

**CBPF - Centro Brasileiro de Pesquisas Físicas  
Mestrado com Ênfase em Instrumentação Científica**

**Jean Marie Polli**

***Interface e Caracterização de Detectores de Radiação  
Timepix através de Lógica Programável.***

Rio de Janeiro - RJ

Agosto / 2015

**Jean Marie Polli**

***Interface e Caracterização de Detectores de Radiação  
Timepix através de Lógica Programável.***

Dissertação apresentada à Coordenação de Formação Científica do Centro Brasileiro de Pesquisas Físicas para a obtenção do título de Mestre em Física com ênfase em Instrumentação Científica.

**Orientador:**

Prof<sup>o</sup> Dr. Herman Pessoa Lima Junior

**Co-orientador:**

Prof<sup>o</sup> Dr. Kazuyoshi Carvalho Akiba

MINISTÉRIO DA CIÊNCIA, TECNOLOGIA E INOVAÇÃO  
CENTRO BRASILEIRO DE PESQUISAS FÍSICAS - CBPF  
MESTRADO PROFISSIONAL EM FÍSICA

Rio de Janeiro - RJ

Agosto / 2015

Papai, não esqueça o pão com a geléia!

*Maria Zanin Polli*

*Dedico este trabalho:*

*À minha mãe Maria e ao meu pai João, que partiram tão cedo, por terem trabalhado, permitido-me existir e terem educado-me; deixando-me como herança a conformidade com a razão, o dever, a integridade e a honestidade nas ações e no caráter.*

*À minha amada e inteligente esposa Beatriz e à minha linda filha, a pequenina Maria, pelo amor incondicional e pelas horas de nosso convívio que lhes foram subtraídas, para a concretização deste trabalho.*

*Aos meus amigos Márcio Jansen e João Fernando Siqueira, a este pelas longas tardes de verão discutindo coisas interessantes e a aquele por ter me recomendado para minha primeira experiência profissional na área técnica.*

## *Agradecimentos*

Ao orientador, de agora em diante amigo, Prof<sup>o</sup> Dr. Herman Pessoa Lima Junior do LSD (Laboratório de Sistemas de Detecção) do CBPF, pela paciência, compreensão e orientação durante os momentos difíceis neste projeto.

Ao co-orientador Prof<sup>o</sup> Dr. Kazuyoshi Carvalho Akiba do grupo LAPE (Laboratório de Física de Partículas Elementares do Instituto de Física) da UFRJ (Universidade Federal do Rio de Janeiro) por fornecer as sugestões, o desafio, informações e equipamentos para que eu pudesse desenvolver este trabalho.

Ao CBPF e seus professores do Mestrado de Instrumentação Científica, pelas aulas, acolhida e oportunidades oferecidas. Especialmente: Prof<sup>o</sup> Laudo Barbosa (*In Memoriam*) de Eletrônica, Prof<sup>o</sup> Geraldo Cernicchiaro de Métodos Experimentais: Sistemas de Medidas e Prof<sup>o</sup> Nilton Alves Junior de Mecânica Quântica Aplicada.

Agradeço ao CNPEM (Centro Nacional de Pesquisas em Energia e Materiais) e especificamente ao LNLS (Laboratório Nacional de Luz Síncrotron) na figura do Dr. Harry Westfahl Junior por acreditar em meu potencial, por patrocinar o projeto e aos amigos do Grupo de Detectores, representado por Dr. Jean Rinkel, pelas sugestões, idéias e pelo apoio técnico e financeiro; Particularmente ao Eng<sup>o</sup>. Franz Wagner Puebla do Couto pelas sugestões oriundas da experiência acumulada com os detectores Medipix.

Agradeço aos muitos amigos do LNLS, pela troca de experiências, compartilhamento de informações e convivência.

## ***Resumo***

Um dos principais fins almejados neste trabalho é a utilização da interface construída e dos conceitos aqui aplicados para a realização de novos experimentos, tanto científicos como tecnológicos, tais como aplicações em imagens médicas. Inicialmente, o sistema desenvolvido fará parte em um Telescópio de Múons, para testes e ensino de detectores utilizados no projeto de melhorias do VELO (detector de vértices), no experimento LHCb do CERN.

Foi construída uma interface entre os detectores Timepix montados pelo CERN, e um sistema de controle baseado em tecnologia de FPGA, que foi programada para a comunicação, aquisição de dados e configuração de até nove detectores em paralelo. Também foi construída, uma interface de software em alto nível para o usuário, a qual é executada em computador com bom poder de processamento.

Um detector Timepix e o conjunto construído foram testados com Raios-X no LNLS (Laboratório Nacional de Luz Síncrotron).

O sistema poderá ser utilizado em experimentos que demandem a detecção de radiações ionizantes, tanto em formato de imagens como para estudos de trajetórias. Os tipos de radiação e faixas de energia a serem detectadas dependem dos sensores usados nos detectores.

## *Abstract*

The main purpose of this work is to develop an interface for Timepix detectors to carry out new experiments for scientific and external applications, such as medical imaging. Initially, the new readout system will be part of the Muon Telescope for testing and learning about the future designs of next generation detectors used in VELO (vertex detector), in the LHCb experiment at CERN.

We designed and built an interface between the Timepix detectors, mounted at CERN, and a control system based on Field Programmable Gate Array (FPGA) technology, which was programmed for communication, data acquisition and configuration of up to nine detectors in parallel. Also, we built a user high level software interface, which runs on computer with good processing power.

We tested the system with a Timepix detector using an X-rays conventional generator at LNLS (Brazilian Synchrotron Light Laboratory).

It can be used in various experiments requiring the detection of ionizing radiation, both in image format as for trajectories studies. In the future, Timepix can be optimized to various radiation types and energy ranges by adapting the material and thickness of the semiconductor sensor.

## *Sumário*

<b>Lista de Figuras</b>	x
<b>Lista de Tabelas</b>	xiii
<b>Lista de Siglas e Abreviaturas</b>	xiv
<b>Introdução</b>	1
<b>1- Detectores de Radiação Ionizante</b>	5
1.1 Radiação Ionizante	5
1.1.1 Radiação Síncrotron	6
1.1.2 Interações da radiação com a matéria	9
1.2 Detectores	14
1.2.1 Modelo básico de um sistema de detecção	15
1.2.2 Os diferentes tipos de detectores	16
a - Detectores por ionização de gases	16
b - Detectores por cintilação ou fluorescência	18
c - Detectores de estado sólido (semicondutores)	20
- Detectores CCD (Dispositivos de Cargas Acopladas)	20
- Detectores Pixelados Híbridos de Conversão Direta	23
<b>2- A Família de Detectores Medipix e Timepix</b>	25
2.1 O chip Timepix	26
2.1.1 O processamento analógico do pixel	28
2.1.2 Os conversores de sinais digitais para analógicos (DACs)	30
2.1.3 O processamento digital de cada pixel	30

2.1.4 Os modos de operação do chip Timepix	31
2.1.5 O procedimento “ <i>Test Pulse</i> ”	33
2.1.6 Comunicação do chip Timepix	33
2.2 A placa de interface Medipix Probe Card do CERN	34
2.3 Parâmetros dos detectores de radiação a semicondutores	35
2.3.1 Tempo de resposta	35
2.3.2 Eficiência	36
2.3.3 Tempo morto ou tempo de recuperação	37
2.3.4 Resolução em energia	37
2.3.5 Resolução espacial	38
2.3.6 Linearidade	39
2.3.7 Equalização dos pixels	40
<b>3- Desenvolvimento da Interface</b>	<b>43</b>
3.1 O Hardware	43
3.1.1 A placa NI-7952R	44
3.1.2 Projeto do módulo Principal	45
3.1.3 Projeto dos módulos Adaptadores	47
3.2 Firmware da FPGA	48
3.3 Programa de Interface com o usuário	49
3.3.1 Requisitos específicos para o software	49
3.3.2 Implementação	50
<b>4- Caracterização e Experimentos com o Timepix</b>	<b>53</b>
4.1 Caracterização	53
4.1.1 Testes preliminares	54
4.1.2 O mascaramento de pixels	55
4.1.3 Análise dos resultados da caracterização	57

4.2 Aquisição de imagens	62
4.2.1 Análise dos resultados da aquisição da imagens	63
<b>5- Conclusão</b>	<b>67</b>
<b>Referências Bibliográficas</b>	<b>69</b>
<b>Apêndice A - Considerações sobre o consumo de energia do projeto</b>	<b>73</b>
<b>Apêndice B - Módulos Adaptadores</b>	<b>74</b>
<b>Apêndice C - Módulo Principal</b>	<b>76</b>
<b>Apêndice D - Cabo para os testes da interface</b>	<b>79</b>
<b>Apêndice E - Outras funções do software em desenvolvimento</b>	<b>80</b>

## *Lista de figuras*

<b>Figura 1.1</b>	Blocos básicos do acelerador de elétrons de segunda geração do LNLS	6
<b>Figura 1.2</b>	Radiação Síncrotron gerada por dispositivos de inserção do tipo Onduladores ou Wigglers	8
<b>Figura 1.3</b>	Diagrama de interação entre fóton e elétron na ocorrência do Efeito Fotoelétrico	10
<b>Figura 1.4</b>	Diagrama de interação entre fóton e elétron na ocorrência do Efeito Compton	11
<b>Figura 1.5</b>	Diagrama de interação entre fóton e núcleo na ocorrência da Produção de Pares	12
<b>Figura 1.6</b>	Processo de atenuação de um feixe de fótons passando através de uma lâmina material	13
<b>Figura 1.7</b>	Absorção para fótons de Raios-X interagindo com o Si	14
<b>Figura 1.8</b>	Modelo básico de um sistema de detecção	16
<b>Figura 1.9</b>	Modelo básico de um detector a gás	17
<b>Figura 1.10</b>	Representação qualitativa das regiões de operação dos detectores a gás	17
<b>Figura 1.11</b>	Níveis de energia durante cintilação em cristais inorgânicos	19
<b>Figura 1.12</b>	Esquema simplificado de um tubo fotomultiplicador	19
<b>Figura 1.13</b>	Exemplo de detector CCD com tela fluorescente	21
<b>Figura 1.14</b>	Comparação de eficiência quântica entre os três tipos de CCD	22
<b>Figura 1.15</b>	Diferentes estruturas de CCD	23
<b>Figura 1.16</b>	Diagrama simplificado de um pixel em um Detector “Pixelado”	24
<b>Figura 2.1</b>	Disposição e dimensões físicas do Timepix	27

<b>Figura 2.2</b>	Etapa analógica de um pixel do chip Timepix	29
<b>Figura 2.3</b>	Etapa digital de cada pixel do Timepix	31
<b>Figura 2.4</b>	Montagem do Timepix na Probe Card do CERN	34
<b>Figura 2.5</b>	Placa Medipix Probe Card do CERN com um chip Timepix montado	35
<b>Figura 2.6</b>	Uma imagem embaçada é a convolução entre a imagem nítida original e a PSF	38
<b>Figura 2.7</b>	Resolução angular de um detector	39
<b>Figura 2.8</b>	Esboço dos histogramas dos valores esperados dos limiares $th^*$ para o Timepix com $B_0aB_3 = 0, 7$ e $15$ e $DAC\ THS = 50$	41
<b>Figura 3.1</b>	Diagrama em blocos do sistema de interface proposto	44
<b>Figura 3.2</b>	Diagrama em blocos do módulo Principal	45
<b>Figura 3.3</b>	Primeiro protótipo montado do módulo Principal	46
<b>Figura 3.4</b>	Diagrama em blocos dos módulos Adaptadores	47
<b>Figura 3.5</b>	Protótipo montado de um módulo Adaptador	48
<b>Figura 3.6</b>	Diagrama funcional da interface de software para o projeto	49
<b>Figura 3.7</b>	“ <i>Acquire</i> ” - Tela para leitura dos pixels do detector, ou seja, aquisição de imagens	51
<b>Figura 3.8</b>	“ <i>Config</i> ” – Tela para configurações dos pixels e do modo de trabalho do chip Timepix	51
<b>Figura 3.9</b>	“ <i>Set DACs</i> ” – Tela para ajuste dos DACs do Timepix	52
<b>Figura 4.1</b>	Conjunto de testes para caracterização	54
<b>Figura 4.2</b>	Fluxograma do programa para o mascaramento de cada pixel	55
<b>Figura 4.3</b>	Sinal de “ <i>clock</i> ” LVDS na saída da interface	58
<b>Figura 4.4</b>	Imagem termográfica dos testes de temperatura nos reguladores, dos módulos Adaptadores	58
<b>Figura 4.5</b>	Tela para mascaramento e configuração dos pixels do Timepix	59
<b>Figura 4.6</b>	Canal 1: pulsos preenchidos representam 256 pulsos do “ <i>clock</i> ” de 5 MHz para sincronismo	60

<b>Figura 4.7</b>	Zoom de imagem obtida durante uma aquisição no teste de mascaramento dos pixels	61
<b>Figura 4.8</b>	Imagem obtida durante uma aquisição de 10s de ruído, com máscara xadrez	61
<b>Figura 4.9</b>	Conjunto de testes para aquisição de imagens	62
<b>Figura 4.10</b>	Detalhes da amostra e do detector	63
<b>Figura 4.11</b>	Primeira imagem de Raio-X de uma amostra biológica com a interface desenvolvida	64
<b>Figura 4.12</b>	Imagem bruta de Raio-X de uma fenda com a interface desenvolvida	65
<b>Figura 4.13</b>	Imagem subtraída do fundo de Raio-X de uma fenda com a interface desenvolvida	66

## *Lista de tabelas*

<b>Tabela 2.1</b>	Modos de operação para cada pixel	32
<b>Apêndice A</b>	Especificações do consumo de energia	73

## *Lista de siglas e abreviaturas*

APD	Avalanche Photodiode
ASIC	Application Specific Integrated Circuit
CC	Corrente Contínua
CCD	Charge-Coupled Device
CPU	Central Processing Unit
CERN	Organisation Européenne pour la Recherche Nucléaire
CLIP	Component-Level Intellectual Property
CMOS	Complementary Metal-Oxide Semiconductor
CNPEM	Centro Nacional de Pesquisas em Energia e Materiais
CTPR	Column Test Pulse Register
DAC	Digital to Analog Converter
FBK	Feedback
FDL	Fast Discriminator Logic
FIR	Far Infrared
FPGA	Field Programmable Gate Array
FSR	Fast Shift Register
FWHM	Full Width at Half Maximum
GPIO	General Purpose Input/Output
Hist	Histerese
IHM	Interface Homem Máquina
LHC	Large Hadron Collider
LHCb	Large Hadron Collider beauty
LNLS	Laboratório Nacional de Luz Síncrotron

LVDS	Low-Voltage Differential Signaling
MIR	Mid Infrared
MTF	Modulation Transfer Function
NIR	Near Infrared
NI	National Instruments
RT	Real Time
OTA	Operational Transconductance Amplifier
PCB	Printed Circuit Board
PCI	Printed Circuit Interface
PCR	Pixel Configuration Register
PET	Positron Emission Tomography
PIN	Positive – Intrinsic - Negative
PMT	Photomultiplier Tube
PSF	Point Spread Function
PXI	PCI eXtensions for Instrumentation
RC	Resistor Capacitor
RF	Radiofrequência
RISESat	Rapid International Scientific Experiment Satellite
SMD	Surface Mounting Device
SNR	Signal-to-Noise Ratio
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography
TCP-IP	Transmission Control Protocol - Internet Protocol
TDMS	Technical Data Management Streaming
THL	Threshold Low
THS	Threshold source
ToA	Time of Arrival
ToT	Time over Threshold

TSL	Timepix Synchronization Logic
TTL	Transistor Transistor Logic
USB	Universal Serial Bus
VCAS	Voltage Cascode
VELO	Vertex Locator
VHDCI	Very-High-Density Cable Interconnect
VHDL	Verilog Hardware Description Language
VI	Virtual Instrument
VTH	Voltage Threshold
XML	eXtensible Markup Language

## *Introdução*

A sociedade contemporânea demanda a cada dia mais desenvolvimento para estudos da estrutura da matéria, visando aplicações em diversos campos da pesquisa. Como exemplo, os geradores de Radiação Síncrotron por aceleração de elétrons são construídos ao redor do mundo como uma das principais ferramentas para estudar-se estruturas tão diferentes quanto: vírus, fármacos, proteínas, bactérias, novos materiais, arqueologia, solos, composição de meios interestelares, etc...

