolvida por Anger em 1956 na universidade da Califórnia. Esta era composta por um cristal de NaI(Tl) com 6 mm de espessura, apenas 10 cm de diâmetro e 7 fotomultiplicadoras (3,8 cm de diâmetro cada) (HENDEE e RITENOUR, 2002). Assim, a medicina nuclear estava criada.



Figura 2.1 - Primeira imagem cintilográfica a partir da detecção da radiação proveniente do ^{131}I localizado na tireóide de um paciente

2.2. A prática de Medicina Nuclear

A Medicina nuclear é uma especialidade médica que utiliza técnicas de detecção de raios gama provenientes de um radiofármaco administrado ao paciente o que possibilita adquirir dados sobre a anatomia e a função dos órgãos. É uma maneira não invasiva de se obter informações de diagnóstico médico que, de outra forma, só seriam obtidas por cirurgia ou exames diagnósticos de maior custo. Por isso, entre os anos 1995 e 2001, observou-se um incremento de mais de um milhão de procedimentos de medicina nuclear por ano no Brasil, variando a quantidade de 800.000 para 1.870.000 (ANVISA, 2008). Os exames de medicina nuclear (IAEA, 2000) servem, principalmente, para estudar danos fisiológicos ao coração, restrição do fluxo sanguíneo ao cérebro, além do funcionamento de outros órgãos como a tireóide, rins, fígado e pulmões. A medicina nuclear também é muito útil em procedimentos terapêuticos (ICRP, 2004; USNRC, 1997) como o tratamento do hipertireoidismo e alívio da dor para certos tipos de câncer dos ossos.

Um procedimento de diagnóstico em medicina nuclear (USNRC, 1997) ocorre através da incorporação de uma pequena quantidade de material radioativo via injeção, ingestão ou inalação. As características principais dos radionuclídeos mais usados em medicina nuclear são apresentadas na tabela 2.1. Estes radioisótopos são marcados a um elemento farmacêutico especializado, conforme tabela 2.2, que tem como alvo órgãos, ossos ou tecidos específicos do corpo, objeto do exame ou tratamento de medicina nuclear. A atividade do material radioativo associado é calculada para cada paciente, a fim de garantir o melhor resultado dos exames, limitando, ao mesmo tempo, a quantidade de exposição à radiação. São utilizados radionuclídeos de meia-vida curta: entre 6 horas e 3 dias (segunda coluna da tabela 2.1). Além do decaimento radioativo do material (meia-vida física), deve-se

levar em consideração para o cálculo do risco radiológico do paciente, sua excreção pelo corpo (meia-vida biológica), o que diminui ainda mais sua meia-vida efetiva. O benefício de procedimentos de medicina nuclear para o paciente é indiscutível. A dose efetiva do paciente (ICRP, 2004) é baixa quando comparada à dose efetiva, por exemplo, em procedimentos que utilizam a tomografia computadorizada.

Tabela 2.1: Radionuclídeos tipicamente utilizados nos SMN e suas características básicas (UNGER e TRUBEY, 1982)

Radionuclídeo	Meia-Vida física	Energia de emissão [keV]
^{99m} Tc	6 horas	140 (89 %)
¹²³ I	13 horas	27 (71 %) 159 (83 %)
¹³¹ I	8 dias	364 (81 %)
²⁰¹ Tl	73 horas	71 (47 %) 167 (11 %)
⁶⁷ Ga	78 horas	93 (38 %) 184 (21 %) 300 (17 %)
¹¹¹ In	68 horas	23 (68 %) 171 (91 %) 245 (94 %)
⁸² Rb	1,25 minutos	511 (192 %) 777 (13 %)
¹⁵ O	2,04 minutos	511 (200 %)
¹¹ C	20,48 minutos	511 (200 %)
¹⁸ F	109,74 minutos	511 (194 %)
¹³ N	9,97 minutos	511 (200 %)

A técnica do PET (Tomografia por Emissão de Pósitrons) tem a capacidade de revelar as alterações do metabolismo celular por todo o corpo, permitindo o diagnóstico precoce de lesões tumorais ou focos recentemente desenvolvidos pela doença (metástases). A técnica consiste na administração de um radiofármaco de meia-vida curta, geralmente glicose marcada com Flúor-18 (FDG-18). Também há outros radionuclídeos que permitem estudos com outros objetivos, como o carbono-11, nitrogênio-13, oxigênio-15 e rubídio-82. Após a injeção, é necessário deixar o paciente aguardando por um intervalo de tempo aproximado de uma hora, quando ocorre a biodistribuição do radiofármaco. Em seguida o paciente é direcionado ao tomógrafo para aquisição da imagem. Durante o exame os pósitrons emitidos pelos radionuclídeos são aniquilados pelos elétrons da região onde se alocaram os

marcadores, emitindo um par de raios gama com energia de 511 keV, que possuem mesma direção e sentidos opostos. O equipamento PET detecta esses raios e apenas os contabiliza para formação da imagem quando chegam aos detectores opostos no mesmo momento, com uma margem de flexibilização da ordem de nano segundos.

Associada à imagem proveniente do PET, que permite estudar a fisiologia do paciente, é possível fazer uma tomografia computadorizada (CT), que fornece informações sobre a anatomia do paciente, como localização, tamanho e formato. Atualmente os equipamentos PET podem ser vendidos com um CT acoplado gerando as imagens sequencialmente. Ainda há nos centros de diagnósticos máquinas que não são acopladas, porém existe a possibilidade de fundir as imagens, mesmo que realizadas em equipamentos diferentes.

A técnica é muito importante também no diagnóstico de patologias neurológicas como as demências, em especial a doença de Alzheimer, as epilepsias, doença de Parkinson e seqüelas por abuso de drogas. A técnica PET determina com precisão a localização de focos epileptogênicos, possibilitando o tratamento cirúrgico em casos refratários. Já para estudos cardíacos, a medicina nuclear tradicional permite uma avaliação adequada, não sendo interessante utilizar uma técnica com custos elevados quando comparadas entre si. Porém em casos raros, o PET tem seu papel importante também neste ramo de estudos.

A terapia mais conhecida e antiga da medicina nuclear é a do tratamento de câncer de tireóide, onde se administra ^{131}I por via oral, que se concentra na tireóide. A atividade de iodo retida na tireóide depende do tamanho da glândula e do estágio da doença. Sabe-se que a captação diária de iodo pela tireóide, na dieta de um adulto saudável, varia de 60 a 100 μg (NUREG, 1994). O ^{131}I emite radiação γ e β , sendo a destruição da célula folicular devida à radiação β . A partícula β tem penetração de 1 a 2 mm neste tecido e destrói as células que a captam, bem como as células das áreas

adjacentes. Os achados histológicos após o tratamento com radioiodo são edema e necrose das células epiteliais, e infiltrado leucocitário. O processo inflamatório agudo é seguido por fibrose da glândula (BRAVERMAN e UTIGER, 1991).

