

CAPÍTULO 6

DETECTORES DE RADIAÇÃO

6.1. PRINCÍPIOS DE OPERAÇÃO DOS DETECTORES DE RADIAÇÃO

6.1.1. Detectores de radiação

Detector de radiação é um dispositivo que, colocado em um meio onde exista um campo de radiação, seja capaz de indicar a sua presença. Existem diversos processos pelos quais diferentes radiações podem interagir com o meio material utilizado para medir ou indicar características dessas radiações. Entre esses processos os mais utilizados são os que envolvem a geração de cargas elétricas, a geração de luz, a sensibilização de películas fotográficas, a criação de traços (buracos) no material, a geração de calor e alterações da dinâmica de certos processos químicos. Normalmente um detector de radiação é constituído de um elemento ou material sensível à radiação e um sistema que transforma esses efeitos em um valor relacionado a uma grandeza de medição dessa radiação.

6.1.2. Propriedades de um detector

Para que um dispositivo seja classificado como um detector apropriado é necessário que, além de ser adequado para a medição do mensurando, apresente nas suas sequências de medição algumas características, tais como:

- a. *Repetitividade*, definida pelo grau de concordância dos resultados obtidos sob as mesmas condições de medição;
- b. *Reprodutibilidade*, grau de concordância dos resultados obtidos em diferentes condições de medição;
- c. *Estabilidade*, aptidão do instrumento conservar constantes suas características de medição ao longo do tempo;
- d. *Exatidão*, grau de concordância dos resultados com o “valor verdadeiro” ou “valor de referência” a ser determinado;
- e. *Precisão*, grau de concordância dos resultados entre si, normalmente expresso pelo desvio padrão em relação à média;
- f. *Sensibilidade*, razão entre a variação da resposta de um instrumento e a correspondente variação do estímulo; e
- g. *Eficiência*, capacidade de converter em sinais de medição os estímulos recebidos.

Quando se estabelecem as condições de medição estão incluídos a manutenção do mesmo método, procedimento experimental, instrumento, condições de operação, local, condições ambientais e a repetição em curto período de tempo.

Na definição da exatidão está envolvido o “*valor verdadeiro*” ou “*valor de referência*”.

Obviamente que este valor é desconhecido ou indeterminado, pois sua existência implicaria numa incerteza nula. Assim, existe o “*valor verdadeiro convencional*” de uma grandeza, que é o valor atribuído e aceito, às vezes, por convenção, como tendo uma incerteza apropriada para uma dada finalidade e obtida com métodos de medição selecionados.

6.1.3. Eficiência de um detector

A eficiência de um detector está associada normalmente ao tipo e à energia da radiação e é basicamente a capacidade do detector de registrá-la. A eficiência de um detector pode ser definida de duas formas: *eficiência intrínseca* e *eficiência absoluta*. O registro de cada radiação no detector representa um sinal, que pode ser um pulso, um buraco, um sinal de luz, ou outro sinal qualquer, dependente da forma pela qual a radiação interage com o detector e dos subprodutos mensuráveis gerados.

Nota: Um detector pode ser considerado um transdutor, pois transforma um tipo de informação (radiação) em outro, que pode ser um sinal elétrico, luz, reação química, etc.

6.1.3.1. Eficiência intrínseca do detector

O tipo e a energia de radiação, normalmente, são fatores ligados às características intrínsecas do detector. A eficiência intrínseca pode ser escrita como:

$$\varepsilon_{\text{intr}} = \frac{\text{número de sinais registrados}}{\text{número de radiações incidentes no detector}}$$

Os fatores que influenciam a eficiência intrínseca do detector diferem para cada tipo. Entre eles estão o número atômico do elemento sensível do detector, estado físico do material, tensão de operação (para detectores que usam campo elétrico), sensibilidade da emulsão fotográfica (para filmes), e outros parâmetros que são ligados às características físico-químicas dos seus materiais constituintes.

6.1.3.2. Eficiência absoluta de um detector

A eficiência absoluta está relacionada não só com as suas características de construção, mas também com a fonte de radiação que está sendo medida, com o meio e com a geometria de medição. Pode ser escrita como:

$$\varepsilon_{\text{abs}} = \frac{\text{número de sinais registrados}}{\text{número de radiações emitidas pela fonte}}$$

Entre os fatores que influem na eficiência absoluta estão a distância do emissor, o tipo do feixe emitido (radial, colimado), o meio entre o detector e a fonte emissora, além daqueles que influenciam na eficiência intrínseca do detector.

6.1.4. Fatores que definem a escolha de detectores

6.1.4.1. Tipo da radiação

Como as radiações interagem de forma diferente com a matéria, dependendo de seu tipo (radiação eletromagnética, partículas carregadas leves, partículas carregadas pesadas, nêutrons), a escolha do detector depende do tipo de radiação que se quer medir. Em geral, um detector que mede com grande eficiência um determinado tipo de radiação (por exemplo, fótons de alta energia) pode ser totalmente inadequado para medir outro tipo (por exemplo, radiação alfa).

6.1.4.2. Intervalo de tempo de interesse

Em alguns casos, o objetivo pode ser a medição "*instantânea*" da radiação, isto é, o número médio de radiações em um intervalo de tempo muito curto, por exemplo, ao se avaliar a radiação num local antes de realizar uma ação qualquer.

Em outros, se deseja registrar a *radiação acumulada durante um período de tempo*, como por exemplo, o período durante o qual foi exposto um trabalhador. Para cada finalidade deve ser utilizado um detector apropriado.

No primeiro caso, são utilizados os *detectores de leitura direta, ou ativos*, tais como os *detectores à gás* para medição da taxa de dose, os *cintilômetros*, os *detectores a semicondutor*.

No segundo caso estão incluídos os *detectores passivos*, que registram os eventos e podem ser processados posteriormente, como as emulsões fotográficas, os detectores de traço, os dosímetros termoluminescentes, lioluminescentes e citogenéticos.

Outro fato importante a considerar é como a radiação é emitida. Assim, no caso de raios X gerados por tubos que dispõem somente de um sistema de retificação no circuito de saída do transformador de alta tensão, deve-se utilizar um detector integrador, uma vez que a radiação é gerada de modo pulsado. Para uma fonte radioativa comum, pode-se utilizar um medidor de taxa de exposição ou de dose, ou um do tipo integrador, uma vez que o fluxo de radiação é praticamente contínuo.

Para medições com espectrometria gama de soluções de amostras ambientais, em que a atividade do radionuclídeo é muito baixa, na maioria das vezes, é necessário acumular um espectro por um período de várias horas e até mesmo de vários dias, mesmo utilizando uma geometria de fonte apropriada.

6.1.4.3. Precisão, exatidão, resolução

Dependendo da utilização, a escolha do detector e do método de medição pode variar em relação ao grau de precisão, exatidão e resolução dos resultados desejados. Isto está ligado às diversas *incertezas envolvidas* no processo de medição e nas outras atividades relacionadas. Para medições ambientais resultados com incertezas de 20% podem ser considerados aceitáveis enquanto que, para trabalhos de produção de padrões de medições de atividade, uma incerteza de 0,5% pode ser considerada muito grande.

6.1.4.4. Condições de trabalho do detector

O detector utilizado em *trabalho de campo* tem que ter condições de robustez, portabilidade e autonomia diferentes das necessárias aos detectores operados em

ambientes controlados de laboratório. Em situações extremas de ambiente, como por exemplo, dentro do circuito primário de um reator, somente detectores especiais têm condições de operar. Essas condições de operação do detector irão muitas vezes determinar os materiais utilizados em sua construção. Detectores muito sensíveis a choques mecânicos ou que sofrem influência significativa de fatores ambientais não são recomendados para medições em unidades móveis.

6.1.4.5. Tipo de informação desejada

Conforme a finalidade pode-se desejar somente informações sobre o número de contagens, ou energia da radiação detectada. Em alguns casos se busca a relação com a dose absorvida, tempo vivo de medição ou distribuição em energia. O processamento dessa informação depende do detector escolhido e do mecanismo pelo qual a informação é coletada.

6.1.4.6. Características operacionais e custo

Outros fatores determinantes na escolha do detector são a facilidade de operação, facilidade e disponibilidade de manutenção e, finalmente, o custo do detector.

6.1.5. Especificações para monitores, dosímetros e sistemas de calibração

Os detectores necessitam obedecer a certos requisitos, para serem padronizados para o uso em Proteção Radiológica e em Metrologia das radiações ionizantes. Assim, além de possuir as características citadas no item 6.1.4, devem satisfazer a requisitos normativos, conforme será descrito a seguir.

6.1.5.1. Monitor de radiação

É um detector construído e adaptado para radiações e finalidades específicas e deve apresentar as seguintes propriedades, regidas por normas da IEC 731 ou ISO 4037-1:

- Limite de detecção adequado;
- Precisão e exatidão;
- Reprodutibilidade e repetitividade;
- Linearidade;
- Estabilidade a curto e longo prazo;
- Baixa dependência energética;
- Baixa dependência direcional, rotacional;
- Baixa dependência dos fatores ambientais;
- Baixa dependência com a taxa de exposição.

Observando as características exigidas para um monitor, é fácil verificar que dificilmente um detector consegue satisfazer a todas elas. Assim, para cada tipo de finalidade, existem propriedades imprescindíveis, outras com possibilidade de introdução de fatores de correção e, finalmente, algumas que integram o elenco de suas deficiências. O peso de cada grupo destas propriedades depende muito do tipo de grandeza ou medição proposta na atividade. Muitas das deficiências são contornadas com a padronização do uso e do processamento dos dados experimentais.

Existem monitores individuais, monitores de área e monitores ambientais. Dentre os monitores individuais mais utilizados constam o filme dosimétrico, o dosímetro termoluminescente (TLD), o de silício e o de albedo. Alguns destes dispositivos, além de alarmes para valores de taxa ou de dose acumulada, apresentam a facilidade de leitura direta, possibilidade de transmissão de dados para um sistema ou estação de monitoração.

Os monitores de área podem ser fixos ou portáteis. Dentre os monitores fixos, existem os tipo portal, de mãos e pés, ou de medição constante da taxa de dose em determinada área. Já os monitores utilizados na monitoração ambiental, podem ser estações de monitoração, contendo diversos dispositivos de detecção, como filtros, detectores de traço, TLD, detectores ativos.

6.1.5.2. Dosímetro

É um monitor que mede uma grandeza radiológica ou operacional, mas com resultados relacionados ao corpo inteiro, órgão ou tecido humano. Além das propriedades de um monitor ele deve ter:

- Resultados em dose absorvida ou dose efetiva (ou taxa);
- Ser construído com material tecido-equivalente;
- Possuir fator de calibração bem estabelecido;
- Suas leituras e calibrações são rastreadas a um laboratório nacional e à rede do BIPM;
- Incertezas bem estabelecidas e adequadas para sua aplicação;
- Modelo adequado para cada aplicação;
- Modelo adequado para cada tipo e intensidade de feixe.

Os dosímetros podem ser utilizados em medições absolutas, como por exemplo, a câmara de ar livre, câmara cavitária de grafite ou a câmara de extrapolação. Nas medidas relativas, onde é necessário conhecer o fator de calibração (rastreamento metrológico), são muito utilizadas as câmaras tipo dedal para fótons e elétrons, câmaras de placas paralelas para raios X de baixa energia e elétrons de alta energia, as câmaras esféricas de grande volume para proteção radiológica. Estes modelos descritos podem atuar como padrões de laboratórios, ser usadas em clínicas de radioterapia ou para dosimetria de feixes ou de indivíduos.

6.1.5.3. Sistema de Calibração

Um sistema de calibração é um conjunto de detectores e unidades de processamento que permite medir uma grandeza radiológica de modo absoluto ou relativo e deve cumprir as seguintes exigências:

- Fator de calibração rastreado aos sistemas absolutos e ao BIPM;
- Aprovação em testes de qualidade (comparações interlaboratoriais, protocolos e sistemas já consagrados internacionalmente);
- Incertezas bem estabelecidas e pequenas;
- Resultados, rastreados ao BIPM, e acompanhados de certificados registrados;
- Fatores de influência sob controle;

- Fatores de interferência conhecidos; e
- Integrar os sistemas de um laboratório de calibração.

Dentre os sistemas de calibração mais conhecidos em metrologia de radionuclídeos destacam-se: o sistema de coincidência $4\pi\beta\text{-}\gamma$, o sistema de ângulo sólido definido, o de cintilação líquida e os sistemas relativos, tipo câmara de ionização tipo poço e espectrometria gama. Na dosimetria de feixes de radiação, existem os arranjos experimentais padronizados para calibrar aparelhos usados em proteção radiológica, radiodiagnóstico e radioterapia. Os sistemas para calibração em dose absorvida no ar, kerma no ar e dose equivalente na água, compõem as facilidades dos laboratórios nacionais de metrologia das radiações ionizantes.

6.1.5.4. Detector para medição de uma grandeza por definição

Em *Metrologia*, as grandezas para ser bem definidas necessitam ser dependentes de grandezas fundamentais da física, possuir um padrão e uma unidade bem estabelecidos e, principalmente, ser mensuráveis e rastreáveis ao BIPM.

Desta forma, grandezas que dependem de parâmetros adicionais cujos valores podem variar historicamente, ou que dependem de modelos teóricos para se determinar o seu valor, não podem ser consideradas “*genuinamente*” como grandezas. Por exemplo, a *Dose Efetiva Comprometida*, não pode ser medida por nenhum equipamento, não possui um padrão estabelecido e o seu valor depende do modelo computacional de dosimetria interna para a sua obtenção. Da mesma forma, a *Dose equivalente num tecido* ou a *Dose Efetiva* que dependem dos valores atribuídos aos fatores de peso da radiação e dos fatores de peso dos tecidos. Tais fatores são continuamente aperfeiçoados e modificados e, assim, produzir resultados diferenciados em cada época histórica. Além disso tais grandezas radiológicas não são mensuráveis e não possuem padrões associados.

Um detector que mede uma grandeza por definição, deve possuir como fundamentos de interação e detecção, as grandezas fundamentais envolvidas em sua definição. Por exemplo, uma câmara de ionização, que mede a *quantidade de carga* gerada pela ionização no ar encerrado no seu volume de *massa conhecida*, é um exemplo de instrumento que mede a *Exposição por definição*, pois, $X = dQ/dm$. Existe uma unidade bem estabelecida ($C.kg^{-1}$) com padrões conhecidos de cada grandeza de dependência.

Observando as definições das grandezas radiológicas, poucas delas se enquadram nessa situação. A maioria não possui instrumentos que as meçam e não possuem padrões metrológicos estabelecidos, que permitem uma rastreabilidade ao BIPM.

6.2. DETECÇÃO UTILIZANDO EMULSÕES FOTOGRÁFICAS

6.2.1. Emulsões fotográficas

As emulsões fotográficas são normalmente constituídas de cristais (grãos) de haletos de prata (normalmente brometo) dispersos em uma matriz de gelatina. Cada grão tem aproximadamente 10^{10} átomos de Ag^+ . As emulsões fotográficas utilizadas para detecção de radiação são similares às utilizadas em filmes fotográficos comuns, sendo que nas primeiras a concentração dos grãos de brometo de prata é várias vezes

superior. A presença da prata metálica remanescente após o processo de revelação está relacionada à quantidade de radiação a que foi submetida a emulsão.

Nota: A emulsão fotográfica foi, de certa forma, o primeiro detector utilizado para radiação, pois, foi através de chapas fotográficas guardadas junto com material radioativo, que Becquerel descobriu, em 1896, a radioatividade natural.

6.2.2. Mecanismo de interação da radiação com as emulsões fotográficas

A ação da radiação na emulsão é semelhante a que ocorre com a da luz visível em chapas fotográficas comuns. A radiação, ao interagir com elétrons de átomos do brometo de prata faz com que apenas alguns átomos no grão sejam “sensibilizados” pela sua passagem, transformando os íons Ag^+ em Ag metálica.

Em princípio, Essa quantidade de Ag transformada pode permanecer indefinidamente, armazenando uma *imagem latente* da trajetória da partícula na emulsão. No processo subsequente de revelação, uma solução reveladora tem a propriedade de converter todos os grãos de brometo de prata em prata metálica. Esse processo, no entanto, ocorre com velocidade muito maior nos grãos que já possuem alguns átomos sensibilizados, e o processo pode então ser interrompido após algum tempo, quando todos os grãos sensibilizados previamente já foram revelados. Isso é feito através do banho com uma solução fixadora, que contém ácido acético diluído, que interrompe rapidamente o processo. Nessa mesma solução, é colocado tiosulfato de sódio (*‘hipo’*) que é utilizado para remover os grãos de AgBr não revelados, que são aqueles que não contém a imagem latente. Por fim, o filme é colocado em um banho de água, que tem a finalidade de remover a solução fixadora sendo posteriormente levado à secagem.

Se a chapa radiográfica for revelada muito tempo após sua exposição, parte da informação armazenada pode desaparecer gradualmente num processo denominado de “desvanecimento” (*fading*) devido à recombinação química que naturalmente ocorre no colóide de que é feita a emulsão fotográfica.

6.2.3. Interação de fótons e nêutrons com a emulsão fotográfica

A interação da radiação indiretamente ionizante, como fótons com energia acima da energia da luz visível, e nêutrons, tem baixa probabilidade de ocorrência diretamente com os átomos de Ag na emulsão. Normalmente o que ocorre é uma interação prévia dessas radiações resultando em elétrons secundários ou fótons de energia mais baixa que, por sua vez, têm maior facilidade de sensibilizar a emulsão.

No caso de fótons, para aplicações em raios X diagnóstico, telas com substâncias cintiladoras são normalmente utilizadas em contato com a emulsão, produzindo fótons adicionais de baixa energia que podem aumentar em até 10 vezes a sensibilização da emulsão. Para monitoração pessoal, o uso de filtros de cobre e chumbo entre a radiação e a emulsão, procura compensar a maior probabilidade de interação dos fótons de baixa energia em relação aos de energia mais alta.

