



# Universidade Estadual de Campinas UNICAMP

## INSTRUMENTAÇÃO I F 530

### RELATÓRIO FINAL



Nome: Thaís Diniz de Souza  
e-mail: [thaisdds@gmail.com](mailto:thaisdds@gmail.com)

RA: 025237

Orientador: Marcelo Baptista de Freitas  
e-mail: [mfreitas@ifi.unicamp.br](mailto:mfreitas@ifi.unicamp.br)

Coordenador: José Joaquim Lunazzi

**Título:** Desenvolvimento de um Sistema de Detecção de Fótons em Coincidência para Estudos de Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET)

**Objetivo:** Construir em laboratório um sistema de detecção simplificado que reproduza o princípio de funcionamento de equipamentos clínicos de diagnóstico do tipo PET (*positron emission tomograph*).

**Resumo:**

Para simular o princípio de detecção empregado em um exame de PET, coloca-se uma fonte radioativa emissora de pósitrons dentro de uma caixa fechada, posicionando-a entre detectores que estão colocados num ângulo relativo de 180° e faz-se a contagem de coincidência para diferentes posições da caixa (0°, 45° e 90°) e assim constrói-se uma matriz de distribuição de radioatividade na área observada a partir do cálculo de eventos de coincidência em diferentes posições para duas dimensões.

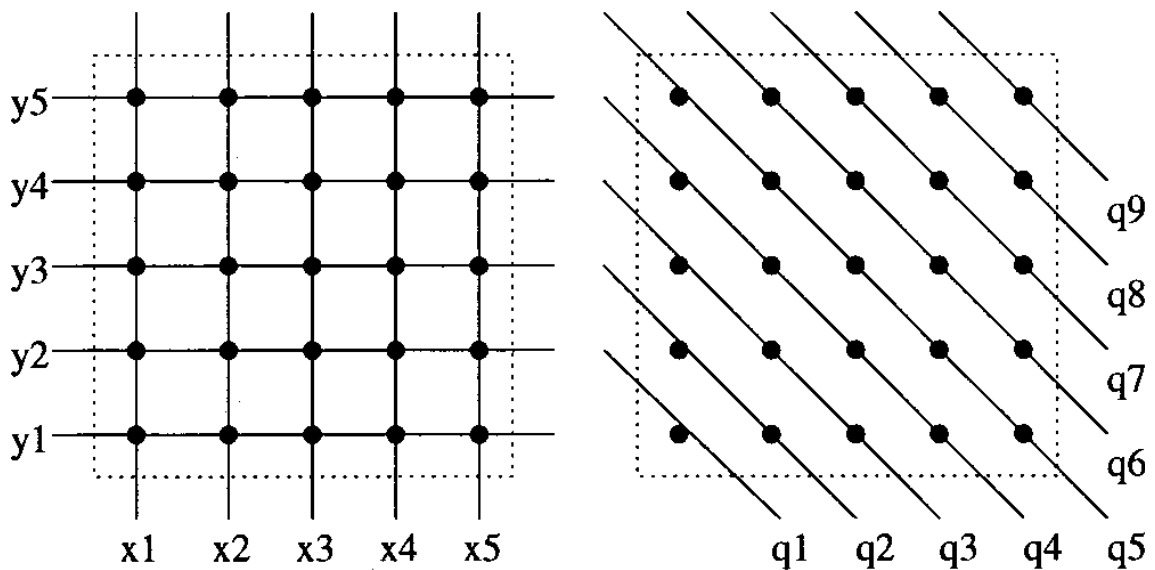


Figura 1: Cálculo da distribuição em duas dimensões. O lado esquerdo mostra o cálculo de distribuição usando cinco projeções tanto na direção x quanto na y. E a direita mostra a terceira direção, indicada por q.

A parte esquerda da figura 1 ilustra esse procedimento. Se há  $n$  projeções na direção x e  $m$  projeções na direção y, então há  $n \times m$  pontos de intersecção. O valor  $A_{xy}(i,j)$  de cada intersecção (i,j) é calculada pela intensidade medida  $A_x(i)$  e  $A_y(j)$ . A parte direita mostra que  $(n+m-1)$  projeções são necessárias na terceira direção, para atingir cada passagem da matriz anterior. Pode-se também calcular a nova distância entre as projeções nessa nova direção q ou direção diagonal. Se  $\Delta x$  é a distância na direção x e  $\Delta y$  é a distância na direção y, então  $\Delta q$  é:

$$\Delta q = \frac{\sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2}}{2}$$

O novo valor do ponto de intersecção (i,j) será:

$$A_{xyq}(i,j,k) = A_q(k) A_{xy}(i,j)$$

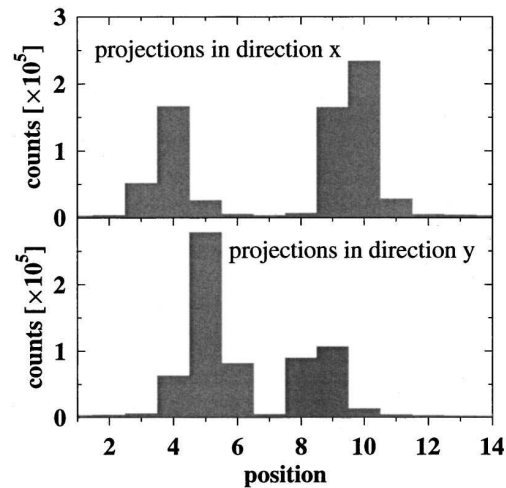


Figura 2: Exemplo para 14 medidas por direção

A figura 2 mostra um exemplo de medida em duas direções. No exemplo, foram medidas 14 projeções por direção por 5 minutos. O cálculo da distribuição bi-dimensional é mostrada na figura 3. A figura parece indicar a presença de quatro fontes, entretanto, somente duas fontes foram utilizadas. A razão para esses artefatos é o procedimento de reconstrução: duas fontes produzem dois pontos de alta atividade em cada direção de projeção. Quando multiplicadas na direção x e y, aparecem quatro pontos de atividade.

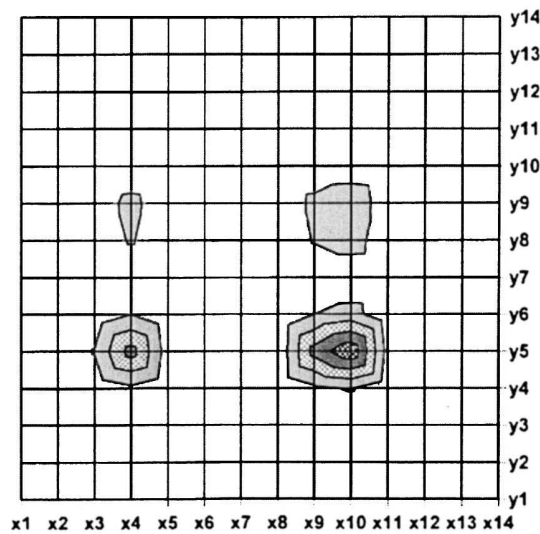


Figura 3: Distribuição das contagens de coincidência usando as projeções em x e y.

Para eliminar esse artefato é que se mede as projeções na terceira direção. Em casos em que há mais de duas fontes, é necessário usar um filtro de reconstrução. No caso de até duas fontes, o artefato é eliminado simplesmente medindo a terceira direção, pois nesse caso, aparecerá após a multiplicação de  $A_{xy}A_q$  somente dois pontos de alta atividade, eliminando assim o artefato indesejado. [1]

## Introdução

### PET

A tomografia por emissão de pósitrons ou PET (*positron emission tomograph*) é um dos mais modernos procedimentos de diagnóstico médico, que fornece imagens dos órgãos em atividade (imagens funcionais). Ele é um mapa de distribuição de um radiofármaco emissor de pósitrons em uma determinada região do corpo.

Dentro do corpo, o pósitron emitido se aniquila com os elétrons do meio, emitindo dois fótons que possuem a energia da massa de repouso do elétron que é de 511keV, na mesma direção, mas em sentidos contrários.

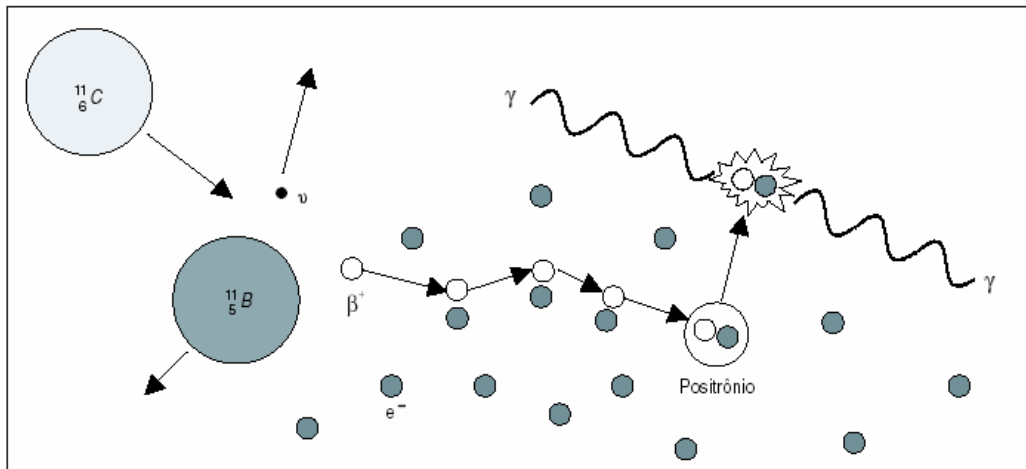


Figura 3: Ilustração da aniquilação de pósitron e produção dos fótons

Os radiofármacos emissores de pósitron são normalmente produzidos num acelerador como o ciclotron, e na clínica ou hospital é injetado no paciente, que será submetido ao exame no aparelho de detecção.

