

Aos meus pais José e Fernanda, ao Miguel e ao Rui

Agradecimentos

Ao grupo das RPCs do LIP, em especial, ao Alberto Blanco Castro pelo apoio e paciência, pela dedicação e confiança e pela constante disponibilidade. A todos estou profundamente grata.

Ao Professor Doutor Paulo Fonte aqui fica a minha gratidão e admiração. Quero agradecer-lhe a oportunidade que me deu de realizar este projecto final de curso.

Ao Professor Doutor Rui Marques aqui fica o meu reconhecimento e respeito. Agradeço-lhe as sugestões importantes que me deu.

Ao Professor Doutor Nuno Chichorro por me deixar utilizar o seu material científico.

Quero agradecer ao LIP (Laboratório de Instrumentação e Física Experimental de Partículas) por me ter acolhido.

À minha família, aos meus amigos e a todos aqueles que ao longo dos tempos me aturaram, demonstrando-me amizade e carinho, ajudando-me a chegar até aqui.

Resumo

Este trabalho pretende dar a conhecer o desempenho e a viabilidade de uma nova electrónica de leitura, integralmente concebida para futura aplicação a um sistema de detectores gasosos do tipo tRPC (*timing Resistive Plate Chamber*) destinado a tomografia por emissão de positrões com tempo de voo (*Time-Of-Flight - Positron Emission Tomography* TOF-PET).

Depois de se ter acesso ao desenho (em versão esquemática) da electrónica de leitura estudou-se os resultados obtidos através da simulação para posterior concepção da placa de circuito impresso (*Printed Circuit Board - PCB*). Duas versões foram concebidas, sendo a segunda uma optimização da primeira. A última versão apresentou resultados muito favoráveis passando-se de seguida ao estudo experimental com os detectores tRPC. Os dados obtidos foram analisados e melhorados através de um algoritmo que efectuou as correcções necessárias.

Obteve-se uma resolução temporal de $90\text{ps } \sigma$, ou seja, $300\text{ps } FWHM$ para o sistema detector tRPC e electrónica de leitura.

Índice

Agradecimentos.....	iv
Resumo.....	v
Índice.....	vi
Índice Figuras	ix
Índice Tabelas.....	xi
Índice Gráficos	xii
Glossário.....	xiii
1 Introdução	1
2 Introdução à interacção radiação – matéria.....	3
2.1 INTERACÇÃO DE RAIOS GAMA	4
2.1.1 EFEITO FOTOELÉCTRICO.....	5
2.1.2 DISPERSÃO DE COMPTON.....	6
2.1.3 PRODUÇÃO DE PARES	7
2.2 INTERACÇÕES DE ELECTRÕES E DE POSITRÕES.....	8
2.3 DECAIMENTOS $\beta + e \beta -$	9
Referências Bibliográficas.....	10
3 PET – Tomografia por Emissão de Positrões	11
3.1 A TÉCNICA DE PET.....	11
3.2 TRAÇADORES.....	13
3.3 TIPOS DE EVENTOS DETECTADOS	15
3.4 OS PARÂMETROS QUE DETERMINAM A QUALIDADE DA IMAGEM	15
3.4.1 RESOLUÇÃO ESPACIAL.....	16
3.4.2 SENSIBILIDADE DE DETECÇÃO DO TOMÓGRAFO	16

3.4.3	TAXA DE CONTAGEM DE EVENTOS	17
3.5	A APLICAÇÃO DA TÉCNICA DE TOF (<i>TIME-OF-FLIGHT</i>) NO PET	18
3.6	OS VÁRIOS TIPOS DE DETECTORES USADOS NO TOF- PET E O PORQUÊ DO USO DAS TRPCs.....	19
	Referências Bibliográficas.....	21
4	RPC – Câmaras de Placas Resistivas	22
4.1	TRPC – CÂMARAS DE PLACAS RESISTIVAS TEMPORIZADORAS	24
4.2	O CONCEITO TRPC TOF-PET E SUAS APLICAÇÕES	24
4.3	PROCESSAMENTO DE IMPULSOS DE TRPC	27
	Referências Bibliográficas.....	29
5	Electrónica de leitura – Conceito e realização	30
5.1	DESCRIÇÃO PORMENORIZADA DA ELECTRÓNICA DE LEITURA E ANÁLISE DOS DADOS DE SIMULAÇÃO	30
5.2	CONCEPÇÃO DA PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO – ETAPAS ATÉ À OBTENÇÃO DO PRODUTO FINAL	38
5.3	RESOLUÇÃO TEMPORAL DO SISTEMA.....	40
5.3.1	INTRODUÇÃO	40
5.3.2	MONTAGEM EXPERIMENTAL	41
5.3.3	RESULTADOS EXPERIMENTAIS OBTIDOS	43
5.3.3.1	Resolução Temporal da Electrónica de Leitura	43
5.3.3.2	Resolução Temporal do Sistema.....	45
5.3.3.2.1	Correlação entre a carga medida pelo TOT e a carga real vista pela câmara.....	45
5.3.3.2.2	Correlação Carga - Tempo – “Slewing correction”	46
5.3.3.2.3	Determinação da Resolução Temporal do Sistema	46
5.3.3.3	Variação da Resolução Temporal com a Alta Tensão	49

Referências Bibliográficas.....	50
6 Conclusões.....	51

Índice Figuras

Figura 2.1 - Alcance conseguido pelos vários tipos de radiações.....	3
Figura 2.2 - Absorção de um feixe de radiação gama	4
Figura 2.3 - Efeito Fotoeléctrico.....	5
Figura 2.4 - Diagrama do efeito de Compton.....	6
Figura 2.5 - Diagrama esquemático do efeito da produção de pares.....	7
Figura 2.6 - Três tipos de interacção. As linhas mostram o limite de z e $h\nu$ para os quais os dois efeitos são iguais. Retirado de [1]	8
Figura 3.1 - Etapas principais para a obtenção da imagem de PET. Retirado de [1]	11
Figura 3.2 - Representação esquemática do PET	12
Figura 3.3 - Organização de dados em PET. As coincidências são acumuladas em LOR's, que por sua vez se organizam em projecções	13
Figura 3.4 - Imagem de um cérebro obtida através da técnica de PET	13
Figura 3.5 - Representação de eventos verdadeiros (A), de dispersão (B) e aleatórios (C) ..	15
Figura 3.6 - Dependência do aumento das contagens com o aumento da actividade. O NECR define uma taxa de contagem efectiva de eventos verdadeiros tendo em conta o ruído adicional que advém dos eventos dispersos e dos aleatórios.	18
Figura 3.7 - À esquerda, linha de coincidência obtida pelas câmaras de PET convencional e à direita linha de resposta obtida com recurso à técnica de TOF. Cada pixel na LOR é multiplicado pela probabilidade (aqui não normalizada) de a fonte estar num determinado pixel. Retirado de [4].	18
Figura 4.1 - Exemplo de um RPC com 4 espaços de amplificação. Retirado de [1].	22
Figura 4.2 - Contribuições dos electrões e de iões positivos de uma avalanche para o sinal. Note-se a escala logarítmica nos eixos dos tempos. Retirado de [2]	23
Figura 4.3 - Construção de um detector tRPC. [4].	25
Figura 4.4 - Comparação entre o tamanho de um cérebro humano, de um macaco e de um rato.....	26
Figura 4.5 - A função de um discriminador integral. Dos dois impulsos de entrada, só o de maior amplitude atinge o nível de discriminação, D , e produz um impulso digital de saída. Retirado de [8]	27
Figura 4.6 - Factores que levam à incerteza no tempo. <i>Time jitter</i> , <i>amplitude walk</i> e <i>slewing time</i> , visto de cima para baixo e da esquerda para a direita respectivamente. Retirado de [8]	28

Figura 5.1 - Esquema do circuito electrónico de processamento de sinais para TOF-PET – os rectângulos representam três estágios	Erro! Marcador não definido.
Figura 5.2 - Diagrama de blocos do esquema electrónico da figura 5.1.....	32
Figura 5.3 - Influência da histerese. a) Variação do sinal de saída com o ruído no sinal entrada. b) Desempenho do sinal de saída com os dois níveis de discriminação.....	35
Figura 5.4 - Características da tensão de histerese em função da resistência de histerese para o comparador MAX 9601.....	35
Figura 5.5 - Desenho da electrónica de leitura realizada com o Altium 2004.....	39
Figura 5.6 - Primeira versão da electrónica de leitura realizada no LIP.....	39
Figura 5.7 - Segunda versão da electrónica de leitura	40
Figura 5.8 - Montagem experimental. 1 – Detector e electrónica de leitura, 2 - Gerador de Impulsos, 3 – Fontes de Alta Tensão (HV), 4 – Fonte de alimentação da electrónica de leitura 5 – Osciloscópio.....	41
Figura 5.9 - Desenho do detector tRPC concebido para TOF-PET	42
Figura 5.10 - Montagem Experimental (Detector e electrónica de leitura). 1 - Caixa de alumínio, 2 - entrada do gás, 3A+, 3A-, 3B- e 3B+ - entradas da HV, 3A e 3B – Saída do sinal detector, 4 – Electrónica de leitura, 4A – Entrada sinal detector na electrónica de leitura, 4B – Entrada sinal de teste na electrónica de leitura, 4C – alimentação da electrónica de leitura, 4D – Sinal de saída do <i>buffer</i> e 4F – Saída de <i>trigger</i>	42
Figura 5.11 - Montagem experimental dos detectores e da fonte de ^{22}Na	43
Figura 5.12 - Representação esquemática do modo de obtenção da resolução temporal intrínseca da electrónica de leitura. Um impulso quadrado fornecido por um gerador de sinais é levado até à entrada teste da electrónica de leitura. O detector é ligado à electrónica na outra entrada mas a alta tensão não é aplicada.	44
Figura 5.13 - Representação esquemática do modo de obtenção da resolução temporal do sistema (detector e electrónica de leitura). Os detectores tRPC são ligados e quando se dá a aniquilação positrão-electrão do meio começa todo o processo descrito no capítulo 3, 4 e 5.	47
Figura 5.14 - Full Width at Half Maximum.....	48

Índice Tabelas

Tabela 2.1 - Vários tipos de radiação. Adaptado de [1]	3
Tabela 3.1 - Alguns tipos de traçadores e suas áreas de estudo. Adaptado de [1]	14
Tabela 3.2 - Características dos cristais de cintilação mais utilizados no PET. Retirado de [7]	20

Índice Gráficos

Gráfico 5.1 - Gráfico representativo da transformação sofrida pelo impulso quadrado à passagem pelo condensador C1D e pela resistência R5D.....	33
Gráfico 5.2 - Sinal antes e depois do bloco de ganho.....	34
Gráfico 5.3 - Sinais relacionados com o Comparador B, a) Sinais de entrada, b) Sinais Saída	36
Gráfico 5.4 - Decaimento abrupto do sinal – activação imediata do comparador B.....	37
Gráfico 5.5 - Sinais referentes ao Comparador A, a) Sinais de entrada, b) Sinal de saída e de <i>latch</i>	38
Gráfico 5.6 - Resolução temporal intrínseca da electrónica de leitura	45
Gráfico 5.7 - Relação entre a carga digital da saída (largura do sinal) e a carga analógica....	45
Gráfico 5.8 - a) Correlação tempo – amplitude, b) sem correlação. Este gráfico obtém-se depois de efectuadas as correcções necessárias às correlações.....	46
Gráfico 5.9 - Determinação da resolução temporal. Distribuição do ToF corrigido e ajuste de uma distribuição Gaussiana.	48
Gráfico 5.10 - Variação da Resolução Temporal com a Alta Tensão	49

Glossário

CAD	Computer Assited Design
DAC	Digital to Analog Converter
DC	Direct Current
DOI	Depth-Of-Interaction
FEE	Front End Electronics
FIFO	First In First Out
FOV	Field Of View
FWHM	Full Width at Half Maximum
HV	High Voltage
LOR	Line Of Response
NECR	Noise Equivalent Count Rate
PCB	Printed Circuit Board
PET	Positron Emission Tomography
RMN	Ressonância Magnética Nuclear
RPC	Resistive Plate Chamber
SMD	Suface Mount Device
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography
TAC	Tomografia Axial Computadorizada
TDC	Time to Digital Converter
TOF	Time-Of-Flight
TOT	Time Over Threshold

1 Introdução

A inovação e o desenvolvimento nas tecnologias da saúde têm trazido melhorias bastante significativas na qualidade de vida do ser humano. O PET, *Positron Emission Tomography*, é uma técnica quantitativa de medicina nuclear, de domínio funcional e elevada sensibilidade, que pode prever futuras complicações que se encontrem num estado embrionário, diagnosticar e individualizar terapias e doenças. Até muito recentemente, a utilização do PET estava confinada essencialmente à investigação científica em diversas áreas, mas a necessidade de dar resposta ao crescente aparecimento de patologias cancerígenas, neurológicas e cardíacas, bem como a vontade e urgência de um conhecimento ao nível molecular das bases dos processos biológicos alcançou dimensões reais bem longe daquilo que se pensava há 20 anos.

Foi devido à explosão dos computadores e à evolução dos detectores, nestas últimas três décadas, que se alcançaram melhorias muito significativas na qualidade da imagem. Estes são ferramentas essenciais na medicina nuclear de diagnóstico clínico e experimental permitindo atingir metas elevadas.

Os tomógrafos PET de corpo inteiro que existem actualmente no mercado baseiam-se, praticamente, em detectores de cristais de cintilação acoplados a fotomultiplicadores. Apesar de já haver alguma comparticipação estatal em exames clínicos de PET em alguns países desenvolvidos, o custo destas câmaras continua a ser muito elevado. Assim, surge a necessidade de tentar substituir este tipo de tecnologia por outra que possa estar ao mesmo nível de desempenho ou a um nível superior. Neste sentido, as tRPC (*Timing Resistive Plate Chamber*), detectores gasosos, apresentam-se como um possível substituto dos detectores de cristais de cintilação. São mais baratos e de fácil montagem, têm uma boa resolução espacial e atingem resoluções temporais na ordem dos 300 ps FMWH, permitindo aplicar a técnica de TOF (*Time-of-Flight*), possibilitando um aumento da sensibilidade da câmara de PET. Os resultados obtidos com estes detectores em experiências de física das altas energias têm sido bastante animadores. Está reunido um conjunto de razões que leva a um investimento, tanto ao nível científico como monetário, para o desenvolvimento da tecnologia das RPC.

O estudo efectuado neste trabalho prende-se essencialmente com a adaptação de sistemas electrónicos preexistentes para a medida de tempos e cargas de sinais dos detectores tRPC. Avalia-se o seu desempenho e viabilidade para uma futura aplicação num sistema TOF-PET de corpo inteiro.

No capítulo 2 deste trabalho pretende-se, de uma forma sumária mas concisa, dar a conhecer os mecanismos de interacção da radiação com a matéria – mecanismos esses que estão por trás do funcionamento do PET e também dos detectores aqui utilizados.

O capítulo 3 foca essencialmente o PET, dando especial atenção à sequência de processos que lhe estão subjacentes e aos factores que continuam a limitar a imagem. É também feita uma introdução à técnica de TOF aplicada ao PET e aos vários detectores utilizados nesta técnica

O capítulo 4 é inteiramente dedicado aos detectores de tRPCs, uma vez que é necessário fazer um estudo mais aprofundado acerca destes componentes. Aqui analisa-se o seu princípio de funcionamento, algumas propriedades importantes a ter em conta e a sua aplicação na técnica de TOF-PET.

É no capítulo 5 que se faz a descrição detalhada das várias etapas que compuseram este trabalho, desde a simulação necessária até à montagem experimental, finalizando com a análise e interpretação dos resultados obtidos.

Por fim, o capítulo 6 apresenta a conclusão deste trabalho.

2 Introdução à interacção radiação – matéria

A interacção da radiação com a matéria convém ser estudada com vista à melhor compreensão e adaptação do tipo de aparelho em desenvolvimento. O modo de operação de qualquer detector depende da forma como a radiação, ao ser detectada, interage e perde a sua energia para o material que compõe o detector.

A radiação pode dividir-se em quatro grupos fundamentais:

Tabela 2.1 - Vários tipos de radiação. Adaptado de [1]

Partículas carregadas	Partículas não carregadas
<u>Partículas carregadas pesadas</u> (α , protões, etc) <i>Electrões rápidos</i>	<u>Neutrões</u> <u>Radiação electromagnética</u> – Raios X e Raios gama

O poder de penetração da radiação na matéria depende da sua energia: quanto mais energética for a radiação, maior será o seu alcance (ver figura 2.1). Contudo, diferentes radiações, mesmo que tenham a mesma energia, penetram a matéria com alcances diferentes, ver figura 2.1. Assim, por ordem crescente de penetração na matéria temos: 1) partículas alfa; 2) partículas beta; 3) radiação electromagnética; 4) neutrões.

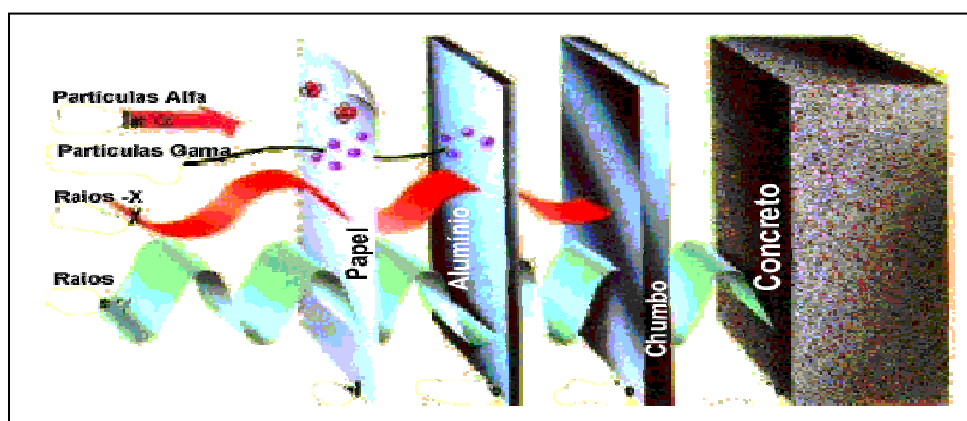


Figura 2.1 - Alcance conseguido pelos vários tipos de radiações¹

¹

Retirado

de:

<http://www.fiocruz.br/biosseguranca/Bis/virtual%20tour/hipertextos/up1/radiacao.html#Radiação%20Ionizante>, visitado em 29 de Agosto de 2007.

Para este estudo interessa explorar a interacção das partículas não carregadas, nomeadamente os raios gama e das partículas carregadas, os electrões/positrões rápidos.

2.1 Interacção de Raios Gama

Os fotões podem sofrer vários tipos de interacções com a matéria levando a mudanças repentinas no seu percurso e/ou ao seu desaparecimento. Os mais importantes para medidas de radiação são aqui realçados:

- Efeito Fotoeléctrico
- Dispersão de Compton
- Produção de Pares

Estes processos resultam todos na transferência parcial, ou total, da energia do fotão para um electrão. Estas reacções podem facilmente entender-se, desde que consideremos que os raios gama são mais penetrantes na matéria do que as partículas carregadas, é por isso que há fotões que não sofrem nenhuma interacção e que conservam a sua energia original mesmo depois de atravessarem espessuras assinaláveis de matéria (ver figura 2.1). É por isso que a intensidade de um feixe de raios gama monoenergético tem uma atenuação exponencial, dada pela equação: (ver figura 2.2²):

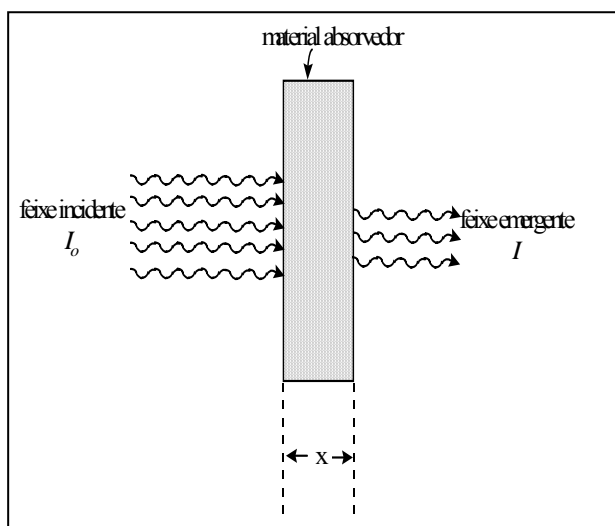


Figura 2.2 - Absorção de um feixe de radiação gama

$$\frac{I}{I_0} = e^{-\mu x} \leftrightarrow I = I_0 e^{-\mu x} \quad (\text{Lei de Beer-Lambert}) \quad (2.1)$$

onde I é a intensidade que emerge de um absorvedor de espessura x , I_0 é a intensidade dos raios gama incidentes e μ é o coeficiente de atenuação linear.