Para a detecção de nêutrons térmicos normalmente são utilizadas folhas de cádmio ou de gadolínio entre a fonte e a emulsão, as quais, através da reação de captura dos nêutrons produzem radiação beta que irá sensibilizar o filme.

Nota: A utilização de emulsões fotográficas para a detecção de nêutrons rápidos ocorre por um mecanismo diferente do descrito. No caso desses nêutrons, a emulsão é utilizada como um detector de traços.

6.2.4. Aplicações da dosimetria com emulsões fotográficas

6.2.4.1. Monitoração pessoal de radiação X e gama

Os filmes fotográficos utilizados para monitoração pessoal têm dimensão reduzida, da ordem de alguns centímetros quadrados (por exemplo, 3 cm x 4 cm). São acondicionados em envelopes à prova de luz. Para a monitoração, um ou mais filmes são colocados em monitores (ou 'badges'), normalmente feitos de plástico, com algumas partes das áreas sensíveis cobertas por filtros de cobre e chumbo. Normalmente são colocadas em um monitor dois tipos de emulsão, uma mais sensível (para baixas doses) e outra menos (para altas doses), para ampliar a capacidade de detecção dos fótons em quantidade e em energia.

Os filtros metálicos são necessários para a determinar a *energia efetiva* dos fótons, utilizada nas curvas de calibração de *Densidade ótica x Dose absorvida*. Isto porque a densidade ótica pode variar para a mesma dose absorvida, para diferentes valores de energia dos fótons. Além disso, durante o período de monitoração (um mês), o IOE recebe fótons de origem e energia variáveis, cujo modo de exposição normalmente é desconhecido e o tempo para cada tipo também. Como os fótons que atingem o filme exposto possuem a mesma *energia efetiva* que os que atravessam os filtros metálicos de diferentes naturezas e espessuras, as razões entre as várias densidades óticas das partes recobertas do filme permitirão determinar o seu valor, devido à dependência dos diferentes coeficientes de atenuação lineares totais de cada filtro com a energia.

Na figura 6.1 é mostrada um dos modelos utilizados, com o posicionamento devido dos filtros e filmes.

A avaliação da dose utilizando dosímetros fotográficos é feita comparando-se a densidade ótica do filme após a revelação com a densidade ótica de outros filmes que foram irradiados com doses conhecidas com feixes padronizados. O equipamento utilizado é um densitômetro ótico, e consiste basicamente na medida da opacidade ótica do filme à transmissão da luz. A densidade ótica é uma medida da atenuação da luz transmitida pelo filme em relação à intensidade da luz incidente.

Normalmente o monitor é substituído a cada mês. O filme substituído é então processado e a dose acumulada no período é avaliada.

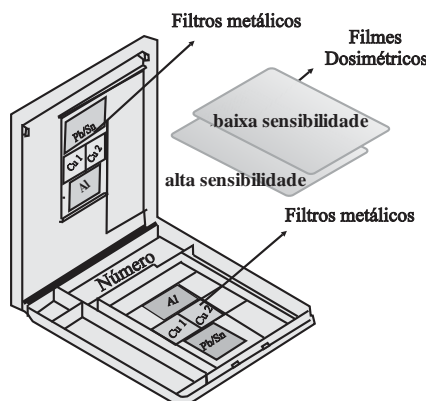


Figura 6.1 - Disposição dos filtros metálicos e dos filmes no monitor individual utilizado pelo IRD.

6.2.4.2. Uso em raios X diagnóstico

As emulsões fotográficas são utilizadas também para a obtenção de radiografias utilizadas em diagnósticos médicos. Como a atenuação e absorção da radiação com os materiais dependem do Z do material e de sua densidade, a radiação que atravessa diversos tipos de tecido irá interagir de forma diferente com eles, permitindo uma discriminação da composição do interior do corpo examinado por meio do feixe atenuado transmitido, o qual irá formar uma imagem latente na chapa fotográfica. Dessa forma é possível verificar fraturas em ossos, que atenuam mais a radiação que o tecido mole, identificar materiais estranhos no corpo e alterações de tecido provocadas por câncer.

Atualmente, muitos dos aparelhos que usavam chapas radiográficas como detectores, foram substituídos por detectores de estado sólido, como os de silício, e tem a informação processada com técnicas digitais, produzindo imagens diretamente em uma tela de computador.

Nota: Apenas alguns anos após terem sido inventados, os aparelhos de raios X já eram utilizados nos hospitais juntos aos campos de batalha para auxiliar na retirada de fragmentos de metal em ferimentos causados por balas e granadas.

6.2.4.3. Gamagrafia

De forma semelhante à utilizada para raios X diagnóstico, feixes de raios γ são usados para avaliação de estruturas na construção civil, na siderurgia e metalurgia. A radiação é mais absorvida na matéria mais densa e com mais alto Z e permite verificar a existência de bolhas e falhas no interior de grandes estruturas metálicas e de concreto, sem a necessidade de destruí-las.

Normalmente são utilizadas fontes de ^{60}Co , de ^{137}Cs e de ^{192}Ir . Podem ser utilizados também aparelhos de raios X de alta energia (acima de 400 keV).

Técnica utilizada principalmente em experimentos em biologia e pesquisa com plantas, a radioautografia consiste na colocação de uma emulsão fotográfica em contato com o material a ser analisado, que foi inoculado com a substância radioativa. Esse método permite o estudo da dinâmica de processos biológicos. Normalmente são utilizados como marcadores o ^{14}C e o ^3H . A radiação β emitida por esses radioisótopos permite mapear estes processos.

6.3. DETECTORES TERMOLUMINESCENTES

6.3.1. O mecanismo da termoluminescência

O volume sensível de um material termoluminescente consiste de uma massa pequena (de aproximadamente 1 a 100mg) de um material cristalino dielétrico contendo ativadores convenientes. Esses ativadores que podem estar presentes em quantidades extremamente pequenas (da ordem de traço, por exemplo), criam dois tipos de imperfeições na rede cristalina: armadilhas para elétrons, que capturam e aprisionam os portadores de carga e centros de luminescência.

A radiação ionizante, ao interagir com os elétrons do material, cede energia aos mesmos pela ionização, que são aprisionados pelas armadilhas. Se o material é

submetido a um aquecimento programado os elétrons aprisionados nas armadilhas são liberados, fazendo com que percam a energia nos centros de luminescência (ver: Figura 6.2). A diferença de energia entre esses dois níveis é emitida através de um fóton na faixa da luz visível (da ordem de alguns eV).

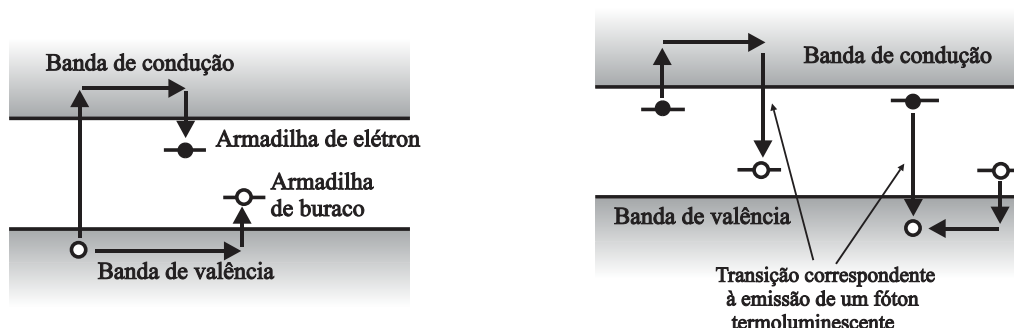


Figura 6.2 - Emissão de luz na termoluminescência.

6.3.2. Utilização na detecção e dosimetria de radiação

Para alguns materiais as armadilhas resistem bem à temperatura ambiente por períodos de tempo relativamente longos (maiores que 30 dias, por exemplo), ou seja, só liberam os elétrons e emitem luz após um tratamento térmico de algumas centenas de graus Celsius.

Como o sinal luminoso pode ser proporcional à radiação incidente, esses materiais são bastante convenientes para serem utilizados como dosímetros, principalmente pela sua característica de reutilização antes de apresentarem fadiga expressiva.

Ainda que somente uma parte pequena da energia da radiação depositada no material seja transformada em luz, com controle adequado do processo é possível se obter boa reprodutibilidade na avaliação da dose acumulada.

6.3.3. Principais materiais termoluminescentes

As principais substâncias utilizadas como materiais termoluminescentes para dosimetria são o $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ (sulfato de cálcio dopado com disprósio), o $\text{CaSO}_4:\text{Mn}$ (dopado com manganês); o LiF (fluoreto de lítio) e a CaF_2 (fluorita). No Brasil, o $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ (produzido no IPEN/CNEN-SP) e o LiF , são os mais utilizados.

As pedras semipreciosas, em sua maioria, apresentam propriedades termoluminescentes. Algumas podem ser até utilizadas como dosímetros em certas situações.

6.3.4. Leitor de TLD

O instrumento utilizado para avaliar a dose em função da luz emitida é denominado *leitor* (ou *leitora*) TLD. É composto de um sistema que faz um aquecimento controlado, de uma válvula fotomultiplicadora, que transforma o sinal luminoso em um sinal elétrico amplificado, e de um sistema de processamento e apresentação (display) do sinal, conforme a Figura 6.3.

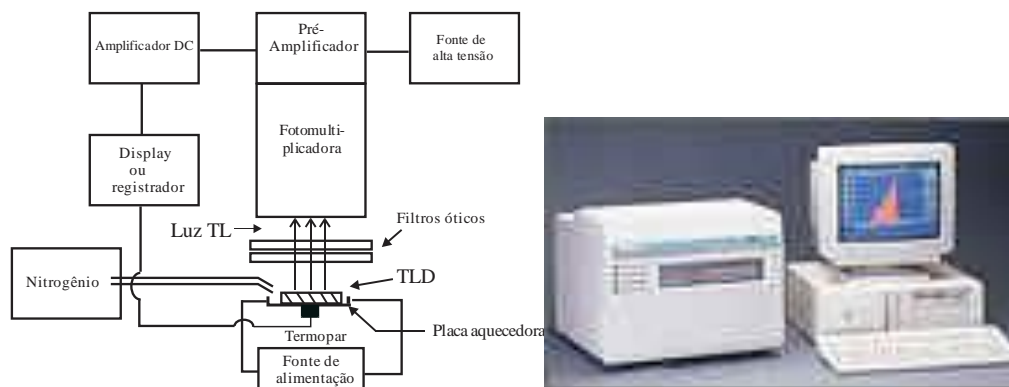


Figura 6.3 - Esquema e fotografia de uma leitora de TLD.

6.4. DETECTORES À GÁS

6.4.1. Uso de gases como detectores

Os detectores à gás constituem os tipos mais tradicionais e difundidos. Foram utilizados desde as experiências iniciais com a radiação ionizante. A interação das radiações com os gases provoca principalmente excitação e ionização dos seus átomos. Na ionização formam-se pares elétron-íon que dependem de características dos gases utilizados e da radiação ionizante. A coleta dos elétrons e dos íons positivos formados no volume sensível do detector é feita por meio de eletrodos que estabelecem campos elétricos e dispositivos apropriados e servem como uma medida da radiação incidente no detector.

6.4.2. Energia média para formação de um par de íons (W) em um gás

Quando uma radiação interage com um gás, ionizando-o, os elétrons arrancados pertencem normalmente às últimas camadas, com energias de ligação da ordem de 10 a 20 eV. Como nem toda interação resulta em ionização e o elétron atingido nem sempre pertence à última camada, o valor da energia média para formação de um par de íons (W) em um gás varia em torno de 20 a 45 eV para os gases mais utilizados. A Tabela 6.1 apresenta a energia média para formação de pares de íons em alguns gases.

Tabela 6.1 - Energia média para formação de pares de íons em alguns gases.

Gás	Valor W (eV/par de íon)	
	Elétrons rápidos	Partículas alfa
A	26,4	26,3
He	41,3	42,7
H ₂	36,5	36,4
N ₂	34,8	36,4
Ar	33,8	35,1
O ₂	30,8	32,2
CH ₄	27,3	29,1

Nota: Para o ar seco, que é constituído de uma mistura de gases, irradiado com raios X com energia até 50 MeV, o valor médio recomendado para W é de $(33,97 \pm 0,006) \text{ J/C}$.

W é função do tipo de gás e da radiação envolvida e o número médio de pares formados N é dado por:

$$N = M \frac{E}{W}$$

onde E é a energia que a radiação deposita no volume sensível do detector e M é o fator de multiplicação do gás.

6.4.3. Formação de pulso de tensão ou de corrente em detectores a gás

Nos detectores à gás, a carga gerada pelos pares de íons é coletada por meio do campo elétrico criado de forma conveniente por um circuito elétrico. A carga, ao atingir o eletrodo, produz uma variação na carga do circuito, que pode ser detectada e transformada em um sinal elétrico. Essa carga coletada no intervalo de tempo de medição corresponde a uma corrente, que pode ser avaliada utilizando-se eletrômetros. O modo de operação que mede a corrente média gerada em um intervalo de tempo é denominado *modo de operação tipo corrente*.

Outra forma de operar o detector é registrar o sinal gerado pela radiação, criando um pulso referente à variação de potencial correspondente. Esse modo é denominado *modo de operação tipo pulso*. Nesse caso, o número de pares de íons gerados e coletados corresponde também à intensidade (ou amplitude) do pulso gerado (ΔV) para o detector. Para gerar o pulso de tensão é necessária uma resistência R de carga, para que $\Delta V = R \Delta I$, onde ΔI é o pulso de corrente proveniente da coleta da carga elétrica no anodo do detector.

6.4.4. Regiões de operação para detectores a gás

A probabilidade de interação da radiação com o gás, resultando na formação de pares de íons, varia com o campo elétrico aplicado (ou diferença de potencial aplicada) ao gás dentro do volume sensível. A Figura 6.4 mostra a variação do número de pares de íons em relação à variação do campo elétrico, para duas radiações de mesmo tipo e energias diferentes. Pode-se separar o intervalo de variação do campo elétrico em seis regiões, pelas características específicas de geração e coleta de carga. Essas regiões são:

- Região inicial não-proporcional;
- Região de saturação dos íons;
- Região proporcional;
- Região de proporcionalidade limitada;
- Região do Geiger-Müller; e
- Região acima da região do Geiger-Müller ou região de descarga contínua.

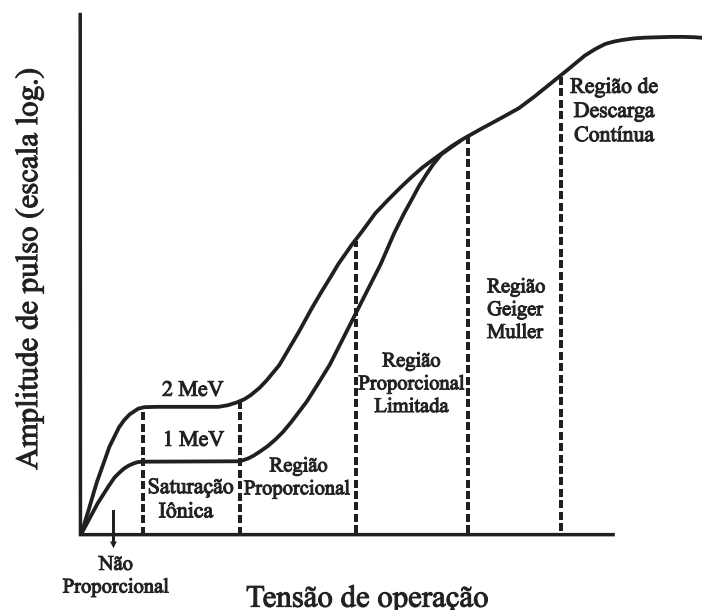


Figura 6.4 - Regiões de operação para detectores a gás.

6.4.4.1. Região inicial não-proporcional

Nessa região, os pares de íons são formados, mas como o campo elétrico é muito fraco, ocorre um processo de recombinação dos íons e somente parte das cargas geradas é coletada. À medida que a diferença de potencial cresce, os íons são atraídos para os polos elétricos e não têm condições de se recombinar. Nessa região é gerada uma carga, mas a amplitude do pulso pode variar sem proporcionalidade com quantidade ou energia da radiação incidente. Essa região não é conveniente para a operação de detectores.

6.4.4.2. Região de saturação de íons

Após um determinado valor do campo elétrico todos os íons formados são coletados, e o sinal é então proporcional à energia da radiação incidente. O valor do sinal permanece o mesmo para um intervalo de variação do campo elétrico, em que a coleta das cargas não traz nenhum processo adicional. Nessa região de campo elétrico é que operam os detectores tipo câmara de ionização.

6.4.4.3. Região proporcional

Com o aumento do campo elétrico, os elétrons acelerados têm energia suficiente para arrancar elétrons de outros átomos e, dessa forma, criar novos pares de íons. Ocorre então uma multiplicação, que é linearmente proporcional ao número de pares de íons gerados pela radiação primária. Essa região é também chamada de região de proporcionalidade verdadeira, onde operam os detectores proporcionais. O sinal inicial é multiplicado por um fator de 10^2 a 10^4 vezes, dependendo do gás e da tensão aplicada. O sinal coletado na maioria das vezes precisa ser pouco amplificado, o que facilita seu processamento.