Tabela 2.2 : Frequência relativa de procedimentos realizados em SMN e atividades tipicamente administradas em pacientes por procedimentos (NCRP, 1996b)

Procedimento	Percentual de representação típico	Atividade tipicamente administrada por procedimento (MBq)	Radionuclídeo mais utilizado	Fármaco tipicamente utilizado
DIAGNÓSTICO:				
Osso	20,60%	740	^{99m} Tc	MDP
Gástrico	4,60%	40	^{99m} Tc	PERTECNETATO
Coração	11,80%	110	^{99m} Tc	MIBI
Coração - Perusão	17,90%	1100	^{99m} Tc	TETRAFOSMIN
Hepatobiliar	2,90%	300	^{99m} Tc	DISIDA
Rins	8,20%	370	^{99m} Tc	DMSA ou DTPA
Pulmão - Perusão	8,2	110	^{99m} Tc	MAA
Pulmão - Ventilação	7,30%	740	^{99m} Tc	MAA
Tireóide	5,60%	15	¹²³ I	-
Tumor/infecção	3,80%	190	⁶⁷ Ga	-
Outros	5,70%	-	-	-
TERAPIA:				
Hipertiroidismo	1,80%	740	¹³¹ I	-
Ca Tireóide	0,20%	3700	¹³¹ I	-

Os pacientes com câncer de tireóide recebem atividades para diagnóstico que são da ordem de dezenas de mCi e atividades terapêuticas em geral entre 100 e 200 mCi (3,7 a 7,4 GBq) podendo ser maior. As principais indicações da terapia com ¹³¹I são ablação do tecido tireoidiano residual após tireoidectomia, tratamentos de recorrência local e de metástases (SALVATORI *et al.*, 2000; MAXON, 1999).

Embora sua incidência venha aumentando, o câncer de tireóide é pouco freqüente, representando menos de 1% de todos os cânceres em humanos. Com predominância do sexo feminino sobre o masculino (3:1). Os tipos mais comuns dos carcinomas de tireóide são o papilífero (60 a 80%) e o folicular (10 a 20%), também chamados de carcinomas diferenciados (DE BRUIN *et al.*, 1994). A taxa de mortalidade desse tipo de carcinoma é muito baixa, e 85 a 93% dos pacientes adultos que se submeteram ao tratamento adequado encontram-se vivos dez anos após o diagnóstico inicial (CORONHO *et al.*, 2001).

2.3. A Medicina Nuclear no Brasil

A utilização de radiofármacos no Brasil tem passado por um incremento elevado nos últimos anos e, conseqüentemente, o número de serviços de medicina nuclear também. Como podemos observar na figura 2.2, a evolução da distribuição do gerador de ^{99m}Tc entre os anos de 1999 e 2005 foi de 61 % (IPEN, 2008).

Dados do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) também mostram que a produção de ^{131}I , na forma líquida e em cápsulas, foi incrementada em 126 % e 327 %, respectivamente, conforme mostra as figuras 2.3 e 2.4.

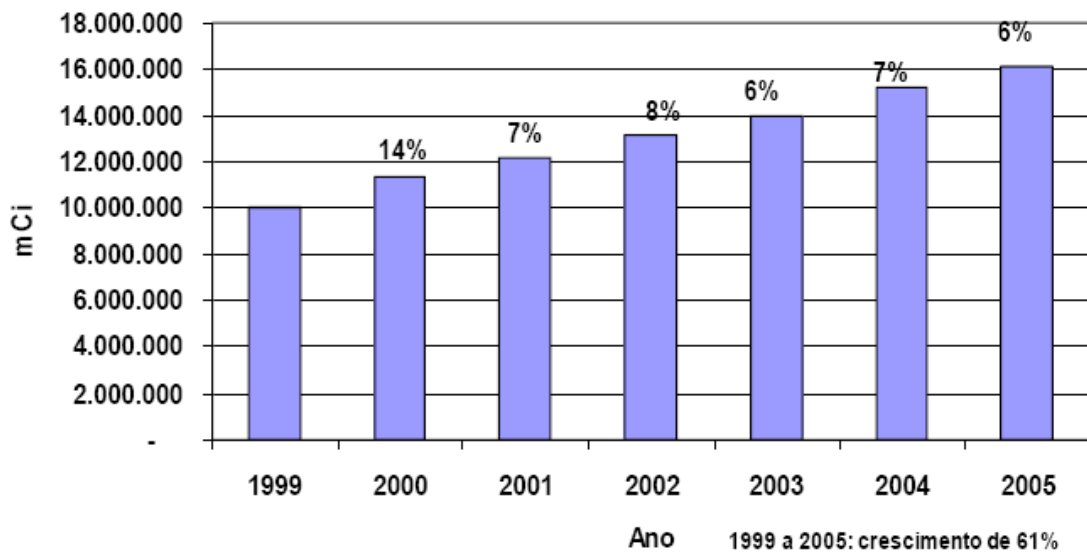


Figura 1.2 - A evolução da distribuição de gerador de ^{99m}Tc entre os anos de 1999 e 2005 (IPEN, 2008)

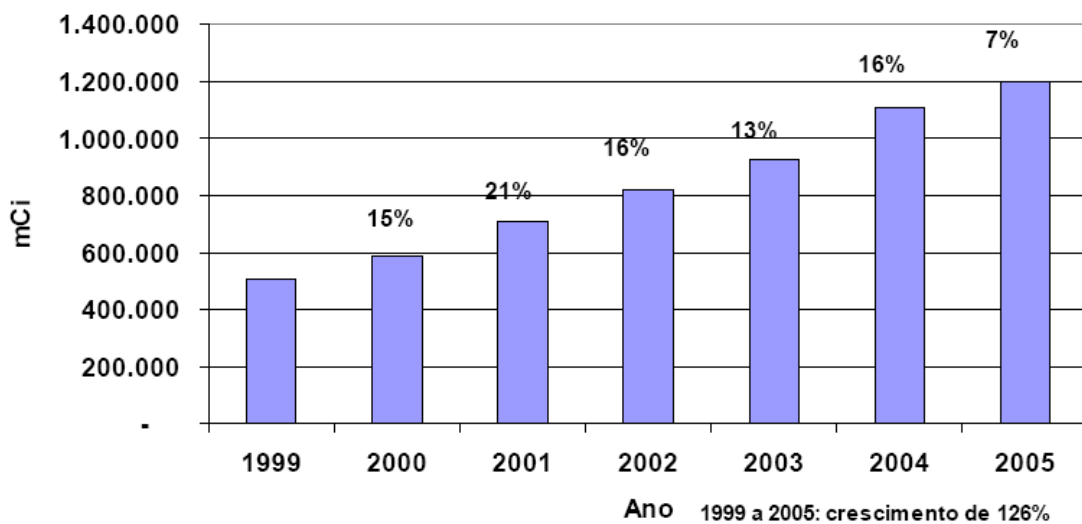


Figura 2.3 - A produção de ^{131}I na forma líquida (IPEN, 2008)