Esse aparelho de detecção na tomografia por PET é formado por detectores acoplados eletronicamente em pares, cada par observando uma linha de resposta. Se ambos os detectores medirem um evento num intervalo fixo de tempo, uma aniquilação aconteceu naquela linha de resposta.

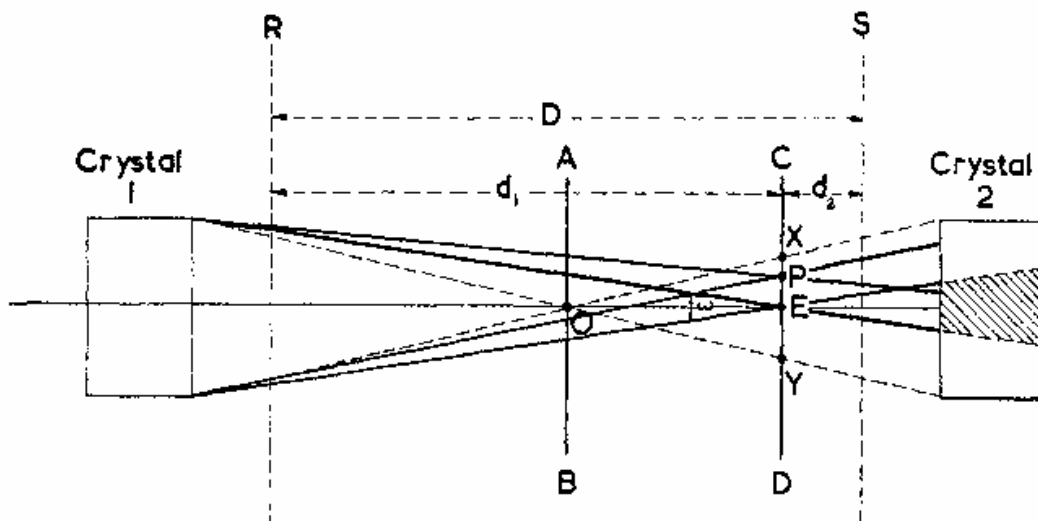


Figura 4: Ilustração da detecção de fótons coincidentes oriundos da aniquilação de pares

O sinal detectado é convertido em imagem digital através de modelos matemáticos que fazem a reconstrução de imagens.

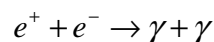
Para que a aniquilação seja detectada e transformada em imagem, os dois fótons resultantes da aniquilação do par devem ser detectados simultaneamente. Esse sinal é transformado em coordenada geométrica e armazenada no computador. Como são vários pares de detectores que estão presentes em volta do paciente, é possível fazer a aquisição de vários dados simultaneamente e então se torna possível a reconstrução de imagens em vários planos de corte.

Como podem ocorrer muitas aniquilações simultaneamente nos volumes que contem o radiofármaco, nem todos os eventos de coincidência registrados são formados por fótons da mesma aniquilação. Por isso é preciso minimizar os eventos não-verdadeiros, para que a imagem reconstruída seja mais próxima possível da realidade. Isso explica o uso de colimadores eletrônicos entre os dois detectores posicionados em oposição, permitindo o registro de eventos de coincidência e a posterior reconstrução de imagens. Portanto, o sistema básico de funcionamento de imageamento em PET consiste em um conjunto de detectores de radiação envolvendo o corpo do paciente. Esses detectores quando interceptam um fóton, produzem um sinal elétrico que é processado pelo computador gerando uma imagem digital reconstruída. A reconstrução da imagem é feita por um modelo matemático que converte o sinal elétrico em uma imagem digital e leva em conta as atenuações dos fótons pelo corpo do paciente. [2,3]

### ***Produção de pares***

Pela interação nas proximidades da força de Coulomb do núcleo, o fóton de alta energia é aniquilado, e sua energia é espontaneamente convertida em um par elétron-pósitron (partícula-antipartícula), que carrega a energia do fóton menos duas vezes a massa de repouso do elétron (as massas do elétron e do pósitron são a mesma: 0,511MeV). Assim, existe um limiar energético para este processo ocorrer: o fóton deve ter no mínimo  $2 \times 0,511\text{MeV} = 1,022\text{MeV}$ .

O elétron do par, freqüentemente chamado de elétron secundário, é altamente ionizante, enquanto que o pósitron tem um tempo de vida muito curto - em  $10^{-8}$  segundos, ele aniquila um elétron livre. Na aniquilação, o pósitron e o elétron desaparecem completamente, liberando dois fótons de raio gama em direções opostas e de energia 0,511MeV cada um,



A seção de choque da produção de par é proporcional a  $Z(Z+1)$ , onde  $Z$  é o número atômico. [4]

Em suma, quando aumentamos a energia do fóton, a interação dominante vai do efeito fotoelétrico para Compton para produção de pares, que se torna dominante quando a energia do fóton tem valor significativamente maior do que 1,022MeV.

### ***Cristal de cintilação: NaI(Tl)***

Em 1948, Robert Hofstadter demonstrou que o NaI(Tl) (iodeto de sódio cristalino dopado com tálio) produz cintilações com uma intensidade luminosa muito elevada quando comparada com outros materiais orgânicos estudados até então. Até hoje, o NaI(Tl) é ainda um cristal de cintilação freqüentemente usado em espectroscopia gama de rotina.

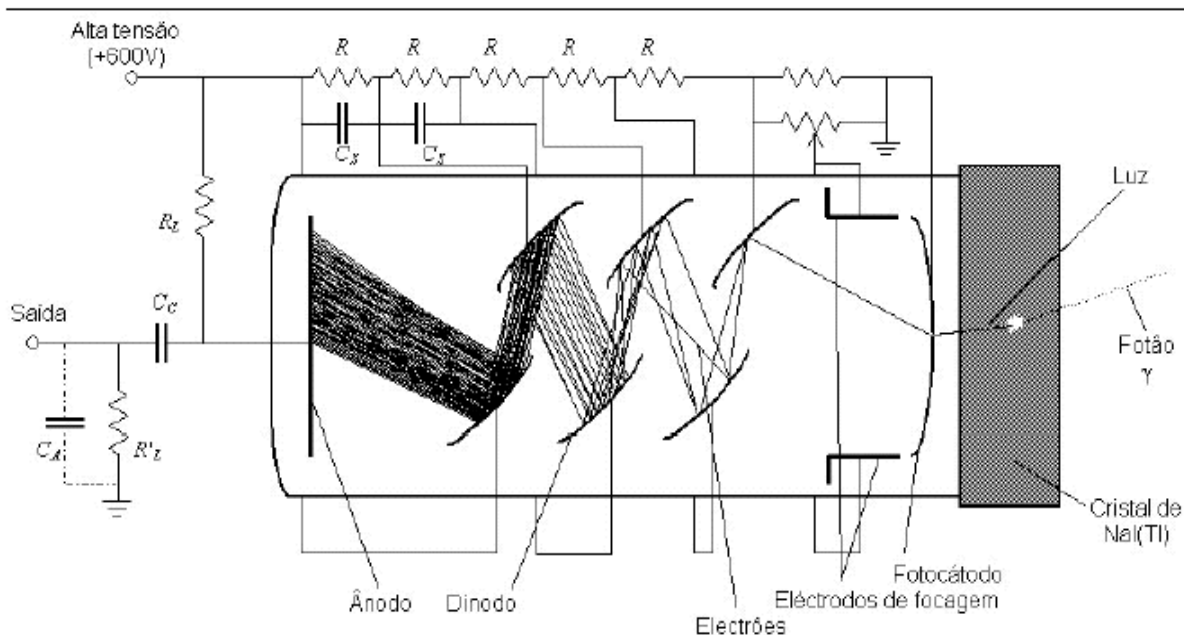


Figura 5: Esquema de funcionamento do cintilador e do tubo fotomultiplicador

### ***Características do contador de cintiladores de NaI(Tl)***

O número atômico relativamente alto do iodo,  $N=53$ , assegura um efeito significativo de absorções fotoelétricas, necessárias para a deposição total da energia da radiação a medir.

A absorção fotoelétrica no iodeto de sódio produz um valor elevado de fotofração nos contadores que incorporam este cristal: a razão entre a área abrangida pelo pico fotoelétrico e a área de toda a função de resposta tem um valor elevado, ou seja, o pico fotoelétrico está geralmente bem destacado no espectro obtido com o contador.

As cintilações do cristal são coletadas num tubo fotomultiplicador (PMT) por um fotocátodo - uma película de semiconductor que libera elétrons de baixa energia (1-2eV) a partir da radiação que nele incide. No resto do fotomultiplicador, os fotoelétrons são aproveitados para produzir um impulso elétrico. O ganho em corrente do fotomultiplicador é de  $10^6$  a  $10^7$ . As variações no ganho devem-se ao número de dinodos no fotomultiplicador e a características do fotocátodo.