² Retirado de www.unifra.br/cursos/fisicamedica/tfg/Tfg3.doc, visitado em 29 de Agosto de 2007.

2.1.1 Efeito Fotoeléctrico

O efeito fotoeléctrico ocorre graças à interacção de um fóton com um electrão de um átomo. Neste processo verificam-se a absorção do fóton pelo átomo absorvente e a ejeção de um fotoelectrão, transitando o átomo imediatamente para um estado excitado (ver figura 2.3).

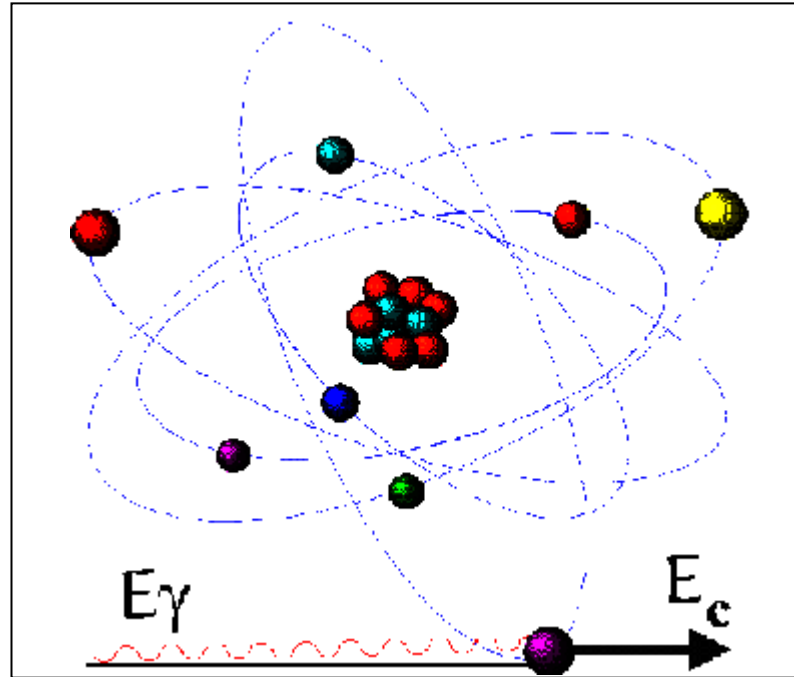


Figura 2.3 - Efeito Fotoeléctrico³

Como a probabilidade de interacção de um fóton com um electrão livre é praticamente nula, este efeito ocorre num electrão que está ligado ao núcleo, numa orbital com energia de ionização bem definida, preferencialmente uma das orbitais mais fortemente ligadas.

A fotoionização para uma determinada camada só acontecerá quando a energia do fóton for superior à energia de ionização, sendo a energia cinética do fotoelectrão ejectado dada por:

$$E_{e^-} = h\nu - E_i \quad (2.2)$$

onde E_i é a energia de ionização da camada de origem i do electrão.

O lugar deixado pelo electrão ou é de imediato preenchido por um electrão livre do meio ou por electrões das camadas mais externas do átomo que são rearranjados de modo

³ Retirada de: <http://www.shopping1.radiologico.nom.br/trabalho/noseasiv/noseaiv.htm>, visitado em 28 Julho de 2007.

a que a lacuna seja preenchida; neste processo a energia de ligação é depois libertada sob a forma de um raio-X característico ou um electrão de Auger⁴.

2.1.2 Dispersão de Compton

Este processo é a colisão elástica entre um fóton e um electrão da camada mais externa de um átomo. Como consequência desta colisão é ejectado um electrão e o fóton incidente é deflectido (ver figura 2.4).

O novo fóton, fóton secundário de Compton sai com uma energia $E' = hv'$ segundo uma direcção que faz um ângulo θ com a direcção do fóton original, sendo:

$$hv' = \frac{hv}{1 + \frac{hv}{m_0c^2}(1 - \cos \theta)} \quad (2.3)$$

onde m_0c^2 é a energia em repouso do electrão (511 keV).

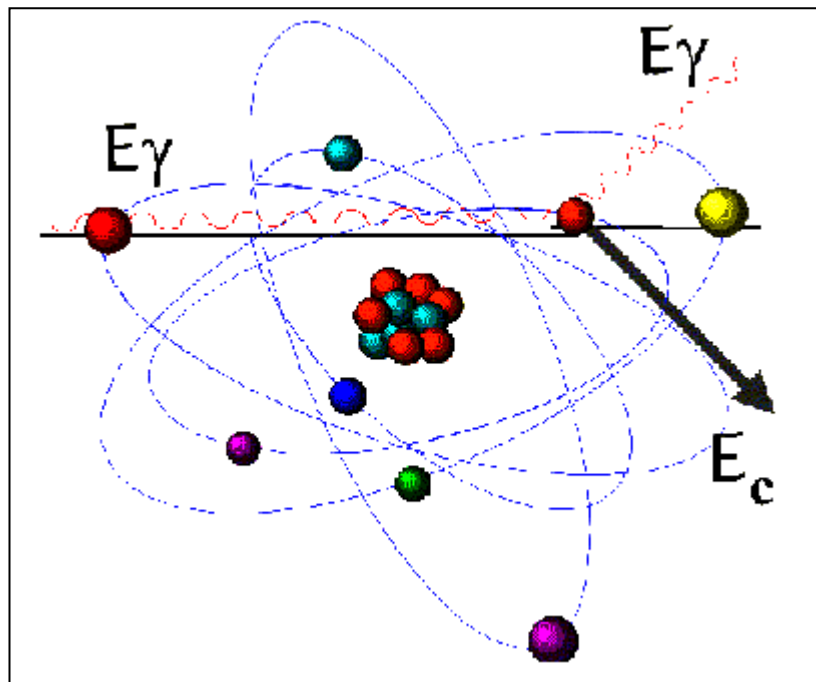


Figura 2.4 - Diagrama do efeito de Compton⁵

O electrão é ejectado com energia cinética dada por:

$$E_e = hv - hv' \quad (2.4)$$

⁴ Electrão de Auger – é um electrão que é libertado de uma das camadas de um átomo para que haja um balanço energético devido à ionização do átomo com uma radiação de energia elevada.

⁵ Retirada de: <http://www.shopping1.radiologico.nom.br/trabalho/noseasiv/noseaiv.htm>, visitado em 28 de Julho de 2007.

2.1.3 Produção de Pares

O efeito da produção de pares está confinado aos raios gama de elevada energia, uma vez que só pode ocorrer se a energia mínima que o fóton tem for igual ou superior a duas vezes a energia em repouso de um electrão, isto é, 1,022 MeV. A partir deste valor o fóton incidente na matéria desaparece dando origem a um par electrão-positrão (ver figura 2.5).

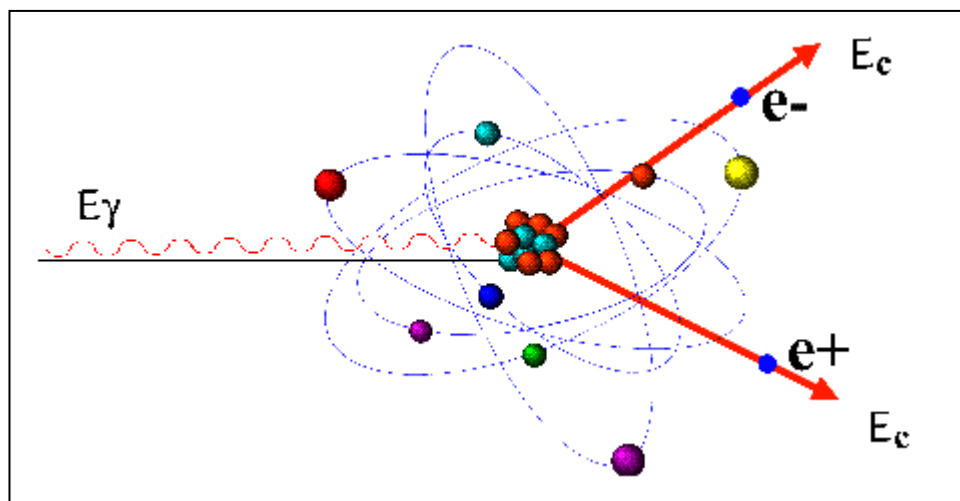


Figura 2.5 - Diagrama esquemático do efeito da produção de pares⁶

Caso essa energia seja superior a 1,022 MeV o excesso é convertido em energia cinética, partilhada entre o electrão e o positrão.

$$E_{e^-} + E_{e^+} = h\nu - 2m_0c^2 \quad (2.5)$$

Este processo de interacção é ainda complicado pelo facto do positrão, na matéria, não ser uma partícula estável, como de resto se descreverá na secção 2.2.

Os três efeitos descritos anteriormente são os que mais significado têm na interacção da radiação gama com a matéria. Eles apresentam não só uma elevada dependência com a energia, mas também com o número atómico do material absorvente (ver figura 2.6).

⁶ Retirada de: <http://www.shopping1.radiologico.nom.br/trabalho/noseasiv/noseaiv.htm>, visitado em 28 de Julho de 2007.

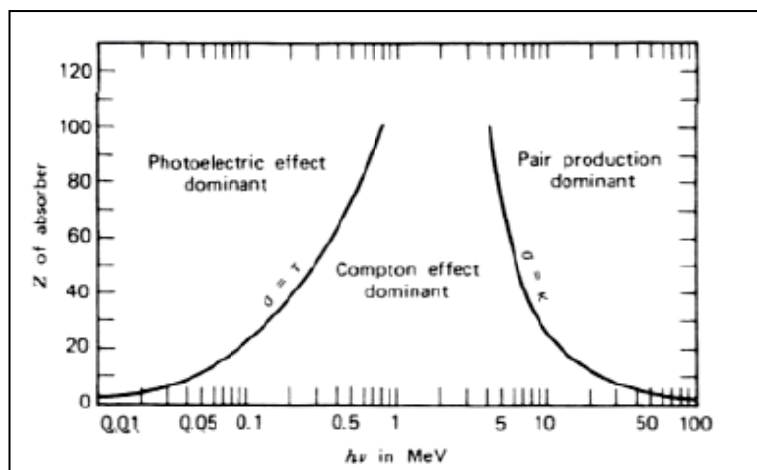


Figura 2.6 - Três tipos de interacção. As linhas mostram o limite de Z e $h\nu$ para os quais os dois efeitos são iguais. Retirado de [1]

Observa-se que a absorção fotoelétrica tem um efeito dominante nos raios gama de baixa energia, centenas de keV; enquanto a produção de pares domina na gama de energias elevadas. Por sua vez, a dispersão de Compton é dominante no intervalo que existe entre as duas regiões.

2.2 Interações de Electrões e de Positrões

Ao longo do seu percurso, os electrões vão sofrer vários desvios na trajectória devido a colisões sofridas com electrões que se encontram nas orbitais de átomos e/ou moléculas neutras do meio. Esta interacção leva a que os electrões livres sejam absorvidos, atenuados ou deflectidos perdendo energia e também a que os átomos ou moléculas do meio fiquem num estado excitado e/ou ionizado, com libertação de um electrão de uma das suas órbitas, geralmente uma de baixa energia.

A perda de energia, por parte do electrão livre, pode dar-se através de processos radiativos ou de interacções de Coulomb. Na forma de bremsstrahlung⁷, as perdas radiativas para energias na ordem de alguns MeV ou menos, não são relevantes. Tornam-se contudo dominantes à medida que a energia aumenta e passam a ser comparadas com a perda de energia através da colisão-ionização.

Assim a energia total perdida pelos electrões é composta por duas partes:

$$\left(\frac{dE}{dx}\right)_{Total} = \left(\frac{dE}{dx}\right)_{Radiativa} + \left(\frac{dE}{dx}\right)_{Colisão} \quad (2.6)$$

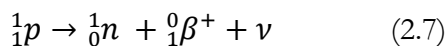
⁷Bremsstrahlung – Emissão de radiação electromagnética resultante da dispersão de um electrão ou positrão no campo eléctrico de um núcleo.

onde os parâmetros energia perdida nas colisões e o alcance caracterizam a interacção deste tipo de partículas com a matéria.

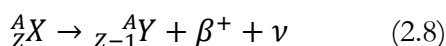
Relativamente aos positrões,⁸, o seu comportamento é semelhante ao dos electrões. Contudo, a grande diferença ocorre quando o positrão perde muita da sua energia no meio. Vai rapidamente aniquilar-se, ao sobrepor a sua função de onda à de um electrão do meio, dando origem a dois fotões, de 511 keV. Para que o momento seja conservado, estes fotões são emitidos na mesma direcção, mas em sentidos opostos.

2.3 Decaimentos β^+ e β^-

Um decaimento β^+ ocorre quando o núcleo de um átomo apresenta um excesso de protões. Neste núcleo, ou fonte emissora de positrões, dá-se a reacção:

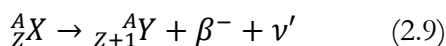


O resultado obtido é um novo nuclideio com um protão a menos e um neutrão a mais havendo emissão de um positrão e um neutrino:



Como explicado anteriormente, na presença de matéria, o positrão aniquila-se dando lugar a dois fotões cada um com energia igual à massa do electrão, 511 keV. Para que o momento linear seja conservado, estes fotões são emitidos na mesma direcção, mas em sentidos opostos.

Relativamente ao decaimento β^- , este tem lugar devido a um excesso de neutrões no núcleo. Para que o equilíbrio seja alcançado dá-se uma reacção no núcleo obtendo-se um novo nuclideio:



de que resultam um electrão rápido e um anti-neutrino. Posteriormente, esta partícula vai sofrer interacções com o meio, interacções essas já aqui descritas na secção 2.2.

Quer na emissão β^+ , quer na β^- , a energia em excesso (correspondente à diferença de massas entre o estado inicial e o final) é repartida pelas três partículas resultantes.

⁸ Positrões - anti-partículas dos electrões, com a mesma massa e carga igual mas de sinal contrário.

Referências Bibliográficas

- [1] Knoll, Glenn; *Radiation Detection and Measurement* (3rd edition); 1999; John Wiley & Sons, Inc.
- [2] Leo, W; *Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments* (2nd edition); 1994; Springer-Verlag
- [3] Brown, B H; Smallwood, R H; Barber, D C; Lawford, P V; Hose, D R; *Medical Physics and Biomedical Engineering* (1th edition); 1999; IOP Publishing Ltd.

3 PET – Tomografia por Emissão de Positrões

A característica da Tomografia por Emissão de Positrões (PET⁹, *Positron Emission Tomography*) que tanto interesse despertou nos últimos anos reside, essencialmente, no facto de se tratar de uma técnica de imagiologia funcional de elevada sensibilidade, fornecedora de informação complementar à informação morfológica e estrutural dada por outras técnicas, tais como a TAC (Tomografia Axial Computadorizada) e a radiografia convencional.

Esta técnica de Medicina Nuclear é uma modalidade chave capaz de diagnosticar, de forma quantitativa e de levar à prevenção de futuras complicações que se encontram latentes, tanto no domínio oncológico como nas áreas da fisiologia cardíaca ou na neurologia; assim, os profissionais da saúde podem optar com maior segurança por determinados modos de diagnóstico, avaliação e individualização de terapias e patologias, com posterior optimização e correcção.

3.1 A técnica de PET

O princípio de funcionamento do PET baseia-se na emissão de pares de fótons gama colineares a partir do objecto em estudo, que são captados por detectores com capacidade de localização.

Quando uma determinada quantidade de traçador é administrado ao paciente, dá-se início a todo um conjunto de processos devidamente sequenciados na técnica de PET.

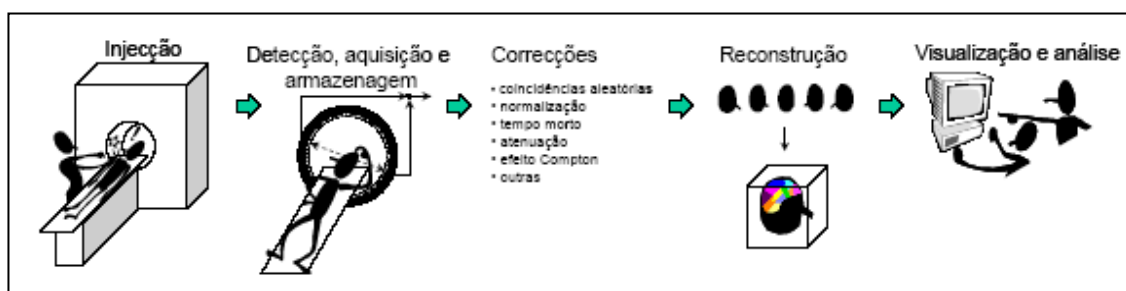


Figura 3.1 - Etapas principais para a obtenção da imagem de PET. Retirado de [1]

O átomo radioactivo ligado à molécula bioquímica decai dentro do corpo emitindo um positrão com uma dada energia cinética. Esta partícula, emitida isotropicamente, vai perdendo energia à custa das múltiplas interacções coulombianas com o tecido biológico, até atingir o equilíbrio térmico com o meio, acabando por aniquilar-se com um electrão do

⁹ Em português é Tomografia por Emissão de Positrões

tecido e obtendo-se dois fótons de 511 keV, que se vão afastar segundo uma mesma direcção, mas em sentidos opostos (ver figura 3.2).

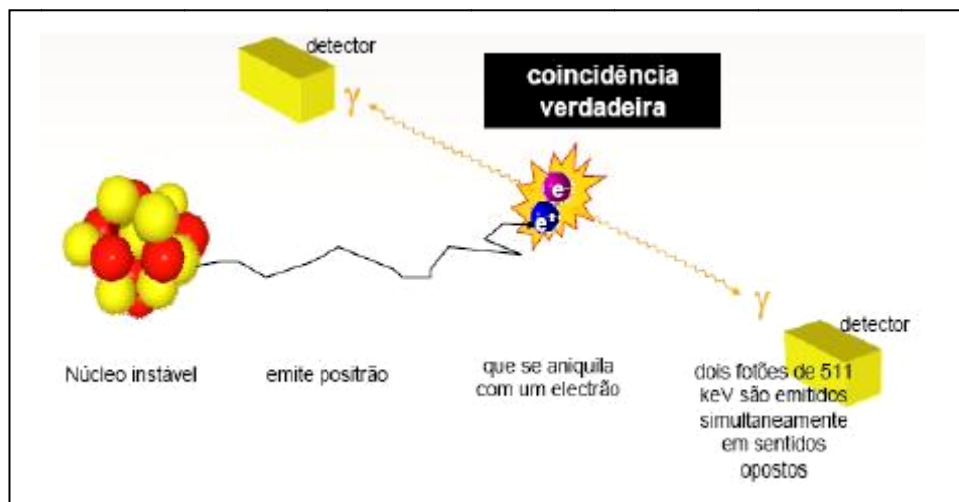


Figura 3.2 - Representação esquemática do PET¹⁰

É a posição e o instante em que ocorreu a emissão do positrão que se pretende medir. Como é impossível determinar de forma directa estes parâmetros, eles são avaliados pela detecção de múltiplas aniquilações, reconhecidas através da detecção de pares de fótons em coincidência temporal: os “eventos”. Cada evento define a chamada linha de resposta ou LOR¹¹ (*Line of Response*), ver figura 3.3. É esta detecção em coincidência no tempo que permite uma colimação electrónica, levando a que o PET tenha uma eficiência de detecção muito elevada, quando comparado com outras técnicas de imagiologia funcional, como o SPECT (*Single Photon Emission Computed Tomography*), que recorre a colimação física.