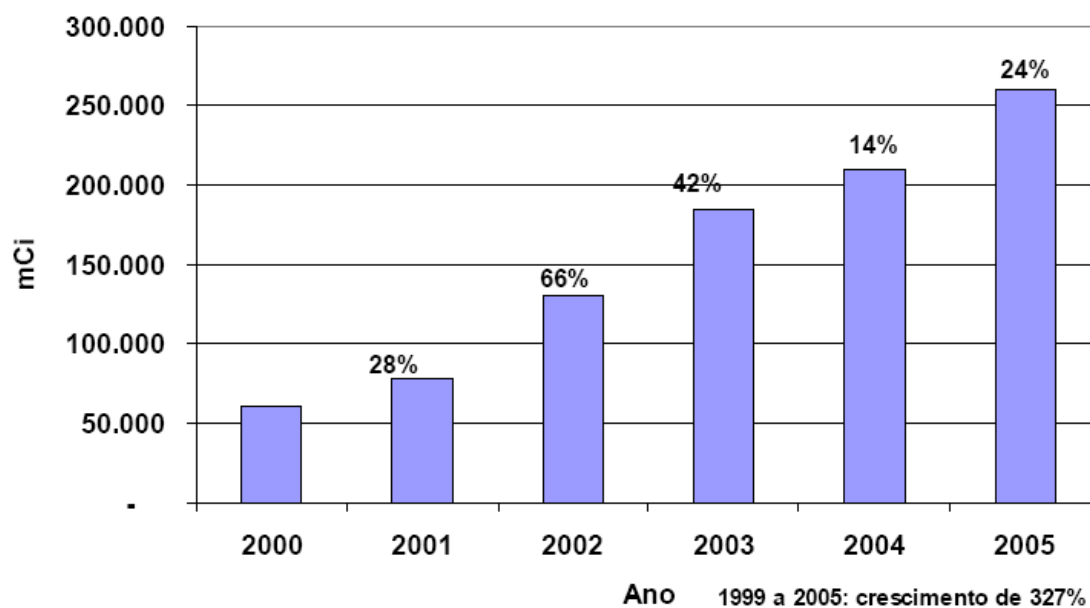


Figura 2.4 - A produção de ^{131}I na forma de cápsula (IPEN, 2008)

O Gálio também é utilizado na medicina nuclear, porém em menor escala.

Ainda assim foi observada evolução na sua distribuição conforme figura 2.5.

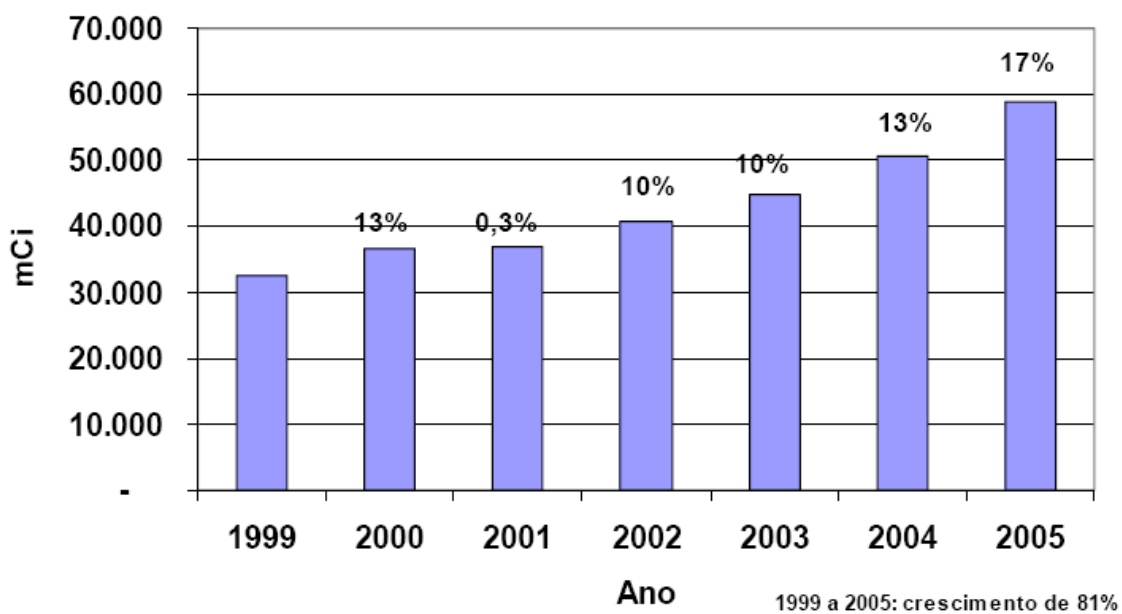


Figura 2.5 - Evolução da Distribuição de ^{67}Ga (IPEN, 2008)

O único radionuclídeo que teve diminuição na distribuição foi o ^{201}Tl devido ao seu alto custo e substituição crescente por $^{99\text{m}}\text{Tc}$ marcado com fármaco específico, conforme figura 2.6.

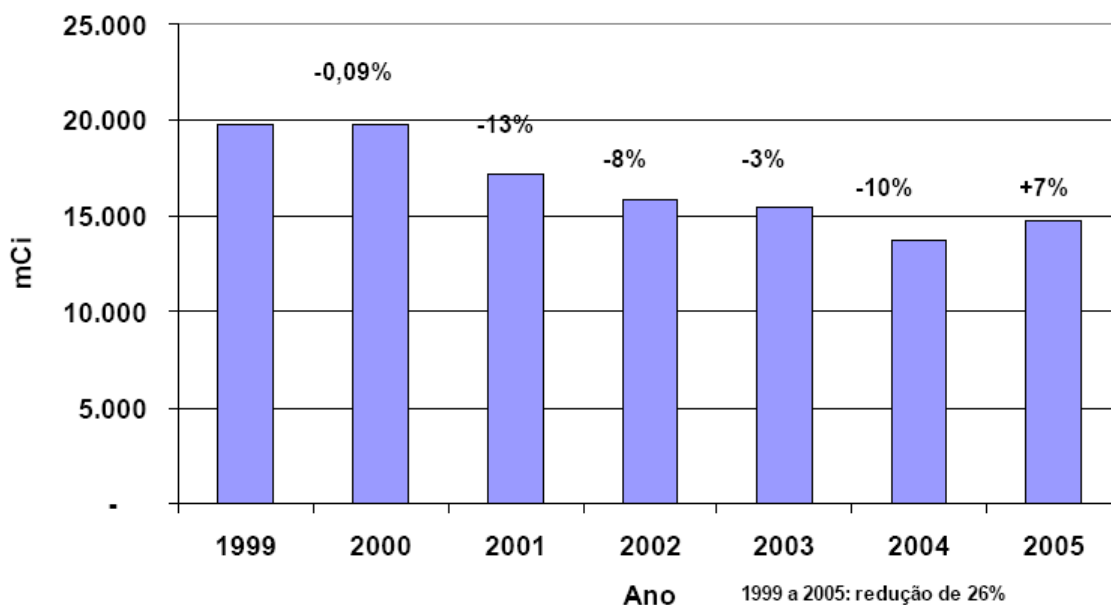


Figura 2.6 - A evolução da produção de ^{201}Tl (IPEN, 2008)

Os dados apresentados são do IPEN, tendo em vista que durante este período a produção de radionuclídeos era monopólio nacional e a empresa governamental responsável pela sua produção e distribuição era também o IPEN, juntamente com o Instituto de Engenharia Nuclear (IEN), em menor escala. O monopólio foi revisto através da emenda constitucional N° 49 de 08 de fevereiro de 2006, passando a não ser mais aplicável a radionuclídeos de meia-vida menores que 2 horas. Com isso, novos centros privados estão em fase de licenciamento e instalação, mas a produção e distribuição dos radionuclídeos apresentados nas figuras 2.2,2.3,2.4,2.5 e 2.6 continuarão sob competência do IPEN, visto que suas meias-vidas são maiores que a

determinada na lei que determina a flexibilidade do monopólio. A expectativa com essa medida é que seja incrementada a produção de ^{18}F a partir de novos ciclotrons que serão instalados no Brasil.