Neste contexto, as áreas que estudam os átomos e as partículas subatômicas comumente exigem o uso de detectores de radiação grandes e custosos, capazes de detectar a presença de partículas e suas propriedades. Estes detectores precisam ser constantemente aperfeiçoados para o aprofundamento nas descobertas científicas e tecnológicas mais fundamentais.

A partir dessas necessidades, nas últimas décadas diversos avanços tecnológicos na Física da Matéria Condensada, em específico a do Estado Sólido, vêm proporcionando progressos significativos em detectores de radiação, os quais além da física experimental, são usados em diversas áreas, como exemplos, a medicina e a astronomia.

Porém, o caminho inverso também pode ocorrer, ou seja, avanços em instrumentação podem gerar novos conhecimentos e aplicações importantes, cogitadas a partir dessas inovações [1].

Um desses avanços tecnológicos ocorridos em instrumentação (a mudança de detectores híbridos do tipo “*strip*” para pixels), no início dos anos 90, por uma colaboração internacional no CERN, originou a família de chips Medipix, detectores multi-pixels capazes de contar um único fóton com baixo ruído.

No início da década seguinte foi criado o Medipix 2 [2][3][4]. Em paralelo a este último, foi desenvolvido o Timepix, objeto deste trabalho.

O Timepix utiliza a tecnologia CMOS (do inglês “*Complementary Metal-Oxide Semiconductor*”) sub-micron que permite a fabricação de pixels menores, e consequentemente, maior densidade destes por área do chip.

Em meados da década passada, para resolver problemas de difusão de cargas e possibilitar a aquisição de imagens em paralelo com a leitura da imagem anterior, criou-se a versão atual Medipix3 [5].

O Brasil está diretamente envolvido com o experimento LHCb do CERN, através do Laboratório de Física de Partículas Elementares, do Instituto de Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ) e do Centro Brasileiro de Pesquisas Físicas (CBPF). O grupo da UFRJ estuda e procura novas soluções para substituir os detectores do tipo “*strip*”, visando melhorias do detector VELO do LHCb, em colaboração com outras instituições membros do experimento [6].

O Laboratório Nacional de Luz Síncrotron (LNLS) participa atualmente como membro colaborador no grupo Medipix do CERN, com o objetivo de utilizar os detectores Medipix/Timepix em outras aplicações como: sistemas de detecção de fótons para estudos da matéria condensada, sistemas de monitoramento do feixe de elétrons e dos feixes de Radiação Síncrotron em suas linhas de luz.

Além das linhas atuais, prevê-se o uso também no novo Síncrotron de 4ª geração (Sirius) que está sendo construído pelo Centro Nacional de Pesquisas em Energia e Materiais (CNPEM), no campus atual do LNLS.

Esta é uma importante motivação para este trabalho, já que além dos laboratórios existentes no Brasil, há cerca de 60 Laboratórios com Aceleradores Síncrotrons operando ao redor do mundo, que podem utilizar detectores deste tipo em áreas estratégicas de pesquisa como: nanociências, biologia molecular estrutural, engenharia de materiais, áreas biomédicas, fontes de energias alternativas, bem como nas áreas anteriormente citadas. Existe um leque extenso de aplicações potenciais para os detectores do tipo Medipix/Timepix.

Nas áreas médicas, por exemplo, os detectores de radiação são aplicados para detectar partículas e emissões eletromagnéticas provenientes de fontes radioativas, as quais são usadas em diagnósticos e procedimentos para tratamento de doenças. Como exemplos: a contagem de partículas ou fótons para medição da dose aplicada aos pacientes [7], a visualização de imagens internas do corpo humano como na Litotripsia e a coleta de radiação para diagnósticos como em Radiografias, Tomografia PET, Angiografia e Mamografia.

Esta última é considerada uma das técnicas mais exigentes em termos das especificações dos detectores de radiação para a medicina. Dentre as especificações podemos citar: resolução espacial (5 a 13 linhas/mm), alto contraste (< 3%), uniformidade

de resposta de todos os pixels, dose de radiação aplicada ao paciente ( $< 3$  mGy), área da imagem ( $24 \times 30$  cm<sup>2</sup>) [4].

Os detectores Medipix/Timepix são adequados para aplicações médicas, pois com a capacidade de contagem de poucos fótons e baixo ruído, permitem diminuir consideravelmente a dose aplicada ao paciente. Por ser um sistema digital, e de conversão direta<sup>1</sup>, tem resolução espacial dentro das exigências acima descritas, o que melhora a focalização da imagem e o contraste [4].

Finalmente, aprender esta tecnologia avançada para aplicar em diferentes inovações também é um dos objetivos deste trabalho.

Assim, apresentamos aqui o desenvolvimento de uma interface usando a versão de detectores Timepix para aquisição de dados experimentais. Inicialmente esta interface será utilizada em um Telescópio de Múons [8], construído para testes e ensino dos detectores que serão usados no “*upgrade*” do detector VELO, do experimento LHCb, ver [33].

Ao fim deste trabalho, espera-se ter o domínio de conhecimentos técnicos para programação, controle e aplicação dos detectores Timepix, inexistente no Brasil. Também, disponibilizar conjuntos desta interface funcionando para aplicações como as sugeridas nesta introdução.

Algumas etapas específicas para atingir os objetivos neste trabalho são:

- Projetar módulos para integração dos detectores Timepix com as placas FPGAs do sistema de aquisição e controle PXI (Extensões PCI para instrumentação da National Instruments).
- Estudar os parâmetros de softwares existentes e os principais procedimentos necessários para operação da família de detectores Timepix.
- Desenvolver, implementar e testar o “*firmware*” para a FPGA, que controlará a comunicação e o fluxo de dados dos detectores.
- Confeccionar e testar a interface de alto nível com o usuário na linguagem LABView.
- Testar e caracterizar o sistema desenvolvido através de experimentos com os detectores Timepix, usando Radiação.
- Avaliar o desempenho do sistema implementado, verificando os resultados obtidos nas fases de experimentos.

---

<sup>1</sup> Ver item: 1.2.2.c Detectores de estado sólido (semicondutores).

A organização desta dissertação segue o seguinte roteiro:

No primeiro capítulo apresentamos uma breve introdução sobre os principais conceitos e características da radiação ionizante e dos detectores de radiação, principalmente os do tipo semicondutores utilizados neste projeto.

No segundo capítulo é apresentada a família de detectores Medipix / Timepix.

No capítulo três estão descritos o desenvolvimento e a metodologia utilizada para realizar este trabalho, ou seja, o projeto da interface e do software necessários.

No capítulo quatro são apresentados os experimentos e resultados obtidos dos testes e caracterização, utilizando a interface desenvolvida.

Finalizando, as principais conclusões, aprendizados, idéias e perspectivas para futuros trabalhos são resumidos no último capítulo.

## ***1 – Detectores de Radiação Ionizante***

Neste capítulo, apresentamos os conceitos sobre a radiação e suas interações com a matéria. O foco principal são as radiações ionizantes do tipo Raios-X, geradas por Síncrotrons e interagindo com Silício, devido a este ser o material dos sensores do detector Timepix utilizado e os Raios-X, a radiação usada para os testes da interface.

As radiações são processos físicos de emissão de partículas e propagação de energia, através do espaço ou em um meio material.

As partículas emitidas podem ser: componentes fundamentais da matéria como os elétrons (partículas Beta), componentes do núcleo atômico (prótons, nêutrons) e agregados como as partículas Alfa.

A propagação de energia, caso da radiação Gama ou Raios-X, se dá através dos mediadores de interações (os fótons) em forma de ondas eletromagnéticas.

### **1.1 Radiação Ionizante**

As Radiações Ionizantes são aquelas que possuem energia capaz de romper a ligação de elétrons com o núcleo atômico, arrancando tais elétrons de suas órbitas, ou seja, ionizando o átomo<sup>2</sup>.

A estrutura da matéria pode ser modificada, dependendo da energia da radiação incidente. Essas radiações são de origem natural, como a desintegração de elementos na natureza e os Raios Cósmicos.

Também podem ser de origem artificial, como as produzidas em reatores de fissão ou fusão nuclear, aceleradores de partículas subatômicas, geradores de Raios-X, aceleradores Síncrotrons, e assim por diante.

---

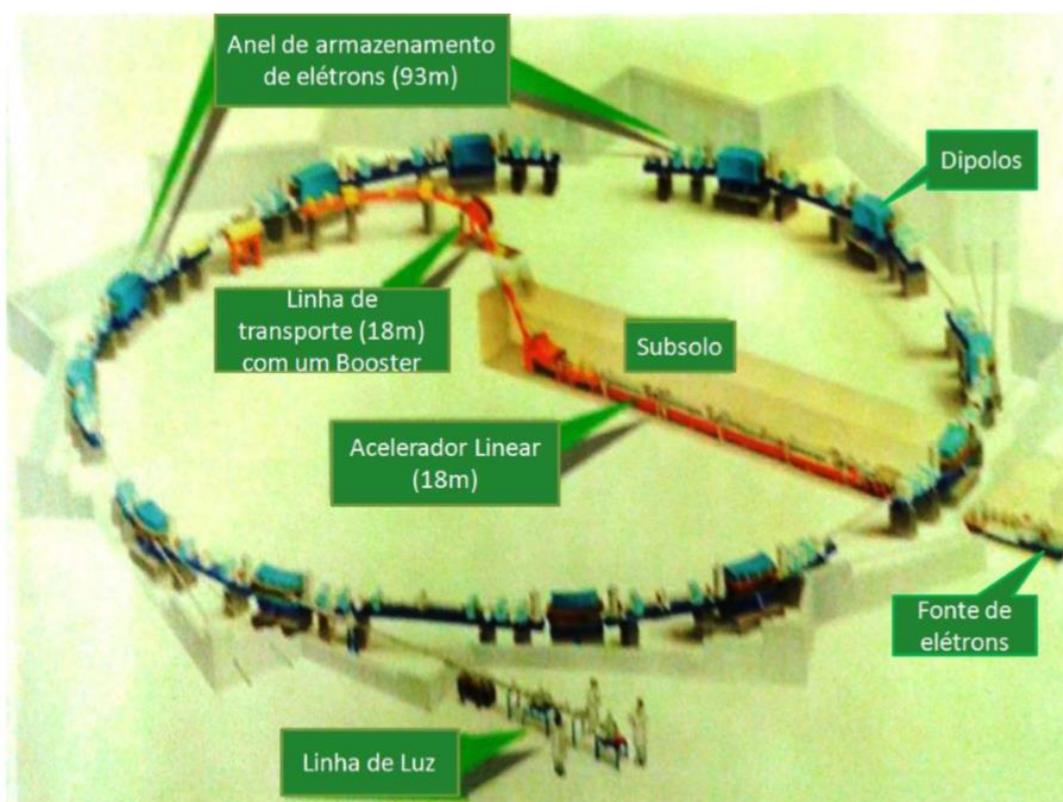
<sup>2</sup> Ionização é o processo em que um dos elétrons recebe energia da radiação incidente, suficiente para superar a energia eletrostática existente entre ele e o núcleo atômico, rompendo a ligação [9].

### 1.1.1 Radiação Síncrotron

A Radiação Síncrotron é uma intensa radiação eletromagnética produzida por elétrons relativísticos de alta energia, sendo acelerados por fortes campos magnéticos. Possui um amplo espectro, dos Raios Infravermelhos, passando pelo espectro da luz visível, Ultravioleta, Raios-X até Raios Gama (energia  $\approx 0,01$  eV até  $\approx 400$  keV).

Pode ser produzida naturalmente, como nos Quasars, ou artificialmente, sendo os aceleradores síncrotrons, os principais geradores desse tipo de radiação.

Os Síncrotrons são caracterizados pela sua capacidade de produzir feixes de radiação de alta intensidade e alta precisão. A Luminosidade é a quantidade que exprime essas propriedades. Outra característica importante é a energia dos elétrons no anel de armazenamento, como exemplo, o anel do LNLS (Laboratório Nacional de Luz Síncrotron) é mostrado na Figura 1.1. Estes elétrons “armazenados” geram a radiação, e conseqüentemente, a energia deles determina a faixa de energia dos fótons nas linhas de luz [10].



**Figura 1.1:** Blocos básicos de um acelerador de elétrons de segunda geração. Fonte: Laboratório Nacional de Luz Síncrotron LNLS.

No LNLS resumidamente, os elétrons são gerados por emissão termoiônica em uma fonte composta por um canhão de elétrons com um filamento de Tungstênio aquecido, e então são acelerados através de um acelerador linear (Linac) no subsolo atingindo aproximadamente 120 MeV. Em seguida, são transportados através da linha de transporte até o Booster, onde passam por nova aceleração e atingem 500 MeV.

Após estas etapas iniciais, são injetados no anel de armazenamento 148 “pacotes” de elétrons com uma corrente de 250 mA, período de revolução de 311 ns e energia final<sup>3</sup> de 1,37 GeV. Estes elétrons atingem velocidades relativísticas em sua trajetória, aproximadamente  $2,997 \times 10^6$  m/s, e são defletidos por magnetos bipolares chamados Dipolos. O campo magnético gerado pelos Dipolos é perpendicular à trajetória dos elétrons, que pela Lei de Lorentz sofrem uma aceleração curvando tal trajetória na circunferência do anel de armazenamento, formado por tubos com ultra alto-vácuo.