No NaI(Tl), a resposta em intensidade luminosa das cintilações é razoavelmente linear para um intervalo significativo de energias de raios gama. Isto permite relacionar com a energia absorvida pelo cristal a amplitude do sinal de corrente obtido com o detector, que por sua vez está relacionado com o número de fótons produzidos nas cintilações.

A eficiência de contagem do detector depende das dimensões (em especial a espessura de material na direção da fonte de raios gama) e forma geométrica do cristal cintilador, bem como pela distância do detector à fonte de radiação. Este fato, em conjunto com flutuações originadas em outras componentes do contador, influenciam sua resolução energética:

1. Flutuações do número de cargas coletadas no anodo do fotomultiplicador, por sua vez devidas a flutuações no número de elétrons secundários produzidos nos dinodos e no número de fotoelétrons liberados no fotocátodo;
2. Variações de resposta no volume ativo do detector. Mesmo para raios gama monocromáticos, a energia depositada no detector sofre flutuações;
3. Ruído eletrônico.

### ***Compartimentação do cristal de NaI(Tl)***

O cristal está fechado hermeticamente dentro do contador. Os materiais que o isolam desempenham quatro funções:

1. Isolar o cristal do ar, pois o NaI é higroscópico, ou seja, a exposição ao vapor d'água existente na atmosfera torna-o opaco;
2. Aproveitar o máximo possível de cintilações, reduzindo as perdas por reflexão e absorção nas superfícies laterais. O cristal é coberto por um material refletor, exceto na superfície em contato com o fotocátodo;
3. Permitir um bom contato óptico entre o cintilador e o vidro do fotocátodo;
4. Filtrar radiações indesejadas, como os raios-X produzidos por absorção fotoelétrica da radiação primária em materiais vizinhos do detector. Materiais com número atômico  $Z$  elevado emitem raios-X muito energéticos quando expostos a fontes radioativas, os quais penetram profundamente no detector e provocam o registro errado dos raios-X como pertencentes ao radioisótopo. Um escudo razoável pode ser feito com duas camadas de material: uma com  $Z$  relativamente elevado (como o chumbo), e uma interior com  $Z$  relativamente baixo, que absorve os raios-X característicos da primeira camada e emite raios-X menos energéticos (logo, menos penetrantes). Materiais densos são adequados porque aumentam a probabilidade de absorção.

Algumas fontes de raios gama são também emissoras beta. Embora o encapsulamento da fonte, ou absorvedores adequados, possam reduzir ou impedir a chegada destas radiações ao detector, a radiação de Bremsstrahlung produzida pela passagem das partículas na matéria pode penetrar o detector. A radiação de Bremsstrahlung é mais intensa para energias mais baixas das partículas beta, e torna-se mais significativo com o aumento da energia máxima das partículas.

Os emissores de raios gama muito energéticos ( $E \geq 2m_0c^2$ ) podem dar origem à produção de pares elétron-pósitron no material vizinho ao detector, dando origem à radiação de aniquilação (511keV) dos pósitrons, a qual pode ser confundida com a aniquilação de pósitrons com origem em emissores  $\beta^+$ .

### ***Mecanismo de cintilação no NaI(Tl)***

A cintilação no iodeto de sódio depende dos estados de energia determinados pela estrutura eletrônica de bandas do cristal. Os estados possíveis para os elétrons do cristal criam duas bandas de energia: a banda de valência (na qual os elétrons permanecem ligados aos átomos da rede cristalina) e a banda de condução, de energia mais elevada e na qual os elétrons não estão fortemente ligados a um átomo da rede (pelo que lhes é possível percorrer distâncias maiores do que se estivessem ligados a um átomo). As duas bandas são separadas por uma banda proibida, na qual não há estados possíveis e, portanto, não se encontram elétrons.

As transições de estados eletrônicos ocorrem entre as bandas de valência e de condução, cuja diferença de energias no iodeto de sódio é de 4,08eV. Quando um elétron passa da banda de condução para a banda de valência, é emitido um fóton ultravioleta de 303nm, uma energia muito elevada para que possa ser detectada com os fotocátodos habitualmente usados.

A adição de tálio como impureza do iodeto de sódio cria localmente estados de transição na banda proibida. As transições de estados excitados da impureza para o seu estado fundamental, na banda proibida, levam à emissão de fótons com comprimento de onda, para o máximo de intensidade, igual a 410nm (3,02 eV), que corresponde à luz

azul no espectro do visível. Os fotocátodos tipicamente usados nos tubos fotomultiplicadores têm maior sensibilidade a cintilações de luz visível, porque podem detectar fótons com este comprimento de onda.

Na ionização produzida pela radiação que interage com o NaI(Tl), são criados pares elétron-buraco, requerendo uma energia de cerca de 20eV, o que corresponde a cerca de  $50 \times 10^3$  pares elétron-buraco por MeV de energia absorvida pelo cristal. Porém a impureza permanece no estado excitado, com uma meia vida de 160ns, depois regressa ao estado fundamental, emitindo um fóton de 410nm. Não há absorção destes fótons no NaI(Tl), porque os estados fundamentais da impureza não se encontram ocupados. Com uma eficiência de 12% e para fótons de 3eV, tem-se à volta de  $40 \times 10^3$  fótons por MeV de energia absorvida pelo NaI(Tl), o que corresponde a aproximadamente um fóton por par elétron-buraco.

A adição de pequenas quantidades de impureza ao cintilador aumenta a probabilidade de emissão de fótons e diminui a auto-absorção de luz. No NaI(Tl), a luz visível é rapidamente emitida após a excitação, num fenómeno chamado fluorescência. Um cintilador adequado para espectroscopia deve converter o máximo de energia que absorve em fluorescência e a menor quantidade possível em fosforescência.

A cintilação produzida pela passagem de radiação ionizante no NaI(Tl) tem de ser convertida em sinais elétricos para que se possa medir a energia depositada. O tubo fotomultiplicador (Figura 5) é dividido em três partes: um fotocátodo, que cede fotoelétrons a partir da radiação incidente; uma série de eletrodos, chamados dinodos, que liberam um número de elétrons maior que os que neles incidem, quando esses elétrons têm energia cinética suficiente (da ordem dos 100eV); e um anodo, que recolhe os elétrons resultantes da fotomultiplicação. O funcionamento do fotomultiplicador requer uma fonte de alta tensão, a qual fornece a tensão necessária aos dinodos.

A radiação que incide no fotocátodo tem que ter energia suficiente para provocar a liberação de elétrons do material; porém, a escolha do comprimento de onda é limitada pela foto-sensibilidade do material. O fotocátodo é um semiconductor de pouca espessura, pois é semitransparente e, portanto, apenas uma parte da radiação incidente interage com o material fotossensível. O fotocátodo é colocado na face interior de um vidro (sem chumbo, para reduzir a emissão de raios-X), o qual permite a entrada de radiação. A espessura reduzida do fotocátodo justifica-se pelo seguinte:

- 1- Os elétrons têm pouca energia, e a perdem rapidamente em colisões, por exemplo, com outros elétrons da rede. Por isso não podem permanecer muito tempo no material;
- 2- Ao chegar à superfície do semiconductor, os fotoelétrons têm que vencer a barreira de potencial existente na superfície do material, a qual deve ser a mais baixa possível para maximizar a emissão de elétrons. Caso tenham perdido uma quantidade significativa de energia em colisões dentro do semiconductor, os elétrons não conseguem abandoná-lo.

O NaI(Tl) produz uma média de 38000 fótons/MeV de energia depositada, cada um deles com uma energia média de 3eV - o que corresponde à eficiência de cintilação de cerca de 12%. Deve-se ainda considerar a eficiência quântica do fotocátodo (definida como o quociente de fotoelétrons emitidos pelo número de fótons incidentes), cujo valor varia entre 20 e 30%. Dessa forma são produzidos de 8 a 11 mil fotoelétrons/MeV.

Os fotoelétrons são focados por eletrodos colocados após o fotocátodo e os elétrons do feixe resultante são acelerados por uma série de dinodos. A diferença de potencial entre dinodos consecutivos é habitualmente de 100V. Logo, os elétrons colidem nos dinodos com uma energia de 100eV, que é suficiente para liberar um número significativo de



elétrons secundários no material que constitui o dinodo. A criação de um elétron excitado no material requer uma energia pelo menos igual à diferença de energia das bandas de condução e de valência, que é da ordem de 2-3eV, pelo qual são liberados cerca de 50 elétrons excitados. Porém, os elétrons saem em direções aleatórias, e apenas 5 chegam à superfície do metal. Estes elétrons podem agora ser acelerados pela ddp entre o dinodo de origem e o dinodo seguinte, e ganham uma energia de 100eV. A tensão nos dinodos deve ser mantida tão constante quanto possível, já que o ganho do fotomultiplicador é bastante afetado pela tensão a eles aplicada, devido à influência que as variações de ddp podem ter na criação de elétrons secundários.

### ***Amplificador***

O amplificador permite amplificar e dar forma aos sinais que são produzidos pelos detectores de forma a serem tratados pelas unidades seguintes, na cadeia de análise dos sinais. [6]

### ***Discriminador de energia monocanal***

O discriminador é uma unidade que permite analisar a amplitude de um sinal. Ele compara a amplitude do sinal de entrada com um dos dois níveis de discriminação. No primeiro caso existe um sinal de saída sempre que o sinal de entrada seja superior ao nível de discriminação. No segundo caso a amplitude do sinal de entrada deve estar compreendida entre os níveis de discriminação, “upper level” e “lower level”, para existir um sinal de saída.