Estima-se (DANTAS, 2008) que sejam realizados, por ano, em torno de 300 mil procedimentos de medicina nuclear por ano no Brasil. Isso representa 3 exames para cada 100 mil habitantes, dos quais 2 são da rede pública (SUS) e apenas 1 da rede de particular. Em países como Canadá, EUA e Alemanha a proporção gira em torno de 40 a 60 exames para cada 100 mil habitantes.

Exames de cintilografia do miocárdio possuem grande influência no acompanhamento de pacientes cardiopatas, sendo inclusive, incluído como exame periódico (pacientes acima dos 40 anos) em grandes empresas americanas e européias. O que aumentaria ainda mais o volume de exames se esta prática for implementada no país.

2.4. Radioproteção

A radioproteção se ocupa com a proteção contra os efeitos estocásticos da radiação proveniente da ação humana. Efeitos estocásticos são aqueles que acontecem a partir de uma probabilidade de ocorrência, já os efeitos determinísticos acontecem com 100% de probabilidade, variando a gravidade da ação de acordo com o incremento da dose absorvida pelo organismo. Efeitos estocásticos estão relacionados diretamente com a probabilidade de ocorrência de uma lesão molecular, que quando não é corrigida, pode evoluir até a um câncer, por exemplo. O fator de risco de indução de câncer a partir de uma dada exposição à radiação em baixas doses precisa ser determinado, porém para obtenção de tais dados existem muitas variáveis que introduzem as pesquisas muitos falsos positivos. A mais complexa de ser obtida é a confiabilidade estatística. Segundo GOSS (1975) seria necessário um

grupo de 100.000 pessoas e 20 anos para obtermos resultados confiáveis sobre os efeitos de uma dose (efetiva ou equivalente) de 0,2 mSv. Para doses menores que esta, seria necessário aumentar ainda mais a população observada.

A exposição média anual devida à radiação natural é da ordem de 2,4 mSv. Mas em alguns poucos lugares, esta taxa chega a 100 mSv/ano e existem muitos pontos onde a taxa é de 10 mSv/ano (UNSCEAR, 2000).

Poucos são os dados sobre os efeitos biológicos em humanos quando expostos a baixas doses de radiação (< 0,2 Gy). O consenso atual é que não há dados suficientes para compreender quais são os riscos associados às baixas exposições de radiação, mas é aceita uma relação linear sem limiar (LNT – “linear no threshold”).

As recomendações internacionais de radioproteção são documentadas pela “International Commission on Radiological Protection” (ICRP) em suas publicações. No Brasil, a Comissão Nacional de Energia Atômica (CNEN) é responsável pela definição das recomendações básicas e o licenciamento e controle das fontes de radiação.

Os princípios básicos de radioproteção são a Justificação, Otimização e Limitação da Dose Individual. A Justificação diz que nenhuma prática ou fonte associada a essa prática poderá ser aceita, a não ser que a prática produza benefícios, para os indivíduos expostos ou para a sociedade, suficientes para compensar o detrimento correspondente, levando-se em conta fatores sociais e econômicos, assim como outros fatores pertinentes.

A Otimização deve considerar o princípio ALARA que estabelece que toda prática deve ter a dose tão baixa quanto razoavelmente exequível. Para isso deve-se observar os três componentes impactantes na implementação da radioproteção que são: tempo de exposição, distância em relação à fonte de radiação e blindagem adequada.

A Limitação da Dose Individual restringe a exposição dos indivíduos de tal modo que nem a dose efetiva, nem a dose equivalente em órgãos ou tecidos de interesse, causada pela possível combinação de exposições originadas por práticas autorizadas, excedam os limites individuais de dose especificados na tabela 2.3.

Tabela 2.3: Limites de dose anual (a), segundo a norma 3.01 CNEN

Grandeza	Órgão	IOE	Indivíduo de público
Dose Efetiva	Corpo Inteiro	20 mSv (b)	1 mSv (c)
Dose Equivalente	Cristalino	150 mSv	15 mSv
	Pele (d)	500 mSv	50 mSv
	Mãos e pés	500 mSv	-

(a) Para fins de controle administrativo efetuado pela CNEN, o termo dose anual deve ser considerado como dose no ano calendário, isto é, no período decorrente de janeiro a dezembro de cada ano.

(b) Média ponderada em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano.

(c) Em circunstâncias especiais, a CNEN poderá autorizar um valor de dose efetiva de até 5 mSv em um ano, desde que a dose efetiva média em um período de 5 anos consecutivos, não exceda a 1 mSv por ano.

(d) Valor médio em 1 cm² de área, na região mais irradiada.

No caso de acompanhantes e voluntários de procedimentos médicos, o limite de dose efetiva é de 5 mSv por procedimento. Os pacientes não possuem limites de dose, pois serão expostos à quantidade necessária para obtenção do diagnóstico ou terapia clinicamente indicada.

De acordo com as normas da CNEN para facilitar a implementação dos princípios de radioproteção nas instalações deve-se classificar os grupos de trabalhadores de acordo com a sua posição de trabalho em relação às áreas supervisionadas e livres.

A norma NN-3.01 da CNEN (BRASIL, 2005) apresenta as seguintes definições:

- Indivíduo Ocupacionalmente Exposto (IOE): Indivíduo sujeito à exposição ocupacional

- Indivíduo de Público: Qualquer membro da população quando não submetido à exposição ocupacional ou exposição médica
- Grupo Crítico: Grupo de indivíduos do público, razoavelmente homogêneo em relação a uma determinada fonte ou via de exposição, recebendo as maiores doses efetivas ou doses equivalentes devida àquela fonte ou via de exposição, conforme o caso.

2.5. Exposição Externa em Medicina Nuclear

De acordo com a NCRP (1996a) há quatro classes de pessoas expostas à radiação quando se enfoca a medicina nuclear. Estes são os pacientes, trabalhadores da área da saúde expostos, trabalhadores da área da saúde não expostos e membros do público em geral.

O grupo crítico para as normas nacionais no que tange a medicina nuclear, não se refere apenas aos trabalhadores de saúde, mas engloba todos os funcionários da instalação onde se localiza o SMN que são expostos aos pacientes e não são IOEs.