¹⁰ Retirado de: http://www.ibili.uc.pt/~nuno/API/teorica_reconstrucao.pdf, visitado em 10 Dezembro de 2005

¹¹ LOR – é a linha de coincidência que localiza a fonte da aniquilação

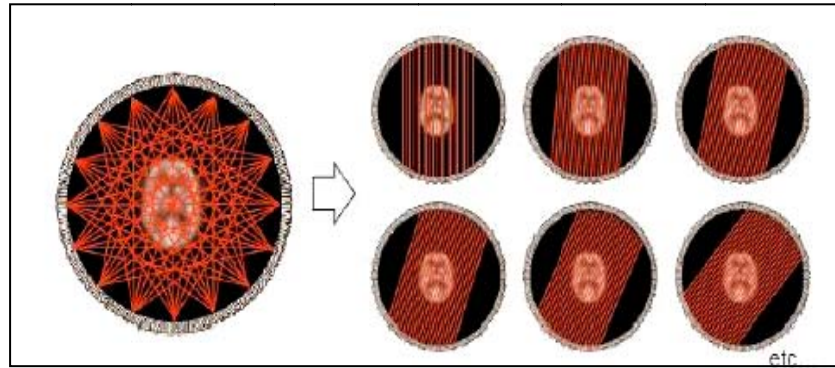


Figura 3.3 - Organização de dados em PET. As coincidências são acumuladas em LOR's, que por sua vez se organizam em projecções¹²

O sistema de PET vai “contando e assinalando” a quantidade de vezes que um par de detectores é atingido e esta informação é posteriormente guardada em matrizes (também conhecidas por sinogramas), onde cada linha representa a projecção paralela da distribuição da actividade no paciente, segundo um determinado ângulo e uma posição axial. Aplicando-se algoritmos de reconstrução de imagem ao sinograma, obtém-se um mapa da distribuição espacial do radioisótopo injectado, ou seja, um mapa da funcionalidade do objecto em estudo (ver figura 3.4¹³).

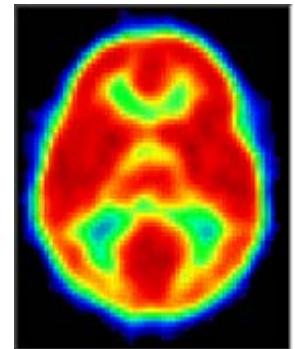


Figura 3.4 - Imagem de um cérebro obtida através da técnica de PET

3.2 Traçadores

O PET enquanto técnica de medicina nuclear, necessita de material radioactivo para se ter acesso ao diagnóstico do paciente. Este material radioactivo é ligado a moléculas bioquímicas, activas no paciente, que são escolhidas consoante o metabolismo/distribuição que se pretende estudar. Quando o radioisótopo é ligado a uma molécula bioquímica específica tem-se como resultado uma molécula traçadora, que é posteriormente administrada, via injeção, ao paciente.

Para a escolha dos radioisótopos há que ter em conta as seguintes características:

- Decaimento via emissão de positão (ver secção 2.3);
- Tempo de meia-vida conveniente.

¹² Retirado de: http://www.ibili.uc.pt/~nuno/API/teorica_reconstrucao.pdf, visitado em 10 de Dezembro de 2005

¹³ Retirado de: A. Blanco, N. Carolino, L.Fazendeiro, R. Ferreira Marques, P. Fonte, L. Lopes, P. Maduro, A. Madeira, A. Policarpo, Comunicação nas Jornadas LIP 2003, Lisboa 20-21 Dezembro.

Actualmente, os radioisótopos que mais se utilizam são: Carbono-11, Azoto-13, Oxigénio-15 e o Flúor-18, (ver tabela 3.1). O grande inconveniente dos três primeiros é o facto de terem um curto tempo de meia-vida, entre os 2 e os 20 minutos respectivamente, levando a que o seu local de produção tenha que ser o mais perto possível do sítio onde o tomógrafo PET está fixado, encarecendo o custo desta modalidade. As vantagens apresentadas pelo ^{18}F são o facto de o seu tempo de meia vida ser mais longo que o dos elementos anteriores, na ordem dos 110 minutos, podendo o seu local de produção estar relativamente longe do local onde a câmara de PET está colocada; e ainda o facto deste emitir positrões com menor energia média, obtendo-se assim o melhor limite físico para a resolução espacial, cerca de 0,6 mm FWHM para experimentação animal (detector fino e com diâmetro de 20 cm) e 2 mm FWHM para sistemas de PET de corpo inteiro (detector com diâmetro de 80 cm).

Tabela 3.1 - Alguns tipos de traçadores e suas áreas de estudo. Adaptado de [1]

<i>Traçadores</i>	<i>Processo Estudado</i>	<i>Utilidade</i>	<i>Tempo de meia vida (min)</i>
2-[F-18] Fluorodeoxiglucose	Metabolismo da glucose	Clínico	109,78
[C-11] HCO_3	pH	Clínico	20,38
[O-15] CO_2	Fluxo sanguíneo	Clínico	2,04
[O-15] H_2O	Perfusão e fluxo sanguíneo	Clínico	2,04
2-[C-11] Timidina	Proliferação celular	Clínico	20,38
[I-124] Iodado de sódio	Expressão dos genes	Pré-Clínico	-----
[F-18] Fluoromisonidazol	Isquémia/Hipoxia	Clínico	109,78

Note-se que os traçadores são administrados ao paciente consoante o tipo de informação que se pretende recolher. Por exemplo, o 2-[F-18] Fluorodeoxiglucose (FDG) é utilizado quando se pretende detectar tumores ou metástases, que consomem quantidades de glicose extremamente elevadas enquanto que o [O-15] H_2O é usado quando se pretende obter informação relativa ao fluxo sanguíneo. [1]

3.3 Tipos de eventos detectados

Dependendo da localização da aniquilação, um dos fótons vai atingir um dos detectores primeiro que o outro, existindo aqui um curto intervalo de tempo. Por isso, é essencial definir uma janela temporal muito curta, na ordem dos nanossegundos, onde se possa garantir que os fótons que surgiram da mesma aniquilação sejam realmente detectados, fazendo sentido o uso do termo detecção de coincidência. Na figura 3.5 estão representados os três tipos de eventos que podem surgir numa janela temporal: eventos verdadeiros, eventos de dispersão e eventos aleatórios.

Os eventos pretendidos são os verdadeiros porque são estes que definem, através da linha recta que une os dois detectores, a distribuição correcta de traçador no volume em causa. Contudo existem outros tipos de eventos que introduzem erros na localização do radionuclídeo, são eles os eventos dispersos por efeito de Compton e os eventos aleatórios. A deflexão, ou dispersão (ver figura 3.5¹⁴ - caso B), leva a que o fóton perca energia; tal perda depende do ângulo formado entre a trajetória inicial e a nova, sendo mínima para um ângulo de 180°. Na prática, aquilo que se verifica é uma identificação incorrecta pelos detectores da posição onde a aniquilação se deu, originando uma linha de resposta errada. Os fótons que são emitidos pelo objecto em estudo que se encontra no campo de visão da câmara podem ser dispersos no detector, bem como no próprio objecto, sobretudo se ele for de grande dimensão. Os eventos aleatórios resultam de uma coincidência que teve origem em duas aniquilações diferentes. Quanto maior for a taxa de contagem, maior será a probabilidade de ocorrer este tipo de eventos

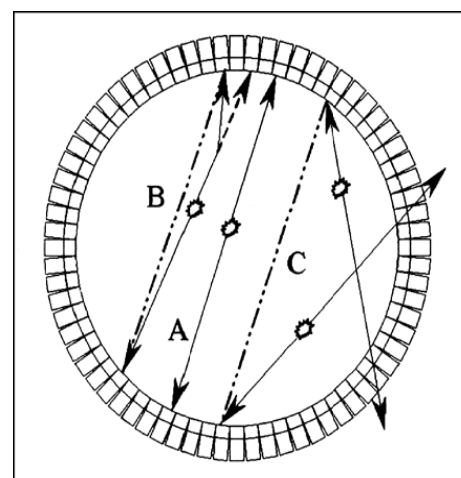


Figura 3.5 - Representação de eventos verdadeiros (A), de dispersão (B) e aleatórios (C)

3.4 Os parâmetros que determinam a qualidade da imagem

Apesar de esta técnica ser sofisticada do ponto de vista tecnológico continuam a existir limitações que põem em causa o seu desempenho. Assim, tem havido um aperfeiçoamento contínuo dos parâmetros que a caracterizam e que, conseqüentemente, determinam a qualidade da imagem final.

¹⁴ Retirado de: Tarantola Gabriele et al; PET Instrumentation and Reconstruction Algorithms in Whole-Body Applications; 2003

Dentro dos parâmetros que condicionam a qualidade da imagem, os mais significativos são a resolução espacial, a sensibilidade de detecção da câmara e a taxa de contagem de eventos.

3.4.1 Resolução Espacial

Por resolução espacial entende-se a menor distância entre dois objectos que permita que eles continuem a ser observados individualmente. Este parâmetro é caracterizado pela largura a meia altura, FWHM, da função de resposta do sistema para uma fonte pontual. O efeito que se pode observar devido a uma fraca resolução espacial é um esborratamento (*blurring*) na imagem final de PET. A resolução espacial é limitada por alguns factores, tanto de natureza física como técnica. A saber:

- Indeterminação na posição do traçador introduzida pela diferença existente entre o local de aniquilação dos dois fótons e o local de emissão do positrão devido à energia média com que este último é emitido;
- Não-colinearidade dos 2 fótons devida à quantidade de movimento remanescente do par positrão-electrão, levando a um erro na localização do radioisótopo (emissão não se dá exactamente a 180°);
- Dimensões e resposta dos detectores;
- Processo de reconstrução.

3.4.2 Sensibilidade de detecção do tomógrafo

Por sensibilidade de detecção do sistema entende-se a relação que existe entre o número de eventos detectados e o número de decaimentos ocorridos dentro do campo de visão da câmara. É este parâmetro que determina o tempo necessário para se efectuar um exame de PET. [1] e [9]

A sensibilidade depende de três factores que podem ser melhorados:

- Ângulo sólido de detecção – Um aumento do ângulo sólido pode ser conseguido através do uso de anéis completos e do aumento do campo de visão axial. O campo determina o comprimento do segmento do corpo que pode ser varrido em cada posição
- Sensibilidade de detecção de cada detector – É a capacidade de produzir um sinal correspondente à detecção de um determinado tipo de radiação e uma dada energia. Este parâmetro depende da secção eficaz do material que constitui o detector, da sua massa e do ruído inerente tanto ao detector como à sua electrónica de leitura e ainda do material que cerca o volume sensível do detector. Maior sensibilidade é conseguida empregando-se na construção de detectores materiais de elevada densidade.

- Modo de aquisição – Optimização do modo de aquisição para que o número de coincidências seja maior. Actualmente utiliza-se o modo 3D em substituição do 2D porque utiliza colimação electrónica em vez de colimadores, o que leva a um aumento de sensibilidade de cerca de 4 a 5 vezes comparativamente com o modo 2D.

3.4.3 Taxa de contagem de eventos

Para uma dada taxa de contagem a detecção dos eventos “indesejáveis” (isto é, coincidências dispersas e coincidências aleatórias) levaria a um aumento do ruído final nas imagens comparativamente à situação em que se registassem apenas os eventos verdadeiros. [1] e [2]

O ruído estatístico traduz-se em variações aleatórias na intensidade dos *píxeis* e diminui com o aumento das contagens. Este aumento é conseguido através de uma maior quantidade injectada de radioisótopo no paciente, melhorando a eficiência do tomógrafo ou aumentando-se o tempo de execução do exame. O ruído numa imagem leva a uma má avaliação da distribuição de traçador no local em estudo podendo induzir o clínico em erro. As soluções apresentadas têm que ser bem pensadas porque aumentar o número de detectores encarece o custo total do tomógrafo PET e o aumento da dose de radioactividade no paciente tem um limite máximo que, quando excedido, põe em risco a sua integridade física levando a danos irreversíveis. De notar também que existe um limite máximo imposto à dose administrada relacionado com parâmetros do sistema, tais como o tempo morto do detector e a taxa dos eventos aleatórios na câmara, uma vez que a actividade no campo de visão da câmara vai aumentar. O aumento da dose administrada, no limite, leva a uma perda de eventos porque a percentagem de coincidências aleatórias será maior, havendo menos tempo para se processar as coincidências verdadeiras. O tempo morto do sistema também é um limite para a taxa de contagem de coincidências verdadeiras ([1] e [3]). Existe, portanto, um compromisso entre os vários parâmetros que têm que ser exaustivamente estudados e analisados.

O NECR (*Noise Equivalent Count-rate*) é um factor de mérito que permite avaliar a taxa efectiva de contagem de eventos verdadeiros que contribuem para a formação da imagem, tendo em conta o ruído adicional que advém dos eventos dispersos e dos aleatórios [1] e, conseqüentemente, comparar o desempenho de diferentes tomógrafos. Define-se por:

$$NECR = \frac{T^2}{T+S+2R} \quad 3.1$$

sendo T a taxa de eventos verdadeiros, R a taxa de eventos aleatórios e S a taxa de eventos de dispersão (ver figura 3.6)¹⁵. [4]

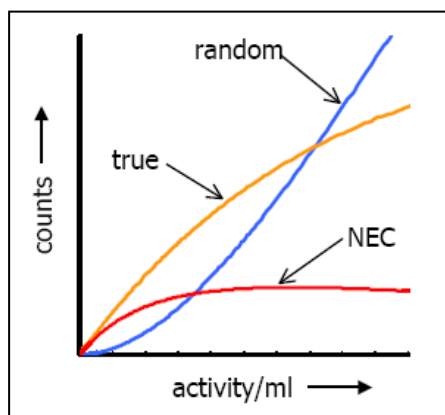


Figura 3.6 - Dependência do aumento das contagens com o aumento da actividade. O NECR define uma taxa de contagem efectiva de eventos verdadeiros tendo em conta o ruído adicional que advém dos eventos dispersos e dos aleatórios.

3.5 A aplicação da técnica de TOF (*Time-of-Flight*) no PET

As câmaras convencionais utilizadas no PET indicam a linha de coincidências (LOR) onde a aniquilação teve origem. A ideia principal da técnica de tempo de voo (TOF) associada ao PET é acrescentar à identificação da linha de coincidência informação sobre a região da linha onde se deu a aniquilação. Esta região pode ser directamente obtida através da diferença de tempo de chegada dos dois fótons de aniquilação (ver figura 3.7). A aplicação da informação do TOF leva a uma redução do ruído de amplificação no processo de reconstrução e a uma melhor relação sinal-ruído na imagem reconstruída e, consequentemente, uma melhor qualidade da imagem. [1] e [4]

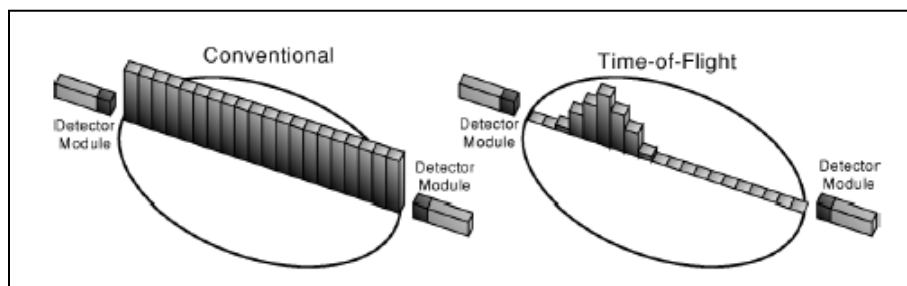


Figura 3.7 - À esquerda, linha de coincidência obtida pelas câmaras de PET convencionais e à direita linha de resposta obtida com recurso à técnica de TOF. Cada pixel na LOR é multiplicado pela probabilidade (aqui não normalizada) de a fonte estar num determinado pixel. Retirado de [4].

¹⁵ Retirado de: http://kakuigaku.cyric.tohoku.ac.jp/PETPrinciple/PET_ABC_v2-1.pdf, visitado em 20 de Agosto de 2007

Se a diferença no tempo de voo do par, detectado em coincidência, for medida com uma precisão de Δt FWHM, a posição da aniquilação ao longo da LOR pode ser calculada com uma precisão ΔL FWHM que é dada por:

$$\Delta L = c\Delta t/2 = c(2.36\sqrt{2}\sigma_t)/2 \quad 3.2$$

sendo σ_t o desvio quadrático médio da precisão temporal por fóton e c a velocidade da luz. Assim, supondo que se tem um objecto de comprimento L , $L/\Delta L$ é o factor de aumento da sensibilidade, reduzindo-se proporcionalmente o número de eventos necessários para a reconstrução da imagem com a mesma qualidade. [5]

3.6 Os vários tipos de detectores usados no TOF- PET e o porquê do uso das tRPCs

O facto de a qualidade da imagem de PET ainda não ser a desejada, de se pretender administrar a menor quantidade possível de traçador ao paciente e de o custo total do tomógrafo ser excessivo levam a que se continuem a explorar e tentar integrar novas e diferentes tecnologias neste sistema de imagem funcional.

Vários são os parâmetros que caracterizam o desempenho de uma câmara de PET estando estes directamente implicados na qualidade da imagem final.

Um detector para aplicação na técnica de PET deve identificar os fótons com: [6]

- Elevada eficiência (mais de 85%);
- Elevada resolução espacial (melhor do que 4 mm FWHM);
- Baixo custo (<\$100/cm²);
- Tempo morto pequeno (<1 μ s/cm²);
- Boa resolução temporal (<5 ns FWHM).

Os tomógrafos de PET têm vindo a ser inovados e redesenhados em todos os domínios que os compõem, desde os detectores à electrónica, passando pelos algoritmos de reconstrução de imagem, levando a que o produto final - a imagem - seja cada vez de mais elevada resolução.

Ao nível comercial, os cristais de cintilação são até hoje os detectores mais usados em PET, devido à sua elevada sensibilidade para fótons de 511 keV e também ao seu sistema de leitura, que utiliza fotomultiplicadores. Destacam-se os cristais apresentados na tabela seguinte, onde se mencionam as suas características mais importantes:

Tabela 3.2 - Características dos cristais de cintilação mais utilizados no PET. Retirado de [7]

<i>Cristais/ Características</i>	<i>Tempo decaimento (ns)</i>	<i>Poder paragem (cm⁻¹)</i>	<i>Energia de Resolução (%)</i>	<i>Resolução Temporal (ps)</i>	<i>Luz Saída (%)</i>
NaI(Tl)	230	0,35	6,6	-----	100
BGO	300	0,95	10,2	-----	15
LSO	40	0,86	10	300 - 475	75
LaBr₃	35	0,47	2,9	500	160

NaI(Tl) – Iodeto de sódio activado com tálio, BGO – Germanato de bismuto, LSO – Oxiortosilicato de lutécio, LaBr₃ – Brometo de lantânio.

Tendo em conta que os cristais de cintilação apresentam um custo excessivo para as largas áreas de detecção pretendidas - apesar de este tipo de detectores ser o mais utilizado - os detectores de estado sólido são também considerados uma opção. Estes detectores apresentam, como principais vantagens, o facto de obterem melhores resoluções em energia e melhor estabilidade, embora também apresentem um elevado custo de produção e uma má resolução temporal, o que torna complicado utilizá-los num tomógrafo TOF-PET.

As tRPCs TOF-PET apresentam-se como uma alternativa à tecnologia TOF-PET baseada em cristais de cintilação. A construção simples e económica de grandes áreas e os bons resultados obtidos, tanto ao nível da resolução temporal (100 ps σ equipado com a electrónica de leitura sensível à posição) como da resolução espacial (limite 2mm, ver secção 4.2), demonstram a praticabilidade destes detectores gasosos. Contudo, o ponto fraco continua a ser a sua baixa eficiência quântica. [5], [8] e [9]

Referências Bibliográficas

- [1] N. Ferreira, “Contribuição para a quantificação em Tomografia por Emissão de Positrões no modo 3D” (Tese de Doutorado), Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra, 2001.
- [2] A. R. Humm, A. Del Guerra, “From PET detectors to PET scanners”, *European Journal of Nucl. Med. Molec. Imaging*, vol.30, no 11, pp. 1574-1596, 2003.
- [3] T. G Turkington, “Introduction to PET Instrumentation”, *J. Nucl Med Technol*, 29: 1-8, 2001.
- [4] W. Moses, “Time of Flight in PET Revisited,” *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 50, no. 5, pp. 1325-1330, 2003.
- [5] A. Blanco, V. Chepel, R. Ferreira Marques, P. Fonte, M. I. Lopes, V. Peskov, A. Policarpo, “Perspectives for positron emission tomography with RPCs”, *Nucl. Instrum. Methods*, vol. A508, pp. 88-93, 2003.
- [6] W. Moses, “Synergies between electromagnetic calorimetry and PET”, *LBNL-51197*.
- [7] S. Surti, J. S. Karp, G. Muehlechner, P. S. Raby, “Investigation of Lanthanum Scintillators for 3-D PET”, *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 50, no 3, pp. 348-354, 2003.
- [8] G. Belli, C. De Vecchi, E. Giroletti, R. Guida, G. Musitelli, R. Nardò, M. M. Necchi, D. Pagano, S. P. Ratti, G. Sani, A. Vicini, P. Vitulo and C. Viviani, “RPCs in biomedical applications,” *Nuclear Physics*, B158, pp.166-174, 2006.
- [9] A. Akindinov, P. Fonte, F. Formenti, V. Golovine, W. Klempt, A. Kluge, A. Martemiyarov, P. Martinengo, J. Pinhão, A. Smirnitski, M. Spegel, P. Szymanski and J. Zalipska, “A four-Gap Glass-RPC Time-of-Flight Array With 90 ps Time Resolution”, *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 48, no 5, pp. 1658-1663, 2001.