### ***Contador de pulso e de tempo***

Nele é programado o tempo de integração que é usado para contagem de pulsos para cada energia discriminada. Tendo a contagem e o intervalo de energia discriminado, pode-se fazer a análise monocanal dos resultados.

### ***Sistema de Coincidência***

Se dois eventos ocorrem ao mesmo tempo, dizemos que eles são coincidentes no tempo. O sistema de coincidência é uma eletrônica capaz de julgar se dois eventos ocorrem ao mesmo tempo ou não. Ele pode fazer isso de duas maneiras:

- Os dois eventos aconteceram ao mesmo tempo com relação a um relógio;
- Os dois eventos aconteceram ao mesmo tempo  $t_0$  dentro de um intervalo de tempo  $\Delta t$ , onde  $\Delta t$  é a resolução do equipamento de medida.

Uma aplicação da técnica de coincidência é na correlação de emissões simultâneas de duas ou mais partículas. Um exemplo é a aniquilação pósitron-elétron, que resulta na emissão de dois raios gama. Esses podem ser ambos detectados simultaneamente se dois contadores são colocados num ângulo relativo de 180 graus com respeito à região de aniquilação.

### ***Operação do Sistema de Coincidência***

Deve-se considerar um sistema apropriado para detecção de coincidência no tempo de pulsos originados de detectores de radiação, como mostrado na Figura 5. Deve ser enfatizado que a performance do sistema é normalmente determinado pela qualidade dos pulsos providos pelo detector, esses pulsos não são todos de mesma amplitude, largura, de mesma maneira, e tem variação no tempo com respeito a origem do evento, isto é, a chegada da partícula no detector. Portanto é vantajoso padronizar os pulsos de entrada, ou com o discriminador, ou com um limitador. [7]

Se é desejado ter tempos de resolução pequenos, obviamente o “rise time” dos sinais devem também ser pequenos, é claro que a resolução temporal do sistema nunca pode ser menor que  $\Delta t = \Delta t_1 + \Delta t_2$ , onde  $\Delta t_1$  e  $\Delta t_2$  são as larguras dos dois sinais como mostrado na Figura 6; aqui  $t_1$  e  $t_2$  são os tempos correspondentemente ao final do sinal de entrada.

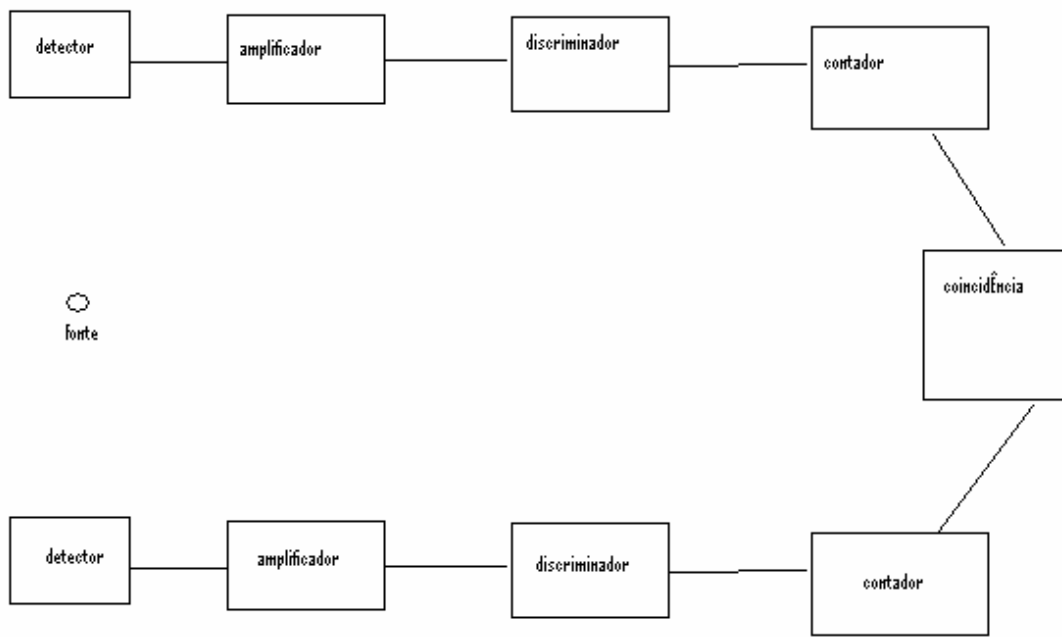
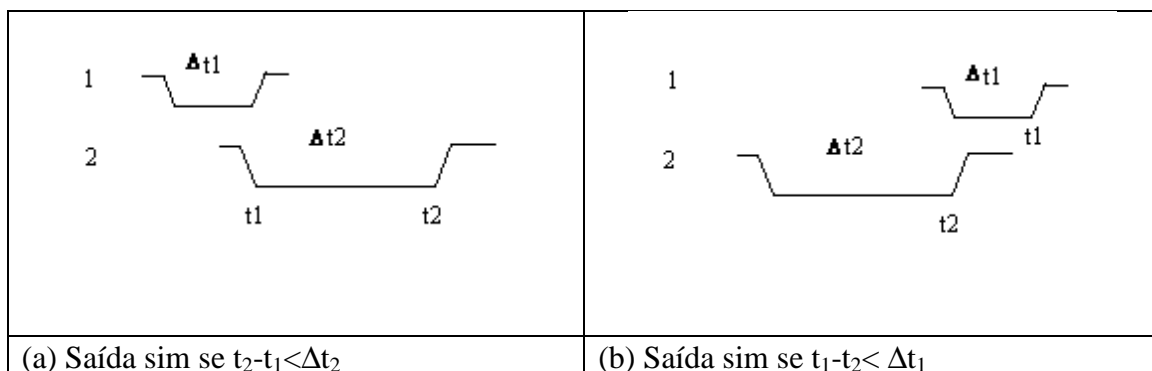


Figura 6: Circuito para caracterizar coincidência



(a) Saída sim se  $t_2 - t_1 < \Delta t_2$

(b) Saída sim se  $t_1 - t_2 < \Delta t_1$

Figura 7: A resolução no tempo do circuito de coincidência  $\Delta t$  é a soma da largura (duração) dos sinais no canal 1 e no canal 2. Em (a) o sinal no canal (2) chega antes, enquanto que em (b) o sinal no canal (1) chega antes.

### Material Utilizado:

- Fontes Radioativas:

| Fonte  | Atividade em jul/2007 | Tempo de meia vida | Picos de Energia (keV) |
|--------|-----------------------|--------------------|------------------------|
| Na 22  | 1 $\mu$ Ci            | 2,6 anos           | 511; 1275              |
| Cs 137 | 1 $\mu$ Ci            | 30,2 anos          | 662                    |
| Co 60  | 1 $\mu$ Ci            | 5,3anos            | 1173; 1337             |

- 2 Detectores de Cintilação NaI(Tl) de dimensão diferentes;
- 2 Cabeçotes (Ortec 266 e Ortec 276);
- 2 Amplificadores (Ortec 451 e Ortec 454);
- 2 Discriminadores de Energia( Ortec 406A e HP módulo I);

- 2 Contadores de Tempo (Ortec 078);
- 2 Fontes de alta tensão (Ortec 456 e Ortec 478);
- 1 Pulser (Ortec 416A);
- 1 Gate and Delay Generator (Ortec 480);
- 1 Slow coincidence model (SE 42-03A Brasele).

### Procedimento Experimental e Resultados:

Na primeira etapa do trabalho no laboratório foi feita uma familiarização com os equipamentos utilizados na realização da montagem do experimento.

Num primeiro momento teve-se que escolher os detectores a serem utilizados e também testar os componentes eletrônicos a serem usados no circuito de coincidência.

Os módulos de aquisição empregados no sistema de aquisição podem ser observados na Figura 8.