Alem disso, essa aceleração dos elétrons relativísticos, provoca perdas de energia na forma de Radiação Síncrotron, a qual é conduzida aos experimentos através das linhas de luz.

O anel de armazenamento possui ainda: os Quadrupolos que são magnetos usados para focalizar o feixe de elétrons e compensar a repulsão entre eles dada pela lei de Coulomb; os Sextupolos, que são magnetos corretores para as aberrações cromáticas que surgem da focalização e as Cavidades Ressonantes de Microondas, as quais geram um campo de RF (Radio-Frequência) no feixe, para compensar a energia perdida por ele durante a geração de Radiação Síncrotron.

A Radiação também pode ser gerada pelos chamados dispositivos de inserção, como os Onduladores e os Wigglers, os quais são inseridos nos trechos retos<sup>4</sup> do anel de armazenamento.

Os princípios de funcionamento destes dois dispositivos são semelhantes: O feixe de elétrons penetra na abertura entre dois conjuntos com diversos dipolos magnéticos alinhados alternadamente. O campo magnético provoca a oscilação do feixe devido aos magnetos alternados. Como essas oscilações são na verdade acelerações dos

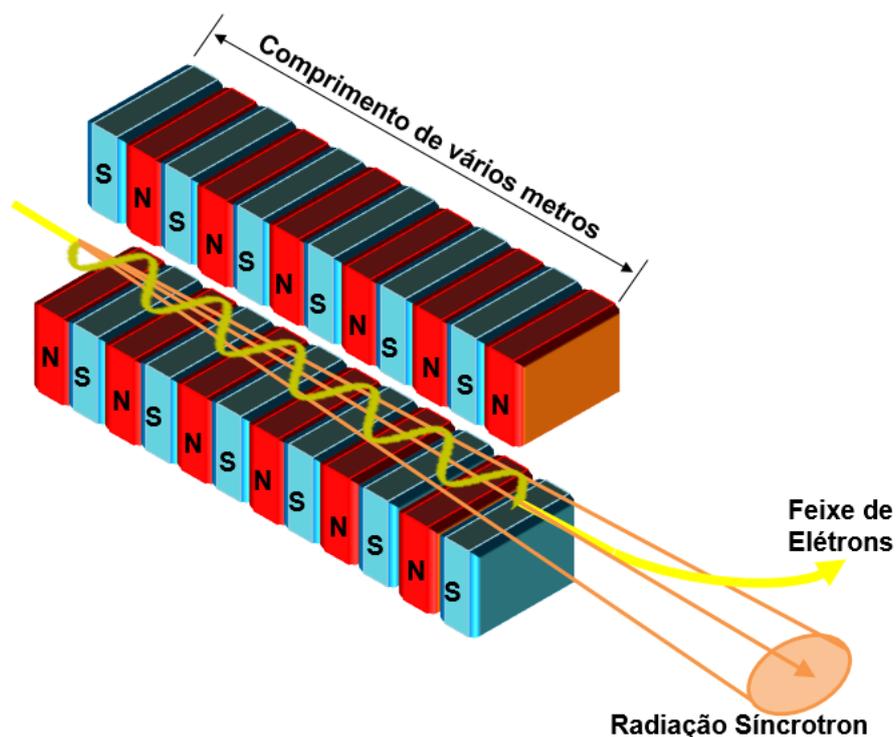
---

<sup>3</sup>Os anéis de armazenamento são caracterizados pela energia cinética dos elétrons. O anel de armazenamento do LNLS possui energia de 1,37 GeV. Essa energia não deve ser confundida com a energia dos fótons da radiação produzida por estes elétrons, que é menor por várias ordens de grandeza.

<sup>4</sup> Os trechos do anel de armazenamento entre os dipolos são retos (na realidade o anel é um polígono). Nestes pontos é possível a instalação de dispositivos, que não desviem a trajetória dos elétrons, para gerar radiação Síncrotron.

elétrons, elas provocam a emissão da radiação Síncrotron, uma vez que estes elétrons possuem velocidades relativísticas no anel de armazenamento.

Uma diferença nos Onduladores é que os dipolos são ajustados de tal maneira que a emissão da radiação nos diversos dipolos é coerente, isto é, as radiações emitidas pelos elétrons interferem-se construtivamente [11], a Figura 1.2 mostra um diagrama básico da montagem dos Onduladores e Wigglers.



**Figura 1.2:** Radiação Síncrotron gerada por dispositivos de inserção do tipo Onduladores ou Wigglers [42].

Em geral estes dispositivos geram radiação mais intensa que os Dípolos, sendo os Onduladores melhores neste aspecto. O espectro emitido pelos Onduladores é mais estreito que o dos Wigglers, devido à emissão coerente de radiação, porém apresenta harmônicos [42].

Finalmente, as linhas de luz saem dos dispositivos de inserção, ou dos Dípolos, e são posicionadas no eixo de emissão da radiação. É nestas linhas onde estão os equipamentos necessários que definem as dimensões do feixe, ajustam a atenuação necessária e tornam monocromática a radiação Síncrotron, para a realização de experimentos (a radiação monocromática das linhas de luz pode ser usada para caracterizar os detectores estudados nesta dissertação).

### *1.1.2 Interações da radiação com a matéria*

Basicamente, as Radiações Ionizantes interagem transferindo parcialmente ou totalmente sua energia para o material dos sensores, seja a radiação ondas eletromagnéticas ou partículas.

As ocorrências dessas interações são regidas por probabilidades segundo as leis da Mecânica Quântica, sendo quatro as forças de interações fundamentais da matéria: Fraca, Eletromagnética, Forte e Gravitacional.

As interações fundamentais podem ocorrer com os átomos ou seus núcleos como um todo, ou ainda com seus constituintes individuais e se dão pela perda parcial ou total de energia das partículas incidentes nos materiais sensores, através de colisões e ou mudanças de suas trajetórias.

Os resultados de tais interações dependem do tipo de material usado nos sensores dos detectores, da energia das partículas incidentes, de suas massas e cargas elétricas.

As partículas eletricamente carregadas passando através do material usado nos sensores (funcionando como um meio absorvedor), interagem através de choques inelásticos ou eletromagneticamente pela Força de Coulomb com os elétrons presentes no meio [1].

Como o espaço ocupado pelos elétrons é muito maior que o volume do núcleo, há mais probabilidade de interação das partículas carregadas com os elétrons do que com o núcleo.

As partículas eletricamente neutras, como os Nêutrons ou os fótons de Raios-X e Raios Gama, não estão sujeitas à força de Coulomb e são portanto, indetectáveis diretamente. Essas partículas precisam interagir através do choque e dependendo da energia (Raios Gama e Nêutrons), podem gerar processos nucleares nos átomos dos materiais sensores.

Os Nêutrons podem interagir com o núcleo dos átomos do material sensor, preferencialmente através da interação forte, gerando também partículas carregadas pesadas secundárias que são absorvidas no sensor, assim detectadas evidenciam indiretamente a interação do Nêutron.

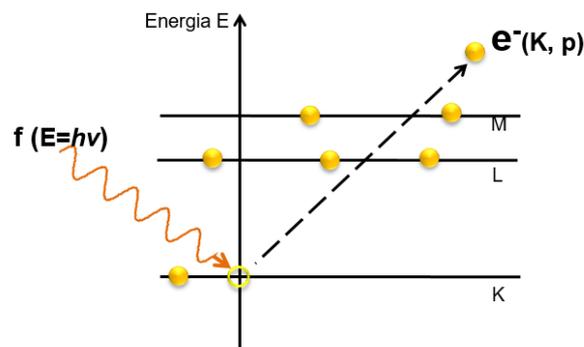
Muitas vezes tais radiações neutras e de maiores energias podem passar através do volume total do material sensor sem qualquer interação, pois possuem seções de choque pequenas, ou seja, menores probabilidades de interação. Essas probabilidades dependem ainda da espessura e do número atômico dos materiais usados nos sensores,

quanto mais fina a espessura do sensor menos interação. Para o Silício com as espessuras utilizadas na família de detectores deste trabalho (da ordem centenas de microns) praticamente não existem interações de Nêutrons.

No caso dos fótons de Raios-X e Raios Gama as ocorrências mais comuns são as interações eletromagnéticas, particularmente as colisões inelásticas com os elétrons do material sensor (Efeito Fotoelétrico), podendo transferir toda ou parte da energia dos fótons. Seguidas pelas ocorrências do Espalhamento Compton e da Produção de Pares.

O denominado Efeito Fotoelétrico<sup>5</sup> é a liberação de elétrons de um material estimulada pela incidência de radiação eletromagnética. Einstein postulou em 1905 que a radiação eletromagnética é quantizada, em quantidades mínimas de energia concentrada que depende da frequência da radiação e viajam na velocidade da luz, ou seja, os fótons [40].

Nesse processo como vemos na Figura 1.3, quando por exemplo, um fóton com energia suficiente atinge um elétron da camada K de um átomo do material sensor, esse elétron é ejetado do átomo com energia cinética dada pela diferença entre a energia do fóton e a energia da respectiva camada.



**Figura 1.3:** Diagrama de interação entre fóton e elétron na ocorrência do Efeito Fotoelétrico [42].

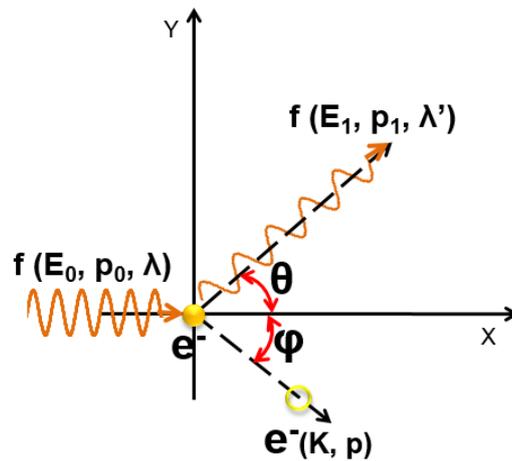
O Efeito Compton<sup>6</sup> ocorre quando a energia do fóton incidente é muito maior que as energias de ligação dos elétrons nos átomos do material sensor. Tais elétrons podem ser considerados livres [1]. A colisão entre o fóton e o elétron é inelástica, ou seja,

<sup>5</sup> Albert Einstein (1879-1955) recebeu o prêmio Nobel de Física em 1921, “por suas diversas contribuições à física teórica e, especialmente, por sua descoberta da lei do Efeito Fotoelétrico” [41].

<sup>6</sup> Arthur Holly Compton (1892-1962) recebeu o prêmio Nobel de Física em 1927, “por sua descoberta do efeito nomeado Efeito Compton” [41].

o fóton não é aniquilado, como no Efeito Fotoelétrico, mas muda seu momento perdendo energia que é doada ao elétron ejetado do átomo [1], [40].

O diagrama dessa interação é apresentado na Figura 1.4, neste caso se um fóton com energia grande comparada com as de ligação dos elétrons, atinge um elétron de um átomo do material sensor, esse elétron adquire energia e muda seu momento, já o fóton perde energia na colisão e também muda seu momento e o comprimento de onda.



**Figura 1.4:** Diagrama de interação entre fóton e elétron na ocorrência do Efeito Compton [42].

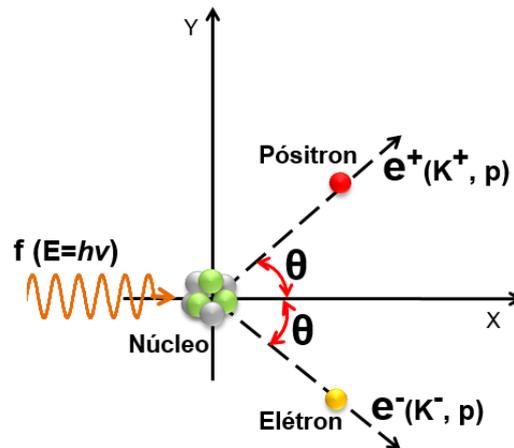
A produção de pares<sup>7</sup> ocorre quando a energia do fóton de radiação incidente é superior ao dobro da energia de repouso<sup>8</sup> dos elétrons, nesse caso o fóton pode ser aniquilado criando um par elétron-pósitron com uma certa energia cinética, essa interação ocorre no núcleo do átomo, o qual absorve o momento de recuo do fóton [1], [40].

Na Figura 1.4, ilustramos o processo da produção de pares, um fóton com energia acima de aproximadamente 1,02 MeV, atinge o núcleo de um átomo do material sensor, esse núcleo absorve o fóton, porém para a conservação da energia, do momento e da carga elétrica (sem nos preocuparmos com os detalhes da interação) ele emite um pósitron e um elétron ambos com energia cinética. A carga elétrica é conservada porque somadas as cargas do par elétron-pósitron o total é nulo igual à carga do fóton. A energia é conservada pois, se o fóton incidente possuir energia maior que a soma da energia de repouso do elétron com a do pósitron ( $\approx 1,02 \text{ MeV}$ ), o par é produzido com energia

<sup>7</sup> Patrick Maynard Stuart Blackett (1897-1974) recebeu o prêmio Nobel de Física em 1948, “por seu desenvolvimento do método da câmara de nuvens de Wilson, e suas conseqüentes descobertas nos campos da física nuclear e radiação cósmica” [41], entre elas a produção de pares.

<sup>8</sup> A energia de repouso do elétron é aproximadamente 0,511 MeV.

cinética equivalente ao excesso da energia do fóton. O momento é conservado devido a absorção dada pelo núcleo pesado em relação ao fóton [40].



**Figura 1.5:** Diagrama de interação entre fóton e núcleo na ocorrência da Produção de Pares.

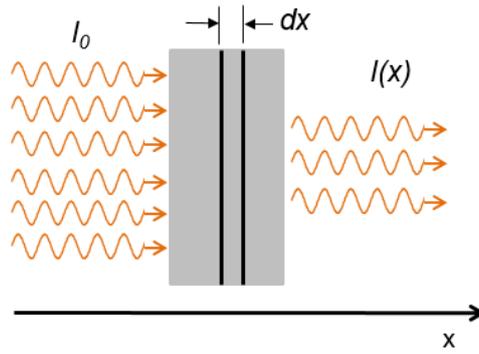
Em cada processo podem ocorrer efeitos em cascata, tais como, o fóton resultante do Efeito Compton pode interagir novamente e gerar Efeito Fotoelétrico ou sair do material. No Efeito Fotoelétrico, ocorrem a emissão de outros fótons por fluorescência ou de outros elétrons pelo processo de Emissão de Elétrons Auger.

Os elétrons livres gerados (cargas elétricas) nos três efeitos apresentados, são então acelerados até os eletrodos pela tensão de Bias aplicada ao sensor para serem detectados.

Além disso, também estão presentes nessas faixas de energia da radiação outros efeitos, como o Efeito Rayleigh. Porém, estes são menos relevantes, do ponto de vista da absorção da radiação no sensor para gerar cargas mensuráveis.

