



Faculdade de Ciências e Tecnologia da
Universidade de Coimbra



Hospitais da Universidade de Coimbra

Contador de poço com analisador multicanal para leitura de amostras de radionuclídeos em Medicina Nuclear

(Relatório de Projecto)

Inês Rocha Marques Rolo

Coimbra

2007



Faculdade de Ciências e Tecnologia da
Universidade de Coimbra



Hospitais da Universidade de Coimbra

Contador de poço com analisador multicanal para leitura de amostras de radionuclidos em Medicina Nuclear

(Relatório de Projecto)

Inês Rocha Marques Rolo

Orientador:
Prof. Doutor Joaquim Santos
Supervisor:
Eng. Jorge Isidoro

Coimbra
2007

Agradecimentos

Aproximando-se o termo deste projecto e olhando em retrospectiva, enumerar em poucas linhas todas as pessoas que de alguma forma me suportaram, incentivaram e participaram nas várias alturas em que tudo parecia sem solução, torna-se uma tarefa difícil. Sob pena de omitir alguém, aqui deixo o meu agradecimento ao meu orientador, Prof. Doutor Joaquim Santos, e ao meu supervisor, Eng. Jorge Isidoro. Agradeço também ao Prof. Doutor Luís Requicha, ao Prof. Doutor Carlos Correia e ao Prof. Miguel Morgado, sem os quais não teria sido possível o bom termos deste trabalho.

Quero também expressar o meu agradecimento aos meus pais e irmã, que tanto me apoiaram. E não posso de modo algum deixar de lado os meus amigos e alguém especial, sempre presentes.

Resumo

Neste trabalho desenvolveu-se um modelo contador de poço-unidade multicanal com interface a um computador, para permitir a análise e leitura de amostras de diversos radionuclídeos, bem como identificar e quantificar percentagens de cada radionuclídeo presente numa amostra desconhecida.

O sistema foi desenvolvido no Serviço de Medicina Nuclear dos Hospitais da Universidade de Coimbra, onde existem um contador de poço (detector de cintilação NaI(Tl)) e um analisador monocanal. Foi necessária uma pesquisa de mercado para futura aquisição de uma placa multicanal adaptável a um computador e às características do nosso sistema.

O projecto decorreu com o uso de um analisador multicanal, modelo PCA3A-2K da Canberra. Foi implementada a montagem do sistema e iniciou-se uma fase de testes e calibração da unidade multicanal.

São apresentados resultados obtidos com o sistema após a fase de testes e calibração. Os resultados obtidos inicialmente permitiram concluir que estava a ser analisado um sinal incorrecto, surgindo daí a necessidade do desenvolvimento de um amplificador inversor.

Este relatório apresenta todos os passos efectuados na tentativa de atingir o objectivo do trabalho. São apresentados resultados que provam o bom funcionamento do sistema experimental.

Índice

1	Introdução	1
2	Fontes de Radiação	2
2.1	Decaimento Gama	4
2.1.1	Raios gama resultantes de reacções nucleares.....	5
2.1.2	Espectro de energias	6
2.2	Interacção de raios gama	6
2.2.1	Mecanismos de interacção.....	7
2.2.2	Atenuação de Raios Gama.....	10
3	Detectores de Cintilação	12
3.1	Princípios Gerais	12
3.2	Cristais Inorgânicos	14
3.2.1	O mecanismo do processo de cintilação.....	14
3.2.2	Dependência temporal da emissão do fóton	16
3.3	Detecção de Fótons com Contador de Cintilação NaI(Tl).....	17
3.3.1	Resolução	17
3.3.2	Eficiência do Detector	18
4	Analisador multicanal	18
4.1	Características Gerais	18
4.1.1	Número de canais	18
4.1.2	Calibração e Linearidade	19
4.2	Princípios básicos de funcionamento	20
4.2.1	Modos de funcionamento	21
5	Montagem Experimental	22
5.1	Pesquisa de Mercado	22
5.2	Instalação do Sistema	23
6	Testes e Calibração	25
6.1	Linearidade do Sistema	25
6.2	Linearidade do MCA	26
6.3	Amplificador.....	27
6.4	Amplificador remodelado.....	29
7	Aplicação	32

7.1	Amostras com diferentes radionuclidos	32
7.2	Amostras com misturas de radionuclidos	34
8	Conclusões	37
	Referências Bibliográficas	38
	Anexos	39
	Anexo A.....	40
	Anexo B.....	41
	Apêndices	42
	Apêndice A	43
	Apêndice B	44
	Apêndice C.....	45
	Apêndice D.....	46

Índice de Figuras

Figura 1- Radiação gama. Após uma reacção de decaimento, o núcleo está num estado excitado, ou seja, tem excesso de energia que perde emitindo raios gama. Adaptado de [6].	4
Figura 2- Esquemas de decaimento para algumas das fontes gama mais comuns. Apenas as maiores transições são mostradas. Adaptado de [3].....	5
Figura 3 – Processo de absorção fotoeléctrica. Adaptado de [7].	7
Figura 4 – Processo de dispersão de Compton. Adaptado de [5].....	8
Figura 5 – Processo de produção de pares. Adaptado de [5].....	9
Figura 6 – Diagrama esquemático de um contador de cintilação. Adaptado de [4].....	13
Figura 7- Bandas permitidas e proibidas de um cristal. Adaptado de [2]	15
Figura 8 – Resolução em energia. Adaptado de [9].	17
Figura 9 – Gráfico típico para um MCA linear com e sem <i>offset</i> . Adaptado de [3]	19
Figura 10- Exemplos de medições de linearidades integral e diferencial para um MCA. Adaptado de [3]	20
Figura 11 – Diagrama de blocos de um MCA típico. Adaptado de [3].....	21
Figura 12 – Diagrama de blocos do sistema implementado (ver Apêndice B).....	24
Figura 13 – Imagem do sistema implementado.....	24
Figura 14 – Gráfico que demonstra a relação logarítmica entre os canais e os valores teóricos das energias dos radionuclídeos.....	25
Figura 15 – Gráfico representativo da linearidade do MCA.	26
Figura 16 – Imagem do amplificador desenvolvido para aproveitar toda a gama do analisador multicanal.	28
Figura 17 - Imagem do amplificador com um novo circuito. A diferença em relação ao anterior é o tipo de amplificador operacional e o valor da capacidade entre os pins 2 e 6.	29
Figura 18 – Imagem do funcionamento do novo amplificador obtida com osciloscópio. Facilmente se verifica que o amplificador está a funcionar perfeitamente. A linha de baixo representa entrada no amplificador (sinal que vem do analisador monocanal) e a linha de cima respresenta o sinal de entrada invertido e amplificado.	30

Figura 19 – Gráfico que demonstra a relação entre canal e energia e também a resolução. A resolução diminui com o aumento de energia. A relação canal/energia é perfeitamente linear.	31
Figura 20 – Figura ilustrativa do menu Calibrate do software utilizado. Adaptado de [19].	32
Figura 21 – Espectro de uma amostra de ^{67}Ga	33
Figura 22 - Espectro de uma amostra de $^{99\text{m}}\text{Tc}$	33
Figura 23 – Espectro obtido com a amostra que continha 10 mL de ^{67}Ga e 10 mL de $^{99\text{m}}\text{Tc}$	34
Figura 24 - Espectro obtido com a amostra que continha 30 mL de ^{67}Ga e 10 mL de $^{99\text{m}}\text{Tc}$	35
Figura 25 - Espectro obtido com a amostra que continha 60 mL de ^{67}Ga e 20 mL de $^{99\text{m}}\text{Tc}$	35
Figura 26 – Esquema representativo do circuito utilizado no primeiro amplificador desenvolvido. O operacional é do tipo LF356N da <i>National Semiconductor</i>	45
Figura 27 - Esquema representativo do circuito utilizado no segundo amplificador desenvolvido. O operacional é do tipo LT1357CN8 da <i>Linear Technology</i>	45

Índice de Tabelas

Tabela 1- Características das reacções nucleares. Adaptado de [4]	3
Tabela 2- Propriedades de certos cintiladores inorgânicos. Adaptado de [2].....	14
Tabela 3 – Características de MCA's existentes no mercado.....	22
Tabela 4 – Algumas especificações do analisador multicanal PCA3. Adaptado de [19].	23
Tabela 5 – Valores de energia em relação ao canal.....	25
Tabela 6 – Dados obtidos para testar a linearidade do MCA.	26
Tabela 7- Dados obtidos através da análise de amostras de ^{99m}Tc e ^{67}Ga	30
Tabela 8 - Alguns valores para os radionuclidos usados. Adaptado de [5].....	32
Tabela 9 – Número de contagens obtido no analisador monocana para as leituras das soluções.	36
Tabela 10 – Alguns valores para os radionuclidos usados. Adaptado de [5]	43
Tabela 11 – Cálculo do erro de linearidade.	47

1 Introdução

A medicina nuclear consiste num conjunto de procedimentos de diagnóstico e terapêutica que usam radioisótopos. Em termos de diagnóstico, é normalmente necessário que o radioisótopo emita raios gama, uma vez que estes podem penetrar tecido e serem detectados fora do corpo, sendo assim possível determinar a sua distribuição no organismo[1].

Existem essencialmente cinco procedimentos que permitem definir o uso de radioisótopos em diagnóstico clínico:

- Identificação de um problema clínico.
- Encontrar uma substância bioquímica cuja distribuição no paciente dependa da existência ou não da doença a ser investigada.
- Marcar esta substância com um radioisótopo apropriado de modo a produzir um radiotraçador.
- Fazer a medição da distribuição do traçador com um detector externo.
- Interpretar os resultados.

No Serviço de Medicina Nuclear dos Hospitais da Universidade de Coimbra existe um sistema de contador de poço, constituído por um cristal de NaI e por um tubo fotomultiplicador acoplado a um analisador monocanal utilizado para medição de amostras de produtos radioactivos ou misturas de diversos radionuclidos. Este sistema é actualmente usado para contagens *in vitro*. No entanto, não é possível um total aproveitamento das potencialidades do contador de poço devido às limitações inerentes ao analisador monocanal.

O objectivo deste trabalho é converter este sistema num sistema de espectroscopia de raios gama com interface a um computador, que deverá permitir a calibração do equipamento e a sua utilização para identificação de diversos radionuclidos, com possibilidade de determinar as respectivas actividades através da espectroscopia gama.

2 Fontes de Radiação

A palavra radiação refere-se a toda a gama do espectro electromagnético bem como a todas as partículas atómicas e subatómicas descobertas até aos nossos dias. De um modo geral, os diferentes tipos de radiação são agrupados em radiação ionizante e radiação não ionizante.[2]

Radiação não ionizante é a radiação electromagnética com comprimento de onda λ de cerca de 10 nm ou maior. Esta zona do espectro electromagnético inclui radioondas, microondas, luz visível ($\lambda = 770\text{-}390$ nm) e luz ultravioleta ($\lambda = 390\text{-}10$ nm). A radiação ionizante inclui o resto do espectro electromagnético, raios-X ($\lambda \approx 0.01\text{-}10$ nm) e raios- γ com comprimentos de onda mais curtos do que os dos raios-X. Inclui também todas as partículas atómicas e subatómicas, tais como electrões, positrões, prótons, alfas, neutrões, iões pesados e mesões. [2]

As radiações diferem na sua “dureza” ou na sua capacidade de penetrar no material. Radiações tais como partículas alfa ou raios-X de baixa energia penetram pouco nos materiais. As partículas beta são geralmente mais penetrantes. Radiações tais como raios gama ou neutrões, são muito menos afectadas por auto absorção podendo assim penetrar mais profundamente nos materiais. [3]

A tabela 1 resume alguns dos tipos mais comuns de radiação. Cada tipo de radiação é caracterizada por um espectro que é indicativo do tipo de processo nuclear envolvido. De notar que uma fonte radioactiva pode emitir diferentes tipos de radiação ao mesmo tempo.

Tabela 1- Características das reacções nucleares. Adaptado de [4]

<i>Tipo de radiação</i>	<i>Origem</i>	<i>Processo</i>	<i>Carga</i>	<i>Massa (MeV)</i>	<i>Espectro (energia)</i>
Partículas α	Núcleo	Reacção ou decaimento nuclear	+2	3727.33	Discreto [MeV]
Raios β^-	Núcleo	Decaimento nuclear	-1	0.511	Contínuo [keV - MeV]
Raios β^+ (positrões)	Núcleo	Decaimento nuclear	+1	0.511	Contínuo [keV - MeV]
Raios γ	Núcleo	Desexcitação nuclear	0	0	Discreto [keV - MeV]
Raios-X	Nuvem electrónica	Desexcitação atómica	0	0	Discreto [eV - MeV]
Electrões de conversão interna	Nuvem electrónica	Desexcitação nuclear	-1	0.511	Discreto [keV alta]
Electrões Auger	Nuvem electrónica	Desexcitação atómica	-1	0.511	Discreto [eV - MeV]
Neutrões	Núcleo	Reacção nuclear e fissão	0	939.57	Contínuo ou discreto [keV - MeV]
Fragmentos de fissão	Núcleo	Fissão	≈ 20	80 – 160	Contínuo [30 – 150 MeV]

Este capítulo vai ser maioritariamente alusivo a radiação gama, uma vez que o desenvolvimento do trabalho se baseia na detecção deste tipo de radiação.

2.1 Decaimento Gama

No decaimento γ , um núcleo passa do estado excitado para um estado de mais baixa energia e a diferença energética entre os dois estados é libertada sob a forma de um fóton. O decaimento gama é de uma forma geral representado por



onde ${}^A_Z X^*$ representa o núcleo excitado.