4 RPC – Câmaras de Placas Resistivas

Os RPC¹⁶ são detectores gasosos de eléctrodos paralelos, pelo menos um dos quais é resistivo (ver figura 4.1). Este tipo de detectores gasosos têm vindo a ser estudado e melhorado revelando um elevado potencial que os levará a serem incorporados e estabelecidos em novos domínios de aplicação.

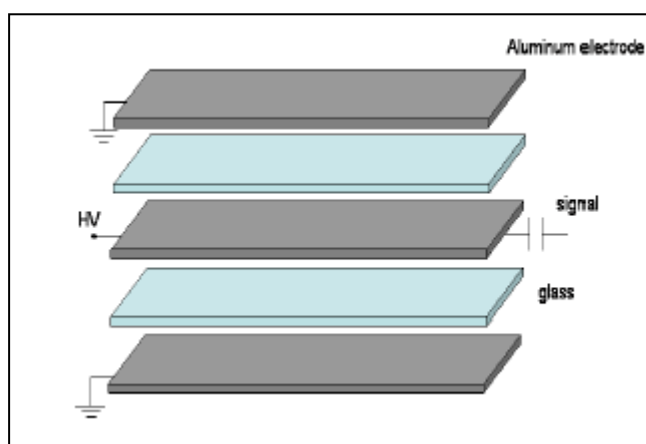


Figura 4.1 - Exemplo de um RPC com 4 espaços de amplificação. Retirado de [1].

Estes detectores, inicialmente explorados no início dos anos 80 do século passado, tinham inicialmente um único espaço de amplificação e operavam no modo de *streamer*¹⁷. Este modo de funcionamento tinha o benefício de incorporar uma electrónica de leitura relativamente simples, mas tinha a grande desvantagem de só permitir trabalhar com baixas taxas de contagem. Nos finais da década passada, foram introduzidos os RPC de duplo espaço de amplificação obtendo-se um aumento na eficiência e confirmando-se os bons resultados temporais inicialmente previstos. [1]

É o facto de a geometria dos eléctrodos ser paralela que permite aplicar nos RPCs um campo eléctrico uniforme e constante, responsável pela multiplicação de carga e condução desta ao respectivo eléctrodo. Quando uma partícula carregada atravessa o espaço de amplificação ocorrem colisões com as moléculas do gás, podendo algumas delas resultar em ionizações. Se isto se verificar, o electrão libertado nesta ionização inicial (primária) é acelerado e provoca sucessivas colisões com outras moléculas neutras do gás ao longo do seu percurso para o eléctrodo de recolha. Algumas dessas colisões resultam também em ionizações (secundárias). O número de ionizações cresce exponencialmente e transforma-se numa cascata (a avalanche de *Townsend*), isto é, cada electrão livre criado por

¹⁶ RPC - *Resistive Plate Chamber*. Em português Câmaras de Placas Resistivas

¹⁷ Tipo de descarga eléctrica em gases. Caracterizado por sinais de grande amplitude sujeitos a fortes efeitos de carga espacial.

uma colisão pode ser o próximo potenciador na criação de mais electrões livres através do mesmo processo [2]. No final obtêm-se muitos electrões e partículas do gás ionizadas, nomeadamente iões positivos, que se vão dirigir para o ânodo e para o cátodo respectivamente. O impulso à saída do detector é composto por uma componente rápida (componente electrónica) que perfaz 10% da carga total e pela componente lenta (iónica) que contempla os restantes 90% (ver figura 4.2) [2]. Este impulso contém a carga total recolhida, sendo a sua amplitude proporcional à quantidade de portadores de carga gerados no espaço de amplificação e é de seguida levado até à electrónica de leitura, ocorrendo o processamento da informação recolhida.

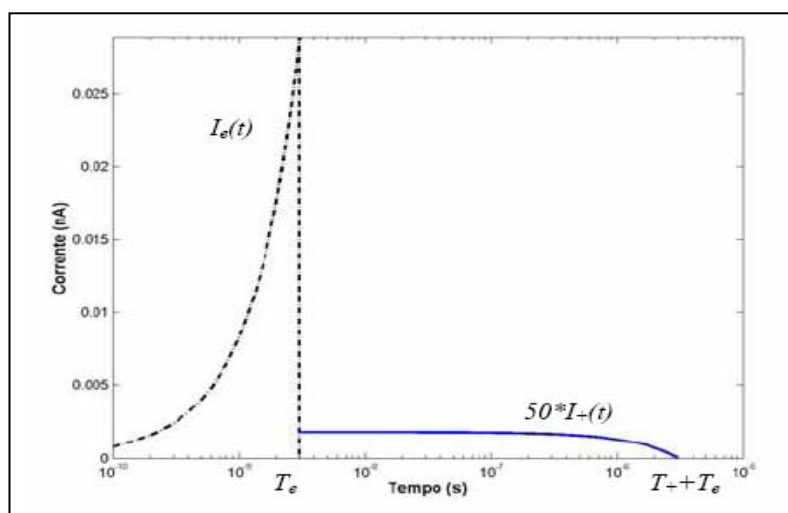


Figura 4.2 - Contribuições dos electrões e de iões positivos de uma avalanche para o sinal. Note-se a escala logarítmica nos eixos dos tempos. Retirado de [2]

Nos dias de hoje os RPCs utilizados têm vários espaços de amplificação, sendo designados por multi-RPC (ver figura 4.1). Assim, conseguem obter-se aumentos significativos na eficiência de detecção e reduções na corrente de fundo.

Passaram também a ser operados no modo de avalanche, conhecido como modo proporcional, permitindo o aumento da capacidade de contagem. Esta característica requer uma electrónica de leitura para amplificação mais complexa do que o modo de *streamer*, exigindo o seu estudo e adaptação. [1]

Outras inovações registadas prendem-se com a redução da largura e a uniformidade mecânica do espaço de amplificação e a nova electrónica de leitura de amplificação rápida, que permite atingir melhores resoluções temporais. Dessa combinação surgiram os *timing* RPCs (tRPC)¹⁸, que desenvolveremos na secção seguinte.

¹⁸ tRPCs – *Timing Resistive Plate Chamber*. Em português, Câmaras de Placas Resistivas Temporizadoras.

4.1 tRPC – Câmaras de Placas Resistivas Temporizadoras

As tRPC são detectores gasosos de placas paralelas e com espaço de amplificação reduzido. Estes têm conhecido um grande desenvolvimento sobretudo por causa da elevada resolução temporal alcançada (50 a 60 ps σ para partículas como as MIPs¹⁹ e 100 ps σ para fótons) para eléctrodos de vidro com áreas entre os 9 cm² e os 1600 cm² e espaço de amplificação nos 0.2-0.3 mm [3]. Estes valores reduzidos tornam possível a aplicação deste tipo de detectores em áreas da medicina nuclear e permitem também a sua incorporação a custos acessíveis em sistemas TOF muito precisos [1] e [3]. As tRPCs permitem ainda atingir resoluções espaciais com precisões milimétricas.

As grandes diferenças entre as tRPC e as RPC são o facto de o primeiro ter um reduzido espaço de amplificação e, por outro lado, a mistura de gás que se utiliza. Por norma, utiliza-se uma mistura de tetrafluoreto ($C_2H_2F_4$) com 2-5% de isobutano (*iso*– C_4H_{10}) e 0,4-10% de hexafluoreto de enxofre (SF_6). Este último componente parece melhorar a estabilidade, aumentando o patamar de eficiência e reduzindo a quantidade de descargas. [1] e [3]

As características principais que levam à investigação deste tipo de detectores com geometria de placas paralelas para uma posterior aplicação prática são a possibilidade de obtenção de:

- Sinais extremamente rápidos (ns);
- Grandes áreas de detecção a baixo custo;
- Boa resolução espacial;
- Boa resolução temporal ≤ 100 ps;
- Eficiência elevada para MIPs, 97%.

4.2 O conceito tRPC TOF-PET e suas aplicações

São as características expostas em 4.1 e os bons resultados obtidos com os detectores tRPC, para as partículas minimamente ionizantes (ver secções 4 e 4.1), que levam a que haja um investimento e uma adaptação destes a outras áreas, nomeadamente medicina nuclear. A boa resolução temporal alcançada leva também a que a hipótese de aplicação destes detectores à técnica de TOF seja considerada (ver secção 3.5 e 3.6) prevendo-se um melhor desempenho do tomógrafo de PET e consequentemente a obtenção de uma imagem de melhor qualidade.

¹⁹ MIP – abreviatura de *Minimum Ionizing Particles*. Em português partículas minimamente ionizantes

Os fótons libertados após a aniquilação do positrão-electrão vão interagir com o material dos eléctrodos através dos processos fotoeléctrico e de Compton (ver capítulo 2 e secção 3.3) dando origem a um electrão que poderá alcançar o volume gasoso entre os eléctrodos e ser detectado (ver figura 4.3).

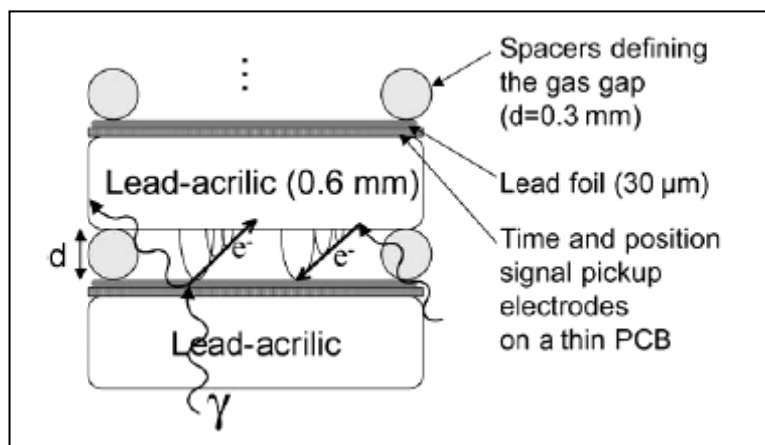


Figura 4.3 - Construção de um detector tRPC. [4]

Apesar de a técnica de PET humano ter um papel importante na detecção de diversas e diferentes patologias é também usada como ferramenta básica no estudo da anatomia funcional do cérebro e na indústria farmacêutica para teste de novos fármacos. Das várias características/vantagens apresentadas, onde se destacam a elevada sensibilidade, técnica não-invasiva, quantificação e dinamismo, relativamente a outras técnicas de imagiologia médica, o elevado custo e o volume ocupado por este sistema continuam a ser desvantagens existentes.

Nas últimas décadas, têm vindo a ser desenvolvidos sistemas TOF-PET de modo a que o desempenho global do sistema seja melhorado. Para tal, é necessário ter à partida detectores com resoluções temporais elevadas, caso das tRPC, e desenvolver uma electrónica de leitura mais sofisticada de modo a que a diferença de tempos de voo seja adquirida. [5]

São os factos de se poderem realizar estudos análogos em animais e humanos e de as resoluções espaciais obtidas em PET animal serem elevadas que levam a que muitos grupos de investigação tentem superar esta limitação desenvolvendo sistemas que lhes permitam atingir os padrões de qualidade em volumes mais pequenos, mesmo que a técnica TOF não possa ser utilizada no estudo de PET animais devido ao seu reduzido tamanho (ver figura 4.4). [5]

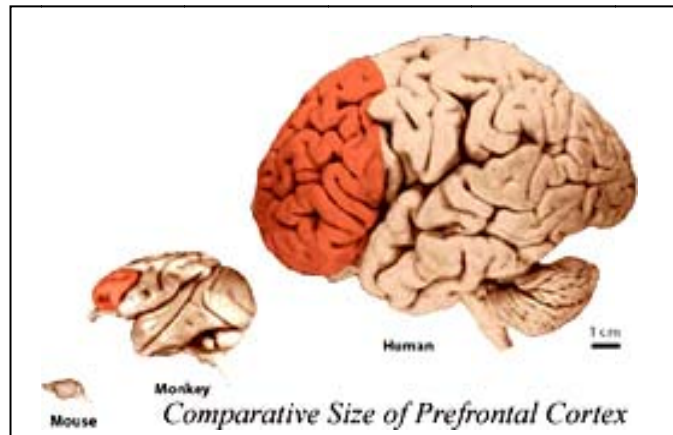


Figura 4.4 - Comparação entre o tamanho de um cérebro humano, de um macaco e de um rato.²⁰

Na técnica de PET animal os ratos são os modelos experimentais mais utilizados devido ao seu curto ciclo reprodutivo e à aproximação genética com os humanos. A iniciação e a progressão de uma doença podem ser estudadas no mesmo animal durante um pequeno período de tempo levando à redução de custos e de tempo necessários para se obter um resultado específico. O PET animal é pois um poderoso instrumento na expressão e monitorização da terapia genética, no desenvolvimento de novos traçadores e fármacos, permitindo uma nova ponte entre laboratório e medicina clínica humana.

Um protótipo de tRPC TOF-PET animal está a ser desenvolvido e concebido pela equipa das RPCs do Laboratório de Instrumentação e Física Experimental de Partícula (LIP). Estudos de simulação e experimentais estão também a decorrer para extrapolar este sistema e, no futuro, dar origem a uma tRPC TOF-PET humano de corpo inteiro. [6]

Os resultados de testes de simulação com o *software* GEANT4, bem como estudos laboratoriais com protótipos são animadores [4]. Apesar da eficiência simulada obtida ser de $\approx 22\%$ para fótons de 511 keV num módulo de RPCs de 140 camadas e de a resolução temporal ser de 300 ps FWHM, resoluções espaciais de 380 μm FWHM foram obtidas no laboratório.

Para se determinar a resolução espacial do sistema utilizou-se uma fonte pontual de ^{22}Na colocada em 4 posições diferentes do campo de visão (ver [4], [6] e [7]) e de seguida fundiram-se as imagens obtidas nestas posições. O resultado alcançado foi:

- Uma imagem com resolução espacial de ≈ 0.3 mm FWHM livre de erros de paralaxe.²¹[4]

²⁰ Retirado de: http://www.neurevolution.net/wp-content/uploads/mouse_monkey_human.jpg, visitado em 20 de Agosto de 2007

²¹ Erro de paralaxe – erro que pode existir devido à profundidade do detector

4.3 Processamento de impulsos de tRPC

Depois de os sinais serem recolhidos pelos eléctrodos, surge uma nova etapa, o processamento de sinal. Os sinais que vêm do detector são impulsos analógicos cuja informação relevante está contida na amplitude. Numa determinada etapa há conversão destes sinais em impulsos digitais de tamanho e forma fixa, e onde a informação é transportada pela presença ou não do impulso ou pelo tempo preciso onde ele teve origem. Nas aplicações onde a informação que se pretende recolher é o tempo de chegada dos portadores de carga ao respectivo eléctrodo, a precisão com que este tempo pode ser medido depende, não só das propriedades específicas do detector, como também do tipo de electrónica de leitura usada no processamento do sinal. [8]

O objectivo fundamental deste método de medida do tempo, conseguido através de componentes electrónicos que formam a chamada electrónica de *trigger*, é gerar um impulso digital onde o primeiro flanco indica a ocorrência de um impulso analógico. Esta electrónica de leitura assenta na técnica de discriminação integral, isto é, conversão de um impulso analógico num impulso digital se a amplitude do impulso inicial (analógico) exceder um determinado nível de discriminação fixo (ver figura 4.5). [8]

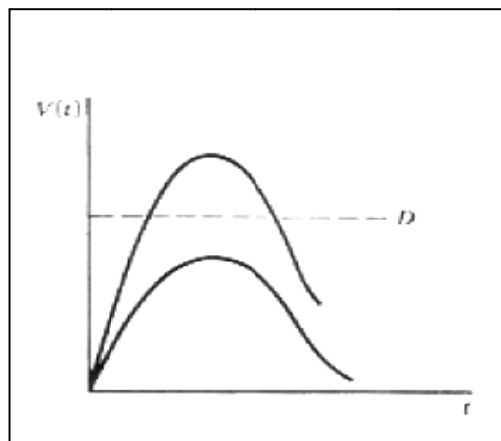


Figura 4.5 - A função de um discriminador integral. Dos dois impulsos de entrada, só o de maior amplitude atinge o nível de discriminação, D , e produz um impulso digital de saída. Retirado de [8]

Existem factores que levam a incertezas no tempo, nomeadamente, fontes de *time jitter* que ocorrem devido à presença de flutuações aleatórias no tamanho e na forma do sinal e as fontes denominadas de *amplitude walk* que aparecem devido a mudanças no tempo do sinal digital, ainda que os sinais analógicos que lhes deram origem tenham o tempos de início iguais e *time slewing* que têm origem em mudanças que podem ocorrer na forma do impulso, antes de este passar pelo nível de discriminação (ver figura 4.6).

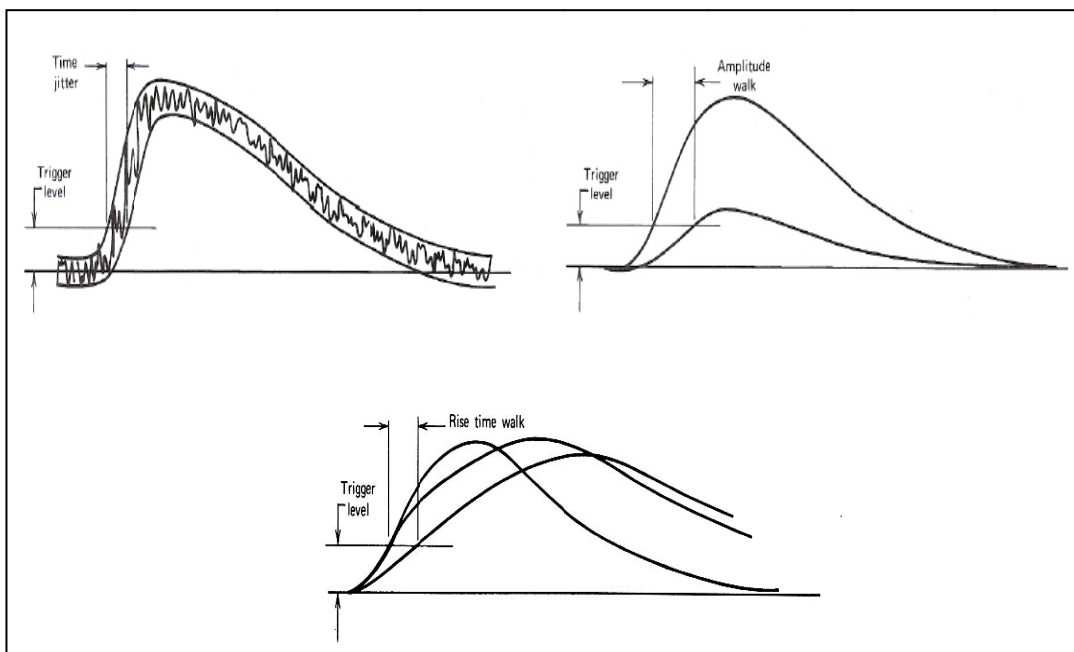


Figura 4.6 - Factores que levam à incerteza no tempo. *Time jitter*, *amplitude walk* e *slewing time*, visto de cima para baixo e da esquerda para a direita respectivamente. Retirado de [8]

As características temporais de um sistema dependem fortemente da gama dinâmica (relação entre a amplitude máxima e a amplitude mínima) dos sinais de impulso. O melhor desempenho temporal pode ser alcançado se os impulsos iniciais forem confinados a um estreito intervalo de amplitudes e se se ajustar o nível de discriminação logo acima do ruído aleatório do sistema. Desta forma evita-se o chamado *time jitter*, de modo a que todos, ou quase todos, os impulsos, de várias amplitudes e formas, sejam detectados e processados, maximizando-se a sensibilidade do sistema. [8]

No caso das tRPCs, como os sinais crescem exponencialmente com o tempo e têm diferentes amplitudes, o tempo de discriminação variar muito de sinal para sinal. Como tal, é necessário fazer-se uma correlação do tempo recorrendo-se à amplitude do sinal, conhecida por *slewing correction*.