Como dito anteriormente, o sinal gerado em um sensor de radiação para a faixa aqui considerada é dependente da intensidade de incidência da radiação, do material e espessura do sensor e das energias da radiação. Então, o sinal (cargas elétricas) é gerado pela absorção da radiação no sensor através das interações acima descritas.

A absorção pode ser estimada considerando a radiação incidente  $I_0$  sobre uma lâmina com espessura  $dx$  de material absorvedor, em nosso caso o sensor, como visto na Figura 1.6.



**Figura 1.6:** Processo de atenuação de um feixe de fótons passando através de uma lâmina material [42].

Observa-se que a intensidade transmitida em função da espessura do material  $I(x)$ , decai exponencialmente [1], dada pela Equação 1.1:

$$I(x) = I_0 e^{-(\mu(E))x} \quad (1.1).$$

O coeficiente de absorção  $\mu(E)$  inclui as contribuições de todas as interações acima descritas, ou seja, efeitos Fotoelétrico, Compton e Produção de Pares; respectivamente  $FE$ ,  $C$  e  $PP$ :

$$\mu(E) = \mu_{FE}(E) + \mu_C(E) + \mu_{PP}(E).$$

Considerando a densidade do material, podemos reescrever a Equação 1.1 usando a espessura de massa  $\rho$  [1]:

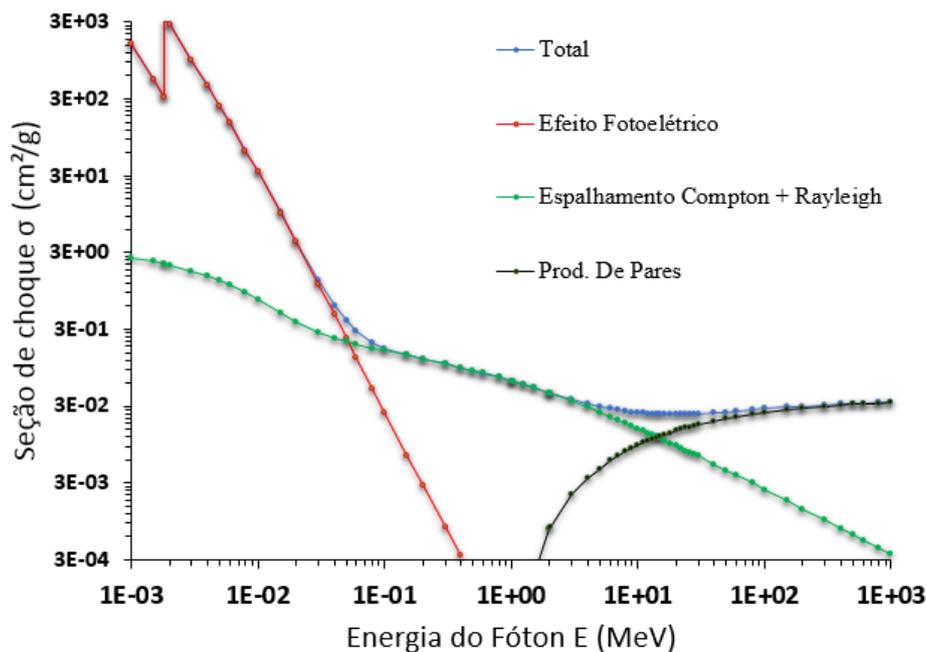
$$I(x) = I_0 e^{-\left(\frac{\mu(E)}{\rho}\right)\rho x} \quad (1.2)$$

A absorção  $I_A$  é aproximadamente a diferença entre a radiação incidente  $I_0$  e a radiação transmitida  $I(x)$ , o que, usando 1.2 resulta em:

$$I_A \cong I_0 \left[ 1 - e^{-\left(\frac{\mu(E)}{\rho}\right)\rho x} \right] \quad (1.3).$$

Mas, esta relação não é válida quando a energia dos fótons tem valor muito próximo às bordas de absorção do material [1].

Exemplificando, o gráfico na Figura 1.7 mostra as probabilidades de ocorrência para cada tipo de interação de Raios-X / Gama com o Silício (Si), que são diretamente relacionadas com a absorção do material e conseqüentemente com o sinal gerado pelo sensor. O total é simplesmente a somas das probabilidades dos efeitos para dada energia.



**Figura 1.7:** Absorção total para fótons de Raios-X / Gama interagindo com o Si. Retirado de [12].

Na faixa de energia apresentadas na Figura 1.7, observa-se que para fótons com energia aproximadamente entre 1 e 50 keV a absorção no Silício é dominada pelo processo Fotoelétrico, entre 50 keV e 10 MeV pelo Espalhamento Compton e acima de 10 MeV pela Produção de Pares. Observamos também, a borda de absorção K do Silício em aproximadamente 1,8 keV e o início abrupto da Produção de Pares acima de aproximadamente de 1 MeV.

## 1.2 Detectores

Detectores de radiação são instrumentos construídos com o propósito de determinar a presença, mensurar e caracterizar as propriedades da radiação [1].

Existem diversas maneiras de interação entre os materiais sensores dos detectores e as radiações que permitem a detecção, identificação e a quantificação de suas propriedades.

A radiação incidente transfere toda ou parte de sua energia para a matéria dos sensores. A principal função dos sensores é converter esta energia em outra forma mais fácil de ser manipulada, na maioria dos casos é convertida em energia elétrica, a qual posteriormente é tratada por meios eletrônicos [13].

O termo detector pode englobar, quando aplicável: os sensores, amplificadores, fontes, conformadores de sinais “*shapers*”, discriminadores, contadores e a saída para interface com o usuário.

Atualmente, três métodos são mais comumente usados para detectar radiação na forma de partículas subatômicas ou eletromagnética (fótons): ionização de gases, cintilação e interação com semicondutores [14].

Nesta seção apresentaremos resumidamente alguns dos diversos tipos de detectores existentes baseados nos métodos acima, chegando aos de estado sólido (semicondutores) constituídos por matrizes de pixels. Destes, os quais constituem o foco dessa dissertação, veremos um pouco mais detalhadamente suas principais características, parâmetros importantes e aplicações.

### *1.2.1 Modelo básico de um sistema de detecção*

Resumidamente, os sensores absorvem a energia da radiação e a convertem em pulsos de corrente elétrica.

A radiação incidente deposita parte ou toda sua energia nos sensores, em geral criando no volume ativo destes uma quantidade de cargas livres que são coletadas através da aplicação de um campo elétrico sobre o sensor.

O campo aplicado acelera as cargas elétricas até eletrodos onde produzem um pulso de corrente. Essa corrente é o sinal que será medido, com duração da ordem de microsegundos em gases e chegando a picosegundos nos sólidos.

A quantidade de cargas coletadas e, conseqüentemente, a corrente gerada é proporcional à energia da radiação incidente.

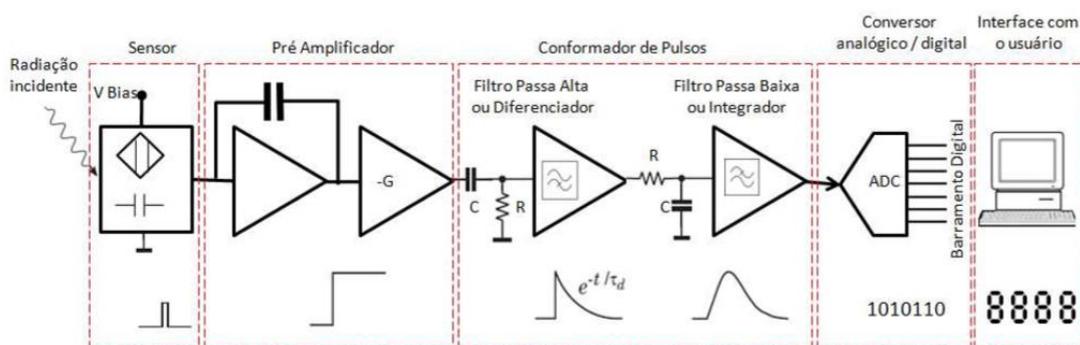
Assim, pode-se criar um modelo básico para um detector de radiação, supondo-se que as cargas são produzidas por uma única partícula instantaneamente em  $t_0$  no sensor, as quais são percebidas na forma de um pulso de corrente.

Como a quantidade de cargas coletada é geralmente muito pequena, da ordem de  $5 \times 10^{-17} C$  para fótons de Raios-X com energia de 1 keV, ela deve ser amplificada por um circuito eletrônico. No pré-amplificador os pulsos são integrados, amplificados e transformados em pulsos de tensão elétrica.

Em seguida, circuitos conformadores dos pulsos usando filtros diferenciadores limitam a largura do pulso e integradores aumentam o tempo de subida.

Parâmetros importantes nestas etapas são as flutuações estatísticas do sinal, o ruído eletrônico do circuito e a relação sinal-ruído que é inversamente proporcional à capacitância total em paralelo com a entrada.

Finalmente os sinais dos pulsos são digitalizados por conversores AD (analógico/digital) para: contagem, armazenamento e/ou análise por meios digitais. A Figura 1.8 ilustra um modelo básico de sistema de detecção.



**Figura 1.8:** Modelo básico de um sistema de detecção. Fonte: Adaptado de [15].

### 1.2.2 Os diferentes tipos de detectores

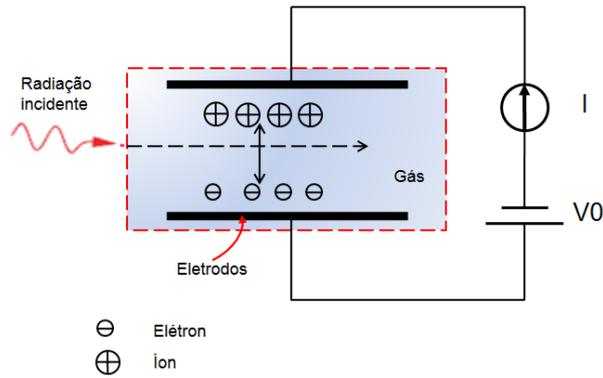
Os detectores de radiação costumemente são classificados conforme as suas diferentes formas de detecção. Apresentamos a seguir, os principais detectores divididos em três grupos, segundo os métodos de ionização de gases, de cintilação e de interação com semicondutores detecção [14]:

#### a - Detectores por ionização de gases

Nesta classe de detectores, os principais usados são: Câmaras de Ionização [16], Contadores Proporcionais e Contadores Geiger-Muller.

Na Figura 1.9 apresentamos um modelo simplificado desses detectores. A radiação incidente penetra no volume sensível de gás do detector, gera um caminho de ionização pelo gás, criando pares de elétrons-íons. Essas cargas elétricas são atraídas por um campo elétrico devido à voltagem  $V_0$  aplicada ao gás através de eletrodos.

Assim, gera-se uma corrente elétrica que pode ser medida, ou ainda, pulsos que podem ser contados por circuitos eletrônicos. Idealmente essa corrente  $I$  medida é igual à corrente coletada nos eletrodos.

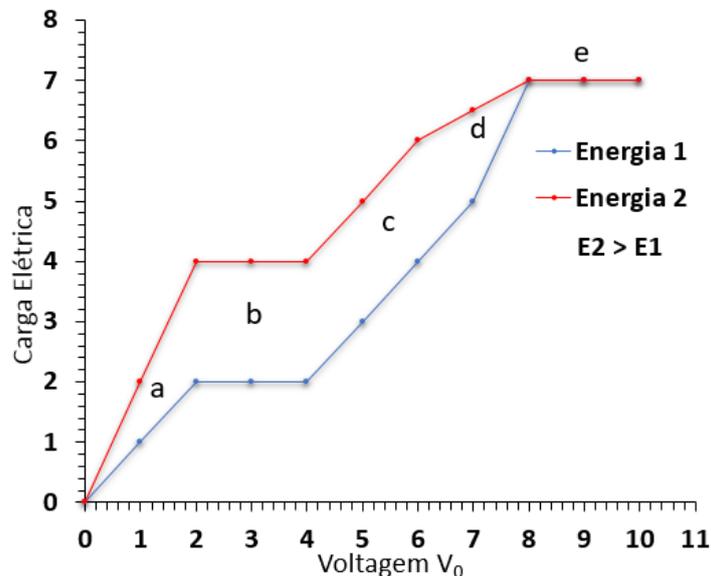


**Figura 1.9:** Modelo básico de um detector a gás. Fonte: Adaptado de [1] e [17].

Cada um dos tipos de detectores a gás possui uma região de operação específica, com relação a  $V_0$ . A Figura 1.10 ilustra qualitativamente as relações entre  $V_0$  e a carga elétrica gerada, nas diversas regiões de operação.

Em geral, a quantidade de carga coletada é função do campo elétrico aplicado  $V_0$ , e da energia da radiação detectada. Porém, no platô das Câmaras de Ionização (região b no gráfico), a corrente medida é independente de  $V_0$  aplicada, mas é uma função da intensidade (quantidade) de partículas incidentes.

A região (a) do gráfico, é inútil pois nessa parte  $V_0$  é insuficiente para acelerar as cargas e a recombinação ocorre antes da coleta dos íons.



**Figura 1.10:** Representação qualitativa das regiões de operação dos detectores a gás. Fonte: adapt. de [1].

Na Região (c) do gráfico, de contagem proporcional, os elétrons são acelerados por  $V_0$  com energia capaz de ionizar outros átomos, provocando o processo de avalanche. Pode-se relacionar a amplitude do pulso elétrico gerado por esse processo com a energia

depositada pela partícula da radiação incidente. A região (d) é o limite da proporcionalidade.

No platô Geiger-Müller, região (e) do gráfico, a quantidade de cargas coletadas é constante, isto é, independe da ionização inicial provocada pela radiação incidente.

Os pulsos gerados tem grande amplitude, o que melhora a relação sinal ruído. Pode-se contar diferentes tipos de partículas porém sem resolução em energia [1].

Acima desse platô, ocorrem descargas elétricas no gás.

#### b - Detectores por cintilação ou fluorescência

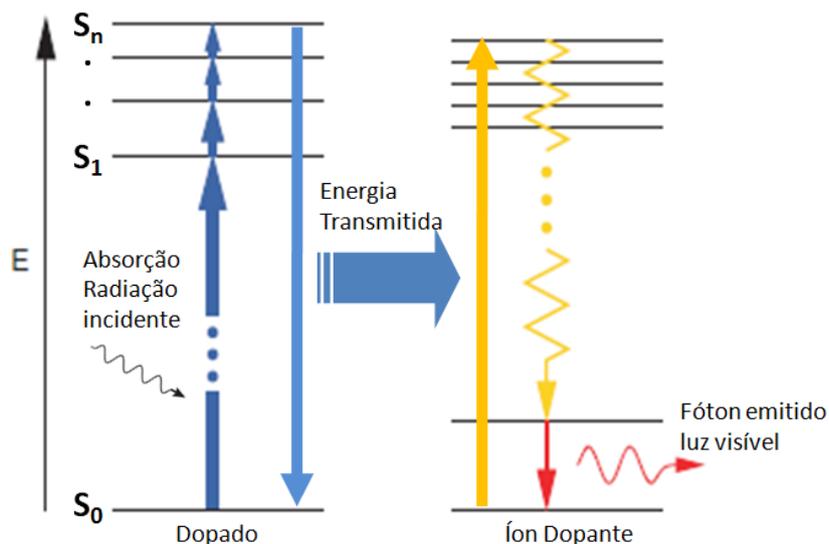
Detectores baseados no fenômeno da cintilação, na maioria dos casos utilizam duas etapas de detecção com sensores distintos.