6.4.4.4. Região de proporcionalidade limitada

Continuando a aumentar o campo elétrico, a *multiplicação do gás passa a sofrer efeitos não-lineares*, não guardando mais a relação de proporcionalidade com o número de pares de íons gerados inicialmente. Os elétrons criados pela multiplicação são rapidamente coletados no anodo, enquanto que os íons positivos se movem mais lentamente para o catodo. A concentração dessa nuvem de íons positivos tem como efeito criar uma carga espacial próxima ao catodo, alterando a forma do campo elétrico no detector. Como as multiplicações subsequentes dependem do valor do campo elétrico surgem as não-linearidades que afetam a proporcionalidade. Nessa região os detectores não operam.

6.4.4.5. Região Geiger-Müller

Se a voltagem aplicada for suficientemente alta, a carga espacial criada pelos íons positivos passa a ser tão grande que a perturbação que cria no campo elétrico interrompe o processo de multiplicação. Nesse caso o número de pares de íons criados passará a ser sempre da mesma ordem, independentemente do número de pares criados originalmente e, portanto o sinal será independente da energia da radiação. Esta região é utilizada para operar os detectores do tipo Geiger-Müller.

6.4.4.6. Região de descarga contínua

Um aumento ainda maior no valor do campo elétrico irá ocasionar o surgimento de centelhas, não havendo mais relação com o número de íons formados. Nessa região não operam os detectores e, se operados nessa região, podem ser danificados.

6.4.5. Câmaras de ionização

A câmara de ionização opera na região de saturação de íons e para cada par de íons gerado pela partícula no interior do volume sensível do detector gasoso um sinal é coletado. Apesar disso, a corrente coletada é muito baixa, normalmente da ordem de 10^{-12} A e precisam ser utilizados amplificadores para que o sinal possa ser convenientemente processado. As câmaras de ionização trabalham normalmente no modo corrente e se convenientemente construídas, utilizando o ar como elemento gasoso, são capazes de medir diretamente a grandeza *Exposição*.

Em função de sua grande estabilidade ao longo do tempo (da ordem de 0,1 % de variação ao longo de muitos anos), as câmaras de ionização são muito utilizadas também como instrumentos de referência para calibração, pois eliminam a necessidade de recalibrações frequentes.

Alguns tipos de detectores especiais funcionam dentro do modo de câmara de ionização. Entre eles podem ser citados:

- *Câmara de ionização “free air”*:
Consiste de uma estrutura convenientemente montada e aberta de forma que a interação com radiação é medida diretamente no ar, ou seja, o volume sensível do detector é menor que o do recipiente em que está contido. A camada de ar entre o volume sensível e as paredes da câmara faz com que o volume sensível não sofra influência da interação da radiação com as paredes.

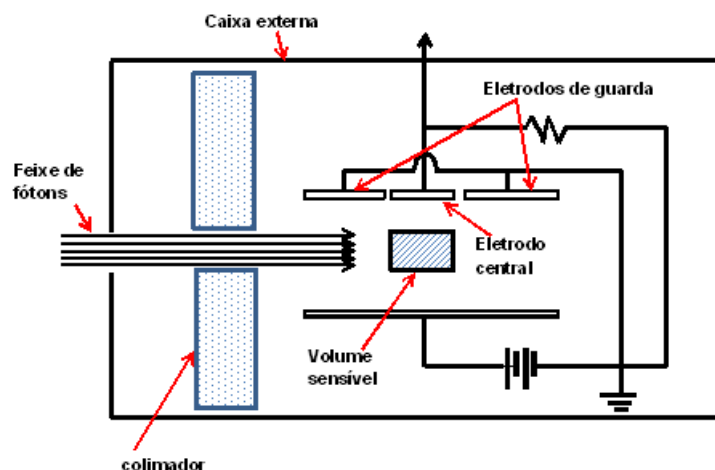


Figura 6.5. Esquema da Câmara de ionização tipo “Free-air”.

- *Caneta dosimétrica:*

Muito utilizada em monitoração pessoal, consiste em uma câmara de ionização onde um fio de quartzo serve como cursor para indicar a exposição (ou dose) acumulada. Utilizando um carregador, insere-se, sob pressão, a caneta para ser “zerada”. Na prática significa que lhe foi fornecida uma carga elétrica máxima, que vai se esvaindo com o surgimento dos elétrons e íons formados pela radiação, dentro do volume da câmara. Assim, o fio de quartzo vai se aproximando do eletrodo de carga de mesmo sinal e, pela lente, observa-se a leitura da exposição ou dose absorvida, conforme mostra a Figura 6.6.

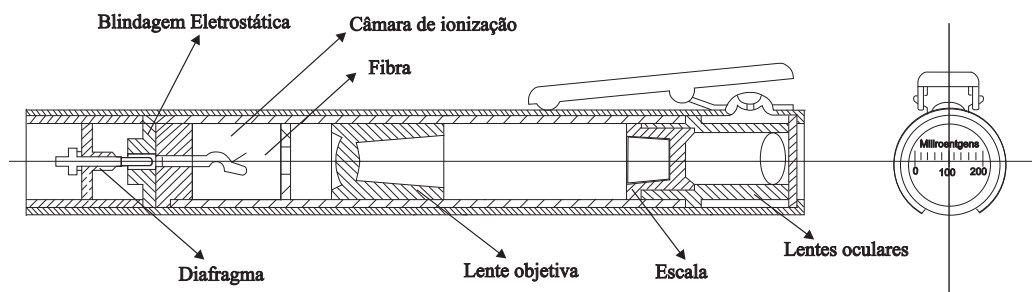


Figura 6.6 – Caneta Dosimétrica.

- *Câmara de ionização portátil:*

É uma câmara de ionização a ar ou gás sob pressão, destinada a medições de taxas de exposição, taxa de dose e dose acumulada, para radiações X e gama e, às vezes, beta. É construída de material de baixo Z ou tecido-equivalente.

É um equipamento destinado à medida da Exposição ou taxa de exposição, bem como dose absorvida no ar. Com o uso de uma capa de material tecido-equivalente adicional de “build up”, esta câmara permite determinar a dose absorvida no tecido ou mesmo a dose efetiva, dependendo da escala.



Figura 6.7 - Câmara de ionização, portátil, tipo “babyline”, com faixa de medição de $0,1 \text{ mR/h}$ a 50 R/h (1 µSv/h a 500 mSv/h), para detecção de radiações X, gama e beta, em instalações nucleares, clínicas de medicina nuclear, radiodiagnóstico e radioterapia.



Figura 6.8 - Câmara de ionização pressurizada, portátil, para medição de níveis baixos de radiação X e gama, provenientes da radiação de fundo, fugas de aparelhos usados em radiodiagnóstico e radioterapia e radiação espalhada.

- *Câmara de ionização tipo poço:*

A câmara de ionização é montada de forma que a fonte radioativa a ser medida possa ser introduzida no “poço” criando uma condição de eficiência de praticamente 100 %. É muito utilizada na medição de atividade de fontes radioativas, na guarda dos fatores de calibração num laboratório nacional de calibração de radionuclídeos e na determinação da atividade de radiofármacos em clínicas de medicina nuclear.

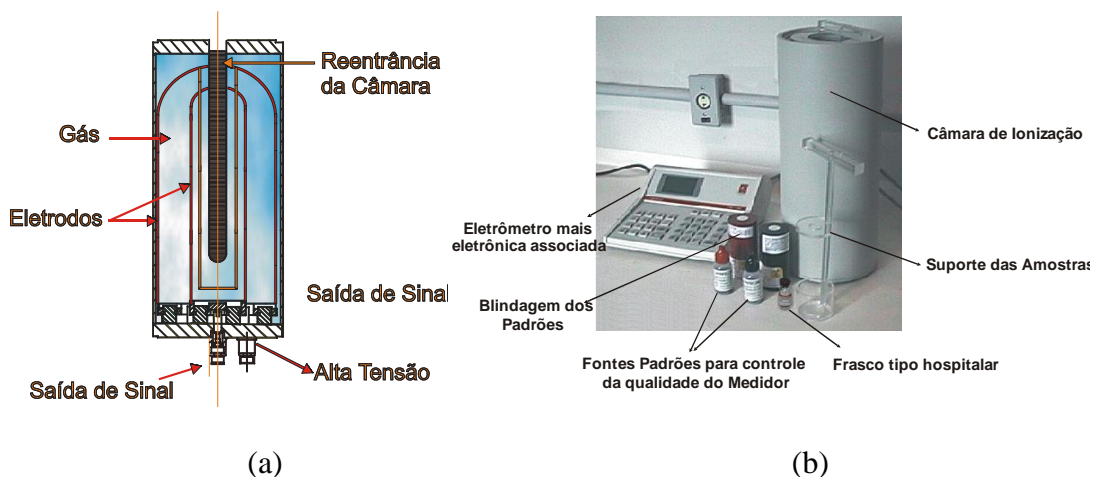


Figura 6.9 - (a) Vista interna da câmara de ionização Centronic IG-11, do LNMRI; (b) Foto da câmara NPL-CRC - Capintec fabricada pela Southern Scientific plc e pertencente ao LNMRI.

- *Câmara de extrapolação:*

Câmara de ionização equipada com um micrômetro que permite variar a distância entre os eletrodos, que é denominada de profundidade da câmara, utilizada principalmente pelos laboratórios de calibração para calibrar fontes emissoras de radiação beta, utilizando a técnica de extrapolação. (ver Figura 6.10)



Figura 6.10 - Câmara de extrapolação modelo PTW 23391.

- *Câmara tipo dedal*

É uma câmara cilíndrica muito utilizada em radioterapia para medições de dose absorvida a ser aplicada em pacientes, sendo constituída de um pequeno volume de ar ou gás, encerrado num cilindro de paredes finas e ponta arredondada, feito de material tecido equivalente, e com um eletrodo central.

O regime de operação é o do equilíbrio eletrônico, sendo a corrente captada nas medições muito baixa, necessitando de um eletrômetro de alta qualidade e estabilidade para registrá-la. Na Figura 6.11 tem-se uma foto de um dosímetro Farmer modelo 2570 A, da Nuclear Enterprise, com uma câmara dedal, modelo 2571 de $0,69 \text{ cm}^3$ de volume capa de equilíbrio eletrônico de 3,87 mm.



Figura 6.11 - Dosímetro Farmer modelo 2570 A, da Nuclear Enterprise.

6.4.6. Detectores proporcionais

Os detectores proporcionais foram introduzidos no início dos anos 40. Operam quase sempre no modo pulso e se baseiam no fenômeno de multiplicação de íons no gás para amplificar o número de íons originais criados pela radiação incidente. Os pulsos originados são muitas vezes maiores do que aqueles das câmaras de ionização e, por esse motivo, os detectores proporcionais são muito convenientes para as medições de radiação onde o número de pares de íons é muito pequeno para permitir uma operação satisfatória de uma câmara de ionização.

Dessa forma, uma das aplicações importantes de detectores proporcionais, é a detecção e espectroscopia de raios X, elétrons de baixa energia e radiação alfa. Contadores proporcionais são também largamente aplicados na detecção de nêutrons, utilizando reações nucleares tipo (n,p) , (n,α) . O material que reage com os nêutrons é colocado dentro do proporcional, podendo ser o próprio gás de preenchimento.

Os detectores proporcionais são construídos na maior parte das vezes de forma cilíndrica. O motivo é que para uma mesma tensão, o uso de fios finos como anodos pode criar campos elétricos muito maiores que se forem utilizados anodos em forma de placas. A Figura 6.12 mostra o esquema de um detector proporcional cilíndrico. A Figura 6.13 mostra um detector proporcional pressurizado plano, utilizado para avaliação de contaminação superficial.

Alguns tipos especiais de detectores proporcionais são de grande utilidade para usos específicos. Um deles é o detector 4π , onde a fonte é totalmente inserida dentro do volume sensível, o que permite uma eficiência de contagem de praticamente 100% para radiações de baixa energia (ordem de até dezenas de keV).

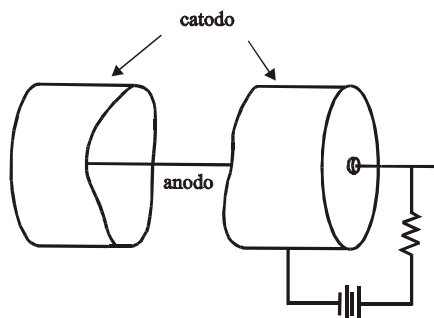


Figura 6.12 - Esquema de um detector proporcional cilíndrico.



Figura 6.13 - Detector proporcional portátil para medição de contaminação superficial.

6.4.7. Detectores Geiger-Müller

Os detectores Geiger-Müller foram introduzidos em 1928 e em função de sua simplicidade, baixo custo, facilidade de operação e manutenção, são utilizados até hoje. Como apresenta o pulso de saída de igual amplitude, independentemente do número de íons iniciais, o detector G-M funciona como um contador, não sendo capaz de discriminar energias. Para cada partícula que interage com o volume sensível do detector, é criado um número da ordem de 10^9 a 10^{10} pares de íons. Assim, a amplitude do pulso de saída formado no detector é da ordem de volt, o que permite simplificar a construção do detector, eliminando a necessidade de um pré-amplificador.

Para a contagem de partículas carregadas, a maior dificuldade é a sua absorção nas paredes do detector. Por esse motivo, são feitas janelas de material leve e fino, que permitam que elétrons e partículas α penetrem no volume sensível do detector.

Para radiação γ , a resposta do detector ocorre de forma mais indireta, através das interações da radiação incidente com as paredes do detector, gerando radiação secundária (normalmente elétrons) que vai interagir com o volume sensível do detector.

Normalmente os detectores G-M não são utilizados para a detecção de nêutrons, em função da baixa seção de choque de interação dos gases comumente utilizados para nêutrons. Além disso, detectores proporcionais têm geralmente melhor resposta e permitem a espectroscopia dessas partículas.

Embora os detectores G-M não tenham condições de medir nenhuma grandeza radiológica e nem a energia das radiações, eles podem ser utilizados para estimar grandezas como dose e exposição, ou suas taxas, utilizando artifícios de instrumentação e metrologia. Nesse caso são normalmente calibrados para uma energia determinada (por exemplo, a do ^{60}Co) e os valores dessas grandezas são calculados através da fluência.

Na maioria dos casos, suas escalas, por exemplo, para medição de dose absorvida ou taxa de dose absorvida, são construídas utilizando-se uma câmara de ionização que mede esta grandeza ou a sua taxa e, para cada ponto, substituída pelo detector G-M, onde é anotado o valor da grandeza ou taxa.

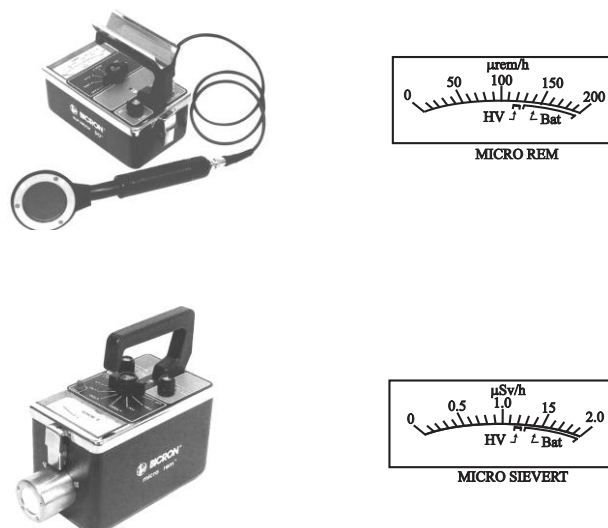


Figura 6.14 - Detectores G-M utilizados para medição de taxa de contagem ou convertidos para taxa de exposição e equivalente de dose ambiente.



Figura 6.15 - Detector Geiger, tipo pancake, para medição de contaminação superficial com janela de mylar aluminizado, para radiação alfa, beta e gama.



Figura 6.16 - Sonda G-M para detecção beta e gama, com janela metálica muito fina.

Nota: No uso como monitores de área, são calibrados normalmente para taxa de exposição, mas sob certas circunstâncias (energias diferentes da utilizada para calibração ou campos mistos de radiação, por exemplo) suas leituras podem ter um erro de 2 a 3 vezes o valor real da medição.

6.5. DETECTORES À CINTILAÇÃO

A utilização de materiais cintiladores para detecção de radiação é muito antiga - o sulfeto de zinco já era usado nas primeiras experiências com partículas α - e continua sendo uma das técnicas mais úteis para detecção e espectroscopia de radiações.

6.5.1. Características importantes de materiais cintiladores

Algumas das características ideais de um bom material cintilador são que:

- transforme toda energia cinética da radiação incidente ou dos produtos da interação em luz detectável;
- a luz produzida seja proporcional à energia depositada;
- seja transparente ao comprimento de onda da luz visível que produz;
- tenha boa qualidade ótica, com índice de refração próximo ao do vidro (aprox. 1,5);
- seja disponível em peças suficientemente grandes para servir para construção de detectores; e
- seja facilmente moldável e/ou usinável para construir geometrias adequadas de detectores.

Embora seja difícil encontrar um material que reúna todas essas condições ideais, alguns materiais apresentam boas características para sua utilização.

6.5.2. Eficiência de cintilação

A eficiência de cintilação para um cintilador é definida como a *fração da energia de todas as partículas incidentes que é transformada em luz visível*. Existe uma série de interações da radiação com o material cintilador com transferência de energia e, a desexcitação, não ocorre através da emissão de luz, mas principalmente sob a forma de calor.

6.5.3. Emissão de luz em materiais cintiladores inorgânicos

O mecanismo de cintilação em materiais inorgânicos depende dos estados de energia definidos pela rede cristalina do material. Dentro dos materiais isolantes ou semicondutores, os elétrons têm disponíveis para ocupar somente algumas bandas discretas de energia. A banda de valência representa os elétrons que estão essencialmente ligados aos sítios da rede cristalina, enquanto que a banda de condução representa os elétrons que têm energia suficiente para migrar livremente através do cristal. Existe uma banda de energia intermediária, denominada banda proibida, onde os elétrons não deveriam ser encontrados. Quando determinadas substâncias são introduzidas no cristal (ainda que em quantidades muito pequenas) são criados sítios especiais na rede cristalina dentro da chamada banda proibida, como mostra a Figura 6.17.