Após a administração de radiofármaco, o paciente pode ser encaminhado diretamente para a sala de exames, ou pode ter que esperar, de acordo com o protocolo utilizado. Este tempo de espera pode ser mais de um dia e, neste caso, o paciente é encaminhado para casa. Em ambos os casos, após a injeção, irão irradiar todos em seu percurso, além dos parentes (acompanhantes) que em geral permanecem mais próximos. O grupo crítico é formado pelos outros pacientes, recepcionistas, pessoal administrativo, médicos, enfermeiras e técnicos de outras especialidades médicas da clínica. Estes grupos de trabalhadores que se encontram neste trajeto “*à priori*” é considerado grupo crítico (BRASIL, 2005), porém não há

convicção sobre este enquadramento, afinal, não há medição, exceto em clínicas que fornecem dosímetros aos funcionários deste grupo.

Embora a taxa de kerma no ar típica a 1 m de distância de um paciente, submetido a procedimentos de diagnóstico de medicina nuclear, seja em torno de 10 $\mu\text{Gy/h}$ (PENNOCK *et al.*, 1980), o mesmo não é verificado nos pacientes submetidos a procedimentos de terapia. Por exemplo, a taxa de kerma no ar a 1 m de um paciente submetido ao tratamento com ^{131}I , com atividade administrada de 3700 MBq, pode chegar a 0,2 mGy/h. Segundo a norma 3.05 da CNEN (BRASIL, 1996), pacientes que sejam submetidos a tratamentos cuja atividade administrada seja maior que 30 mCi (1110 MBq), deverão ser internados em quarto terapêutico, para minimizar a exposição externa de terceiros que poderiam ter contacto com o paciente, mas aumentando a dose ocupacional.

Não existem níveis de referência (nem níveis associados a boas práticas) para exposição externa ocupacional em medicina nuclear no Brasil. Recomendações internacionais propõem valores de referência a serem aplicados como exemplos de boa prática nos serviços que possuam IOE. Segundo a NAS/NRC (1990), um SMN onde a dose efetiva média anual recebida externamente por seus profissionais é menor do que 4,0 mSv, é considerado exemplo de boa prática.

Segundo a NCRP (1996b), procedimentos realizados pelos farmacêuticos geram uma dose média de 0,2 μGy por procedimento. Acarretando, no fim de um ano, uma dose média entre 5 e 6 mGy. A dose média para os outros trabalhadores gira em torno de 3 a 5 mGy por ano.

A tabela 2.4 apresenta a dose média estimada para um indivíduo que permanecesse a determinada distância de um paciente recém administrado por um determinado radionuclídeo. O tipo e a atividade do radionuclídeo é definido dependendo do exame ou terapia, como descrito na tabela 2.2.

Tabela 2.4: Procedimentos típicos em medicina nuclear e as doses estimadas para diferentes distâncias do paciente injetado (NCRP,1996b)

Procedimento	Dose a 0,5 m de distância (μGy)	Dose a 1,0 m de distância (μGy)
Diagnóstico:		
Osso	42	14
Gástrico	7	3
Coração	146	48
Coração - Perfusão	162	54
Hepatobiliar	42	14
Rins	19	4
Pulmão - Perfusão	15	5
Pulmão - Ventilação	52	17
Tireóide	11	4
Tumor/infecção	421	139
Terapia:		
Hipertiroidismo	1361	450
Ca Tireóide	6803	2249

A tabela 2.5 apresenta uma estimativa de dose por grupo exposto aos pacientes de medicina nuclear.

Tabela 2.5: Dose estimada em indivíduos expostos aos pacientes submetidos à medicina nuclear(NCRP,1996b)

Grupo:	Dose por procedimento (μGy)	Dose por ano (μGy)
Pacientes	4400	-
IOE	-	4000
Grupo Crítico	-	100
Acompanhante	20	-
Indivíduos do trabalho do paciente	7	-
Indivíduo de Público	-	0,4

2.6. Legislação sobre a Medicina Nuclear

Os países desenvolvidos são pioneiros na prática da especialidade de medicina nuclear, tendo formulado suas leis e normas com base nas recomendações internacionais mais antigas, como por exemplo a ICRP nº 60 (1991). Nos Estados Unidos, por exemplo, há a NCRP nº 124 (1996b) que descreve a execução dos procedimentos adotados para a liberação de pacientes previamente injetados e os níveis de referência de dose efetiva como exemplos de boa prática de radioproteção, limites de dose individual e classificação dos grupos que podem ser trabalhadores, público e pacientes.

No Brasil as normas da CNEN estão em processo de revisão, elas foram elaboradas no fim da década de 80 e algumas já foram revisadas a partir de 2005, como por exemplo, a norma CNEN 3.01 (BRASIL,1996). Outras estão em consulta pública, ou em fase de elaboração. A norma do Ministério da Saúde RDC 38 (BRASIL, 2008) entrou em vigência no ano corrente, sendo atualizada frente às recomendações internacionais e embasada em legislações dos países desenvolvidos. A tabela 2.6 resume o arcabouço legal brasileiro que controla os SMN no país.

Os SMN frequentemente necessitam recorrer às recomendações internacionais para realizar um trabalho correto pois, com a evolução tecnológica, por exemplo o equipamento PET, as legislações nacionais ainda não contemplaram seus aspectos. As normas da CNEN regulam todo o sistema de licenciamento de instalações radioativas e radiativas, diretrizes gerais de proteção radiológica, licenciamento de profissionais especializados, gerenciamento de rejeito e transportes de materiais radioativos. As normas do Ministério da Saúde regulam concomitantemente as instalações que utilizam materiais radioativos com aplicação médica, especificamente radiologia, radioterapia e medicina nuclear. Sua abrangência é tanto no que se referem às estruturas, quanto à qualidade dos serviços prestados. E ainda há as

normas do Ministério do Trabalho que balizam sobre as condições de trabalho, direitos e deveres dos funcionários destas instalações. Na área de medicina nuclear, mais especificamente na liberação de pacientes submetidos aos exames ou terapia com isótopos, há a ICRP n°94 (2004) como recomendação internacional para o assunto.

Tabela 2.6 - Normas brasileiras que regulam os SMN divididas pelos órgãos competentes

Normas da CNEN	Legislação da ANVISA	Legislação do Ministério do Trabalho
CNEN 3.01	RDC 38	NR 32
CNEN 3.02	RDC 50	
CNEN 3.03		
CNEN 3.05		
CNEN 5.01		
CNEN 6.01		
CNEN 6.02		

2.7. Dosimetria Termoluminescente (MAURICIO, 2001; OBERHOFER e SCHARMANN, 1981; McKEEVER, 1985)

A dosimetria termoluminescente (TL) consiste em correlacionar a emissão de luz de um material, que emite ondas eletromagnéticas na faixa do visível quando aquecidos, com a dose de radiação que estimulou o material a armazenar energia anteriormente, conforme pode ser visto na figura 2.7. Materiais termoluminescente podem ser encontrados na natureza, como o quartzo (SiO₂), a calcita (CaCO₃) e a fluorita (CaF₂), ou podem ser produzidos artificialmente com características convenientes para a finalidade dosimétrica. Os materiais naturais têm sido utilizados para datação arqueológica de cerâmicas, sedimentos de areia (usando a hipótese de que o Sol zera o sinal termoluminescente) e formações calcárias de cavernas (usando

a hipótese de que o cristal recém formado não apresenta nenhum sinal TL). Quando é produzido um dosímetro termoluminescente (TLD) as características de faixa de resposta, dependência energética, reprodutibilidade e dimensões são ajustadas a fim de obter melhores resultados para cada aplicação específica. Com isso, materiais cristalinos dielétricos contendo ativadores formam armadilhas para elétrons que são estimulados ao irradiar o material. Após o tempo de irradiação (detecção da radiação pelo TLD), o material é aquecido e a luz emitida é correspondente à recombinação dos pares elétrons-buracos cujos elétrons estavam armadilhados antes do estímulo térmico. A intensidade desta luz deve ser capturada por uma fotomultiplicadora e convertida em sinal eletrônico (detecção do sinal TL). O resultado deste sinal deve ser calibrado por meio de irradiações com dose conhecida no mesmo material dosimétrico. Assim, a dose de radiação é correlacionada com a luz emitida pelo dosímetro que permaneceu no período e local de interesse. A figura 2.8 apresenta um fluxograma do sistema de dosimetria TL.