Na primeira, sensores com materiais cintiladores, que podem ser gases, líquidos ou sólidos, como os cristais e os plásticos, convertem parte ou toda a radiação incidente em luz visível ou quase visível.

Como exemplo, cintiladores inorgânicos são usados como sensores na primeira etapa, os quais tipicamente são construídos com sais ou óxidos de metais dopados com pequenas quantias de impurezas de altos números atômicos ( $Z$ ) e níveis energéticos entre banda de valência e banda de condução. Essas impurezas são conhecidas como ativadores.

O material dopado é excitado pela radiação incidente ionizante que gera elétrons e buracos. A energia dessa excitação é transferida aos íons do material pesado dopante pela captura dos elétrons / buracos.

Os íons decaem rapidamente para um ou mais níveis de energia baixos por processos de decaimentos não radioativos, ficando com energias de poucos elétrons-Volt acima do estado fundamental, ver Figura 1.11. Então, novamente, decaem e a energia é liberada por luminescência emitindo fótons no visível ou no ultravioleta, e assim retornando ao seu estado fundamental [10].

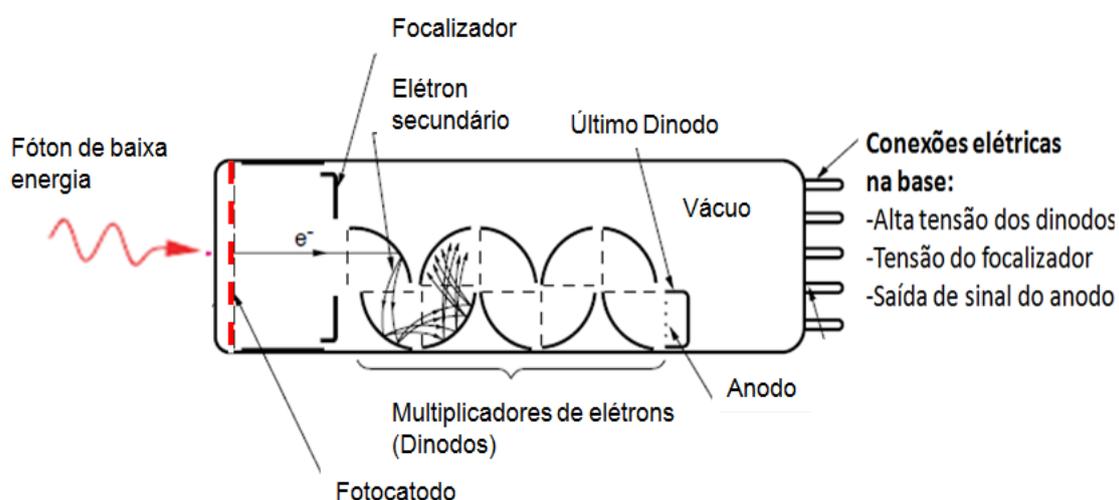


**Figura 1.11:** Níveis de energia durante cintilação em cristais inorgânicos. Fonte: adaptado de [10].

A segunda etapa é responsável por converter essa luz visível em sinais elétricos detectáveis através de PMTs (do inglês “*Photomultiplier Tube*”) ou detectores do tipo CCD (do inglês “*Charge-Coupled Device*”) que serão vistos à frente no item c.

Os tubos fotomultiplicadores basicamente são constituídos por um fotocatodo, pelo focalizador de elétrons, os dinodos, o anodo e a base.

Na base, a tensão de campo dos dinodos é aplicada através de um circuito divisor resistivo, a partir de uma fonte de alta tensão (tipicamente entre 1 e 2 kV). Da base também extrai-se o sinal de corrente do anodo com a informação do número de elétrons devido aos fótons absorvidos. A Figura 1.12 mostra os principais elementos de um tubo fotomultiplicador.



**Figura 1.12:** Esquema simplificado de um tubo fotomultiplicador. Fonte: adaptado de [18].

Quando fótons com energia de até 3 eV atingem o material do fotocatodo, depositado no interior da janela de entrada de um tubo a vácuo, elétrons do fotocatodo são arrancados por efeito fotoelétrico e guiados pelo focalizador até o primeiro dos dinodos.

Então, os elétrons são acelerados por um campo elétrico produzido pela alta tensão aplicada aos eletrodos conectados aos dinodos.

O choque de cada um desses elétrons primários (de elevada energia devido à sua aceleração) no primeiro dinodo arranca mais elétrons deste, que migram para o segundo dinodo também acelerados pelo campo elétrico, arrancando ainda mais elétrons, em um processo sucessivo de multiplicação até atingirem o anodo, gerando pulsos de corrente elétrica proporcionais à quantidade de fótons.

Finalmente, esses pulsos são processados pela eletrônica associada ao detector. Podem ser alcançados ganhos da ordem de  $10^7$  com fotomultiplicadores de 10 estágios.

#### c - Detectores de estado sólido (semicondutores)

Dentre os inúmeros tipos de detectores de estado sólido existentes, temos: placas de imagem (“*Image Plates*”), detectores com junções por barreira de superfície, Fotodiodos de Avalanche APD (do inglês “*Avalanche Photodiode*”), detectores de Silício dopados com Lítio Si(Li), detectores com junções do tipo PIN<sup>9</sup>, detectores de Silício do tipo “*strip*”, entre outros.

Porém, nos concentraremos resumidamente em outros dois tipos, os quais são os principais em uso contemporâneo: Detectores por Dispositivos de Cargas Acopladas CCD e os Detectores “Pixelados” Híbridos de Conversão Direta. Estes últimos fazem parte do tema desta dissertação.

#### - Detectores CCD (Dispositivos de Cargas Acopladas).

Os dispositivos CCD são sensores para captação de fótons na região do espectro visível instalados em circuitos integrados na forma de uma matriz de capacitores acoplados. Cada capacitor é um pixel da imagem e pode transferir sua carga elétrica para um outro capacitor vizinho.

---

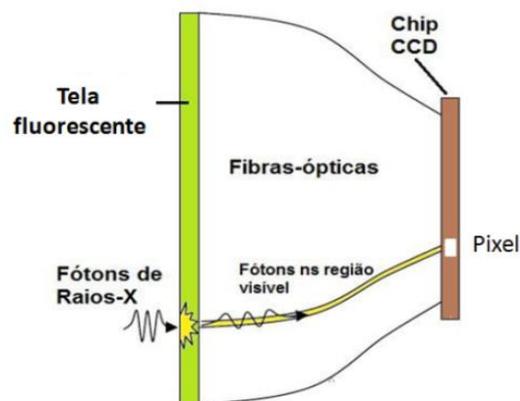
<sup>9</sup> PIN - dispositivo tendo junções p-i-n, ou seja, uma do tipo p (P) com uma região intrínseca (I) e esta com outra do tipo n (N).

A carga elétrica, gerada pela captação dos fótons de luz, é acumulada no respectivo capacitor e é proporcional ao número de fótons que chegaram ao mesmo em um dado intervalo de tempo.

No final do intervalo de exposição, a imagem digital é criada pela leitura digital das cargas acumuladas no chip, sendo o valor numérico de cada pixel proporcional à carga acumulada no pixel correspondente e, como consequência, proporcional aos fótons visíveis que o atingiram.

Atualmente, existem dispositivos com pixels da ordem de 10  $\mu\text{m}$  e com áreas ativas que excedem os 500  $\text{cm}^2$ .

Para gravar as imagens bidimensionais da radiação incidente, CCDs são usados em conjunto com uma tela de material cintilador (por exemplo, fluorescente) que converte a radiação em fótons do espectro visível. Em alguns detectores deste tipo, a luz visível é conduzida até a matriz de sensores CCD por um conjunto de fibras ópticas, acoplados individualmente a cada pixel do chip. A Figura 1.13 mostra um esboço deste processo.



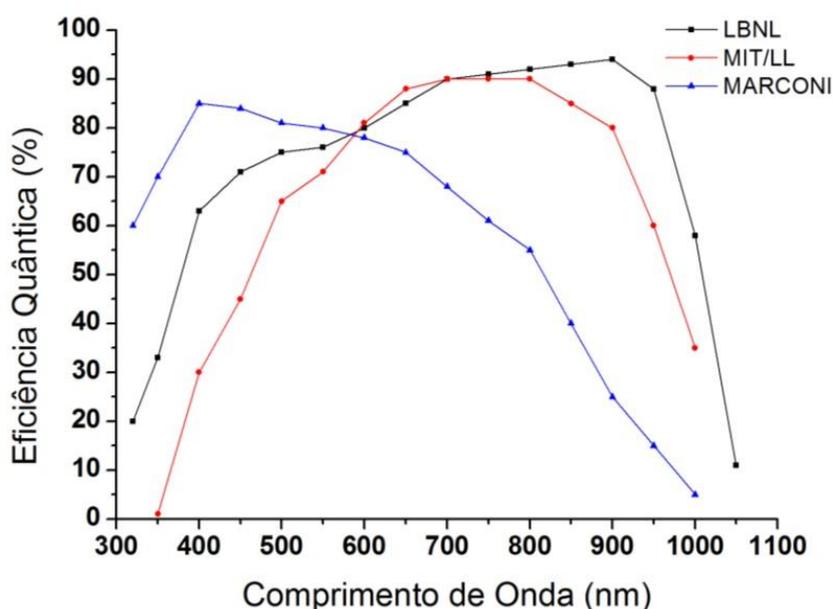
**Figura 1.13:** Exemplo de detector CCD com tela fluorescente. Fonte: adaptado de [19].

Para a estrutura de pixel no chip CCD existem basicamente três tipos de tecnologia: iluminado frontalmente, substrato desbastado iluminado pela traseira e substrato desbastado iluminado pela traseira com depleção profunda.

Nos CCDs iluminados frontalmente os fótons atingem o volume fotossensível do pixel passando pela janela frontal de abertura sobre os eletrodos “*gate*” de Polissilício. Estes CCDs possuem resposta deficiente para o azul devido à absorção em tais eletrodos (CCD MIT/LL no gráfico da Figura 1.14). A resposta também é deficiente para o

Infravermelho Próximo<sup>10</sup> devido à espessura da camada epitaxial<sup>11</sup>. Além disso, a passagem dos fótons pela estrutura dos “*gates*” gera padrões de interferência indesejáveis na detecção.

Nos CCDs de substratos desbastados e iluminados pela traseira, os substratos são desbastados até chegarem à espessura da camada do cristal epitaxial, o que permite a entrada de luz pela traseira, eliminando o problema dos padrões de interferência nos “*gates*” e melhorando a resposta na região do azul. Porém, a resposta ao Infravermelho Próximo, devido à espessura da camada epitaxial, também é deficiente (CCD MARCONI na Figura 1.14).

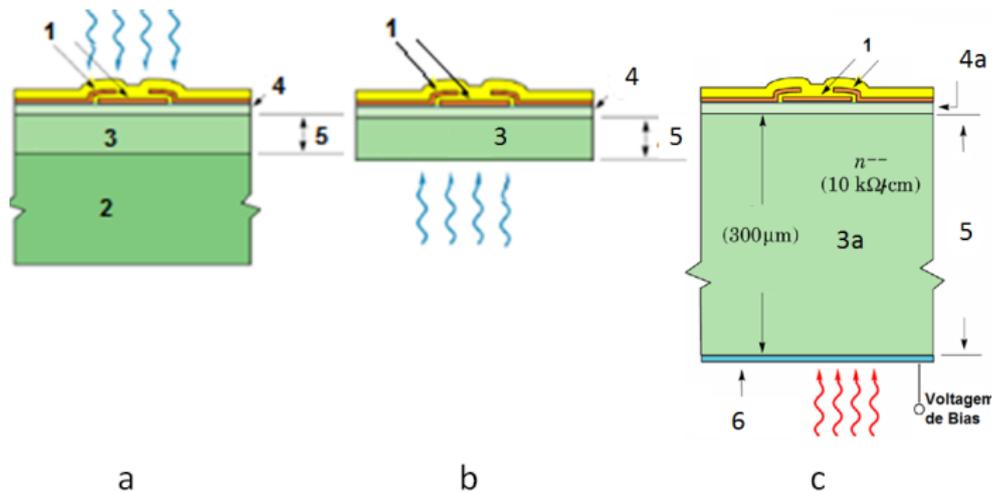


**Figura 1.14:** Comparação de eficiência quântica entre os três tipos de CCD. Fonte: Adaptado de [20].

O uso de um substrato com depleção profunda, ver Figura 1.15, com até 300  $\mu\text{m}$  de espessura, gera boa eficiência quântica até  $\lambda \cong 1000 \text{ nm}$ , além de alto ganho por ter iluminação traseira, estendendo a resposta dos sensores ao infravermelho (CCD LBNL na Figura 1.14).

<sup>10</sup> “... podem-se discriminar três regiões dentro do infravermelho, denominadas de NIR (Infravermelho Próximo) que vai de 0,8 $\mu\text{m}$  a 2,5 $\mu\text{m}$  (12500 - 4000  $\text{cm}^{-1}$ ), MIR (Infravermelho Médio) de 2,5 $\mu\text{m}$  a 50 $\mu\text{m}$  (4000 - 200 $\text{cm}^{-1}$ ) e finalmente o FIR (Infravermelho Distante) de 50 $\mu\text{m}$  a 1000 $\mu\text{m}$  (200 - 10  $\text{cm}^{-1}$ ) ...” (MENDHAM *et al.*, 2002; Citado por ARAUJO, 2007; pág.14).

<sup>11</sup> Camada na qual o crescimento do cristal é realizado. Acompanha a orientação do cristal do substrato.



**Figura 1.15:** Diferentes estruturas de CCD: a) Iluminação frontal; b) Iluminação traseira; c) Depleção profunda e iluminação traseira. 1) Eletrodos “gates” de Polissilício; 2) Substrato P; 3) Cristal P- epitaxial; 3a) Substrato com depleção profunda n--; 4) Canal N; 4a) Canal P; 5) Volume fotossensível; 6) Janela transparente.

Atualmente, detectores de radiação baseados em sensores tipo CCD possuem diversas aplicações em pesquisas que se estendem do micromundo ao macrocosmo.