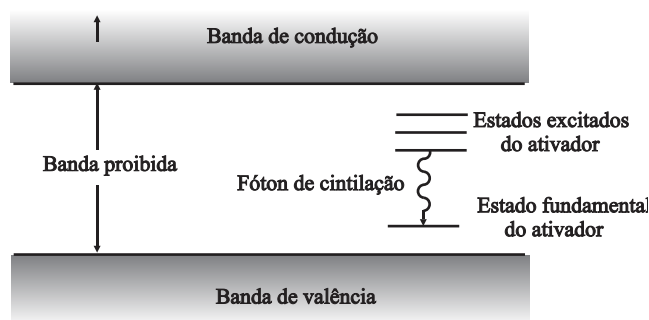


Figura 6.17 - Estrutura de bandas de energias em um cintilador cristalino ativado.

Os elétrons da banda de valência ao receberem energia suficiente da radiação, ocupam os níveis de energia criados pela presença do ativador. Ao se desexcitarem e retornarem aos níveis de valência, os elétrons emitem a energia referente à diferença dos níveis, na forma de fótons, que são então propagados pela estrutura cristalina. A produção dos fótons é proporcional à energia da radiação e a eficiência de detecção irá variar com a radiação e com o material utilizado como cintilador.

6.5.4. A válvula fotomultiplicadora

Um dispositivo fundamental para a utilização dos detectores à cintilação é a fotomultiplicadora, que *transforma os sinais luminosos produzidos pela radiação*, usualmente muito fracos, *em sinais elétricos* com intensidade conveniente para serem processados em um sistema de contagem ou de espectroscopia.

A Figura 6.18 apresenta o esquema de uma fotomultiplicadora. Os dois elementos principais são o fotocatodo e a estrutura de multiplicação de elétrons. A função do fotocatodo, que é acoplado ao detector onde ocorre a cintilação (no caso, o cristal detector), é transformar em elétrons os sinais luminosos originados pela interação com a radiação.

Como, normalmente, os fótons produzidos no cristal pela interação de uma partícula são apenas algumas centenas, o número de elétrons gerados pelo fotocatodo também é muito pequeno. Em consequência, o sinal gerado seria muito pequeno para ser convenientemente processado. O número de elétrons produzidos originalmente pelos fótons no fotocatodo é então multiplicado pelo conjunto de dinodos adequadamente arranjados. Cada dinodo funciona como um elemento de multiplicação: o elétron que sai do estágio anterior, é acelerado pelo dinodo seguinte, ganha energia, e ao colidir com a superfície do dinodo arranca um número maior de elétrons, que são atraídos e acelerados para o próximo estágio e assim sucessivamente.

Um conjunto típico de dinodos consegue a multiplicação por um fator de 10^5 a 10^6 , com a produção de 10^7 a 10^9 elétrons, carga suficiente para gerar um pulso de tensão ao ser coletada no anodo da fotomultiplicadora. O fenômeno de multiplicação de elétrons é também conhecido como emissão secundária.

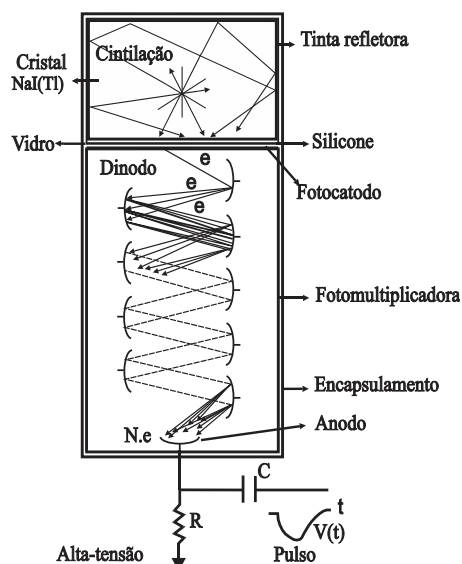


Figura 6.18 - Elementos básicos de uma válvula fotomultiplicadora.

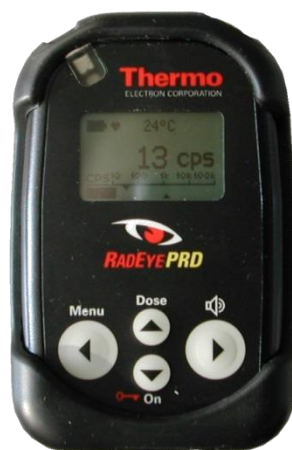


Figura 6.19 - Cintilômetro portátil Rad Eye PRD, de alta sensibilidade, utilizado em atividades de triagem e localização de fontes emissoras de radiação gama.



Figura 6.20 - Espectrômetro gama, com $NaI(Tl)+GM$ e analisador multicanal, portátil, que permite determinar a energia da radiação, obter o espectro e identificar o radionuclídeo.

6.5.5. Materiais cintiladores

6.5.5.1. O iodeto de sódio

O iodeto de sódio ativado com o tálio - NaI(Tl) - é um dos materiais mais utilizados, pelas suas características de resposta à radiação, pela facilidade de obtenção do cristal em peças grandes e de se obter o cristal “dopado” com tálio. Além de sua capacidade de produção de luz visível, o NaI(Tl) responde linearmente num grande intervalo de energia para elétrons e raios γ . O iodeto de sódio é um material altamente higroscópico, e para evitar sua deterioração pela umidade, é encapsulado, normalmente com alumínio. Com este encapsulamento o detector perde a capacidade de detectar elétrons, uma vez que estes não conseguem atravessá-lo.

Os detectores de NaI(Tl) são muito utilizados em laboratórios de pesquisa, compondo vários sistemas de calibração, sendo também utilizados como detectores e sondas portáteis em Proteção Radiológica. Como ele pode ser construído em vários formatos e dimensões, cristais de grandes dimensões são utilizados em gama-câmaras em clínicas de medicina nuclear.



Figura 6.21 - Gama-Câmara de duas cabeças, com detector de NaI(Tl) planar de grandes dimensões, utilizado em diagnóstico com radiofármacos em órgãos e corpo inteiro, em medicina nuclear.

Nota: Após quatro décadas sem nenhum destaque entre os materiais disponíveis para cintilação, em 1948 foi demonstrado por Robert Hofstadter que o NaI(Tl) tinha um rendimento excepcional na produção de luz em relação aos outros materiais utilizados na época. Seu emprego praticamente inaugurou uma nova era na espectrometria gama.

6.5.5.2. O iodeto de cério

O iodeto de cério ativado com tálio ou com sódio [CsI(Tl) e CsI(Na)] é outro material bastante utilizado como detector de cintilação. Sua principal qualidade em relação ao iodeto de sódio é seu maior coeficiente de absorção em relação à radiação gama, permitindo a construção de detectores mais compactos. Além disso, tem grande resistência a choques e a vibrações, em função de ser pouco quebradiço.

6.5.5.3. O germanato de bismuto

O detector de germanato de bismuto ou $BGO - Bi_4Ge_3O_{12}$ – tornou-se disponível no final dos anos 70 e rapidamente passou a ser utilizado em um grande número de aplicações. A principal vantagem do BGO é sua alta densidade ($7,3 \text{ g/cm}^3$) e o elevado número atômico do bismuto, o que faz dele o detector com maior probabilidade de interação por volume entre os mais comumente utilizados.

Outra característica do BGO é ser um cintilador inorgânico puro, isto é, não necessita de um ativador para promover o processo de cintilação. Isso ocorre porque a luminescência está associada à transição ótica do Bi^{3+} . Comparado ao iodeto de sódio, tem, além disso, boas propriedades mecânicas e de resistência à umidade. As principais desvantagens do cristal de BGO são: sua baixa produção de luz, aproximadamente 10 a 20% daquela produzida em iguais condições pelo iodeto de sódio e seu custo, que é duas a três vezes o deste último.

6.5.5.4. Sulfeto de zinco ativado

O sulfeto de zinco ativado - $ZnS(Ag)$ - é um dos cintiladores inorgânicos mais antigos. Tem alta eficiência de cintilação, comparável à do $NaI(Tl)$, mas só é disponível como pó policristalino, sendo seu uso limitado a telas finas, por ser opaco à luz, utilizadas principalmente para partículas α e íons pesados. As telas de sulfeto de zinco foram utilizadas por Rutherford em suas experiências clássicas sobre a estrutura da matéria.

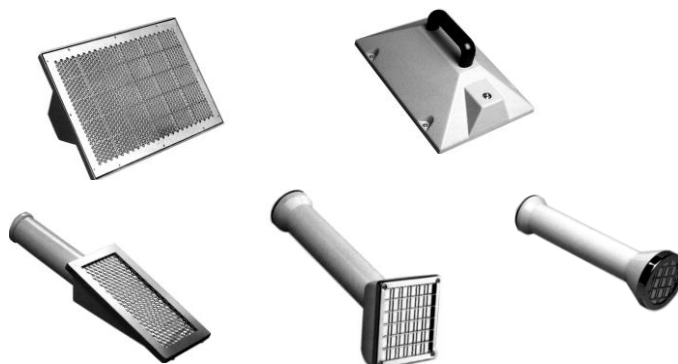


Figura 6.22 - Sondas de sulfeto de zinco para medição de contaminação superficial (alfa).

6.5.6. Emissão de luz em materiais cintiladores orgânicos

O processo de fluorescência em materiais orgânicos ocorre a partir de transições na estrutura dos níveis de energia de uma molécula isolada e pode ser observado para uma dada espécie molecular independentemente de seu estado físico, o que não ocorre no caso dos materiais orgânicos cristalinos, que dependem de uma estrutura cristalina para que ocorra o processo de cintilação.

As moléculas dos materiais orgânicos termoluminescentes têm normalmente estados excitados com espaçamento em energia bastante elevados comparados às energias térmicas médias ($0,025 \text{ eV}$). Esses níveis são subdivididos em subníveis, com pequenas diferenças de energia entre eles (ver Figura 6.23).

Um processo de excitação, como o causado pela radiação, irá fazer com que esses níveis mais elevados de energia sejam povoados por elétrons em seus vários subníveis. O equilíbrio dentro dos subníveis faz com que os elétrons caiam, após um intervalo de tempo desprezível, dentro do nível para os subníveis mais baixos, através de um processo sem emissão de radiação. Em um segundo passo, a molécula tende a voltar ao seu estado não-excitado. O retorno do elétron do nível excitado para um dos níveis do estado fundamental irá ocasionar a emissão da energia excedente em forma de fóton.

6.5.7. Materiais cintiladores orgânicos

Somente dois materiais alcançaram grande popularidade como cintiladores cristalinos orgânicos: o antraceno e o estilbeno. O antraceno é um dos materiais orgânicos mais antigos utilizados para cintilação e tem a característica de ter a maior eficiência de cintilação entre os materiais orgânicos. Os dois materiais são relativamente frágeis e difíceis de obter em grandes peças. Além disso, a eficiência de cintilação depende da orientação da partícula ionizante em relação ao eixo do cristal.

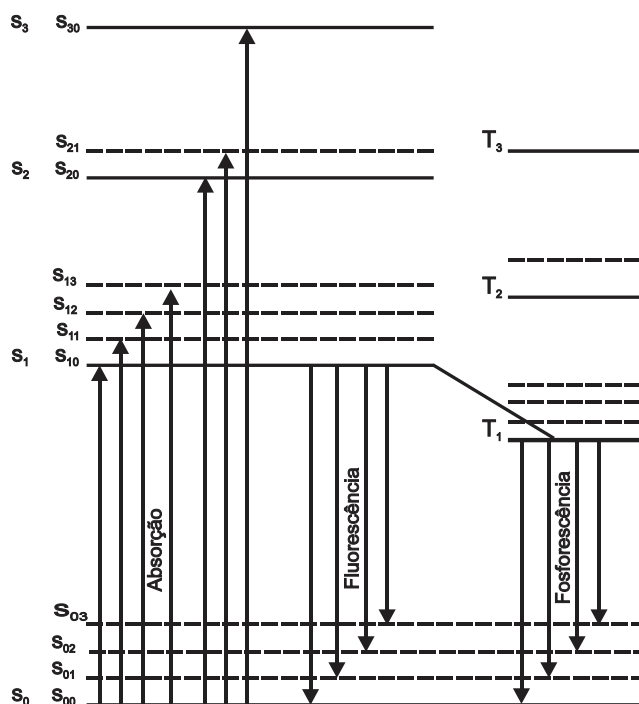


Figura 6.23 - Níveis de energia em uma molécula orgânica.

6.5.8. Cintiladores plásticos

Utilizando cintiladores líquidos que podem ser polimerizados é possível produzir soluções cintiladoras sólidas. Um exemplo é o monômero de estireno no qual é dissolvido um cintilador orgânico apropriado. Os plásticos tornaram-se uma forma extremamente útil de cintiladores orgânicos, uma vez que podem ser facilmente moldados e fabricados. O preço baixo e facilidade de fabricação tornaram sua escolha praticamente exclusiva quando se necessita de cintiladores sólidos de grande volume.

6.6. DETECTORES À CINTILAÇÃO LÍQUIDA

6.6.1. A solução cintiladora

Uma solução cintiladora, ou coquetel de cintilação, é constituído por duas ou mais substâncias que possuem a função de produzir fótons, com comprimentos de onda adequados à máxima sensibilização do tubo fotomultiplicador utilizado, e ao mesmo tempo servir de suporte de fonte para a amostra radioativa que se deseja medir.

Constituintes de um coquetel de cintilação

- *Frasco de cintilação*: possui a função de conter a solução cintiladora assegurando-lhe estabilidade durante o tempo que for necessário, devendo ser mantido hermeticamente fechado.
- *Solvente*: normalmente são hidrocarbonetos aromáticos com a finalidade de absorver a energia liberada pelas partículas, transferindo-a para outras moléculas existentes no coquetel de cintilação, que emitirão os fótons desejados. Entre as substâncias mais utilizadas encontra-se o tolueno, que apresenta as seguintes características: baixo ponto de solidificação; custo reduzido; fácil disponibilidade no mercado; e elevado rendimento luminoso. O benzeno não é utilizado porque possui um rendimento luminoso muito baixo e um ponto de solidificação elevado.
- *Cintilador primário*: possui a função principal de absorver a excitação das moléculas do solvente e emitir esta energia absorvida em forma de luz. Deve apresentar as seguintes características: emitir fótons em grande quantidade, com curta duração e faixa de frequência adequada à máxima sensibilidade da fotomultiplicadora que estiver sendo utilizada; ser suficientemente solúvel nas condições de trabalho exigidas; e ser quimicamente estável, não reagindo com os outros componentes da solução. As principais substâncias básicas usadas nos melhores cintiladores primários são as de natureza aromática, como bifenil, oxidiazol, naftaleno, oxazol e fenil. Como exemplo de cintiladores primários que utilizam algumas destas substâncias básicas tem-se:
 - *PPO (Fenil-Fenil-Oxazol)* - É um dos cintiladores primários mais utilizados, apresentando boa solubilidade na presença de soluções aquosas e em baixas temperaturas. Possui uma emissão máxima de 3800 \AA e deve vir acompanhado de um cintilador secundário, para que a sua faixa de resposta máxima seja aproximada da faixa de sensibilidade das fotomultiplicadoras, entre 4200 \AA a 4400 \AA , dos antigos sistemas de cintilação líquida;
 - *p-terfenil* - Foi o mais utilizado nos primeiros trabalhos com cintilação líquida, mas teve que ser abandonado por apresentar pouca solubilidade em baixas temperaturas, mesmo sendo quimicamente estável e também mais econômico e eficaz que o *PPO*;
 - *PBD (Fenil-Bifenil-Oxidiazol)* - É um excelente cintilador, tanto em relação a sua eficiência luminosa como pelo comprimento de onda que emite, porém possui baixa solubilidade e é mais caro que o *PPO*;
 - *butil-PBD* - Apresenta boa solubilidade, alta eficiência luminosa, preço equivalente ao do *PPO*, não apresenta auto-extinção e possui uma grande

resistência à extinção luminosa. É o cintilador primário que apresenta as melhores características.

- *Cintilador secundário*: o primeiro motivo para a adição dos cintiladores secundários aos coquetéis de cintilação foi para que absorvessem os fótons emitidos pelos cintiladores primários e emitissem outros em uma faixa de frequência menor, adequando-os à faixa de sensibilidade máxima das fotomultiplicadoras usadas nos primeiros sistemas de detecção. Atualmente é utilizado com a finalidade de reduzir certas extinções por coloração, que podem surgir no sistema cintilador-amostra. A quantidade necessária deste cintilador numa amostra é bem menor que a do cintilador primário, normalmente apresentando-se de 10 a 100 vezes mais diluído que este. Entre os cintiladores secundários mais utilizados estão o *dimetil-POPOP* e o *POPOP*, sendo que este último vem perdendo popularidade por causa de sua baixa solubilidade.

6.6.1.1 Soluções cintiladoras comerciais

Neste grupo encontram-se os produtos comerciais, normalmente fornecidos por fabricantes de equipamentos, que também admitem um determinado percentual de fase aquosa sem que se descaracterizem como solução homogênea. Entre eles têm-se as ilustradas na Tabela 6.2.

Tabela 6.2 - Soluções cintiladoras comerciais típicas.

