INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**DESENVOLVIMENTO DE SONDAS CIRÚRGICAS RADIOGUIADAS COM
SEMICONDUTORES DE TlBr E COM CRISTAIS CINTILADORES DE CsI(Tl)**

FÁBIO EDUARDO DA COSTA

**Tese apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Doutor em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear – Aplicações**

Orientadora:

Dra. Margarida Mizue Hamada

São Paulo

2006

*Aos meus avós, meus pais, minha esposa e meus
amigos por toda a atenção, paciência e
cooperação durante esta minha jornada.*

Agradecimentos

Á Dra. Margarida Mizue Hamada pela orientação, amizade e incentivo nesta empreitada,

Ao Dr. Paulo Roberto Rela pela amizade, incentivo e por sua incansável cooperação técnica para realização deste trabalho,

Ao Dr. Renato Santos de Oliveira Filho, Professor Orientador do Programa de Pós-Graduação em Cirurgia Reparadora da Escola Paulista de Medicina da Universidade Federal de São Paulo e Coordenador da Linha de Pesquisa " Linfonodo Sentinela no Melanoma Cutâneo" – CNPQ pelo incentivo, sugestões neste trabalho e pelos testes " in vivo" das sondas desenvolvidas,

À Dra. Icimone Braga Oliveira pelos cristais de TlBr,

À M.Sc. Maria da Conceição Costa Pereira pelos cristais de CsI(Tl),

Ao Dr. Jairo Wagner, Chefe do Serviço de Medicina Nuclear do Hospital Israelita Albert Einstein pelo incentivo e sugestões neste trabalho,

Ao Dr. Carlos Henrique de Mesquita pelo incentivo e dezenas de horas de discussão neste trabalho,

Ao Dr. Paulo Márcio Coifman pela amizade, incentivo e cooperação para realização deste trabalho,

A FAPESP e ao CNPq pelo apoio financeiro a este trabalho e

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares pela oportunidade.

SUMÁRIO

RESUMO	1
ABSTRACT	2
 1 – INTRODUÇÃO	 3
<i>1.1 – OBJETIVO DO TRABALHO</i>	<i>11</i>
<i>1.2 – ASPECTOS RELEVANTES DO TRABALHO</i>	<i>12</i>
 2 – FUNDAMENTOS TEÓRICOS	 13
<i>2.1 – TIPOS DE DETECTORES DE RADIAÇÃO</i>	<i>13</i>
<i>2.1.1 – CÂMARA DE IONIZAÇÃO</i>	<i>13</i>
<i>2.1.2 – DETECTOR PROPORCIONAL</i>	<i>14</i>
<i>2.1.3 – DETECTOR GEIGER-MÜLLER</i>	<i>14</i>
<i>2.1.4 – DETECTORES CINTILADORES</i>	<i>15</i>
<i>2.1.5 – DETECTORES SEMICONDUTORES</i>	<i>17</i>
<i>2.2 – ELETRÔNICA ASSOCIADA AO CONJUNTO DETECTOR</i>	<i>19</i>
<i>2.2.1 – PRÉ-AMPLIFICADOR</i>	<i>20</i>
<i>2.2.2 – AMPLIFICADOR</i>	<i>23</i>
<i>2.2.3 – DISCRIMINADOR DE ENERGIA</i>	<i>24</i>
<i>2.2.4 – UNIDADE CONTADORA</i>	<i>25</i>
<i>2.2.5 – CONVERSOR DA TAXA DE PULSOS EM UMA FREQUÊNCIA AUDÍVEL</i>	<i>25</i>
<i>2.2.6 – FONTE DE ALIMENTAÇÃO E FONTE DE POLARIZAÇÃO PARA O DETECTOR</i>	<i>26</i>
<i>2.3 – CRITÉRIOS PARA AVALIAÇÃO DAS SONDAS CIRÚRGICAS RADIOGUIADAS</i>	<i>27</i>
<i>2.3.1 – SELETIVIDADE ESPACIAL</i>	<i>28</i>
<i>2.3.2 – RESOLUÇÃO ESPACIAL</i>	<i>30</i>
<i>2.3.3 – SENSIBILIDADE MÁXIMA</i>	<i>32</i>
<i>2.3.4 – QUALIDADE DA BLINDAGEM</i>	<i>33</i>

2.3.5 – RESOLUÇÃO ENERGÉTICA	34
2.3.6 – APRESENTAÇÃO DAS CONTAGENS	36
3 – MATERIAL E MÉTODOS	38
3.1 – PRÉ-AMPLIFICADOR PARA O SINAL DO DETECTOR NA SONDA	38
3.2 – ESCOLHA DO TRANSISTOR DE EFEITO DE CAMPO DA PRIMEIRA PARTE DO PRÉ-AMPLIFICADOR	40
3.3 – ESCOLHA DO AMPLIFICADOR OPERACIONAL DA SEGUNDA PARTE DO PRÉ-AMPLIFICADOR	42
3.4 – SELEÇÃO DOS FOTODIODOS	43
3.5 – COMPARAÇÃO DO PRÉ-AMPLIFICADOR DESENVOLVIDO COM UM PRÉ-AMPLIFICADOR COMERCIAL	44
3.6 – UTILIZAÇÃO DO PRÉ-AMPLIFICADOR DESENVOLVIDO COM O DETECTOR SEMICONDUTOR DE TlBr	46
3.7 – SONDAS 1 E 2 UTILIZANDO CRISTAIS CINTILADORES DE CsI(Tl) E FOTODIODOS S5106	48
3.8 – ESTUDO DA DISPOSIÇÃO DO CRISTAL DE CsI(Tl) E DO FOTODIODO S5106 PARA UTILIZAÇÃO NA SONDA 3	51
3.9 – SONDA 3 UTILIZANDO CRISTAL CINTILADOR DE CsI(Tl) E FOTODIODO S5106	52
3.10 – SONDAS COM CRISTAIS SEMICONDUTORES DE TlBr	54
3.11 – AVALIAÇÃO DAS SONDAS	57
3.12 – UNIDADES DE CONTAGEM E RASTREAMENTO SONORO	58
3.13 – PROGRAMA DE CONTAGEM E MEMORIZAÇÃO DE MÁXIMOS	59
4 – RESULTADOS E DISCUSSÃO	61
4.1 – PRÉ-AMPLIFICADOR PARA O SINAL DO DETECTOR NA SONDA	61
4.2 – ESCOLHA DO TRANSISTOR DE EFEITO DE CAMPO	64
4.3 – ESCOLHA DO AMPLIFICADOR OPERACIONAL DA SEGUNDA PARTE DO PRÉ-AMPLIFICADOR	65
4.4 – SELEÇÃO DOS FOTODIODOS	66
4.5 – COMPARAÇÃO DO PRÉ-AMPLIFICADOR DESENVOLVIDO COM UM PRÉ-AMPLIFICADOR COMERCIAL	68

<i>4.6 – UTILIZAÇÃO DO PRÉ-AMPLIFICADOR DESENVOLVIDO COM O DETECTOR DE TlBr</i>	69
<i>4.7 – SONDAS 1 E 2 UTILIZANDO CRISTAIS CINTILADORES DE CsI(Tl) E FOTODIODOS S3590</i>	72
<i>4.8 – ESTUDO DA DISPOSIÇÃO DO CRISTAL DE CsI(Tl) E DO FOTODIODO S5106</i>	78
<i>4.9 – SONDA 3 UTILIZANDO CRISTAL CINTILADOR DE CsI(Tl) E FOTODIODO S5106</i>	80
<i>4.10 – SONDA 4 COM CRISTAL SEMICONDUTOR DE TlBr</i>	85
<i>4.11 – SONDA 5 COM CRISTAL SEMICONDUTOR DE TlBr</i>	88
<i>4.12 – UNIDADES DE CONTAGEM E RASTREAMENTO SONORO</i>	93
<i>4.13 – PROGRAMA DE CONTAGEM E MEMORIZAÇÃO DE MÁXIMOS</i>	95
<i>4.14 – ESTIMATIVA DE CUSTO</i>	97
5 – CONCLUSÕES	99
6 – PROJETOS FUTUROS	100
7 – REFERÊNCIAS	101
APÊNDICE A – ESQUEMAS ELÉTRICOS	112
APÊNDICE B – PROGRAMA DE CONTAGEM E MEMORIZAÇÃO DE MÁXIMOS	119

DESENVOLVIMENTO DE SONDAS CIRÚRGICAS RADIOGUIADAS COM SEMICONDUTORES DE TI Br E COM CRISTAIS CINTILADORES DE CsI(Tl)

Fábio Eduardo da Costa

RESUMO

As cirurgias radioguiadas, utilizando sondas com detectores de radiação, têm sido destaque na área médica na última década. Esta técnica consiste na marcação de lesões com uma substância radioativa, que injetada no paciente, concentra-se no tumor e auxilia a sua localização durante o ato cirúrgico. Entre as cirurgias radioguiadas, a identificação e exame do linfonodo sentinela, tem revolucionado a conduta de neoplasias em estágio inicial, quando estas estão sendo disseminadas pela via linfática. As condições impostas por uma cirurgia e a proximidade entre alguns linfonodos, exige das sondas, reduzidos diâmetros e capacidade de identificação individual destes linfonodos marcados com um radiofármaco. O mercado internacional fornece sondas adequadas com cristais cintiladores e com semicondutores de telureto de cádmio, CdTe, mas que algumas vezes carecem de uma pronta assistência técnica no mercado brasileiro devido a todo o conjunto ser importado. Este trabalho desenvolveu sondas com tecnologia nacional, utilizando cristais cintiladores de iodeto de cério dopado com tálio, CsI(Tl) e, em substituição aos cristais semicondutores de CdTe, o cristal de brometo de tálio, TlBr que é um meio semiconductor detector em desenvolvimento mundialmente, com vantagens em relação ao CdTe. Ambos os cristais utilizados foram crescidos no IPEN. Toda a eletrônica necessária, e em especial, o pré-amplificador, que constituía também um fator limitante para desenvolvimento destes tipos de sonda no país, foram desenvolvidos com componentes encontrados no mercado nacional. Medidas sistemáticas de resolução espacial, seletividade espacial, sensibilidade máxima e qualidade da blindagem foram realizadas para as sondas desenvolvidas. Os resultados mostraram que dois modelos de sonda, uma com o cristal de CsI(Tl) e outra com o semiconductor de TlBr atenderam as qualidades sugeridas pela literatura internacional para sondas cirúrgicas radioguiadas.

DEVELOPMENT OF SURGICAL GAMMA PROBES WITH TlBr SEMICONDUCTORS AND CsI(Tl) SCINTILLATORS CRYSTALS

Fábio Eduardo da Costa

ABSTRACT

Radioguided surgery, using probes with radiation detectors, has been prominent in the medical area in the last decade. This technique consists in injecting a radioactive substance to concentrate in tumour and assist the localization during the surgical procedure. The radioguided surgeries allowing the identification of lymph node has revolutioned the behavior of tumour in initial stadium when are being spread by lymphatic way. The conditions imposed to the surgery due the proximity between some lymph nodes, demands of the probes, a small diameters and capacity of individual identification of these lymph nodes radiolabelled by a specific tracer. The international market supplies these probes with CdTe semiconductors and scintillators, but there is some time lack a promptly technical assistance in the Brazilian market. This work developed probes with national technology, using CsI(Tl) scintillators crystals and, in substitution to CdTe crystals semiconductors, the TlBr crystal, that is a new semiconductor detector in a world-wide development, with advantages in relation to the CdTe. Both crystals have been grown in IPEN. All the necessary electronics, specially, the preamplifier, that was also a restrictive factor for development of these types of probe in the country, have been developed with components found in the national market. Systematic measures of spatial resolution, spatial selectivity, maximum sensitivity and quality of the shielding have been carried the probes development. The results have shown that the probes, one with the CsI(Tl) crystal and another with TlBr semiconductor presented the requested performance in the international literature for radioguided probes.

1 – INTRODUÇÃO:

A utilização de sondas radioguiadas em aplicações médicas já estão documentadas desde a Segunda Guerra Mundial onde Marínelli et al ^[1] usaram um tubo Geiger-Müller para medir a concentração de ³²P em tecidos superficiais de um paciente vivo. Imediatamente após este período, pode-se citar também Low-Beer et al ^[2], que propuseram o mesmo método como um possível procedimento para diagnóstico de tumores nas mamas.

Na última década a utilização de sondas nucleares tem sido ampliada devido a grande difusão da técnica de cirurgia radioguiada e tem se estendido a outras patologias ^[3,4,5,6]. A cirurgia radioguiada consiste de uma técnica de identificar lesões com uma substância radioativa, injetando um radiofármaco no paciente, que ao se concentrar no tumor, auxilia a sua localização durante o ato cirúrgico. Este processo permite ao cirurgião, localizar e determinar com melhor precisão a quantidade do tecido que deve ser extraído.

Entre as cirurgias radioguiadas, a identificação e biópsia do linfonodo sentinela têm revolucionado a conduta de neoplasias em estágio inicial, quando estas estão sendo disseminadas preferencialmente pela via linfática. O linfonodo sentinela é o primeiro linfonodo para o qual o tumor é drenado e é o primeiro a produzir metástases do tumor ^[7]. Atualmente, a retirada cirúrgica deste linfonodo e sua respectiva análise histológica, tem sido utilizada rotineiramente nos procedimentos cirúrgicos de melanomas como câncer de mama, gastrointestinal, urológico, ginecológico e de cabeça e pescoço, cujos resultados podem ser encontrados em diversos trabalhos ^[8,9,10,11,12].

Oliveira Filho et al ^[9] cita em seu livro que a identificação do linfonodo sentinela com a técnica da cirurgia radioguiada é complementar ao mapeamento linfático com corante vital. Este corante é injetado intradermicamente ao redor da lesão primária e cora o linfonodo sentinela, permitindo sua identificação. A localização do linfonodo desta maneira resulta em insucesso em aproximadamente 20% dos casos. Um refinamento desta técnica surgiu com o uso da detecção intra-operatória, onde a complementaridade do uso do corante vital e da sonda de detecção gama intra-operatória permite um acerto em 98% dos casos.

Para uso intra-operatório, deve ser encontrado o melhor compromisso entre a energia da radiação emitida, bem como a meia vida do radionuclídeo a ser utilizado. De forma ideal, o alcance da radiação deve ser suficiente para percorrer a distância entre o ponto de emissão e o detector e ser fraca para não vir de outros pontos que não devam ser considerados e sensibilizar o detector. A meia vida do radionuclídeo, por sua vez, deve ser selecionada de forma que os benefícios de todo o processo não sejam comprometidos por exposições excessivas à radiação, respeitando-se desta forma as normas de proteção radiológica.

Trabalho como o de Tosi et al ^[13] avaliou as doses absorvidas por pacientes e cirurgiões em biópsias de linfonodos sentinela em cinquenta pacientes. Neste estudo, cada paciente recebeu a injeção de um radiofármaco marcado com ^{99m}Tc de 11 MBq de atividade. Este radioisótopo é o mais utilizado nesta técnica, sendo um emissor gama com energia de 140 keV e meia vida de 6 horas. Nos pacientes, as doses absorvidas estimadas, utilizando dosímetros termoluminescentes, foram da ordem de $8,50 \pm 9,35$ mGy para o ponto de injeção. Para os cirurgiões, as maiores doses absorvidas foram nas mãos, da ordem de $0,08 \pm 0,01$ mSv, e com doses efetivas totais da ordem de $0,09 \pm 0,03$ mSv, para uma média de 100 operações. Deve-se observar que a dose absorvida anual para o cirurgião, como para qualquer trabalhador, deve atender a legislação atual ^[14], que recomenda respeitar valores de dose de 20 mSv anuais para trabalhadores, podendo atingir 50 mSv em um ano, desde que não seja ultrapassado o valor de 100 mSv no total dos últimos 5 anos. Para o paciente, a dose absorvida apesar de elevada, não ultrapassa os limites determinados para trabalhadores e a validade da técnica assegura a relação custo-benefício do processo.

No campo da detecção intra-operativa tem sido usados radioisótopos como ¹²⁵I, ^{99m}Tc, ¹²³I, ¹¹¹In, e ¹³¹I, cujas energias entre 27 e 364 keV não são apropriadamente detectadas por um único tipo de detector ^[15]. Independentemente do tipo de detector utilizado na construção das sondas, estes devem ser escolhidos de forma a possibilitar que sejam fabricados com dimensões, formato e eficiência adequados ao processo, operem à temperatura ambiente, sejam protegidos de distúrbios eletromagnéticos e sejam resistentes a choques mecânicos.

Na construção de sondas radioguiadas, ainda é necessário incluir um colimador ao conjunto detector, geralmente de um material pesado como chumbo, ouro, tungstênio ou ligas destes materiais, de forma a restringir o campo de visão do detector e que comprometa ao mínimo as dimensões finais do conjunto da sonda ^[15 a 22], viabilizando seu uso em regiões mais profundas ou de difícil acesso e procurando reduzir ao máximo o tamanho das incisões.

Os primeiros detectores, utilizados em sondas cirúrgicas, foram feitos com cristais cintiladores de iodeto de sódio dopado com tálio, NaI(Tl), ou iodeto de cério dopado com tálio, CsI(Tl), opticamente acoplados a fotomultiplicadoras. Devido ao tamanho das fotomultiplicadoras, guias de luz eram utilizados entre o cristal e a fotomultiplicadora ^[23,24]. Com o desenvolvimento de fotomultiplicadoras com menores dimensões e componentes como os fotodiodos, a detecção dos fótons de luz emitidos pelos cristais cintiladores sem auxílio dos guias de luz tornou-se mais eficiente, melhorando a resolução em energia. Conjuntamente, inúmeros materiais semicondutores têm sido desenvolvidos ^[15,25], e estes por operarem à temperatura ambiente, tornam-se em maior ou menor grau adequados à fabricação de sondas cirúrgicas que utilizam detectores para radiação gama.

A necessidade da sonda cirúrgica ter boa resolução em energia, tem como objetivo rejeitar raios gama espalhados pelo efeito Compton. Esta radiação gama, por ter sofrido um processo de espalhamento, pode estar vindo de uma região diferente do alvo procurado e produzir interações no detector que não são as desejadas. Os detectores nas sondas ficam sujeitos a incidência destes raios gama, que têm como característica uma energia menor que a emitida pelo radioisótopo. Esta característica permite que uma sonda que tenha um detector com resolução energética suficiente para diferenciar a energia do raio gama original do espalhado, irá reduzir as contagens indevidas provenientes do espalhamento Compton e permitirá uma melhor localização do ponto desejado.

Durante a prática clínica do processo, aparecem contagens indesejadas devido ao espalhamento Compton e também pela presença de raios gama devido a metabolização do radiofármaco em várias partes do corpo. Este é um efeito muito significativo, principalmente se o radionuclídeo é o ¹¹¹In ou ¹³¹I, cujas energias dos raios gama emitidos são 171, 245 e 364 keV ou com radioisótopos que emitem raios gama de energias maiores ou iguais a estas.

A alta penetrabilidade destes raios gama pode produzir contagens vindas de qualquer parte do paciente e não apenas da região desejada. Esta situação implica em que a detecção deve apresentar além da alta resolução energética, também a capacidade de rejeitar espacialmente os raios gama não desejados que possam incidir sobre o detector de forma a evitar falsos positivos, que poderiam indicar erroneamente regiões com radioatividade. A somatória das características de um detector com uma resolução energética suficiente e com um conjunto colimador eficiente é que proporcionarão à sonda as características desejadas ^[26].

Atualmente existem 10 fabricantes ^[16 a 22] de sondas radioguiadas para uso intra-operativo. No Quadro 1.1. são mostrados os tipos de detectores, faixa de energia e diâmetros das sondas. A sonda Stratec Straight Probe é citada no trabalho da Zentralklinikum ^[22], mas não foram encontrados os tipos de detectores utilizados por este fabricante, bem como suas especificações da faixa de energia em que devem ser utilizados.

Quadro 1.1 – Características de sondas radioguiadas disponíveis no mercado internacional.

Fabricante/Tipo/País	Detector	Faixa de energias utilizadas (keV)	Diâmetro externo (mm)
Auto Suture NAVIGATOR-EUA	CdTe	10-200	10/14
CareWise C-Trak-EUA	NaI(Tl)	80-500	15/19/25
Eurorad EUROPROBE-França	CdTe CsI(Tl)	20-200 120-500	11 16
Neoprobe Neoprobe 2000-EUA	CZT	10-180	10
Delong Inst. DI SUPRO-Rep. Tcheco	CsI(Tl)	140	12
NuclearLab DGC-II-Argentina	CZT	20-200	12
Gammasonics SRP MKII-Austrália	CsI(Tl)	20-364	não fornecido
Crystal GmbH CRYSTAL-Alemanha	CsI(Tl)	50-511	15/20
Polhitec Scintiprobe MR100-Itália	NaI(Tl)	30-356	11/22
Stratec Electronics Probe 2000-Alemanha	não fornecido	não fornecido	17/20

A partir das especificações fornecidas pelos fabricantes citados no Quadro 1.1, ficam patentes as preferências por detectores semicondutores de telureto de cádmio puro (CdTe) ou dopado com zinco (CZT) para energias até 200 keV e para energias mais altas os detectores confeccionados com cristais cintiladores de NaI(Tl) e CsI(Tl).

As sondas cirúrgicas utilizando detectores semicondutores de CdTe ou CZT têm atendido com boa resolução energética e eficiência de detecção o espectro de energia entre 20 keV e 200 keV ^[15,27,28]. Comparativamente, para energias da ordem de 140 keV ou maiores, os melhores resultados de eficiência têm sido obtidos com sondas construídas com cristais de CsI(Tl) acoplados a fotodiodos ^[15,29].

A tecnologia de cristais cintiladores de NaI(Tl) ou CsI(Tl) acoplados com fibras ópticas ou guias de luz às fotomultiplicadoras ^[15], apresentam grande confiabilidade e eficiência para raios gama, mas ficam sujeitas a fragilidade mecânica das fotomultiplicadoras; esta tecnologia é utilizada nas sondas SRP MKII, C-Track e Scintiprobe. Dentro do campo de cintiladores acoplados com guias de luz às fotomultiplicadoras, Silva et al ^[30] estudaram a viabilidade de utilizar um plástico cintilador acoplado a uma fotomultiplicadora, para aplicação em sondas radioguiadas.

As sondas cirúrgicas construídas com cristais cintiladores de CsI(Tl), com exceção da SRP MKII, utilizam estes cristais acoplados a fotodiodos de silício devido ao tamanho reduzido deste componente, sua alta eficiência quântica para o espectro de emissão destes cristais e relativa facilidade de fabricação do conjunto detector ^[27,31,32,33,34], o que proporciona ao conjunto final uma boa resolução energética e eficiência para raios gama de energias entre 140 e 511 keV.

Os semicondutores de CdTe vêm sendo estudados desde 1965 e seu principal problema está no crescimento, pois o processo é realizado sobre alta pressão e em temperaturas da ordem de 1150 °C ^[35]. Somente na última década, este cristal foi disponibilizado comercialmente e seu crescimento tem sido obtido com a técnica de Bridgman ou Chockrawsky. Esta metodologia passou rapidamente a ser utilizada no crescimento de cristais de CZT por apresentarem maior resistividade à temperatura ambiente comparada ao cristal de CdTe ^[36], proporcionando um menor ruído eletrônico do detector.