A maioria das fontes γ são colocadas nos seus estados excitados como resultado de um decaimento β , apesar dos estados nucleares excitados serem muitas vezes criados a partir de reacções nucleares. [4]

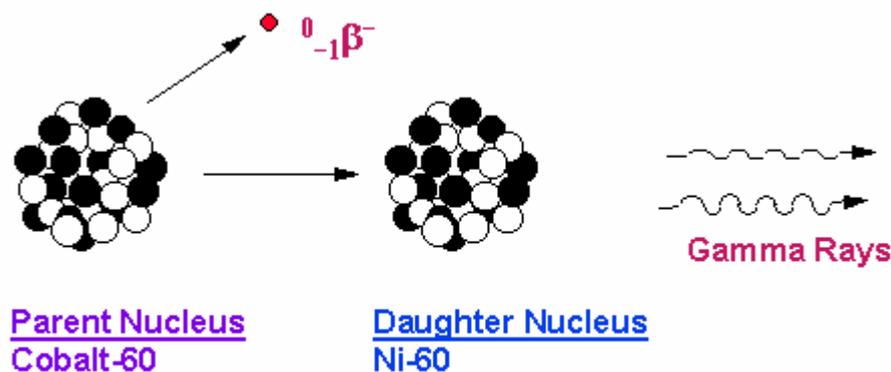


Figura 1- Radiação gama. Após uma reacção de decaimento, o núcleo está num estado excitado, ou seja, tem excesso de energia que perde emitindo raios gama. Adaptado de [6].

Os estados nucleares excitados são criados a partir do decaimento β do radionuclido pai. Alguns exemplos deste processo são mostrados na figura 2.

Para estes exemplos, o decaimento β é um processo relativamente lento caracterizado por uma meia-vida de centenas de dias ou mais, onde os estados excitados dos núcleos filhos têm um tempo médio de vida mais curto (tipicamente da ordem dos picossegundos ou menos).[3]

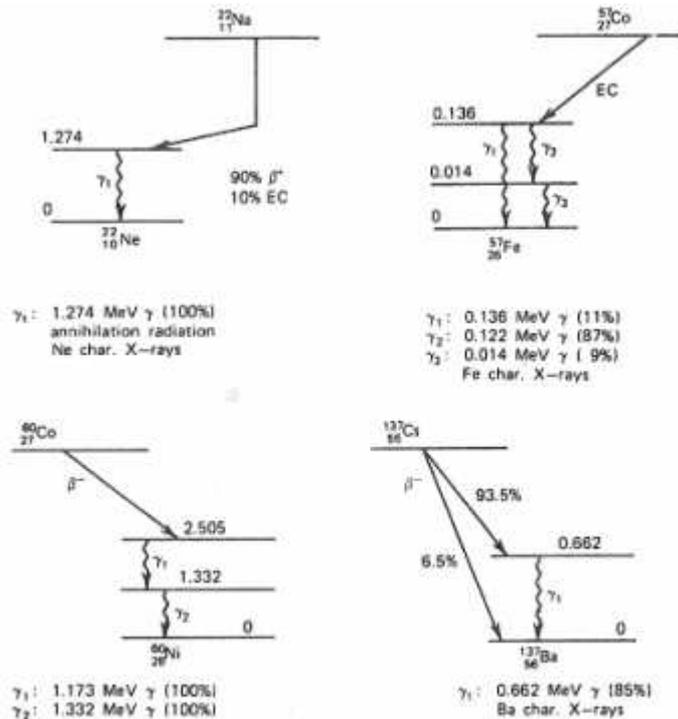
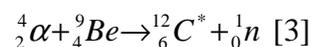


Figura 2- Esquemas de decaimento para algumas das fontes gama mais comuns. Apenas as maiores transições são mostradas. Adaptado de [3]

A desexcitação ocorre com a emissão de um fóton gama cuja energia corresponde à diferença de energias entre os estados inicial e final do núcleo. Os raios gama aparecem assim com uma meia-vida característica do radionuclido resultante do decaimento β mas com uma energia que reflecte os níveis energéticos do nuclido filho.

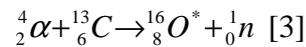
2.1.1 Raios gama resultantes de reacções nucleares

Quando é necessário que os raios gama tenham energias superiores às energias emitidas por isótopos radioactivos, pode recorrer-se a reacções nucleares, por exemplo:



onde o produto ^{12}C é deixado no estado excitado. O seu decaimento dá origem a um fóton gama com uma energia de cerca de 4.44 MeV. No entanto, o tempo médio de vida deste estado é tão curto que o átomo de carbono não tem tempo de voltar ao seu estado de repouso antes da emissão do raio gama. As energias do fóton resultante vêm, deste modo, afectadas pelo efeito de Doppler, dependendo da orientação relativa da velocidade do átomo de recuo e da direcção do fóton.

Outra possibilidade que pode ocorrer é a reacção



O tempo médio de vida do produto, ${}^{16}\text{O}$ é suficientemente longo para os efeitos Doppler serem desprezáveis, e os fotões gama resultantes, de 6.130 MeV, são essencialmente monoenergéticos.

Ambas as reacções resultam da combinação de um radioisótopo que decai por emissão α com um material alvo apropriado (${}^9\text{Be}$ e ${}^{13}\text{C}$).

2.1.2 Espectro de energias

A espectroscopia por raios gama é uma técnica muito mais usada do que a espectroscopia alfa ou beta. Este facto explica-se devido à enorme gama de nuclídeos que podem ser usados para emitir radiação gama, sendo também verdade que os fotões são facilmente extraídos do material usado como fonte. O espectro de energias gama é uma característica do núcleo, da mesma maneira que um espectro de raios-X é uma característica do átomo., e é usado para identificar a localização de radionuclídeos. Ao contrário do espectro de raios-X, a espectroscopia gama consegue distinguir diferentes isótopos do mesmo elemento.

2.2 Interação de raios gama

Um conhecimento das interações de raios gama com a matéria é importante para perceber os fundamentos da sua detecção e da sua atenuação.

Apesar de existirem uma série de mecanismos de interação possíveis para raios gama com a matéria, apenas três possuem um papel determinante em medição da radiação: absorção fotoelétrica, dispersão de Compton e produção de pares. Todos estes processos conduzem à transferência parcial ou completa da energia do fóton gama para energia de electrões facilmente detectável. [8]

2.2.1 Mecanismos de interacção

A. Absorção Fotoelétrica

Neste processo, um fóton interage com um átomo de tal modo que o fóton desaparece por completo sendo a sua energia transferida para um electrão desse átomo. Deste modo, um fotoelectrão energético é ejectado de uma das camadas do átomo. A interacção é feita com um átomo não podendo assim ocorrer com electrões livres. A probabilidade de ocorrer absorção fotoelétrica depende da energia dos raios gama, da energia de ligação do electrão e do número atómico do átomo[8]. A probabilidade é maior quanto mais fortes forem as ligações, logo os electrões da camada K são os mais afectados. O fotoelectrão aparece com uma energia dada por

$$E_{e^-} = h\nu - E_b \quad [3]$$

onde E_b representa a energia de ligação do fotoelectrão na sua camada de origem. Para raios gama com energias de algumas centenas de keV, o fotoelectrão transporta a maioria da energia original do fóton.

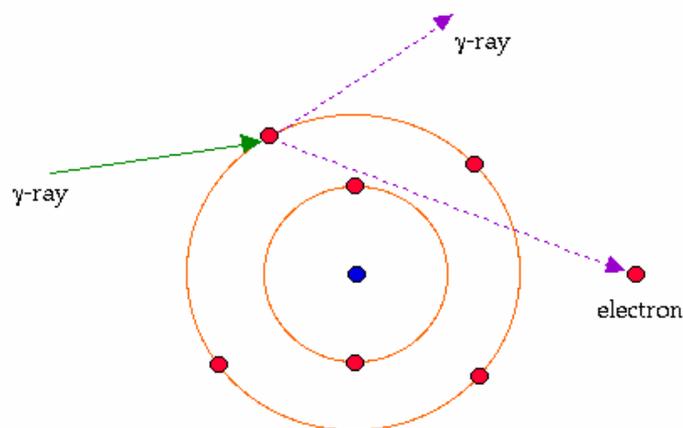


Figura 3 – Processo de absorção fotoelétrica. Adaptado de [7].

Para além do fotoelectrão, a interacção cria um átomo ionizado com uma lacuna numa das suas camadas. Esta lacuna é rapidamente preenchida, por rearranjo dos electrões das outras camadas mais exteriores do átomo. Deste modo, a emissão de um ou mais fótons de raios-X pode acompanhar a absorção do raio gama. Apesar de na maioria dos casos estes raios-X serem reabsorvidos, a sua migração e possível escape dos detectores de radiação podem influenciar a sua resposta.

O processo fotoelétrico é o modo predominante de interação de raios gama de relativamente baixa energia. O processo é também acentuado para materiais de elevado número atômico Z . Uma aproximação da probabilidade de absorção fotoelétrica por átomo para todas as gamas de E_γ e Z é dada por

$$\tau \cong cte \times \frac{Z^n}{E_\gamma^{3.5}} \quad [3]$$

onde n varia entre 4 e 5. Esta dependência do número atômico do material é a principal razão para o uso de materiais de Z elevado (tais como o chumbo) em blindagem de raios gama.

B. Dispersão de Compton

O processo de interação de dispersão de Compton ocorre entre um fóton gama incidente e um electrão do material absorvente. Trata-se do mecanismo de interação predominante para energias de raios gama típicas de fontes de radioisótopos.

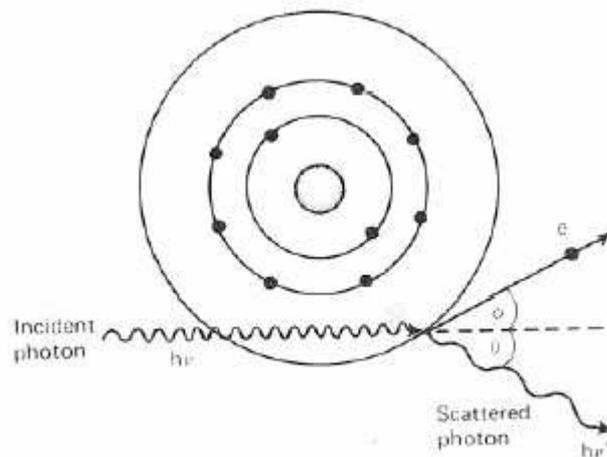


Figura 4 – Processo de dispersão de Compton. Adaptado de [5].

Neste processo, o fóton gama incidente é defletido com um ângulo θ em relação à direcção original. O fóton transfere uma parte da sua energia ao electrão (que se assume estar inicialmente em repouso), que se passa a chamar electrão de recuo. Uma vez que todos os ângulos de dispersão são possíveis, a energia transferida ao electrão pode variar de zero até uma grande parte da energia do fóton gama.

A expressão que relaciona a transferência de energia e o ângulo de dispersão para qualquer interação pode ser obtida através das equações de conservação de energia e do momento, e é dada por

$$hv' = \frac{hv}{1 + \frac{hv}{m_0c^2}(1 - \cos \theta)} \quad [3]$$

onde m_0c^2 corresponde à energia de repouso do electrão (0.511 MeV) . Para pequenos ângulos θ , muito pouca energia é transferida. Alguma da energia inicial é sempre retida pelo fotão incidente, mesmo quando $\theta = \pi$.

A probabilidade de ocorrer dispersão de Compton por átomo do material depende do número de electrões disponíveis como alvos, aumentando assim linearmente com Z .

C. Produção de pares

No caso da energia exceder duas vezes a energia de repouso de um electrão (1.02 MeV), o processo de produção de pares é energeticamente possível. A probabilidade de ocorrência deste fenómeno mantém-se muito baixa até a energia dos raios gama atingir alguns MeV, sendo assim, a produção de pares é restrita para raios gama de altas energias. Durante a interacção (que deve ocorrer no campo de coulomb do núcleo), o fotão gama desaparece e é substituído por um par electrão-positrão. Toda a energia do fotão em excesso (acima dos 1.02 MeV) necessária para criar o par, transforma-se em energia cinética que é partilhada pelo positrão e pelo electrão. O positrão aniquila-se com outro electrão quase imediatamente e são produzidos dois fotões de 0.511 MeV, surgindo assim produtos secundários da interacção.

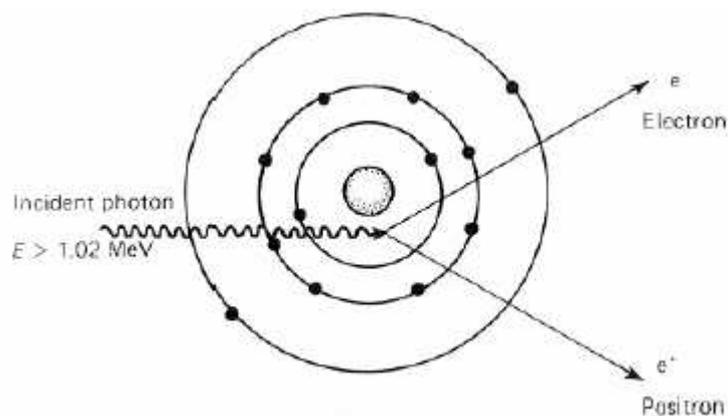


Figura 5 – Processo de produção de pares. Adaptado de [5].

2.2.2 Atenuação de Raios Gama

A. Coefficientes de Atenuação

A interacção de um feixe de raios gama monoenergéticos com um meio, depende de sua energia e de propriedades do material que constitui o meio. Os três processos principais de interacção são descritos em termos de um coeficiente que representa a probabilidade de ocorrência por unidade de caminho percorrido na direcção do feixe, sendo:

τ - coeficiente de atenuação para a absorção fotoeléctrica;

σ - coeficiente de atenuação para a dispersão de Compton;

κ - coeficiente de atenuação para o efeito de produção de pares.