INSTAGEL E AQUASOL	Permitem adicionar dissoluções orgânicas e inorgânicas, com incorporação de até 20% de fase aquosa
HISAFE E ULTIMA GOLD	Permitem manter a homogeneidade com a incorporação de até 25% de fase aquosa, proporciona maior eficiência de contagem que os dois anteriores e utiliza o Diisopropil-Naftaleno como solvente

6.6.2 O processo de conversão de energia em luz

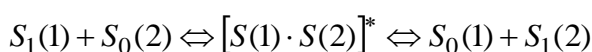
Em uma solução cintiladora, composta normalmente de uma substância solvente mais uma ou duas substâncias com capacidade de emitir luz ao dissipar energia, as partículas carregadas e os elétrons secundários liberam energia interagindo principalmente com as moléculas do solvente, a maioria na solução cintiladora, aumentando a energia térmica das que sofreram interação.

Parte da energia liberada também será consumida na criação de pares de íons, radicais livres e fragmentos moleculares, fazendo com que a eficiência luminosa da solução cintiladora dependa da maneira que for encontrada por esses produtos para se recombinarem. A concentração destes produtos dependerá da ionização específica da radiação, sendo mais alta ao redor da trajetória da partícula, principalmente em seu ponto inicial de interação, ocasionando uma redução da eficiência luminosa toda vez que esta grande quantidade de íons e moléculas excitadas reagirem entre si, ao invés de reagirem com as moléculas dos cintiladores, fenômeno este denominado como *extinção por ionização*.

6.6.2.1 A migração de energia no solvente

A energia absorvida no interior do solvente se desloca pelo processo de excitação de molécula a molécula, até que é cedida a uma molécula do soluto, a uma molécula da substância cintiladora ou a uma molécula de um agente extintor. Este processo de transferência de energia solvente - solvente é muito rápido, da ordem de nanossegundos, e é explicado pela teoria de Birks e de Voltz.

Na teoria de Birks a transferência de energia se deve a união e dissociação de duas moléculas pela formação de excímeros, processo em que uma molécula excitada do solvente se une a uma outra não excitada e ao romper essa união transfere sua energia para a que não estava excitada anteriormente. Este processo ocorre a uma grande distância em relação ao tamanho da molécula e pode ser representado da seguinte maneira:



onde:

$S_1(1)$ é a molécula 1 excitada;
 $S_0(2)$ é a molécula 2 não excitada;
 $S_0(1)$ é a molécula 1 não excitada; e
 $S_1(2)$ é a molécula 2 excitada.

Na teoria de Voltz a transferência de energia se dá através de um processo não radioativo de transferências de excitação entre moléculas vizinhas.

6.6.2.2 A migração de energia do solvente para o soluto

A maioria das substâncias utilizadas como solventes emitem baixa quantidade de fótons, por isso torna-se necessário adicionar outras substâncias como soluto para que a conversão de excitação em emissão fotônica seja eficiente. Normalmente adicionam-se dois solutos: um com a finalidade de absorver excitação e produzir fótons, soluto primário; e outro com a finalidade de absorver os fótons produzidos pelo soluto primário e emitir outros fótons em uma faixa de frequência equivalente à faixa sensível das substâncias utilizadas nos fotocatodos, soluto secundário.

Atualmente emprega-se também o soluto secundário para reduzir certas extinções que aparecem no sistema cintilador-amostra, provocadas pela existência de coloração.

Entre as substâncias mais utilizadas como soluto primário encontra-se o *butil-PBD* e o *PPO* e, como soluto secundário, o *DPH* e o *POPOP*.

As principais características dos solventes são:

- Apresentam baixa probabilidade de emissão de fótons.
- A distribuição espectral dos fótons não se adapta à sensibilidade das fotomultiplicadoras.
- As vidas-médias dos fótons são longas, $\cong 30$ ns, aumentando a probabilidade de extinção.
- Por serem muito concentrados, os fótons apresentam alta probabilidade de serem reabsorvidos.

As principais características dos solutos são:

- Apresentam alta probabilidade de fluorescência, $\cong 90\%$;
- A distribuição espectral dos fótons deve se ajustar à máxima sensibilidade dos fotocatodos;
- As vidas-médias dos fótons são muito curtas, $\cong 1$ a 2 ns; e
- Por serem pouco concentrados, os fótons possuem baixa probabilidade de serem reabsorvidos.

6.6.2.3 A transferência de energia do solvente para o soluto primário

Após serem excitadas pelo solvente, as moléculas do soluto primário sofrem uma desexcitação vibracional que as deixa sem energia suficiente para excitar outras moléculas do solvente, fazendo com que a excitação remanescente fique retida até que a molécula do soluto encontre outra forma de desexcitação. Portanto, ao contrário do processo bidirecional existente na transferência solvente – solvente, a transferência de energia solvente – soluto primário é irreversível.

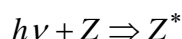
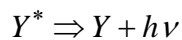
Em soluções cintiladoras com concentrações muito baixas, $\cong 10^{-2}$ molar, cada molécula do solvente transfere sua excitação para uma molécula do soluto e se esta concentração diminuir, a eficiência na emissão de fótons também diminuirá.

6.6.2.4 A transferência de energia para o soluto secundário

A transferência de energia, das moléculas excitadas do solvente para as do soluto secundário, também pode se processar de maneira análoga a do soluto primário, porém como a concentração do soluto secundário, $\cong 0,5 \text{ g dm}^{-3}$, na solução cintiladora é muito menor que a concentração do soluto primário, $\cong 5 \text{ g dm}^{-3}$, este tipo de transferência de energia é muito pouco provável.

Também é possível existir a transferência de energia não radioativa, dos estados excitados das moléculas do cintilador primário para as do cintilador secundário, porém devido à baixa concentração do cintilador secundário, este processo não é competitivo com o processo luminoso.

A principal forma de transferência de energia para as moléculas do soluto secundário ocorre através da absorção dos fótons de fluorescência emitidos pelo soluto primário, conforme o esquema abaixo:



onde * é o estado excitado, Y é a molécula do soluto primário, $h\nu$ é o fóton de fluorescência emitido e Z é a molécula do soluto secundário.

Da mesma forma que no caso solvente - soluto primário, este processo de transferência de energia também é irreversível.

6.6.3 O processo quantitativo de detecção com cintilação líquida

O processo quantitativo de detecção com cintiladores líquidos pode ser sintetizado nas fases indicadas na Tabela 6.3.

Tabela 6.3 - Fases do processo quantitativo de detecção com cintilação líquida.

Fase	Eventos	Fenômeno produzido	Observações
1	Uma partícula de energia E interage com as moléculas do solvente	Serão excitadas A moléculas do solvente, onde: $A = Q(E) \cdot s \cdot E$	E = energia da partícula; $Q(E)$ = fator de extinção por ionização (anexo F); s = fator relativo à natureza do solvente e da substância extintora, caso exista.
2	Uma fração t das A moléculas excitadas transfere energia para as moléculas do soluto, com uma vida média.	Serão produzidas B moléculas excitadas no soluto, onde: $B = tA$ ou $B = Q(E) \cdot s \cdot t \cdot E$	$Q(E) \cdot s \cdot E$ = quantidade de moléculas excitadas do solvente; t = eficiência quântica de transferência entre o solvente e o soluto, que depende somente da concentração molar do soluto e das características do solvente.
3	Uma fração q das B moléculas excitadas emitirá fótons de fluorescência	Serão emitidos L fótons de fluorescência, onde: $L = q \cdot B$ ou $L = Q(E) \cdot s \cdot t \cdot q \cdot E$	$Q(E) \cdot s \cdot t \cdot E$ = quantidade de moléculas excitadas no soluto
4	Devido a geometria e características óticas do sistema de detecção, somente uma fração c dos L fótons emitidos pelas moléculas do soluto chegarão ao fotocatodo	Serão absorvidos no fotocatodo f dos L fótons emitidos, onde: $f = c \cdot L$ ou $f = Q(E) \cdot s \cdot t \cdot q \cdot c \cdot E$	$Q(E) \cdot s \cdot t \cdot q \cdot E$ = quantidade de fótons de fluorescência emitidos
5	Uma fração k dos f fótons que chegam ao fotocatodo consegue interagir e liberar fotoelétrons.	Serão produzidos m fotoelétrons, onde: $m = p \cdot k \cdot f$ ou $m = Q(E) \cdot s \cdot t \cdot q \cdot c \cdot p \cdot k \cdot E$	$p \cdot k$ = valor médio da eficiência quântica do fotocatodo no espectro de fluorescência do soluto primário; k = valor de eficiência quântica da resposta máxima do fotocatodo; p = fator de acoplamento espectral entre o espectro de fluorescência do soluto e a resposta do fotocatodo.
6	Os m fotoelétrons serão acelerados pelo campo elétrico existente entre os vários dinodos da fotomultiplicadora.	Serão produzidos no anodo da fotomultiplicadora T elétrons, onde: $T = M \cdot m$.	M = fator de multiplicação total da Fotomultiplicadora.

Portanto a relação completa entre a amplitude de pulso e a energia da partícula que interagiu no cintilador poderá ser expressa por:

$$T = Q(E) \cdot s \cdot t \cdot q \cdot c \cdot p \cdot k \cdot M \cdot E$$

onde cada componente desta expressão está indicado no Tabela 6.4.

Tabela 6.4 - Componentes da expressão que calcula a amplitude do pulso de tensão produzido em sistema de detecção com cintilação líquida.

T	amplitude do pulso eletrônico produzido na saída da fotomultiplicadora
$Q(E)$	fator de extinção por ionização
s	fator relativo a natureza do solvente e, caso exista, da substância extintora
t	eficiência quântica de transferência entre o solvente e o soluto, que depende das características do solvente e somente da concentração molar do soluto. É a fração das moléculas do solvente que transferirá energia às moléculas do soluto
q	fração das moléculas do soluto que emitirá fótons de fluorescência
c	fração de fótons emitidos pelas moléculas do soluto, que atingem o fotocatodo
p	fator de acoplamento espectral entre o espectro de fluorescência do soluto e a resposta do fotocatodo
k	fração dos fótons de fluorescência que produzirá fotoelétrons
m	quantidade de fotoelétrons produzidos no fotocatodo
M	fator de multiplicação total da fotomultiplicadora
E	energia da partícula

A formação do sinal num cintilador líquido conforme descrita nos itens 6.6.1 e 6.6.2 pode ser ilustrada na Figura 6.24 bem como a do sinal eletrônico na Figura 6.25.

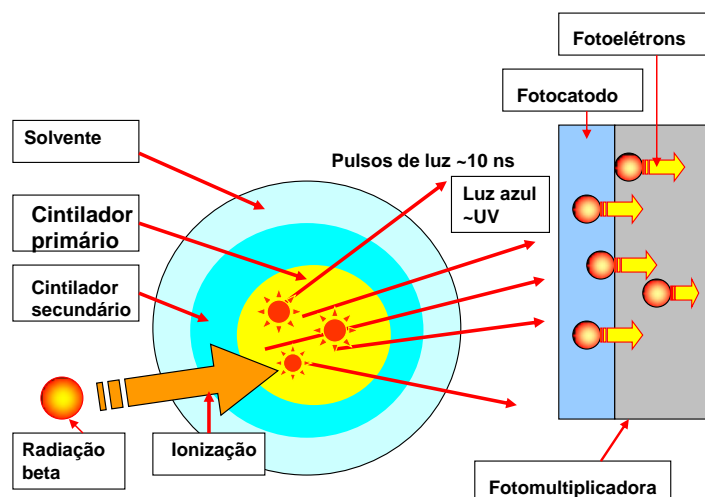


Figura 6.24 - Processo de formação do sinal no cintilador líquido.

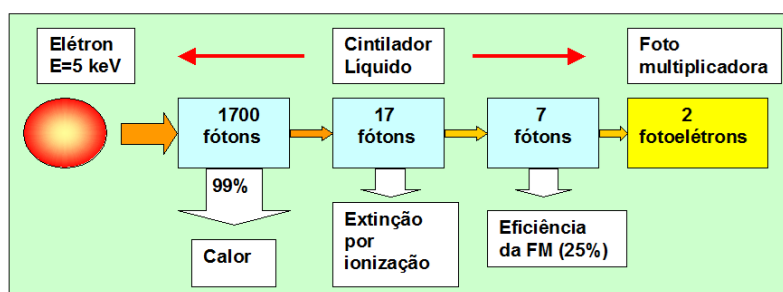


Figura 6.25 - Estimativa do número de fotoelétrons formados a partir da interação de um elétron de 5 keV com o cintilador líquido.

6.6.4 Agente extintor

Para variar a eficiência de detecção do equipamento deve-se adicionar uma substância química que absorva parte da energia liberada no coquetel de cintilação e não a dissipe produzindo fótons. A esta substância dá-se o nome de agente produtor de extinção química, agente extintor ou ainda agente de “*quenching*”. Entre as substâncias mais utilizadas como agente extintor estão o tetracloreto de carbono e o nitrometano.

Operacionalmente, para determinar a resposta do sistema de detecção, mede-se uma série de amostras preparadas com aproximadamente a mesma quantidade da solução-padrão e quantidades crescentes da substância produtora de extinção química. Como a atividade do padrão é conhecida e cada amostra apresenta eficiência de detecção diferente, obtém-se uma curva de calibração experimental do sistema. Esta curva é expressa em eficiência de contagem versus extinção química (*quenching*).

De posse da curva de eficiência experimental do padrão, mede-se a amostra do radionuclídeo a ser calibrado e transferem-se todos os dados para os programas de computador que, a partir da curva experimental do padrão e baseando-se nos parâmetros nucleares dos radionuclídeos envolvidos, construirão as curvas de eficiência teórica para cada um deles.

Uma vez obtida as curvas de eficiência teórica, em função dos diferentes parâmetros livres do sistema de detecção, o cálculo da atividade dependerá do conhecimento do grau de extinção química dos coquetéis contendo o radionuclídeo cuja atividade se deseja conhecer, da associação destas extinções químicas com os parâmetros livres correspondentes e, a partir destes, obter-se teoricamente as eficiências de detecção para os coquetéis. Estas eficiências corresponderiam àquelas que seriam obtidas caso a curva de eficiência fosse construída experimentalmente a partir de uma solução padrão do radionuclídeo de interesse.

A determinação da eficiência teórica e da atividade para cada radionuclídeo de interesse é realizada pelo programa de computador intitulado *LSCP - Liquid Scintillation Counter Program*. Este programa leva em consideração os seguintes dados: as medidas correspondentes aos coquetéis da solução padrão; as medidas correspondentes aos coquetéis da solução de atividade desconhecida; e as curvas de eficiência teórica do padrão e do radionuclídeo a ser calibrado. A determinação da eficiência de contagem é feita por meio de uma interpolação entre as curvas de eficiência e o cálculo da atividade específica é feito dividindo-se as contagens obtidas, com os coquetéis contendo o radionuclídeo a ser calibrado, pelo produto entre a eficiência teórica e a massa de solução correspondente a este radionuclídeo.

Estas eficiências corresponderiam àquelas que seriam obtidas caso a curva de eficiência fosse construída experimentalmente a partir de uma solução padrão do radionuclídeo de interesse.

6.6.5 Equipamento de cintilação líquida

Um equipamento de medição da atividade de radionuclídeos emissores de radiação alfa, beta e gama, utilizando a técnica de Cintilação Líquida, é mostrado na Figura 6.26.



Figura 6.26 - Cintilador Líquido

Seu princípio de funcionamento, ilustrado na figura 6.27, pode ser descrito pelos tópicos seguintes:

- Utilizam-se duas fotomultiplicadoras trabalhando em coincidência, para que seja imune às flutuações provocadas por ruídos eletrônicos. Somente os pulsos que são detectados ao mesmo tempo nas duas vias conseguirão passar pela unidade de coincidência. Caso ocorra algum ruído eletrônico em uma das fotos, dificilmente ocorrerá simultaneamente um semelhante na outra foto, de maneira que o pulso espúrio produzido não conseguirá passar pela unidade de coincidência e ser considerado válido.
- Os pulsos produzidos na saída das fotomultiplicadoras passam inicialmente pelos pré-amplificadores e se dirigem ao mesmo tempo para as entradas da unidade de coincidência e para o amplificador somador de pulsos.
- A unidade de coincidência somente produzirá um pulso em sua saída se os dois pré-amplificadores apresentarem ao mesmo tempo um pulso em suas respectivas saídas. O pulso de saída desta unidade servirá como um sinal de partida para o amplificador somador de pulsos somar os pulsos que estão chegando em suas duas entradas.
- O amplificador somador de pulsos tem a função produzir em sua saída um pulso correspondente à soma dos dois pulsos que recebe em suas entradas e liberá-lo somente quando receber o sinal de partida, proveniente da unidade de coincidência. Uma outra função deste amplificador é a de aumentar a eficiência de contagem visto que, se um pulso produzido em um dos dois pré-amplificadores estiver abaixo do limite de discriminação do *ADC*, quando for somado com o pulso da outra via de detecção poderá ficar acima do citado limite e ser aproveitado.
- O amplificador serve para aumentar a amplitude e conformar o pulso de maneira a adaptá-lo à característica de entrada do *conversor analógico-digital - ADC*.
- O *ADC* transforma os pulsos analógicos recebidos do amplificador em pulsos digitais com alturas proporcionais as amplitudes dos pulsos recebidos, que

por sua vez são proporcionais à energia da radiação. Este módulo também trabalha chaveado pela unidade de coincidência.

- O último módulo é representado pelo analisador de altura de pulsos, que produz o espectro de altura de pulsos correspondente ao espectro de energias detectadas, e os diferentes tipos de saídas possíveis que um sistema microprocessado pode fornecer.