Apesar do domínio industrial da produção deste cristal, poucas empresas dominam esta tecnologia e os volumes produzidos estão limitados a algumas dezenas de milímetros cúbicos ^[36], com preços do centímetro cúbico em torno de US\$3000,00 no mercado internacional ^[37]. A título de informação, em uma sonda cirúrgica utilizando este cristal ^[27], o volume típico situa-se ao redor de 75mm^3 .

Na literatura recente, diversos estudos têm sido realizados para o aprimoramento das sondas radioguiadas que utilizam estes cristais, buscando um melhor atendimento à área médica ^[38,39]. Paralelamente, outros cristais com propriedades semicondutoras e características adequadas para uso como detectores de radiação e que operam à temperatura ambiente têm sido amplamente pesquisados ^[40,41] e têm sido citados como detectores promissores para aplicação em sondas cirúrgicas radioguiadas ^[40 a 44].

No detector semicondutor, a radiação interage com o cristal produzindo uma quantidade de cargas que é proporcional a energia da radiação incidente. A coleta destas cargas, por sua vez, produz um sinal que após o processamento eletrônico permite a identificação e contagem da radiação incidente. Para um cristal semicondutor funcionar como detector, operando à temperatura ambiente, deve apresentar as seguintes características: (a) número atômico Z elevado, que aumenta a probabilidade de interação da radiação com o detector; (b) energia de banda proibida $[E_g]$ larga, entre 1,35 e 2,7 eV, que aumenta a resistividade do detector e propicia sua operação à temperatura ambiente e (c) alto produto da mobilidade por tempo de vida $[\mu\tau]$ ^[36,45,46], necessária para uma eficiente coleta das cargas produzidas no interior do cristal.

Como uma alternativa, o cristal semicondutor de brometo de tálio, TlBr, tem sido destacado em vários trabalhos como um promissor semicondutor detector para radiação devido a sua elevada banda proibida (2,68 eV), boas propriedades de transporte de carga e baixo ruído à temperatura ambiente ^[44,47 a 58]. O seu ponto de fusão é relativamente baixo, 480°C e suas propriedades como detector de raios X e gama têm demonstrado sua viabilidade como detector no espectro de energia utilizado em sondas radioguiadas. Hitomi et al ^[47 a 51] apresentam em seus trabalhos, detectores fabricados com o cristal de TlBr, onde foram obtidas larguras do fotopico de 1,78 keV para raios gama de 5,9 keV e de 57 keV para 511 keV, respectivamente 30% e 11% de resolução energética. Estes

valores atendem as exigências de resolução energética necessárias em sondas radioguiadas [26].

O cristal de TlBr apresenta um número atômico efetivo de 81,35 que é maior que do CdTe (52,48) [40] e também do CZT (48) [35]. Devido a esta diferença, para energias de até 200 keV, um detector de TlBr com 1 mm de espessura, pode ser utilizado com eficiência equivalente de um cristal de CdTe com 3 mm de espessura [44]. Estas vantagens são citadas por Owens et al [44] como indicadores do uso do TlBr em aplicações de medicina nuclear, com ênfase particular em sondas cirúrgicas radioguiadas.

Os cristais de TlBr apresentam uma natureza plástica e dureza de Knoop de 12 kg/mm² [49]. Owens et al [56] reportam que esta característica faz com que os processos de corte e polimento produzam uma alta concentração de defeitos estruturais intrínsecos nos locais de deformação plástica do cristal. Simultaneamente aos problemas produzidos por esta dureza que exigem desenvolvimento de novas técnicas de manuseio e manufatura deste cristal como detector, tem-se a possibilidade de explorar outras formas geométricas de detectores como descrita por Arlt et al [58] e Parnham et al [59], visando um melhor desempenho e minimizando os problemas encontrados em semicondutores com banda proibida elevada que ficam sujeitos ao efeito de polarização que degrada suas propriedades como detector em função do tempo em que o detector fica sujeito a um campo elétrico.

Sendo o detector escolhido para a construção das sondas composto por fotodiodo acoplado a cristal cintilador ou um meio semiconductor, é necessária a inclusão dentro da sonda de um pré-amplificador [60]. Esses têm a finalidade de converter as cargas elétricas produzidas no detector pela interação da radiação em um sinal de tensão que possa ser transferido à unidade de contagens. Estes pré-amplificadores devem apresentar baixo nível de ruído interno [61] de forma a não comprometer os sinais produzidos no detector e apresentarem dimensões que permitam sua montagem dentro das sondas. Comercialmente são disponíveis vários pré-amplificadores com baixo nível de ruído interno e adequados para uso com detectores de radiação [62,63,64], porém as dimensões não são compatíveis para serem utilizadas no desenvolvimento de sondas de dimensões reduzidas (diâmetro), seguindo a tendência das sondas radioguiadas disponíveis comercialmente. Os fabricantes de sondas radioguiadas por sua vez não disponibilizam para venda partes individuais de

suas sondas, como detectores e pré-amplificadores, levando ao mercado consumidor apenas as sondas completas como elementos de reposição.

1.1 – OBJETIVO DO TRABALHO

Desenvolver sondas cirúrgicas para operações radioguiadas com semicondutores de TlBr, crescidos no Centro de Tecnologia das Radiações do IPEN/CNEN-SP, e sensíveis para raios gama na faixa de energia entre 27 keV e 140 keV. Para tanto, foram desenvolvidos e estudados:

- Pré-amplificador interno à sonda com configuração sensível à tensão, utilizando componentes comerciais, diferente dos modelos convencionais que utilizam a configuração sensível à carga e normalmente utilizada em instrumentação nuclear;
- Sondas com cristais cintiladores de CsI(Tl), crescidos no Centro de Tecnologia das Radiações do IPEN/CNEN-SP, e utilizando fotodiodos de silício comerciais. Estas sondas tiveram a finalidade de adquirirmos experiência com este tipo de sonda, tendo como referência valores encontrados em sondas comerciais com esta tecnologia e permitir a comparação com os resultados das sondas desenvolvidas com o cristal de TlBr;
- Unidade de contagem e rastreamento sonoro totalmente desenvolvida no país, também com componentes comerciais encontrados no mercado nacional para constituir juntamente com as sondas desenvolvidas um conjunto completo para ser utilizado em cirurgias e
- Programa opcional de computador, para melhor visualização das contagens e memorização automática de máximos. Desenvolvido na plataforma do Visual Basic da Microsoft Corporation, utilizando a interface Centronix que permite fácil interligação com computadores portáteis.

1.2 – ASPECTOS RELEVANTES DO TRABALHO

O cristal cintilador de CsI(Tl) crescido no IPEN/CNEN apresenta as mesmas características dos cristais disponíveis no mercado mundial. A sua utilização em sondas radioguiadas atende às necessidades de nacionalização e redução de custos. Paralelamente o acoplamento deste cristal a fotodiodos comerciais reduz o custo das sondas e permite fácil manutenção.

A utilização do cristal semicondutor de TlBr como o meio detector para o desenvolvimento de sondas radioguiadas em substituição ao cristal de CdTe ou CZT, além de mostrar a viabilidade deste novo detector semicondutor, cria uma independência tecnológica nacional na área de detectores de radiação no espectro de energia para a qual este tipo de detector é sensível. O cristal de TlBr, devido ao seu maior número atômico, permite a confecção de sondas com dimensões menores que as com cristais cintiladores. A redução das dimensões (diâmetro) da sonda radioguiada é um fator primordial, pois localiza com maior precisão os tecidos afetados e assim auxilia o cirurgião a diminuir o tamanho das incisões e o trauma operatório. Como a área médica utiliza em grande escala um radiofármaco com emissor gama em 140 keV e apesar desta energia ser detectada adequadamente tanto pelos detectores cintiladores como semicondutores, a utilização do TlBr em sondas teria a vantagem de possibilitar a sua fabricação em menores dimensões e o seu crescimento ser realizado nos laboratórios do IPEN/CNEN-SP.

A eletrônica incorporada na sonda e na unidade de contagem, desenvolvidos neste trabalho, tornam viáveis a construção e manutenção das sondas em nosso país. Dentro do projeto eletrônico, foi desenvolvido um pré-amplificador de dimensões suficientemente reduzidas para que possa ser incorporado internamente à sonda cirúrgica. No mercado internacional apenas os fabricantes de sondas cirúrgicas radioguiadas detêm esta tecnologia e não disponibilizam este pré-amplificador individualmente. O programa de computador desenvolvido, como ferramenta auxiliar de visualização das contagens e memorização automática dos máximos das taxas de contagem encontradas durante o processo intra-operatório, utiliza a saída para a porta de impressora, não implicando em aumento de custos na sua utilização.

2 – FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Nas seções seguintes são abordados os tópicos sobre detectores de radiação, eletrônica associada ao conjunto detector e os critérios de avaliação das sondas cirúrgicas radioguiadas de forma a permitir um melhor entendimento do conjunto que constitui uma sonda cirúrgica radioguiada e a sua avaliação.

2.1 – TIPOS DE DETECTORES DE RADIAÇÃO

Na primeira parte desta seção são descritos os principais tipos de detectores e suas características para justificar a escolha dos detectores, cintiladores e semicondutores, para utilização em sondas radioguiadas.

2.1.1 – CÂMARA DE IONIZAÇÃO

As câmaras de ionização são detectores construídos na forma de cilindros ou de placas paralelas, preenchidos com ar ou gases nobres^[72,75]. Basicamente são dois eletrodos metálicos, isolados um do outro, onde geralmente um é o condutor central e o outro é formado pela parede da câmara, ou na forma de placas, onde cada uma delas forma um dos eletrodos. Nos eletrodos é aplicada uma diferença de potencial com uma fonte de tensão e um circuito que permite medir carga ou corrente elétrica. Com a incidência de radiação ionizante dentro do volume preenchido pelo gás, algumas moléculas deste gás são ionizadas. Como estes íons estão sob a ação de um potencial elétrico, eles se movimentam em direção aos eletrodos, produzindo uma corrente elétrica, que é a indicação da presença da radiação.

As câmaras de ionização apresentam uma baixa eficiência e são dependentes da energia da radiação incidente, sendo indicadas para utilização com fontes de alta atividade. Na Figura 2.1 são apresentados os diagramas esquemáticos de duas configurações de câmaras de ionização.

Figura 2.1 – Diagramas esquemáticos de câmaras de ionização: a) construção cilíndrica e em b) com placas paralelas.

2.1.2 – DETECTOR PROPORCIONAL

Estes detectores são similares às câmaras de ionização, diferenciando-se quanto a utilização de um maior potencial elétrico aplicado sobre os seus eletrodos ^[72,75]. Este maior potencial proporciona uma maior aceleração dos íons produzidos dentro do gás e estes íons acelerados, produzem novas ionizações por colisão com moléculas do próprio gás.

Os sinais elétricos, produzidos pela interação da radiação com o gás dentro da câmara, tornam-se maiores e permite alguma discriminação em energia, sendo que a eficiência continua baixa, da ordem de 1 a 2% para radiação gama ^[75].

2.1.3 – DETECTOR GEIGER-MÜLLER

Os detectores Geiger-Müller também são similares às câmaras de ionização em construção, mas utilizam potenciais de polarização dos eletrodos maiores que os encontrados nos detectores proporcionais ^[72,75]. Para estes detectores, o potencial é tão elevado, que o processo de multiplicação dos íons por colisão pode chegar a valores da ordem de 10^8 a 10^9 . O pulso de saída torna-se tão elevado, que impossibilita distinguir a energia da radiação incidente.

O elevado sinal de saída permite a simplificação da eletrônica associada com este detector, embora sua eficiência também seja similar a do detector proporcional, da ordem de 1 a 2% para radiação gama ^[75]. Apresenta ainda a desvantagem de um elevado tempo de

recuperação do meio gasoso, em razão do tempo gasto pelo grande número de átomos ionizados voltarem para o estado fundamental, o que limita a taxa de contagens, tornando indicada a sua utilização apenas em fontes radioativas de baixa atividade.

2.1.4 – DETECTORES CINTILADORES

O princípio de funcionamento de um detector cintilador baseia-se nas propriedades de algumas substâncias orgânicas e inorgânicas de produzir cintilações induzidas por radiação. Estes fótons ou cintilações podem ser detectadas por componentes eletrônicos fotossensíveis como as fotomultiplicadoras ou fotodiodos. O número de fótons são proporcionais a energia da radiação incidente e esta quantidade de fótons de luz produz nos componentes eletrônicos fotossensíveis, um número de cargas elétricas também proporcional à energia da radiação incidente. Os detectores construídos com cintiladores apresentam alta eficiência para radiação gama, permitem distinguir a energia da radiação incidente e detectam altas taxas de contagens ^[72,75].

Os detectores cintiladores podem ser cristais orgânicos, soluções orgânicas líquidas, plásticos cintiladores e cristais inorgânicos. Alguns fabricantes de sondas radioguiadas utilizam cristais inorgânicos como o CsI(Tl) e NaI(Tl), devido a suas características de elevada produção de fótons de luz, espectro de emissão destes fótons compatíveis com a fotossensibilidade de fotodiodos e fotomultiplicadoras e boas propriedades mecânicas para a construção dos detectores no formato desejado. Na Figura 2.2 - a é mostrado um plástico cintilador acoplado à fotomultiplicadora e na Figura 2.2 - b, um cristal cintilador inorgânico acoplado a um fotodiodo.

Figura 2.2 – Detectores com cintiladores: a) plástico cintilador acoplado à fotomultiplicadora; e b) cristal cintilador inorgânico acoplado a um fotodiodo.

A escolha do detector cintilador com seu respectivo componente fotossensível depende das características do espectro de emissão do cintilador e do espectro de sensibilidade do componente fotossensível.

Os cristais inorgânicos apresentam números atômicos efetivos maiores que os outros tipos de cintiladores. Este número atômico mais elevado aumenta a probabilidade da radiação gama transferir sua energia para o meio cristalino por efeito fotoelétrico, produzindo um maior número de fótons de luz. A maior quantidade de fótons faz com que o componente fotossensível produza um maior número de cargas elétricas e conseqüentemente é obtida uma melhor resolução energética da radiação gama incidente. A eficiência intrínseca de detecção para estes tipos de conjuntos detectores são elevadas e dependendo da energia e do volume do cristal, pode chegar a valores próximos de 100% [72]. A eficiência intrínseca leva em conta apenas a radiação que efetivamente incidiu no detector e não toda a radiação emitida pela fonte radioativa.

Os sinais obtidos da conversão dos fótons de luz em carga elétrica pelos fotossensores é de baixa amplitude e necessita de estágios de amplificação de alto ganho e baixo ruído [61]. Os detectores para radiação gama construídos com cristais cintiladores e componentes fotossensíveis não ultrapassam os detectores semicondutores, no desempenho em baixas energias, devido a baixa eficiência da coleção dos fótons de luz e por apresentarem resultados de resolução energética inferiores aos detectores semicondutores.

2.1.5 – DETECTORES SEMICONDUTORES

As melhores características de eficiência de detecção e resolução energética dos detectores semicondutores, principalmente em baixas energias, torna alguns tipos destes semicondutores indicados para utilização em sondas radioguiadas. Os detectores semicondutores são construídos com materiais cristalinos, cuja estrutura apresenta elétrons em duas bandas de energia bem definidas, separadas por uma banda proibida, onde a de menor energia é chamada banda de valência e a de maior, banda de condução. A banda de valência é aquela onde são encontrados os elétrons que proporcionam as ligações covalentes e que são responsáveis pelas forças interatômicas no cristal. A banda de condução é aquela em que estão os elétrons, cujas energias lhes permite migrar livremente através do material e são estes elétrons os responsáveis pela condutividade do material ^[72]. O tamanho da banda proibida, dada em unidades de energia (eV), é que classifica o material em condutor, semicondutor ou isolante.

Alguns materiais semicondutores apresentam a propriedade de quando submetidos à presença de radiação e acontecendo a interação desta com o meio cristalino, serem produzidos pares elétrons-lacunas que vão estar localizados respectivamente nas bandas de condução e valência no material. Estes semicondutores, quando conectados apropriadamente a circuitos eletrônicos, tornam possível a coleta destes elétrons ou lacunas, que após a conversão adequada produzem um sinal elétrico de amplitude proporcional à energia da radiação que incidiu sobre o material ^[61].

Os detectores desenvolvidos com semicondutores apresentam como características fundamentais números atômicos efetivos maiores que os demais detectores, resultando em detectores de menores volumes, quando comparados a outros tipos de detectores e com elevada produção de cargas em função da energia da radiação depositada ^[72]. O número elevado de cargas produzidas, torna os detectores semicondutores, os responsáveis pela obtenção dos melhores índices de resolução energética entre os demais detectores. Quanto a eficiência de detecção gama, os resultados intrínsecos também são próximos de 100% ^[72].

Apesar das vantagens sobre os demais tipos de detectores, cristais semicondutores com grandes volumes e com a pureza necessária para a aplicação em detectores são difíceis

de serem obtidos e algumas vezes torna-se necessário que estes cristais sejam utilizados em baixas temperaturas para serem observadas todas as suas qualidades como detectores de radiação ^[43,45,52,72]. Novos materiais semicondutores, operando à temperatura ambiente, têm sido utilizados na detecção de radiação gama para energias de até 200 keV ^[40,41]; esta limitação é devida a seus volumes ainda não serem elevados o suficiente para apresentar em energias mais altas, a mesma eficiência que cristais cintiladores. Na Figura 2.3 - a é mostrado um detector comercial com o semicondutor de CdTe e na Figura 2.3 - b um detector, ainda em fase experimental, com o semicondutor de TlBr. Os diâmetros dos componentes mostrados na Figura 2.3 são da ordem de 10 mm.

Figura 2.3 – Detectores com semicondutores: a) detector comercial de CdTe (Figura modificada de Acrorad ^[76]) e b) protótipo de detector com TlBr (Figura modificada de Oliveira ^[77]).

2.2 – ELETRÔNICA ASSOCIADA AO CONJUNTO DETECTOR

O conjunto detector propicia a transformação da radiação em cargas elétricas e a partir dele são necessárias uma série de transformações no sinal elétrico, para que estas informações proporcionem a indicação da radiação detectada. A Figura 2.4 mostra o diagrama de blocos de uma sonda radioguiada e da sua unidade de contagem. Este diagrama utiliza uma série de circuitos eletrônicos para tratamento do sinal, semelhante a outros conjuntos detectores, que permitem identificar a partir do sinal elétrico vindo do detector, a energia da radiação incidente e efetuar sua contagem. Devido a identificação da energia, os circuitos eletrônicos como os encontrados em sondas radioguiadas, tendem a ser mais sofisticados que os encontrados em detectores de radiação que apenas detectam e efetuam a contagem da radiação. As seções seguintes discutem individualmente a função de cada um destes blocos.

Figura 2.4 – Diagrama de blocos de uma sonda radioguiada e sua unidade de contagem que inclui o circuito de rastreamento sonoro da taxa de contagens.

2.2.1 – PRÉ-AMPLIFICADOR

Os detectores utilizados em sondas cirúrgicas radioguiadas são construídos com cristais cintiladores acoplados a fotossensores ou com cristais semicondutores, devido a alta eficiência e resolução energética para radiação gama que estes detectores propiciam. Apesar das vantagens sobre os demais detectores, o número de cargas elétricas produzidas pela radiação nestes detectores é baixa e exige circuitos pré-amplificadores. Estes primeiramente fazem a conversão de carga elétrica em tensão e posteriormente amplificam este valor de forma a poder enviá-lo aos demais circuitos eletrônicos.

Os pré-amplificadores para estes detectores de radiação devem ser selecionados de forma a atender as características desejadas a um detector de radiação como boa resolução energética, rápida resposta aos pulsos detectados, linearidade em energia e baixo ruído eletrônico. Estas características são o resultado do somatório das condições do sinal elétrico entregue pelo detector e pelo circuito eletrônico de amplificação ^[60,61].

O conjunto pré-amplificador conectado ao detector constitui um conversor de ganho ^[60], que é definido pela amplitude do pulso de saída em volts dividido pela carga na entrada em coulombs. Dois circuitos são utilizados para esta conversão ^[78]:

a) Pré-amplificador sensível a carga, Figura 2.5, consistindo basicamente de um amplificador de tensão de banda larga com realimentação negativa ^[60,78,79,80]. Esta é uma configuração amplamente conhecida na literatura, por sua excelente característica de baixo ruído e estabilidade, onde a tensão de saída (V) é função apenas da razão da carga de entrada ($Q(t)$) pela capacitância de realimentação (C_R), não dependendo das capacitâncias internas (C_{PD} e C_{PF}) do transistor de efeito de campo (TEC) e nem do ganho (A) dos demais componentes que compõe o pré-amplificador.

Figura 2.5 – Pré-amplificador sensível a carga em um esquema elétrico simplificado. Figura modificada de Bertuccio ^[78].

b) Pré-amplificador sensível a tensão ^[78,79,80], Figura 2.6, que consiste também de um amplificador de tensão de banda larga, mas sem realimentação, onde a conversão de carga em tensão é dada pela razão entre a carga na entrada pela somatória das capacitâncias distribuídas na entrada deste amplificador, ou seja, capacitância do detector (C_{DET}), capacitância parasita do acoplamento entre detector e amplificador ($C_{PARASITA}$) e a capacitância da junção porta-fonte (C_{PF}). A capacitância porta-dreno (C_{PD}) sofre um processo de redução aparente em função do ganho do transistor e pode ser desprezada. O valor de tensão (V) precisa ainda ser amplificado com um ganho ($V \times A$), dado pelos demais componentes do pré-amplificador, para ter um valor adequado para ser conectado à unidade de amplificação.

Figura 2.6 – Pré-amplificador sensível a tensão em um esquema elétrico simplificado. Figura modificada de Bertuccio ^[78].

Como visto pela equação contida na Figura 2.6, o ganho de conversão do pré-amplificador na configuração sensível à tensão é função das capacitâncias da junção do transistor de efeito de campo; como estas flutuam com a tensão de polarização é esperada uma menor estabilidade deste pré-amplificador quando comparada ao sensível a carga. Isto realmente acontece e compromete a resolução energética do conjunto detector, possibilitando um deslocamento da posição do pico de energia detectado com uma variação de tensão. Em seu trabalho, Bertuccio ^[78] produziu variações de tensões da ordem de 30%, e observou um deslocamento da posição do pico de energia em torno de 200 canais.