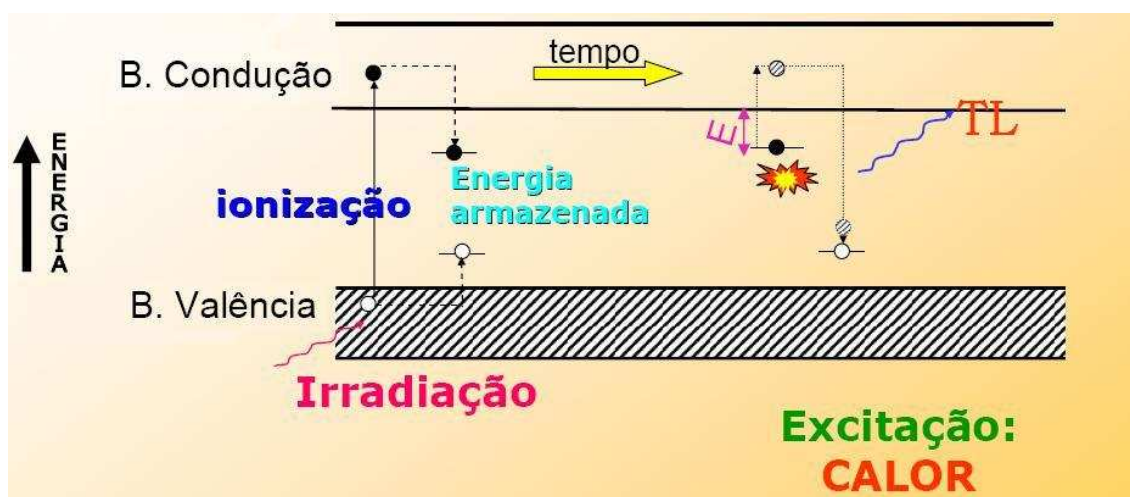


Figura 2.7 - Desenho esquemático do processo de emissão TL

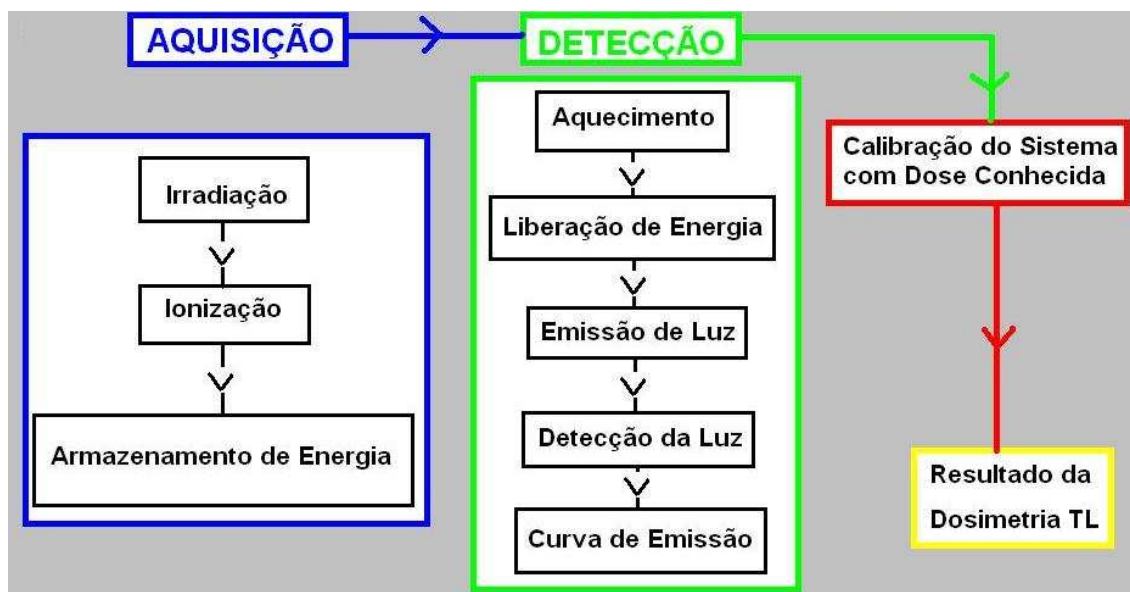


Figura 2.8 - Fluxograma do sistema de dosimetria TL

2.7.1. Armazenamento de energia no TLD

O processo de armazenamento de energia depende das características da radiação incidente e do material absorvedor. No caso da radiação incidente devem ser observados: a energia, ou o espectro de energia, e a geometria de irradiação. A partir da interação da radiação com o material podemos observar diversos processos que resultam em modificações no próprio material. Estas modificações podem ser chamadas de defeito induzido por radiação. Este pode ser descrito por qualquer item eletrônico ou iônico, alterado em relação ao equilíbrio termodinâmico, proveniente da irradiação.

Para radionuclídeos utilizados na medicina nuclear cujas energias de emissão são menores que 1,022 MeV (em torno de 0,5 MeV), os efeitos a serem considerados são os chamados fotoelétrico e Compton. Outra variável importante que define melhor

a probabilidade entre os efeitos supracitados é o número atômico efetivo do material (Z_{ef}).

Os pares elétron-buraco, conhecidos como éxcitons, podem ser produzidos por um processo de excitação eletrônica. Este possui uma mobilidade muito alta numa rede, ocupando rapidamente defeitos conhecidos como armadilhas de elétrons e armadilhas de buracos (falta de elétrons), ambos estados permitidos do cristal que, quando preenchidos, são estáveis à temperatura ambiente, levando o TLD irradiado a um estado metaestável.

A figura 2.9 mostra um exemplo de um par de armadilhas para elétrons e buracos, em uma rede cristalina simples como a do fluoreto de lítio (LiF), que é muito utilizado na dosimetria TL. Ao se formar, o átomo de Li libera seu elétron mais periférico do orbital 2s, que é utilizado pelo F no orbital 2p para completar sua camada eletrônica mais externa. Quando se observa uma rede deste material com esta interação, tem-se que o nível de maior energia na banda de valência é formado pelos orbitais 2p dos íons negativos do F, por outro lado, os orbitais 2s dos íons positivos de Li (vacância de elétrons) formam o nível de menor energia da banda de condução. A faixa de energia entre estas bandas é conhecida como banda proibida. Estados acessíveis nesta faixa estão associados a defeitos na rede cristalina. Mesmo cristais puros (sem dopantes) só atingem o equilíbrio termodinâmico quando há certa quantidade de defeitos. Em toda extensão da banda proibida haverá alguns níveis de energia associados a defeitos denominados armadilhas. É exatamente nestes pontos que os elétrons-buracos provenientes da excitação causada pela irradiação serão armadilhados. Resultando ao longo do tempo numa informação valiosa para dosimetria, pois a quantidade de elétrons armadilhados será proporcional à energia depositada naquele material. Para retirar os elétrons destas armadilhas é necessário lhes fornecer energia.