Referências Bibliográficas

- [1] D. Díaz, “Research and Developments on Timing RPC’s. Application to the Estrela detector of the HADES experiment at GSI” (Tese de Doutorado), Departamento de Física de Partículas, Universidade de Santiago de Compostela, 2006.
- [2] L. Lopes, “Estudo do Envelhecimento de Câmaras de Placas Resistivas para Medidas de Tempos” (Tese de Licenciatura), Departamento de Física, Universidade de Coimbra, 2003.
- [3] P. Fonte, “Applications and New Developments in Resistive Plate Chamber,” *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 49, no 3, pp. 881-887, 2002.
- [4] A. Blanco, V. Chepel, R. Ferreira Marques, P. Fonte, M. I. Lopes, V. Peskov, A. Policarpo, “Perspectives for positron emission tomography with RPCs,” *Nucl. Instrum. Methods*, vol. A508, pp. 88-93, 2003.
- [5] H. Pereira, “Positron Emission Tomography - PET” (Trabalho realizado para a cadeira de Interfaces e Sistemas de Aquisição de Dados), Departamento de Física, Universidade de Coimbra, 2006.
- [6] A. Blanco, N. Carolino, C. M. B. A. Correia, L. Fazendeiro, Nuno C. Ferreira, M. F. Ferreira Marques, R. Ferreira Marques, P. Fonte, C. Gil and M. P. Macedo, “Very high position resolution gamma imaging with resistive plate chambers,” *Nucl. Instrum. Methods*, vol. A567, pp.96-99, 2006.
- [7] A. Blanco, N. Carolino, C. M. B. A. Correia, R. Ferreira Marques, Nuno C. Ferreira, P. Fonte, D. González-Díaz, A. Lindote, M. I. Lopes, M. P. Macedo and A. Policarpo; “An RPC-PET prototype with high spacial resolution,” *Nucl. Instrum. Methods*, vol. A533, pp.139-143,2004
- [8] Knoll, Glenn; *Radiation Detection and Measurement* (3rd edition); 1999; John Wiley & Sons, Inc.

5 Electrónica de leitura – Conceito e realização

O trabalho proposto consiste na determinação da resolução temporal de um detector tRPC destinado a TOF-PET.

O projecto iniciou-se com a adaptação de sistemas electrónicos preexistentes. Para tal, recorreu-se a ferramentas informáticas de apoio ao desenho de circuitos impressos, nomeadamente o Altium 2004. De seguida, passou-se à produção e ao teste do respectivo PCB (*printed circuit board*) tendo sido este processo repetido até que a funcionalidade desejada fosse obtida.

A última fase diz respeito à aplicação do circuito a detectores-protótipo preexistentes utilizando fontes radioactivas de ^{22}Na . Posteriormente, foi feita a análise dos dados e avaliada a precisão temporal do sistema.

5.1 Descrição pormenorizada da electrónica de leitura e análise dos dados de simulação

O objectivo principal desta electrónica de leitura é medir o tempo de origem do impulso e a respectiva carga (ver secções 4.2 e 4.3). No domínio de um sistema tRPC TOF-PET, pretende-se determinar a diferença de tempo entre os dois impulsos que surgiram a partir de uma coincidência electrónica.

Neste subcapítulo do relatório vai-se descrever, de forma detalhada, o funcionamento do circuito da figura 5.1 recorrendo-se aos resultados de simulação obtidos, tendo em vista uma melhor compreensão.

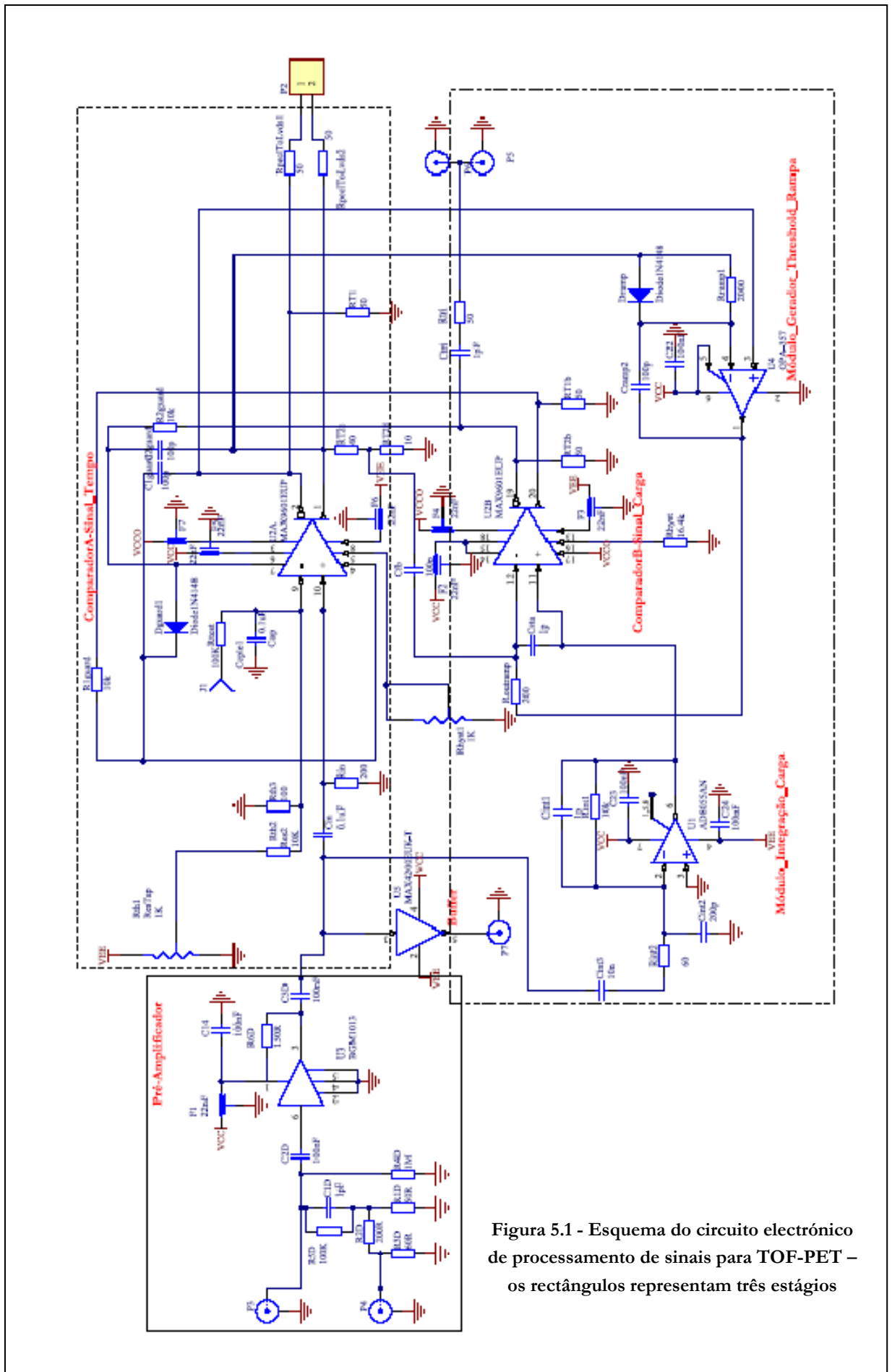


Figura 5.1 - Esquema do circuito electrónico de processamento de sinais para TOF-PET – os rectângulos representam três estágios

A figura 5.2 é uma representação de blocos da figura 5.1, pretendendo-se simplificar o esquema do circuito. Para uma explicação mais minuciosa recorrer-se-á à figura 5.1 e para questões mais gerais à figura 5.2.

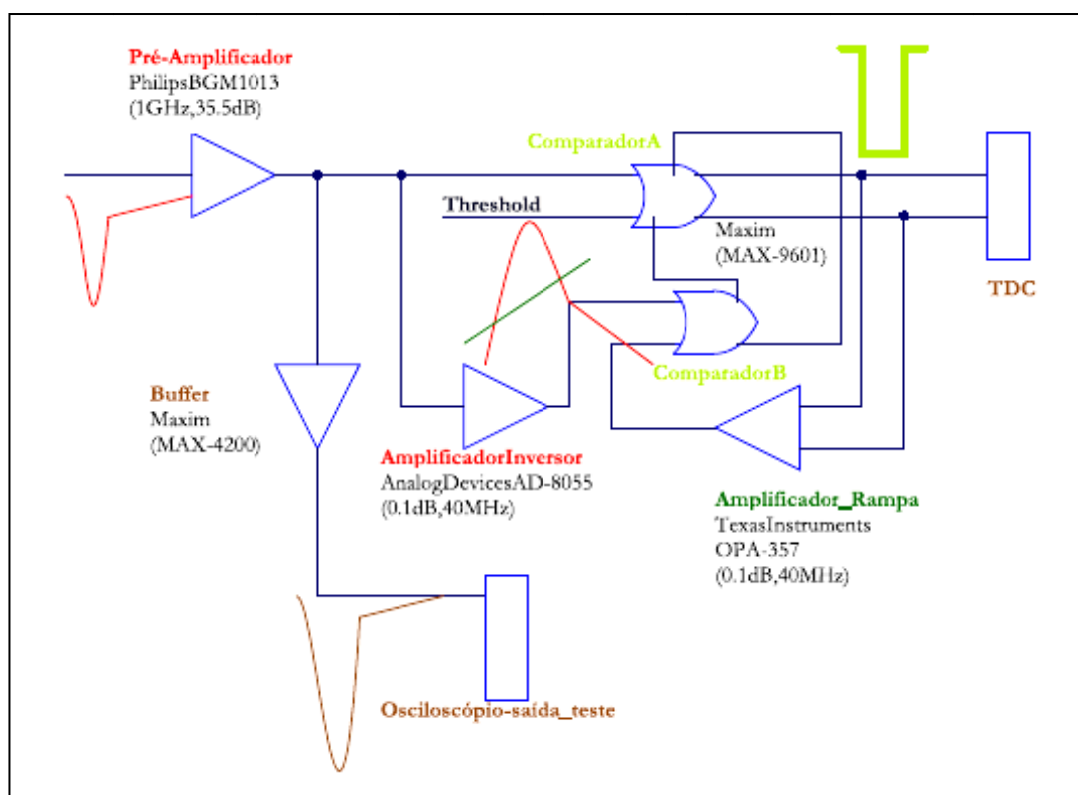


Figura 5.2 - Diagrama de blocos do esquema electrónico da figura 5.1

Por uma questão de simplicidade, o circuito foi dividido em três grandes estágios:

1. Amplificação do sinal realizada pelo pré-amplificador;
2. Processamento do tempo (parte que processa os sinais rápidos);
3. Integração da carga e o seu processamento através da técnica de TOT²² (parte que processa os sinais lentos).

O circuito, ver figura 5.1, apresenta duas entradas P3 e P4. A primeira para ligar a electrónica de leitura ao detector e a segunda que funciona como entrada de teste.

Para se estudar o comportamento do circuito numa fase inicial utilizou-se a simulação. Assim, nesta secção os gráficos apresentados são todos referentes à simulação. Quando se passou para o nível experimental utilizou-se um gerador de impulsos e introduziu-se na entrada P4 um sinal quadrado com tempo de subida de 4 ns, duração de 1 μ s e amplitude 1 V.

²² TOT – Acrónimo de *Time-over-Threshold*; corresponde à largura do sinal discriminado para um determinado nível de discriminação

Como a forma do sinal de entrada é quadrada surge a necessidade de o transformar numa forma o mais próximo possível de um sinal de tRPC (ver figura 4.2 e gráfico 5.1). Logo a seguir à entrada de teste existem um condensador de 1 pF (C1D) e uma resistência de 100 k Ω (R5D) em paralelo, responsáveis pela transformação do sinal inicial numa componente rápida e numa lenta, respectivamente (ver secções 4, 4.3 e gráfico 5.1).

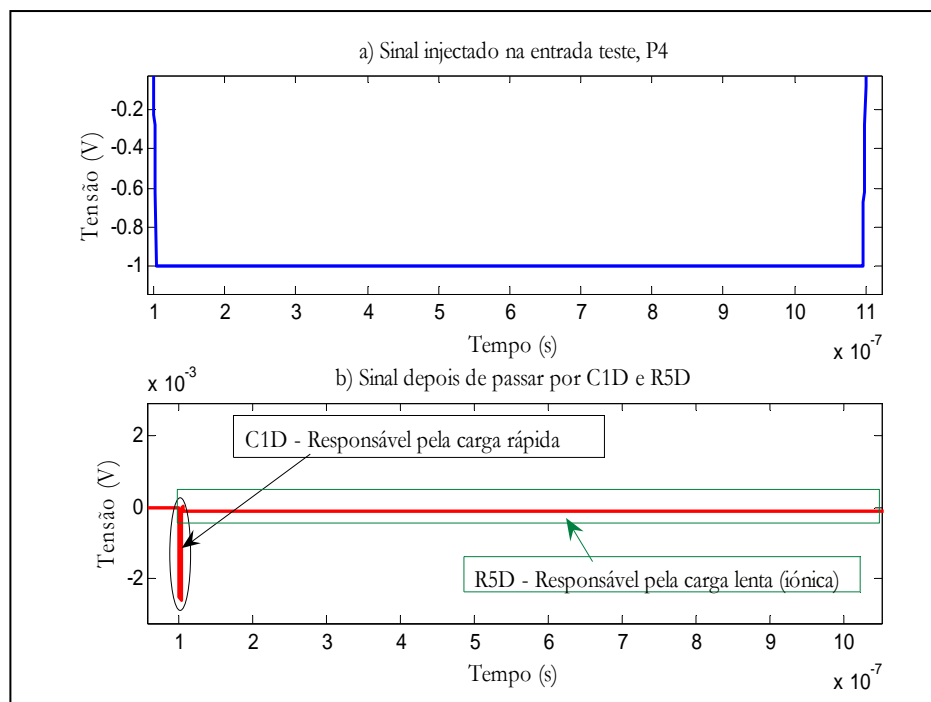


Gráfico 5.1 - Gráfico representativo da transformação sofrida pelo impulso quadrado à passagem pelo condensador C1D e pela resistência R5D

Ainda antes desta transformação existe um atenuador resistivo (R1D, R2D e R3D), com a função de executar a terminação do cabo que transporta o sinal e também de atenuar o sinal (ver gráfico 5.1 nomeadamente a diferença existente entre as tensões dos dois sinais). De seguida, o sinal é levado a um pré-amplificador. Como o modelo de simulação do amplificador BGM1013 não estava disponível, optou-se pela utilização em simulação de um simples bloco de ganho (ver gráfico 5.2).

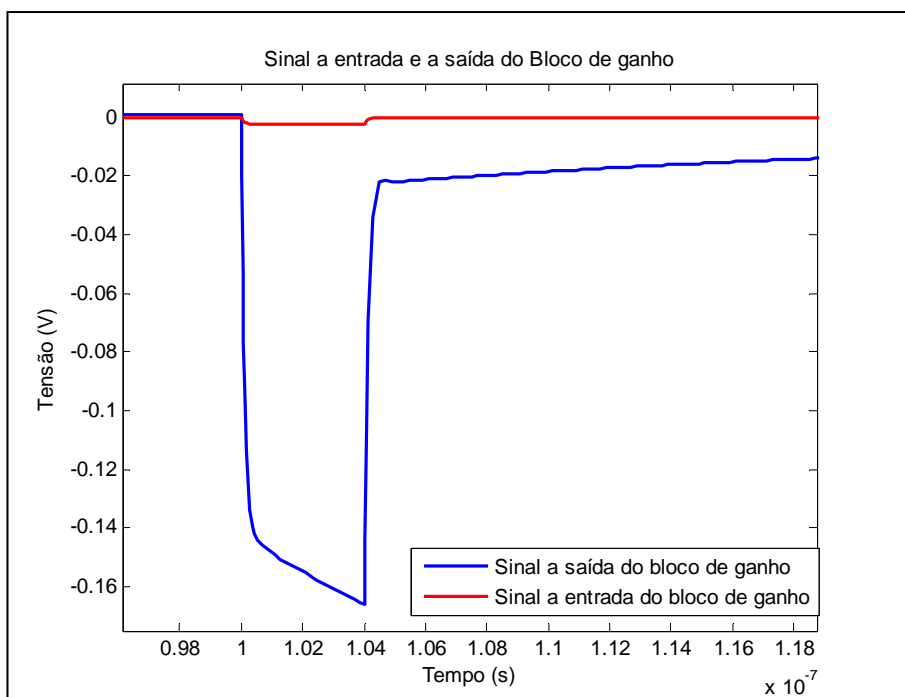


Gráfico 5.2 - Sinal antes e depois do bloco de ganho

O sinal já amplificado é conduzido de seguida até um *buffer*²³, donde se pretende ter acesso ao sinal analógico, isto é, uma saída de monitorização (ver figura 5.2).

Depois do primeiro estágio estar realizado, o sinal é então injectado nos estágios 2 e 3 que ocorrem em paralelo e simultaneamente (ver figuras 5.1 e 5.2).

Relativamente ao estágio 2, o sinal é levado a uma das entradas do comparador A, V_{in+} . A outra entrada, inversora, tem aplicado um nível de tensão fixo, dado por um divisor de tensão que vai definir um limiar fixo, V_{in-} . Quando a condição, $V_{in+} < V_{in-}$ (5.1) é verificada (ver figura 5.1 módulo referente ao comparador A) o comparador A dispara, permanecendo activo durante um período de tempo – período de tempo esse que será explicado mais adiante.

Uma característica interessante deste comparador, MAX 9601²⁴, é ter resistência de histerese ajustável. O mecanismo de histerese existe para evitar as várias transições que podem ocorrer no sinal de saída do comparador por causa do ruído do sinal de entrada. Verifica-se que o sinal de entrada, se for lento e ruidoso, pode passar diversas vezes pelo nível de discriminação e, como tal, no sinal de saída vão ocorrer múltiplas discriminações. Pelo contrário, na presença de histerese o circuito tem dois níveis de discriminação,

²³ *Buffer* – amplificador de ganho unitário com propriedades isoladoras (elevada impedância de entrada e baixa impedância de saída).

²⁴ Datasheet: http://www.maxim-ic.com/quick_view2.cfm/qv_pk/3400, visitado em 5 de Março de 2007

dependendo do valor na saída do comparador, o que evita o problema indicado (ver figura 5.3).

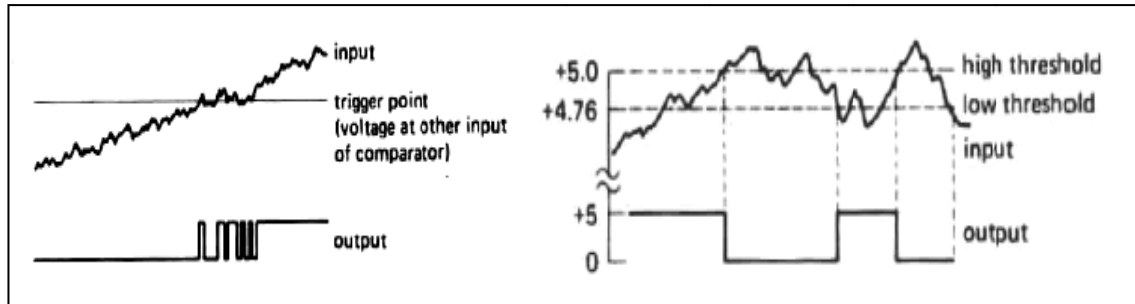


Figura 5.3 - Influência da histerese. a) Variação do sinal de saída com o ruído no sinal entrada.
b) Desempenho do sinal de saída com os dois níveis de discriminação

Através da figura 5.4 verifica-se que quanto menor for a resistência de histerese, maior será a tensão associada.