Devido as melhores características apresentadas por pré-amplificadores sensíveis a carga, estes são predominantemente os mais usados em instrumentação nuclear. Amplificadores sensíveis a tensão por sua vez aparecem em sistemas de detecção com substratos semicondutores, contendo detectores múltiplos como é o caso dos elementos sensíveis a imagem em câmaras digitais ^[78,79]

Os pré-amplificadores produzem um ruído eletrônico que é proporcional a capacitância aplicada na sua entrada ^[60]. A somatória das capacitâncias parasitas de acoplamento do detector ao pré-amplificador, mais a própria capacitância do detector podem tornar o nível de ruído eletrônico elevado em relação aos sinais detectados. Estes valores elevados podem inviabilizar a detecção de raios gama que produzem sinais elétricos com amplitudes na faixa de tensão do ruído eletrônico ou então deteriorar a resolução energética. Por esta razão, a utilização de um detector conectado com um par de fios longos até um pré-amplificador externo, com o propósito de minimizar o tamanho da sonda, não pode ser realizado devido ao excesso de capacitância adicionada ao circuito pelo cabo. A utilização de um cabo blindado como alternativa é impraticável, pois apesar da melhor imunidade ao ruído, apresenta da mesma maneira uma capacitância distribuída ao longo do cabo. Na prática, a conexão entre o detector e o pré-amplificador, não excede alguns milímetros. Nos detectores de radiação que necessitam ter resolução energética, como o caso da sonda, o elemento detector é sempre ligado o mais próximo possível do pré-amplificador.

2.2.2 – AMPLIFICADOR

O sinal após o pré-amplificador é um pulso de tensão, com amplitude proporcional a energia da radiação que incidiu sobre o detector, mas ainda não tem amplitude suficiente para ser enviado aos circuitos de indicação numérica e auditiva da taxa de contagens obtida. Este sinal de tensão, vindo do pré-amplificador, pode também ser deformado por problemas na coleção de cargas (detector semiconductor) e presença de cintilações com tempos de decaimento mais longos (detectores cintiladores) e também ser modulado por ruídos originados nos componentes eletrônicos ^[60,61,72]. Portanto, misturado ao sinal desejado, temos uma somatória de efeitos que deformam o sinal original em um amplo espectro de frequências, que dentro de alguns limites podem ser reduzidos.

Os circuitos amplificadores conectados aos pré-amplificadores além de proporcionarem a amplificação do sinal de tensão a valores adequados para serem contados ou identificados energeticamente, possuem filtros para minimizar o ruído que acompanha o sinal. Estes filtros são compostos por circuitos diferenciadores e integradores, que reduzem o espectro de frequências do sinal de tensão produzido na saída do pré-amplificador ^[60,61]. A adequada redução do espectro de frequências presentes no sinal, aumenta a relação sinal-ruído e com isso obtêm-se uma maior resolução energética para todo o conjunto. A Figura 2.7 mostra um esquema simplificado de um amplificador utilizado em instrumentação nuclear. Os componentes C1 e R1 constituem o diferenciador e R2 e C2 o integrador. A.O. é um amplificador operacional.

Figura 2.7 – Esquema simplificado de um amplificador utilizado em instrumentação nuclear.

O capacitor C1 e o resistor R1 constituem o diferenciador que forma o filtro para altas frequências (*passa alta*). Este filtro é indicado para reduzir as baixas frequências presentes no sinal dos detectores semicondutores, que são responsáveis por deformações no sinal devido a cargas coletadas atrasadas por armadilhamento ou pela espessura do cristal. Para os cristais cintiladores, o filtro *passa alta* é importante para minimizar as componentes de decaimento longo que produzem cintilações após o conjunto principal de cintilações, deformando um pulso subsequente.

O resistor R2 e o capacitor C2 formam o integrador, que é um filtro para baixas frequências (*passa baixa*). Para ambos os tipos de detectores, semicondutores ou cintiladores, este filtro minimiza os ruídos de origem eletrônica, como o efeito da capacitância na entrada do pré-amplificador e ruído interno dos componentes. Este tipo de ruído tem um amplo espectro que se estende até altas frequências e a sua remoção parcial melhora a resolução energética do conjunto detector.

A somatória dos efeitos do filtro *passa alta* e *passa baixa*, resultam em um amplificador de faixa estreita de frequências, que nas condições ideais concentra a maior parte da informação do sinal da radiação detectada.

2.2.3 – DISCRIMINADOR DE ENERGIA

Após a amplificação, o sinal de tensão é discriminado em amplitude, onde para cada amplitude associa-se uma respectiva energia. Esta discriminação pode ser realizada com amplificadores operacionais que adequadamente polarizados, só amplificam sinais do valor escolhido, neste caso, pulsos com uma tensão (energia) determinada ^[72]. Estes pulsos discriminados são enviados a um contador e a um circuito de conversão da taxa de contagens em uma frequência audível.

Uma segunda tecnologia, também utilizada na discriminação dos pulsos por energia, é a conversão do pulso detectado em um valor numérico ^[72]. Cada valor numérico tem seu respectivo endereço de memória. A cada pulso, um microprocessador efetua a soma de +1 no respectivo endereço da memória. Um circuito auxiliar lê apenas os valores armazenados no endereço de memória desejado (energia), entrega este valor ao contador e limpa a memória após cada período de contagem. Este sistema de discriminação de energia

tem um custo maior e torna-se indicado para sistemas com alta resolução energética. Para a aplicação em sondas radioguiadas, onde é desejado obter as contagens provenientes de todo o fotopico, os circuitos discriminadores com amplificadores operacionais são suficientes e efetuam esta separação sem comprometer o número de contagens obtidas no fotopico desejado, devido a não existência do tempo de conversão da amplitude do pulso em um endereço de memória ^[81].

2.2.4 – UNIDADE CONTADORA

A unidade contadora pode ser construída com componentes discretos ^[79], com um microprocessador dedicado para aplicações industriais (PIC) ^[82] ou ser totalmente implementada em computador (PC) com um programa dedicado ^[83].

Em qualquer versão sempre existe um gerador de base de tempo que informa ao contador o período em que a contagem deve ser realizada e também fornece o instante para zerar o valor da contagem acumulada. O contador vai acumulando a contagem até o final do período fornecido pela base de tempo e quando chega a informação para zerar a contagem, ele previamente transfere o valor para os dígitos que fornecem a indicação numérica ou atualiza o valor mostrado na tela de um computador.

2.2.5 – CONVERSOR DA TAXA DE PULSOS EM UMA FREQUÊNCIA AUDÍVEL

A variação de uma frequência audível, de forma proporcional a taxa de pulsos adquirida, é um recurso presente em várias sondas radioguiadas comerciais ^[16,17,18,19,20,21] e auxilia o cirurgião a não desviar sua atenção do campo operatório. Um recurso muito comum é o equipamento utilizar os próprios pulsos vindos do detector, após a necessária amplificação, para excitar um alto falante. Como segunda opção tem-se um microprocessador que programado de forma similar a uma unidade contadora, associa a cada taxa de contagem uma frequência audível ^[82]. Como terceira opção, existem circuitos osciladores controlados por tensão ^[84]. Nesta opção, os pulsos vindos do detector são integrados e na saída deste integrador tem-se um sinal de corrente contínua modulado pela taxa de pulsos detectados. Este sinal é enviado à entrada do oscilador controlado por tensão, que produz um sinal senoidal no espectro audível, que acompanha proporcionalmente em frequência, às variações da taxa dos pulsos detectados.

2.2.6 – FONTE DE ALIMENTAÇÃO E FONTE DE POLARIZAÇÃO PARA O DETECTOR

Todos os circuitos do diagrama de blocos da Figura 2.4 necessitam tensões de alimentação. O detector utilizado na sonda pode ser cristal cintilador acoplado a fotodiodo ou semiconductor e em função de suas distintas características, torna-se necessário que a fonte de polarização forneça tensões com valores discretos bem diferentes. Toda esta diversidade de tensões faz com que a fonte de alimentação e polarização tenham vários circuitos independentes de retificação e estabilização de tensão, a partir da rede elétrica ou de uma bateria.

A disponibilidade do equipamento vir a ser utilizado com bateria, aumenta o grau de complexidade das fontes, uma vez que tornam-se necessários circuitos conversores de tensão contínua (bateria) para tensão alternada, para que esta seja então transformada nos valores desejados e novamente ser convertida em tensão contínua.

2.3 – CRITÉRIOS PARA AVALIAÇÃO DAS SONDAS CIRÚRGICAS RADIOGUIADAS

O desenvolvimento de sondas para radiação gama, portáteis e de diâmetros de uma a duas dezenas de milímetros é um campo muito atrativo para uma variedade de diagnósticos e procedimentos médicos usando radiofármacos para mapeamento de lesões em tecidos e em órgãos [3,4,5,6,8,9,10,11,12].

Nesta área, a utilização da cirurgia radioguiada na localização intra-operatória dos linfonodos sentinelas abriu novas possibilidades no tratamento das metástases de tumores. A precisão do diagnóstico depende de uma clara intra-operativa identificação do linfonodo sentinela marcado radioativamente, algumas vezes com distância de apenas alguns milímetros entre eles [65]. Existem critérios que norteiam a avaliação das sondas radioguiadas neste tipo de aplicação e definem os requisitos mínimos necessários para atender este objetivo [22,26,66,67,68,69]. Em todos estes trabalhos que avaliaram sondas radioguiadas, os autores utilizaram nos ensaios o ^{57}Co , por ter sua emissão gama de maior intensidade em 122 keV próxima ao do $^{99\text{m}}\text{Tc}$ em 140 keV, que é o radioisótopo mais utilizado em cirurgias radioguiadas. Somando-se aos trabalhos destes autores, já existe na versão preliminar, a Nema Standards Publication Nu 3-2004 “*Performance Measurements and Quality Control Guidelines for Non-Imaging Intraoperative Gamma Probes*”, publicada pela National Electrical Manufacturers Association que procura padronizar as medidas de desempenho das sondas radioguiadas para uso intra-operatório [70].

As características de desempenho sugeridas para serem alcançadas pelas sondas radioguiadas nestes trabalhos são as necessárias para cirurgias radioguiadas para localização de linfonodos sentinela. Nesta direção, a norma experimental da NEMA é mais abrangente e não limita a aplicação nem o radioisótopo da cirurgia radioguiada. Ao mesmo tempo que não faz limitações numéricas para as características desejadas, esta norma não define ainda quais as características limitantes do desempenho das sondas, mas indica as condições desejáveis de serem obtidas. Embora sem fixar limites, esta norma é clara em sugerir que devemos utilizar para os testes de caracterização das sondas, na medida do possível, o próprio radioisótopo que será utilizado no radiofármaco injetado no paciente submetido a uma cirurgia radioguiada.

Atualmente, os principais critérios utilizados para avaliação de sondas cirúrgicas radioguiadas são ^[26]: seletividade espacial, resolução espacial, sensibilidade máxima, qualidade da blindagem, resolução energética e apresentação das contagens. Estes critérios são pertinentes de serem abordados individualmente, uma vez que fornecem parâmetros para o desenvolvimento das sondas cirúrgicas radioguiadas.

2.3.1 – SELETIVIDADE ESPACIAL

A seletividade espacial é a distribuição da sensibilidade radial para distâncias pré definidas ^[22,26]. Para a obtenção da seletividade espacial define-se um eixo imaginário sobre a janela do detector da sonda e percorre-se o ângulo polar, com uma fonte radioativa, sobre a linha da circunferência imaginária a uma distância de 3 cm da janela (campo próximo) e a 30 cm (campo distante). O perfil, ou a função de distribuição, do número de contagens pelo ângulo, define um cone onde a radiação é detectada. A largura a meia altura desta distribuição, do inglês, *full width at half maximum* (FWHM) para cada um dos campos, são os valores numéricos, dados em graus, da seletividade espacial. A Figura 2.8 apresenta de forma esquemática como devem ser posicionadas sonda e fonte radioativa para avaliação deste critério.

Figura 2.8 – Representação esquemática para avaliação da seletividade espacial de uma sonda cirúrgica radioguiada. Figura modificada da Zentralklinikum ^[71].

Os trabalhos que definiram critérios de avaliação sugerem que a seletividade espacial deve apresentar resultados de largura a meia altura iguais ou menores que 40° para aplicações de localização de linfonodos sentinela ^[26]. Deve ser ressaltado que algumas sondas só alcançarão estes resultados utilizando colimadores auxiliares, entretanto isto não

necessariamente desqualifica uma sonda radioguiada. O uso de um colimador auxiliar implica em um aumento do diâmetro da sonda, que em função da complexidade do ato cirúrgico, pode ou não dificultar sua utilização.

A obtenção de um cone largo implica em que o ruído gerado pelo material radioativo disperso no corpo do paciente, por exemplo no ponto de injeção, pode vir a ser maior que as contagens provenientes do linfonodo sentinela, não permitindo a sua identificação. Por outro lado, um cone estreito diminuiria o ruído adjacente, mantendo as contagens produzidas pelo linfonodo procurado.

A título de exemplificação, a Figura 2.9, na parte superior (a), apresenta de forma ilustrativa o desempenho de uma sonda cirúrgica radioguiada com uma larga distribuição radial, onde as contagens do ruído de fundo geradas de forma não homogênea no campo de detecção, podem ser maiores que as contagens do alvo procurado. Nesta mesma figura, na parte inferior (b), é apresentado o comportamento de uma sonda apresentando uma estreita distribuição radial, permitindo distinguir as contagens do alvo em relação as contagens produzidas pelo material radioativo disperso no meio.

Figura 2.9 – Comportamentos ilustrativos de sondas cirúrgicas radioguiadas com: a) larga distribuição radial (desempenho insatisfatório) e b) estreita distribuição radial (bom desempenho). Figura modificada de Zentralklinikum ^[71].

2.3.2 – RESOLUÇÃO ESPACIAL

A resolução espacial é a distribuição lateral de sensibilidade, obtida fazendo-se a sonda varrer frontalmente uma superfície de material plástico, utilizado como material dispersor, com duas fontes radioativas distantes uma da outra em 25 mm e a 10 mm de profundidade em relação a janela da sonda ^[69,70]. Embora sendo a resolução espacial fortemente dependente da distância entre a fonte radioativa e o detector na sonda, esta padronização é aceita como referência ^[22,26,69,70]. A FWHM desta medida dará a mínima distância no qual os linfonodos sentinela marcados, poderão ser detectados separadamente. A Figura 2.10 apresenta de forma esquemática o método para avaliação da resolução espacial.

Figura 2.10 – Representação esquemática para avaliação da resolução espacial de uma sonda cirúrgica radioguiada. Figura modificada de Associazione ^[69].

Neste teste é recomendado como suficiente uma FWHM de 25 mm para localização de linfonodos sentinela nas axilas, inguinais e região ilíaca ^[26]. Esta mesma recomendação sugere uma FWHM igual ou menor a 15 mm para linfonodos mais vizinhos, como aplicações em cabeça, pescoço e região supra clavicular ^[26]. Um resultado gráfico deste teste pode ser observado na Figura 2.11. Nesta figura é apresentado um bom resultado de resolução espacial, com uma FWHM = 15 mm, que permitiria separar com segurança dois linfonodos marcados, a uma distância um do outro de 25 mm, ou na condição limite de 15 mm entre eles.

Figura 2.11 – Resultado gráfico ilustrativo de um teste de resolução espacial de uma sonda cirúrgica que obteve uma FWHM = 15 mm, considerado um bom resultado para detecção de linfonodos sentinela. Figura modificada da Medizinische ^[22].

A Figura 2.12, em contrapartida, mostra um resultado do teste de resolução espacial onde teria-se obtido um resultado insatisfatório ou seja uma FWHM = 28 mm.

Figura 2.12 – Resultado do teste de resolução espacial com um resultado insatisfatório, ou seja um FWHM = 28 mm, que não permite identificar dois linfonodos marcados distantes entre si em 25 mm. Figura modificada da Medizinische ^[22].

Da mesma maneira como utilizado para melhorar a seletividade espacial, colimadores auxiliares podem melhorar a resolução espacial, mas com as mesmas implicações na sua utilização.

2.3.3 – SENSIBILIDADE MÁXIMA

A sensibilidade máxima de uma sonda cirúrgica radioguiada é obtida colocando-se a janela da sonda sobre a fonte radioativa ^[22,69,70]. Este resultado é meramente comparativo, pois a sensibilidade em condições reais de utilização da sonda depende do radioisótopo, da geometria da medida, do tempo após a injeção deste radionuclídeo e a absorção deste pelo linfonodo sentinela desejado.

A absorção do radionuclídeo pelo linfonodo sentinela varia entre 0,01% e 1% da atividade administrada, com uma média em torno de 0,1%. Para o ^{99m}Tc, os melhores resultados são obtidos um dia após a injeção, onde valores entre 0,005% e 0,05% da atividade administrada podem ser encontradas intra-operatoriamente nos linfonodos ^[22]. Assumindo-se uma atividade típica injetada de 80 MBq, é esperada uma atividade entre 4

e 40 kBq localizada nos linfonodos marcados ^[22]. Diante desta atividade incorporada pelos linfonodos, os trabalhos de avaliação sugerem que o sistema detector e contagem deve poder no mínimo detectar cerca de 5 contagens por segundo para cada kBq (5 cps/kBq) e ter a capacidade de discriminar esta atividade do ruído de fundo ^[26].

A sensibilidade máxima também é um valor indicativo que pode ser comprometido com a introdução de colimadores auxiliares. A inclusão do colimador aumenta a distância entre a fonte radioativa e o detector diminuindo a sensibilidade máxima.

2.3.4 – QUALIDADE DA BLINDAGEM

Para atender as condições de uma boa ergonomia e por necessitar apresentar uma pequena área sobre a região que sofre o processo intra-operatório, uma sonda cirúrgica radioguiada deve apresentar pouco volume e portanto a menor blindagem lateral possível. Caso esta blindagem seja insuficiente, um alto ruído de fundo pode ser gerado pelo ponto de injeção do radiofármaco, como uma injeção em mama ou um carcinoma de próstata, podendo produzir contagens na sonda que não são oriundas do alvo a ser identificado.

Assume-se neste caso, que as contagens provenientes da exposição lateral da sonda à uma fonte radioativa, devam ser iguais ou menores que 0,1% do valor medido de sensibilidade máxima para esta mesma fonte ^[26,69,70]. Esta limitação em 0,1% da sensibilidade máxima para a sensibilidade lateral é o único valor que a versão preliminar da Nema Standards Publication Nu 3-2004 quantifica numericamente como necessária de ser alcançada por sondas radioguiadas. A Figura 2.13 exemplifica uma situação onde o desempenho da blindagem lateral é fundamental para evitar falsos positivos na localização de linfonodos.

Na prática, o teste para avaliar a qualidade da blindagem, é feito com uma varredura da superfície lateral da sonda, encostando a fonte radioativa, lateralmente junto a ponta da sonda. Esta posição é a mais próxima do detector e normalmente é a que proporciona o maior número de contagens lateralmente e estas não devem exceder o limite exigido.

Figura 2.13 – Ilustração que exemplifica a condição em que a qualidade da blindagem lateral torna-se fundamental em sondas radioguiadas.

Comercialmente ^[16 a 21], os fabricantes procuram atender as exigências da seletividade espacial, resolução espacial, sensibilidade máxima e qualidade de blindagem, incluindo em suas sondas, blindagens e colimadores internos para um compromisso de desempenho e dimensões satisfatórios, com um ou outro eventual comprometimento em suas características. A utilização de colimadores opcionais acompanha alguns modelos e seu uso fica a critério do cirurgião.

2.3.5 – RESOLUÇÃO ENERGÉTICA

Numericamente a resolução energética é dada pela razão entre a largura a meia altura (FWHM) do fotopico observado pelo seu valor de pico, multiplicada por 100 e apresentada na forma percentual. Esta razão pode ser obtida tanto pela indicação do espectro em canais como de energia do fotopico.

A resolução energética é resultado dos processos de interação da radiação com o meio detector e do circuito eletrônico associado. Para ser melhor entendida e levando em conta as energias envolvidas, deve pressupor o entendimento de três processos de interação da radiação com a matéria, que podem ocorrer quando a radiação gama penetra em um meio qualquer. Estes processos são: efeito fotoelétrico, efeito Compton e espalhamento coerente.

Efeito fotoelétrico

No efeito fotoelétrico ^[72], a radiação gama interage com um elétron orbital das camadas mais internas do átomo do meio, transferindo toda sua energia a este elétron. Este elétron é então ejetado do átomo com uma energia cinética igual a diferença entre a energia do raio gama incidente menos a energia de ligação deste elétron ao seu orbital. Deve ficar claro neste momento, que o raio gama já não mais existe no meio, e o que passa a ocorrer é a transferência da energia cinética deste elétron para o meio circundante.

Para um meio detector de radiação, o efeito fotoelétrico é o processo de interação desejável que ocorra dentro do detector, pois permite a formação do fotopico que proporciona a identificação da energia da radiação incidente. A probabilidade deste efeito aumenta com o aumento do número atômico efetivo do meio e com a diminuição da energia do raio gama incidente.

Este processo de interação também ocorre dentro do corpo humano. Apesar do corpo humano apresentar um número atômico equivalente baixo, pois basicamente é constituído de hidrogênio, oxigênio e carbono, as energias dos radioisótopos utilizados são baixas e aumentam a probabilidade de ocorrência deste efeito. Quando isto acontece, o raio gama dissipa toda sua energia dentro do corpo do paciente, colaborando portanto na dose de radiação recebida pelo indivíduo e não no processo intra-operatório de localização do tecido marcado.

Efeito Compton

O efeito Compton é o que predomina dentro do corpo humano devido ao seu baixo número atômico efetivo ^[72]. O radioisótopo injetado emite raios gama que interagem com elétrons livres do meio ou elétrons das camadas mais externas dos átomos. Nesta interação, transfere parte de sua energia para o elétron com que colidiu e muda de direção. Este processo pode ocorrer várias vezes dentro do organismo até toda a energia do raio gama ser absorvida por efeito fotoelétrico, ou sair do meio orgânico e atingir ou não o detector. Este tipo de interação produz raios gama com uma energia menor que a do radioisótopo e em todas as direções, podendo fazer com que estes raios gama estejam incidindo na

direção da janela do detector, mesmo não tendo sido inicialmente produzidos naquela direção.

Nestas circunstâncias é que a utilização de um detector que apresente alta resolução energética se torna necessário. Apresentando esta qualidade, o conjunto detector e a eletrônica associada poderão separar o que é uma contagem produzida pelo raio gama original, com sua respectiva energia, dos raios gama oriundos de outras interações que alcançam o detector, mas não têm a energia procurada.

Espalhamento coerente

O espalhamento coerente apesar de ter uma probabilidade de aproximadamente duas ordens de grandeza menor que o Compton no corpo humano, para as energias dos raios gama emitidos pelos radiofármacos utilizados em cirurgias radioguiadas, não devem ser desconsiderados. Neste tipo de interação, o raio gama não transfere energia durante o espalhamento, fazendo com que raios gama emitidos pelo radiofármaco possam estar chegando de qualquer direção diferente da original e ainda com a mesma energia. Esta é uma condição na qual uma blindagem lateral e colimador frontal adequados poderão minimizar a interação destes raios gama com o detector.

A resolução energética não é uma característica do detector avaliada para qualificar uma sonda radioguiada, mas uma alta resolução energética melhora as qualidades das sondas como um todo, rejeitando raios gama que sofreram alguma interação e podem estar vindo de direções indesejadas ou interagiram com a blindagem lateral, mas não foram totalmente absorvidos tornando possível a indicação de falsos positivos.