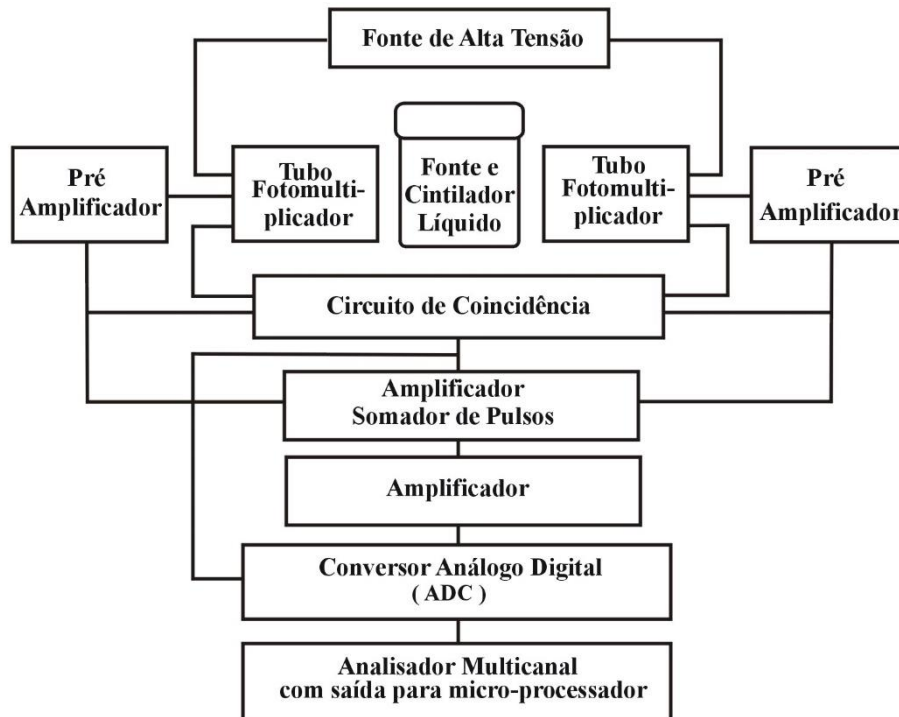


Figura 6.27 - Diagrama de blocos do um cintilador líquido.

Uma das grandes aplicações dos materiais cintiladores em meio líquido, é o seu uso nos sistemas de calibração absolutos para medição de radionuclídeos. Quando adaptados apropriadamente nos sistemas de coincidência ou anti-coincidência eles podem substituir os detectores proporcionais com muitas vantagens metrológicas, inclusive operacionais. Por exemplo, nas calibrações de radionuclídeos emissores beta puros ou que possuem estados metaestáveis.

Outra propriedade importante é que eles podem ser utilizados em sistemas de calibração de radionuclídeos do tipo CIEMAT-NIST ou Razão entre Coincidências Tripla e Dupla, denominado de TDCR, presentes nos principais laboratórios nacionais de metrologia de radionuclídeos do mundo.

6.7. DETECTORES UTILIZANDO MATERIAIS SEMICONDUTORES

6.7.1. Formação de pulsos em materiais semicondutores

6.7.1.1. Materiais isolantes, condutores e semicondutores

Em materiais cristalinos, pode-se dizer, de forma simplificada, que há três bandas de energia em relação à condutividade de elétrons: a banda de valência, de energia mais baixa, onde os elétrons normalmente se encontram em um material não excitado; a banda de condução, por onde os elétrons normalmente migram, e uma banda proibida, que é uma região onde os elétrons não são permitidos popularem. Essas regiões estão esquematizadas na Figura 6.28. A largura em energia da banda proibida é o que caracteriza os materiais isolantes, os semicondutores e os condutores.

Quando a largura é muito grande (maior que 5 eV) os elétrons têm pouca possibilidade de alcançar a banda de condução e, portanto, o material oferece grande resistência a passagem de corrente; nesse caso o material é um isolante. Quando a largura da banda é muito pequena, até mesmo a agitação térmica à temperatura ambiente faz com que os elétrons tenham energia para chegar à banda de condução, e nesse caso o material é um condutor. Em alguns casos, a energia da banda proibida não é nem tão grande, nem tão pequena (é, por exemplo, da ordem de 1 eV), mas, em determinadas circunstâncias pode-se fazer com que os elétrons alcancem a banda de condução e que o material se comporte como condutor; são materiais semicondutores.

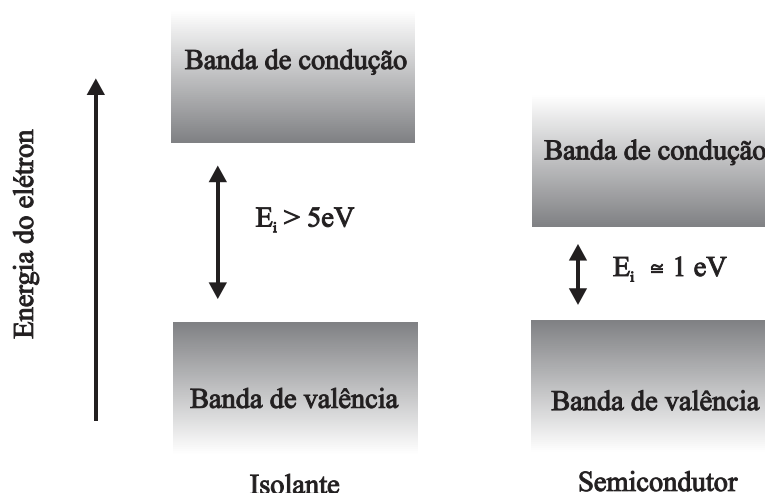


Figura 6.28 - Estrutura de bandas em um material (E_i energia do intervalo).

6.7.1.2. Pares elétrons-buracos

Em um material o número de elétrons é suficiente para preencher exatamente a banda de valência. Se o material é excitado com energia adequada, elétrons podem ser retirados da banda de valência e serem alçados à banda de condução. Em contrapartida o elétron retirado provoca um desequilíbrio na carga da estrutura da banda de valência, que, pela ausência do elétron, pode ser representado como um *buraco*, com carga positiva. Da mesma forma que um campo elétrico aplicado ao material pode fazer o elétron se mover na banda de condução, o *buraco* irá se mover no sentido oposto.

6.7.1.3. Criação de doadores e receptores em um material

Os elétrons existentes em um material com banda proibida larga estão aprisionados na banda de valência e têm dificuldade de penetrar na banda de condução. A adição de pequenas quantidades (algumas partes por milhão) de impurezas adequadas, com excesso de elétrons, pode alterar essa condição. As impurezas doadoras são aquelas que têm um número de elétrons na última camada maior em relação ao material original. Por exemplo: para um material semiconductor, com quatro elétrons na última camada e com seus átomos unidos à estrutura cristalina por uma ligação covalente, é introduzida uma impureza com cinco elétrons na última camada. Uma impureza desse tipo é denominada de *doadora*.

Ao ocupar o lugar destinado ao átomo do material na estrutura cristalina, a impureza, além de ter seus elétrons compartilhados na ligação covalente, terá um elétron sem função, uma vez que as ligações disponíveis já foram ocupadas. A ligação desse elétron é muito fraca e normalmente ocupa posições dentro da região da banda proibida. A distância entre o nível de energia desses elétrons e o nível da banda de condução é tão baixa que a agitação térmica normal poderá ter grande probabilidade de levá-los à banda de condução e o material então se torna condutor com aqueles elétrons. O material doador de elétrons e o material semiconductor “*dopado*” com esse tipo de impureza são chamados de semicondutores tipo *n*.

Analogamente, uma impureza com falta de elétrons em relação ao material semiconductor (no exemplo anterior, uma impureza com três elétrons na última camada) irá criar uma configuração com falta de um elétron. A impureza é denominada de *receptora*. A falta de elétrons exerce um papel semelhante ao do *buraco* criado ao retirar um elétron da banda de valência só que energeticamente se comporta de forma diferente. Se um elétron é capturado para preencher essa vacância, ele estará menos ligado à estrutura (porque um dos componentes da rede agora é a impureza trivalente) e se situará dentro da banda proibida, ainda que em sua parte inferior. O material doador de buracos e o semiconductor dopado dessa forma são chamados de *tipo p*. A Figura 6.29 ilustra essa situação.

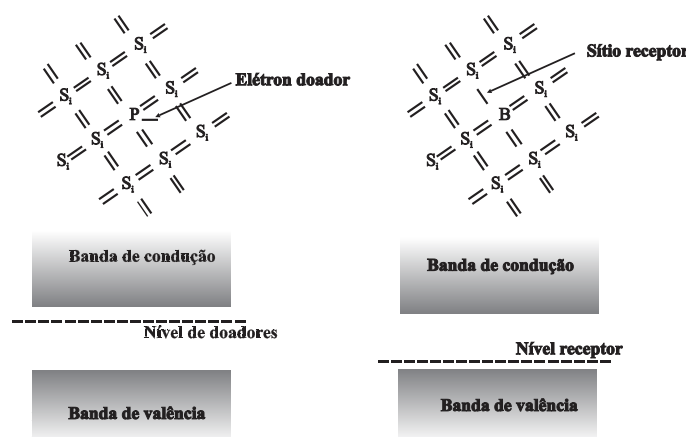


Figura 6.29 - Impurezas doadoras e receptoras em uma estrutura cristalina, onde P= fósforo, B=boro e Si=silício.

6.7.1.4. Interação da radiação com o material semiconductor

A passagem da radiação por um material semiconductor com estrutura de bandas provoca a criação de um grande número de pares elétrons-buracos ao longo da trajetória

da partícula, que são coletados pelo campo elétrico aplicado ao material. A energia média gasta para criar um par elétron-buraco é denominada energia de ionização e depende do tipo e energia da radiação incidente. A principal vantagem dos semicondutores reside na pouca energia necessária para criar um par elétron-buraco (em torno de 3 eV para o germânio), quando comparada com aquela necessária à criação de um par de íons nos gases (em torno de 30 eV para um detector típico à gás). O grande número de pares criados propicia duas vantagens aos detectores semicondutores sob ponto de vista de resolução: diminui a flutuação estatística e diminui a influência do ruído eletrônico, levando a uma melhor relação sinal-ruído.

6.7.1.5. Junção p - n

Uma junção p - n é a região de junção entre materiais tipo n e tipo p . Na prática é obtida pela adição de impurezas doadoras (tipo n) a uma região tipo p (que tem buracos em excesso) ou adição de impurezas receptoras (tipo p) a uma região tipo n . A principal propriedade de uma junção p - n é que prontamente conduz corrente quando a tensão é aplicada na direção “*correta*”, mas deixa passar muito pouca corrente quando a tensão é aplicada na direção “*incorreta*”.

6.7.1.6. Região de depleção

A junção de uma região n com uma região p irá provocar inicialmente movimentos das cargas negativas para a região p . O resultado é a criação de uma região com carga líquida negativa na região p e uma região com carga líquida positiva na região n , evitando novos movimentos e criando um equilíbrio dinâmico na região, embora com desequilíbrio de carga. Essa região onde existe o desequilíbrio de carga é denominada de *região de depleção* e se estende por ambos os lados da junção, e é responsável pela aceitação do movimento de cargas em um só sentido.

Nessa região, as cargas formadas pela interação com a radiação são rápida e eficientemente coletadas, sendo esse o verdadeiro volume ativo do detector.

6.7.1.7. Polarização reversa

Polarização reversa é quando se aplica polaridade positiva ao semiconductor tipo n e negativa ao semiconductor tipo p . Ao se fazer isso em uma junção p - n , as cargas fluem com facilidade e esse é o tipo de tensão aplicada à junção e que torna eficiente a coleta de cargas na região de depleção.

6.7.2. Detectores de diodos de silício

Os detectores de diodo de silício constituem o principal tipo utilizado para partículas carregadas pesadas, como prótons, alfas e fragmentos de fissão. As principais vantagens dos detectores de diodo de silício são a resolução excepcional, a boa estabilidade, o excelente tempo de coleta de carga, a possibilidade de janelas extremamente finas e a simplicidade de operação. Os detectores de diodo de silício são normalmente de tamanho pequeno, da ordem de 1 a 5 cm² de área.

6.7.3. Detectores de germânio

Os detectores de germânio dopado com lítio - $Ge(Li)$ - foram largamente utilizados, por sua resolução na espectroscopia gama, mas têm sido rapidamente substituídos, principalmente por causa das dificuldades operacionais, exigindo que sejam mantidos em refrigeração à temperatura do nitrogênio líquido (77^0 K), mesmo quando não estão em funcionamento, para evitar danos em sua estrutura com a migração do lítio no material. Os substitutos preferidos têm sido os detectores de germânio de alta pureza - $HPGe$ - também denominados de germânio hiperpuros ou de germânio intrínseco, que só necessitam de refrigeração quando em operação, podendo manter-se na temperatura ambiente pelo período de muitos dias sem danos ou alterações em suas condições.

Os detectores de germânio para espectroscopia gama são construídos geralmente na geometria cilíndrica ou coaxial, o que permite a obtenção de volumes maiores, necessários para espectrometria gama.

Os detectores de germânio constituem um dos tipos mais utilizados em laboratórios, para a medição de emissores gama com baixa atividade e para identificação de radioisótopos presentes em materiais, em uma grande faixa de energia (alguns keV a 10 MeV). Alguns detectores podem detectar radiação de baixa energia do tipo raios X e radiação gama e são denominados de GMX .

Existem vários modelos comerciais destes detectores, com dimensões diversas, eficiência de detecção de vários valores e configurações do tipo axial, horizontal, em formato de “J”, tipo poço e até portáteis. (ver Figura 6.30)

É bom salientar que o pré-amplificador se encontra acoplado ao detector, uma vez que necessita de ser refrigerado à temperatura do nitrogênio líquido, para conseguir processar os pulsos de pequena amplitude e evitar os ruídos eletrônicos.



Figura 6.30 - Detector de germânio de alta pureza, modelo axial, resfriado a nitrogênio líquido, utilizado em técnicas de espectrometria X e gama, em medições de laboratório.

6.7.3.1. Blindagem do detector

Um cuidado especial deve ser dedicado à blindagem do detector. A blindagem ideal deve utilizar “*chumbo envelhecido*”, assim denominado, por ser isento de

impurezas radioativas, principalmente as provenientes de precipitações de testes nucleares (“*fallout*”), realizados no período de 1944 a 2000.

Para blindagens com alto fator de atenuação, principalmente em relação às radiações do meio ambiente (“*background*”) deve-se usar três camadas metálicas na sua composição. A primeira camada externa, é constituída de chumbo (blocos ou peça fundida) com 5 a 10 cm de espessura, uma segunda camada de revestimento interno com espessura cerca de 5 mm de cádmio e uma terceira, de cobre ou alumínio, com cerca de 2 mm de espessura.

A função da camada de cobre é de atenuar os raios X característicos emitidos pela fluorescência do chumbo, com energias entre 72 a 87 keV, devido as interações com as radiações externas. A camada de cádmio é para atenuar estas radiações do chumbo que, por sua vez, emite raios X característicos com energias entre 22 e 27 keV. O cobre atenua tais radiações, mas emite raios X característicos de 8 keV, com muito baixa intensidade.

6.7.3.2. Blindagem do Dewar

Para aumentar a eficiência da blindagem, é bom evitar a contribuição das radiações emitidas pela garrafa de nitrogênio líquido (*dewar*). Uma das maneiras mais simples é construir a blindagem do detector de modo que o dewar fique do lado de fora e tomando-se o cuidado de evitar que possíveis radiações por ele emitidas sejam atenuadas pelo fundo da blindagem do detector.

6.7.4. Detector de barreira de superfície

Uma das utilizações do silício é na construção dos detectores de barreira de superfície que são caracterizados pela camada morta muito fina e são utilizados principalmente para a detecção de partículas α e β . São detectores formados pela junção de duas superfícies, uma tipo *n* e outra tipo *p*.

Normalmente os detectores de barreira de superfície são constituídos de uma pastilha fina de *Si* de alta pureza do tipo *n* (excesso de elétrons), sobre a qual é depositada uma camada fina de ouro. Na evaporação do ouro para formar a camada sobre o silício, criam-se condições para a formação de uma camada de óxido entre o silício e o ouro, a qual executa a função de induzir uma grande densidade de buracos, comportando-se como uma camada *p*. Barreiras de superfície podem também ser produzidas com um cristal tipo *p* e alumínio evaporado para formar um contato equivalente ao tipo *n*. Uma desvantagem do detector é sua sensibilidade à luz, mas como normalmente ele é utilizado dentro de uma câmara à vácuo, para evitar a interação das partículas com o ar, isto elimina esse problema.

6.7.5. Detectores de silício-lítio

Os detectores de silício dopados com lítio - *Si(Li)* - são pouco recomendáveis para o uso em espectrometria gama, em função do baixo número atômico do silício ($Z = 14$), quando comparado com o germânio. No entanto, essa característica os torna convenientes para a espectrometria de raios X de baixa energia e para detecção e espectrometria de elétrons. Atualmente existem detectores constituídos somente por Lítio, conforme mostra a Figura 6.32.

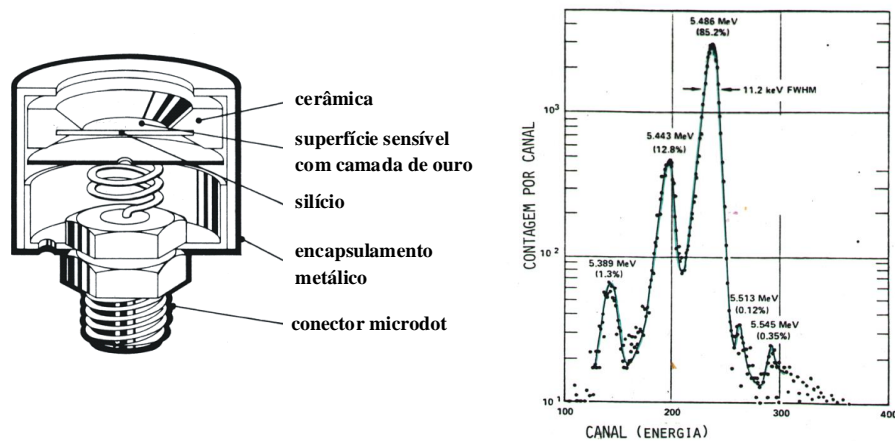


Figura 6.31 - Vista interna de um detector de barreira de superfície e Espectro das radiações alfa emitidas pelo ^{241}Am .