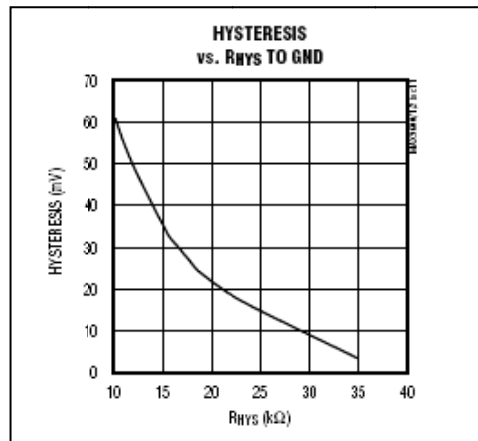


Figura 5.4 - Características da tensão de histerese em função da resistência de histerese para o comparador MAX 9601.

Assim a condição que realmente é verificada, não é a equação 5.1 mas sim:

$$V_{limiar\ Real} = V_{in^-} \pm V_{histerese} \quad (5.2)$$

com:

$$Comparador\ activo \rightarrow V_{limiar\ Real} = V_{in^-} + V_{histerese} > V_{in^-} \quad (5.3)$$

$$Comparador\ inactivo \rightarrow V_{limiar\ Real} = V_{in^-} - V_{histerese} < V_{in^-} \quad (5.4)$$

Simultaneamente com o estágio anterior está a decorrer o estágio 3. Como os sinais que vêm do detector são rápidos e de alta frequência torna-se mais fácil avaliar a carga se procedermos à prévia integração do sinal (ver módulo de integração de carga na figura 5.1). A largura do sinal de saída é relacionada com a carga de entrada, através da comparação do sinal integrado com um limiar em rampa (ver gráfico 5.3). Na mesma figura pode-se

verificar que se fosse utilizado um limiar fixo a variação temporal relacionada com a variação de carga seria diminuta.

Para executar este limiar em rampa, caso se usasse o sinal de carga sem integração prévia, seriam necessários componentes extremamente rápidos, correndo-se sempre o risco de se obterem resultados indesejáveis devido ao ruído. Como esta parte do circuito está responsável por processar somente a carga do sinal, a opção mais eficaz e simples foi integrar e trabalhar com o sinal nas baixas frequências, reduzindo-se assim os efeitos indesejados que poderiam advir do ruído.

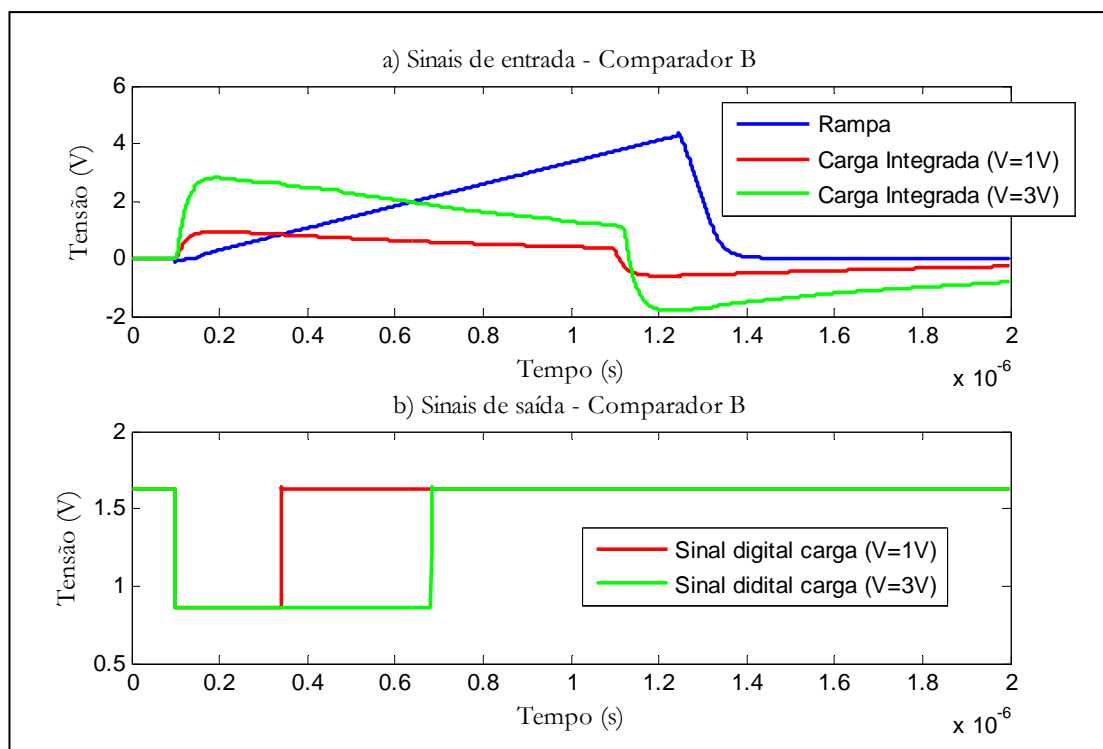


Gráfico 5.3 - Sinais relacionados com o Comparador B, a) Sinais de entrada, b) Sinais Saída

Assim, obtém-se os sinais de carga e em rampa dados pelo gráfico 5.3 a). Verificamos que à saída do comparador B (gráfico 5.3 b - sinal a vermelho) temos um sinal digital com uma determinada largura, T_Q , que transporta a informação relativa à carga do sinal inicial e que seguidamente será levado até uma das entradas *latch*²⁵ do comparador A (ver figura 5.1).

Observamos também que, quanto maior é a carga que originou o impulso mais longo é o sinal à saída do comparador B (ver gráfico 5.3). Relativamente ao sinal em rampa, os responsáveis pelos valores de tensão e do tempo são a resistência R_{ramp1} e o

²⁵ *Latch* - propriedade de alguns componentes. É um mecanismo usado para “bloquear” o componente num estado pretendido.

condensador Cramp2 (ver figura 5.1 – módulo gerador limiar em rampa), sendo estes os parâmetros que definem o declive do sinal.

O comparador B é activado imediatamente após a activação de A através de um mecanismo de *feedback*, que contém um divisor de tensão e um condensador (ver figura 5.1 parte direita, componentes RT2c, RT2d e Cfb), que ligam uma das entradas deste comparador a uma das saídas do comparador A. Desta forma garante-se um decaimento abrupto do limiar de comparação e consequentemente a activação atempada do início do sinal (ver gráfico 5.4).

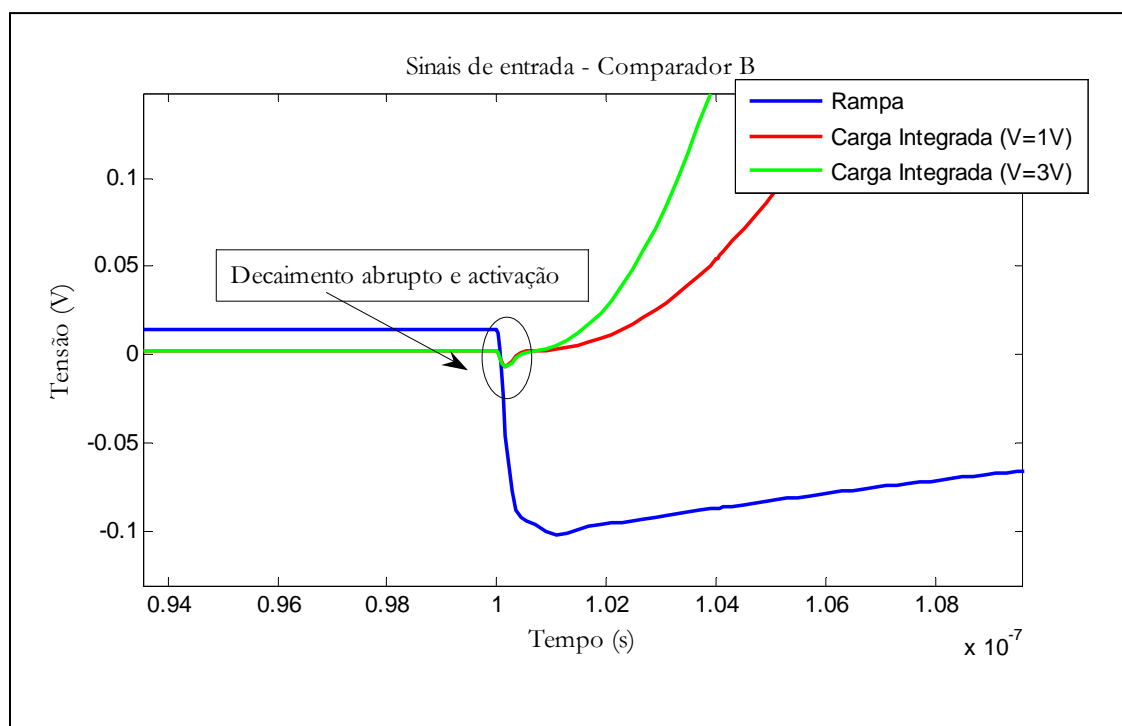


Gráfico 5.4 - Decaimento abrupto do sinal – activação imediata do comparador B

Relativamente ao tempo de activação do comparador A, este é dado por:

$$Tempo\ Activação = T_{\tau} + T_Q \quad (5.5)$$

onde $T_{\tau} = 1\mu s$ é um tempo de espera definido por nós e T_Q o tempo do sinal digital de carga (ver gráfico 5.5 b). Este tempo de activação é conseguido através de um mecanismo do comparador, as entradas *latch*, que bloqueia o estado lógico da saída do componente. O valor escolhido para T_{τ} é conseguido através de uma temporização RC (ver figura 5.1, componentes C1guard, C2guard, R1guard e R2guard) e tendo em conta o tempo que o detector leva para processar toda a carga que deu origem ao sinal. Durante o processamento da carga, impossibilita-se o comparador A de sofrer redispáros na parte do sinal que se refere à carga iónica, uma vez que esta parte do sinal pode ser maior que a condição (5.2). Quando os *latch* (gráfico 5.5 b - sinal amarelo) chegam ao fim deste tempo

de activação o comparador deixa de estar bloqueado e fica pronto para receber novos sinais.

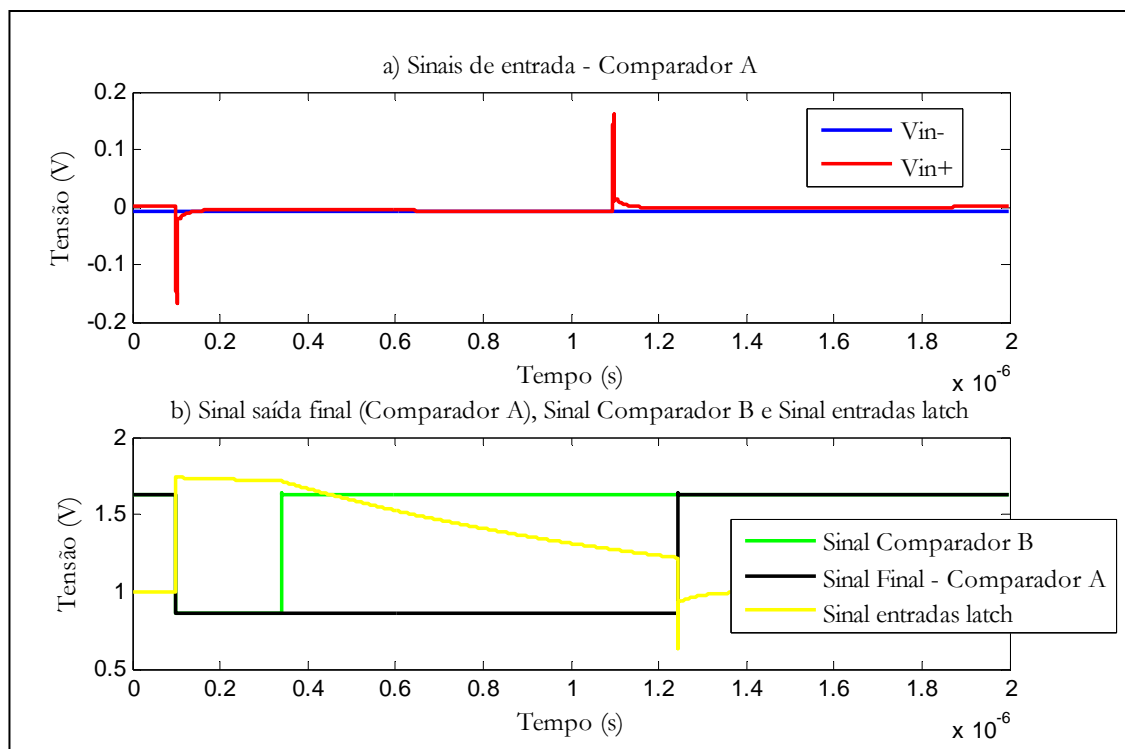


Gráfico 5.5 - Sinais referentes ao Comparador A, a) Sinais de entrada, b) Sinal de saída e de *latch*

O tempo total é dado pelo sinal de saída do comparador A, sinal a preto do gráfico anterior, e é posteriormente levado a um TDC (*Time to Digital Converter*).

5.2 Concepção da Placa de Circuito Impresso – Etapas até à obtenção do produto final

Como os resultados da simulação foram bastante satisfatórios, procedeu-se ao desenho da electrónica de leitura, usando a ferramenta de CAD (*Computer Assisted Design*).

A placa foi concebida para ter 4 camadas, duas de sinais e alimentações (*Top layer* e *Midlayer 2*, respectivamente) e outras duas de massa (*Midlayer 1* e *Bottom layer*), para se isolar o melhor possível os sinais evitando a mistura de sinais entre *layers* diferentes.

Optou-se por dividir a placa em duas partes: a parte da alimentação do circuito (ver figura 5.5 - metade esquerda da placa) e a parte do processamento de sinais (figura 5.5 - parte direita). O comparador MAX 9601 foi colocado no centro da placa, visto ser o componente chave. Colocaram-se perto do comparador todos os outros componentes que lhe dão assistência, de modo a evitarem-se perdas e interferências. Os componentes electrónicos mais importantes e os componentes que lhes prestam assistência foram seleccionados pelo desenhador do circuito electrónico. Os mais relevantes são o comparador Max 9601 da *Maxim Integrated Products*, o amplificador de tensão AD8055 da

Analog Devices, o pré-amplificador BGM1013 da *Philips* e o amplificador operacional OPA357 da *Burr-Brown Products*. Os restantes componentes foram seleccionados tendo em conta factores como o espaço e características particulares do circuito, como por exemplo, as fichas seleccionadas, da *Huber+Subner - MMCX*, que apresentam uma impedância de 50Ω , exactamente a mesma que a dos cabos de transmissão, e uma frequência máxima de interface de 6 GHz.

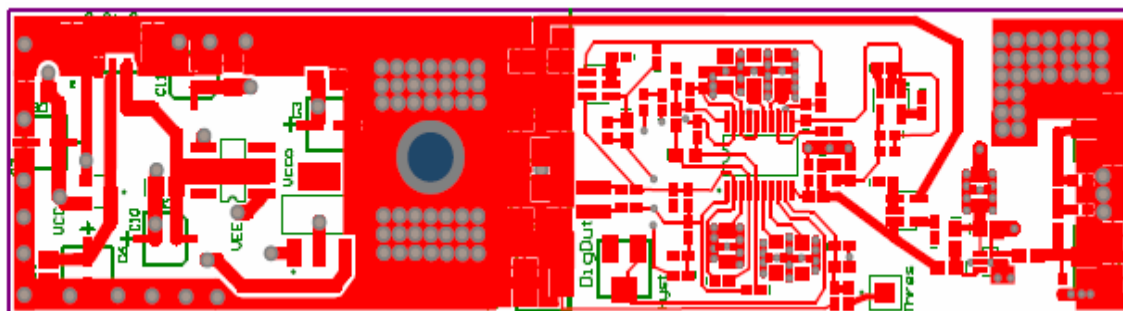


Figura 5.5 - Desenho da electrónica de leitura realizada com o Altium 2004

Passou-se, então, à primeira versão da electrónica de leitura (efectuada integralmente no LIP) e representada pela figura 5.6. Como no laboratório não é possível fazer circuitos impressos de quatro camadas, este foi concebido em duas camadas.

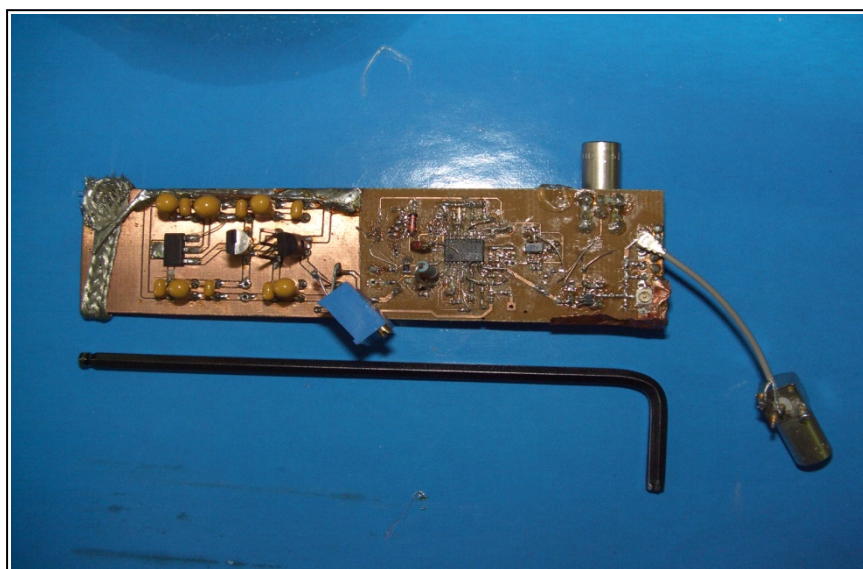


Figura 5.6 - Primeira versão da electrónica de leitura realizada no LIP

A partir deste momento estudou-se o circuito a nível experimental. O gerador de impulsos utilizado é da *Philips*, PM 5786B, com frequências na gama dos 1Hz – 125MHz e *rise time* de 2ns a 0,1s; o osciloscópio é da *Tektronix*, TDS 7104 – Digital Phosphor (1GHz e 10Gs/s). Para a realização desta experiência utilizou-se um impulso quadrado, com amplitude de aproximadamente 1V e largura de $1\mu\text{s}$, valores o mais aproximados possível dos da simulação.

Os problemas que surgiram de imediato foram:

- Quando o nível de *threshold* descia aos -10 mV o circuito oscilava;
- Sinal de rampa apresenta $Tempo_{subida} = Tempo_{descida}$ quando na simulação (gráfico 5.3 a) temos $Tempo_{subida} > Tempo_{descida}$.

Chegou-se à conclusão que:

O MAX 998, que nesta fase estava no lugar do OPA-357, não era uma boa opção como amplificador para integrar o módulo gerador de rampa.

Depois de levada a cabo a optimização necessária, surgiu uma nova versão do circuito impresso que se mandou construir numa empresa especializada na área. A colocação dos componentes foi efectuada no LIP (ver figura 5.7).

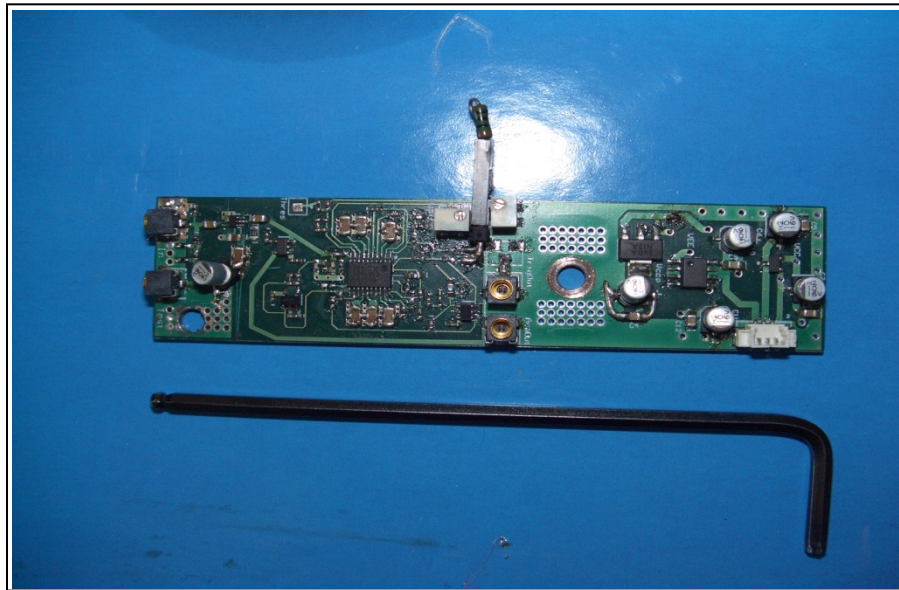


Figura 5.7 - Segunda versão da electrónica de leitura

As grandes diferenças apresentadas pela nova versão, relativamente à anterior, (ver figuras 5.6 e 5.7) são o facto de todos os componentes seleccionados serem SMD (*surface mount device*), o que levou a mudanças nos reguladores e nos potenciómetros, e a terem de se colocar mais vias ao longo da placa, para maior estabilidade do circuito.