2.3.6 – APRESENTAÇÃO DAS CONTAGENS

Não existe um esquema definido de como apresentar as contagens. No trabalho disponível da Zentralklinikum ^[71], é feita uma avaliação das várias sondas existentes no mercado e considera como desejável para o sistema de contagens as seguintes características:

- Indicação das contagens de forma digital, com boa visualização à dois metros de distância do equipamento;

- Contagens de forma contínua e com tempo de aquisição de contagens ajustável;
- Sistema de rastreamento sonoro para as contagens com clara correlação entre a taxa de contagens e a frequência do som;
- Volume sonoro ajustável;
- Sistema de indicação analógico complementar da taxa de contagens como indicação por ponteiro ou indicadores tipo altura de barra, mais conhecidos como “*bargraphs*”.

Algumas características podem ainda estar incorporadas à sonda para torná-la mais versátil, tais como:

- Seleção de energia de vários radioisótopos já pré definidos no painel;
- Possibilidade de escolha de contagens apenas no fotopico ou Compton mais fotopico. Esta última é conhecida como região de limiar ou “*threshold*”;
- Alimentação por energia elétrica e baterias sem intervalo de comutação e
- Indicação de bateria com nível de tensão baixo.

3 – MATERIAL E MÉTODOS

O desenvolvimento das sondas cirúrgicas radioguiadas iniciou-se com o pré-amplificador, de forma que este apresentasse um volume adequado para atender o objetivo de serem produzidas sondas com o menor diâmetro possível e com os níveis de ruído e ganho apropriados para os detectores de radiação utilizados. O pré-amplificador desenvolvido foi comparado com um modelo comercial, e utilizado com detectores de CsI(Tl) acoplados a fotodiodo e com o cristal semicondutor de TlBr.

Seguindo o processo foram desenvolvidas três sondas com cristais cintiladores de CsI(Tl) acoplados a dois modelos de fotodiodos comerciais. Para isso, estes fotodiodos foram avaliados e selecionados de forma a atender às necessidades dos detectores utilizados em sondas radioguiadas. Posteriormente foram desenvolvidas duas sondas com o cristal de TlBr. Todas as sondas foram avaliadas quanto as características exigidas para utilização como sondas radioguiadas para localização de linfonodos sentinela.

Paralelamente foram desenvolvidos três modelos da unidade de contagem e rastreamento sonoro e o programa de computador auxiliar para contagem constituindo o conjunto completo de uma sonda radioguiada para utilização em uma cirurgia radioguiada.

3.1 – PRÉ-AMPLIFICADOR PARA O SINAL DO DETECTOR NA SONDA

O pré-amplificador foi desenvolvido de forma que seu circuito eletrônico fosse dividido em duas partes. Esta configuração foi adotada para viabilizar a construção das sondas e atender às necessidades de redução do número de componentes eletrônicos dentro da sonda e conseqüentemente seu volume.

O esquema elétrico do pré-amplificador desenvolvido é mostrado na Figura 3.1. Este pré-amplificador está configurado como sensível à tensão (primeira parte), montado dentro da sonda, seguido de um segundo estágio de amplificação de largura de banda estreita (segunda parte), montado na unidade de contagem e rastreamento sonoro.

Figura 3.1 – Esquema completo do pré-amplificador.

A parte contornada pela linha tracejada constitui a primeira parte do pré-amplificador, cujos componentes eletrônicos foram acondicionados dentro de um tubo de vidro de 10 mm de diâmetro por 60 mm de comprimento. De uma das extremidades deste tubo, saem dois fios de interligação para o detector utilizado e da outra, o cabo de 3 m conectado com a segunda parte do pré-amplificador. Este tubo de vidro com os componentes eletrônicos no seu interior foi preenchido com resina para uso em eletrônica da marca Araldite, tipo CY 248 e com endurecedor HY 956. O tubo de vidro e a resina proporcionaram o isolamento e o suporte mecânico aos componentes eletrônicos da primeira parte do pré-amplificador. A segunda parte do pré-amplificador, compreendida entre o conector da sonda até a saída de sinal do amplificador operacional (A.O.), foi montada para os testes iniciais em uma caixa auxiliar, com as conexões necessárias para a sonda e para a instrumentação nuclear. No conector para a sonda, foram incluídas duas saídas de tensão para polarização dos detectores, máximas de - 30 V e - 200 V, prevendo a sua utilização em sondas com detectores de diferentes polarizações. Posteriormente, na versão final, a segunda parte do pré-amplificador foi montada na unidade de contagem e rastreamento sonoro.

As características dos componentes ativos como o transistor de efeito de campo e o amplificador operacional no pré-amplificador desenvolvido são fundamentais para o desempenho final da sonda quanto a sua resolução energética. A obtenção de um baixo nível de ruído eletrônico para o conjunto pré-amplificador melhora a relação sinal-ruído, otimizando a resolução energética da sonda. O baixo nível de ruído eletrônico também contribui para permitir que o sinal elétrico vindo do detector tenha uma amplitude maior que o ruído, possibilitando a sua identificação. Esta é uma condição decisiva em baixas energias, principalmente quando o detector é o cristal semiconductor de TlBr, utilizado neste trabalho para detectar energias a partir de 27 keV.

3.2 – ESCOLHA DO TRANSISTOR DE EFEITO DE CAMPO DA PRIMEIRA PARTE DO PRÉ-AMPLIFICADOR

O pré-amplificador mostrado na Figura 3.1 foi desenvolvido de forma a admitir diferentes tipos do transistor de efeito de campo (TEC). Sendo assim, conforme o tipo de transistor escolhido, este pode requerer um ajuste de polarização específico. Esta necessidade foi prevista no ajuste de polarização do TEC, disponível na segunda parte do pré-amplificador, mostrada na parte inferior da Figura 2.1.

A possibilidade de utilizar vários tipos de transistores, permitiu escolher entre os TECs disponíveis, o transistor que proporcionasse o menor ruído eletrônico no conjunto pré-amplificador. A escolha foi feita por meio dos espectros de energia obtidos com um conjunto detector conectado a este pré-amplificador e uma fonte radioativa de energia conhecida. Os transistores testados, disponíveis a partir de vários fabricantes internacionais, foram os seguintes: BF245A ^[85], 2N4416A ^[86], 2N4420A ^[86] e 2SK152 ^[63,87].

O detector de radiação utilizado para a fase de desenvolvimento do pré-amplificador foi composto de um cristal cintilador de CsI(Tl) cilíndrico, de 5 mm de diâmetro por 5 mm de altura, acoplado ao fotodiodo S3590-04 ^[64] da Hamamatsu. Este fotodiodo foi polarizado reversamente com 52 V. A fonte radioativa utilizada foi ⁵⁷Co, emissor gama com um pico de energia de maior intensidade em 122 keV, com atividade próxima de 30 kBq. O amplificador operacional (A.O.) utilizado na segunda parte do pré-amplificador foi o CS-520 ^[62] da Clear Pulse.

Após o amplificador operacional, na saída do pré-amplificador, foi conectado um amplificador modelo 450 Research Amplifier da EG&G Ortec, com a constante de tempo fixada em 10 μ s e ganho ajustável. Os terminais de saída deste amplificador foram conectados a um multicanal modelo 918A Multichannel Buffer EG&G Ortec e os espectros de altura de pulso foram obtidos com o programa analisador de espectros Maestro da EG&G Ortec, instalado em um computador (PC). A polarização do detector foi feita por uma fonte de alta tensão modelo 556 Bias Supply EG&G Ortec.

A Figura 3.2 mostra a disposição do conjunto pré-amplificador e o arranjo da instrumentação eletrônica utilizada para avaliação do ruído eletrônico de cada um dos TECs testados. Esta disposição do pré-amplificador foi a mesma utilizada nos conjuntos das sondas radioguiadas desenvolvidas neste trabalho, portanto os resultados obtidos nestes ensaios foram os mesmos que os obtidos com as sondas, a menos das diferenças impostas pelo tipo e disposição do conjunto detector.

Para adequar a comparação entre os níveis de ruído e as diferentes alturas de pulso obtidas para cada transistor testado, as alturas de pulso foram normalizadas, ajustando-se individualmente o ganho do amplificador modelo 450 para cada transistor, de forma que todos os fotopicos em 122 keV estivessem no mesmo canal, independentemente do ganho do transistor utilizado.

3.3 – ESCOLHA DO AMPLIFICADOR OPERACIONAL DA SEGUNDA PARTE DO PRÉ-AMPLIFICADOR

A segunda metade do pré-amplificador também foi desenvolvida de modo a permitir a utilização de vários modelos de amplificadores operacionais. Como feito para os TECs, a escolha do A.O. teve por objetivo selecionar o que proporcionou o menor ruído eletrônico ao conjunto pré-amplificador. Durante a escolha estavam disponíveis os seguintes A.O.: CS-AMP2 ^[62] da Soshin, CS-520 ^[62] da Clear Pulse, H4083 ^[64] da Hamamatsu e o LF357 ^[84] da National. O conjunto do pré-amplificador e arranjo da instrumentação eletrônica utilizado foi o mesmo que o descrito na Figura 2.2. Devido ao ganho do A.O. ser definido pelos componentes periféricos associados ao A.O., este ensaio não necessitou ajustes para o ganho individual.

3.4 – SELEÇÃO DOS FOTODIODOS

Para a construção das sondas, utilizando detectores compostos de cristais cintiladores de CsI(Tl) acoplados a fotodiodos, primeiramente foram utilizados fotodiodos modelo S3590, séries 04 e 08, e posteriormente os fotodiodos S5106 ^[64], todos da Hamamatsu. Estes modelos de fotodiodos têm o espectro de sensibilidade compatível para utilização com cristais de CsI(Tl) ^[64] e, embora não sejam dedicados para construção de sondas radioguiadas, podem, desde que adequadamente selecionados, serem utilizados para a aplicação proposta neste trabalho. A prévia seleção dos fotodiodos foi necessária, pois foram encontrados dentro de um mesmo lote destes componentes, fotodiodos com diferentes capacitâncias quando polarizados reversamente. A polarização reversa é a aplicação de tensão no sentido contrário em que a corrente deve fluir em um fotodiodo e é nesta condição invertida, que os fotodiodos funcionam como componentes fotossensíveis.

A utilização de fotodiodos de menor capacitância é um critério de escolha destes componentes para se obter um conjunto detector adequado para ser utilizado em sondas radioguiadas. Quanto menor a capacitância do fotodiodo, menor será o ruído eletrônico e maior será a amplitude do sinal detectado na saída do pré-amplificador ^[61].

A seleção dos fotodiodos é realizada através da curva de conversão da capacitância pela frequência de oscilação ^[88], cujo diagrama de blocos para obtenção da curva é mostrado na Figura 3.3. Os resistores e o capacitor devem ter os mesmos valores dos utilizados no pré-amplificador para o circuito de polarização do fotodiodo. Este processo de seleção não exige a montagem do conjunto detector e é feito sem blindagem eletromagnética do conjunto.

O processo para medir capacitâncias apresentado na Figura 3.3, utiliza um oscilador operando em uma frequência próxima de 4MHz. Inicialmente, no lugar do fotodiodo, são inseridos capacitores de valores conhecidos da ordem de dezenas de pF para a obtenção de uma curva da frequência em função da capacitância. Seguindo o processo, o fotodiodo em teste é conectado e aplica-se a tensão de polarização reversa, progressivamente até o limite sugerido pelo fabricante e obtêm-se as respectivas capacitâncias através da curva de conversão. Os fotodiodos escolhidos são aqueles que respeitando o valor máximo de polarização reversa, apresentam a menor capacitância. Deve ser observado o cuidado de

revestir o fotodiodo com fita isolante preta, de forma a evitar que a incidência de luz venha alterar os resultados.

Figura 3.3 – Diagrama utilizado para medida da capacitância de fotodiodos com polarização reversa.

3.5 – COMPARAÇÃO DO PRÉ-AMPLIFICADOR DESENVOLVIDO COM UM PRÉ-AMPLIFICADOR COMERCIAL

Após a seleção do transistor de efeito de campo e do amplificador operacional que proporcionaram o menor ruído eletrônico ao conjunto pré-amplificador desenvolvido, o conjunto foi comparado a um pré-amplificador comercial utilizando o amplificador operacional A250F^[63] da Amptek, polarizado como sensível à carga. Este pré-amplificador foi o que apresentou, entre os comerciais disponíveis, o menor ruído eletrônico para operação à temperatura ambiente, e utilizado na configuração sensível à carga é a que propicia os melhores resultados de resolução energética para detectores de radiação utilizando semicondutores^[61,63,78].

Para a comparação entre estes dois pré-amplificadores foi construído um detector composto por um cristal de CsI(Tl) cúbico de 5 mm de face, acoplado a um fotodiodo S5106 com área ativa quadrada de 25 mm², polarizado reversamente com 30 V. O fotodiodo S5106 foi utilizado neste teste por ter apresentado uma menor capacitância que o fotodiodo S3590, utilizado no detector da seleção dos componentes ativos do pré-amplificador. O conjunto detector foi irradiado com radioisótopos, emissores gama de ⁵⁷Co (122 keV), ²²Na (511 keV) e ¹³⁷Cs (662 keV). A incidência da radiação sobre o conjunto detector foi feita de forma perpendicular ao fotodiodo, que é a configuração

convencional utilizada. O mesmo detector foi utilizado para ambos os pré-amplificadores e a comparação foi realizada através dos resultados da resolução energética. Como o detector é o mesmo e a resolução energética é dependente do ruído eletrônico de cada pré-amplificador ^[61], as diferenças nas resoluções energéticas obtidas dependem apenas dos pré-amplificadores. O transistor utilizado na primeira parte do pré-amplificador desenvolvido foi o 2SK152 e o amplificador operacional, para a segunda parte, o CS-520. A Figura 3.4 mostra o arranjo para avaliação das resoluções energéticas obtidas com o pré-amplificador desenvolvido neste trabalho, que é idêntica a Figura 3.2, exceto o fotodiodo utilizado para acoplamento com o cristal de CsI(Tl). Na Figura 3.5, é mostrado o arranjo para a obtenção das resoluções energéticas com o pré-amplificador comercial, utilizando o amplificador operacional A250F, na configuração sensível à carga com o mesmo detector usado com o pré-amplificador da Figura 3.4.

Figura 3.4 – Diagrama esquemático do pré-amplificador conectado a um detector composto pelo cristal de CsI(Tl) acoplado ao fotodiodo S5106 da Hamamatsu.

Figura 3.5 – Diagrama esquemático do pré-amplificador comercial da Amptek, que utiliza o amplificador operacional A250F na configuração sensível à carga, conectado ao fotodiodo S5106 e cristal de CsI(Tl).

3.6 – UTILIZAÇÃO DO PRÉ-AMPLIFICADOR DESENVOLVIDO COM O DETECTOR SEMICONDUTOR DE TlBr

Os ensaios anteriores procuraram avaliar o desempenho do pré-amplificador desenvolvido utilizando detectores construídos com cristais cintiladores de CsI(Tl) e fotodiodos, em energias iguais ou maiores a 122 keV. Este mesmo pré-amplificador, utilizando o detector semicondutor de TlBr, deve propiciar em sua saída um sinal elétrico que permita a discriminação de energias mais baixas no espectro atendido pelas sondas comerciais utilizando detectores semicondutores. Diante desta necessidade, o detector de TlBr conectado ao pré-amplificador desenvolvido, foi inicialmente irradiado com uma fonte de ^{125}I , emissora de fótons em 27 keV. Este radioisótopo é o que emite a menor energia entre os radioisótopos com aplicações em medicina nuclear. A detecção e a identificação do fotopico, com energia de 27 keV, é que valida o baixo nível de ruído do pré-amplificador com o detector de TlBr e determina qual é a menor energia em que a sonda pode ser utilizada.

Como a sonda desenvolvida com o detector semicondutor de TlBr deve cobrir o espectro de energia atendido pelas sondas com os detectores semicondutores comerciais, foram utilizados para os testes além da fonte de ^{125}I (27 keV), as fontes radioativas do ^{241}Am (59 keV), ^{133}Ba (80 keV), ^{57}Co (122 keV) e $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (140 keV).

Para estes ensaios, primeiramente o cristal de TlBr foi preparado como detector. Para isto, um cristal de TlBr de 7 mm de diâmetro e 0,3 mm de espessura foi polido com lixas microabrasivas e sofreu um ataque químico na superfície com bromo-metanol, 10%. Após este ataque, o cristal foi submetido a um tratamento térmico a 150 °C por 72 horas. A seguir, em cada face do cristal, utilizando a técnica de evaporação, foi depositado ouro com pureza de 99%, na forma circular, com 5 mm de diâmetro. Posteriormente, os contatos elétricos foram aplicados com pintura de carbono coloidal [54,55]. Na Figura 3.6 é mostrado o esquema do cristal de TlBr montado como um detector de radiação.

Na Figura 3.7 é mostrado o arranjo eletrônico utilizado para avaliar o pré-amplificador com o detector de TlBr utilizando a configuração utilizada na sonda radioguiada. A tensão de polarização foi ajustada até valores que propiciaram a identificação do fotopico da fonte radioativa utilizada, sem serem observados pulsos parasitas devido a correntes de fuga no cristal.

Figura 3.6 – Esquema do cristal semicondutor de TlBr preparado como detector de radiação.

Figura 3.7 – Detector semiconductor de TIbR e o pré-amplificador desenvolvido na configuração utilizada na sonda radioguiada.

3.7 – SONDAS 1 E 2 UTILIZANDO CRISTAIS CINTILADORES DE CsI(Tl) E FOTODIODOS S3590

Inicialmente foram desenvolvidas duas sondas com cristais de CsI(Tl). As sondas 1 e 2, utilizaram cristais cintiladores de CsI(Tl) acoplados a fotodiodos S3590, que apesar de serem adequados para confecção de detectores de radiação, não apresentam as dimensões apropriadas para a aplicação proposta. Estes fotodiodos, com 12,7 mm de largura por 14,5 mm de comprimento, área ativa de 100 mm^2 , são os que apresentam a curva de sensibilidade mais adequada para serem acoplados a cristais de CsI(Tl). Para a construção de um detector utilizando estes fotodiodos, o diâmetro interno mínimo da sonda seria 19,3mm, isto sem blindagem interna. Para contornar esta limitação, foram construídas sondas onde a incidência dos raios gama sobre o conjunto detector não foi perpendicular ao conjunto cristal e fotodiodo.

A Figura 3.8 apresenta a disposição interna das sondas 1 e 2, onde pode ser observado que o fotodiodo utilizado foi montado inclinado em relação ao feixe de raios

gama. As características de construção comuns nas sondas 1 e 2 são mostradas no Quadro 3.1.

As sondas 1 e 2 utilizaram fotodiodos do mesmo modelo, selecionados como descrito na Seção 3.4, mas de séries diferentes com o propósito de testar a reprodutibilidade das sondas quanto a resolução energética. Para estudar as diferenças da resolução espacial e da seletividade espacial, as sondas 1 e 2 foram construídas com diferentes comprimentos do colimador frontal. Esta diferença nos colimadores foi obtida com a mudança do comprimento do tubo de plástico, indicado com cor verde na Figura 2.8. A sonda 1 foi construída com o fotodiodo S3590-08 e utilizou um colimador frontal de 7 mm de comprimento e a sonda 2, com o fotodiodo S3590-04 e um colimador de 4 mm de comprimento.

Figura 3.8 – Diagrama esquemático das sondas 1 e 2.

Quadro 3.1 – Características comuns de construção das sondas 1 e 2.

Corpo da sonda	Tubo de aço inoxidável AISI 304 com 21 mm de diâmetro externo e 19 mm de diâmetro interno.
Tampa frontal da sonda	Aço inoxidável AISI 304 com 2 mm de espessura, com um rebaixamento central de 5 mm de diâmetro e espessura da parede de 0,5 mm.
Blindagem interna	Composta de: a) Aglomerado de chumbo com adesivo Araldite e b) Anel de chumbo feito com uma folha de chumbo de 4 cm de altura por 6 cm de largura e espessura de 1 mm.
Cristal cintilador	CsI(Tl) cilíndrico com 5 mm de altura por 5 mm de diâmetro. O cristal é conectado opticamente ao fotodiodo com graxa de silicone de 0,5 Stokes (Down Corning). Conjunto totalmente envolvido com fita Teflon.
Pré-amplificador	Pré-amplificador sensível à tensão, construído parte dentro da sonda e parte na unidade de contagem e rastreamento sonoro. O transistor utilizado na primeira parte foi o 2N4416A.
Fechamento do corpo da sonda	Totalmente soldado, processo Plasma.
Cabo de conexão à unidade de contagem e rastreamento sonoro	3 metros
Tensão de polarização reversa do fotodiodo	52 V
Limpeza e descontaminação	Resistente a limpeza com líquidos. Não deve ser mergulhada em líquidos, nem esterilizada em procedimentos que elevem a temperatura acima de 80 °C.

3.8 – ESTUDO DA DISPOSIÇÃO DO CRISTAL DE CsI(Tl) E DO FOTODIODO S5106 PARA UTILIZAÇÃO NA SONDA 3

Pelos resultados obtidos na sondas 1 e 2 e com a aquisição dos fotodiodos S5106^[64] (8,8 mm por 10,6 mm e área ativa de 25 mm²), que possuem menores dimensões que o S3590, realizou-se um estudo de diferentes disposições do conjunto detector dentro da sonda, utilizando fotodiodos S5106. Três disposições foram estudadas para escolher a que apresentasse o melhor compromisso entre eficiência de contagens (cps/kBq), maior altura de pulso e que possibilitasse a construção da sonda com o menor diâmetro. A disposição esquemática dos detectores para estas medidas são mostradas na Figura 3.9. O fotodiodo e o cristal são os mesmos para os três ensaios, em *a* e *b* o cristal de CsI(Tl) tem dimensões de 5x5x10 mm, e em *c* o cristal foi cortado nas dimensões de 5x5x5 mm e polido novamente.

O pré-amplificador utilizado foi o Amptek com o amplificador operacional A250F na configuração sensível à carga. Este pré-amplificador foi utilizado porque a caixa metálica em que estava inserido, comportava qualquer uma das disposições experimentadas para o detector. A fonte radioativa utilizada de ⁵⁷Co apresentava atividade próxima de 30 kBq.

Figura 3.9 – Disposição esquemática dos arranjos para as três configurações de incidência de raios gama sobre o conjunto detector.

Os equipamentos auxiliares conectados ao pré-amplificador e ao detector foram os mesmos utilizados na configuração mostrada na Figura 3.5.

3.9 – SONDA 3 UTILIZANDO CRISTAL CINTILADOR DE CsI(Tl) E FOTODIODO S5106

A Figura 3.10, apresenta o esquema da sonda 3, utilizando o fotodiodo S5106. O Quadro 3.2 apresenta as características de construção da sonda 3.

Figura 3.10 – Esquema de construção da sonda 3.

Quadro 3.2 – Características da construção da sonda 3.