Os CCDs utilizados em aplicações para investigações com radiação não demandam uma ampla resposta na região visível, uma vez que são utilizados materiais fluorescentes que geram uma faixa estreita de luz visível, quase que monocromática. Por isso, a resposta do sensor CCD deve ser ótima nessa faixa de luz gerada pelo material fluorescente [10].

- Detectores Pixelados Híbridos de Conversão Direta.

Estes novos tipos de detectores são matriciais e foram desenvolvidos na última década do século XX.

Possuem uma matriz bidimensional de pixels detectores, que podem contar até um único evento<sup>12</sup>, isto é, há o incremento dos registradores de contagem para cada partícula ou fóton de radiação que atinge os sensores dos pixels. Isto ocorre desde que a radiação possua energia acima de um limiar ou dentro de uma faixa ajustável e o tempo entre os eventos seja superior ao tempo morto do detector.

São chamados híbridos porque o sensor é interligado a cada pixel com seu próprio circuito microeletrônico em um ASIC (do inglês “*Application Specific Integrated Circuit*”).

<sup>12</sup> Eventos, são considerados neste trabalho, como sendo a chegada de uma ou mais partículas de radiação na área sensível de um detector, ou em um pixel do sensor quando detectores híbridos são considerados.

São de conversão direta porque não precisam de um conversor intermediário de energia da radiação incidente em luz visível, como os cintiladores nos CCDs. Essa vantagem minimiza a perda de foco da imagem obtida pelo detector.

Nestes detectores, quando uma partícula ou um fóton atinge a região ativa do material sensor (uma área sobre qualquer um dos pixels do ASIC), gera elétrons livres e lacunas que são acelerados em direção aos eletrodos pela voltagem de Bias, conforme mostrado na Figura 1.16.

Quando atingem os eletrodos (n e p), essas cargas geram um pulso de corrente proporcional à energia e ao número de partículas de radiação incidente. O pulso é conduzido ao circuito microeletrônico de cada pixel no ASIC através das conexões “*Bump Bonding*”, neste exemplo, de Índio. Então, o circuito microeletrônico processa o sinal e o disponibiliza para leitura.

Para o processamento do sinal e a efetivação da contagem de fótons, os pixels do ASIC são compostos geralmente por um pré-amplificador, um comparador / discriminador e um contador. O pré-amplificador amplifica a carga gerada no sensor pela radiação incidente. O comparador produz um sinal digital em forma de pulso se a carga for superior a um limiar predefinido, este pulso digital é então contado.

Assim, obtém-se um dispositivo de armazenamento digital completo do número de eventos detectados por pixel.



**Figura 1.16:** Diagrama simplificado de um pixel em um Detector “Pixelado” [21].

## ***2 – A Família de Detectores Medipix e Timepix***

No começo dos anos 80, a Física de altas energias passou a utilizar detectores híbridos do tipo “*strip*” em seus experimentos. Porém, em vários destes experimentos, tais detectores foram substituídos pelos detectores matriciais de pixels híbridos, no início da década de 90 [4].

Dessa mudança de paradigma, surgiu a oportunidade do uso destes detectores em outras aplicações. Como exemplos, em diagnósticos por imagens na medicina (mamografia) e em Odontologia (Radiografia).

Especificamente, mas não exclusivamente para estas aplicações, foi criado o detector híbrido Medipix1 de 4096 pixels, por uma colaboração no CERN. Esta primeira versão estava disponível em 1997, o chip era CMOS e utilizava sensores de Silício ou Arseneto de Gálio [2].

A partir da experiência adquirida com o chip Medipix1, na década seguinte foi criada uma nova colaboração e, assim, projetada uma versão melhor chamada Medipix2 [4][22].

As melhorias mais significantes foram: a diminuição do tamanho do pixel, o aumento no número de pixels, a leitura serial, discriminação por janela (dois níveis de “*Thresholds*”) e a detecção tanto de cargas positivas como negativas [4].

A versão Timepix, objeto deste trabalho, é uma evolução desenvolvida durante a colaboração do chip Medipix2, fisicamente é similar, suas principais diferenças estão nos modos de funcionamento dos pixels [23], como veremos no item 2.1.

Todos estes detectores são de conversão direta, ou seja, existe uma camada composta por sensores semicondutores, como o Silício (Si), o Arseneto de Gálio (GaAs) ou o Telureto de Cádmio (CdTe), diretamente conectada a uma camada de pixels de circuitos microeletrônicos CMOS (esta camada eletrônica é chamada de chip ASIC).

A radiação incidente nos pixels sensores é convertida diretamente em certa quantidade de cargas  $Q$ , sendo positivas (lacunas) ou negativas (elétrons), que são então aceleradas pela tensão de Bias e transmitidas aos pixels do chip através de conexões “*bump bonding*”.

Os pixels do chip podem funcionar em diferentes modos de trabalho, por exemplo, em modo de contagem de eventos ocorridos nos pixels sensores. Neste modo o chip atua coletando, processando a carga  $Q$  e calculando o número de eventos  $N_E$  gerados por radiação nos pixels.

O número  $N_E$  de eventos contados pode não corresponder ao número de fótons ou partículas de radiação que atingem o sensor. Uma das causas disto é fluxo elevado de radiação no sensor, se dois eventos ocorrem num certo pixel ao mesmo tempo gerarão um pulso de sinal com o dobro de carga  $Q$ , porém serão contados como um único evento. O intervalo de tempo mínimo entre as chegadas de partículas aos sensores é chamado de tempo morto, nesse intervalo o detector não consegue discriminar dois eventos temporais consecutivos.

Com relação à energia, não encontramos feixes de radiação completamente monocromáticos. Então, discriminadores são usados para que a eletrônica só conte os eventos dentro de uma faixa de energia ou tempo de chegada pré-definidos, permitindo imagens espectroscópicas ou seleção de eventos de chegada de radiação aos sensores [5][20].

Atualmente, além das já citadas, existem as versões: Medipix3 [24], a Medipix3RX e a Timepix3.

## 2.1 O chip Timepix

O Timepix é também tecnologia desenvolvida, inicialmente, para experimentos de partículas em aceleradores no CERN [5]. Além disso, é aplicável em outras áreas como, por exemplo, em diagnóstico médico, estes chips podem ser usados em Radiografias de Raios-X [4][25], PET, SPECT, e Mamografia [26]. Outra aplicação possível é a radiografia de Nêutrons [25].

Já foi desenvolvido um sistema de detecção 3D, usando os chips Timepix empilhados. Isto permite a diminuição da dose recebida por pacientes em procedimentos de diagnóstico médico [26].

Outra aplicação interessante para esse sistema, foi o uso dele como um sensor de Radiação Cósmica 3D a bordo do satélite japonês RISESat<sup>13</sup>. Sendo possível coletar

---

<sup>13</sup> RISESat: “*Rapid International Scientific Experiment Satellite*” / Hodoyoshi-2.

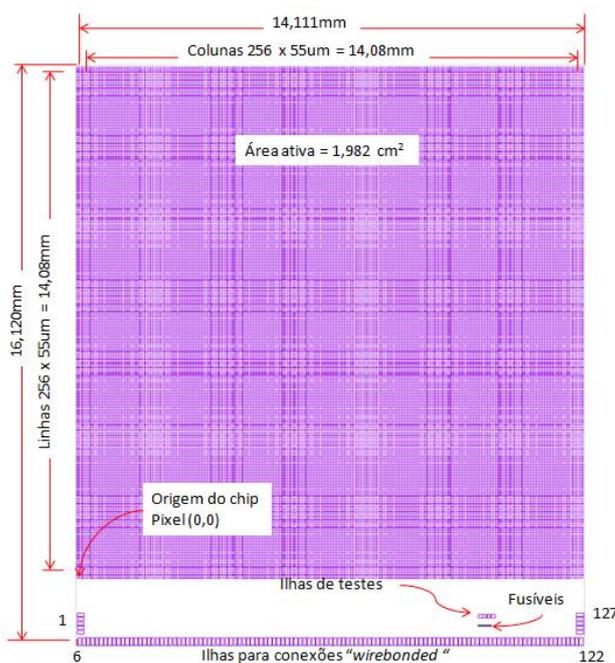
diversas informações das componentes do campo de radiações espaciais, como: as variações no tempo, o espectro e as trajetórias das partículas. Assim, estuda-se a radiação solar, a radiação cósmica e, em tecnologia, os efeitos da radiação em componentes eletrônicos [27].

Nas áreas tecnológicas, o Timepix tem sido usado para testar turbinas de aeronaves, geradores, examinar objetos antigos, estudar materiais como meteoritos, etc [25].

O estudo usando o Timepix de como se dá a penetração de líquidos em rochas e solos, importante para processos como mineração e exploração petrolífera [25], poderia ser uma aplicação tecnologicamente interessante para o Brasil.

As dimensões externas do Timepix são 1,612 cm x 1,411 cm, com uma área ativa de 1,982 cm<sup>2</sup>. Esta área é formada por uma matriz de 256 linhas por 256 colunas de pixels, com 55 x 55 μm<sup>2</sup> totalizando 65536 pixels, ver Figura 2.1.

Cada pixel do chip tem uma abertura na máscara de solda para a entrada do pré-amplificador a ser conectado ao respectivo pixel, através de uma ligação de solda do tipo “*bump bonding*”. Na parte inferior, o chip possui 127 ilhas de entradas e saídas para conexões externas do tipo “*wirebonded*”. Existem quatro ilhas especiais para medir e testar a conectividade das ligações “*bump bonding*” dos sensores. Conta também com 24 bits de “fusíveis” usados para gravar uma identificação individual de cada chip [20][28][22].



**Figura 2.1:** Disposição e dimensões físicas do Timepix. Fonte: adaptado de [28].

Para um entendimento sucinto das funcionalidades do circuito de cada um dos pixels do chip Timepix, separamos a explicação em duas partes: a etapa analógica e a digital.

### 2.1.1 O processamento analógico do pixel [28]

A etapa analógica dos pixels do Timepix é composta por um bloco Pré-Amplificador e outro Discriminador. Este último composto é por um multiplexador, o amplificador OTA<sup>14</sup> (“*Operational Transconductance Amplifier*”), o circuito dos limiares de disparo (4 bits), o FDL (“*Fast Discriminator Logic*”) e o circuito de histerese, conforme ilustra a Figura 2.2.

O pré-amplificador é do tipo de carga diferencial CMOS para os pulsos vindos do pixel sensor ou do capacitor de teste (“*Test Pulse*”). Usa acoplamento CC (Corrente Contínua) tanto para as estruturas de comutação dos pulsos de teste quanto para a tensão de saída, que vai ao discriminador.

O discriminador possui controle de polaridade da carga de entrada, com nível alto para cargas positivas e baixo para elétrons, e ajuste dos limiares de disparo (“*threshold*”) com um “*nibble*” (bits B0, B1, B2 e B3).

Para minimizar a dispersão da distribuição dos limiares por toda a matriz, cada pixel tem quatro fontes de corrente independentes e selecionáveis pelos bits (B0, B1, B2 e B3) [28], estas fontes são frações de uma fonte principal chamada Ith. Com a seleção produz-se até 16 níveis entre 0 a 40 nA, essa é faixa da corrente Ith e pode ser ajustada pelo DAC THS (“*Threshold Source*”).

As correntes selecionadas pelos bits são adicionadas como um “*offset*” na corrente de saída do amplificador que vai ao FDL, com esse artifício pode-se ajustar o nível de disparo do discriminador FDL e assim o “*threshold*” dos pixels individualmente, equalizando a resposta por toda a matriz, o que torna a resposta do detector “plana”.

Um parâmetro importante controlado pelo DAC Ikrum<sup>15</sup> do pré-amplificador é a corrente Ikrum através da qual pode-se otimizar o retorno a zero e compensar as correntes CC de fuga dos pixels do sensor usado [3].

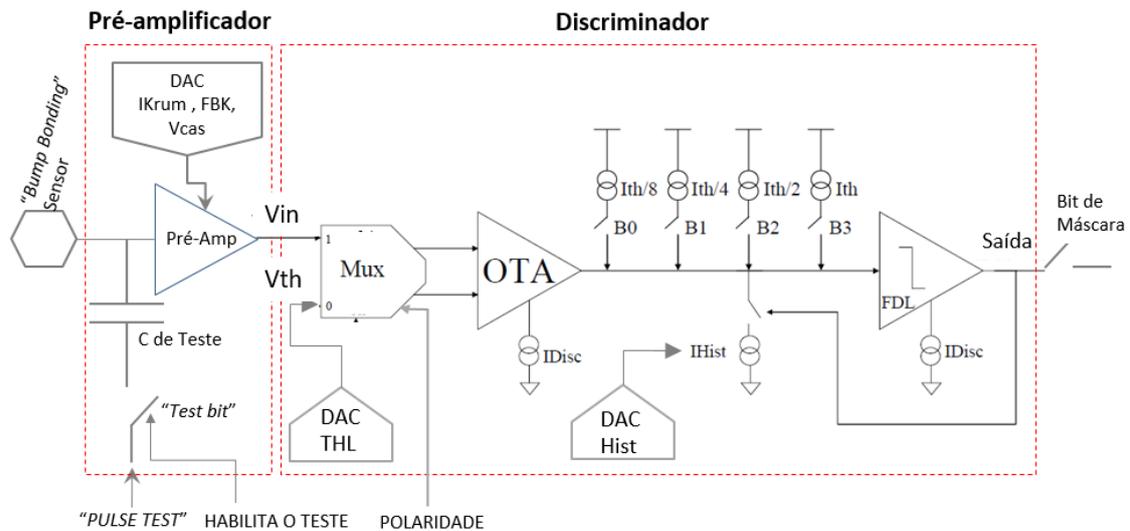
---

<sup>14</sup> OTA: é um amplificador operacional de transcondutância diferencial com entradas de alta impedância em tensão e saída em corrente. Funciona como uma fonte de corrente controlada por tensão.

<sup>15</sup> Ikrum: corrente de Krummenacher, é um parâmetro devido à estrutura dos pré-amplificadores construídos no chip Timepix [3]

A faixa dinâmica de saída é ajustada pelo DAC FBK. O DAC VCAS atua em um estágio cascode<sup>16</sup> do pré-amplificador para reduzir a capacitância de entrada e assim melhorar a relação Sinal-Ruído, reduzindo porém a faixa dinâmica da tensão de saída.

O multiplexador é usado para manter a polaridade da saída do OTA, independente do tipo de carga, seja negativa (elétrons) ou positiva (lacunas), presente na entrada do Pré-amplificador. Isso é obtido pelo sinal Polaridade que pode ser configurado via uma entrada digital (POLARITY) com nível alto para carga positiva.



**Figura 2.2:** Etapa analógica de um pixel do chip Timepix. Fonte: adaptado de [28].

O multiplexador comuta as entradas diferenciais do OTA de tal forma que, a partir da tensão de entrada  $V_{in}$ , gera uma saída de corrente positiva se o limiar de tensão  $V_{th}$  (“*voltage threshold*”) é maior que  $V_{in}$ , e negativa para o caso contrário. O limiar  $V_{th}$  é ajustado para cada pixel pelo DAC THL.