Ao contrário do que ocorre com os detectores *Ge(Li)*, a mobilidade do lítio no silício não é tão alta, fazendo com que possa passar algum tempo à temperatura ambiente, embora seja indispensável a refrigeração com nitrogênio quando em operação. A refrigeração ajuda também a melhorar a relação sinal-ruído, uma vez que aumenta a resistividade e a mobilidade de cargas no condutor.

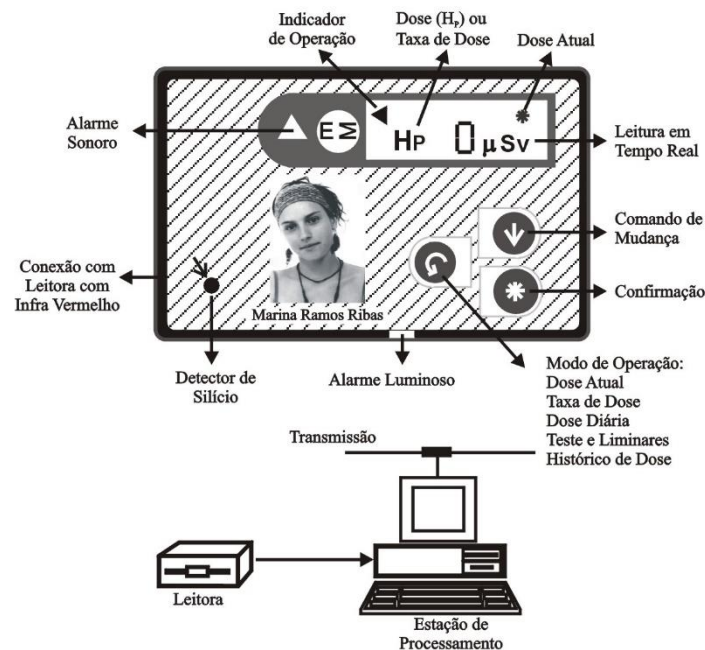


Figura 6.32 - Monitor individual com detector de diodo de silício para radiação X e gama, com leitura direta da dose equivalente, taxa de dose, equivalente de dose pessoal $H_p(10)$, com memória para estocagem de dados, alarme sonoro e luminoso e identificação do usuário.

6.7.6. Detectores de telureto de cádmio

O telureto de cádmio ($CdTe$) combina pesos atômicos relativamente altos (48 e 52) com uma banda de energia suficientemente grande para permitir operar à temperatura ambiente. Para energias típicas de raios γ , a probabilidade de absorção fotoelétrica por unidade de caminho percorrido é da ordem de 4 a 5 vezes maior que no germânio e 100 vezes maior que no silício. Normalmente este detector tem grande utilidade para situações em que se deseja grande eficiência de detecção para raios γ por unidade de volume. Na figura 6.33 é apresentado um modelo deste tipo de detector.

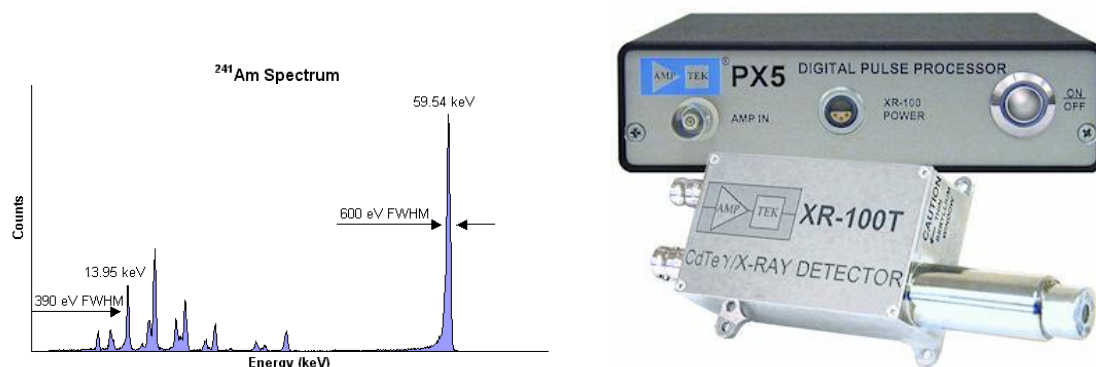


Figura 6.33 - Espectro da radiações de baixa energia do ^{241}Am obtido com CdTe

Por causa de sua baixa eficiência na coleta dos “buracos” gerados, a resolução do CdTe é pobre quando comparada às obtidas com germânio e silício. Quando não é necessária a informação para espectroscopia, o CdTe pode ser utilizado em uma grande variedade de aplicações onde suas características são importantes. Além disso, pode operar até 30°C em modo pulso e até 70°C em modo corrente.

O maior problema com o detector de CdTe é o fenômeno da polarização que, em certos casos, leva à diminuição de sua região de depleção com o tempo, com consequente perda de eficiência de detecção. Essa polarização é causada pela captura de elétrons em regiões do detector.

6.7.7. Detector de Telureto de zinco e cádmio-CZT

Atualmente existem vários novos detectores que utilizam materiais diferentes dos conhecidos. Um protótipo bem ilustrativo é o dosímetro para radiação gama de Telureto de Zinco e Cádmio, CZT, desenvolvido pelo Korea Atomic Energy Research Institut (KAERI), mostrado na Figura 6.34. Este equipamento é capaz de medir a dose absorvida, identificar o radionuclídeo emissor gama e determinar a direção de incidência da radiação.



Figura 6.34 - Dosímetro gama de telureto de zinco e cádmio.

6.8. CALIBRAÇÃO DE DETECTORES: RASTREABILIDADE

Por causa das propriedades e efeitos biológicos das radiações ionizantes, os resultados das medições das chamadas grandezas radiológicas devem ser extremamente confiáveis. Esta credibilidade necessária é difícil de se obter devido à *quantidade de grandezas radiológicas* utilizadas nas diversas aplicações das radiações ionizantes e à *variedade de radiações e energias*, produzidas pelos vários radioisótopos e dispositivos geradores de radiações.

Os detectores, principalmente os utilizados em condições de campo, sofrem alterações em seu funcionamento e *devem ser calibrados com uma periodicidade, definida em Norma dos órgãos reguladores*, para garantir a manutenção de suas propriedades de medição.

A calibração de detectores é feita comparando-se suas características de medição com aparelhos padrões nacionais, sob condições rigorosamente controladas. Essas condições são estabelecidas nos laboratórios da rede de calibração, os quais são rastreados ao sistema internacional de metrologia, por meio de calibrações frequentes dos padrões nacionais em relação aos internacionais, programas de comparação interlaboratorial e de manutenção de padrões.

Como a calibração de detectores é feita com feixes de radiação e energias especificados e padronizados, a utilização de um detector para condições diferentes daquelas em que foi calibrado só pode ser feita com a utilização de fatores de conversão adequados.

6.9. TEORIA DE BRAGG-GRAY

A teoria de Bragg-Gray foi desenvolvida com o propósito de estabelecer condições rigorosas de medição, principalmente as relacionadas à Dosimetria das Radiações Eletromagnéticas. Ela se encontra bem formulada e definida, inclusive, em seu formalismo matemático, no livro *Radiation Dosimetry*, de Attix, F.H., Roesch, W.C. - Ac.Press, NY, 1968. Resumidamente, ela estabelece a seguinte situação de medição.

Quando se introduz um detector para medir a Exposição ou Dose absorvida num meio material, há uma perturbação no local, devido à presença de materiais de

composição química e densidade diferentes, que interagem de modo diferente com a radiação, além da presença perturbativa do campo elétrico de polarização do detector.

Esta descontinuidade no meio material é denominada de “*cavidade*”. Deste modo, o registro do detector será a dose absorvida nele e não no meio material que se pretendia medir.

Para medições corretas, é necessário introduzir fatores de correção que dependem das diversas densidades, da relação entre os coeficientes de absorção de energia dos fótons, do alcance dos elétrons no meio material, da relação dos valores dos “*stopping power*”, entre outros. Além disso, devem ser obedecidos os seguintes requisitos:

- a) a dimensão da cavidade deve ser suficientemente pequena comparada com o alcance dos elétrons secundários liberados no meio sólido para não alterar a fluência;
- b) a espessura do meio sólido deve ser maior que o alcance dos elétrons secundários, de modo a garantir que todos os elétrons que atravessaram a cavidade foram liberados no meio; e
- c) a espessura do meio sólido deve ser suficientemente pequena para que a atenuação dos fótons não altere a Exposição.

6.10. CADEIAS DE MEDIÇÃO - PRINCIPAIS EQUIPAMENTOS AUXILIARES

6.10.1. Processamento de sinais em uma cadeia de medição

A grande maioria dos detectores de radiação transforma os sinais originados na interação da radiação com o material sensível do detector em pulsos eletrônicos, que são depois processados em uma cadeia de medição. Alguns dispositivos são comuns nessas cadeias de medição e tem uma função bastante específica. Os dispositivos mais comuns são: fonte de tensão, pré-amplificador, amplificador linear, discriminador integral, discriminador diferencial (analisador monocanal), contador, gerador de retardo, unidades de coincidência e anti-coincidência e analisador multicanal.

6.10.2. Padrões de instrumentação

Dois tipos de padrões internacionais de sistemas tornaram-se os mais utilizados para as cadeias de medição na instrumentação nuclear: o NIM (Nuclear Instrument Module) e o CAMAC (Computer Automated Measurement and Control). O sistema NIM é mais adequado normalmente para o processamento normal de pulso linear encontrado nas aplicações de rotina de detectores de radiação. O sistema CAMAC é mais caro e é fortemente orientado para sistemas digitais com interface computacional que processam grande volume de informação em pequeno intervalo de tempo.

6.10.3. Pulso linear e pulso lógico

Pulso linear é o que carrega informação em sua amplitude, e algumas vezes, em sua forma. *Pulso lógico* é o pulso com uma amplitude e forma padrão e a informação que carrega é somente sua presença ou não. Na figura 6.35, são exemplificadas as duas formas de pulso.

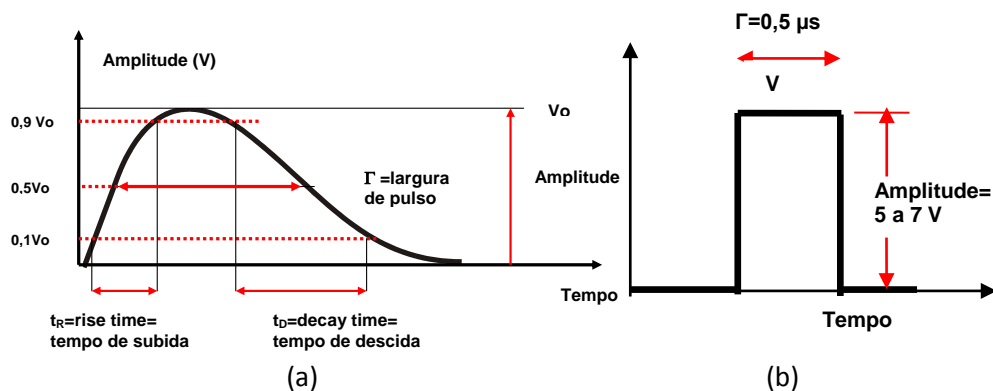


Figura 6.35 - (a) Pulsos analógicos ou lineares, com seus parâmetros de formato e (b) Pulso lógico (quadrado) de comando ou de saída, por exemplo, de um gate ou discriminador.

Geralmente os pulsos gerados por detectores à gás são lentos devido ao tempo de coleta dos elétrons e íons de ionização pelos eletrodos. A largura desses pulsos é da ordem de milissegundos e a amplitude da ordem de dezenas de milivolts ou mais. As amplitudes dos detectores do tipo G-M e Proporcionais são bem grandes, podendo facilmente atingir valores de alguns volts. Já as amplitudes dos detectores do tipo GMX, por exemplo, são da ordem de milivolts ou menores e o *tempo de subida* da ordem de microssegundos ou até menores. Nos detectores plásticos ou nos cintiladores líquidos o tempo de subida é da ordem de alguns nanossegundos.

6.10.4. Fonte de tensão (*detector bias voltage supplier*)

Para a coleta do sinal, os sistemas de medição necessitam normalmente de uma fonte de tensão, cuja faixa de operação irá variar em função do tipo de sistema que está sendo utilizado. As principais características de uma fonte que devem ser consideradas são:

- O nível máximo e mínimo da voltagem e sua polaridade;
- A corrente máxima disponível da fonte;
- A estabilidade a longo prazo em relação a mudanças na temperatura ou na voltagem de alimentação; e
- O grau de filtração assegurado para eliminar variações e ruídos introduzidos pela linha de alimentação.

6.10.5. Pré-amplificador (*preamplifier*)

O pré-amplificador é o primeiro elemento em uma cadeia de processamento de sinais. Para melhorar a relação sinal-ruído é importante que seja localizado o mais próximo do detector.

Suas funções principais são: o “casamento” das impedâncias do detector com a do amplificador, que permite transportar o sinal a grandes distâncias sem distorções; e transformar a capacitância para otimizar a relação sinal-ruído.

O pulso que sai normalmente do pré-amplificador é um pulso linear com cauda (*linear tail pulse*). Sua especificação principal está relacionada às características de

ruído. Em algumas situações, para melhorar sua condição de operação, é colocado para operar a baixas temperaturas, como no caso dos detectores de germânio e de *Si(Li)*.

Outra função importante que o pré-amplificador exerce normalmente em alguns sistemas é a de fornecer um meio de alimentar a tensão do detector. Um cabo único providencia usualmente tanto a voltagem para o detector como o pulso de sinal para a entrada do pré-amplificador. No estágio inicial na maioria dos pré-amplificadores atuais é utilizado um transistor de efeito de campo (*Field Effect Transistor - FET*). Os *FET* são utilizados pelas suas propriedades de operar com sinais de baixa amplitude gerados pelos detectores do tipo GMX, com baixo ruído. Entretanto, eles são conhecidos por sua sensibilidade a transientes abruptos de carga e podem ser danificados pela variação rápida na escala do detector ou seu desligamento em funcionamento. Para evitar esse efeito, muitos *FET* são construídos com circuitos de proteção e fontes são dotadas de dispositivos que impedem variações bruscas (*circuito de shutdown*).

6.10.6. Amplificador linear (*linear amplifier*)

O amplificador linear executa duas funções principais no circuito: conformação do pulso e ganho de amplitude. O pulso de entrada que vem normalmente do pré-amplificador é um pulso linear com cauda com qualquer das polaridades, que é conformado pelo amplificador em um pulso linear com forma e amplitude dentro de um intervalo. O ganho de amplificação varia normalmente de 100 a 5000 sendo normalmente ajustável por uma combinação de ajustes *grosso e fino*. As características mais importantes de um amplificador são:

- a. Amplificação de sinal;
- b. Escolha da polaridade do sinal de saída;
- c. Conformação de pulso para medida da carga;
- d. Conformação do pulso para melhorar desempenho em altas contagens;
- e. Conformação de pulso para melhor relação sinal-ruído; e
- f. Para aplicações específicas, circuitos de eliminação de empilhamento e de restauração da linha de base.

6.10.7. Discriminador integral (*integral discriminator*)

O discriminador integral tem a função de transformar um pulso linear em um *pulso lógico* e que gera essa saída somente quando o pulso de entrada supera um nível de amplitude de tensão de discriminação estipulado. Se a amplitude do pulso é abaixo desse nível de discriminação nenhuma saída lógica é observada.

6.10.8. Discriminador diferencial ou analisador monocanal (*single-channel analyzer - SCA*)

Além de converter o sinal de linear para lógico, tem dois níveis de discriminação, *superior e inferior*, o que permitem selecionar uma faixa de amplitudes. Essa seleção é chamada também de *janela* (*window*).

6.10.9. Gerador de retardo (*delay generator*)

É uma unidade que permite que o seu sinal de saída, além do tempo normal de processamento, tenha um retardo adicional estabelecido de acordo com a necessidade do

circuito, para compatibilizar os tempos de chegada numa unidade de coincidência ou num sistema de contagem com gatilho (*gate*).

Para retardos pequenos, da ordem de nanosegundos, o módulo é constituído simplesmente de um conjunto de cabos coaxiais, com comprimentos proporcionais aos tempos gastos para o sinal percorrê-los. Para retardos maiores, da ordem de microsegundos, pode ser constituído de bobinas com ferrites ou circuitos mais sofisticados.

6.10.10. Gatilho (*gate*)

É uma unidade que tem um sinal lógico de saída, com amplitude de 5 a 7 volts e largura de 0,5 microsegundos, para comandar uma unidade de processamento de sinal posterior, após o sinal de entrada, tipo analógico, ter passado por critérios de seleção em amplitude ou em tempo.

6.10.11. Coincidência (*coincidence unit*)

É um dispositivo que produz um sinal lógico de saída, quando dois ou mais sinais de entrada, provenientes de outros módulos, chegam dentro de um intervalo de tempo pré-estabelecido. Este intervalo, denominado de *resolução da coincidência*, pode ser fixo ou variável. Seu valor é da ordem de fração de microsegundo. Assim, pode-se ter coincidência dupla, tripla ou múltipla.