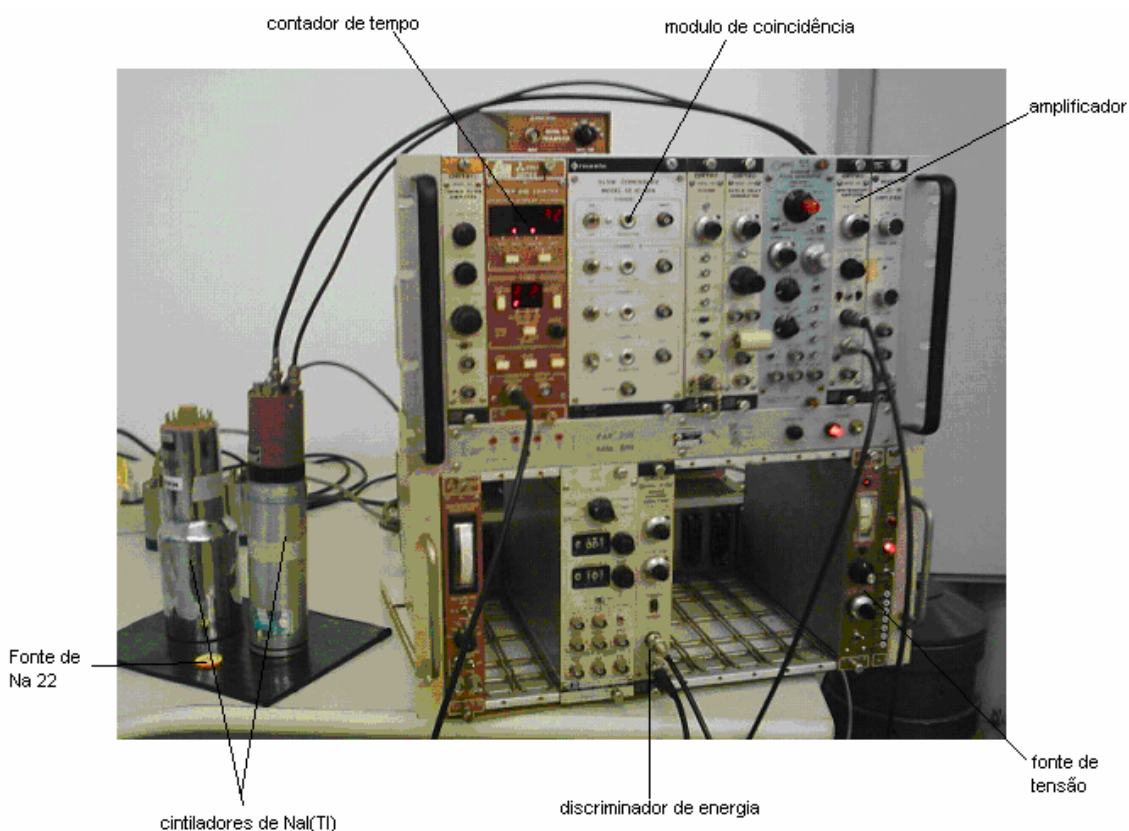


Figura 8: Foto da montagem Experimental

Com essa montagem levantou-se o espectro do Césio 137, Cobalto 60 e Sódio 22 para comparar as respostas dos detectores usando-se diferentes ganhos no amplificador e diferentes janelas de energia no discriminador de energia.

Primeiramente, fixou-se a janela de variação do canal ao longo da aquisição, depois fixou-se o tempo de aquisição em 20 seg. Os resultados obtidos são mostrados nos gráficos abaixo.

Para o detector de área maior:

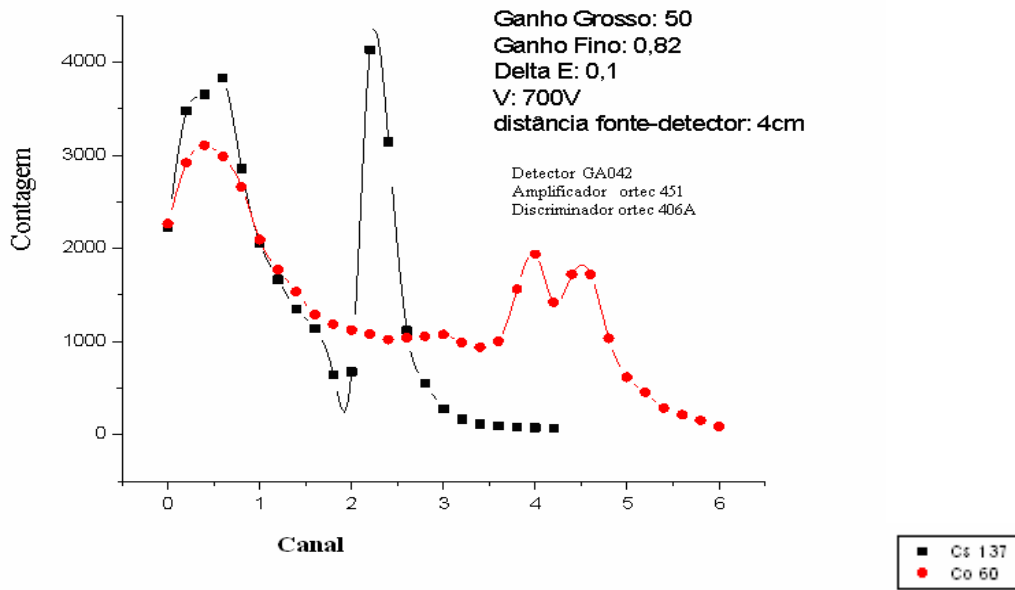


Figura 9: Distribuição de altura de pulsos do Cs-137 e do Co-60 para o detector maior

Para o detector de área menor:

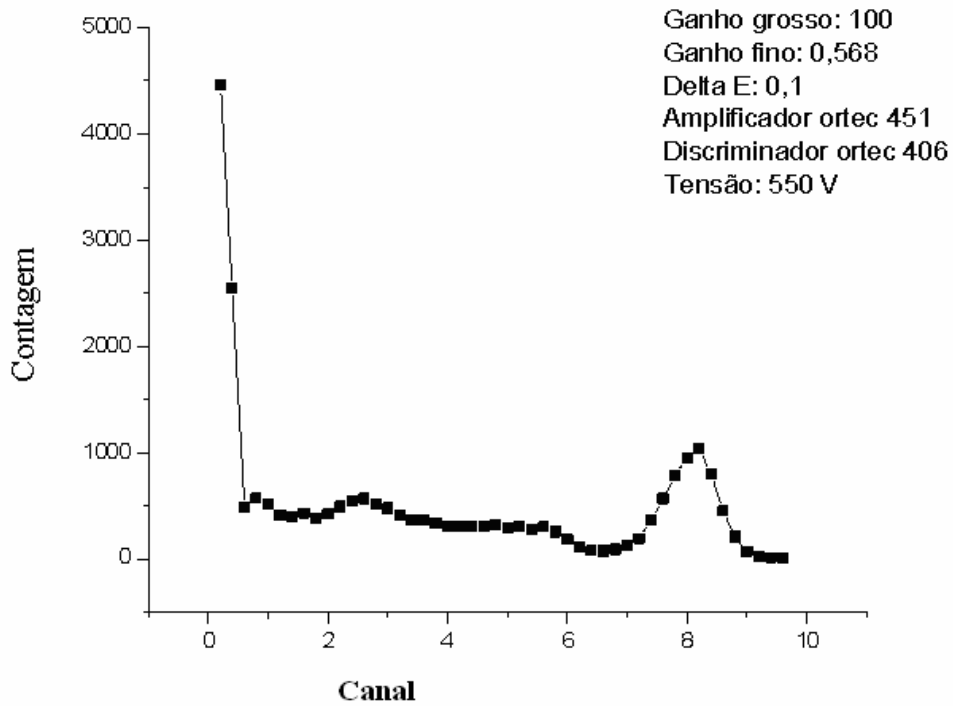


Figura 10: Distribuição de altura de pulsos do Cs-137 para o detector menor

Para o de área mediana:

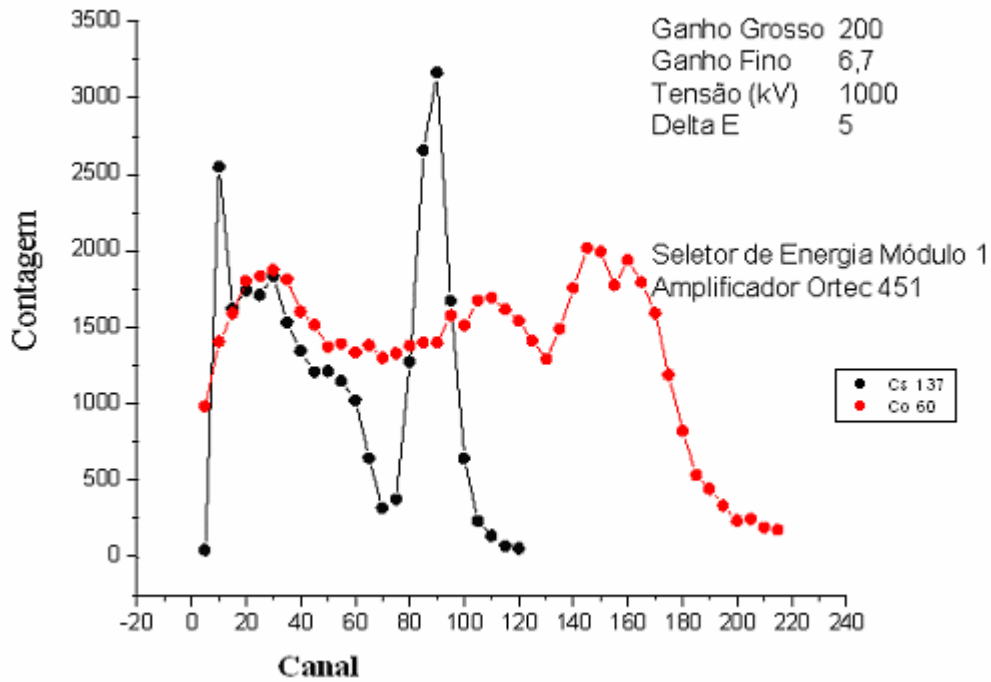


Figura 11: Distribuição de altura de pulsos do Cs-137 e do Co-60 para o detector médio

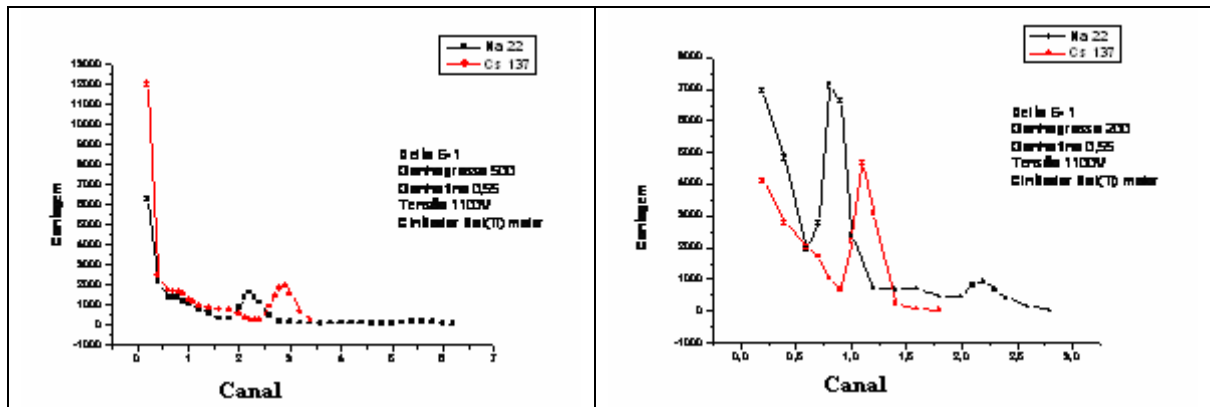


Figura 12: Distribuição de altura de pulsos do Cs137 e Na22 com mudança no ganho grosso do detector

Depois foi feito um levantamento com o detector de área mediana para se comparar os efeitos de mudança no ganho do amplificador e também na largura da janela de energia. Os gráficos são apresentados a seguir.