Corpo da sonda	Tubo de aço inoxidável AISI 304 com 12,7 mm de diâmetro externo e 11 mm de diâmetro interno.
Tampa frontal da sonda	Aço inoxidável AISI 304 com 2 mm de espessura, com um rebaixamento coincidente com o cristal de 5 mm de diâmetro e espessura da parede de 0,5 mm.
Blindagem interna	Anel de chumbo feito com uma folha de chumbo de 3 cm de altura por 2,4 cm de largura e espessura de 0,7 mm.
Blindagem externa	Anel de chumbo feito com uma folha de chumbo de 3 cm de altura por 4 cm de largura e espessura de 1,3 mm.
Colimador frontal	Disco de chumbo com 2 mm de espessura e 11 mm de diâmetro com um furo de 4 mm de diâmetro coincidente com o cristal.
Cristal cintilador	CsI(Tl) cúbico com 5 mm de aresta. O cristal é conectado opticamente ao fotodiodo com graxa de silicone de 0,5 Stokes (Down Corning). O conjunto foi totalmente envolvido com cola de secagem rápida, da marca Araldite, do tipo pastosa, na cor branca.
Fotodiodo	S5106
Tensão de polarização reversa do fotodiodo	30 V
Pré-amplificador	Pré-amplificador sensível à tensão, construído parte dentro da sonda e parte na unidade de contagem e rastreamento sonoro. O transistor utilizado na primeira parte foi o 2SK152.
Fechamento do corpo da sonda	Totalmente soldado, processo Plasma.
Cabo de conexão à unidade de contagem e rastreamento sonoro	3 metros
Limpeza e descontaminação	Resistente a limpeza com líquidos. Não deve ser mergulhada em líquidos, nem esterilizada em procedimentos que elevem a temperatura acima de 80 °C.

A Figura 3.11-a mostra o diagrama frontal da sonda 3, onde podem ser vistas a disposição do cristal, do fotodiodo e do anel de chumbo interno. A Figura 3.11-b mostra o colimador frontal de chumbo com o orifício de 4 mm de diâmetro deslocado do centro. Como descrito no Quadro 3.2, o centro deste furo deve ser coincidente com o centro geométrico do cristal, para que seja obtida a máxima sensibilidade da sonda 3.

Figura 3.11 – Diagramas transversais da sonda 3.

3.10 – SONDAS COM CRISTAIS SEMICONDUTORES DE TlBr

As sondas 4 e 5 utilizaram cristais semicondutores de TlBr, sendo que a sonda 4 foi construída apenas como um primeiro teste deste detector em uma sonda radioguiada. Para a sonda 4, o pré-amplificador desenvolvido neste trabalho e o detector de TlBr como descrito na Seção 3.6 foram montados dentro de um tubo de ensaio de 10 mm de diâmetro externo por 110 mm de altura. A Figura 3.12 mostra o diagrama interno da sonda 4.

Figura 3.12 – Diagrama interno de montagem da sonda 4.

Para que o arranjo mostrado na Figura 3.12 funcionasse como uma sonda, todo o tubo de ensaio foi revestido com papel alumínio e conectado ao ponto de aterramento do pré-amplificador, obtendo-se uma blindagem contra interferência eletromagnética.

A sonda 5 utilizou o cristal de TlBr preparado como descrito na Seção 3.6, e para propiciar maior rigidez mecânica ao detector, este foi revestido com cola de secagem rápida, do tipo pastoso, da marca Araldite. A Figura 3.13 mostra o diagrama da sonda 5 com o detector semiconductor de TlBr e o pré-amplificador desenvolvido neste trabalho e o Quadro 3.3 suas características de construção.

Figura 3.13 – Diagrama interno de construção da sonda 5.

Quadro 3.3 – Características de construção da sonda 5.

Corpo da sonda	Tubo de aço inoxidável AISI 304 com 12,7 mm de diâmetro externo e 11 mm de diâmetro interno.
Tampa frontal da sonda	Aço inoxidável AISI 304 com 2 mm de espessura, com um rebaixamento central de 5 mm de diâmetro e espessura da parede de 0,5 mm.
Blindagem interna	Anel de chumbo feito com uma folha de chumbo de 3 cm de altura por 2,4 cm de largura e espessura de 2 mm.
Colimador frontal	Disco de chumbo com 2 mm de espessura e 11 mm de diâmetro com um orifício central de 4 mm de diâmetro.
Detector	Cristal semicondutor de TlBr, preparado como descrito na Seção 2.7 e revestido com cola de secagem rápida, pastosa, da marca Araldite.
Tensão de polarização reversa do detector	Conforme o detector utilizado (entre -50 V a -200 V)
Pré-amplificador	Pré-amplificador sensível à tensão, construído parte dentro da sonda e parte na unidade de contagem e rastreamento sonoro. O transistor utilizado na primeira parte foi o 2SK152.
Fechamento do corpo da sonda	Totalmente soldado, processo Plasma.
Cabo de conexão à unidade de contagem e rastreamento sonoro	3 metros
Limpeza e descontaminação	Resistente a limpeza com líquidos. Não deve ser mergulhada em líquidos, nem esterilizada em procedimentos que elevem a temperatura acima de 80 °C.

3.11 – AVALIAÇÃO DAS SONDAS

As sondas 1, 2 e 3 foram avaliadas quanto as suas resoluções energéticas utilizando o mesmo diagrama mostrado na Figura 3.4 da Seção 3.5, excetuando o detector e a primeira parte do pré-amplificador acondicionados dentro do tubo de aço inoxidável, mostrados naquela figura, que foram substituídos pelas as sondas 1, 2 e 3 finalizadas. A sonda 4 não foi avaliada quanto a sua resolução energética, pois este protótipo foi o primeiro arranjo de utilização deste novo meio detector semiconductor com o propósito de ser utilizado em uma sonda radioguiada ^[83] e a ênfase foi dada às características de detecção espaciais. A sonda 5 foi avaliada quanto a sua resolução energética, previamente na Seção 3.6, pois o arranjo utilizado já era a própria sonda 5 finalizada.

As cinco sondas construídas foram avaliadas quanto as suas características apresentadas nos testes de Seletividade Espacial, Resolução Espacial, Sensibilidade Máxima e Qualidade de Blindagem. Os procedimentos utilizados foram os apresentados na Seção 2.3 – CRITÉRIOS PARA AVALIAÇÃO DAS SONDAS CIRÚRGICAS RADIOGUIADAS

A seletividade espacial foi obtida como descrito na Seção 2.3.1. Para o campo próximo (3 cm) foi utilizada uma fonte de ⁵⁷Co com atividade próxima de 30 kBq e para o campo distante (30cm) foi utilizada como fonte radioativa, a solução contida no próprio frasco de eluição do gerador de molibidênio-tecnécio. A atividade do ^{99m}Tc era próxima de 50 MBq.

A resolução espacial, foi avaliada como descrito na Seção 2.3.2 e utilizou como suporte das fontes, uma placa de PVC de 10 cm de largura, 15 cm de comprimento e 1 cm de espessura. Nesta placa foram feitos dois rebaixos, distantes 25 mm um do outro, com 3 mm de diâmetro e 3 mm de profundidade. Em cada um destes rebaixos, foi gotejada a solução contendo o ^{99m}Tc. Sobre esta placa foi depositada uma placa de acrílico de 1 cm de espessura, com uma escala afixada sobre sua superfície feita com papel milimetrado semitransparente. O artifício de terem sido produzidas duas fontes puntiformes a partir das perfurações no PVC, está de acordo com a Nema NU 3-2004, onde é aceito que as fontes tenham diâmetros da ordem de 3 mm e sugere inclusive, que seja utilizado para o teste o mesmo radioisótopo utilizado durante a cirurgia. As atividades em cada perfuração do

PVC foram estimadas indiretamente como sendo próximas de 150 kBq. Estes valores foram obtidos, gotejando um volume semelhante da solução contendo o ^{99m}Tc em um papel tipo filtro, e medindo-se a sua atividade em um Radioisotope Dose Calibrator, modelo CRC-127R da Capintec.

As sensibilidades máximas das sondas foram obtidas como descrito na Seção 2.3.3 utilizando a fonte radioativa de ^{57}Co , modelo CAL2601, da North American Scientific, com atividade de 18,69 μCi (691.530 Bq) em 1 de janeiro de 2002 (data de fabricação), com 5% de incerteza na atividade.

A qualidade da blindagem das sondas foram obtidas como descrito na Seção 2.3.4 e utilizando-se como fonte radioativa o mesmo frasco com a solução do teste de seletividade espacial, contendo 50 MBq de ^{99m}Tc .

3.12 – UNIDADES DE CONTAGEM E RASTREAMENTO SONORO

Foram desenvolvidas 3 unidades de contagem e rastreamento sonoro como mostradas no Quadro 3.4. Os circuitos eletrônicos disponíveis no Apêndice A são os da unidade de contagem e rastreamento sonoro UCR-03, pois esta unidade é a mais completa e inclui as duas anteriores.

Quadro 3.4 – Características das unidades de contagem e rastreamento sonoro desenvolvidas.

Unidade de contagem e rastreamento sonoro	UCR-01	UCR-02	UCR-03
Alimentação	127 VAC	127 VAC	127 VAC ou Bateria interna
Indicação das contagens	Tela de computador portátil	Mostrador de 6 dígitos ou tela de computador portátil	Mostrador de 6 dígitos ou tela de computador portátil
Período de contagem	1 a 10 s selecionado no computador	Ajustável continuamente de 0,5 a 20 s na unidade de contagem ou no computador	Ajustável continuamente de 0,5 a 20 s na unidade de contagem ou no computador
Conversor da taxa de pulsos em frequência (faixa audível)	Fixo	Escala de conversão continuamente ajustável	Escala de conversão em 4 pontos discretos
Limiar do conversor da taxa de pulsos em frequência de audio	Não disponível	Não disponível	Continuamente ajustável
Volume	Fixo	Continuamente ajustável	Continuamente ajustável
Seleção da sonda	Não disponível	2 tipos CsI(Tl) e TlBr	2 tipos CsI(Tl) e TlBr

3.13 – PROGRAMA DE CONTAGEM E MEMORIZAÇÃO DOS MÁXIMOS

O programa para computador, para contagem e memorização automática dos máximos das contagens, foi desenvolvido em linguagem Visual Basic e está disponível no Apêndice B. O programa é de uso obrigatório com a unidade de contagem e rastreamento

sonoro UCR-01 e opcional nas demais. A interface com o computador pode ser feita via porta paralela ou Centronix.

O programa apresenta seleções de tempo de aquisição de contagem de 1 s a 10s, indicador da taxa de contagem numérica e na forma de barra e memorização automática do máximo da taxa de contagem.

Ao carregar o programa, o seu início é imediato, com o período de aquisição das contagens pré-ajustado em 1 segundo.

4 – RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 – PRÉ-AMPLIFICADOR PARA O SINAL DO DETECTOR NA SONDA

Na Figura 4.1 é mostrado o pré-amplificador montado em duas partes, na disposição usada para escolha dos componentes, avaliação do pré-amplificador e posterior avaliação dos protótipos das sondas. Nesta figura, pode ser vista a primeira parte montada dentro do tubo de vidro, conectada a uma das extremidades do cabo de interligação de 3 metros e a segunda parte, montada em uma caixa auxiliar. Esta disposição foi adotada para permitir a fácil conexão do pré-amplificador desenvolvido à instrumentação nuclear utilizada para sua caracterização.

Figura 4.1 – Arranjo do pré-amplificador montado em duas partes.

A escolha da configuração sensível à tensão, para o pré-amplificador desenvolvido, é justificada por não necessitar o uso do capacitor de realimentação C_R , mostrado na Figura 2.5, Seção 2.2.1. A divisão em duas partes para reduzir o número de componentes dentro da sonda não é apropriada para um amplificador sensível à carga, pois

um cabo acoplando as duas partes, que de qualquer forma estaria conectado ao capacitor C_R , agregaria algumas dezenas de pF ao circuito de entrada do pré-amplificador. Este novo valor de capacidade reduziria o ganho de conversão em algumas dezenas de vezes, ao mesmo tempo que aumentaria a constante de tempo do pré-amplificador, diminuindo sua velocidade de resposta. Um segundo problema seria ainda a conexão de um cabo longo na entrada do pré-amplificador; como este é um ponto de alta impedância, o circuito estaria mais sujeito a interferência eletromagnética.

O desenvolvimento do pré-amplificador também utilizou a propriedade da saída de sinal pelo dreno do transistor de efeito de campo ser de baixa impedância. Este valor é predominantemente dado pelo valor do resistor conectado ao dreno (1 k Ω , Figura 3.1). Este valor de impedância permitiu a transferência do sinal da primeira parte do pré-amplificador para a segunda, sem perdas significativas em 3 metros de comprimento do cabo.

Os circuitos integrados, atualmente disponíveis somente no mercado internacional, são adequados para serem utilizados em pré-amplificadores para detectores de radiação, mas não apresentam dimensões compatíveis com o diâmetro esperado para uma sonda radioguiada, a qual requer um circuito pré-amplificador de pequenas dimensões. No Quadro 4.1 são relacionados os modelos e dimensões de 4 circuitos integrados para aplicação em pré-amplificadores de detectores de radiação. Deve ser lembrado, que além do circuito integrado, são necessários uma série de componentes periféricos para que o conjunto se constitua em um pré-amplificador para detectores de radiação.

Na Figura 4.2 é mostrado a primeira parte do pré-amplificador montada dentro do tubo de vidro e os 4 circuitos integrados relacionados no Quadro 4.1.

Quadro 4.1 – Circuitos integrados disponíveis no mercado internacional para utilização em pré-amplificadores para detectores de radiação.

Modelo	Fabricante	Principais Dimensões (mm)
CS AMP-2	Soshin	22 x 42
CS-520	Clear Pulse	18 x 42
H4083	Hamamatsu	21 x 24
A250F	Amptek	12 x 16

Figura 4.2 – Foto do pré-amplificador desenvolvido e dos 4 circuitos integrados comerciais utilizados em circuitos pré-amplificadores, para comparação entre suas dimensões.

Como pode ser observado na Figura 4.2, comparando as dimensões do pré-amplificador desenvolvido e dos circuitos integrados comerciais, sem levar em conta a necessidade dos componentes periféricos para estes últimos, mostrou que a melhor adequação do volume dos componentes foi obtida com o pré-amplificador desenvolvido neste trabalho para ser utilizado dentro de sondas radioguiadas.

A segunda parte do pré-amplificador, montado em uma caixa auxiliar mostrada na Figura 4.1, foi construída com o intuito de desenvolver e caracterizar o pré-amplificador, mas esta unidade demonstrou ser também muito útil na caracterização das sondas. Como as sondas só incorporam a primeira parte do pré-amplificador, para cada sonda desenvolvida era feita a conexão a esta segunda parte do pré-amplificador e avaliado o desempenho com os recursos da instrumentação nuclear. Este procedimento tornou-se padrão no desenvolvimento e caracterização das sondas construídas.

4.2 – ESCOLHA DO TRANSISTOR DE EFEITO DE CAMPO DA PRIMEIRA PARTE DO PRÉ-AMPLIFICADOR

Na Figura 4.3 são mostrados os fotopicos obtidos para cada um dos transistores de efeito de campo testados para serem utilizados na primeira parte do pré-amplificador. Na Figura 4.3 os transistores foram ordenados pelo custo de aquisição que coincidiu com a melhora da resolução energética e com a diminuição do ruído eletrônico do conjunto.

O custo de aquisição, no mercado nacional, variou de US\$0,50 para o transistor BF245A a US\$30,00 para o 2SK152. Estes transistores originalmente são indicados para circuitos de entrada de antena em receptores de rádio, que requerem baixo nível de ruído e ganho elevado. O transistor 2SK152, fabricado pela Sony, foi o que apresentou o menor nível de ruído e embora sua fabricação seja dedicada para uso nos receptores de rádio da Sony, também são utilizados nos pré-amplificadores para aplicações nucleares da Amptek.

O nível de ruído dos 4 transistores utilizados foram avaliados indiretamente pelo número de contagens do vale formado entre a região do ruído eletrônico e o fotopico, indicado na Figura 4.3. Os valores são comparativos pois a região que foi chamada de ruído eletrônico na Figura 4.3 é a somatória do ruído gerado pelo fotodiodo, do ruído eletrônico desde o pré-amplificador até a saída para o analisador multicanal, e as interações que podem estar ocorrendo no detector por efeito Compton.

Figura 4.3 – Fotopicos obtidos em 122 keV para os 4 transistores testados.

Os resultados obtidos mostraram que todos os transistores apresentaram um baixo nível de ruído, todos suficientes para permitir a identificação do fotopico em 122 keV e melhores resultados de resolução energética são esperados quando a energia detectada for 140 keV do ^{99m}Tc , pois é maior a produção de luz pelo cristal cintilador neste patamar de energia. Deve também ser considerado, que a comparação foi realizada utilizando um cristal de CsI(Tl) acoplado a um fotodiodo, que é um detector indicado para energias próximas e superiores a 122 keV ^[15]. Para energias abaixo deste valor, o ruído eletrônico produzido pelo fotodiodo pode apresentar uma amplitude próxima ou maior que a produzida pela radiação detectada.

O transistor 2SK152 foi o que apresentou o menor número de contagens na região do vale, proporcionando o menor ruído e a melhor resolução, como pode ser observado na Figura 4.3.

4.3 – ESCOLHA DO AMPLIFICADOR OPERACIONAL DA SEGUNDA PARTE DO PRÉ-AMPLIFICADOR

Os circuitos integrados amplificadores operacionais CS-AMP2, CS-520 e H4083 apresentaram comportamento idêntico, e não foi observada nenhuma variação nos valores

obtidos para o ruído eletrônico total e para a resolução energética. Estes circuitos integrados são originalmente dedicados para utilização em instrumentação nuclear e normalmente polarizados como sensíveis à carga. No desenvolvimento deste trabalho não eram esperadas diferenças significativas dos resultados entre os circuitos integrados testados, pois esta segunda parte do pré-amplificador foi projetada para amplificação em uma banda estreita de frequências. Procurando avaliar a possibilidade de utilizar um amplificador operacional de uso geral em eletrônica, testou-se também o LF357. Para este circuito integrado foi observado uma leve degradação na resolução reduzindo o melhor valor de resolução obtida de 42% com o transistor 2SK152 para 47%.

Os três primeiros circuitos integrados apresentam um custo de aquisição que varia de US\$50,00 a US\$100,00. Apesar do LF357 ter um custo de US\$5,00, o comprometimento da resolução energética, conduz o resultado global do pré-amplificador ao pior resultado de resolução, mesmo utilizando o melhor transistor para a primeira parte. Na produção em série de um equipamento, é recomendada a utilização de componentes que venham a produzir os melhores resultados, para permitir que uma eventual tolerância de um ou outro componente não comprometa o desempenho final. Desta forma, a melhor escolha é utilizar um dos três primeiros amplificadores operacionais testados (CS-AMP2, CS-520 ou H4083) na fabricação da sonda.

4.4 – SELEÇÃO DOS FOTODIODOS

Na Figura 4.4 são mostradas as curvas de capacitância por tensão reversa de polarização para vários fotodiodos testados. Fotodiodos com capacidade menor ou igual a 30 pF, na tensão de polarização reversa máxima, permitem a construção de detectores que identificam o fotopico de 122 keV do ^{57}Co . Entre 30 pF e 40 pF identificam o fotopico de 140 keV do $^{99\text{m}}\text{Tc}$ e acima de 40 pF foram obtidos fotopicos apenas a partir de 279 keV do ^{203}Hg . Os valores limites das energias dos fotopicos identificados foram obtidos em função dos radioisótopos disponíveis, do pré-amplificador desenvolvido neste trabalho e do comportamento dos conjuntos detectores de CsI(Tl) com fotodiodo, cujos estudos anteriores já foram descritos em nosso trabalho ^[88]. Deve ser observado que apesar da precisão e exatidão do freqüencímetro e do voltímetro utilizados serem elevadas, os capacitores utilizados apresentavam 10% de incerteza em seus valores, tornando as faixas de capacitância definidas acima passíveis de tolerância.

Figura 4.4 – Curvas de capacitância por tensão reversa para 12 fotodiodos S3590 e 10 fotodiodos S5106.

Esses valores de capacitância são apenas uma referência para a seleção dos fotodiodos. Um valor baixo de capacitância não necessariamente pode assegurar a construção de um detector adequado para a energia desejada. Fatores como a qualidade do cristal e seu polimento, o material refletor na superfície do cristal e a qualidade do acoplamento óptico entre fotodiodo e cristal podem comprometer o desempenho do detector.

Os fotodiodos S3590 são diferenciados pelos fabricantes em números de séries em virtude da existência de diferenças de capacitância entre eles. No entanto, flutuações dentro de uma mesma série, foram também encontradas. Os fotodiodos S3590 têm uma área ativa 4 vezes maior que a do fotodiodo S5106 o que explica as maiores capacitâncias encontradas e provavelmente a maior discrepância entre fotodiodos do mesmo tipo. Ao longo do desenvolvimento deste trabalho foi verificado que os fotodiodos S5106, além da baixa capacitância necessária, apresentam as melhores características para construção de sondas radioguiadas. Estes fotodiodos possuem menores dimensões e um custo de US\$60,00, no mercado nacional, uma ordem de grandeza menor que a do S3590.

4.5 – COMPARAÇÃO DO PRÉ-AMPLIFICADOR DESENVOLVIDO COM UM PRÉ-AMPLIFICADOR COMERCIAL

O Quadro 4.2 apresenta os resultados da comparação entre as resoluções energéticas obtidas com o pré-amplificador sensível à tensão, desenvolvido em duas partes e com o pré-amplificador A250F da Amptek, na configuração sensível à carga. Os arranjos utilizados foram mostrados na Seção 3.5, Figuras 3.4 e 3.5 respectivamente.

Quadro 4.2 - Quadro comparativo das resoluções energéticas obtidas com o pré-desenvolvido neste trabalho e com o amplificador A250F.

Energia e radioisótopo	Resolução energética (%)	
	Pré-amplificador desenvolvido	A250F Sensível à carga
122 keV (^{57}Co)	41	38
140 keV ($^{99\text{m}}\text{Tc}$)	37	35
511 keV (^{22}Na)	14	13
662 keV (^{137}Cs)	11	10

Os valores apresentados no Quadro 4.2 sugerem melhores resultados de resolução energética para o pré-amplificador comercial A250F. No entanto, para a aplicação proposta esta melhora é pouco significativa, pois o uso do pré-amplificador A250F resulta em uma sonda com maior diâmetro final e com um preço FOB de US\$450,00, apenas para o amplificador operacional. O pré-amplificador desenvolvido, por sua vez, apresentou um custo de componentes, sendo todos adquiridos no mercado nacional, da ordem de US\$150,00.

Com o propósito de permitir uma melhor avaliação do desempenho entre os dois pré-amplificadores, foram construídos os gráficos da resolução energética em função do inverso da raiz quadrada da energia. Como a largura do fotopico ao quadrado é proporcional a energia e dependente do ruído eletrônico entre outros fatores ^[72], o gráfico apresentado será uma reta para o caso do ruído eletrônico afetar da mesma forma todas as energias detectadas. Como pode ser observado na Figura 4.5, para o pré-amplificador da

Amptek a dependência da resolução é uma reta para as energias detectadas e para o pré-amplificador desenvolvido observa-se uma inclinação entre 140 keV e 122 keV. Desta curva pode se observar que para energias abaixo de 140 keV há um maior comprometimento da resolução, devido ao ruído eletrônico produzido pelo pré-amplificador desenvolvido, mas como mostra a Figura 4.3 e o Quadro 4.2, este comprometimento não é suficiente para impedir a detecção e identificação dos fotopicos desde a energia de 122 keV.