5.3 Resolução Temporal do Sistema

5.3.1 Introdução

É nesta parte do trabalho que se vai verificar a viabilidade e o desempenho da electrónica de leitura construída. De uma forma sucinta, vai ser descrita a montagem experimental e de seguida calculados os valores da resolução temporal da electrónica de leitura e do sistema detector tRPC e electrónica de leitura. De seguida serão descritos e explicados os métodos e processos utilizados para extrair os valores de resolução.

5.3.2 Montagem Experimental

Na figura seguinte dão-se a conhecer todos os componentes que integram a montagem experimental (ver figura 5.8).

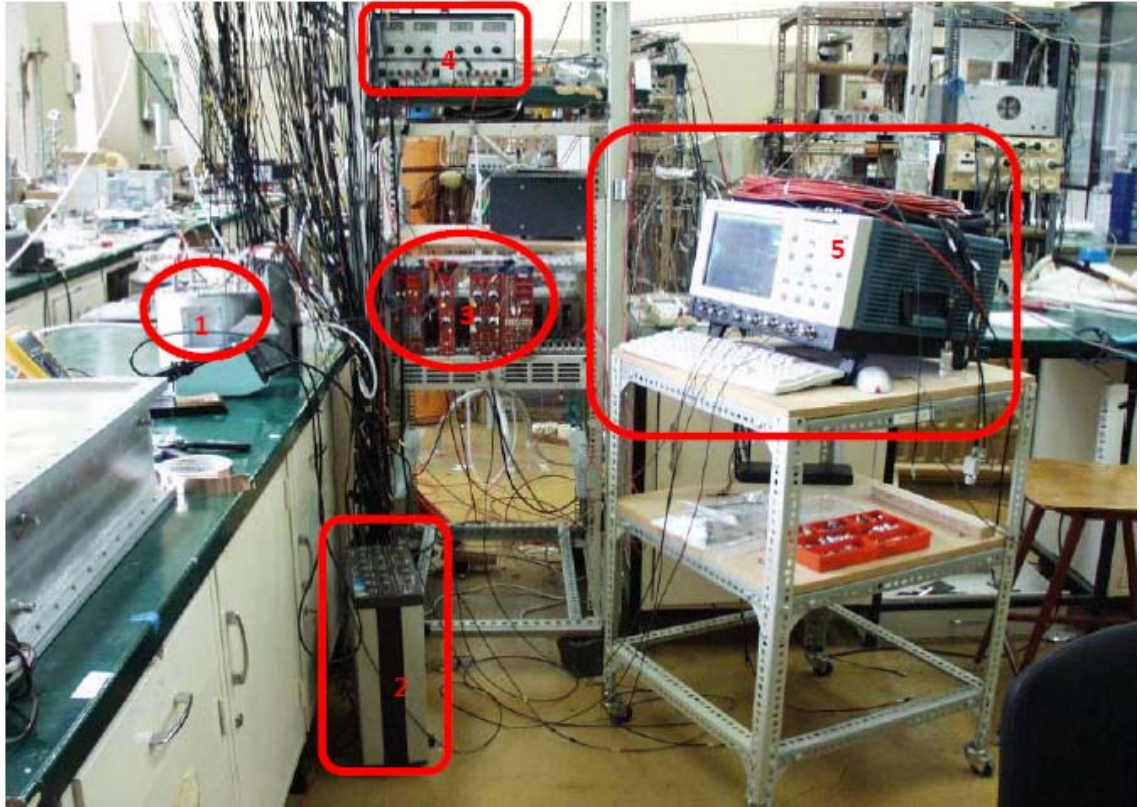


Figura 5.8 - Montagem experimental. 1 – Detector e electrónica de leitura, 2 - Gerador de Impulsos, 3 – Fontes de Alta Tensão (HV), 4 – Fonte de alimentação da electrónica de leitura 5 – Osciloscópio

O sistema é constituído por dois detectores tRPCs e respectivas placas de electrónica de leitura. Cada detector é composto por 6 placas de vidro, o que perfaz 5 espaços de amplificação, com 0,4 mm de espessura cada, e a separá-las existem 3 monofilamentos de nylon, dois nas extremidades e um no meio com 0,2 mm cada, o que confere ao espaço de amplificação uma extensão de 0,2 mm. Nas extremidades, para garantir imobilidade e rigidez às placas de vidro do detector, colou-se um componente de acrílico. Junto a cada uma das placas de vidro externas do detector é colocada uma folha de kaptón resistivo ligada à alta tensão (ver figura 5.9). Uma das extremidades é ligada a uma tensão positiva de +6500 V e a outra a uma tensão negativa de -6500 V.

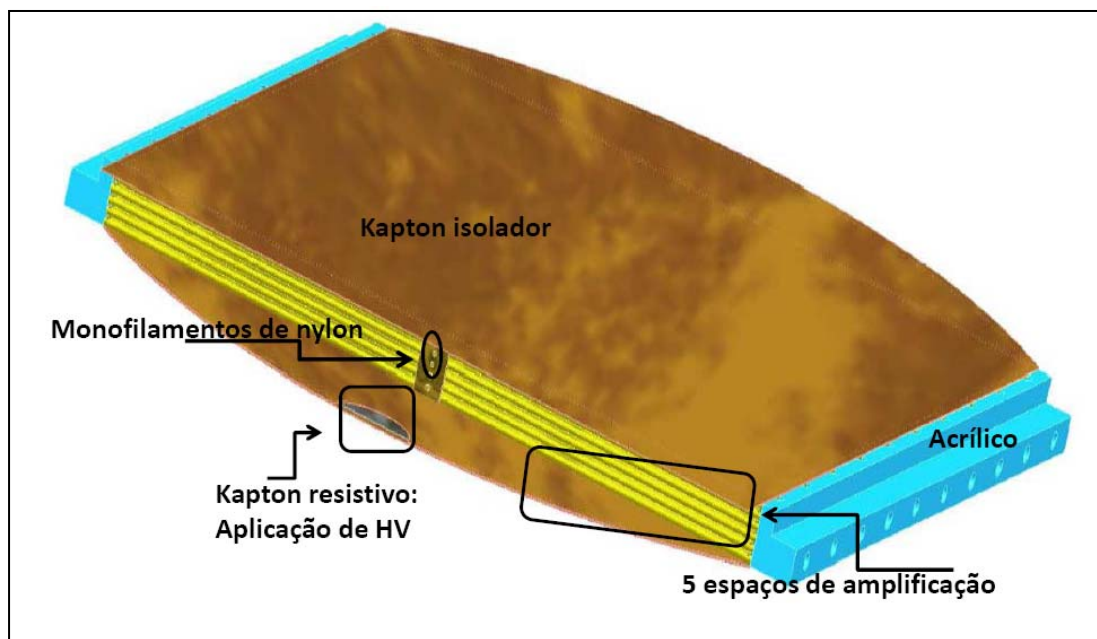


Figura 5.9 - Desenho do detector tRPC concebido para TOF-PET

De seguida é colocada uma folha de kapton isolador e por último são inseridos os eléctrodos de recolha. O sinal é posteriormente levado até à electrónica de leitura que se encontra fora da caixa de alumínio (ver figura 5.10).

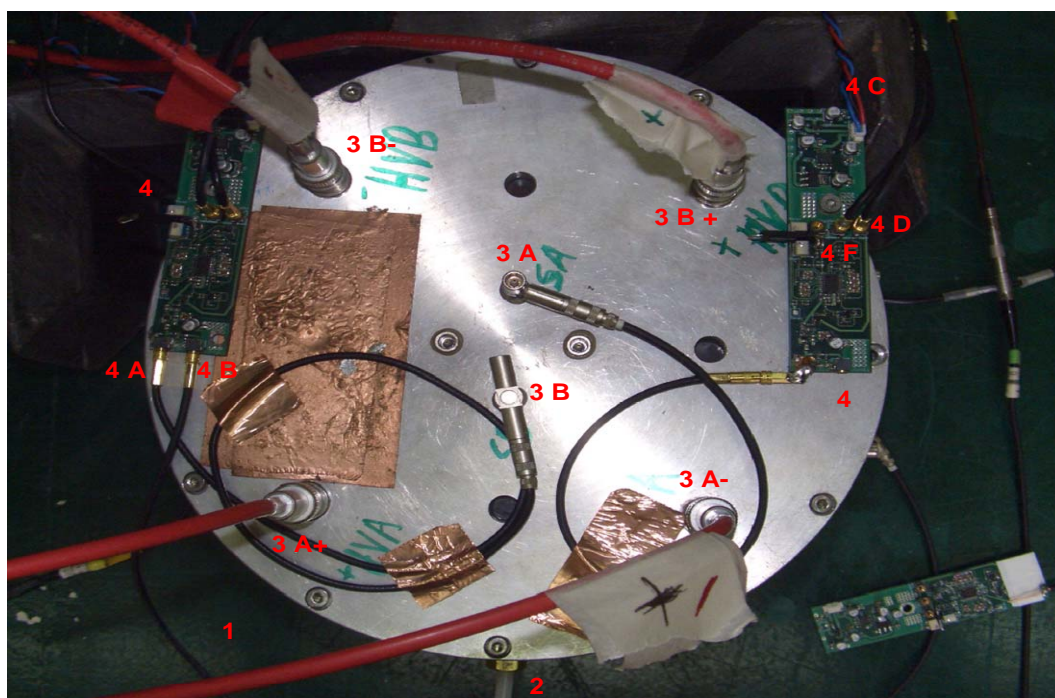


Figura 5.10 - Montagem Experimental (Detector e electrónica de leitura). 1 - Caixa de alumínio, 2 - entrada do gás, 3A+, 3A-, 3B- e 3B+ - entradas da HV, 3A e 3B - Saída do sinal detector, 4 - Electrónica de leitura, 4A - Entrada sinal detector na electrónica de leitura, 4B - Entrada sinal de teste na electrónica de leitura, 4C - alimentação da electrónica de leitura, 4D - Sinal de saída do *buffer* e 4F - Saída de *trigger*

A mistura de gás que se utilizou foi de 90% de tetrafluoretano ($C_2H_2F_4$) e 10% de hexafluoreto de enxofre (SF_6). Os detectores encontram-se fechados numa caixa de alumínio e são colocados paralelamente um ao outro, a uma distância de 13mm. A fonte de ^{22}Na é colocada a meio dos 13 mm, (ver figura 5.11). Entre a fonte e cada um dos detectores existe uma placa de PCB com 1,6 mm e uma folha de alumínio.

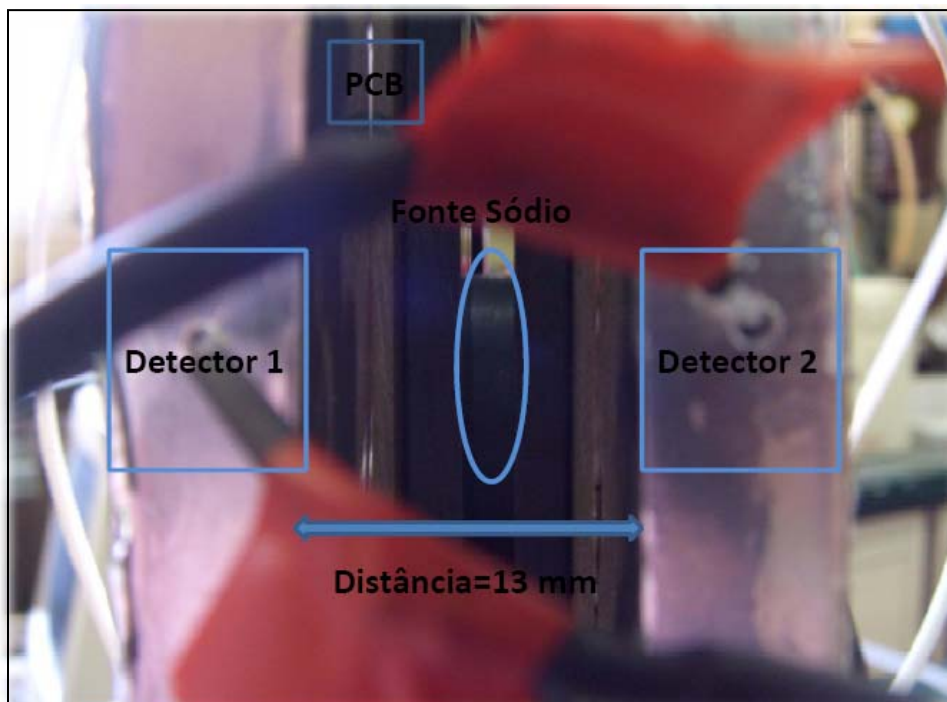


Figura 5.11 - Montagem experimental dos detectores e da fonte de ^{22}Na .

Os sinais medidos com a electrónica de leitura são da forma mostrada na figura 4.2. A electrónica processa-os (ver secções 4.3 e 5.1), de modo a que, no final, se obtenha um sinal digital com tempo de activação dado pela equação (5.5) e em que na sua largura esteja codificada a informação relativa à carga do sinal inicial.

O objectivo é captar e processar o instante em que cada fóton da aniquilação positrão-electrão atinge o detector (detecção em coincidência). A resolução temporal obtém-se fazendo-se a diferença entre os primeiros flancos dos sinais que chegam aos dois detectores.

5.3.3 Resultados Experimentais Obtidos

5.3.3.1 Resolução Temporal da Electrónica de Leitura

Para se obter a resolução temporal intrínseca da electrónica de leitura utilizou-se unicamente um detector e a respectiva electrónica de leitura.

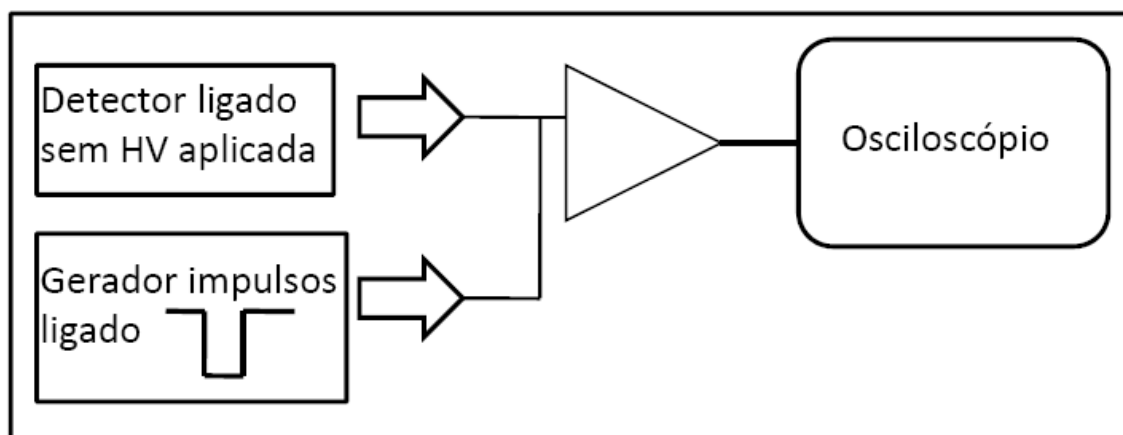


Figura 5.12 - Representação esquemática do modo de obtenção da resolução temporal intrínseca da electrónica de leitura. Um pulso quadrado fornecido por um gerador de sinais é levado até à entrada teste da electrónica de leitura. O detector é ligado à electrónica na outra entrada mas a alta tensão não é aplicada.

Numa primeira fase, ligou-se a entrada de teste da electrónica de leitura a um gerador de impulsos. Injectou-se um pulso quadrado e, variou-se a amplitude a fim de se verificar a influência das cargas na resolução temporal (ver figura 5.12 e gráfico 5.6 – sinal azul). Numa segunda fase, a entrada anteriormente mencionada permaneceu na mesma condição e ligou-se o detector à respectiva entrada, embora sem alta tensão aplicada (ver figura 5.12). A experiência correu exactamente do mesmo modo que a anterior. Pretende-se nesta fase verificar se existe ou não uma influência evidente do detector na resolução temporal da electrónica de leitura e, consequentemente, no desempenho da mesma (ver gráfico 5.6 – sinal a vermelho).

A posteriori e para se ter um termo de comparação mais preciso, foi medida a carga média equivalente do detector. Neste caso foi aplicada alta tensão ao detector tRPC, e o valor obtido foi de 70 fC (ver gráfico 5.6 – sinal a verde).

Assim, pode-se concluir que existe uma degradação da resolução temporal à medida que a carga diminui, para qualquer uma das experiências. A influência do detector na resolução temporal não é muito relevante e para uma carga média de 70 fC a electrónica de leitura apresenta uma resolução temporal na ordem dos 28 ps.

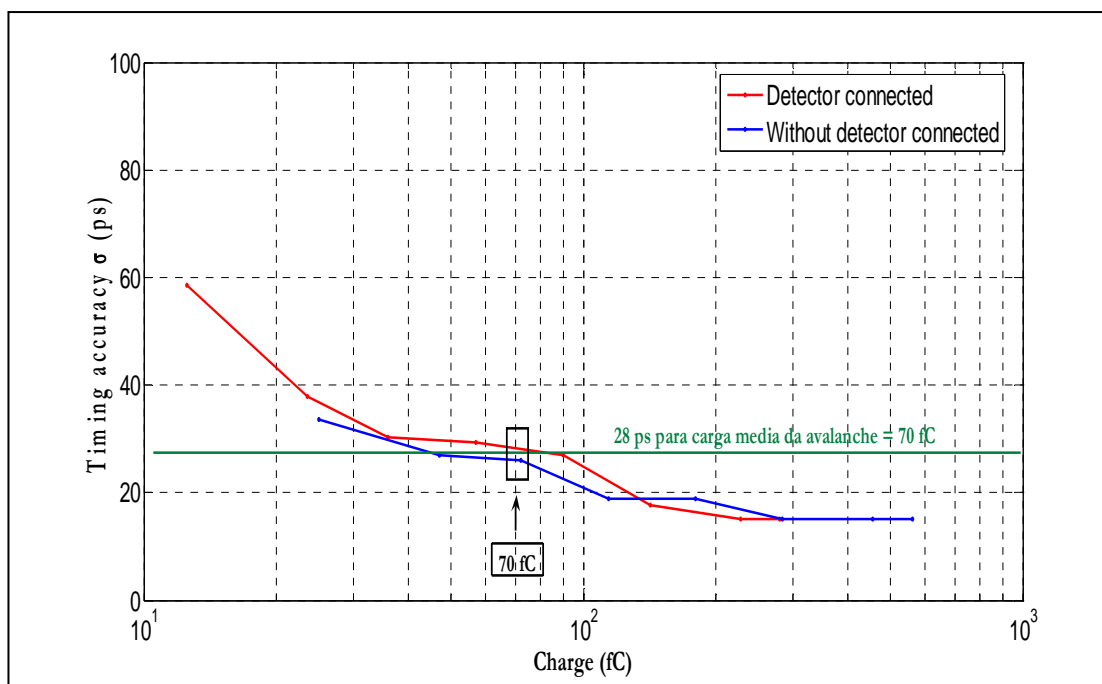


Gráfico 5.6 - Resolução temporal intrínseca da electrónica de leitura

5.3.3.2 Resolução Temporal do Sistema

5.3.3.2.1 Correlação entre a carga medida pelo TOT e a carga real vista pela câmara

Antes de se proceder à determinação da resolução temporal do sistema foi necessário verificar a correlação entre a carga dada pelo detector e o valor digital obtido para ela (ver gráfico 5.7). Pode dizer-se que a correlação é aproximadamente linear.