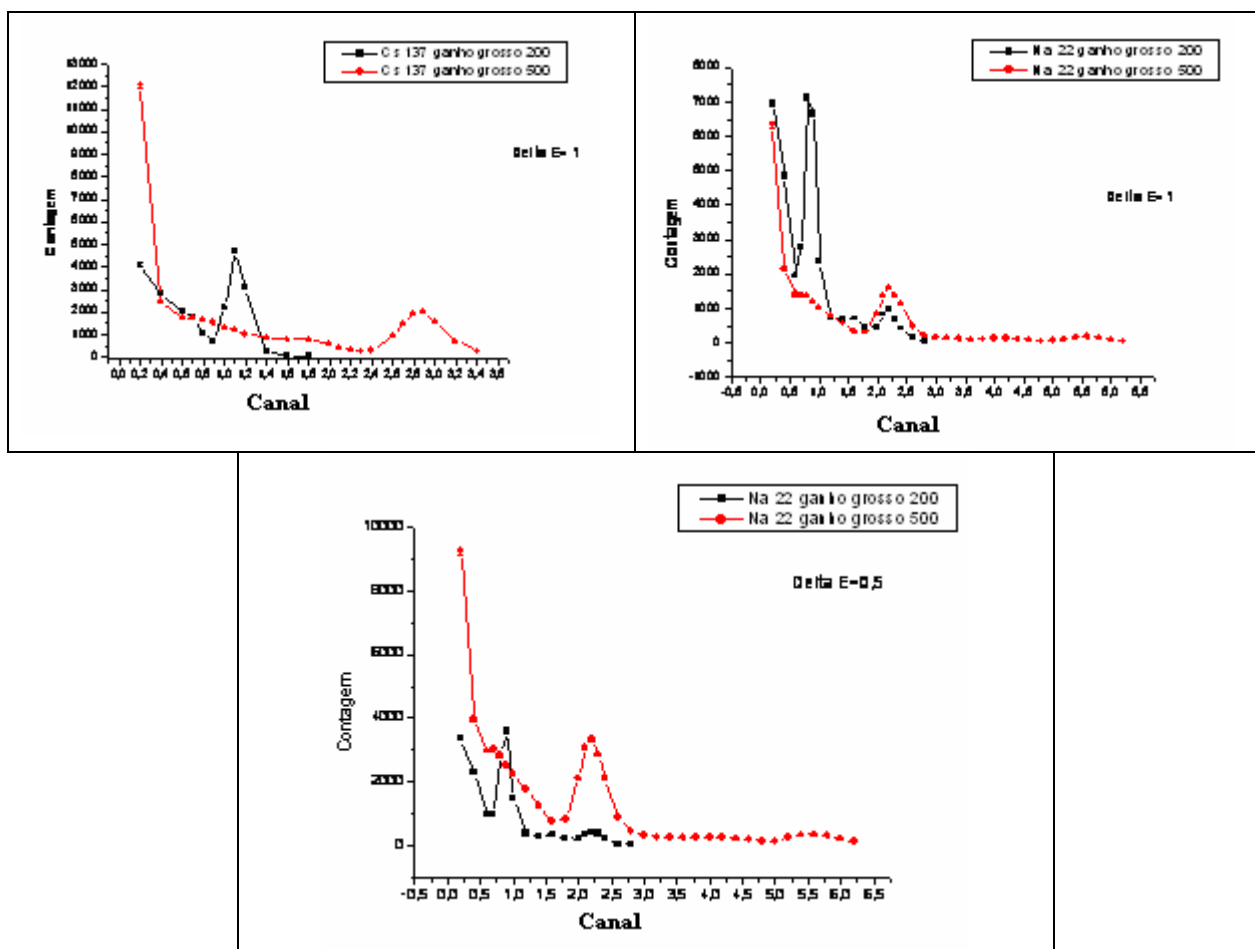


Figura 13: Distribuição de altura de pulsos do Na22 e Cs137 com janela de energia fixa e mudança no ganho

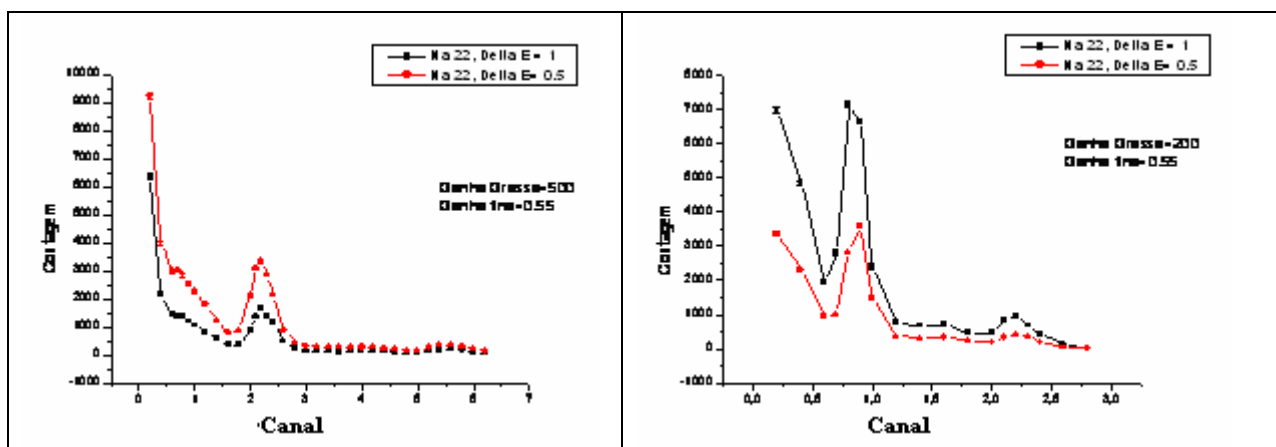


Figura 14: Distribuição de altura de pulsos do Na22 para ganho fixo e mudança na largura da janela de energia

Pelos gráficos pode-se concluir que quando se muda o ganho do amplificador, o espectro fica mais “compactado” para um ganho menor e mais disperso e com um número menor de contagem por energia para um ganho maior.

Quando se mantém o valor do ganho fixo e se compara dois espectros com valores de largura da janela de energia diferentes, nota-se que quanto maior a largura da janela, maior o número de contagens para aquele valor de janela de energia.

Calibrando o canal de energia tendo alguns valores de energia conhecidos para a emissão do Na-22 e para o Cs-137, obtemos a seguinte curva:

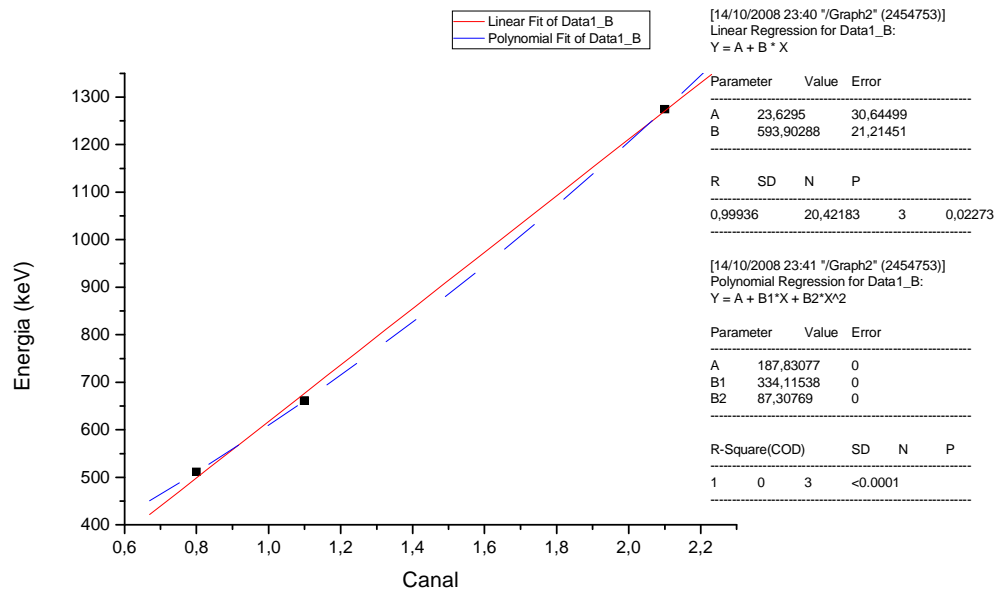


Figura 15: Calibração canal-energia para o ganho grosso de 200 e Delta E=1

Como se pode ver pelo gráfico, a curva que melhor relaciona o canal com a energia é a quadrática, e então a Energia é dada por:

$$E(\text{canal}) = 187,83077 + 334,11538 \cdot \text{canal} + 87,30769 \cdot \text{canal}^2$$

O esquema do arranjo experimental para aquisição PET montado na etapa seguinte, acrescentando o módulo que detecta a coincidência, é mostrado na Figura 16.