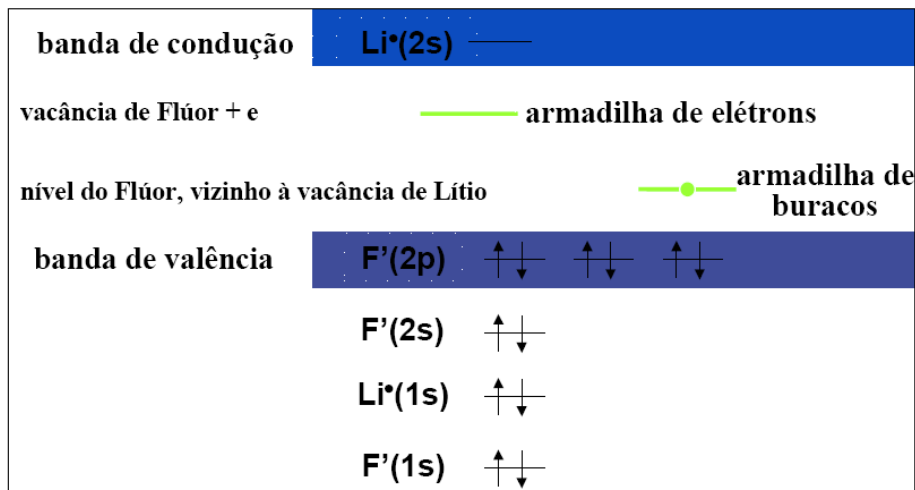


Figura 2.9 - Esquema de bandas do LiF

2.7.2. Liberação da energia no TLD

Uma equação do tipo Arrhenius (equação 1) descreve o processo de relaxação termicamente estimulado.

$$p(T) = s(T) e^{-\frac{E}{kT}}, \quad \text{eq.1}$$

onde, $p(T)$ é a probabilidade de ocorrência da excitação térmica, $s(T)$ é o fator de frequência (termo fracamente dependente da temperatura), E é a energia de ativação e k é a constante de Boltzmann.

A energia de ativação é uma barreira de energia potencial que precisa ser vencida para liberar um elétron/buraco de uma armadilha. No caso da termoluminescência, a energia de ativação é fornecida por meio de calor.

O fator de frequência está relacionado com a frequência de vibração da rede local e com a variação da entropia associada à liberação da carga. Com isso, quando se aumenta a temperatura, a probabilidade $p(T)$ de haver elétrons com energia maior

que a energia de ativação é elevada. Acarretando na liberação dos elétrons das armadilhas, ou seja, excitação.

Essa energia simplesmente libera o elétron da armadilha, mas este elétron pode ir para a banda de condução, ou apenas se deslocar até outra armadilha localizada ainda na banda proibida, com energia igual ou menor que a armadilha onde se encontrava. Ainda pode se recombinar com buracos armadilhados. No caso da recombinação, pode haver emissão de fônons e fótons. Quando ocorre a emissão de fótons de luz temos o fenômeno da luminescência, ao descrever o processo como um todo, diz-se que ocorreu termoluminescência. Nos demais processos, a energia é transferida para outro elétron ou para a rede, através de fônons.

2.7.3. Curva de emissão TL

Curva de emissão TL é o gráfico da intensidade de luz emitida por um material TL pré-irradiado em função de sua temperatura ou tempo de aquecimento. A probabilidade de liberação de elétrons/buracos aumenta com a temperatura, mas conforme os elétrons/buracos vão sendo liberados, diminui o número de elétrons/buracos armadilhados, passíveis de serem liberados, até que não haja mais nenhum. Desta forma, para cada tipo de armadilha, a curva TL aumenta, chega a um máximo e depois decresce até quase zero, pois sempre deve ser observado o ruído eletrônico. A integral da curva é proporcional à quantidade de elétrons armadilhados, que é proporcional à irradiação prévia do TLD. A figura 2.10 mostra picos de emissão TL para quatro diferentes tipos de armadilhas (energias de ativação de 1,0, 1,2, 1,4 e 1,6 eV) em unidades arbitrárias em função da temperatura T, em °C. A energia de ativação é proporcional à temperatura. A cor da luminescência (comprimento de onda) depende das transições de recombinação no material (MAURÍCIO, 2001).

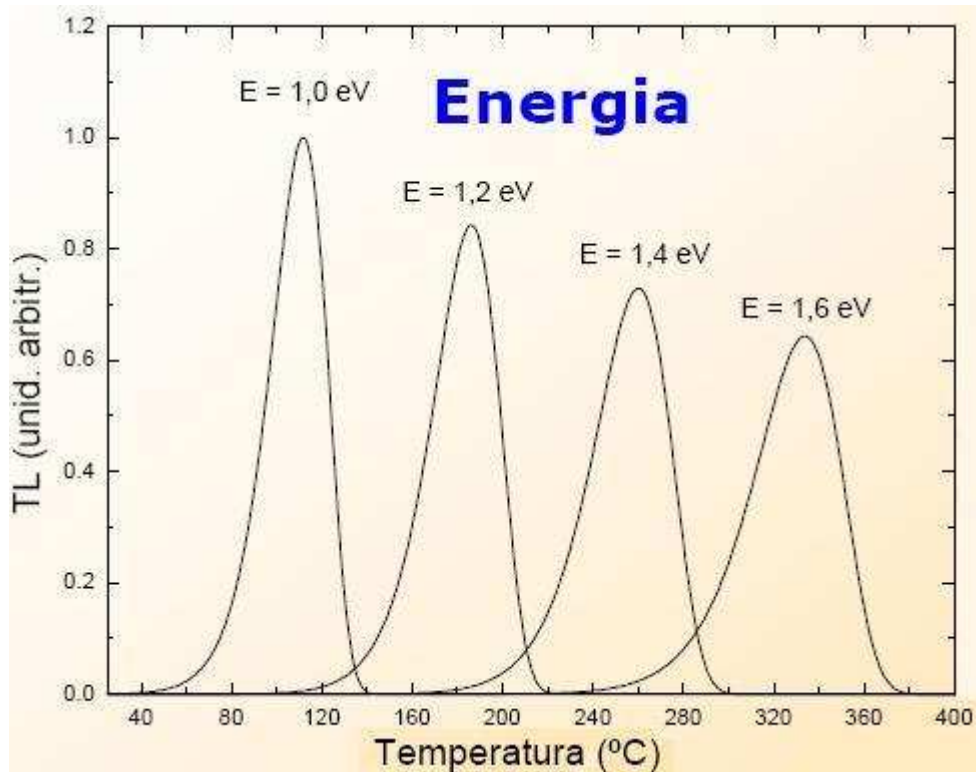


Figura 2.10 - Curva de emissão TL

2.7.4. Propriedades dosimétricas de alguns TLDs

A resposta de um TLD é dada pela integral da curva TL que varia em função da dose, conforme mostra a figura 2.11. Inicialmente, a partir de um determinado limite inferior de detecção, a resposta TL de um TLD cresce linearmente com a dose, depois de forma supralinear e, finalmente, atinge um ponto de saturação, a partir do qual não é mais possível usá-lo para dosimetria.