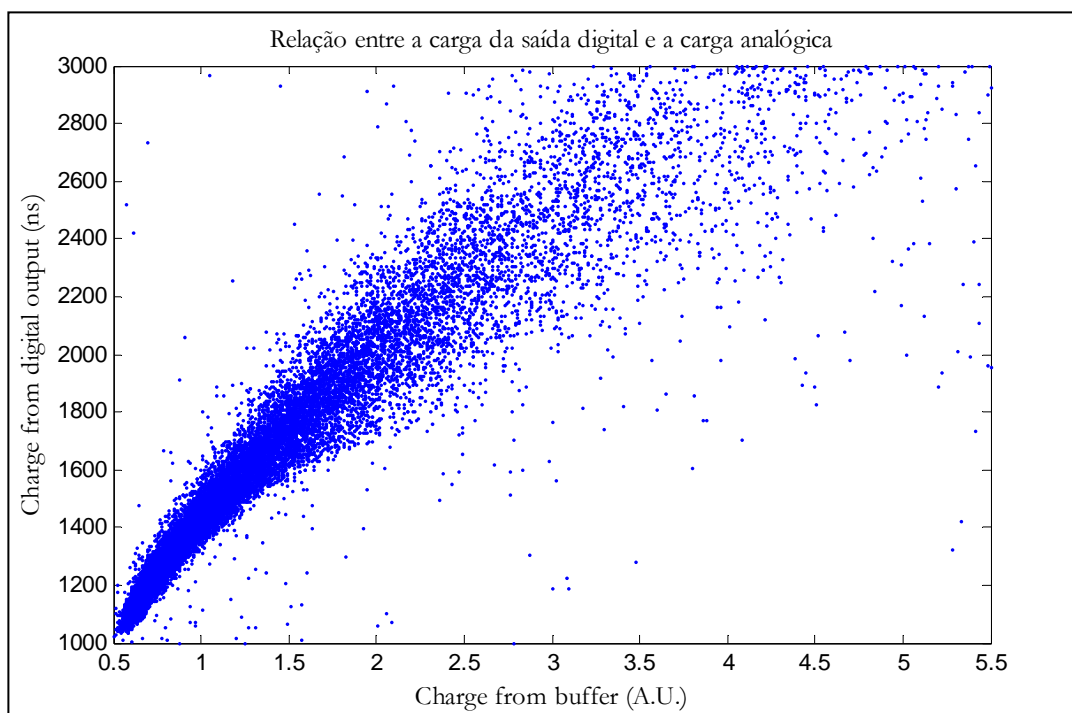


Gráfico 5.7 - Relação entre a carga digital da saída (largura do sinal) e a carga analógica

5.3.3.2 Correlação Carga - Tempo – “Slewing correction”

Como referido na secção 4.3, na determinação da resolução temporal do sistema há que ter em consideração a dependência do tempo medido em ordem à carga. Esta característica, se não for tida em conta, leva a uma degradação da resolução temporal do sistema. Através da observação do gráfico 5.8 a) verifica-se uma correlação forte entre a carga e o tempo. Observa-se que, para amplitudes mais pequenas, o TOF é maior e vice-versa. Assim é necessário fazer correcções entre estes dois parâmetros de modo a eliminar essa dependência (ver gráficos 5.8 a e 5.8 b) e, como tal, obter a melhor resolução temporal (ver gráfico 5.9). As correcções são feitas ajustando-se à diferença de tempos em função da carga um polinómio de grau n , grau escolhido pelo utilizador.

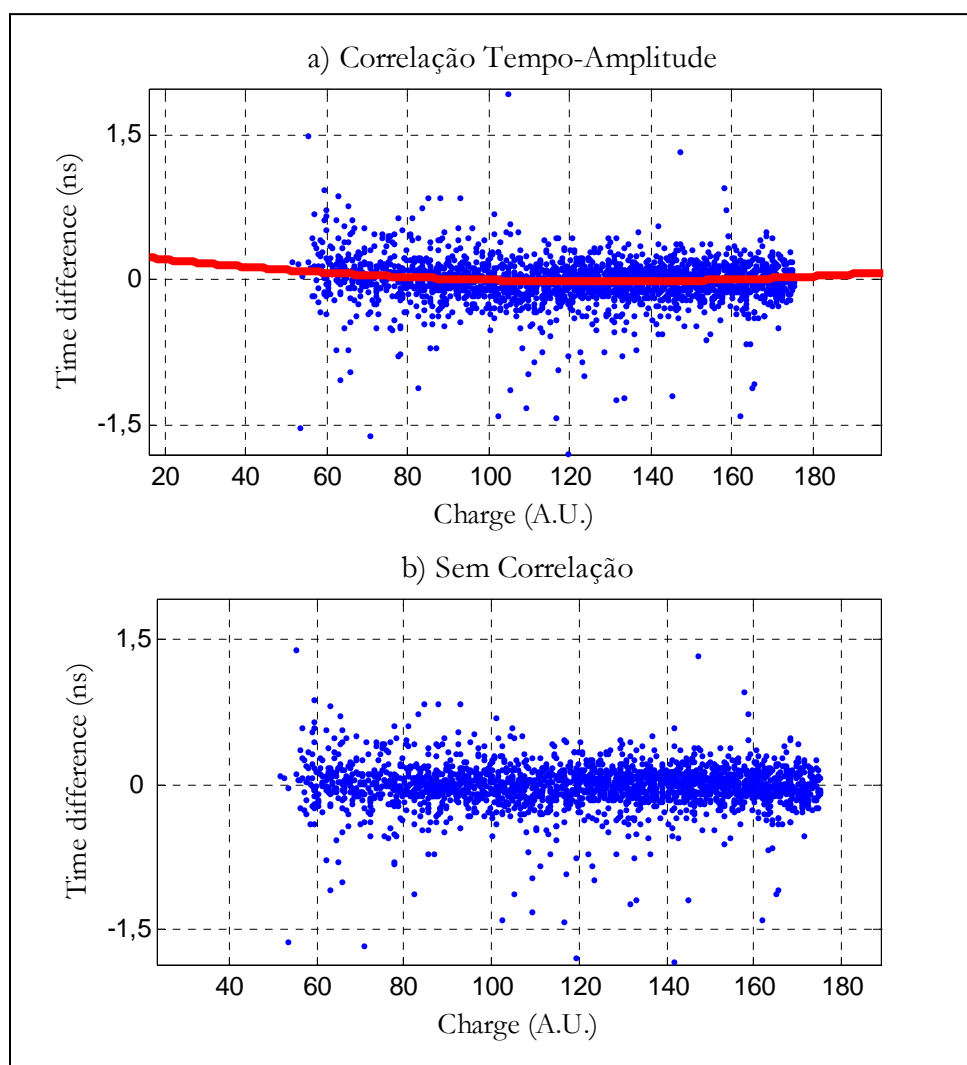


Gráfico 5.8 - a) Correlação tempo – amplitude, b) sem correlação. Este gráfico obtém-se depois de efectuadas as correcções necessárias às correlações.

5.3.3.2.3 Determinação da Resolução Temporal do Sistema

Depois de obtida a resolução temporal intrínseca da electrónica e eliminada a correlação tempo-carga, vai-se agora determinar a resolução temporal do sistema

constituído por, detector e electrónica de leitura. Nesta fase utilizam-se dois detectores tRPC e as respectivas electrónicas de leitura (ver figura 5.13).

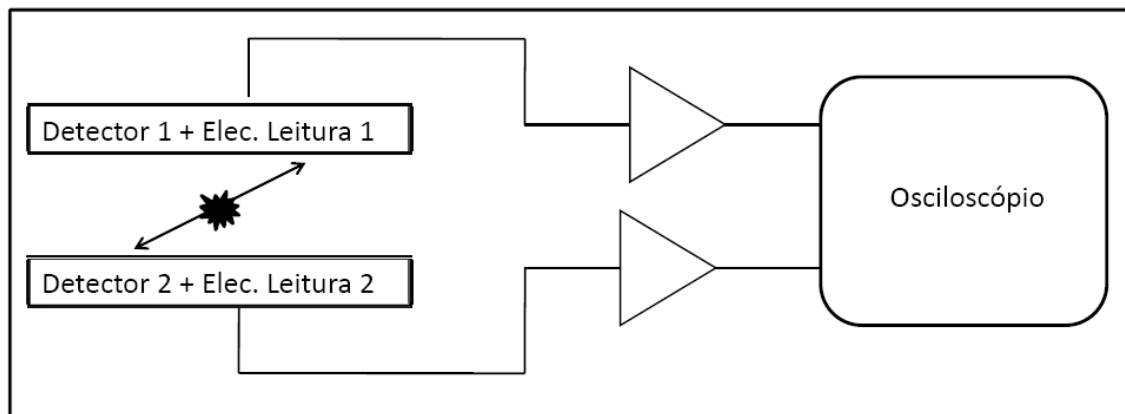


Figura 5.13 - Representação esquemática do modo de obtenção da resolução temporal do sistema (detector e electrónica de leitura). Os detectores tRPC são ligados e quando se dá a aniquilação positrão-electrão do meio começa todo o processo descrito no capítulo 3, 4 e 5.

Depois de os dados recolhidos, procedeu-se à sua análise e processamento, recorrendo-se a algoritmos feitos em Matlab. Como mencionado anteriormente (ver secção 4.3), tem de aplicar-se uma correcção, uma vez que o tempo medido está correlacionado com a amplitude do sinal analógico. Assumindo que os dois detectores utilizados são iguais, ver equação (5.6), a largura da distribuição dos tempos corrigidos corresponde à soma quadrática da resolução temporal da célula do detector e da resolução temporal do canal da electrónica de leitura.

$$\sigma_{\Delta t}^2 = \sigma_{\text{subsistema1}}^2 + \sigma_{\text{subsistema2}}^2$$

$$\text{se: } \sigma_{\text{subsistema1}}^2 = \sigma_{\text{subsistema2}}^2$$

$$\sigma_{\Delta t}^2 = \sqrt{2} \sigma_{\text{subsistema1,2}}^2 \leftrightarrow \sigma_{\text{subsistema1,2}} = \sigma_{\Delta t} / \sqrt{2} \quad (5.6)$$

O algoritmo concebido faz inicialmente uma interpolação para aumentar a precisão dos dados que vêm do osciloscópio. A correlação existente entre a carga e o tempo é ajustada a uma função quadrática ou linear, que serve para corrigir o tempo, eliminando a correlação anterior. No final, constrói-se o histograma da diferença de tempos e ajusta-se uma função Gaussiana num intervalo de tempo $\pm 1.5\sigma$ à volta do valor médio, (ver gráfico 5.9). Deve referir-se que o algoritmo implementado é mais complexo, do que a ideia que aqui se explicou, consistindo em passos sucessivos até chegar à eliminação da correlação.

Obtivemos uma resolução temporal para os dois detectores e respectivas electrónicas de $\sigma = 126$ ps (ver gráfico 5.9). Como temos que ter em conta as duas câmaras e uma vez que se assumiu que estas são exactamente iguais, para se obter a resolução temporal de um detector e da electrónica de leitura, divide-se o resultado anterior por um factor de $\sqrt{2}$.

O valor final pretendido é de: $\sigma = 126/\sqrt{2} \approx 89ps$

É habitual em PET trabalhar-se com valores dados em função da *Full Width at Half Maximum* (FWHM). Esta função é a expressão dada pela diferença entre dois valores extremos da variável independente quando a variável dependente é igual a metade do seu valor máximo (ver figura 5.14). Quando uma distribuição é Gaussiana, este parâmetro está relacionado com o desvio padrão, σ , através da expressão:

$$FWHM = 2\sqrt{2 \cdot \ln \cdot (2)} \sigma \sim 2,35 \sigma$$

Assim, a resolução temporal do sistema nestas unidades é de: $FWHM = 2.35 \times 126 ps \approx 300 ps$ FWHM.

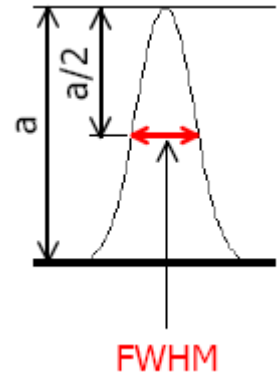


Figura 5.14 - Full Width at Half Maximum

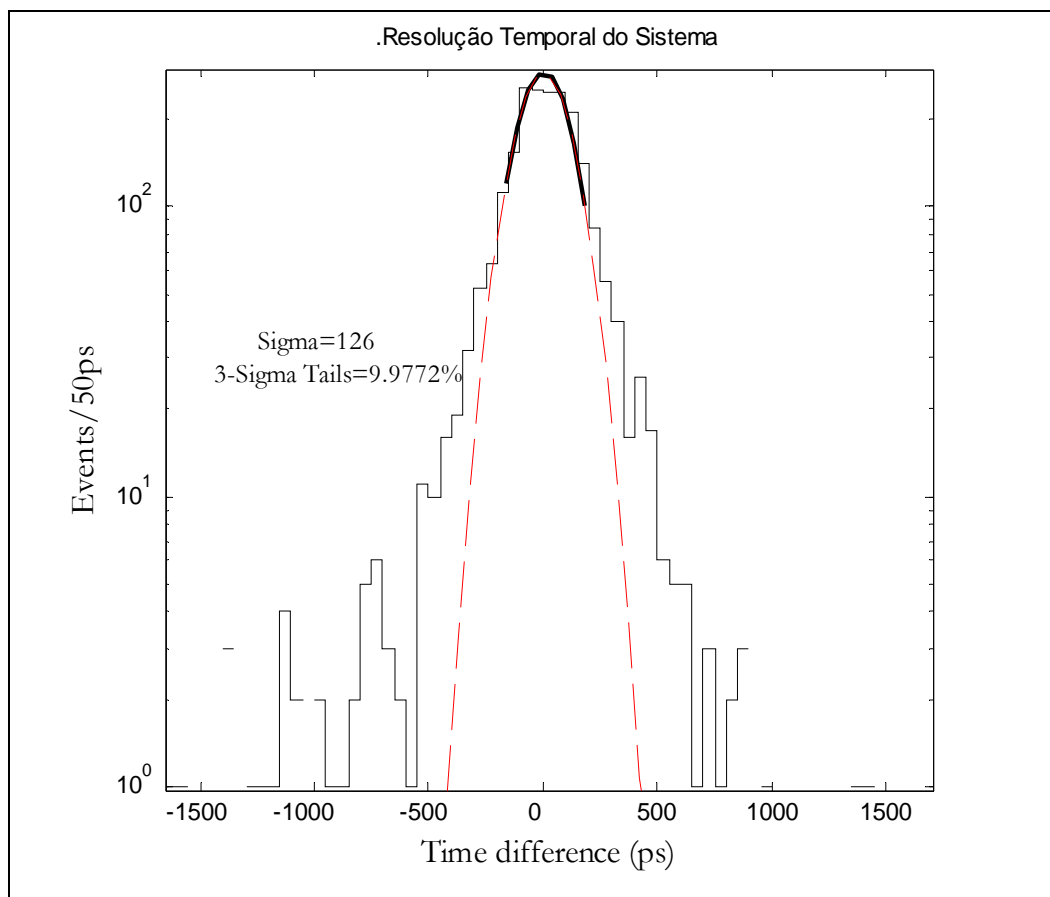


Gráfico 5.9 - Determinação da resolução temporal. Distribuição do ToF corrigido e ajuste de uma distribuição Gaussiana.

5.3.3.3 Variação da Resolução Temporal com a Alta Tensão

Uma vez que é necessário realizar medidas para vários valores de alta tensão achou-se relevante medir a variação da resolução temporal com este parâmetro. Observa-se (ver gráfico 5.10), que o valor ideal de alta tensão para a aquisição da melhor resolução temporal é de 6500 V, valor que se assumiu ao longo da experiência.

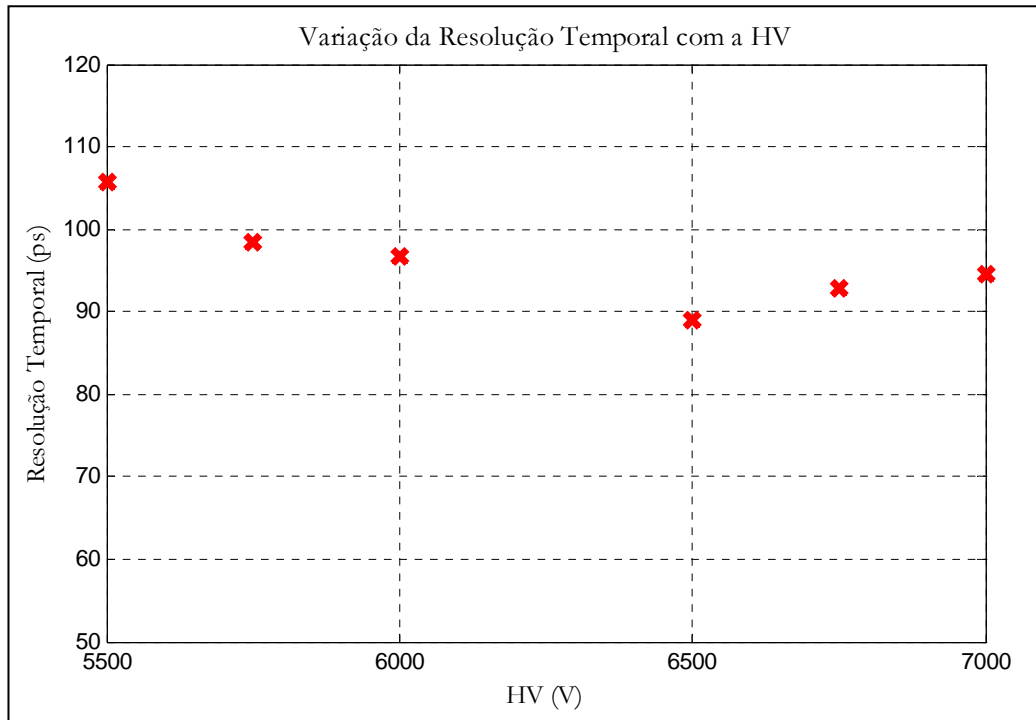


Gráfico 5.10 - Variação da Resolução Temporal com a Alta Tensão

Referências Bibliográficas

[1] Horowitz, Paul; Hill, Winfield; *The art of Electronics* (2nd edition), 1989, Cambridge University Press

[2] <http://www.nxp.com/pip/BGM1013.html>

[3] http://www.analog.com/en/prod/0,,759_786_AD8055,00.html

[4] <http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/opa357.html>

[5] http://www.maxim-ic.com/quick_view2.cfm/qv_pk/3400

[6] http://www.maxim-ic.com/quick_view2.cfm/qv_pk/1824

6 Conclusões

O objectivo principal deste trabalho era medir a resolução temporal de uma nova electrónica de leitura concebida para aplicação a um sistema de tRPC destinado a TOF-PET. Para tal, depois de se ter acesso ao desenho em versão esquemática da futura electrónica de leitura, estudou-se a respectiva simulação. Posteriormente, desenhou-se a respectiva electrónica de leitura, construiu-se e, para finalizar, testou-se o desempenho e viabilidade reais, recorrendo a um gerador de impulsos, numa fase inicial, e, de seguida, ao próprio detector tRPC.

Verificou-se que existe uma correlação, aproximadamente linear, entre a carga dada pelo detector e a carga medida digitalmente com a electrónica de leitura.

O detector foi operado com uma mistura de gás não inflamável à pressão atmosférica e o sistema detector e electrónica de leitura demonstrou um desempenho para a resolução temporal de 90 ps, ou seja, 300 ps FWHM para uma tensão aplicada de 6500 keV. Demonstrou-se experimentalmente que a melhor resolução temporal é alcançada para esta tensão, comparativamente com os valores obtidos de 105 ps para uma tensão de 5500 keV e 95 ps para 7000 keV.

O resultado obtido para a resolução temporal do sistema proposto, demonstra a fiabilidade do uso de tRPCs para futura aplicação a sistemas de TOF-PET, já que se conseguiu valores de 90 ps, melhores que as outras técnicas existentes, tais como os detectores que usam cristais de cintilação. Tendo, as tRPC, as vantagens de poderem ser construídos em grandes dimensões a baixo custo e de terem elevada resolução temporal em relação aos cristais e também a vantagem de serem de simples montagem.

Actualmente, os tomógrafos TOF-PET comercializados para uso clínico usam a tecnologia dos cristais de cintilação, nomeadamente, os cristais BGO. Novos cristais estão a ser desenvolvidos e testados, e resoluções temporais entre os 300 - 475 ps foram obtidas para cristais de LSO (dependendo do tamanho e da forma) e 500 ps para cristais de LaBr₃. Contudo o elevado custo que esta tecnologia comporta, continua a ser uma barreira a ultrapassar. Neste sentido, as tRPC apresentam-se como fortes substitutos à tecnologia baseada em detectores de cristais de cintilação.