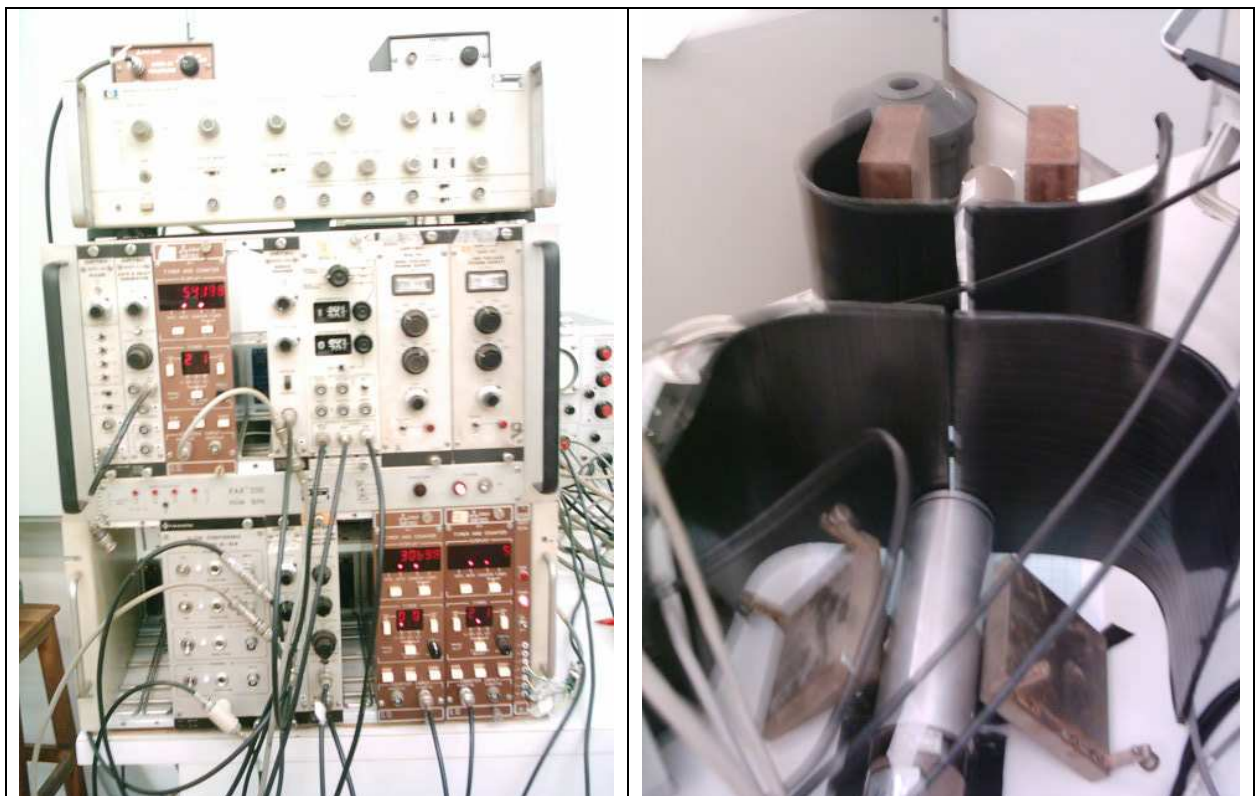


Figura 16: Montagem do circuito de coincidência

Nessa nova configuração dos equipamentos eletrônicos, foram empregadas as duas montagens de detectores simultaneamente para que se obtivesse o circuito de coincidência. Para facilitar a identificação aqui Chamaremos de montagem A e montagem B.

A montagem A é composta pelos seguintes componentes eletrônicos: Cintilador NaI(Tl); cabeçote ortec 276; Amplificador Ortec 454 (ganho grosso: 20 e ganho fino: 10); Discriminador de energia HP Módulo I; Fonte de alimentação ortec 478 (1000V); Contador de tempo e detecção ortec 078.

A montagem B é composta pelos seguintes componentes eletrônicos: Cintilador NaI(Tl); cabeçote ortec 276; Amplificador Ortec 454 (ganho grosso: 50 e ganho fino: 0,958); Discriminador de energia HP Módulo I; Fonte de alimentação ortec 478 (1000V); Contador de tempo e detecção ortec 078.

E o sistema de coincidência é composto pelos seguintes componentes: Pulser ortec 416<sup>a</sup>; Gate e Delay Generator ortec 480; Slow coincidence model SE 42-03<sup>a</sup> Brasele.

Depois de montado o circuito, determinou-se os espectros do Na 22 em cada um dos detectores para se obter o intervalo de canal a ser fixado para se medir a coincidência em 511keV.

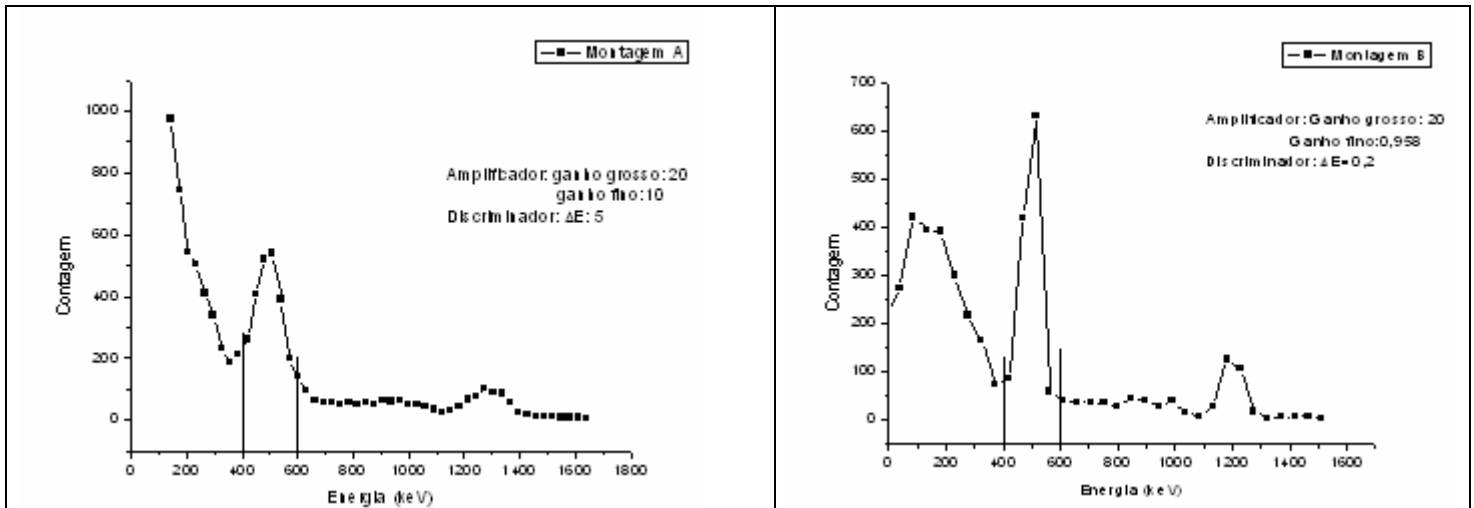


Figura 17: Espectro do Na 22 para cada uma das montagens do circuito

A partir dos gráficos da Figura 17, determinou-se que o canal do discriminador de energia da montagem A ficaria com mínimo em 400keV e máximo em 600keV, e o canal do discriminador da montagem B ficaria com mínimo em 400keV e máximo em 600keV.

Depois de aberto os intervalos dos canais de energia, com o auxílio de um gerador de pulsos determinou-se o tempo de contagem para se ter um número razoável de detecção em coincidência, esse tempo foi de 20 min.

Para determinar a janela de tempo em que o sistema consideraria duas detecções como sendo coincidentes foi usado um gerador de pulsos, e no osciloscópio observou-se a menor largura de pulso para a qual havia coincidência, esse tempo ficou em 430ns.