Figura 4.5 – Dependência da resolução energética com a $(\text{energia})^{-1/2}$ para o pré-amplificador Amptek e para o pré-amplificador desenvolvido.

4.6 – UTILIZAÇÃO DO PRÉ-AMPLIFICADOR DESENVOLVIDO COM O DETECTOR SEMICONDUTOR DE TlBr

Na Figura 4.6 são mostrados os espectros de energia para vários radioisótopos, obtidos com o cristal semicondutor de TlBr, montado em uma sonda radioguiada, utilizando o pré-amplificador desenvolvido neste trabalho. Os espectros mostraram que o cristal de TlBr é adequado para a detecção das energias entre 27 keV e 140 keV e que o ruído eletrônico produzido pelo pré-amplificador é baixo o suficiente para permitir a detecção e identificação dos fotopicos a partir da energia de 27 keV do ^{125}I .

Figura 4.6 – Espectros de energia obtidos com o cristal de TlBr com o pré-amplificador desenvolvido. Os radioisótopos utilizados foram: ^{125}I (27 keV), ^{241}Am (59 keV), ^{133}Ba (80 keV), ^{57}Co (122 keV) e o $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (140 keV).

No Quadro 4.3 são relacionadas as resoluções energéticas obtidas com o cristal de TlBr com o pré-amplificador desenvolvido. Os resultados de resolução energética, menores que 25%, são os normalmente encontrados em sondas radioguiadas comerciais, mas segundo Kotzassarlidou et al ^[26], uma resolução mais baixa não conduz a dificuldades na detecção da lesão.

Quadro 4.3 – Resoluções energéticas para vários radioisótopos obtidas com o cristal de TlBr e o pré-amplificador desenvolvido.

Energia e radioisótopo	27 keV (^{125}I)	59 keV (^{241}Am)	80 keV (^{133}Ba)	122 keV (^{57}Co)	140 keV ($^{99\text{m}}\text{Tc}$)
Resolução energética (%)	39	24	21	19	18

Similarmente, como já realizado para comparar os pré-amplificadores utilizando detectores de CsI(Tl), foi construída a curva da dependência da resolução com a $(\text{energia})^{-1/2}$, mostrada na Figura 4.7, para o detector de TlBr com o pré-amplificador desenvolvido.

Figura 4.7 – Dependência da resolução energética com a $(\text{energia})^{-1/2}$ para o cristal de TlBr com o pré-amplificador desenvolvido.

Embora as resoluções sejam adequadas para utilização em sondas radioguiadas, a curva da Figura 4.7 mostra uma mudança na inclinação entre 80 keV e 59 keV. Esta diferença na inclinação torna-se mais acentuada entre 59 keV e 27 keV. Este comportamento mostra que apesar do bom desempenho deste conjunto, o ruído eletrônico compromete a resolução energética em maior proporção para energias abaixo dos 80 keV. Estes resultados foram obtidos com um cristal de características medianas de eficiência de coleta de cargas e são fortemente influenciados por esta eficiência.

Para os cristais de TlBr utilizados neste trabalho, foram encontradas eficiência de coleta de cargas entre 40% e 85%, como descrito no trabalho de Oliveira et al ^[77]. Com a otimização dos processos de crescimento são esperados que os cristais produzidos estejam sempre com os limites superiores de eficiência de coleta de cargas. Como a altura do pulso cresce com o aumento da eficiência da coleta de cargas, o pulso detectado ficará mais distante do nível de ruído eletrônico e com isso apresentará melhores resoluções energéticas, principalmente nas energias abaixo de 80 keV. Deve ser levado em conta na análise do Quadro 4.3 e da curva mostrada na Figura 4.7 que a resolução energética obtida para o ¹²⁵I é aproximada, pois este radioisótopo é emissor de vários raios-X característicos

[73] com energia entre 27,2 keV e 31,7 keV e emissor gama em 35,5 keV. Devido a resolução energética insuficiente para separar estes fotopicos, considerou-se um percentual aproximado admitindo-se que fosse apenas um fotopico.

4.7 – SONDAS 1 E 2 UTILIZANDO CRISTAIS CINTILADORES DE CsI(Tl) E FOTODIODOS S3590

Na Figura 4.8 é mostrada a sonda 1 parcialmente montada, que é idêntica externamente a sonda 2. Nesta figura, na parte superior são vistas as várias partes que compõe o corpo da sonda e na parte inferior a blindagem interna de chumbo, o detector envolto em limalha de chumbo dispersa em aglomerante (cola Araldite) e o pré-amplificador. Como discutido na Seção 3.7, as sondas 1 e 2 diferem no comprimento do colimador frontal e na série do fotodiodo utilizado.

Figura 4.8 – Sonda 1 parcialmente montada.

Na Figura 4.9 é mostrada a sonda 1, pronta para ser utilizada em uma cirurgia radioguiada.

Figura 4.9 – Sonda 1 finalizada.

Nas Figuras 4.10 e 4.11 são mostrados os espectros de energia obtidos com as sondas 1 e 2, respectivamente com os radioisótopos ^{57}Co (122 keV), $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (140 keV), ^{133}Ba (300 e 360 keV), ^{22}Na (511 keV) e ^{137}Cs (662 keV) e no Quadro 4.4 são mostradas as resoluções energéticas das sondas 1 e 2.

Figura 4.10 – Espectros de energia obtidos com a sonda 1.

Figura 4.11 – Espectros de energia obtidos com a sonda 2.

Quadro 4.4 – Resoluções energéticas obtidas com as sondas 1 e 2.

Energia e radioisótopo	Resolução energética (%)	
	Sonda 1	Sonda 2
122 keV (^{57}Co)	46	41
140 keV ($^{99\text{m}}\text{Tc}$)	40	36
360 keV (^{133}Ba)	29	29
511 keV (^{22}Na)	17	17
662 keV (^{137}Cs)	11	11

Os espectros de energia mostrados nas Figuras 4.10 e 4.11 foram similares, bem como os resultados de resolução energética, Quadro 4.4, apesar de terem sido usados fotodiodos de séries e anos de fabricação diferentes. Este resultado pode ser justificado pela adequada seleção dos fotodiodos, como discutido na Seção 3.4 e mostrado na Seção 4.4.

O Quadro 4.5 compara os resultados de resolução, extraídos do Quadro 4.2, que foram obtidos com a incidência dos raios gama perpendiculares ao fotodiodo com os resultados das sondas 1 e 2. As resoluções energéticas obtidas com as sondas 1 e 2 mostraram que eventuais perdas de resolução em função da disposição do conjunto detector, inclinado em relação ao feixe de raios gama da fonte radioativa, não foram

significativas. Esta pouca dependência da resolução energética com a posição do detector levaram ao posterior desenvolvimento da sonda 3.

Quadro 4.5 – Comparação das resoluções energéticas, obtidas com detectores de CsI(Tl) acoplados a fotodiodo, com a incidência do feixe de raios gama perpendicular em relação ao detector (Quadro 4.2) e inclinada (sondas 1 e 2).

Energia e radioisótopo	Resolução energética (%)		
	Incidência Perpendicular ao fotodiodo (Quadro 4.2)	Sonda 1	Sonda 2
122 keV (^{57}Co)	41	46	41
140 keV ($^{99\text{m}}\text{Tc}$)	37	40	36
511 keV (^{22}Na)	14	17	17
662 keV (^{137}Cs)	11	11	11

Nas Figuras 4.12 e 4.13 são mostradas as curvas onde pode-se inferir as resoluções espaciais das sondas 1 e 2 respectivamente.

Figura 4.12 – Curva de contagens, em função da distância entre as duas fontes radioativas, para a sonda 1.

Figura 4.13 – Curva de contagens, em função da distância entre as duas fontes radioativas, para a sonda 2.

Nas Figuras 4.14 e 4.15 são mostradas as curvas onde podem ser inferidas as seletividades espaciais das sondas 1 e 2 respectivamente. A seletividade espacial da sonda 1 foi 39° à 3 cm e 45° à 30 cm, e da sonda 2 foi 61° à 3 cm e 65° à 30 cm.

Figura 4.14 – Curva de contagens, em função do ângulo de incidência da fonte radioativa em relação a sonda 1.

Figura 4.15 – Curva de contagens, em função do ângulo de incidência da fonte radioativa em relação a sonda 2.

Os resultados de resolução espacial apresentados nas Figuras 4.12 e 4.13, e de seletividade espacial, nas Figuras 4.14 e 4.15 mostraram a importância do colimador frontal na resolução espacial e na seletividade espacial. A sonda 1, utilizando um colimador de 7 mm de comprimento, obteve um excelente resultado de resolução espacial e atingiu um valor menor que 40° para a seletividade espacial; para a sonda 2, apesar da resolução espacial ser apropriada, não foi satisfeita a condição mínima para a seletividade espacial. O Quadro 4.6 apresenta um resumo das características das sondas 1 e 2 incluindo os testes de sensibilidade máxima e qualidade de blindagem.

Quadro 4.6 – Características das sondas 1 e 2 (resultados grafados em vermelho estão abaixo dos recomendados ^[26]).

Sonda	Diâmetro externo	Resolução energética (140 keV)	Resolução espacial a 1 cm	Seletividade espacial a 3 e a 30 cm	Sensibilidade máxima	Qualidade da blindagem
1	21 mm	40%	11 mm	39°/45°	8 cps/kBq	1%
2	21 mm	36%	15 mm	61°/65°	20 cps/kBq	1%

O resumo das características, apresentadas pelas sondas 1 e 2 no Quadro 4.6, mostraram que as duas atenderam as mínimas condições exigidas para a resolução espacial

(≤ 25 mm) e sensibilidade máxima (≥ 5 cps/kBq). A sonda 1 não atendeu a seletividade espacial a 30 cm ($\leq 40^\circ$) e a qualidade de blindagem ($\leq 0,1\%$). A sonda 2 não atendeu as seletividades espaciais, nem a qualidade de blindagem. Pode ser observado também que o maior comprimento do colimador frontal reduziu sensivelmente a sensibilidade máxima, mas não comprometeu os valores mínimos exigidos. Os índices insuficientes para a blindagem lateral foram explicados devido a má qualidade do chumbo utilizado no anel de blindagem interno das sondas 1 e 2. Este mesmo chumbo foi avaliado separadamente e foi verificado que absorvia apenas cerca de 50% dos raios gama em 140 keV para a espessura utilizada.

O conjunto dos resultados obtidos com as sondas 1 e 2 mostraram que as qualidades exigidas para uma sonda radioguiada foram determinadas basicamente pelo conjunto de blindagem e colimação, e não pela resolução energética. Estes resultados estão de acordo com o trabalho Kotzassarlidou et al ^[26].

4.8 – ESTUDO DA DISPOSIÇÃO DO CRISTAL DE CsI(Tl) E DO FOTODIODO S5106 PARA SER USADA NA Sonda 3

Na Figura 4.26 são mostrados os espectros de altura de pulso e eficiência de contagem obtidos conforme o arranjo citado na Seção 3.8, Figura 3.9.

Figura 4.16 – Espectros de altura de pulso para três configurações do conjunto detector composto pelo cristal de CsI(Tl) e o fotodiodo S5106.

Os resultados observados na Figura 4.16 permitiram inferir que:

- A incidência da radiação perpendicular ao fotodiodo (espectro em preto) foi a que proporcionou maior eficiência (560 cps/kBq). Este resultado era esperado, pois foi usado um cristal de maior volume e a disposição mais adequada para acoplamento com o fotodiodo. Caso fosse utilizada esta disposição, o tubo que constituiria o corpo da sonda deveria ter um diâmetro interno mínimo de 13,8 mm e utilizando tubos comerciais de aço inoxidável o diâmetro externo mais próximo seria 15,9 mm.
- A incidência da radiação paralela ao fotodiodo e o mesmo volume do cristal do ensaio anterior (espectro em vermelho) proporcionou a menor eficiência (279 cps/kBq). Este resultado foi justificado pela baixa eficiência de coleta dos fótons de luz produzidos no cristal, devido ao acoplamento parcial de uma das faces do cristal com o fotodiodo.
- A incidência de radiação paralela ao fotodiodo (espectro em azul), mas com um cristal cúbico, com as mesmas dimensões da área ativa do fotodiodo, proporcionou uma eficiência intermediária (400 cps/kBq). Apesar desta menor eficiência, a altura de pulso foi a maior, proporcionando uma melhor relação sinal-ruído. Esta maior altura de pulso foi justificada pela melhor transferência dos fótons de luz do cristal para o fotodiodo, devido ao seu menor volume que produziu uma menor auto absorção. Uma maior altura de pulso é desejável, pois permite que o circuito eletrônico que discrimina as contagens do fotopico, esteja com o ponto de trabalho mais afastado do ruído eletrônico e com isso diminua as contagens indevidas provenientes do ruído eletrônico e de radiações com energias menores que a do fotopico. Para abrigar esta disposição de detector, foi utilizado um tubo comercial de aço inoxidável de 12,7 mm de diâmetro externo e 11 mm de diâmetro interno.

Esta terceira opção, embora com um comprometimento de 30% da eficiência em relação ao primeiro ensaio, apresentou a melhor altura de pulso entre os três ensaios e permitiu o desenvolvimento da sonda 3 com um diâmetro final mais próximo das sondas comerciais. Para atender o limite imposto pela qualidade da blindagem, a sonda 3 incorporou um anel interno e um externo de chumbo, que ampliou o diâmetro externo da sonda para 15,3 mm. Este diâmetro final teve origem na necessidade de ser incorporada uma blindagem de chumbo com 2 mm de espessura; esta é a espessura necessária para atenuar em 1000 vezes um feixe de raios gama de 140 keV ^[89] e poder atender o requisito, qualidade da blindagem em permitir somente 0,1%, das contagens laterais em relação as contagens da parte frontal da sonda.

A disposição escolhida, inserção *c* da Figura 4.16, apesar de apresentar um diâmetro próximo dos 15,9 mm que seriam necessários se a primeira configuração fosse usada, inserção *a* da Figura 4.16, não apresentou pontos sem blindagem de chumbo como existiriam nesta disposição. Estes pontos de vazamento ocorreriam devido a impossibilidade de se adicionar uma blindagem de chumbo interna para blindar as arestas do fotodiodo. Isto aconteceria em razão do diâmetro interno do tubo de aço inoxidável de 15,9 mm ser insuficiente para comportar o fotodiodo naquela disposição mais a blindagem, permitindo caminhos preferenciais, sem blindagem, da radiação até o cristal de CsI(Tl).

A eficiência intrínseca do conjunto detector, utilizado em *c* na Figura 4.16, foi obtida a partir da distância do cristal à fonte e considerando-se a fonte radioativa como puntiforme^[90]. Para este detector foi encontrada uma eficiência intrínseca de 39%. Apesar dos resultados finais das sondas com cristais de CsI(Tl) terem mostrado uma sensibilidade máxima adequada, esta diferença na eficiência mostra que as propriedades do conjunto detector podem ser melhoradas através de uma melhora na transparência do cristal, na produção de luz, no polimento e na adequação do material utilizado como elemento refletor na superfície do cristal.

4.9 – SONDA 3 UTILIZANDO CRISTAL CINTILADOR DE CsI(Tl) E FOTODIODO S5106

Na Figura 4.17 é mostrada a sonda 3 parcialmente montada. Nesta figura são vistos na parte superior o tubo de aço inoxidável com 12,7 mm de diâmetro, e na inferior, o pré-amplificador e o detector envolvido pela blindagem interna e o colimador frontal de chumbo. Na Figura 4.18 é mostrada a sonda 3 finalizada, onde pode ser vista a blindagem auxiliar externa de chumbo.

Figura 4.17 – Sonda 3 parcialmente montada.

Figura 4.18 – Sonda 3 finalizada.

Na Figura 4.19 são mostrados os espectros de energia obtidos com a sonda 3 com os radioisótopos ^{57}Co (122 keV), $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (140 keV), ^{133}Ba (300 e 360 keV), ^{22}Na (511 keV) e ^{137}Cs (662 keV) e no Quadro 4.7 são relacionadas as resoluções energéticas.

Figura 4.19 – Espectros de energia obtidos com a sonda 3.

Quadro 4.7 – Resoluções energéticas obtidas com a sonda 3.

Energia e radioisótopo	122 keV (^{57}Co)	140 keV ($^{99\text{m}}\text{Tc}$)	360 keV (^{133}Ba)	511 keV (^{22}Na)	662 keV (^{137}Cs)
Resolução energética (%)	41	37	30	16	12

Os espectros mostrados na Figura 4.19 e suas respectivas resoluções energéticas apresentadas no Quadro 4.7 foram similares aos resultados das sondas 1 e 2, mostrando que a disposição do conjunto detector escolhido para a sonda 3 não comprometeu a resolução energética.

Na Figura 4.20 é mostrada a curva onde pode-se inferir que a resolução espacial foi de 11 mm. A Figura 4.21 permite inferir que a seletividade espacial da sonda 3 foi 35° à 3 cm e 40° à 30 cm.

Figura 4.20 – Curva de contagens, em função da distância entre as fontes, para a sonda 3.

Figura 4.21 – Curva de contagens, em função do ângulo de incidência da fonte radioativa em relação a sonda 3.

Os resultados da resolução espacial e da seletividade espacial obtidos com o colimador frontal de chumbo de 2 mm de espessura e um orifício de 4 mm de diâmetro, atenderam as condições exigidas para as sondas radioguiadas. A menor espessura deste colimador quando comparado com os utilizados nas sondas 1 e 2 (limalha de chumbo) possibilitou um acréscimo na sensibilidade máxima, devido a menor distância entre fonte e cristal cintilador.

Para o cristal de CsI(Tl) da sonda 3 foi utilizado a cola Araldite, como elemento refletor para os fótons de luz, que revestiu o cristal ao mesmo tempo que o fixou ao fotodiodo. Esta cola foi utilizada em substituição a fita Teflon, pois com o passar do tempo, a graxa de silicone utilizada entre o cristal e o fotodiodo, migrava para a fita reduzindo suas propriedades reflexivas e deteriorava as características do detector. Com a cola, mesmo com a graxa de silicone migrando por capilaridade entre a cola e o cristal, não foi observada esta deterioração.

O Quadro 4.8 apresenta um resumo das características da sonda 3 incluindo os testes de sensibilidade máxima e qualidade de blindagem.

Quadro 4.8 – Características da sonda 3.

Diâmetro externo	Resolução energética (140 keV)	Resolução espacial a 1 cm	Seletividade espacial a 3 e a 30 cm	Sensibilidade máxima	Qualidade da blindagem
15,3 mm	37%	11 mm	35°/40°	30 cps/kBq	0,1%

Os resultados apresentados no Quadro 4.8 permitem situar a sonda 3 dentro dos limites estabelecidos para sondas cirúrgicas radioguiadas.

Para a sonda 3 também foi calculada a eficiência intrínseca que alcançou o valor de 26%. Apesar dos resultados adequados para uma sonda radioguiada, um melhor desempenho desta sonda poderá ser obtido com melhorias no cristal, como citado na Seção 3.8, com uma redução da espessura da tampa frontal da sonda, com a utilização de um colimador frontal de ouro e com a blindagem lateral também em ouro. A redução da espessura da tampa frontal iria diminuir a distância entre a fonte e o detector aumentando a sensibilidade máxima; a substituição do colimador frontal de chumbo, densidade 11,35 g.cm⁻³, por ouro, densidade 19,42 g.cm⁻³ [91], aumentaria a eficiência deste colimador melhorando a resolução espacial e a utilização de ouro na blindagem lateral, reduziria a espessura total da sonda, devido a redução de 2 mm para 1,3 mm, na espessura total da blindagem lateral.

Eventualmente, existindo a disponibilidade de um fotodiodo, com dimensões que permita ser montado perpendicularmente ao feixe de raios gama, Seção 3.8 e Figura 3.9, haveria um novo acréscimo na eficiência do detector e portanto na sensibilidade máxima.

Como verificado nas sondas 1 e 2, os resultados da resolução energética obtidos com a sonda 3, Quadro 4.7, não limitaram as qualidades exigidas para esta sonda, na localização de linfonodos sentinela, quando foi utilizado o radioisótopo ^{99m}Tc , emissor de radiação gama de energia de 140 keV.

Finalizando, as sondas com cristais de CsI(Tl) desenvolvidas com tecnologia nacional e preço competitivo, viabilizam um maior índice de utilização dessas sondas em nosso País.

4.10 – SONDA 4 COM CRISTAL SEMICONDUTOR DE TlBr

A sonda 4 foi construída com o objetivo de testar o comportamento do cristal de TlBr como detector em uma sonda radioguiada. Na Figura 4.22 é mostrado o cristal de TlBr, nas dimensões de 0,3 mm de espessura por 7 mm de diâmetro, conectado ao pré-amplificador e o tubo de vidro que constitui o corpo da sonda. A Figura 4.23 apresenta uma vista frontal do cristal de TlBr conectado ao pré-amplificador.

Figura 4.22 – Sonda 4 com o cristal de TlBr parcialmente montada.

Figura 4.23 – Vista frontal do cristal semiconductor de TlBr conectado ao pré-amplificador.

Na Figura 4.24 é mostrado o conjunto detector e pré-amplificador dentro do tubo de vidro e na Figura 4.25, a sonda envolvida em folha de papel alumínio, conectado ao ponto de massa do pré-amplificador constituindo a blindagem eletromagnética da sonda. No Quadro 4.9 são apresentados os resultados obtidos com a sonda 4.

Figura 4.24 – Detector e pré-amplificador acondicionados dentro de um tubo de vidro de 10 mm de diâmetro externo.

Figura 4.25 – Sonda 4 totalmente envolvida em papel alumínio.

Quadro 4.9 – Características da sonda 4 com o cristal de TlBr (resultados grafados em vermelho estão abaixo dos recomendados ^[26]).

Diâmetro externo	Seletividade espacial a 3 e a 30 cm	Resolução espacial a 1 cm	Sensibilidade máxima	Qualidade da blindagem
10 mm	65°/70°	17 mm	12 cps/kBq	10%

O cristal de TlBr tem um número atômico efetivo elevado, que mesmo com a sua pequena espessura (0,3 mm), quando comparada a um cristal típico de CdTe em sondas radioguiadas (3 mm)^[15], atendeu a exigência da sensibilidade máxima igual ou maior a 5 cps/kBq. Somando-se a esta característica, a reduzida espessura do cristal propiciou uma área de interação lateral com a radiação, muito menor que a área frontal do detector. Esta diferença tornou possível alcançar um valor de qualidade da blindagem de 10%, sem a presença de uma blindagem lateral, efeito alcançado apenas pela relação entre as áreas ativas do detector.

Os resultados para a seletividade espacial, também apesar de serem inadequados, foram promissores em razão de não existir nenhuma blindagem adicional. Estes resultados foram complementados pela resolução espacial que atendeu as mínimas condições exigidas. A somatória da espessura reduzida (0,3 mm) com a área definida pela deposição de ouro sobre o cristal (5 mm de diâmetro) favoreceram os resultados de forma semelhante

a um colimador, reduzindo a eficiência do detector para raios gama que incidiam de forma inclinada, for a da área ativa do detector.