A corrente de saída do OTA quando passa por zero provoca o chaveamento da saída do bloco FDL. A borda de subida dessa saída abre uma chave eletrônica que controla a corrente gerada pelo DAC Hist. Quando a chave está ligada, a corrente negativa  $I_{Hist}$  é adicionada criando histerese, o que evita disparos indevidos na saída do discriminador, reduzindo em aproximadamente  $200e^-$  (elétrons) os limiares de disparo e melhorando o ganho total do sistema [28].

Cada pixel pode ser desabilitado (mascarado) via software, através do Bit Mask na saída do discriminador [28].

<sup>16</sup> Cascode: é um circuito de dois estágios, composto por um amplificador de transcondutância seguido por um “*buffer*” de corrente.

### 2.1.2 Os conversores de sinais digitais para analógicos (DACs)

Os DACs são usados pelo chip para ajustar parâmetros do pré-amplificador na etapa analógica, “*thresholds*” dos discriminadores, os “*drives*” LVDS (do inglês “*Low-Voltage Differential Signaling*”), voltagens e correntes das referências de alimentação. Nos itens anteriores foram descritas as funcionalidades de alguns dos DACs mais importantes.

A voltagem de referência para os DACs, é gerada internamente. Também, pode-se usar uma entrada física externa ao chip para gerar essa voltagem.

Depois do reset geral do chip, os DACs são ajustados com valores padrões. Estes valores são 50% da faixa de ajustes de cada DAC.

É possível monitorar algumas voltagens dos DACs internos. Existe ainda, a possibilidade de usar uma entrada de DAC externo para gerar o sinal de qualquer um dos internos. Essas configurações e monitoramento são realizados através do FSR (“*Fast Shift Register*”).

### 2.1.3 O processamento digital de cada pixel [28]

Esta etapa é composta pelo circuito de sincronização lógica do Timepix (TSL), pelo registrador de deslocamento de 14 bits, pelo controlador de “*overflow*” e pelos “*buffers*” do sinais Clk\_Count.

Os bits M0<sup>17</sup> e M1 configuram o TSL de cada pixel para trabalhar em 4 modos diferentes (ver item 2.1.4). Se o pixel em questão estiver habilitado, e dependendo do modo selecionado, o TSL sincroniza o “*SHUTTER*”<sup>18</sup> (obturador) e um evento vindo do discriminador com o Clk\_Count gerando os sinais To\_Counter (que incrementa o contador) e o sinal ShutterCounter (obturador interno).

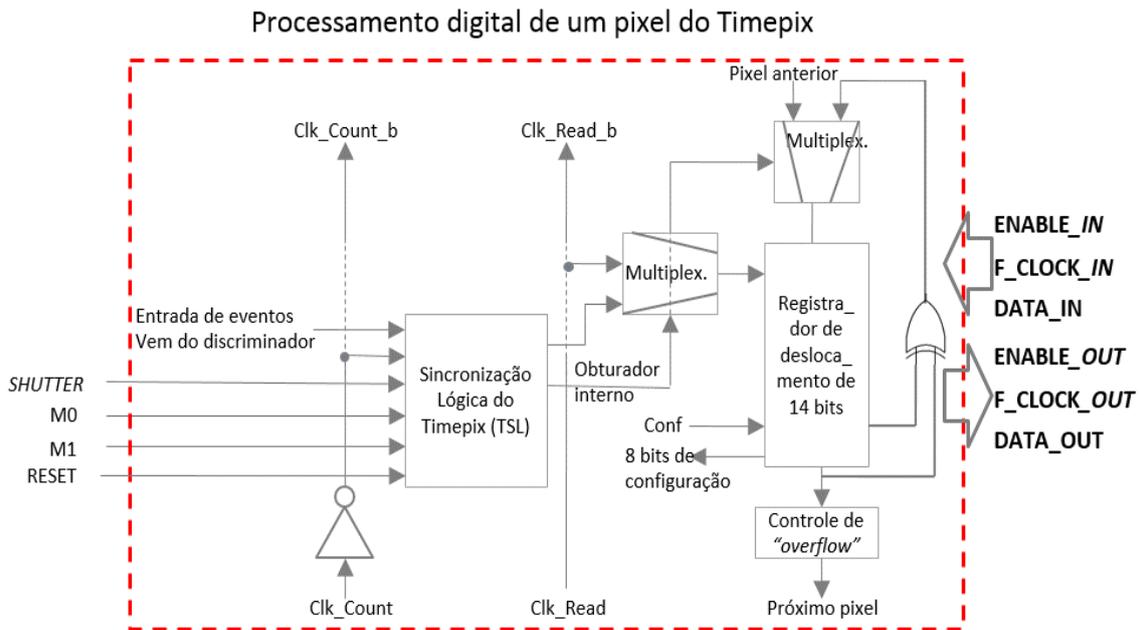
Porém, o contador só é incrementado, isto é, conta os eventos gerados na etapa analógica, se estiver sem “*overflow*” e o sinal ShutterCounter estiver em nível baixo. Se o ShutterCounter está em nível alto, o contador se comporta como um registrador de deslocamento para realizar a configuração e a leitura da matriz de pixels.

---

<sup>17</sup> Os sinais “*SHUTTER*”, M0, M1 e RESET são sinais digitais externos e, internamente conectados em paralelo a cada um dos pixels.

<sup>18</sup> Sinal externo que indica ao chip o início de um período de aquisição dos eventos gerados nos sensores.

A contagem e o deslocamento são sincronizados respectivamente pelos sinais Clk\_Count e Clk\_Read. Estes sinais são derivados do “clock” que é gerado no chip a partir do sinal Fclock, cuja frequência máxima é de 100MHz. Assim, o FClock deve ser fornecido ao chip durante a comunicação, para a leitura e configuração da matriz de pixels.



**Figura 2.3:** Etapa digital de cada pixel do Timepix. Fonte: adaptado de [28].

O sinal Conf é utilizado para carregar os bits de configuração e para inicializar a máquina de estado no circuito TSL.

Dependendo de qual modo está configurado o chip para trabalhar, é no registrador de deslocamento de 14 bits onde efetivamente ocorrem as contagens dos eventos vindos do discriminador, ou dos pulsos de “clock” ocorridos durante os tempos de, ou entre, eventos [28].

#### 2.1.4 Os modos de operação do chip Timepix

O Timepix pode operar em diferentes modos, conforme mostrado na Tabela 2.1. Cada pixel é programado de forma independente para um dos quatro modos. Os resultados são registrados pelos contadores individuais dos pixels. A operação nos diferentes modos ocorre somente quando três condições são satisfeitas: o “Bit Mask” do respectivo pixel estiver habilitado, o “Shutter” estiver disparado e os eventos produzirem sinais acima do “threshold” de energia.

O modo ToA (“*Time of Arrival*”) permite obter a informação do tempo decorrido entre a primeira ocorrência de um evento até a finalização do disparo do “*Shutter*”.

No modo ToT (“*Time over Threshold*”), é registrada a duração total dos eventos que geram sinal da saída do pré-amplificador (pulsos) acima do “*Threshold*”, dentro da janela de disparo do “*Shutter*”. Como a duração, ou a largura, desses pulsos são relacionados à energia do evento no pixel sensor, medindo essa largura na realidade estamos medindo a energia depositada no sensor pela radiação.

Nos dois modos acima, os ciclos de “*clock*” são contados continuamente, o que permite calcular as informações de tempo [23].

O modo de operação Timepix-1hit conta o número de disparos do “*Shutter*”, durante os quais houve ao menos a ocorrência de um evento em determinado pixel.

Além disso, o Timepix pode ser programado para emular o modo Medipix [24], onde os eventos discriminados incrementam os contadores durante o intervalo de abertura do “*Shutter*”, esse é o modo comum de contagem de eventos.

Na tabela a seguir os sinais P1 e P0 selecionam os modos, enquanto o “*Bit Mask*” desabilita o respectivo pixel.

**Tabela 2.1:** Modos de operação para cada pixel.

<b>Bit Mask</b>	<b>P1</b>	<b>P0</b>	<b>Modo de operação do pixel</b>
0	x	x	Desabilitado (mascarado).
1	0	0	Medipix, após o disparo do <i>shutter</i> , conta eventos para cada sinal acima do <i>threshold</i> .
1	0	1	ToT, após o disparo do <i>shutter</i> , conta o núm. de ciclos do <i>clock</i> durante o tempo de eventos acima do <i>threshold</i> .
1	1	0	Timepix-1hit, uma contagem por disparo do <i>shutter</i> , se houver eventos acima do <i>threshold</i> durante o disparo.
1	1	1	Timepix ToA, após o disparo do <i>shutter</i> e a ocorrência do primeiro evento acima do <i>threshold</i> , conta o núm. de ciclos do <i>clock</i> até o fim do disparo do <i>shutter</i> .

**Fonte:** referência [28].

### 2.1.5 O Procedimento “Test Pulse”

Este procedimento é usado para testes de funcionamento de cada pixel e para equalização ou calibração de toda a matriz, sem a necessidade de uma fonte de radiação. Isto é feito aplicando-se uma quantidade de carga elétrica conhecida nas entradas dos pré-amplificadores dos pixels.

O chip Timepix possui o pino externo “*TEST\_IN*”, ligado aos pixels através de capacitores de  $8 \times 10^{-15}$  F. Neste pino pode-se aplicar um pulso de tensão conhecida e assim gerar um fluxo de cargas na entrada do pixel. Para isto, o pixel deve estar selecionado.

Os pixels a serem testados são selecionados através do PCR (“*Pixel Configuration Register*”).

A borda de subida do pulso de tensão no pino “*TEST\_IN*” produz cargas positivas (lacunas) e a descida produz cargas negativas (elétrons) na entrada do pré-amplificador. A quantidade de carga equivalente é dada pela relação [28]:

$$Q_T = 5 \times 10^4 \Delta V \quad (2.2)$$

onde a carga de teste<sup>19</sup>  $Q_T$  é dada em número de elétrons  $e^-$ , e a diferença de potencial  $\Delta V$  aplicada no pino, em Volts.

Para melhorar o isolamento e diminuir o acoplamento entre circuitos próximos, existe em cada coluna de pixels um “*buffer*” de ganho unitário para o sinal “*TEST\_IN*”. Esses “*buffers*” são lineares para tensões entre 0,4V e 2,0V. Logo, para manter a linearidade aplicam-se os pulsos de teste nesta faixa de tensões.

Ademais, pode-se acionar o “*Test Pulse*” em oito colunas de pixels por vez, habilitando um dos 32 bits do registrador de “*Test Pulse*” em colunas CTPR. Cada bit aciona oito colunas alternadas totalizando 256. Quanto menos colunas acionadas em um dos testes, menor o acoplamento e a distorção do pulso de saída amplificado [28].

### 2.1.6 Comunicação do chip Timepix

A comunicação com o chip Timepix para configuração dos pixels e parâmetros, como os DACs, é realizada somente em modo serial. Cada bit enviado ao pino *DATA\_IN* deve ser sincronizado com um “*clock*” fornecido ao chip.

---

<sup>19</sup> Para a carga  $Q$  ser dada em número de elétrons, a constante  $5 \times 10^4$  é dada pela razão entre a capacitância de oito femto Farad e a Carga Elementar, ou seja,  $5 \times 10^4 \approx 80000 \times 10^{-19} / 1,6022 \times 10^{-19}$ .

A leitura da matriz de pixels pode ser realizada, tanto serialmente quanto em paralelo. Em modo serial, os dados gerados pelo chip no pino *DATA\_OUT* são também sincronizados com o sinal de “clock” *FCLOCK\_OUT* gerado pelo chip.

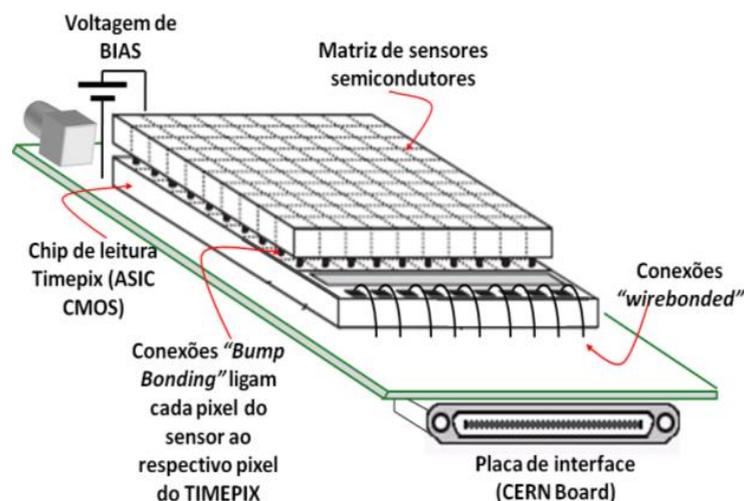
No modo de leitura paralelo, os dados da matriz de pixels são enviados em paralelo por uma porta CMOS de 32 bits. A cada pulso de “clock” a porta envia nova palavra de dados.

Os sinais físicos da porta serial *DATA\_IN*, *DATA\_OUT*, *ENABLE\_IN*, *ENABLE\_OUT*, *FCLOCK\_IN* e *FCLOCK\_OUT* são no formato LVDS. A comunicação serial ainda pode ser realizada com múltiplos chips ligados em modo “*daisy-chain*”.

## 2.2 A placa de interface Medipix Probe Card do CERN

O CERN desenvolveu uma placa<sup>20</sup> básica para interface, na qual as conexões ao chip para a configuração, alimentação e a leitura de dados são feitas lateralmente através de “*Wire Bonding*”, ver as Figuras 2.4 e 2.5 [28][20][22].

A camada formada pela matriz de pixels sensores é conectada aos respectivos pixels do chip através de “*bump bonding*”. Na realidade o sensor é único, não é uma matriz, o que ocorre é que sobre cada pixel do chip existe uma área ativa do sensor aproximadamente do tamanho do pixel, a qual chamamos de pixel sensor.



**Figura 2.4:** Montagem do Timepix na Probe Card do CERN. Fonte: adaptado de [28].

<sup>20</sup> Chamada *Medipix Probe Card*.

Essa placa possui um conector VHDCI (do inglês “*Very-High-Density Cable Interconnect*”) 68 pinos para a conexão dos sinais necessários ao controle do chip Timepix em modo de comunicação exclusivamente serial.

As entradas e saídas dos canais seriais são LVDS, e já possuem resistores de impedância de  $100\Omega$  [28][22]. Neste conector existem ainda os sinais de controle CMOS (“*Reset*”, “*Shutter*”, M0, M1).

Para a alimentação de Bias dos sensores é utilizado um conector na parte superior da placa. Esta possui vários capacitores de filtros das diversas tensões de alimentação, e um circuito integrado multiplexador analógico de quatro para um, usado para alternar os níveis alto e baixo da tensão para o procedimento “*Test Pulse*”.