Assim, a probabilidade de que um desses processos ocorra num percurso unitário, absorvendo fotões do feixe original é dada por

$$\mu = \tau + \sigma + \kappa$$

e chama-se coeficiente linear de atenuação.

Se um feixe paralelo de fotões monoenergéticos com intensidade I_0 atingir um alvo com espessura t , o número de fotões, I , que não interagem com o alvo é dado por

$$I = I_0 e^{-\mu t} \quad [2]$$

O uso do coeficiente de atenuação linear está no entanto limitado ao facto deste variar com a densidade do absorvente. Então, o coeficiente de atenuação mássica é mais usado e é dado por

$$\text{coeficiente de atenuação mássica} = \frac{\mu}{\rho} \quad [3]$$

onde ρ representa a densidade do meio. Para uma dada energia de raios gama, o coeficiente de atenuação mássica não se altera com o estado físico de um determinado absorvente.

B. Espessura Mássica do Absorvente

Em termos de coeficiente de atenuação mássica, a lei de atenuação de raios gama toma agora a forma

$$I = I_0 e^{-(\mu/\rho)\rho t} \quad [3]$$

O produto ρt , conhecido como espessura mássica do absorvente, é o parâmetro que determina o seu grau de atenuação. A espessura dos absorventes usados em medições de radiação é muitas vezes medida em espessura mássica em vez de espessura física, pois trata-se de uma quantidade física mais fundamental.

3 Detectores de Cintilação

O detector de cintilação é sem dúvida um dos sistemas de detecção de partículas mais usados em física nuclear e de partículas nos nossos dias, muito devido à sua grande versatilidade. Os contadores de cintilação podem ter qualquer tamanho ou forma e podem incorporar uma grande e variada gama de materiais.[5] Faz uso do facto de certos materiais quando atravessados por radiação ionizante emitirem luz, ou seja, cintilação. Quando acopladas a um dispositivo amplificador tal como um fotomultiplicador, esta cintilação é convertida em impulsos eléctricos que podem ser analisados e contados electronicamente para dar informação relativa à radiação incidente. [4]

3.1 Princípios Gerais

Em qualquer material, uma partícula incidente ou fóton deixa um certo número de átomos num estado excitado do qual têm tendência para decair para o estado fundamental, emitindo fótons de luz ultravioleta ou visível na forma de um *flash* de luz (cintilação). Este facto pode levar-nos a concluir que todos os materiais são capazes de produzir este tipo de resposta e portanto, de funcionar como cintiladores. Na prática, existem um número de condições a manter para que o material possa ser usado como detector de radiação: [5]

- 1) O material deve ser fluorescente e não fosforescente.
- 2) O processo de desexcitação deve ser radioactivo para que uma grande fracção da energia disponível seja convertida em luz e não em calor.
- 3) O material deve ser transparente à sua própria cintilação.

Por estas razões, nem todos os materiais são cintiladores úteis e existe uma considerável diversidade de eficiência entre os que são. [5]

Os elementos básicos de um detector de cintilação são mostrados na figura abaixo.

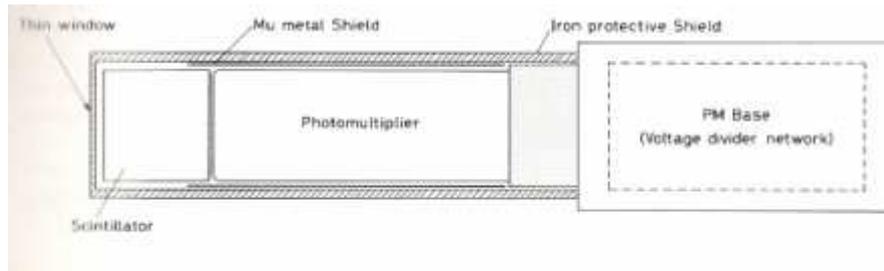


Figura 6 – Diagrama esquemático de um contador de cintilação. Adaptado de [4]

Normalmente consiste num material cintilador que está acoplado a um tubo fotomultiplicador. À medida que a radiação passa pelo cintilador, excita os átomos e as moléculas fazendo com que o cintilador emita luz. Esta luz é transmitida ao tubo fotomultiplicador (PM) onde é convertida numa fraca corrente de fotoelectrões que é posteriormente amplificada por um sistema de electromultiplicação. O sinal resultante é depois analisado por um dispositivo electrónico. [4]

Geralmente, o sinal obtido transmite uma variedade de informação, donde se destacam as seguintes características:[4]

- 1) Sensibilidade à energia. Acima de um certo nível de energia, os cintiladores comportam-se de um modo quase linear em relação à energia depositada, ou seja, a luz emitida pelo cintilador é directamente proporcional à energia de interacção. Uma vez que o PM é também um dispositivo linear (quando usado devidamente!), a amplitude do sinal eléctrico final é também proporcional à energia depositada no cintilador. Este facto faz do cintilador um espectrómetro de energia,.
- 2) Tempo de resposta. Os detectores de cintilação são instrumentos rápidos no sentido de que os seus tempos de resposta e de recuperação são curtos relativamente a outro tipo de detectores. Esta resposta rápida permite informação temporal. A resposta e um tempo de recuperação rápidos permitem aos detectores uma maior taxa de contagens uma vez que o tempo morto¹ é reduzido.
- 3) Discriminação do forma do pulso. A possibilidade de distinguir diferentes tipos de partículas analisando a forma dos pulsos de luz emitidos. Este facto deve-se à

¹ *Tempo morto* é o tempo que o cintilador demora a recuperar.

excitação de diferentes mecanismos de fluorescência por partículas com diferentes poderes de ionização.

No presente, são usados seis tipos de materiais cintiladores: cristais orgânicos, orgânico-líquidos, plásticos, cristais inorgânicos, gases e vidros. Será apenas abordado com maior detalhe apenas um tipo de material – cristais inorgânicos-, pois foi o tipo de detector usado durante todo o trabalho.

3.2 Cristais Inorgânicos

Os cintiladores inorgânicos são cristais de halóides alcalinos que contêm uma pequena concentração de impureza, que funciona como ativador. O material mais usado é sem dúvida o NaI(Tl), onde o Tálcio (Tl) é o ativador. Outros exemplos de cintiladores são: CsI(Tl), CaI(Na), LiI(Eu) e CaF₂(Eu). Algumas das propriedades de certos cintiladores inorgânicos são mostrados na tabela 2.

Tabela 2- Propriedades de certos cintiladores inorgânicos. Adaptado de [2]

<i>Material</i>	<i>λ de emissão máxima (nm)</i>	<i>Eficiência do cintilador (relativa, %)</i>	<i>Tempo de decaimento (μs)</i>	<i>Densidade (10³ kg/m³)</i>
NaI(Tl)	410	100	0.23	3.67
CaF ₂ (Eu)	435	50	0.94	3.18
CsI(Na)	420	80	0.63	4.51
CsI(Tl)	565	45	1.00	4.51
Bi ₄ Ge ₃ O ₁₂	480	8	0.30	7.13
CdWO ₄	530	20	0.90	7.90
⁶ LiI(Eu)	470	30	0.94	3.49

3.2.1 O mecanismo do processo de cintilação

A luminescência dos cintiladores inorgânicos pode ser entendida em termos de bandas de energia electrónicas permitidas e proibidas de um cristal. Os estados

electrónicos de energia de um átomo são níveis discretos de energia, que num diagrama energia-nível são representados como linhas discretas. Num cristal, os estados permitidos de energia estendem-se para bandas (Figura 3).

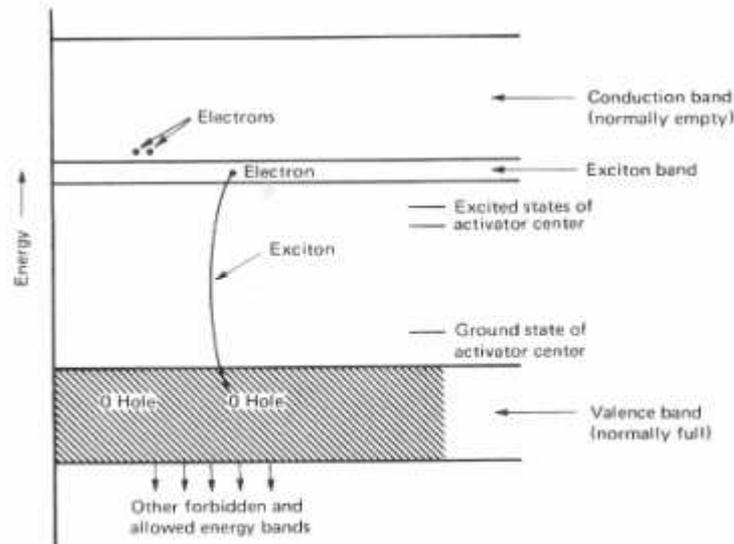


Figura 7- Bandas permitidas e proibidas de um cristal. Adaptado de [2]

No estado de mais baixa energia do cristal a banda permitida que contém electrões está completamente preenchida. A esta banda chama-se banda de valência. A próxima banda permitida está vazia e chama-se banda de condução. Um electrão pode obter energia suficiente da radiação incidente para se deslocar da banda de valência para a banda de condução, onde se pode mover para qualquer zona. [2] O electrão deixa uma lacuna na banda de valência que se pode também deslocar. Por vezes, a energia dada ao electrão não é suficiente para que este se desloque para a banda de condução. Neste caso, o electrão permanece electrostaticamente ligado à lacuna criada na banda de valência, formando um par electrão-lacuna a que se dá o nome de excitão. Em termos de energia, o excitão corresponde à elevação do electrão a um estado de energia mais alto do que o da banda de valência, mas mais baixo do que o da banda de condução.

Pode também ocorrer outro fenómeno que é a criação de estados de energia entre a banda de valência e a banda de condução devido a impurezas ou imperfeições do cristal. Particularmente importantes são os estados criados por átomos de um activador tal como o tálio. A elevação deste átomo para um estado excitado pode dever-se à quer absorção de um fóton, quer à captura de um excitão, quer à captura sucessiva de um electrão e de uma lacuna. A transição do átomo do estado excitado para o seu estado fundamental, se permitida, resulta na emissão de um fóton com tempos da ordem de 10^{-8}

s. Se o fóton tem um comprimento de onda na zona visível do espectro electromagnético, contribui para a cintilação.

Então, a produção de cintilação é o resultado da ocorrência dos seguintes eventos:

1. Radiação ionizante atravessa o cristal.
2. Os electrões deslocam-se para a banda de condução.
3. São criadas lacunas na banda de valência.
4. Formação de excitões.
5. Centros de activação passam ao seu estado excitado através da absorção de electrões, lacunas e excitões.
6. A desexcitação é seguida da emissão de um fóton. [2]

A luz emitida por um cintilador é maioritariamente o resultado de transições do átomo activador e não do cristal.

3.2.2 Dependência temporal da emissão do fóton

Uma vez que os fótons são emitidos como resultado de decaimentos dos estados excitados, o seu tempo de emissão depende das constantes de decaimento dos diferentes estados envolvidos. A emissão de luz segue um decaimento exponencial dado pela seguinte lei

$$N(t) = N_0 e^{-t/T} \quad [2]$$

onde $N(t)$ representa o número de fótons emitidos no tempo t e T representa o tempo de decaimento do cintilador.

A maioria dos estados excitados num cintilador têm o mesmo tempo T . Existem, no entanto, estados com tempos de vida mais longos que contribuem com uma componente lenta no decaimento do cintilador a que se chama *afterglow*. [2]

Num sistema de contagem usando um cintilador, a luz produzida pelo cristal é amplificada pelo tubo fotomultiplicador e é transformada em corrente eléctrica tendo um comportamento exponencial dado pela equação acima. A corrente é alimentada num circuito RC, e é produzido um impulso de tensão da forma

$$V(t) = V_{\infty} (e^{-t/RC} - e^{-t/T}) [2]$$

Na prática, o valor de RC é seleccionado para ser da ordem de centenas de microssegundos. Então, para tempos curtos, ou seja, $t \ll RC$, a equação anterior toma a forma

$$V(t) = V_{\infty} (1 - e^{-t/T}) [2]$$

O tempo de subida do impulso é então determinado pelo tempo de decaimento T.

3.3 Detecção de Fotões com Contador de Cintilação NaI(Tl)

3.3.1 Resolução

A resolução em energia mede a capacidade do detector distinguir dois valores de energia muito próximos. É convencionalmente definida como a razão entre FWHM (*full width at half maximum*) e a posição do centróide do pico H_0 . a resolução em energia é então uma quantidade adimensional, que normalmente se apresenta como uma percentagem. Detectores de cintilação usados em espectroscopia gama apresentam normalmente resoluções em energia na gama de 5-10%, para fotões gamas de energia na região das centenas de keV.

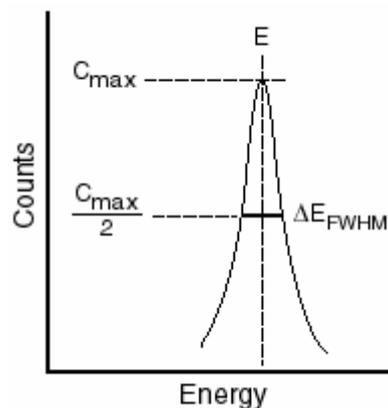


Figura 8 – Resolução em energia. Adaptado de [9].

3.3.2 Eficiência do Detector

Uma vez que as radiações podem percorrer grandes distâncias significativas nos materiais sem interagirem, a eficiência do detector é, na maior parte dos casos inferior a 100%.