Os resultados de resolução energética não foram incluídos pois são semelhantes aos apresentados na Seção 4.6, Quadro 4.3.

4.11 – SONDA 5 COM CRISTAL SEMICONDUTOR DE TlBr

Na Figura 4.26 é mostrado o cristal de TlBr após a deposição de ouro e da fixação dos fios de conexão com tinta de carbono coloidal. Na Figura 4.27 é mostrado o mesmo detector, totalmente envolvido em cola Araldite, com os fios de conexão soldados a terminais estanhados que proporcionaram maior rigidez dos contatos elétricos.

Dentre os dois tipos de cola Araldite rápida, estão disponíveis a tipo pastosa e a transparente. Apesar da dificuldade em encontrar a primeira, esta cola foi selecionada em virtude da sua propriedade de não migrar para dentro do cristal e deteriorar o detector. A confecção do detector de TlBr com a cola rápida pastosa e com os terminais estanhados, produziu um componente rígido mecanicamente, que propiciou maior facilidade na soldagem e na fixação no interior da sonda. A resina utilizada para imobilização dos componentes do pré-amplificador, também foi testada como revestimento do detector e também degradou as propriedades do cristal como detector.

Figura 4.26 – Cristal de TlBr após deposição de ouro e da fixação dos fios para contato elétrico.

Figura 4.27 – Cristal de TlBr com os fios de ligação soldados a terminais estanhados e revestido com cola Araldite rápida.

A Figura 4.28 apresenta a sonda 5 parcialmente montada. Nesta figura, pode ser observado o menor comprimento da blindagem interna de chumbo em relação a sonda 3, que utilizou o cristal de CsI(Tl) (Figura 4.17). Esta blindagem além de ter um comprimento menor que a utilizada internamente na sonda 3, possui maior espessura, fazendo com que a atenuação necessária para atingir o valor menor ou igual a 0,1% de qualidade da blindagem seja atingido sem blindagem externa adicional.

Figura 4.28 – Protótipo da sonda 5 parcialmente montada.

Na Figura 4.29 são mostradas as sondas 1, 3 e 5, propiciando uma comparação das dimensões entre estas três sondas desenvolvidas. A sonda 2 não foi incluída por ser externamente idêntica a sonda 1, e a sonda 4, por ter sido apenas um primeiro arranjo de teste com o cristal de TlBr.

Figura 4.29 – Sondas 1, 3 e 5 finalizadas.

Na Figura 4.30 é mostrada a curva onde pode-se inferir que a resolução espacial da sonda 5 foi de 11 mm e na Figura 4.31 que a seletividade espacial foi 35° à 3 cm e 39° à 30 cm.

Figura 4.30 – Curva de contagens, em função da distância entre as fontes, para a sonda 5.

Figura 4.31 – Curva de contagens, em função do ângulo de incidência da fonte radioativa em relação a sonda 5.

O Quadro 4.10 apresenta um resumo das características da sonda 5, incluindo os testes de sensibilidade máxima e qualidade de blindagem. Os resultados de resolução energética também foram omitidos, pois como observado para a sonda 4, são semelhantes aos da Seção 4.6, Quadro 4.3.

Quadro 4.10 – Características da sonda 5.

Diâmetro externo	Seletividade espacial a 3 e a 30 cm	Resolução espacial a 1 cm	Sensibilidade máxima	Qualidade de blindagem
12,7 mm	35°/39°	11 mm	5 cps/kBq	<0,1%

As menores dimensões do cristal de TlBr tornaram a sonda 5, construída com o semicondutor de TlBr, com o menor diâmetro entre as sondas desenvolvidas e com todas as características de avaliação como sonda cirúrgica radioguiada atendidas.

A eficiência intrínseca da sonda ficou em torno de 5%, e esta pode ser melhorada com a redução da espessura da tampa frontal e com o aprimoramento da tecnologia de crescimento destes cristais, objetivando uma coleta de cargas mais eficiente e a redução do efeito de polarização.

A melhoria na eficiência de coleta de cargas é necessária para permitir a utilização de um cristal de TlBr com maior espessura, que aumentaria a eficiência de detecção. Nos trabalhos de Oliveira et al ^[53,55] foi observado que a utilização de cristais mais espessos não propiciavam uma eficiente coleta de cargas e produziam um fotopico em 122 keV de baixa resolução e baixa altura de pulso. Nestas condições, é comum aumentar a tensão de polarização para melhorar a coleta de cargas, mas quando estes cristais eram submetidos a maiores tensões de polarização, eram produzidos transientes que afetavam o espectro de energia que estava sendo obtido, bem como eram produzidas contagens espúrias.

O efeito de polarização é observado em maior ou menor grau em todos os cristais de banda proibida elevada ^[43,92]. Este efeito tem sido observado no cristal de TlBr na totalidade dos trabalhos reportados na literatura. Este efeito diminui a eficiência de coleta de cargas em função do tempo e da tensão em que o cristal está polarizado, diminuindo de forma gradativa a resolução e a eficiência de detecção. Neste trabalho, com alguns cristais de TlBr foram obtidos bons resultados de recuperação, aplicando-se uma polarização contrária à utilizada durante a operação do detector, enquanto o detector não estava sendo utilizado.

Durante a utilização da sonda, um potencial de - 50 V a - 200V é aplicado sobre o cristal de TlBr. Este valor de tensão depende do cristal utilizado. Quando a sonda é desligada, sobre o cristal é aplicada uma tensão de + 12 V. Este valor, contrário ao campo original, vai removendo as cargas acumuladas no cristal durante a operação. Os 12 V positivos, aplicados enquanto a sonda está desligada, também favorecem uma polarização residual neste novo sentido, mas é pouco sentida devido ao baixo valor de tensão. Este recurso de polarizar com + 12 V, enquanto a sonda está desligada, torna-se muito fácil de ser obtido quando a unidade de contagem e rastreamento sonoro tem bateria interna. A corrente drenada pelo detector de TlBr, enquanto o aparelho está desligado, é inferior à perda residual da própria bateria e não reduz o tempo de utilização da sonda quando a unidade de contagem e rastreamento sonoro é operada à bateria.

O melhor resultado de resolução energética apresentado pela sonda de TlBr não melhorou as características de seletividade espacial e resolução espacial. Como citado anteriormente, esta situação já fora descrita em outros trabalhos, mas o uso das sondas no laboratório mostraram que com uma melhor resolução energética, a menor largura do

fotopico obtido, permite que o circuito contador atue em uma região mais estreita do espectro de energias detectadas. Este espectro menor diminui as contagens de fundo e permite uma melhor discriminação de pontos com baixa atividade, cujas contagens obtidas poderiam estar sendo somadas as contagens do ruído eletrônico.

Os cristais semicondutores de TlBr mostraram um excelente potencial como detectores em sondas cirúrgicas radioguiadas, em substituição aos semicondutores de CdTe. O aprimoramento da tecnologia de crescimento e um melhor controle dos efeitos de polarização poderão consolidar estes semicondutores neste tipo de aplicação.

4.12 – UNIDADES DE CONTAGEM E RASTREAMENTO SONORO

Na Figura 4.32 é mostrada a primeira unidade desenvolvida para a contagem e rastreamento, UCR-01. Nesta figura também é mostrado um computador portátil com a tela do programa para contagem que foi desenvolvido neste trabalho.

Figura 4.32 – Unidade de contagem e rastreamento sonoro modelo UCR-01 vista à direita do computador.

Na Figura 4.33 é mostrada a segunda unidade de contagem e rastreamento sonoro, UCR-02. Esta unidade incorporou o contador para permitir maior mobilidade do equipamento, tornando opcional o uso do computador. A disponibilidade do ajuste da escala de conversão da taxa de pulsos em uma frequência audível tornou mais agradável a

utilização do equipamento nesta modalidade. Para as unidades de contagem com rastreamento sonoro, a conversão da taxa de pulsos em uma frequência audível foi desenvolvido com um oscilador controlado por tensão que proporcionou respostas mais rápidas que um conversor microprocessado.

A chave para seleção do tipo de sonda tornou-se obrigatória em função dos protótipos desenvolvidos; como alternativa, a seleção das sondas poderia ser feita com a utilização de conectores da sonda com um maior número de pinos, que seriam utilizados pelo circuito eletrônico da unidade de contagem e rastreamento sonoro para identificar o tipo de sonda que estaria sendo utilizada.

Figura 4.33 - Unidade de contagem e rastreamento sonoro modelo UCR-02.

Na figura 4.34 é mostrada a unidade de contagem e rastreamento sonoro UCR-03. Esta unidade incorporou os recursos das anteriores, mais a alimentação por bateria e o controle de limiar do conversor da taxa de pulsos em frequência audível. Este controle torna-se muito útil quando o campo operatório está bastante ruidoso, facilitando a discriminação audível dos pontos de maior atividade.

O desenvolvimento do controle de limiar, bem como todo o circuito eletrônico das unidades de contagem foram feitos para apresentar uma manutenção simples e sem a necessidade de equipamentos sofisticados. Esta configuração eletrônica mais simples,

tornou o circuito de controle de limiar passível de uma certa tolerância na escala, que pode em algumas situações de localização dos pontos de atividade, não ser muito eficiente. Com a futura utilização das sondas em testes “*in vivo*”, e sendo observada a necessidade de um controle de limiar mais preciso, poderá ser incluído um controle de limiar microprocessado, que apesar de não implicar em um aumento substancial de custo, exige um preparo maior do grupo de manutenção.

Figura 4.34 - Unidade de contagem e rastreamento sonoro modelo UCR-03.

4.13 – PROGRAMA DE CONTAGEM E MEMORIZAÇÃO DE MÁXIMOS

O programa de contagem, desenvolvido e compilado em Microsoft Visual Studio 6, pode ser utilizado com as três unidades de contagem e rastreamento sonoro. Na Figura 4.35 é mostrada a tela principal onde podem ser visualizadas as contagens, o indicador de contagens na forma de barra, os botões para seleção do tempo de aquisição de contagens e o valor registrado na memória para os pontos de maior contagem (valores máximos).

A indicação numérica das contagens apresentou boa visibilidade, mesmo em computadores com telas de 12 polegadas. A memorização do máximo da taxa de contagem de forma automática, mostrou-se útil nos testes de laboratório com as sondas, facilitando a localização dos pontos com atividade. O indicador na forma de barra, também com a escala auto ajustável com a memória do máximo, complementa o processo de localização dos pontos de maior atividade.

Figura 4.35 – Tela do programa desenvolvido, obrigatório na UCR-01 e opcional nas duas outras unidades de contagem e rastreamento sonoro.

4.14 – ESTIMATIVA DE CUSTO

Com o propósito de estimar o custo das sondas desenvolvidas para uma possível produção em escala comercial, foram considerados os recursos aplicados durante o desenvolvimento, a mão de obra utilizada na otimização dos processos de fabricação de componentes e montagem do conjunto da sonda com a sua correspondente unidade de contagem e rastreamento sonoro. Para facilitar a comparação dos valores das sondas desenvolvidas com as importadas, os custos são apresentados em dólares americanos.

Recursos investidos ou capital investido durante o desenvolvimento

- Forno de purificação e mecanismo de refinamento por zona: US\$20.000,00;
- Forno de crescimento de cristal pelo método de Bridgman: US\$40.000,00;
- Desenvolvimento do programa para contagem e registro de valores máximos de contagem: US\$1200,00;
- Registro da sonda na Anvisa (apenas a taxa): US\$6000,00;
- Material e insumos utilizados durante o desenvolvimento (estrutural, produtos químicos, componentes eletro-eletrônicos e energia elétrica: US\$3100,00;
- Serviços utilizados (soldagem, usinagem e montagem): US\$1200,00;
- Mão de obra durante o desenvolvimento: US\$30.000,00;
- Custo total do capital investido: US\$101.500,00

Para estimar o custo do capital investido adotou-se de modo bastante conservador o tempo de vida da produção em um ano, uma vez que se faz necessário um contínuo processo de atualização do projeto, buscando-se sondas com geometria mais adequada e com maior eficiência. A taxa de juros adotada foi de 5% ao ano. A partir dos valores acima apresentados, o Valor do Retorno do Investimento em um ano, incluindo o custo do capital investido é de US\$106.575,00.

Custo variável para produção comercial (para cada unidade de sonda)

- Material e insumos (estrutural, produtos químicos, componentes eletro-eletrônicos e energia elétrica): US\$2860,00;
- Mão de obra (crescimento do cristal, usinagem, soldagem e montagem): US\$600,00;
- Custo total variável: US\$3.460,00.

Custo unitário em função da quantidade anual produzida

Três situações são apresentadas:

Primeira: produção de quatro sondas, neste caso permite-se estimar o custo dos quatro protótipos construídos durante o desenvolvimento, dividindo-se o Valor do Retorno do Investimento pelas quatro unidades e agregando-se o valor do custo total variável obtêm-se US\$30.103,00 por unidade.

Segunda: produção de 100 unidades. Procedendo-se do mesmo modo, obtêm-se o valor de US\$4525,00 por unidade. Neste caso, tratando-se da comercialização a este valor, deve ser agregado mais 5% de gastos administrativos (“*overhead*”) passando para US\$4.752,00.

Terceira: produção e 500 unidades. Procedendo-se da mesma forma, obtêm-se US\$3.856,00 por unidade.

É importante mencionar que os valores acima correspondem ao custo de produção; para venda é necessário agregar a margem de lucro e os impostos correspondentes.

5 – CONCLUSÕES

A sonda 3, desenvolvida com cristal de CsI(Tl) com o fotodiodo S5106 e a sonda 5 com o cristal de TlBr atenderam as propostas sugeridas em publicações internacionais para serem utilizadas como sondas radioguiadas na localização de linfonodos sentinela, marcados com o radiofármaco ^{99m}Tc , emissor gama em 140 keV.

O desempenho da resolução espacial, da seletividade espacial e da qualidade da blindagem para as sondas 3 e 5 serão superiores para o caso de se utilizar radioisótopos com energia menor que 140 keV.

O pré-amplificador desenvolvido ofereceu uma grande liberdade de escolha de componentes e juntamente com os cristais de tecnologia nacional, permitiu a construção de sondas de baixo custo e facilidade de manutenção.

A unidade de contagem e rastreamento sonoro desenvolvida com componentes convencionais, encontrados no mercado nacional, apresentou desempenho similar às importadas com um baixo custo e facilidade de manutenção em todo território nacional.

O programa desenvolvido mostrou-se uma ferramenta auxiliar de uso opcional pelo cirurgião, fácil de usar, que pode ter seu custo tornado insignificante com o número de sondas produzidas.

6 – PROJETOS FUTUROS

Construir um lote piloto de sondas, para serem enviadas a hospitais que utilizam a técnica de cirurgia radioguiada, afim de adequar melhor as sondas desenvolvidas e a unidade de contagem às necessidades da comunidade médica. Executar os ensaios de segurança elétrica e compatibilidade e registrar no Ministério da Saúde.

Desenvolver o detector de TlBr pixelizado ^[93], com 9 pixels em uma área de 100 mm². Este detector seria colimado com um disco de ouro com 9 perfurações coincidentes com os pixels. Acoplado a este conjunto estarão 9 pré-amplificadores, como desenvolvido neste trabalho, montados na tecnologia de montagem de superfície para redução do volume dos componentes. As contagens provenientes de cada pixel serão enviadas a uma tela de 9 pontos que permitirá uma melhor identificação espacial do ponto com atividade e a somatória das contagens obtidas serão entregues convencionalmente na forma numérica e sonora.

O detector pixelizado apresentaria menores problemas de polarização; permitiria uma melhor identificação de pontos com atividade com pequenas dimensões e a entrega da somatória das contagens de todos os pixels aumentaria a eficiência do conjunto detector funcionando como um detector convencional.

7 - REFERÊNCIAS

- [1] MARÍNELLI, L. D.; GOLDSCHMIDT, B. Concentration of P-32 in some superficial tissues of living patients. *Radiology*, v. 39, p. 454-463, 1942.
- [2] LOW-BEER, B. V. A.; BELL, H. G.; MC CORBLE, H. J.; STONE, R. S. Measurement of radioactive phosphorus in breast tumors in situ, a possible diagnostic procedure. *Radiology*, v. 47, p. 492-493, 1946.
- [3] MARCHANDISE, X.; HUGLO, D.; BEDOUI, H.; HOSSEIN-FOUCHER, C.; ROUSSEAU, J. Intraoperative radioisotope detection: review of the acquired experience and perspectives. *Ann. Chir.*, v. 49(4), p. 317-323, 1995.
- [4] KIRCHNER, B.; HILLMANN, A.; LOTTES, G.; SCIUK, J.; BARTENSTEIN, P.; WINKELMANN, W.; SCHOBBER, O. Intraoperative, probe-guided curettage of osteoid osteoma. *Eur. J. Nucl. Med.*, v. 20(7), p. 609-613, 1993.
- [5] SCHEIBER, C. CdTe and CdZnTe detectors in nuclear medicine. *Nucl. Inst. Met. In Physics Research*, v. A 448, p. 513-524, 2000.
- [6] RUBELLO, D.; PIOTTO, A.; MEDI, F.; GROSS, M.D.; SHAPIRO, B.; ERBA, P.; MARIANI, G.; PELIZZO, M.R. 'Low dose' ^{99m}Tc -Sestamibi for radioguided surgery of primary hyperparathyroidism. *EJSO the Journal of Cancer Surgery*. v. 31, p. 191-196, 2005.
- [7] ARAS, G.; ARICAN, P.; ÇAM, R.; KUÇUK, N. O.; TUZUNER, A.; SOYLU, A. Identification of sentinel lymph node in breast cancer by lymphoscintigraphy and surgical gamma probe with peritumoral injection of scintimammographic agent ^{99m}Tc MIBI. *Annals of Nuclear medicine*, v. 16, p. 121-126, 2002.
- [8] OLIVEIRA FILHO, R. S. DE; BARROS, A. C. S. D. Linfonodo sentinela e Cirurgia Oncológica. *Prática Hospitalar*, v. 25, 2003.

[9] OLIVEIRA FILHO, R. S. DE; FESTA NETO, C.; PASCHOAL, F. M.; TOVO, L. F. R.; FERREIRA, L. M.; ENOKIHARA, M. M. S. S.; TOVO FILHO, R.; CAPONERO, R.; CHAMMAS. Melanoma Cutâneo Localizado e Linfonodo Sentinela. São Paulo, S.P., 2003.

[10] FLEMING, F. J.; HILL, A.D.K.; KAVANAGH, D.; QUINN, C.; O'DOHERTY, A.; COLLINS, C.D., McDERMOTT, E.W.; O'HIGGINS, N. J. Intradermal radioisotope injection optimises sentinel lymph node identification in breast cancer. *EJSO the Journal of Cancer Surgery*. v. 29, p. 835-838, 2003.

[11] MARIANI, G.; ERBA, P.; MANCA, G.; VILLA, G.; GIPPONI, M.; BONI, G.; BUFFONI, F.; SURIANO, S.; CASTAGNOLA, F.; BARTOLOMEI, M. STRAUSS, H.W. Radioguided sentinel lymph node biopsy in patients with malignant cutaneous melanoma: the nuclear medicine contribution. *J. Surg. Oncol.* v. 85(3), p. 141-151, 2004.

[12] KAZURO, S.; YOSHIKAZU, K.; MANABU, S.; HISASHI, S.; KIMIKAZU, H. Effect of radioisotope sentinel node mapping in patients with cT1 NO MO lung cancer. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, v. 26, p.568-573, 2003.

[13] TOSI, G.; CREMONESI, M.; FERRARI, M. Radiation protection of the workers in radioguided surgery of breast cancer. Disponível em:
<http://ean.cepn.asso.fr/pdf/program6/Session%20B/G_Tosiposter.pdf> Acesso em: 11 jan 2006.

[14] COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. *Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica*. Resolução n. 27. Jan. 6, 2005. (CNEN-NN-3.01).

[15] RICARD, M. Intraoperative detection of radiolabeled compounds using a hand held gamma probe. *Nucl. Inst. Met. In Physics Research*, v. A 458, p. 26-33, 2001.

[16] OPERATION MANUAL. MODEL 2059 GAMMA DETECTION PROBE FOR LAPAROSCOPIC AND THORACOSCOPIC APPLICATIONS. Produzido por Neoprobe Corporation. Disponível em:

<<http://www.neoprobe.com/html/Model%202059%20%20Lap%20Probe,%20Ops%20Manual,%20English.pdf>>. Acesso em: 25 jul. 2003.

[17] **C-TRACK® SURGICAL GUIDANCE SYSTEM**. Disponível em:

<<http://www.carewise.com>>. Acesso em: 4 ago. 2003.

[18] **NUCLEARLAB, DGC-II Gamma Probe**. Disponível em:

<<http://www.nuclearlab.com/DGCII.htm>>. Acesso em: 22 nov 2005.

[19] **CRYSTAL GmbH, CRYSTAL PROBE 2000**. Disponível em:

<<http://crystal-gmbh.com/opsonden.htm>>. Acesso em: 11 jan 2006.

[20] **POLHITEC, SCINTIPROBE MR-100**. Disponível em:

<http://village.flashnet.it/users/polhitec/scintiprobe_mr100_presentation_english.htm>.

Acesso em: 11 jan. 2006.

[21] **DI SUPRO**. Surgical Gamma Probe. Disponível em:

<<http://www.dicomps.com/medical/supro.htm>>. Acesso em: 2 ago 2005.

[22] **MEDIZINISCHE PHYSIK UND STRAHLENSCHUTZ**. Disponível em:

<http://www.klinikum-augsburg.de/kliniken/zentralklinikum/klinik_...> Acesso em: 4 dez. 2003.

[23] MORRIS JR., A. C.; BARCLAY, T. R.; TANIDA, R.; NEMCEK, J. V. *Phys. Med. Biol.*, v. 16, p. 397, 1971.

[24] SWINTH, K. L.; EWINS, J.H. Biomedical probe using a fiber-optic coupled scintillator. *Med. Phys.*, v.3, p. 109-112, 1976.

[25] MCGREGOR, D. S.; HERMON, H. Room-temperature compound semiconductor radiation detectors. *Nucl. Inst. Met. In Physics Research*, v. A 395, p. 101-124, 1997.