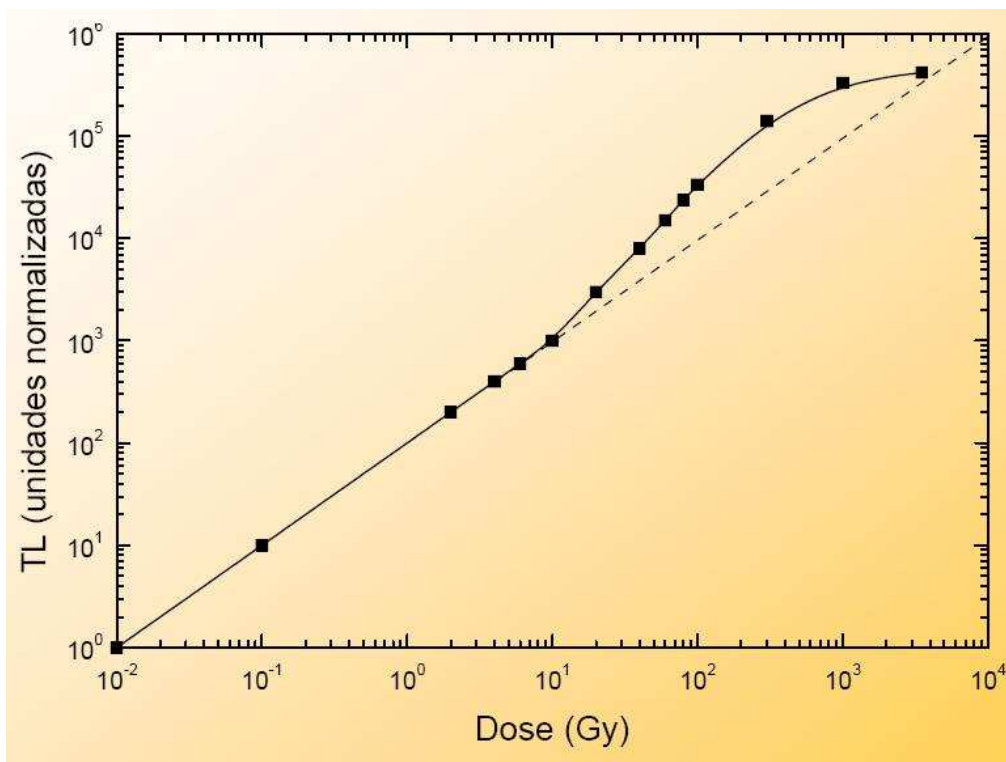


Figura 2.11 – Curva da resposta EL em função da dose para um TLD

A tabela 2.7 apresenta as principais características dos TLDs fabricados e comercializados pela Harshaw/Bicron.

Tabela 2.7: Características de alguns TLDs de fabricação Harshaw/Bicron

Características	Materiais					
	LiF:Mg,Ti (TLD-100)	LiF:Mg,Cu,P (TLD-100H)	CaF ₂ :Mn (TLD-400)	Al ₂ O ₃ :C (TLD-500)	Li ₂ B ₄ O ₇ :Mn (TLD-800)	CaSO ₄ :Dy (TLD-900)
Número atômico efetivo	8,2	8,2	16,3	10,2	7,4	15,5
Resp. energética (30 keV/ ⁶⁰ Co)	1,25	0,98	~13	2,9	0,9	12,5
Temperatura do pico principal (°C)	195	230	260	185	200	220
Espectro de emissão (nm)	350 a 600 (max. 400)	400	440 a 600 (max. 500)	420	530 a 630 (max. 605)	480 e 570
Faixa de utilização	10 µGy a 10 Gy	1 µGy a 10 Gy	0,1 µGy a 100 Gy	0,05 µGy a 1 Gy	0,5 mGy a 10 ⁵ Gy	1 µGy a 100 Gy
Sensibilidade p/ ⁶⁰ Co relativa ao TLD-100	1	15 a 25	10	30	0,15 p/leitor Harshaw	20
Desvanecimento otimizado a 25°C	~ 5% em 1 ano	desprezível	~ 4% em 3 meses	~ 3% em 1 ano	< 5% em 3 meses	~ 8% em 6 meses
Sensibilidade à luz	fraca	fraca	forte	forte	média	média

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. O Serviço de Medicina Nuclear estudado

O Serviço de Medicina Nuclear (SMN) analisado neste trabalho localiza-se no subsolo de uma clínica particular da cidade do Rio de Janeiro. Este serviço é equipado com uma gama-câmara, onde são realizados, principalmente, exames do miocárdio, rins, ossos, tireóide, pulmões e cérebro. A planta baixa deste andar da clínica, com a delimitação das áreas do SMN (áreas supervisionadas e controladas), é apresentada na figura 3.1. A área livre percorrida pelos pacientes injetados após a realização dos procedimentos de medicina nuclear é representada pela linha tracejada sobre a planta da figura 3.1.

O SMN é composto pelas seguintes salas:

- sala de exames (A);
- laudos/comando (B);
- ergometria (C);
- repouso (H);
- banheiro exclusivo para pacientes injetados (G);
- espera exclusiva para pacientes injetados (F);
- radiofarmácia (D); e
- sala de injeção (E).

A área livre da clínica, onde os pacientes do SMSN têm acesso, é formada por:

- ante-sala de espera para acompanhantes (J);
- sala de anamnese (I);
- escada de acesso ao SMN com a telefonia (K) no topo;

- recepção do primeiro subsolo (L);
- escada de acesso ao térreo;
- recepção principal; e
- porta de saída.

O fluxo interno dos pacientes inicia-se na sala de anamnese (I), onde o médico os entrevista. Em seguida o paciente é encaminhado para a sala de injeção (E) onde é administrado o material radioativo. A sala de espera de pacientes injetados (F) serve para que aguardem a ação do radiotraçador. Quando pronto, o paciente é encaminhado para a aquisição da imagem na sala de exames (A) e, em seguida, liberado para retornar à sua residência. Caso seja exame de esforço do miocárdio, o paciente é encaminhado à sala de injeção apenas para puncionar a veia e segue diretamente para ergometria (C). Nesta, o material radioativo é injetado no ápice do esforço e o paciente é encaminhado diretamente à sala de exames. Em seguida ele tem a opção de tomar banho no banheiro de pacientes injetados (G), ou retornar para sua residência.

Figura 3.1 - Planta baixa. Em linha tracejada a rota de saída desde SMN até a escada de acesso ao térreo e em linha contínua a delimitação da área supervisionada