A eficiência intrínseca de um detector de NaI(Tl) é essencialmente igual a $1 - \exp[-\mu(E)L]$ [2], onde

$\mu(E)$ = coeficiente total de atenuação para fótons de energia E

L = comprimento do cristal

A eficiência aumenta com o tamanho do cristal. No entanto, deve ser tido em conta que quando o volume do detector aumenta, a taxa de contagens de fundo aumenta também. De facto, a contagem de fundo é proporcional ao volume do detector, enquanto que a eficiência cresce com o tamanho. Logo, deve haver um limite superior para um tamanho de detector a ser usado para uma dada experiência [2].

Para se poder utilizar um sistema de espectroscopia na determinação de actividades de amostras radioactivas é necessário conhecer eficiência de detecção do detector utilizado. Em alternativa poderá recorrer-se a curvas de calibração, uma para cada energia em estudo, a fim de se ter uma normalização das intensidades experimentais.

4 Analisador multicanal

Os analisadores multicanais (MCA) são sofisticados dispositivos que detectam impulsos de entrada de acordo com a sua amplitude e guardam a contagem do número correspondente a cada amplitude numa memória multicanal. As informações de cada canal podem ser visualizadas num ecrã ou impressas de modo a obter um espectro de amplitudes, i.e. número de contagens (ou intensidade) por canal (ou um dado intervalo de amplitudes).

4.1 Características Gerais

4.1.1 Número de canais

Em qualquer medição de distribuição de amplitudes de impulsos, existem dois factores que determinam a escolha do número de canais que se devem usar para este processo: o grau de resolução e o número total de contagens que podem ser obtidas [3]. Se for possível obter um grande número de contagens, não existe qualquer desvantagem em usar um número de canais tão grande quanto se queira. Ao usar um grande número de canais, a largura de cada canal, i.e. a gama de amplitudes correspondente, pode ser muito pequena e o espectro discreto torna-se numa aproximação de uma distribuição contínua. Quando o espectro apresenta picos, é necessário que a região acima da FWHM (*full width at half maximum*) do pico apresente pelo menos um número de canais suficiente para se poder determinar a sua FWHM com um erro relativo suficientemente pequeno para as exigências experimentais.

O número de canais necessário pode também apresentar-se em termos de resolução do detector R . Para um pulso com altura média de pico H

$$R \equiv \frac{FWHM}{H} \quad [3]$$

Impondo a condição de serem necessários pelo menos 5 canais acima da FWHM do pico, a posição de H em unidades de canal é então

$$H = \frac{5 \text{ canais}}{R} \quad [3]$$

Um detector cuja resolução seja de 5% requer um mínimo de 100 canais, e um detector com uma resolução de 0.2% irá necessitar de 2500 canais.

4.1.2 Calibração e Linearidade

De um MCA ideal espera-se que a relação altura do impulso - número de canais seja perfeitamente linear. Nestas condições, um gráfico da altura do impulso versus número de canais deve ser uma linha recta.

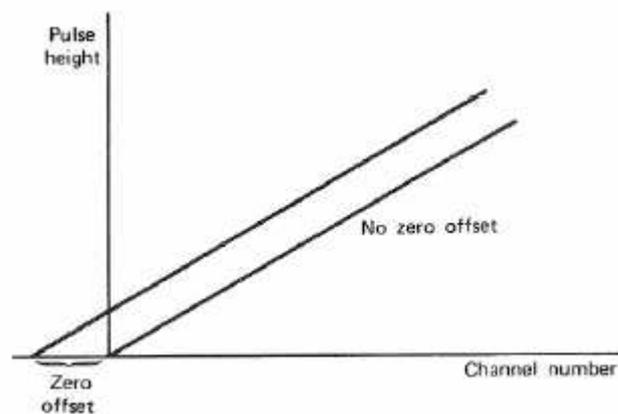


Figura 9 – Gráfico típico para um MCA linear com e sem *offset*. Adaptado de [3]

O *offset* é muitas vezes útil para suprimir taxas de contagens que resultam de impulsos com pequenas amplitudes devido ao ruído, que podem aparecer com o sinal, ou para atribuir os canais disponíveis a uma porção do espectro. A linha de calibração deve seguir a forma

$$\text{amplitude do impulso} = a + b \cdot \text{canal} \quad [4],$$

onde a representa o *offset* e o parâmetro b está relacionado com o ganho. Se se pretende uma linha que passe pelo zero, faz-se um ajuste com o controlo de *offset* de modo a deslocar o espectro para a esquerda ou para a direita sem no entanto, mudar o espaço entre os canais. Quando se pretende alterar o declive da recta, então o ganho deve ser alterado, quer ajustando o ganho do amplificador ou a tensão do detector. [4]

A linearidade do MCA pode ser medida de diversas formas. O método mais directo é fazer uma medição do número do canal onde são armazenados impulsos de amplitude conhecida, e depois traçar o gráfico amplitude do impulso *versus* número do canal. O desvio máximo da curva de uma linha de ajuste é uma medida da linearidade

integral e é por convenção definida como uma percentagem da gama total do MCA. As não-linearidades são tipicamente inferiores a 0.1% para analisadores bem projectados.

Um método mais sensível para detectar não-linearidades é empregar um gerador de impulsos com uma distribuição uniforme de amplitudes. Ao acumular estes impulsos durante um certo período de tempo, deve surgir uma distribuição uniforme de contagens em todos os canais. Este tipo de calibração mede a linearidade diferencial do MCA.

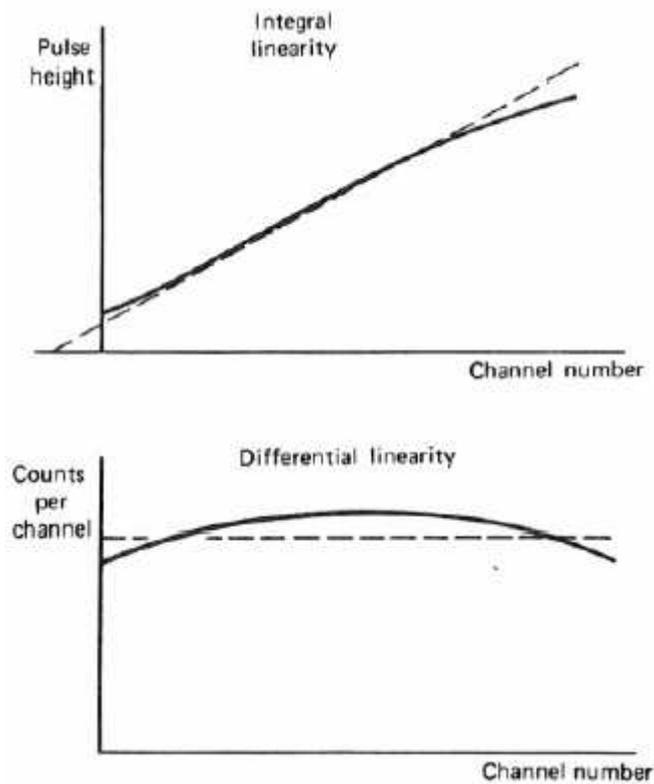


Figura 10-Exemplos de medições de linearidades integral e diferencial para um MCA. Adaptado de [3]

As calibrações integral e diferencial estão relacionadas, uma vez que o gráfico diferencial é proporcional ao declive do gráfico integral em qualquer ponto.

4.2 Princípios básicos de funcionamento

O MCA funciona digitalizando a amplitude do pulso de entrada com um conversor analógico-digital (CAD). Este valor é incrementado num canal de memória

cuja morada é proporcional ao valor digital.[4] As componentes básicas de um MCA são ilustradas na figura 11.

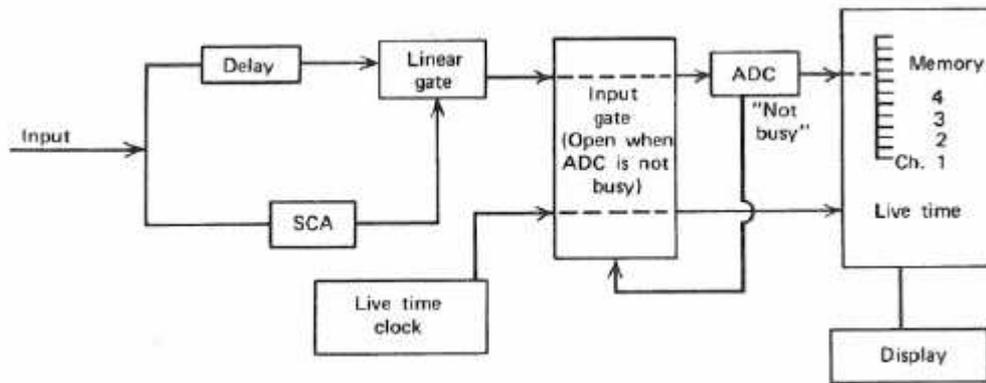


Figura 11 – Diagrama de blocos de um MCA típico. Adaptado de [3].

Os CAD's que operam num MCA são destinados para atribuir um único valor ao impulso proporcional à amplitude do pulso de entrada. O circuito de entrada destes CAD's deve incluir a capacidade de manter e guardar a amplitude máxima do pulso o tempo necessário para que esta possa ser convertida num valor digital [3].

4.2.1 Modos de funcionamento

Os analisadores multicanais são usados em dois modos: *pulse-height analysis* (PHA) e *multichannel scaling* (MCS).

O modo MCS é usado para contagem de eventos como função do tempo. Neste modo, todos os pulsos de entrada são contados num local de memória (canal) para um determinado intervalo de tempo Δt . Após este Δt , a operação de contagem é automaticamente deslocada para o canal seguinte e assim sucessivamente. Obtém-se assim uma sequência temporal da radiação detectada.

O modo PHA é o modo tradicional de funcionamento do MCA cuja descrição foi feita anteriormente.

5 Montagem Experimental

5.1 Pesquisa de Mercado

A primeira etapa deste trabalho consistiu numa pesquisa de mercado de uma placa multicanal adaptável a um computador e que responda às necessidades pretendidas para o sistema.

Características como tensão, linearidade e tempo de conversão, ente outras, foram tidas em conta na escolha da placa. Um factor determinante nesta escolha foi também o aspecto financeiro. A tabela 3 apresenta de uma forma resumida alguns modelos e as principais características a ter em conta na escolha do analisador multicanal.

Tabela 3 – Características de MCA's existentes no mercado.

<i>MCA</i>	<i>Fabricante</i>	<i>Alta Tensão</i>	<i>Linearidade Integral</i>	<i>Linearidade Diferencial</i>	<i>Software</i>
ASA-100 [10]	Canberra	Sim	$<\pm 0.1\%$ (98% da gama)	$<\pm 2\%$ (98% da gama)	Genie 2000 Basic Spectroscopy Software
dMCApro [11]	Target Instruments	Sim	$\leq \pm 0,025\%$ (99% da gama)	$\leq \pm 0,1\%$ (99% da gama)	winTMCA32
MCA-3A e MCA-3FADC [12]	Fast ComTec	Não			MCDWIN
Pocket MCA-8000A [13]	AmpTek	Não	$<\pm 0.02\%$	$<\pm 0.6\%$	POCKET MCA DISPLAY SOFTWARE (PMCA)
TRUMP™-PCI-8k/2k [14]	Ortec	Não	$\leq \pm 0.025\%$ (99% da gama)	$<\pm 1\%$ (99% da gama)	MAESTRO-32
dMCA [15]	Thermo Electron Corporation	Não	$\%0.025\%$ (99,9% da gama)		"Win TMCA"
Multichannel Analyzer [16]	Toivel	Não	$<\pm 0.04\%$	$<0.5\%$	<u>Analysis Software</u>
ICS-PCI [17]	Spectrum Techniques, LLC	Sim			Software (DOS, WINDOWS)
ICS-10 [18]	Spectrum Techniques, LLC	Sim			Software (DOS, WINDOWS)

Foi feito contacto com todos os fabricantes de modo a avaliar o preço e também as condições de entrega da placa multicanal. No entanto, devido a falta de verba por parte do Serviço de Medicina Nuclear, não foi possível a compra do analisador multicanal.

Para que o trabalho tivesse continuidade foi cedida uma placa multicanal com as características pretendidas. Trata-se de uma placa multicanal com 2048 canais, modelo PCA3 da Canberra (fabricante). O analisador multicanal é suportado pelo *software* Genie-2000 com aplicações em espectroscopia gama e alfa, entre outras.

Tabela 4 – Algumas especificações do analisador multicanal PCA3. Adaptado de [19].

Board Configuration	ISA
Canais	2048
Tempo subida	0.5 – 30 μ s
Não Linearidade Integral	$\leq \pm 0.05$ %
Não Linearidade Diferencial	$\leq \pm 1$ %
Gain Drift	$\leq \pm 100$ % ppm/ $^{\circ}$ C
Zero Drift	$\leq \pm 50$ % ppm/ $^{\circ}$ C
Gama ADC	0-10 V

5.2 Instalação do Sistema

Na instalação do sistema foram utilizados os estágios de pré-amplificação e de amplificação, bem como a fonte de tensão de um analisador monocanal existente no serviço. Um analisador monocanal é um aparelho que classifica sinais analógicos na sua entrada de acordo com as suas alturas. Funciona tendo como base um limiar abaixo do qual os impulsos são bloqueados. Mas, possui um nível superior acima do qual os impulsos são também bloqueados. Assim, somente sinais que caem entre estes dois níveis (a que se chama *janela*) provocam uma resposta na saída do analisador monocanal. O equipamento foi instalado de acordo com o diagrama da figura 11, procedendo-se de seguida à instalação do software.