- [26] KOTZASSARLIDOU; M., HATZIPAVLIDOU; B., MAKRIDOU, A.; KOSTAKI, P.; SALEM, N. Practical considerations in selecting and using intraoperative gamma probes. *Nucl. Inst. Met. In Physics Research*, v. A 527, p.110-312, 2004.
- [27] FOUGÈRES, P.; KAZANDJIAN, A.; PRAT, V.; SIMON, H.; RICARD, M.; BEDE, J. Sentinel node in cancer diagnosis with surgical probes. *Nucl. Inst. Met. In Physics Research*, v. A 458, p. 34-40, 2001.
- [28] SCHEIBER, C.; GIAKOS, G. C. Medical applications of CdTe and CdZnTe detectores. *Nucl. Inst. Met. In Physics Research*, v. A 458, p. 12-25, 2001.
- [29] CHAVANELLE, J.; PARMENTIER, M. A CsI(Tl)-PIN photodiode gamma-ray probe. *Nucl. Inst. Met. In Physics Research*, v. A 504, p.321-324, 2003.
- [30] SILVA, I. J. O. DA; KHOURY, H.J.; CARNEIRO, C. J. G. Caracterização de Cintilador Plástico para Sonda Gama Utilizada em Cirurgia Radioguiada. In: IX Brazilian Congress of Medical Physics, 2004, Rio de Janeiro. *Proceedings III Iberian Latin American and Caribbean Regional Congress of Medical Physics*, 2004.
- [31] SCHOTANUS, P. Miniature radiation detection instruments. *Radiation Measurements*, v. 24, n. 4, p. 331-335, 1995.
- [32] TONETTO, F.; ABBONDANNO, U.; CHIARI, M.; MILAZZO, P. M.; TRAVAGLINI, L. Optimizing performances of CsI(Tl) crystals with a photodiode readout. *Nucl. Inst. Met. In Physics Research*, v. A 420, p. 181-188, 1999.
- [33] COSTA, F. E.; HAMADA, M. M. Development of a scintillator detector set with counter and data acquisition for flow measurements. *Nucl. Inst. Met. In Physics Research*, v. A 486, p. 150-155, 2002.
- [34] COSTA, F. E.; PEREIRA, M. C. C.; HAMADA, M. M. Espectrômetro de Energia Portátil Utilizando Detector de CsI(Tl) com Fotodiodo. VI National Meeting on Nuclear Applications, 2002, Rio de Janeiro. *Anais...* Rio de Janeiro. 1 CD-ROM.

[35] SCHIEBER, M.; LUND, J. C.; OLSEN, R. W.; MCGREGOR, D. S.; VAN SCYOC, J. M.; JAMES, R. B.; SORIA, E.; BAUSER, E. Material properties and room-temperature nuclear detector response of wide bandgap semiconductors. *Nucl. Inst. Met. In Physics Research*, v. A 377, p. 492-495, 1996.

[36] SQUILLANTE, M. R.; CIRIGNANO, L.; GRAZIOSO, R. Room-temperature semiconductor device and array configurations. *Nucl. Inst. Met. In Physics Research*, v. A 458, p. 288-296, 2001.

[37] **eV PRODUCTS**. Disponível em:

<http://www.evproducts.com/cpg_sale.html> Acesso em: 30 jul. 2005.

[38] GEISLER, B.; De FREITAS, D.; CACHIN, F.; MESTAS, D. LEBOUDEC, G.; MAUBLANT, J. Radioguided occult lesion localization: better delineation of the injection site with a high-resolution collimator. v. A 527, p. 216-219, 2004.

[39] De FREITAS, D.; CRESPI, S.; CACHIN, F.; GEISLER, B.; BRETTE, P.; MAUBLANT, J. Relevance of a multi-hole collimator for peroperative gamma detection. v. A. 527, p. 113-116, 2004.

[40] IWANCZYK, J.S.; PATT, B.E.; WANG, Y.J.; KHUSAINOV, A. Kh. Comparison of HgI₂, CdTe and Si(p-I-n) X-ray detectors. *Nucl. Inst. Met. In Physics Research*. v. A (380), p. 185-192, 1996.

[41] MCGREGOR, D. S.; HERMON, H. Room-temperature compound semiconductor radiation detectors. *Nucl. Inst. Met. In Physics Research*, v. A 395, p. 101-124, 1997.

[42] HOHEHEISEL, M.; BATZ, L. Requirements on amorphous semiconductors for medical X-ray detectors. *Journal of Non-Crystalline Solids*. v. 266-269, p. 1152-1157, 2000.

[43] PONPON, J.P.; STUCK, R.; AMANN, M. Current instability in mercuric iodide devices. *Solid –State Electronics*. v. 44, p. 29-35, 2000.

- [44] OWENS, A.; BAVDAZ, M.; BRAMMERTZ, G.; GOSTILO, V.; HAACK, N.; KOZOREZOV, A.; LISJUTIN, I.; PEACOCK, A.; ZATOLOKA, S. Hard X-ray spectroscopy using a small-format TlBr array. *Nucl. Inst. Met. In Physics Research*, v. a 497, p.359-369, 2003.
- [45] KOZOREZOV, A.G.; WIGMORE, J.K.; OWENS, A.; den HARTOG, R.; PEACOCK, A.; Al-JAWHARI, A. Resolution degradation of semiconductor detectors due to carrier trapping. *Nucl. Inst. Met. In Physics Research*. v. A 546, p. 209-212, 2005.
- [46] SCHLESINGER, T. E.; JAMES, R. B. *Semiconductors for Room Temperature Nuclear Detector Applications, Semiconductors and Semimetals*, v. 43, San Diego: Academic Press, 1995.
- [47] HITOMI, K.; MATSUMOTO, M.; MUROI, O.; SHOJI, T.; HIRATATE, Y. Characterization of thallium bromide crystals for radiation detector applications. *Journal of Crystal Growth*, n. 225, p. 129-133, 2001.
- [48] HITOMI, K.; MURAYAMA, T.; SHOJI, T.; SUEHIRO, T.; HIRATATE, Y. Improved spectrometric characteristics of thallium bromide nuclear radiation detectors. *Nucl. Inst. Met. In Physics Research*, v. A 428, p. 372-378, 1999.
- [49] HITOMI, K.; SHOJI, T.; SUEHIRO, T.; HIRATATE, Y. Radiation Damage Effects by 25MeV Protons and Thermal Annealing Effects on Thallium Bromide Nuclear Radiation Detectors. *IEEE Trans. on Nucl. Sci.*, v. 46, n.3, p. 213-217, 1999.
- [50] HITOMI, K.; MUROI, O.; SHOJI, T.; SUEHIRO, T.; HIRATATE, Y. Room temperature X- and gama – ray detectors using thallium bromide crystals. *Nucl. Inst. Met. In Physics Research*, v. A 436, p. 160-164, 1999.
- [51] HITOMI, K.; MUROI, O.; MATSUMOTO, M.; HIRABUKI, R.; SHOJI, T.; HIRATATE, Y. X-ray Detection Characteristics of Thallium Bromide Nuclear Radiation Detectors. *IEEE Trans. on Nucl. Sci.*, v. 47, n. 3, p. 777-779, 2000.

- [52] HITOMI, K.; MUROI, O.; MATSUMOTO, M.; HIRABUKI, R.; SHOJI, T.; SUEHIRO, T.; HIRATATE, Y. Recent progress in thallium bromide detectors for X- and γ -ray spectroscopy. *Nucl. Inst. Met. In Physics Research*, v. A 458, p. 365-369, 2001.
- [53] OLIVEIRA, I. B.; COSTA, F. E.; CHUBACI, J. F. D.; HAMADA, M. M. Purification and Preparation of TlBr Crystal for Room Temperature Radiation Detector Applications. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, v. 51, n. 3, p. 1224-1228, 2004.
- [54] OLIVEIRA, I. B.; CHUBACI, J. F. D.; ARMELIN, M. J. A.; HAMADA, M. M. Purification and Crystal growth of TlBr for Application as a Radiation Detector. *Crystal Research and Technology*, v. 39, n. 10, p. 849-854, 2004.
- [55] OLIVEIRA, I. B.; COSTA, F. E.; KIYOHARA, P.; HAMADA, M. M. Influence of Crystalline Surface Quality on TlBr Radiation Detector Performance. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, v. 52, n.5, p. 2058-2062, 2005.
- [56] OWENS, A.; BAVDAZ, M.; LISJUTIN, I.; PEACOCK, A.; SIPILA, H. ZATOLOKA, S. On the development of compound semiconductor thallium bromide detectors for astrophysics. *Nucl. Inst. Met. In Physics Research*, v. A 458, p. 413-417, 2001.
- [57] SHAH, K. S.; LUND, J. C.; OLSCHNER, F.; MOY, L.; SQUILLANTE, M. R. Thallium Bromide Radiation Detectors. *IEEE Trans. on Nucl. Sci.*, v. 36, n. 1, p.199-202, 1989.
- [58] ARLT, R.; GRYSHCHUK, V.; SUMAH, P. Advantages and Use of CdZnTe Detectors in Safeguard Measurements. *Nucl. Inst. Met. In Physics Research*, v. A 428, p. 127- 130, 1999.
- [59] PARNHAM, K.; SZELES, CS.; LYNN, K. G.; TJOSSEM, R. Performance Improvement of CdZnTe detectors Using Modified Two-Terminal Electrode Geometry. *SPIE Conference on Hard X-Ray, Gamma-Ray and Neutron Detector Physics*, Denver, Colorado, 1999.

- [60] SPIELER, H. Fast Timing For Semiconductor Detectors, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, v. NS-29, p. 1142-1158, 1982.
- [61] GOULDING, F.S.; LANDIS, D.A. , *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Signal Processing for Semiconductor Detectors, v. NS-29, p. 1125-1141, 1982.
- [62] **CLEAR-PULSE**. Disponível em:
<<http://www.clearpulse.co.jp> > Acesso em: 30 jul. 2005.
- [63] **AMPTEK, Charge Sensitive preamplifier**. Disponível em:
<<http://www.amptek.com>> Acesso em: 30 jul. 2005.
- [64] **HAMAMATSU**. Disponível em:
<<http://hamamatsu.com>. > Acesso em: 30 jul. 2005.
- [65] BERTOLUCCI, E.; MAIORINO, M.; METTIVIER, G.; MONTESI, M. C.; RUSSO, P. Preliminary test of an imaging probe for nuclear medicine using hybrid pixel detectors. *Nucl. Inst. Met. In Physics Research*, v. A 487, p.193-201, 2002.
- [66] ALONSO, O. Radioguided surgery. Lymphoscintigraphy and Sentinel Node Detection. *Alasbimm Journal*, n. 18, out. 2002.
- [67] MODOLELL FARRÉ, I.; PUNCHAL AÑÉ, R. Caracterización y controles periódicos de sondas intraoperatorias. *Revista de Física Médica*, v. 3(1), p. 26-34, 2002.
- [68] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY **IAEA – TECDOC – 602** “*Quality Control of Nuclear Medicine Instruments*”, 1991.
- [69] ASSOCIAZIONE ITALIANA DI FISICA IN MEDICINA. *Sonde Intraoperatorie per Chirurgia Radioguiata, Protocollo per il Controllo di Qualit.*, Milano, Italia. 2001.
- [70] NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURES ASSOCIATION. *Nema Standards Publication NU 3-2004*. Performance Measurements and Quality Control Guidelines for Non-Imaging Intraoperative Gamma Probes. Virginia, USA , 2004.

- [71] **ZENTRAKLINIKUM AUGSBURG**. Disponível em:
<<http://www.mgp.cz/files/slnprob1.pdf>> Acesso em: 4 dez. 2003.
- [72] KNOLL, G.F. *Radiation detection and measurement*. New York, N.Y.:Jonh Willey & Sons, 1989.
- [73] **MEDGENIX, Fundamentals of radiopharmacy**. Huntingdon, U.K.: Transart Pharmaceutical Limited, 1989.
- [74] BROWN, B. H.; SMALLWOOD, R. H.; BARBER, D. C.; LAWFORD, P. V.; HOSE, D. R. *Medical Physics and Biomedical Engineering*. U.K., IOP Publishing Ltd, 1999.
- [75] FŐLDIÁK, G. *Industrial Application of Radioisotopes*. Budapest, Hungary: Akadémiai Kiadó, 1986.
- [76] **ACRORAD Co., Ltd**. Disponível em:
< <http://www.acrorad.jp/us/business/cdte/crystal.html>>. Acesso em: 30 jan 2006.
- [77] OLIVEIRA, I. B. *Desenvolvimento do cristal semicondutor de brometo de tálio para aplicações como detector de radiação e fotodetector*. 2006. Tese (Doutorado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- [78] BERTUCCIO, G.; FASOLI, L.; SAMPIETRO, M. Stability of amplification in detectors with integrated electronics, *Nucl. Inst. Met. In Physics Research*, v. A 380, p. 331-334, 1996.
- [79] MILLMAN, J.;HALKIAS, C.C. *Eletrônica Dispositivos e Circuitos*. São Paulo, S.P.:McGraw-Hill, 1991.
- [80] CUTLER, P. *Circuitos Eletrônicos Lineares*. São Paulo, S.P., 1977.
- [81] **EG&G ORTEC. Modular Pulse-Processing Electronics and Semiconductor Radiation Detectors**. Tenesse, U.S.A, EG&G Ortec, 1994.

[82] **MICROCHIP. PIC16F819.** Disponível em:

<http://www.microchip.com/stellent/idcplg?IdcService=SS_GET_PAGE&nodeId=1408>.

Acesso em: 30 jan. 2006.

[83] COSTA, F. E.; R.RELA, P.; OLIVEIRA, I. B.; PEREIRA, M. C. C.; HAMADA, M. M. Desenvolvimento de uma sonda radioguiada para mapeamento linfático intra-operatória. In: IX Brazilian Congress of Medical Physics, 2004, Rio de Janeiro. *Proceedings III Iberian Latin American and Caribbean Regional Congress of Medical Physics*, 2004.

[84] **NATIONAL SEMICONDUCTOR CORPORATION.** Disponível em:

<<http://www.national.com>>. Acesso em: 30 jan. 2006.

[85] **PHILIPS. BF245A.** Disponível em:

<<http://www.semiconductors.philips.com/pip/bf245a>>. Acesso em: 1 fev. 2006.

[86] **LINEAR SYSTEMS. 2N4416A, 2N4420A.** Disponível em:

<<http://www.linearsystems.com/datasheets/2N4416.pdf>>. Acesso em: 1 fev. 2006.

[87] **SONY, 2SK152.** Disponível em:

<<http://www.alldatasheet.com>>. Acesso em : 2 fev. 2006.

[88] COSTA, F. E.; *Desenvolvimento de Conjunto Detector Cintilador com Sistema de Contagens e Aquisição de Dados para Medidas de Vazão utilizando Traçadores Radioativos*. 2001. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.

[89] BITELLI, T. *Dosimetria e higiene das radiações*. São Paulo, S.P.: Grêmio Politécnico, 1982.

[90] MAFRA, O. Y. *Técnicas e medidas nucleares*. São Paulo, S.P.: Universidade de São Paulo, 1973.

- [91] RUSSEL, J. B. *Química geral*. São Paulo, S.P. :McGrall-Hill, 1982.
- [92] IWANCZYK, J. S., PATT, B. E., WANG, Y. J., KHUSAINOV, A. Kh. Comparison of HgI₂, CdTe and Si (p-i-n) X-ray detectors. *Nucl. Inst. Met. In Physics Research*, V. A 380, p. 186-192, 1996.
- [93] ONODERA, T.; HITOMI, K.; SHOJI, T.; HIRATATE, Y. Pixellated thallium bromide detectors for gamma-ray spectroscopy and imaging. *Nucl. Inst. Met. In Physics Research*, V.A 525, p. 199-204, 2004.
- [94] **PARMON**. Disponível em:
<<http://www.geekhideout.com>>. Acesso em: 14 mar. 2006.

APÊNDICE A
ESQUEMAS ELÉTRICOS

SELEÇÃO DE ENERGIA (RADIOISÓTOPO) POR NÍVEL DE LÍMIAR

SEGUNDA PARTE DO
PRE-AMPLIFICADOR

DISPOSICAO DOS TERMINAIS PARA OS TECs

OBSERVAÇÕES:
RESISTORES EM OHMS, 1/4W;
CAPACITORES EM μ F SAO DE DISCO DE CERAMICA, 50V;
CAPACITORES EM μ F SAO ELETROLITICOS, 25V;
CAPACITORES COM (+) SAO TUBULARES DE POLIESTER METALIZADO;
CAPACITORES COM (**) ESTAO NO CONECTOR DA SONDA NO PAINEL;
O PONTO DE POLARIZACAO 1 E USADO PARA SONDAS DE BROMETO DE TALIO (-50V a -200V);
O PONTO DE POLARIZACAO 2 E USADO PARA SONDAS DE IODOETO DE CESIO E TALIO COM FOTODIODO (-30V);
TEC DE ENTRADA ESCOLHIDO CONFORME DISPONIBILIDADE.

IPEN-CTR				CENTRO DE TECNOLOGIA DAS RADIAÇÕES	
POSICAO	NOME	DATA	ASS.	TITULO	
DES.	F.E.C.	1 trim 2006		SONDA E AMPLIFICADOR DE SINAL	
PROJ.	F.E.C.	1 trim 2006		CONJUNTO SONDA CIRURGICA	
RESP.	F.E.C.	1 trim 2006

OBSERVAÇÕES:
 RESISTORES EM OHMS, 1/4W;
 CAPACITORES EM pF SÃO DE CERÂMICA, 50V;
 CAPACITORES EM uF SÃO ELETROLÍTICOS, 25V.

CTR				CENTRO DE TECNOLOGIA DAS RADIAÇÕES	
POSICAO	NOME	DATA	ASS.	TITULO	
DES.	F.E.C.	1 trim 2006		CONVERSOR DE TAXA DE PULSOS EM FREQUENCIA DE AUDIO	
PROJ.	F.E.C.	1 trim 2006		CONJUNTO Sonda CIRURGICA	
RESP.	F.E.C.	1 trim 2006

OBSERVAÇÕES:
RESISTORES EM OHMS, 1/4W;
CAPACITORES EM pF SAO DE DI
CAPACITORES EM uF SAO ELETR

CTR				CENTRO DE TECNOLOGIA DAS RADIAÇÕES	
POSICAO	NOME	DATA	ASS.	TITULO	
DES.	F.E.C.	1 trim 2006		TEMPORIZADOR E CONTADOR	
PROJ.	F.E.C.	1 trim 2006			
RESP.	F.E.C.	1 trim 2006			
				CONJUNTO	
				SONDA CIRURGICA	

CONECTOR DA Sonda
VISTA INTERNA (LADO DA SOLDa)

- PINO 1 AZUL TIBr
- PINO 2 VERMELHO
- PINO 3 TERRA
- PINO 4 VERDE
- PINO 5 LIVRE
- PINO 6 AMARELO
- PINO 7 AZUL CsI(Tl) COM FOTODIODO
- PINO 8 LIVRE

CONECTOR DA Sonda NO PAINEL
VISTA INTERNA (LADO DA SOLDa)

- PINO 1 ALTA TENSÃO PARA Sonda DE BrTL
- PINO 2 POLARIZACAO DO FET
- PINO 3 TERRA
- PINO 4 SAIDA DE SINAL
- PINO 5 LIVRE
- PINO 6 POLARIZACAO DO GATE DO FET
- PINO 7 ALTA TENSÃO PARA Sonda DE CsI(Tl) COM FOTODIODO
- PINO 8 LIVRE

IPEN-CTR				CENTRO DE TECNOLOGIA DAS RADIAÇÕES	
POSICAO	NOME	DATA	ASS.	TITULO	
DES.	F.E.C.	1 trim 2006		CONECTOR DA Sonda NO PAINEL	
PROJ.	F.E.C.	1 trim 2006		CONJUNTO	
RESP.	F.E.C.	1 trim 2006		Sonda CIRURGICA

OBSERVAÇÕES:
RESISTORES EM OHMS. 1/4W;
CAPACITORES COM (*) ESTÃO NO CONECTOR PARA A Sonda
NO PANEL;
SALVO ESPECIFICAÇÃO CONTRÁRIA,
CAPACITORES EM pF SÃO DE DISCO DE CERÂMICA, 50V;
CAPACITORES EM µF SÃO ELETROLÍTICOS, 25V.

CTR			CENTRO DE TECNOLOGIA DAS RADIACOES	
POSICAO	NOME	DATA	ASS.	TITULO
DES.	F.E.C.	1 trim 2006		FONTE DE ALIMENTACAO SOMENTE REDE ELETRICA
PROJ.	F.E.C.	1 trim 2006		CONJUNTO
RESP.	F.E.C.	1 trim 2006		
				SONDA CIRURGICA

CTR				CENTRO DE TECNOLOGIA DAS RADIAÇÕES	
POSICAO	NOME	DATA	ASS.	TITULO	
DCS.	F.E.C.	1 trim 2006		FONTE DE ALIMENTACAO REDE ELETRICA/BATERIA E DESPOLARIZACAO DO TIBR	
PROJ.	F.E.C.	1 trim 2006		CONJUNTO	
RESP.	F.E.C.	1 trim 2006			
				SONDA CIRURGICA	

APÊNDICE B
PROGRAMA DE CONTAGEM

PROGRAMA DE CONTAGEM E MEMORIZAÇÃO DE MÁXIMOS

O programa listado abaixo foi desenvolvido e compilado no Microsoft Visual Studio 6.0. O DLL para a porta paralela está disponível na Internet, nas páginas da Parmon^[94].

```
'Declara as funções presentes na DLL quando usa porta paralela
Private Declare Sub PortOut Lib "IO.DLL" (ByVal Port As Integer, ByVal Data As Byte)
Private Declare Function PortIn Lib "IO.DLL" (ByVal Port As Integer) As Byte
```

```
Public b As Boolean
Public f As Integer
Public z As Integer
Public max As Single
Public n As Integer
Public a As Single
Public m As Integer
Public s As Integer
Public limpa As Integer
Public escreve As Integer
Public nome As String
Public relógio As Single
Public zeratimer As Single
Public relógio2 As Single
Public escala As Integer
Public t1 As Single
Public t2 As Single
```

```
Public Sub Command1_Click()
max = 0 'limpa a memória
End Sub
```

```
Private Sub Command2_Click()
f = 1.1 '1s
End Sub
```

```
Private Sub Command3_Click()
f = 3.3 '3s
End Sub
```

```
Private Sub Command4_Click()
f = 5.5 '5s
End Sub
```

```
Private Sub Command5_Click()
```

```

'Dim aviso As String
'Dim botao As Integer
'Dim titulo As String
'aviso = "Desenvolvido por Fábio Eduardo da Costa"
'botao = vbOKOnly + vbExclamation
'titulo = "IPEN/CNEN-SP  CTR"

'MsgBox aviso, botao, titulo
End
End Sub

Private Sub Command6_Click()
f = 11 '10s
End Sub

Private Sub Command7_Click()
f = 22 '20s
End Sub

Public Sub Form_Activate()
'PortOut 888, 255 'So se precisar nivel de tensão na saída
max = 0 'inicia os maximos
f = 1.1 ' inicia com o periodo de 1 segundo

aqui:
PortOut (&H378), 255 ' coloca em 1 todas as saidas
t1 = Time ' inicia o periodo de contagens
a = 0 ' zera o contador

aqui2:
'PortOut (&H378), 255 ' coloca em 1 todas as saidas
s = PortIn(&H379) ' le a porta de entrada
If s = 56 Or s = 62 Or s = 63 Then a = a + 1
t2 = Time ' verifica o tempo atual
If t2 > t1 + 0.00001 * f Then Text5.Text = a ' mostra as contagens
If max < a Then max = a
If t2 > t1 + 0.00001 * f Then ProgressBar1.Value = (a * 99000) / (max + 1)
If t2 > t1 + 0.00001 * f Then a = 0
If t2 > t1 + 0.00001 * f Then Text1.Text = max
If t2 > t1 + 0.00001 * f Then GoTo aqui
DoEvents
GoTo aqui2
End Sub

```