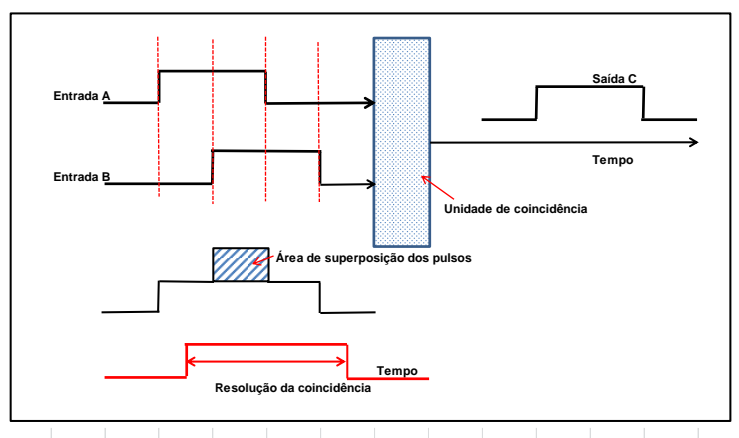


Figura 6.36 - Esquema do funcionamento da unidade de coincidência para dois pulsos de entrada.

6.10.12. Conversor tempo-amplitude (*Time to Amplitude Converter - TAC*)

É um tipo de unidade de coincidência usada para avaliação da coincidência entre dois sinais lógicos, com diferença de tempos de chegada muito pequena. O tipo mais usado fornece um sinal analógico de saída com amplitude proporcional à área de superposição de dois pulsos lógicos de entrada.

Como a forma dos pulsos de entrada é padronizada, quando eles chegam simultaneamente, a área de superposição é máxima e, assim, a amplitude do pulso de saída é a máxima possível. Quando os pulsos chegam defasados, a área de superposição vai se reduzindo à medida que a defasagem é maior. Neste caso a amplitude de saída vai

tendendo a zero. O TAC pode ser usado como somador de pulsos, desde que, processe sinais de entrada do tipo analógico e tempo circuito de conformação do pulso resultante.

6.10.13. Temporizador (*timer*)

É um cronômetro eletrônico que controla o tempo de operação de um sistema de medição automaticamente, de acordo com a escolha do operador. Ele compõe o conjunto de módulos do sistema e pode ser do tipo que, após extinguido o tempo fixado, dá um comando para registrar os valores das medições, apagar as informações e iniciar novo período de medição, conforme programação.

6.10.14. Contador (*scalers ou counters*)

No estágio final de um sistema de medição, os pulsos lógicos gerados pelos módulos são acumulados e registrados, durante um intervalo de tempo, numa unidade de contagem. Pode ter um mostrador, no painel, que indica o registro das contagens em dezenas, centenas, etc., ou simplesmente, a contagem acumulada. Os contadores normalmente trabalham com um cronômetro que estabelece o intervalo de tempo de contagem. Outra forma de uso é estipular o número de contagens a ser atingido, sendo o tempo de contagem acumulado independentemente. Nesse caso a principal vantagem é poder especificar previamente a precisão estatística desejada.

6.10.15. Analisador multicanal (*multichannel analyzer - MCA*)

O analisador multicanal é o equipamento que permite processar os pulsos lineares saídos da cadeia de medição, separando-os em intervalos pequenos de amplitude (que correspondem a intervalos de energia) para obter o espectro da distribuição da energia da radiação.

Antigamente os dispositivos multicanais constituíam-se em módulos separados e a saída de seu processamento era realizada através da impressão de cada canal com as contagens acumuladas por canal. Atualmente os multicanais são formados pelo acoplamento de placas especiais, que transformam os pulsos lineares em sinais digitais (*placas ADC - conversor analógico-digital*) e fazem o processamento de separação por intervalo de energia. O resultado da saída é normalmente mostrado na tela do computador, em um gráfico “*número de contagens versus amplitude de pulso (energia)*”. A Figura 6.37 mostra, esquematicamente, como se pode converter as amplitudes dos pulsos gerados nos detectores em contagens por canal de memória, que dão origem aos espectros de contagem.

No ADC, uma rampa linear de um circuito comparativo é disparada com a entrada do pulso de amplitude proveniente do amplificador juntamente com um gerador de pulsos digitais que são interrompidos quando os valores da amplitude e da rampa são iguais. A contagem dos pulsos digitais é registrada numa posição de memória do aparelho, denominada “*canal*”.

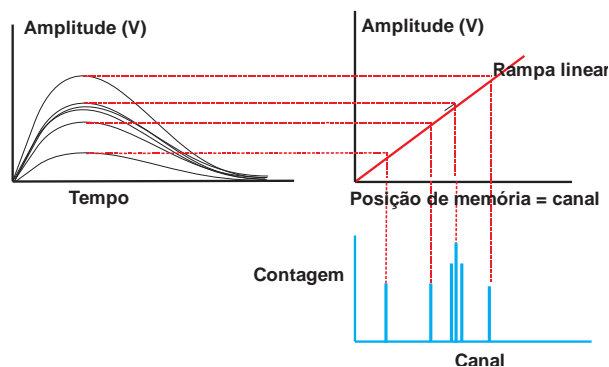


Figura 6.37 - Esquema de operação de um ADC.

Normalmente, junto com as placas adaptadoras, são fornecidos programas computacionais que permitem o processamento e manipulação do espectro. Um dos programas mais usados é o *Maestro*.

6.10.16. Diagrama de blocos

A forma utilizada para se representar uma instrumentação é o diagrama de blocos. Nele, cada módulo do sistema de medição é representado por um elemento gráfico. A Figura 6.38 mostra um diagrama de blocos para um sistema de medição $4\pi\beta\gamma$ em coincidência para calibração absoluta de radionuclídeos.

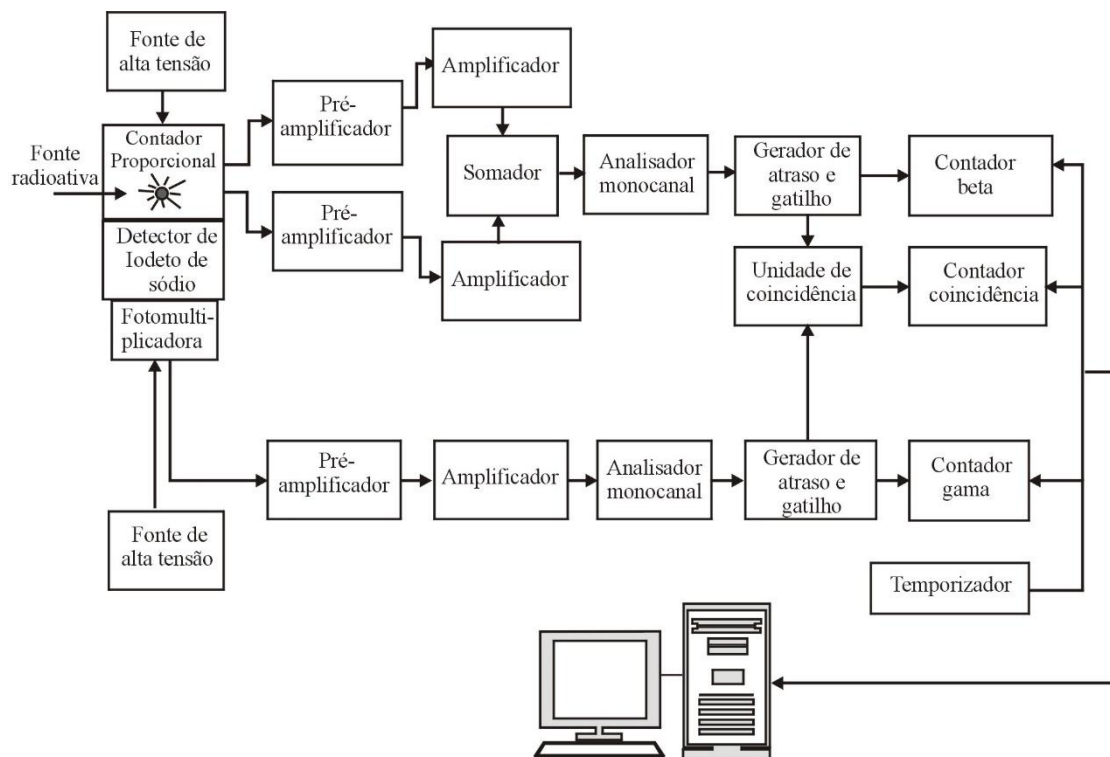


Figura 6.38 - Diagrama de blocos de uma cadeia de medição utilizando o método de coincidência $4\pi\beta\gamma$.

6.10.17. Sistema de calibração absoluta TDCR (Triple to Double Coincidence Ratio)

Conforme foi citado no item 6.6.5, com o uso do cintilador líquido, módulos comerciais de instrumentação nuclear acoplados a um módulo MAC3 especialmente construído pelo Dr. Philippe Cassete do Laboratoire National Henri Becquerel (LNHB) da França e vários programas de computação, construiu-se um dos mais sofisticados métodos de calibração absoluta de radionuclídeos.

O método utiliza um sistema de coincidência com três fotomultiplicadoras coletando as cintilações produzidas por uma solução de radioisótopo, a ser calibrada, diluída numa solução de cintilação líquida. Usando as razões das coincidências tripla e duplas, obtém a Atividade da solução radioativa. As Figuras 6.39a e 6.39b ilustram o arranjo experimental utilizado e a foto do módulo MAC3 utilizado.

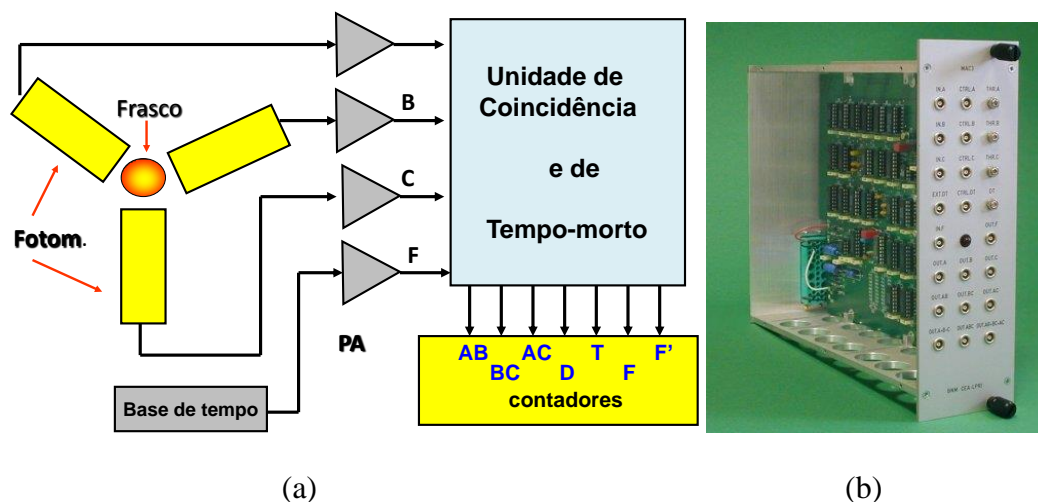


Figura 6.39 - Arranjo experimental do sistema TDCR e foto do módulo MAC3

6.10.18. Hierarquia dos sistemas metrológicos

Todas as medições realizadas num país devem estar rastreadas metrologicamente ao Laboratório Nacional e, este, ao Bureau International des Poids et Mèures (BIPM). Na realidade, a maioria das medições nem sempre cumpre este requisito e, por isto, existe uma variabilidade de valores para a mesma medição e até para a mesma unidade. Este requisito de rastreabilidade constitui a segurança e a garantia da exatidão do valor da medição, no país e fora dele.

Para garantir a fidelidade de suas medições, um usuário deve ter seus instrumentos calibrados num laboratório nacional ou num laboratório credenciado por ele. Na calibração, o instrumento recebe um certificado de calibração, na faixa de sua utilização e finalidade de uso.

Por outro lado, os padrões nacionais das referidas grandezas devem ser calibrados ou rastreados metrologicamente ao BIPM, mediante intercomparações internacionais de medições em determinadas grandezas e tipos de medição. Ou seja, devem, para cada grandeza, estar rastreados ao padrão internacional ou primário.

A Figura 6.40 representa esquematicamente a hierarquia dos padrões e da qualidade dos instrumentos, onde os valores das incertezas das medições variam dos valores aceitáveis dos instrumentos utilizados pelos usuários, até valores cada vez menores e rigorosos dos instrumentos padrões nacionais e internacionais.

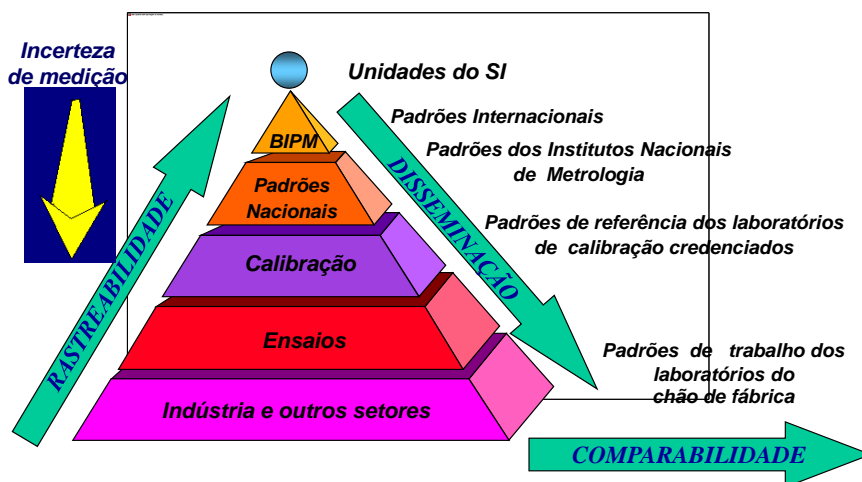


Figura 6.40 - Representação da hierarquia e rastreabilidade metrológica das medições realizadas pelos instrumentos dos usuários até aos padrões internacionais, para cada tipo de grandeza.

6.11- INCERTEZAS ASSOCIADAS ÀS MEDIÇÕES

Em todas as medições de uma grandeza o resultado deve ser expresso pelo valor obtido, com sua respectiva unidade, acompanhado do valor da incerteza expressa com um determinado intervalo de confiança. Isto significa que, um *resultado de medição sem a sua incerteza não possui valor e nem qualidade metrológica*.

A origem da incerteza está acoplada à precisão dos equipamentos, repetitividade e reprodutibilidade das medições e, quando comparada com um padrão, à exatidão e rastreabilidade.

Para cada tipo de aparelho e aplicação técnica existe uma faixa apropriada ou aceitável do valor da incerteza da grandeza medida. Por exemplo, numa determinação da taxa de dose efetiva obtida num programa de monitoração ambiental, um valor entre 10% e 20% é considerado muito bom, enquanto que numa calibração absoluta da Atividade, com valor de 0,5% pode ser considerado elevado para determinado radionuclídeo.

Assim, em todas as medições, principalmente as mais complexas e importantes, além dos registros dos valores das medições, uma planilha contendo os diversos componentes de incerteza, com seus respectivos valores, deve acompanhar os resultados.

Os componentes da incerteza total são classificados como sendo do *Tipo A* e *Tipo B*, cada um associado a um determinado tipo de distribuição estatística e forma de obtenção, sendo compostos quadraticamente na maioria dos casos. Além do valor total obtido, este deve ser multiplicado pelo fator de abrangência (k) proveniente do intervalo de confiança estabelecido, para se obter a incerteza total expandida.

Para determinar, propagar, classificar e compor os diversos tipos de incerteza, os operadores devem seguir os procedimentos do “*Guia para a Expressão da Incerteza de Medição*” estabelecido pela Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) e Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (INMETRO) no Brasil, após padronização internacional pela International Organization for

Standardization (ISO), na publicação “*Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement*” em 1995.

Além das incertezas determinadas para cada “*ponto*” de medição, existem as contribuições das incertezas devidas aos ajustes, extrapolações e interpolações, com inclusão das incertezas experimentais, propostos pelos métodos de medição utilizados. Para tais avaliações, consultar: “*Estatística, Teoria de Erros e Processamento de Dados*” - IRD-1982.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- IRD, *Metrologia de Radionuclídeos*, Apostila do IRD, 4ª. Revisão, 2003.
- E. ALMEIDA e L.TAUHATA, *Estatística, Teoria de Erros e Processamento de Dados*, Apostila do IRD, www.ird.gov.br, ver: Documentos, Material Didático, Apostilas, 1982.
- KNOOL, G.F., *Radiation Detection and Measurement*, J. Wiley and Sons, N.Y., 1979.
- ISO, *Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement*, ISBN 92-67-10188-9, 1995.
- NCRP Report No. 58, *A Handbook of Radioactivity Measurements Procedures*, Washington, D.C., 1985.
- Man, W.B.; Rytz, A. and Spagnol, A., *Radioactivity Measurements - Principles and Practices*, Pergamon Press, 1991.
- Bureau International des Poids at Mesures, *Le BIPM et la Convention du Mètre*, Pavillon de Breteuil, F-92312, Sèvres Cedex, France, 1987.
- Da SILVA, C.J., *Implementação de um sistema de anti-coincidência $4\pi\text{NaI(Tl)}$ -CL com cronometragem em tempo vivo e tempo morto extensível*, Tese de doutorado, COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro, 2008.
- PHILIPPE CASSETTE, JACQUES BOUCHARD, *The design of a liquid scintillation counter based on the triple to double coincidence ratio method*, Nuclear Instruments & Methods in Physics Research, A 505, 72-75, 2003.
- AGUSTIN GRAU MALONDA, *Modelo de parámetro libre en centelleo líquido*, Editorial CIEMAT, Madrid, España, 1995.
- PHILIPPE CASSETTE, E. MONARD, *A new liquid scintillation counter for the absolute activity measurement of radionuclides*, Nuclear Instruments & Methods in Physics Research, A 422, 119-123, 1999.