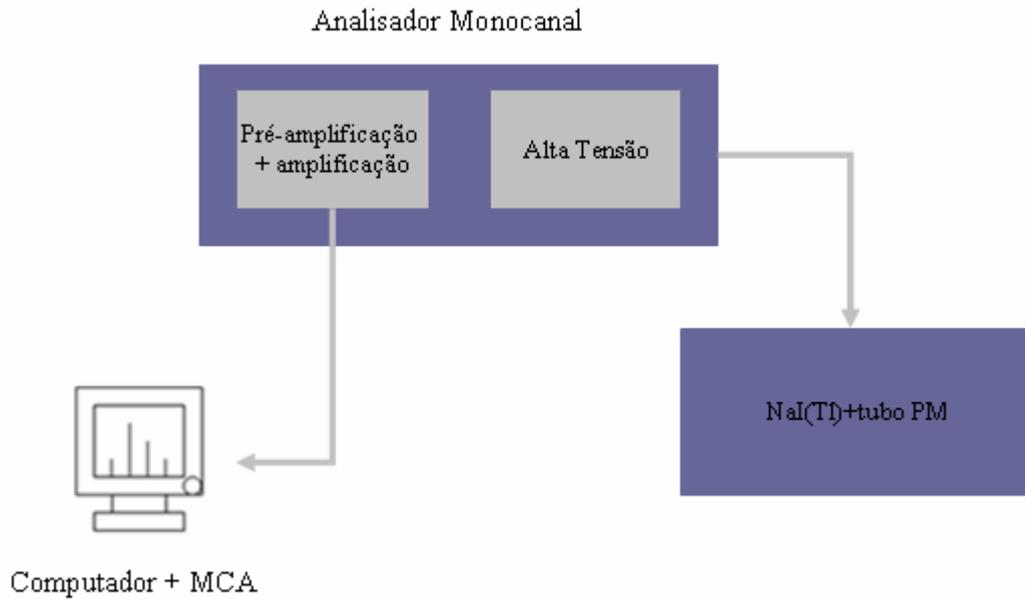


Figura 12 – Diagrama de blocos do sistema implementado (ver Apêndice B).



Figura 13 – Imagem do sistema implementado.

6 Testes e Calibração

6.1 Linearidade do Sistema

Foi feito um teste inicial ao sistema, onde se usaram fontes de gálio (^{67}Ga) e de céσιο (^{137}Cs), que emitiam radiação gama de energias bem conhecidas. Verificou-se então, que os canais correspondentes aos centróides dos picos e os valores energéticos teóricos para os dois radionuclidos seguiam uma relação logarítmica (Figura 14). Este facto revela que o sistema não é linear.

Tabela 5 – Valores de energia em relação ao canal.

<i>Radionuclido</i>	<i>Canal</i>	<i>Energia (keV)</i>
Gálio	42	93.3
	64	185
	81	300
Césio	107	662

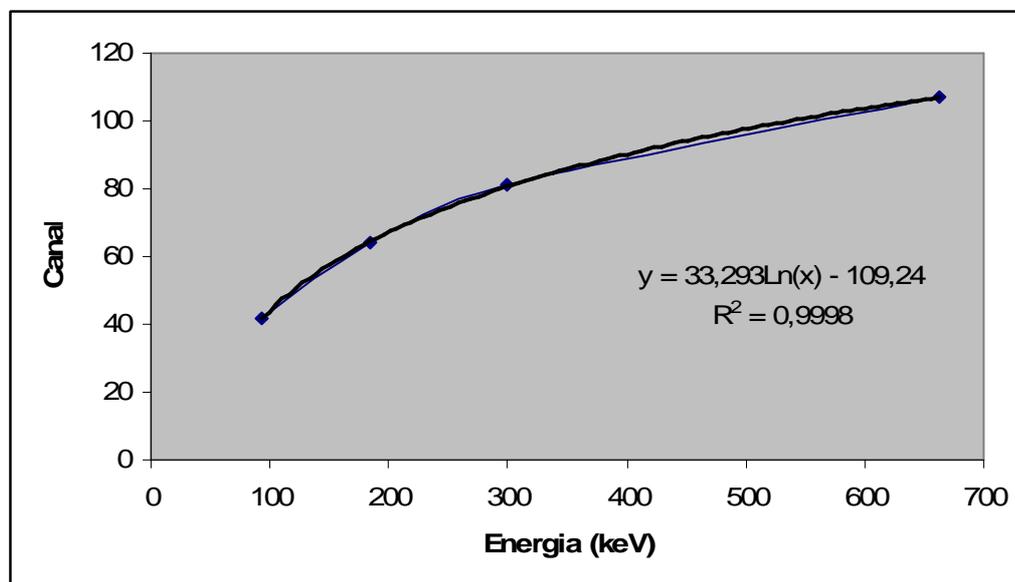


Figura 14 – Gráfico que demonstra a relação logarítmica entre os canais e os valores teóricos das energias dos radionuclidos.

Foi necessário então detectar a origem deste problema. Este efeito poderia ser atribuído ao sistema de amplificação da unidade monocanal ou, de outro modo, haver a possibilidade do MCA estar em modo de análise “logarítmico”, e não em modo

“linear”. Esta última hipótese era muito pouco provável pois seria a primeira vez que encontraríamos um MCA que tivesse como alternativa a operação em modo “logarítmico”. Contudo, como era muito simples verificar se o MCA poderia ser o responsável pelo efeito, realizaram-se testes com o MCA. O sub-capítulo seguinte aborda esta etapa do trabalho.

6.2 Linearidade do MCA

Foram realizados testes com o analisador multicanal de forma a validar a sua linearidade. Para tal, foi usado um detector gasoso. Foram realizadas várias aquisições usando uma fonte de cádmio-109, com alteração do ganho do amplificador. O cádmio apresenta um pico de energia de cerca de 22.16 keV. À medida que se ia aumentando o ganho, o espectro deslocava-se para a direita, ou seja, o pico avançava no número de canais.

Tabela 6 – Dados obtidos para testar a linearidade do MCA.

<i>Ganho do Amplificador</i>	<i>Canal</i>
20	48
50	116
100	234
200	530
500	1224

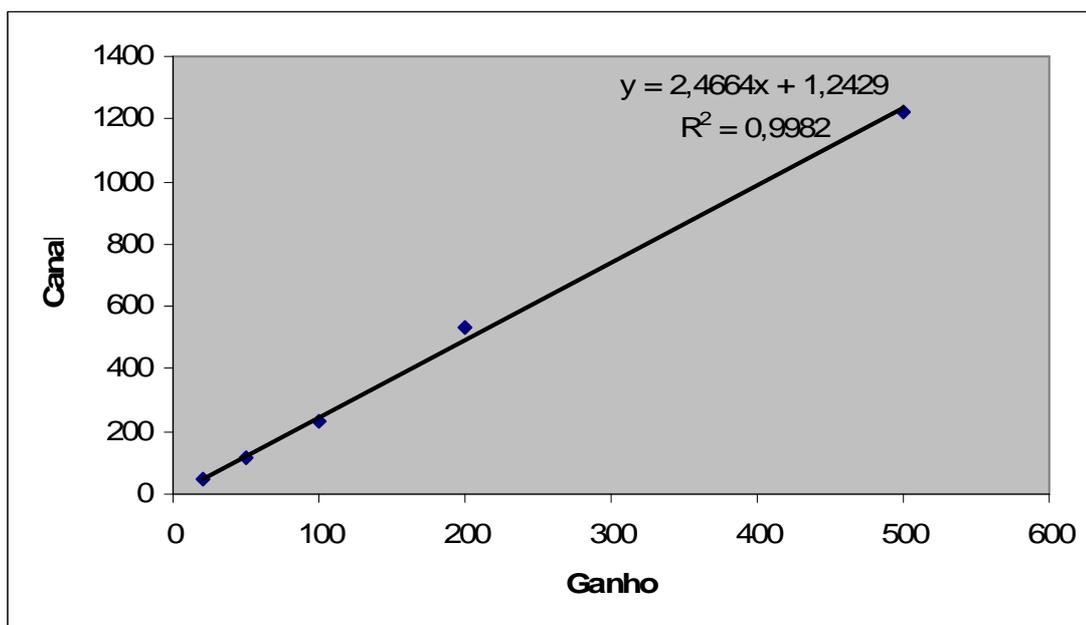


Figura 15 – Gráfico representativo da linearidade do MCA.

Deste estudo conclui-se que o MCA operava, como era de esperar, em modo linear, tendo um offset de apenas ~ 1 canal. Identificado o offset, não há necessidade de alterar os parâmetros ajustados para o MCA, nomeadamente, para anular este offset.

Verificou-se que o MCA seguia uma relação linear, com um erro de linearidade² de 6.69% (ver Apêndice D).

6.3 Amplificador

Como descrito nas especificações do analisador multicanal, a gama de entrada do ADC é de 0–10 V, enquanto que a gama dinâmica de saída do estágio de amplificação do analisador monocanal é de 0-2.5 V. Devido a este facto o analisador multicanal não é aproveitado na sua totalidade, ou seja, apenas são utilizados 512 canais de toda a gama de canais do MCA. Numa tentativa de ultrapassar este problema, foi construído um amplificador inversor de ganho ajustável, de modo a aproveitar toda a gama do analisador multicanal. Para além de ganho ajustável, o amplificador terá também que obedecer a outro requisito: ser inversor. O sinal que é utilizado a partir do analisador monocanal é invertido, daí a necessidade de um amplificador inversor (ver Apêndice B).

O amplificador tem um ganho máximo de 4.41 e um ganho mínimo de 1.47, o que satisfaz perfeitamente as condições exigidas. Foi usado um amplificador operacional, modelo LF356N (ver Anexo A).

² Erro de linearidade expressa o desvio máximo entre os dados experimentais e a recta de calibração obtida por ajuste de mínimos quadrados em termos de percentagem do valor experimental.

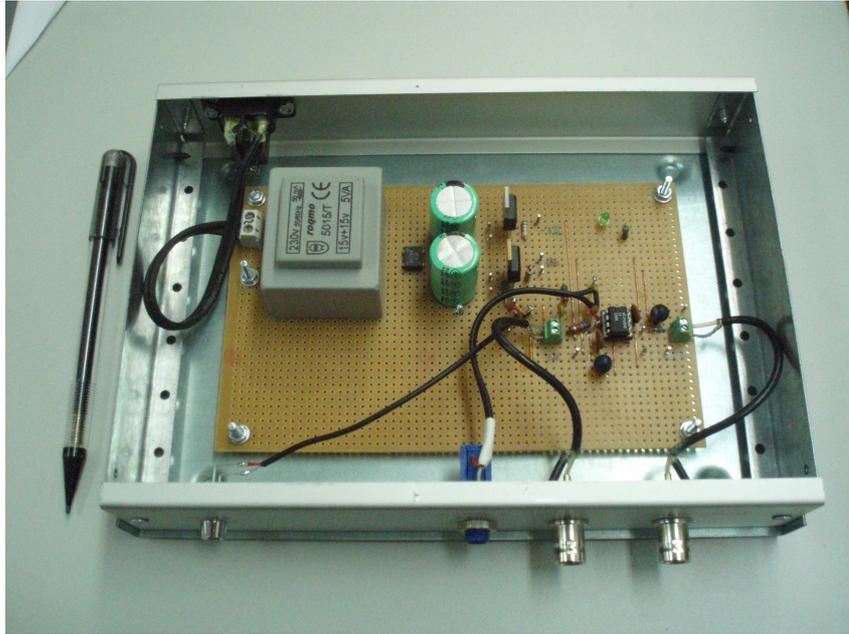


Figura 16 – Imagem do amplificador desenvolvido para aproveitar toda a gama do analisador multicanal.

Ao testar o amplificador verificou-se que este não se adapta ao sistema, pois os espectros obtidos com amplificador são muito semelhantes aos espectros obtidos sem o uso do amplificador, ou seja, não se verificou qualquer deslocamento do espectro, como seria de esperar.

O amplificador operacional tem um *slew rate* de 12 V/ μ s, o que significa que poderia eventualmente suportar os tempos de subida dos impulsos adquiridos com o detector de cintilação, que são sensivelmente de 250 ns. Porém, a largura de banda do amplificador operacional é de 5 MHz, não sendo este valor suficiente para o sistema em estudo. A frequência é dada pelo inverso do tempo de subida do impulso (neste caso, tempo de descida), logo, a frequência é

$$f = \frac{1}{250 \text{ ns}} = \frac{1}{0,25 \text{ s}} = 4 \text{ MHz}$$

Uma vez que é necessário um ganho máximo de 4, a frequência que se obtém com este operacional não é suficiente.

No entanto, dado que a resolução do cintilador é da ordem dos 10%, o número de canais por pico é suficiente para uma determinação do seu centróide e respectiva resolução com a precisão necessária à aplicação pretendida, mesmo para energias tão baixas como 90 keV.

6.4 Amplificador remodelado

O facto de à saída do analisador monocanal se obter um sinal negativo tornou-se numa grande limitação à continuidade do trabalho. Neste sentido, optou-se por remodelar o amplificador já feito alterando apenas o tipo de amplificador operacional e a capacidade do condensador ligado aos pins 2 e 6 do operacional. Após uma pesquisa de mercado, chegou-se à conclusão que um possível operacional para este sistema seria o modelo LT1357CN8, da Linear Technology (ver Anexo B).