Para testar se o sistema estava funcionando para contagem, primeiramente fez-se medidas de coincidência sem colimar os detectores com chumbo, e o resultado obtido está representado no esquema abaixo, em que o eixo x mostra a posição dos detectores (um está em -7 e outro em 7), e o eixo y é na direção perpendicular à linha de resposta dos detectores., os números que aparecem nas posições são as médias das medidas de coincidência feitas com a fonte na posição indicada.



|            |                               | Posição da fonte |    |    |    |    |    |    |       |   |   |   |   |   |   | Detector B |   |  |  |  |  |
|------------|-------------------------------|------------------|----|----|----|----|----|----|-------|---|---|---|---|---|---|------------|---|--|--|--|--|
|            |                               | -7               | -6 | -5 | -4 | -3 | -2 | -1 | 0     | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |            | 7 |  |  |  |  |
| Detector A | 9                             |                  |    |    |    |    |    |    |       |   |   |   |   |   |   |            |   |  |  |  |  |
|            | 8                             |                  |    |    |    |    |    |    |       |   |   |   |   |   |   |            |   |  |  |  |  |
|            | 7                             |                  |    |    |    |    |    |    |       |   |   |   |   |   |   |            |   |  |  |  |  |
|            | 6                             |                  |    |    |    |    |    |    |       |   |   |   |   |   |   |            |   |  |  |  |  |
|            | 5                             |                  |    |    |    |    |    |    |       |   |   |   |   |   |   |            |   |  |  |  |  |
|            | 4                             |                  |    |    |    |    |    |    | 138,8 |   |   |   |   |   |   |            |   |  |  |  |  |
|            | 3                             |                  |    |    |    |    |    |    |       |   |   |   |   |   |   |            |   |  |  |  |  |
|            | 2                             |                  |    |    |    |    |    |    | 148,3 |   |   |   |   |   |   |            |   |  |  |  |  |
|            | 1                             |                  |    |    |    |    |    |    |       |   |   |   |   |   |   |            |   |  |  |  |  |
|            | Linha de resposta do detector | 0                |    |    |    |    |    |    | 116,2 |   |   |   |   |   |   |            |   |  |  |  |  |
|            | -1                            |                  |    |    |    |    |    | 66 |       |   |   |   |   |   |   |            |   |  |  |  |  |
|            | -2                            |                  |    |    |    |    |    |    |       |   |   |   |   |   |   |            |   |  |  |  |  |
|            | -3                            |                  |    |    |    |    |    |    |       |   |   |   |   |   |   |            |   |  |  |  |  |
|            | -4                            |                  |    |    |    |    |    |    |       |   |   |   |   |   |   |            |   |  |  |  |  |
|            | -5                            |                  |    |    |    |    |    |    |       |   |   |   |   |   |   |            |   |  |  |  |  |
|            | -6                            |                  |    |    |    |    |    |    |       |   |   |   |   |   |   |            |   |  |  |  |  |
|            | -7                            |                  |    |    |    |    |    |    |       |   |   |   |   |   |   |            |   |  |  |  |  |
|            | -8                            |                  |    |    |    |    |    |    |       |   |   |   |   |   |   |            |   |  |  |  |  |
|            | -9                            |                  |    |    |    |    |    |    |       |   |   |   |   |   |   |            |   |  |  |  |  |

Figura 18: Distribuição de contagem de coincidência por posição da fonte sem colimação

Depois colocou-se chumbo para colimar o feixe de fótons que chega ao detector, para diminuir o ruído de fundo, o resultado é apresentado abaixo.

|            |                               | Posição da Fonte |    |       |    |    |       |       |       |   |       |       |   |        |   | Detector B |   |  |  |  |  |
|------------|-------------------------------|------------------|----|-------|----|----|-------|-------|-------|---|-------|-------|---|--------|---|------------|---|--|--|--|--|
|            |                               | -7               | -6 | -5    | -4 | -3 | -2    | -1    | 0     | 1 | 2     | 3     | 4 | 5      | 6 |            | 7 |  |  |  |  |
| Detector A | 9                             |                  |    |       |    |    |       |       |       |   |       |       |   |        |   |            |   |  |  |  |  |
|            | 8                             |                  |    |       |    |    |       |       |       |   |       |       |   |        |   |            |   |  |  |  |  |
|            | 7                             |                  |    |       |    |    |       |       |       |   |       |       |   |        |   |            |   |  |  |  |  |
|            | 6                             |                  |    |       |    |    |       |       |       |   |       |       |   |        |   |            |   |  |  |  |  |
|            | 5                             |                  |    |       |    |    |       |       |       |   |       | 53,75 |   |        |   |            |   |  |  |  |  |
|            | 4                             |                  |    |       |    |    |       |       | 49,72 |   |       |       |   |        |   |            |   |  |  |  |  |
|            | 3                             |                  |    |       |    |    |       |       |       |   |       |       |   |        |   |            |   |  |  |  |  |
|            | 2                             |                  |    |       |    |    |       |       | 68,71 |   |       |       |   |        |   |            |   |  |  |  |  |
|            | 1                             |                  |    |       |    |    |       |       |       |   |       |       |   |        |   |            |   |  |  |  |  |
|            | Linha de resposta do detector | 0                |    | 41,63 |    | 46 | 62,43 |       | 65,83 |   | 83,57 | 103,6 |   | 185,17 |   |            |   |  |  |  |  |
|            | -1                            |                  |    |       |    |    |       |       |       |   |       |       |   |        |   |            |   |  |  |  |  |
|            | -2                            |                  |    |       |    |    |       | 68,11 |       |   |       |       |   |        |   |            |   |  |  |  |  |
|            | -3                            |                  |    |       |    |    |       |       |       |   |       |       |   |        |   |            |   |  |  |  |  |
|            | -4                            |                  |    |       |    |    |       | 56,83 |       |   |       |       |   |        |   |            |   |  |  |  |  |
|            | -5                            |                  |    |       |    |    |       |       |       |   |       |       |   |        |   |            |   |  |  |  |  |
|            | -6                            |                  |    |       |    |    |       |       |       |   |       |       |   |        |   |            |   |  |  |  |  |
|            | -7                            |                  |    |       |    |    |       |       |       |   |       |       |   |        |   |            |   |  |  |  |  |
|            | -8                            |                  |    |       |    |    |       |       |       |   |       |       |   |        |   |            |   |  |  |  |  |
|            | -9                            |                  |    |       |    |    |       |       |       |   |       |       |   |        |   |            |   |  |  |  |  |

Figura 19: Distribuição de contagem de coincidência por posição da fonte com colimação

### Comentários Finais

A primeira etapa do trabalho, em que foram feitos os levantamentos das curvas de altura de pulso de alguns elementos radioativos, tais como Cs 137, Co 60 e Na 22, foi muito importante para a aquisição de conhecimento na área de espectroscopia gama. Com as curvas levantadas pode-se observar os picos do efeito fotoelétrico, a curva de espalhamento Compton, o pico soma, que ocorre quando há detecção de dois fótons ao mesmo tempo, e o pico de aniquilação de pares. Também foi importante para o aprendizado maior na área de instrumentação e eletrônica, aprendendo qual é a função

específica de cada equipamento e como sua condição de funcionamento influencia nos resultados.

Com os dados obtidos depois de medir a coincidência, pode-se notar que com a distância usada entre os detectores não obteve-se uma boa resolução espacial para discriminar a posição da fonte em relação ao detector, poderia ter aumentado essa distância entre eles, porém precisaria usar uma fonte radioativa de maior atividade que a que foi empregada. Outro motivo que dificultou o trabalho foi a falta de um módulo de coincidência rápido, permitindo o ajuste da janela temporal do sistema de coincidência num tempo próximo a 10 ns como sugere a literatura [1]. Além disso, como a maioria dos módulos empregados possui um tempo de uso grande, alguns apresentaram problemas ao longo do experimento e necessitaram ser substituídos. Isso dificultou o andamento do projeto, mas não comprometeu o objetivo inicialmente proposto: ilustrar o princípio de coincidência empregado em equipamentos clínicos do tipo PET.

### **Bibliografia:**

- [1] Sonnabend K., Bayer W., Mohr P e Zilges A. A simple experimental setup to demonstrate the basics of positron emission tomography. *Am. J. Phys.* 70 (9), September 2002.
- [2] Robilotta CC. A tomografia por emissão de pósitrons: uma nova modalidade na medicina nuclear brasileira. *Rev Panam Salud Publica.* 2006; 20(2/3):134-42.
- [3] A.C.B. Machado, V. Pleitez e M.C. Tijero, Usando a aritmética na medicina moderna. *Revista Brasileira de Ensino de Física*, v. 28, n. 4, p. 407-416, (2006)
- [4] Leo, W. R. *Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments*. Springer-Verlag, segunda edição corrigida, 1992.
- [5] Knoll, Glenn F. *Radiation Detection and Measurement*. John Wiley & Sons, Inc., segunda edição, 1989.
- [6] <http://www.lip.pt/~luis/fn1/electronica.pdf>
- [7] Melissinos, Adrian C. *Experiments in Modern Physics*. Academic Press, segunda edição, 2003.

### **Agradecimentos**

Agradeço em primeiro lugar o Prof Marcelo por ter me aceitado como sua aluna nessa disciplina e ter me dado a oportunidade de trabalhar nesse semestre com ele. Agradeço também ao Fernando, engenheiro do Laboratório de Física Médica, que muito me ajudou no desenvolvimento do projeto, principalmente na montagem eletrônica e em aquisições de dados.

### **Avaliação geral sobre as atividades desenvolvidas pela aluna no projeto:**

Considero o desempenho da aluna bom. Demonstrou entendimento das várias etapas propostas no projeto e cumpriu o cronograma inicialmente proposto, conforme relatórios apresentados ao longo do projeto. Embora tenha tido pouca iniciativa para resolver os problemas que surgiram ao longo da montagem do arranjo experimental proposto, conseguiu empregar a instrumentação disponível com bastante propriedade, realizando as medidas experimentais possíveis e sugerindo modificações para a sua melhoria.