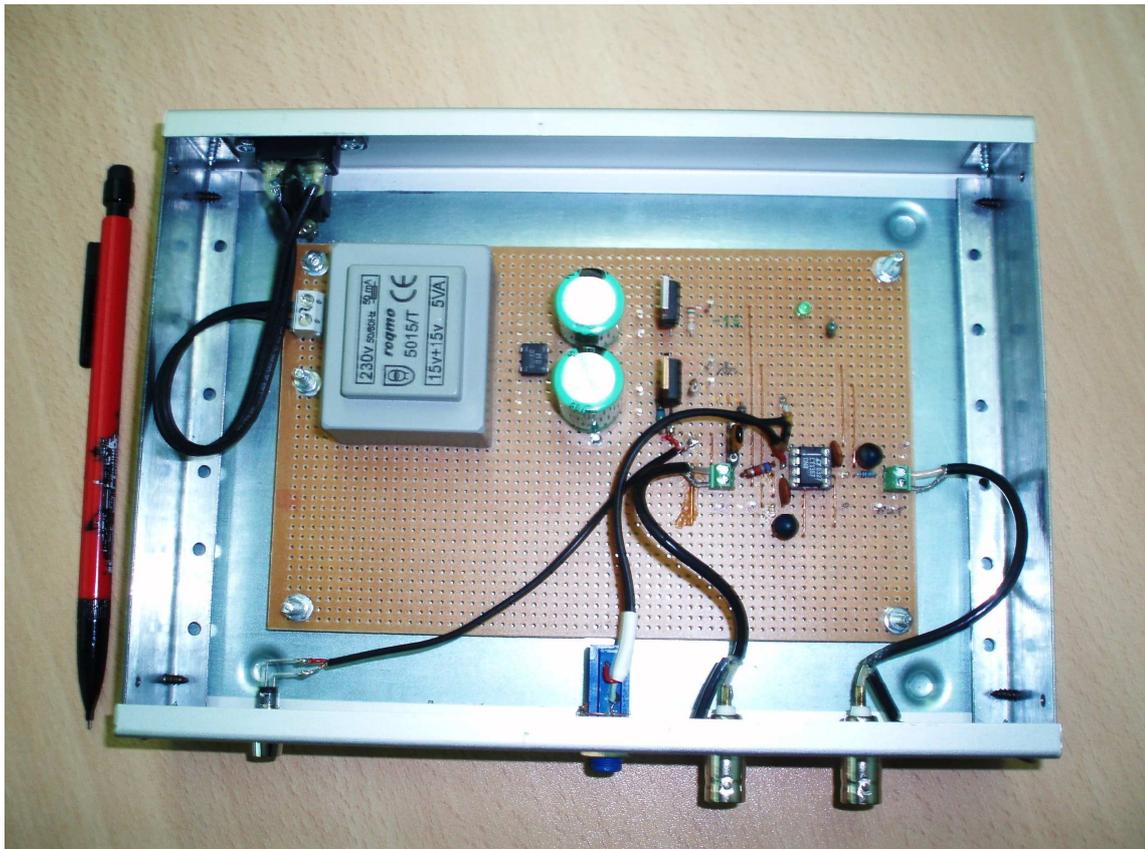


Figura 17 - Imagem do amplificador com um novo circuito. A diferença em relação ao anterior é o tipo de amplificador operacional e o valor da capacidade entre os pins 2 e 6.

O novo amplificador foi então implementado na montagem experimental. Após o seu uso logo se verificou que funcionava nas melhores condições, observando-se também uma grande diferença ao nível dos espectros obtidos comparativamente com os espectros obtidos sem este amplificador.

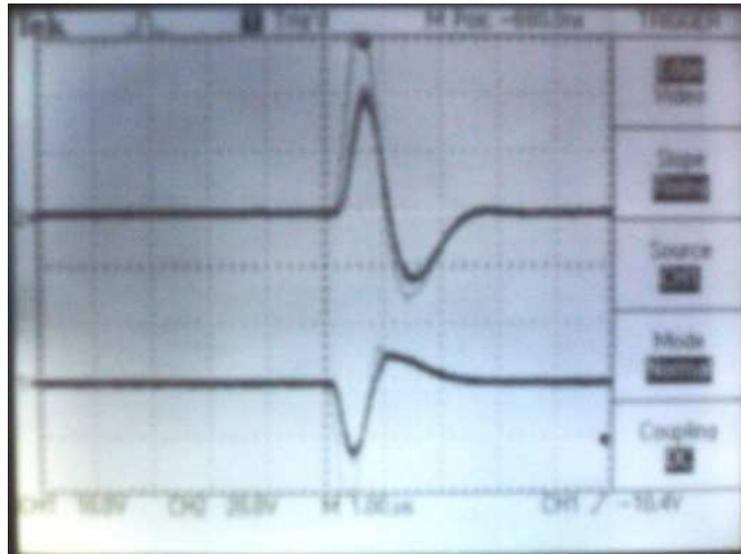


Figura 18 – Imagem do funcionamento do novo amplificador obtida com osciloscópio. Facilmente se verifica que o amplificador está a funcionar perfeitamente. A linha de baixo representa entrada no amplificador (sinal que vem do analisador monocanal) e a linha de cima representa o sinal de entrada invertido e amplificado.

Com este novo amplificador não se verifica a relação logarítmica entre canal e energia que se verificava anteriormente. Este problema devia-se provavelmente ao facto de se estar a analisar um sinal invertido. O gráfico e a tabela abaixo mostram claramente a linearidade entre canal e energia. Os resultados foram obtidos usando amostras de ^{99m}Tc e ^{67}Ga .

Tabela 7- Dados obtidos através da análise de amostras de ^{99m}Tc e ^{67}Ga .

<i>Radioisótopo</i>	<i>Canal</i>	<i>Energia (keV)</i>	<i>FWHM</i>	<i>Centróide</i>	<i>Resolução (%)</i> ($= \frac{FWHM}{Centróide} \times 100$)
^{99m}Tc	169	142,5	20,681	167	12,38
^{67}Ga	111	93,6	16,623	108	15,35
	223	188,1	24,72	222	11,14
	363	306,1	32,261	360	8,96

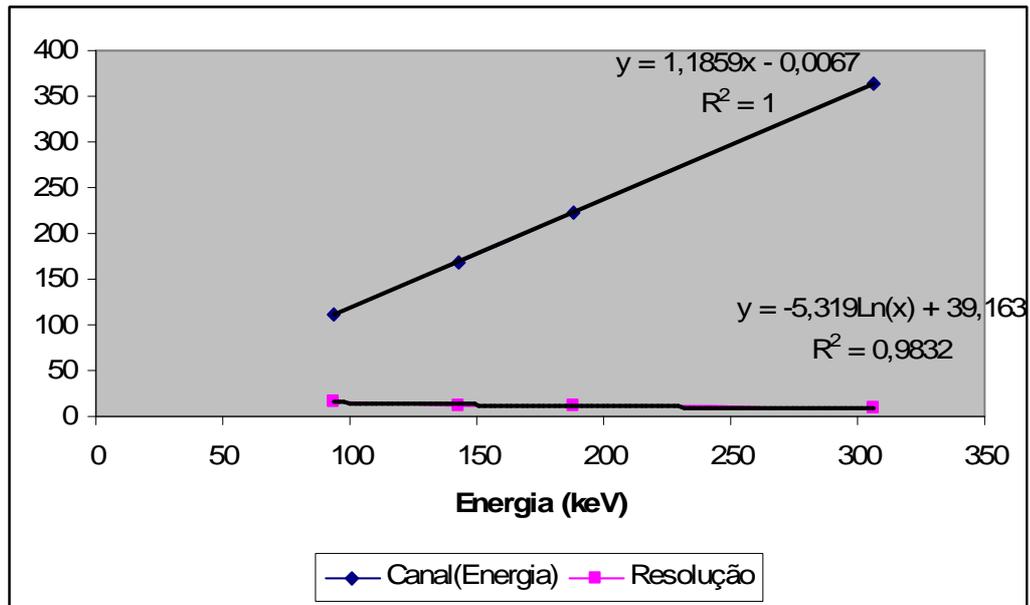


Figura 19 – Gráfico que demonstra a relação entre canal e energia e também a resolução. A resolução diminui com o aumento de energia. A relação canal/energia é perfeitamente linear.

Através do gráfico (Figura 19) obtido com os valores da tabela acima, verifica-se uma linearidade perfeita entre canal e energia. O sistema está então nas melhores condições para ser usado.

7 Aplicação

7.1 Amostras com diferentes radionuclidos

A aplicação do sistema desenvolvido foi feita usando amostras de diferentes radioisótopos:

- Tecnécio-99m (^{90}Tc)
- Gálio-67 (^{67}Ga)

Tabela 8 - Alguns valores para os radionuclidos usados. Adaptado de [5]

Nuclido	Energia do fóton (MeV)	Fotões emitidos	Transições por conversão interna
Tecnécio-99m	0.141	88.5%	10.6%
Gálio-67	0.093	37.6%	32.4%
	0.185	23.5%	0.4%
	0.300	16.7%	0.06%

Ao observar os espectros obtidos, facilmente se verifica que estes correspondem aos radionuclidos usados.

Foi usado o menu *Calibrate* do *software* Genie 2000, para fazer a calibração prévia dos radionuclidos usados. Este menu permite uma calibração usando o par energia/canal.

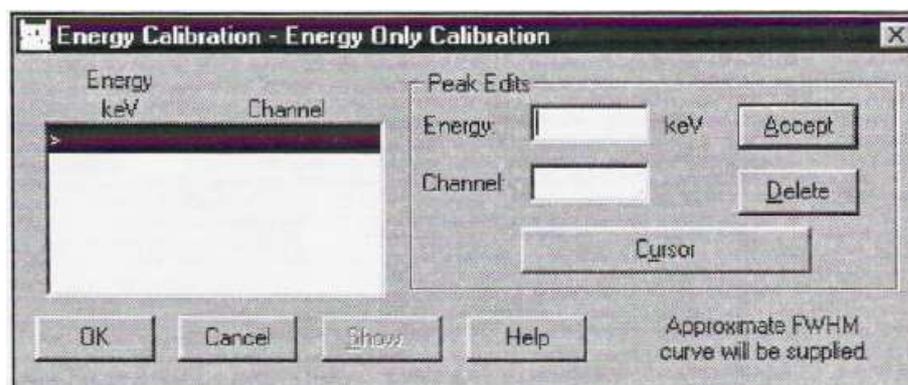


Figura 20 – Figura ilustrativa do menu Calibrate do software utilizado. Adaptado de [19].

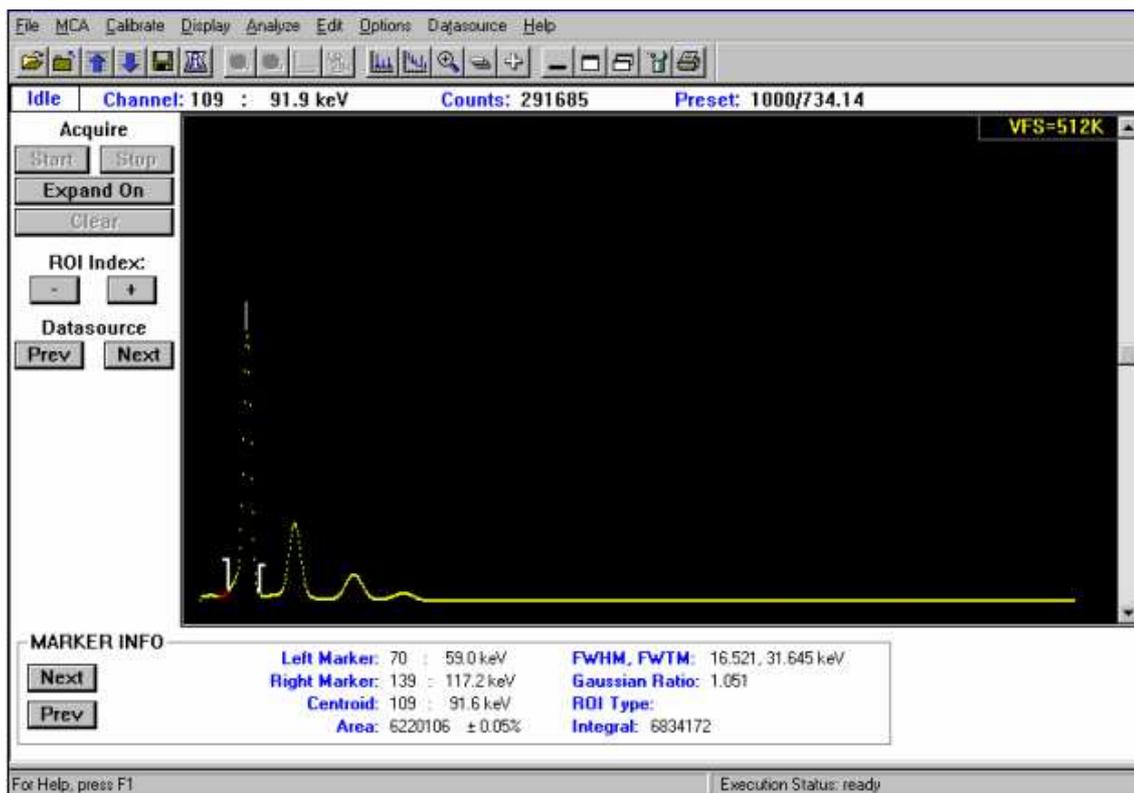


Figura 21 – Espectro de uma amostra de ^{67}Ga .



Figura 22 - Espectro de uma amostra de $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

7.2 Amostras com misturas de radionuclídeos

Foram também realizadas aquisições com amostras que continham uma mistura de dois radionuclídeos, ^{99m}Tc e ^{67}Ga . Estas amostras continham diferentes concentrações, quer de ^{99m}Tc quer de ^{67}Ga . Usou-se ^{67}Ga com uma actividade de $69,5 \mu\text{Ci}$ que foi diluído num balão de 100mL de água desionizada. Estes 100 mL foram distribuídos por 3 balões com 10, 30 e 60 mL cada. Posteriormente foi feita uma diluição também em 100 mL de água desionizada, de ^{99m}Tc , com uma actividade de $34,9 \mu\text{Ci}$. Foram adicionados 10 mL desta diluição nos balões com 10 e 30 mL de diluição de ^{67}Ga . Foram colocados no terceiro balão (o que continha 60 mL de diluição de ^{67}Ga) 20 mL de solução de ^{99m}Tc . As três soluções foram preenchidas novamente com água desionizada até perfazer 100 mL. Foram então realizadas leituras, com 1 mL de cada uma das soluções durante 60 segundos.

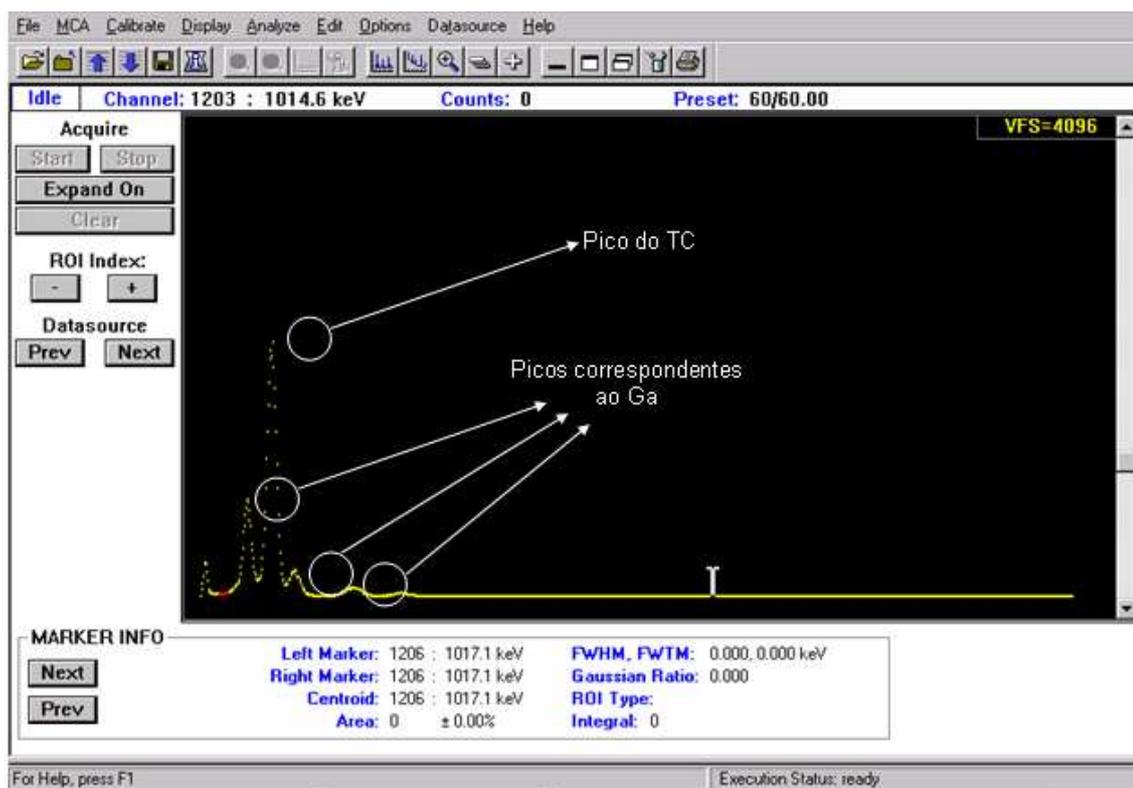


Figura 23 – Espectro obtido com a amostra que continha 10 mL de ^{67}Ga e 10 mL de ^{99m}Tc .

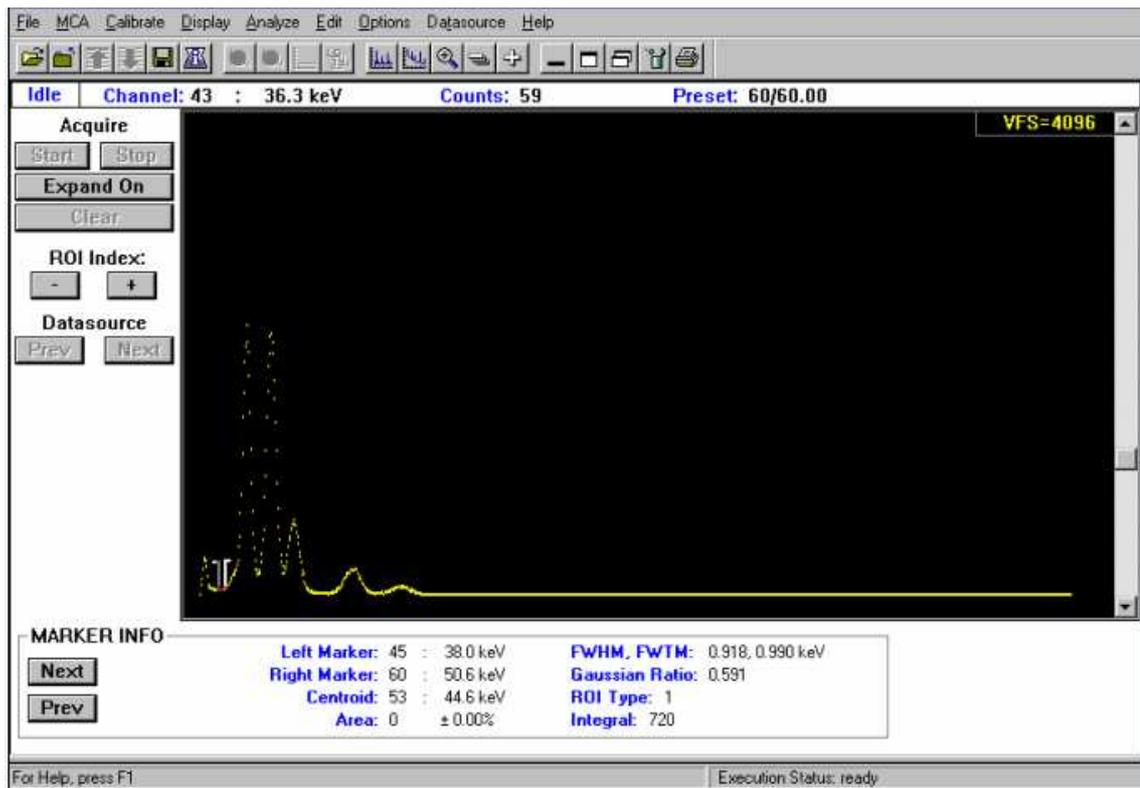


Figura 24 - Espectro obtido com a amostra que continha 30 mL de ^{67}Ga e 10 mL de $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

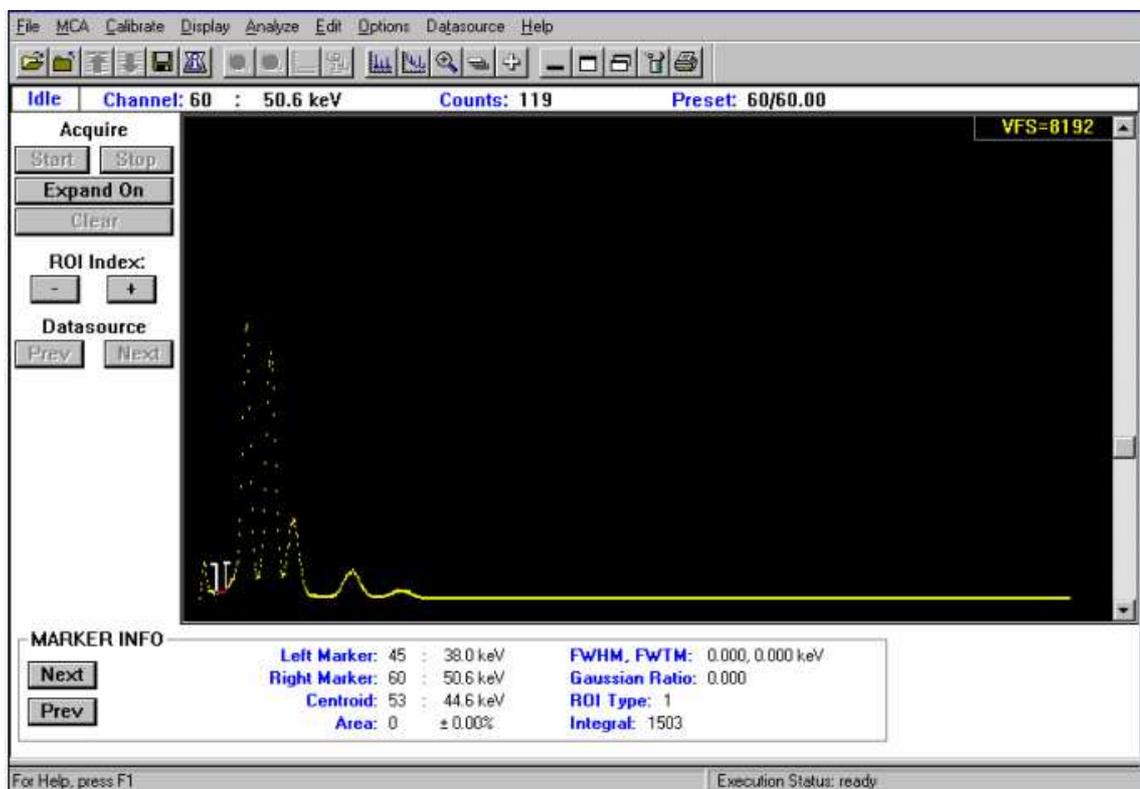


Figura 25 - Espectro obtido com a amostra que continha 60 mL de ^{67}Ga e 20 mL de $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

É possível verificar, pela análise dos espectros, que na amostra com menor concentração de ^{67}Ga , o primeiro pico de Ga, que corresponde a uma energia de sensivelmente 93,3 keV, é muito menor do que nos outros dois espectros.

Á medida que foram feitas as aquisições dos espectros, foram também feitas as leituras das contagens no analisador mnocanal. Depois de ajustada a janela do analisador monocanal para os diferentes radioisótopos (Ga e Tc) foram obtidos os valores de contagens indicados na tabela abaixo.

Tabela 9 – Número de contagens obtido no analisador monocana para as leituras das soluções.

	<i>Contagens</i>	
	^{67}Ga	$^{99\text{m}}\text{Tc}$
Balão com 10 mL de Ga e 10 mL de Tc	72819	38796
Balão com 30 mL de Ga e 10 mL de Tc	99731	50289
Balão com 60 mL de Ga e 20 mL de Tc	198119	99015

Pela análise dos valores da tabela é possível verificar também que o número de contagens diminui com a diminuição da concentração dos radioisótopos na solução. No entanto, a diminuição da concentração de um determinado radioisótopo numa solução não é o único factor que determina um menor número de contagens. No caso do tecnécio, que existe na mesma quantidade nas duas primeiras soluções, apresenta uma diminuição de contagens. Tal facto deve-se ao tempo de meia vida deste radioisótopo, as duas leituras foram feitas com um intervalo de 5 minutos e neste espaço de tempo, o Tc decaiu.

8 Conclusões

Foi desenvolvido um sistema contador de poço - unidade multicanal para aplicação em Medicina Nuclear. É possível afirmar que o objectivo proposto para este projecto foi cumprido. Foi feita a aquisição de uma placa multicanal adaptável ao sistema em causa. O sistema foi implementado e depois de alguns testes e calibrações, verificou-se que o sistema final correspondia aos requisitos pedidos.

Foi realizada uma pesquisa de mercado relativamente aos analisadores multicanais, verificando-se que existe uma vasta selecção de placas multicanais que facilmente se poderiam adaptar ao sistema em causa.

Verificou-se que a relação logarítmica obtida inicialmente se devia ao facto de estarmos a analisar um sinal invertido, não correspondendo assim ao verdadeiro sinal que se pretendia analisar. Este problema foi ultrapassado com a implementação de um amplificador inversor que nos permitisse inverter e, ao mesmo tempo amplificar o sinal de modo a obtermos um melhor aproveitamento da totalidade dos canais do analisador multicanal.

É possível afirmar que o objectivo do trabalho foi cumprido. No entanto, numa perspectiva futura, poder-se-ia pensar numa continuação deste projecto. Existem alguns pormenores que não foram bem aprofundados e que possivelmente merecem mais alguma atenção. O uso de *hardware* mais adequado seria uma possibilidade. O *software* Genie 2000 não foi aproveitado na sua totalidade, tendo inúmeras funcionalidades que não foram utilizadas, podendo estas ser exploradas futuramente.

Referências Bibliográficas

- [1] B.H. Brown, R.H. Smallwood, D.C. Barber, P.V. Lawford, D.R. Hose, *Medical Physics and Biomedical Engineering*, IOP Publishing, 2001
- [2] Nicholas Tsoulfanidis, *Measurement and Detection of Radiation*, 2ª Edição, Taylor & Francis, 1995
- [3] Glenn F. Knoll, *Radiation Detection and Measurement*, 3ª Edição, John Wiley & Sons, Inc., 1999
- [4] W. R. Leo, *Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments*, 2ª Edição, Springer-Verlag, 1994
- [5] W. H. Tait, *Radiation Detection*, Butterworths, 1980
- [6] <http://environmentalhealthandsafetyoffice.dal.ca/radtr2.htm>
- [7] http://en.wikibooks.org/wiki/Basic_Physics_of_Nuclear_Medicine/Interaction_of_Radiation_with_Matter
- [8] Nelson, G.; Reilly, D.; *Gamma-Ray Interactions with Matter*
- [9] <http://www4.nau.edu/microanalysis/Microprobe/WDS-Resolution.html>
- [10] http://www.canberra.com/pdf/Products/MCA_pdf/asa100.pdf
- [11] http://www.target-instruments.com/products/stationary/index.cfm?content_id=429DC67E-E5B0-6AF4-4C07C694737D1482
- [12] <http://www.fastcomtec.com/fwww/mca.htm>
- [13] <http://www.amptek.com/mca8000a.html>
- [14] <http://www.ortec-online.com/pdf/trumppci.pdf>
- [15] <http://www.thermo.com/com/cda/product/detail/0,1055,22498,00.html>
- [16] <http://www.toivel.com/alalog-digital-converter.php>
- [17] <http://www.spectrumtechniques.com/ics-pci.htm>
- [18] <http://www.spectrumtechniques.com/ics-10.htm>
- [19] Manual do Utilizador, Model PCA3 Multichannel Analyzer

Anexos

Anexo A

Neste anexo encontram-se algumas características do amplificador operacional usado inicialmente.


December 2001

LF155/LF156/LF256/LF257/LF355/LF356/LF357

JFET Input Operational Amplifiers

General Description

These are the first monolithic JFET input operational amplifiers to incorporate well matched, high voltage JFETs on the same chip with standard bipolar transistors (BI-FET™ Technology). These amplifiers feature low input bias and offset currents/low offset voltage and offset voltage drift, coupled with offset adjust which does not degrade drift or common-mode rejection. The devices are also designed for high slew rate, wide bandwidth, extremely fast settling time, low voltage and current noise and a low 1/f noise corner.

Features

Advantages

- Replace expensive hybrid and module FET op amps
- Rugged JFETs allow blow-out free handling compared with MOSFET input devices
- Excellent for low noise applications using either high or low source impedance—very low 1/f corner
- Offset adjust does not degrade drift or common-mode rejection as in most monolithic amplifiers
- New output stage allows use of large capacitive loads (5,000 pF) without stability problems
- Internal compensation and large differential input voltage capability

Applications

- Precision high speed integrators
- Fast D/A and A/D converters
- High impedance buffers
- Wideband, low noise, low drift amplifiers

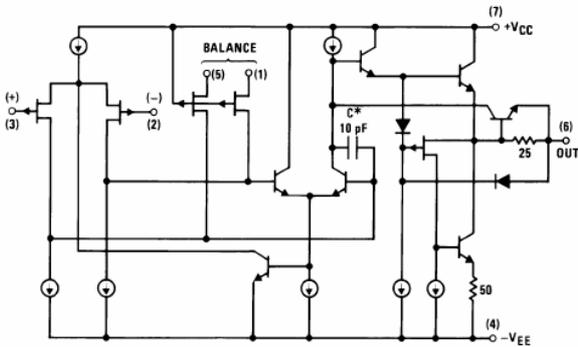
Common Features

- Logarithmic amplifiers
- Photocell amplifiers
- Sample and Hold circuits
- Low input bias current: 30pA
- Low Input Offset Current: 3pA
- High input impedance: $10^{12}\Omega$
- Low input noise current: $0.01 \text{ pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
- High common-mode rejection ratio: 100 dB
- Large dc voltage gain: 106 dB

Uncommon Features

	LF155/ LF355	LF156/ LF256/ LF356	LF257/ LF357 ($A_V=5$)	Units
■ Extremely fast settling time to 0.01%	4	1.5	1.5	μs
■ Fast slew rate	5	12	50	$\text{V}/\mu\text{s}$
■ Wide gain bandwidth	2.5	5	20	MHz
■ Low input noise voltage	20	12	12	$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$

Simplified Schematic



*3pF in LF357 series.

00564601

BI-FET™, BI-FET II™ are trademarks of National Semiconductor Corporation.

LF155/LF156/LF256/LF257/LF355/LF356/LF357 JFET Input Operational Amplifiers

Anexo B

Algumas especificações relativas ao amplificador operacional LT1357CN8



LT1357

25MHz, 600V/ μ s Op Amp

FEATURES

- 25MHz Gain Bandwidth
- 600V/ μ s Slew Rate
- 2.5mA Maximum Supply Current
- Unity-Gain Stable
- C-Load™ Op Amp Drives All Capacitive Loads
- 8nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ Input Noise Voltage
- 600 μ V Maximum Input Offset Voltage
- 500nA Maximum Input Bias Current
- 120nA Maximum Input Offset Current
- 20V/mV Minimum DC Gain, $R_L=1k$
- 115ns Settling Time to 0.1%, 10V Step
- 220ns Settling Time to 0.01%, 10V Step
- $\pm 12V$ Minimum Output Swing into 500 Ω
- $\pm 2.5V$ Minimum Output Swing into 150 Ω
- Specified at $\pm 2.5V$, $\pm 5V$, and $\pm 15V$

APPLICATIONS

- Wideband Amplifiers
- Buffers
- Active Filters
- Data Acquisition Systems
- Photodiode Amplifiers

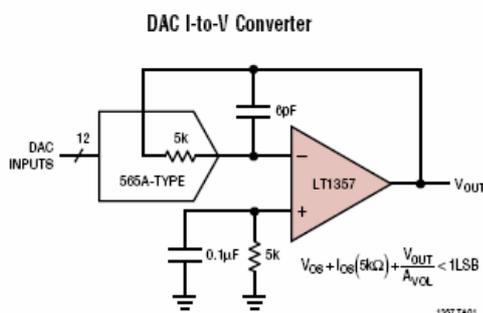
LT, LTC and LT are registered trademarks of Linear Technology Corporation.
C-Load is a trademark of Linear Technology Corporation

DESCRIPTION

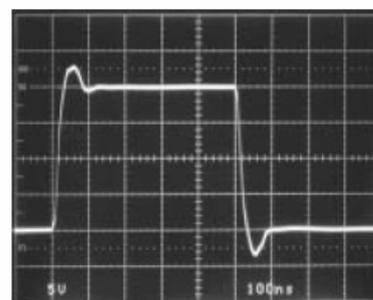
The LT[®]1357 is a high speed, very high slew rate operational amplifier with outstanding AC and DC performance. The LT1357 has much lower supply current, lower input offset voltage, lower input bias current, and higher DC gain than devices with comparable bandwidth. The circuit topology is a voltage feedback amplifier with the slewing characteristics of a current feedback amplifier. The amplifier is a single gain stage with outstanding settling characteristics which makes the circuit an ideal choice for data acquisition systems. The output drives a 500 Ω load to $\pm 12V$ with $\pm 15V$ supplies and a 150 Ω load to $\pm 2.5V$ on $\pm 5V$ supplies. The amplifier is also stable with any capacitive load which makes it useful in buffer or cable driver applications.

The LT1357 is a member of a family of fast, high performance amplifiers using this unique topology and employing Linear Technology Corporation's advanced bipolar complementary processing. For dual and quad amplifier versions of the LT1357 see the LT1358/LT1359 data sheet. For higher bandwidth devices with higher supply current see the LT1360 through LT1365 data sheets. For lower supply current amplifiers see the LT1354 and LT1355/LT1356 data sheets. Singles, duals, and quads of each amplifier are available.

TYPICAL APPLICATION



$A_V = -1$ Large-Signal Response



Apêndices

Apêndice A

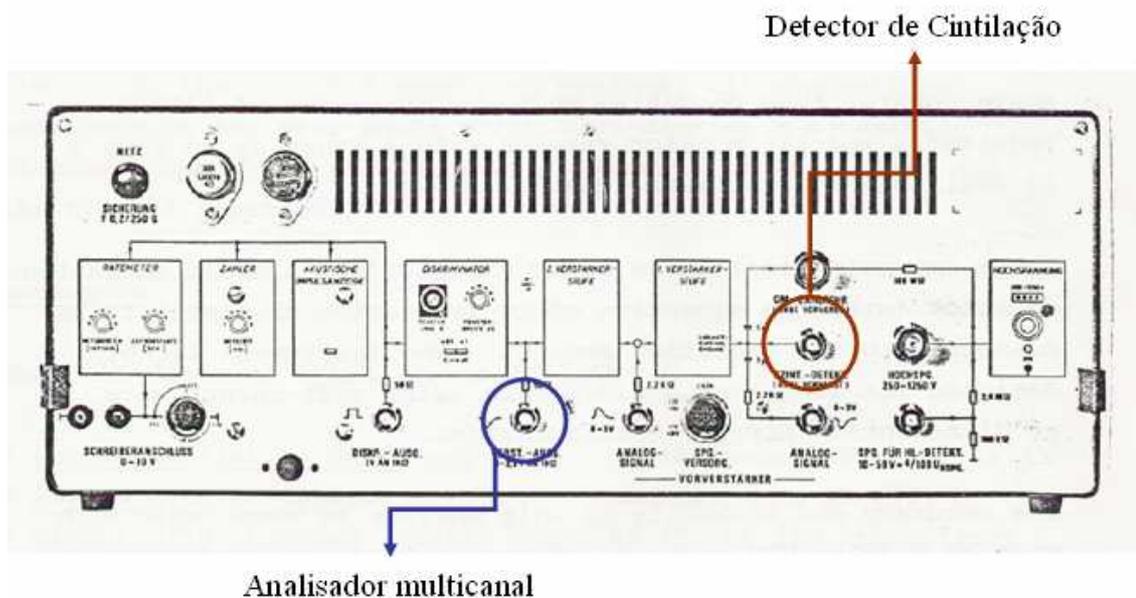
Alguns dados nucleares relativos aos isótopos utilizados na aplicação do sistema.

Tabela 10 – Alguns valores para os radionuclídeos usados. Adaptado de [5]

Nuclídeo	Energia do fóton (MeV)	Fotões emitidos	Transições por conversão interna
Iodo-131	0.284	5.9%	0.3%
	0.364	81.8%	1.7%
	0.637	7.2%	
Índio-111	0.171	90.9%	9.1%
	0.245	94.2%	5.8%
Tecnécio-99m	0.141	88.5%	10.6%
Gálio-67	0.093	37.6%	32.4%
	0.185	23.5%	0.4%
	0.300	16.7%	0.06%

Apêndice B

Imagem representativa do analisador monocanal utilizado durante o trabalho. O esquema representa as saídas utilizadas na montagem do sistema.



Apêndice C

Circuitos relativos aos amplificadores desenvolvidos para aumentar a gama dinâmica de entrada do analisador multicanal e inverter o sinal. O primeiro circuito corresponde ao primeiro amplificador desenvolvido. O segundo circuito corresponde ao amplificador desenvolvido posteriormente. Como se pode verificar, apenas foi alterado o tipo de operacional e o valor da capacidade, mantendo-se assim os valores para ganho mínimo, máximo e ponto médio do potenciômetro.

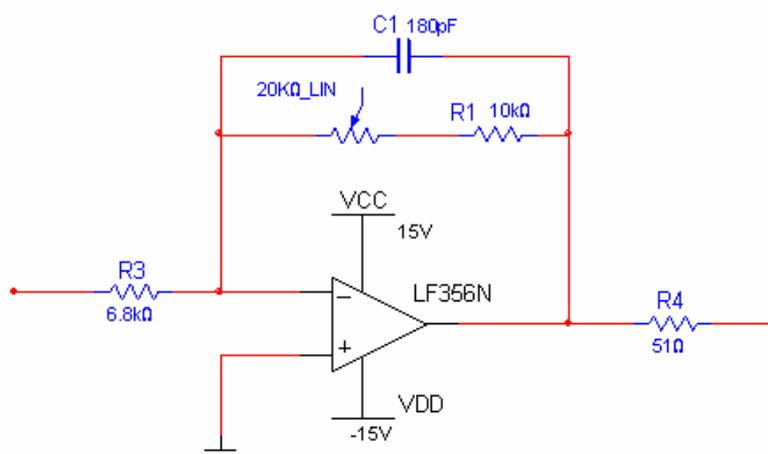


Figura 26 – Esquema representativo do circuito utilizado no primeiro amplificador desenvolvido. O operacional é do tipo LF356N da *National Semiconductor*.

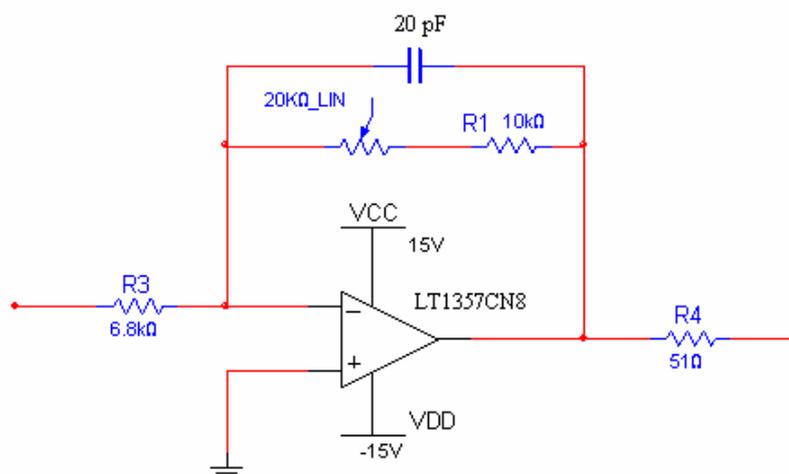


Figura 27 - Esquema representativo do circuito utilizado no segundo amplificador desenvolvido. O operacional é do tipo LT1357CN8 da *Linear Technology*.

$$\textit{Ganho Máximo} = \frac{30}{6.8} \cong 4.41$$

$$\textit{Ganho Mínimo} = \frac{10}{6.8} \cong 1.47$$

$$\textit{Ponto Médio do Potenciometro} = \frac{20}{6.8} = 2.94$$

Apêndice D

Nesta secção encontra-se uma descrição de como foi calculado o erro de linearidade. Usando a recta de ajuste obtida, e substituindo x pelos valores do ganho obtém-se y' , em termos de canal. O erro de linearidade é obtido escolhendo o maior valor absoluto da diferença $y-y'$, expressando-se depois em termos de percentagem.

Tabela 11 – Cálculo do erro de linearidade.

y'	$ y - y' $	$Erro = \frac{ y - y' }{y} \times 100$
50.5709	2.5709	
124.5629	8.5629	
247.8829	13.8829	
494.5229	35.4771	6.69%
1234.4429	10.4429	