**Figura 2.5:** Placa Medipix Probe Card do CERN com um chip Timepix montado.

## 2.3 Parâmetros dos detectores de radiação a semicondutores

Aqui abordaremos alguns dos parâmetros usados para a caracterização de detectores, com foco principal nos detectores de estado sólido a semicondutores, considerando cada pixel como detector independente.

### 2.3.1 Tempo de resposta

Em  $t=0$ , a radiação atinge e interage com a matéria de um dado pixel sensor, gerando cargas que são coletadas e levadas para o circuito microeletrônico, isso leva um

certo tempo chamado tempo de coleta ( $t_c$ ). Durante esse período é gerado um pulso de corrente  $i$  nos circuitos. Logo, a carga  $Q$  coletada pode ser dada por [29]:

$$Q = \int_{t=0}^{t=t_c} i(t) dt \quad (2.3).$$

Com a medida da corrente média gerada, pode-se estimar a dose da radiação incidente.

### 2.3.2 Eficiência

A Eficiência Absoluta é definida como a probabilidade de um equipamento detectar (converter em sinais mensuráveis) a radiação emitida por uma fonte, ou seja, a capacidade de um detector transformar uma parte da radiação gerada, que incide no sensor, em sinais mensuráveis, por exemplo, em amplitude de um sinal elétrico ( $U$ ).

Ela é dependente da Eficiência Intrínseca e do ângulo sólido coberto pela área ativa do detector, a partir da fonte de radiação.

Para detectores com constante de tempo dos circuitos  $RC^{21} \gg t_c$ , a amplitude  $U$  do pulso pode ser dada por:

$$U = \frac{Q}{C} \quad (2.4)$$

onde  $Q$  é a quantidade de carga gerada no detector, que é diretamente proporcional à energia  $E$  depositada pela partícula incidente, e  $C$  é a capacitância de entrada do detector.

A amplitude  $U$  é inversamente proporcional à energia média<sup>22</sup>  $w$ , necessária para produzir um par elétron-lacuna em um semicondutor [1], sendo dada por:

$$U = n \frac{E}{wC} \quad (2.5).$$

A constante de proporcionalidade  $\eta$  reflete a Eficiência Intrínseca de absorção do detector. A amplitude máxima do sinal  $U$  é linearmente dependente da energia depositada  $E$  para um dado material sensor com energia média  $w$ .

Tal eficiência também depende da seção de choque da interação da radiação com o material do sensor, como no exemplo do Silício mostrado na Figura 1.2, e dos ajustes

<sup>21</sup> RC é uma constante de tempo dada pela multiplicação dos valores de uma capacitância e uma resistência, neste caso a capacitância do detector associada à resistência de entrada dos circuitos de amplificação.

<sup>22</sup> No Silício (Si), a energia média da radiação incidente necessária para criar um par elétron-lacuna à temperatura de 300K é  $w = 3,70 \pm 0,07$  eV [30].

dos limiares de disparo dos circuitos comparadores, se o detector possuir discriminadores [29].

Dessa maneira, podemos contar o número desses pulsos em um intervalo de tempo para estimar o fluxo da radiação que atinge o sensor do detector.

Além da intensidade  $U$ , os tempos de subida, descida e duração do pulso  $t_c$  dependem da energia da radiação, das resistências e capacitâncias dos circuitos amplificadores. Portanto, lendo  $U$ , ou a duração dos pulsos, é possível medir a energia da radiação.

### 2.3.3 Tempo morto ou tempo de recuperação

O tempo morto é o intervalo de tempo durante o qual, após detectado um evento, o detector é incapaz de identificar outro evento, ou seja, é um tempo que o detector demora para “recuperar-se” de uma ocorrência anterior. Isto diminui a eficiência de detecção, principalmente se as taxas de ocorrências de eventos no detector são altas.

Seja:  $\tau$  o tempo morto,  $T$  a taxa de eventos incidentes no detector,  $T'$  a taxa de eventos detectados,  $\tau T'$  a fração de tempo sem detecção e  $T - T'$  a taxa de eventos perdidos. Assim podemos escrever [29]:

$$\begin{aligned}\tau T' T &= T - T'; \\ T &= \frac{T'}{1 - \tau T'} \quad (2.6).\end{aligned}$$

Então, medindo  $T'$  e conhecendo o tempo morto  $\tau$  do detector, pela equação 2.6 é possível corrigir a estimativa da taxa verdadeira de incidência  $T$ .

### 2.3.4 Resolução em energia

Quando uma fonte monocromática é medida, por exemplo através da coleta espectral da variável amplitude máxima  $U$ , que representa a energia dos pulsos gerados pelos eventos, cada tipo de detector produz um pico distribuído  $D(u)$  diferente ao redor da energia central como resposta.

O detector separa picos de energia mais próximos, quanto mais estreita for a largura dos picos, isto é, melhor a resolução.

Esses picos possuem distribuição Gaussiana se o número de eventos é estatisticamente suficiente e as flutuações do sinal são unicamente devidas às variações

estatísticas do número  $N$  dos portadores de carga primários, gerados no sensor do detector através da Distribuição de Poisson [29].

Se assim for, a resolução de energia é definida como a largura à meia altura do pico espectral FWHM (do inglês “*Full Width at Half Maximum*”), ou como o desvio padrão das medidas da energia [29], no caso do Timepix, das medidas do ToT como visto no item 2.1.4.

O valor médio (centro da distribuição), a variância e o desvio padrão da energia ou do ToT são:

$$\begin{aligned}\bar{u} &= \int uD(u)du; \\ \sigma_u^2 &= \int (u - \bar{u})^2 du; \\ \sigma_u &= (\sigma_u^2)^{\frac{1}{2}}.\end{aligned}$$

Então, para a distribuição Gaussiana a resolução da medida de energia ou ToT é dada por:

$$FWHM = 2,355 \sigma_u \quad (2.7).$$

E a resolução relativa percentual é definida como:

$$R = \frac{FWHM}{\bar{u}} \times 100\% \quad (2.8).$$

### 2.3.5 Resolução Espacial

A Resolução Espacial, dependendo do caso, pode ser vista como a capacidade de um detector em distinguir entre duas imagens próximas ou como ele detecta ângulos pequenos.

A Função de Espalhamento Pontual (PSF) e a Função de Transferência de Modulação (MTF) são utilizadas para as medidas da resolução espacial de detectores.



**Figura 2.6:** Uma imagem embaçada é a convolução entre a imagem nítida original e a PSF. Fonte: [10].

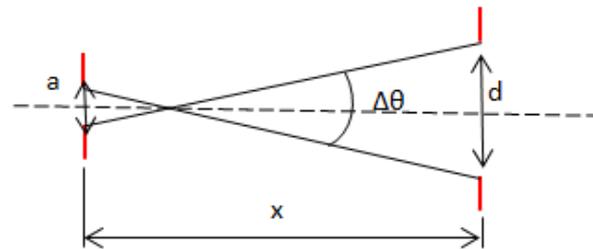
A PSF é a transformada de Fourier inversa da MTF (definida como uma função Gaussiana) e descreve a distribuição de intensidades da imagem produzida por um

detector em resposta à uma fonte pontual (ver Figura 2.6). A resolução espacial efetiva da imagem é dada pela largura da PSF, também definida como Gaussiana [31].

Seja um feixe de Raios-X Gaussiano com FWHM de  $1 \mu\text{m}$  focalizado em um detector com pixels de  $10 \times 10 \mu\text{m}^2$ . Nesse exemplo, a melhor imagem do foco é um único pixel e a PSF é um quadrado do tamanho dele. Logo, a resolução do detector é a largura da PSF ( $10 \mu\text{m}$  neste exemplo) [10].

A extensão ou a forma da PSF podem mudar por fluorescência, pelo compartilhamento de cargas entre os pixels vizinhos (“*charge sharing*”), pelo ângulo de incidência da radiação sobre o detector, pela espessura ativa do elemento sensor, etc.

A resolução angular  $\Delta\theta$  de um detector “pixelado” é definida pelos ângulos subtendidos pelo volume da amostra irradiada ou pelo tamanho da fonte,  $a$  que é a fonte da imagem, pelo tamanho  $d$  dos pixels do detector e pela distância  $x$  do detector até a amostra, conforme ilustra a Figura 2.7.



**Figura 2.7:** Resolução angular de um detector. Fonte: adaptado de [10].

### 2.3.6 Linearidade

Na medição de variáveis como fluxo ou energia, é preciso calibrar o detector. Para medirmos a energia, por exemplo, é necessário calibrar o detector com valores de energias monocromáticas que irão gerar amplitudes máximas  $U$  de sinal conhecidas.

As medições posteriores com o detector resultarão em valores médios  $\bar{u}$  diferentes das calibrações. A linearidade do detector é a relação definida como:

$$\bar{u} = kU;$$

Se  $k$  é aproximadamente constante para diferentes valores da variável medida, o detector é considerado como tendo resposta linear.

Mas, se  $k$  é dependente de  $U$ , a linearidade relativa do detector pode ser medida como:

$$l = \left[ 1 - \left( \frac{U}{k} \frac{dk}{dU} \right) \right] \times 100\% \quad (2.9).$$

### 2.3.7 Equalização dos pixels

Os pixels de detectores híbridos apresentam respostas diferentes para um mesmo sinal de excitação. Essas diferenças são devidas à natureza dos transistores utilizados nos circuitos das etapas analógicas dos pixels [32]. Isso causa, dispersão nos valores reais dos limiares (“*thresholds*”) de energia dos pixels, para um mesmo valor esperado de limiar para todos os pixels.

Para limitar essa dispersão entre pixels, usam-se procedimentos de equalização dos “*thresholds*” baseados em algoritmos e diversos modos de excitação como: o “*Test Pulse*” (ver item 2.1.5), ruído eletrônico dos circuitos do pixel, radiação mono e policromática [32][8].

Como visto no item 2.1.1, os discriminadores de cada pixel podem ser ajustados através de 4 bits (B0, B1, B2 e B3; denotados aqui B<sub>0</sub>B<sub>3</sub>) e globalmente pela corrente I<sub>th</sub> gerada pelo DAC THS, permitindo corrigir as variações dos limiares pixel a pixel.

A equalização é essencial para que a resposta da matriz de pixels seja uniforme, tanto quanto possível, inclusive para diminuir o ruído durante a leitura de dados [8].

Basicamente, a equalização consiste em utilizar estes recursos do chip juntamente com um dos modos de excitação acima citados, para aplicar um algoritmo de coleta de dados, tratamento e correção da dispersão.

Dentre os diversos métodos já utilizados, como o “clássico” método de varredura desenvolvido no CERN e utilizado por [33], apresentamos abreviadamente um dos métodos de equalização para o Medipix3RX recentemente publicado, descrito em [32], por ser o método que futuramente empregaremos nesta interface para o Timepix. Ele é baseado no seguinte modelo:

$$\varepsilon^2 = \varepsilon_d^2 \operatorname{erf}\left(\frac{\Delta}{2\sqrt{2}\sigma}\right) + \frac{\Delta^2}{4}\left(1 - \operatorname{erf}\left(\frac{\Delta}{2\sqrt{2}\sigma}\right)\right) - \frac{2}{\sqrt{2\pi}}\sigma\Delta e^{-\frac{\Delta^2}{8\sigma^2}} + 2 \int_{\frac{\Delta}{2}}^{\infty} \frac{x^2}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}} dx \quad (2.10).$$

$$\varepsilon_d^2 = \frac{1}{\delta} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x^2}{2} \left[ \operatorname{erf}\left(\frac{\delta/2-x}{\sqrt{2}\sigma_{R0}\Delta/\Delta_0}\right) + \operatorname{erf}\left(\frac{\delta/2+x}{\sqrt{2}\sigma_{R0}\Delta/\Delta_0}\right) \right] dx \quad (2.11).$$

$$\delta = \frac{\Delta}{2^4-1} \quad (2.12).$$

Levando-se em consideração que, quanto melhor a equalização menor é o erro quadrático médio  $\varepsilon^2$  da dispersão dos limiares entre os pixels. O modelo do erro abrange

o ruído eletrônico aleatório por pixel e a dispersão dos limiaries, esta tem variação no nível zero (“*offset*”) e variação de ganho.

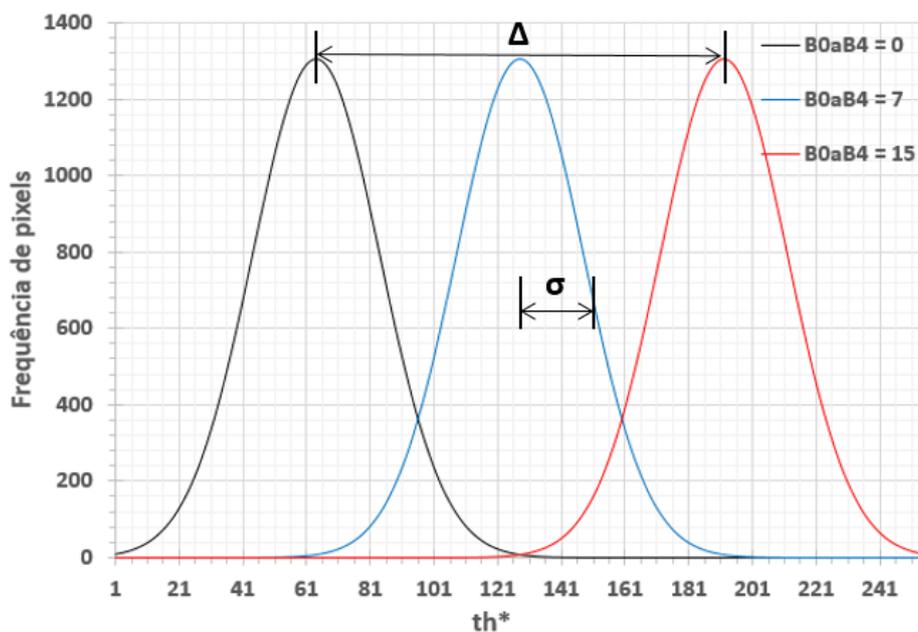
O ganho  $\Delta$  de cada pixel, o qual depende de sua construção, é definido como a diferença entre os valores medidos dos limiaries de um pixel, correspondentes a dada energia, quando seus 4 bits são ajustados nos valores extremos, ou seja,  $B_0aB_3 = 0$  e  $B_0aB_3 = 2^4 - 1 = 15$ .

O parâmetro  $\sigma$  é o desvio padrão dos valores medidos dos limiaries entre os pixels, para uma dada energia e um valor comum de  $B_0aB_3$ . Isto, corresponde à dispersão não equalizada dos limiaries medidos.

$\varepsilon_d^2$ , é o erro médio quadrático devido à discretização e à reprodutibilidade de cada limiar equalizado  $th_{eq}$ . Esta reprodutibilidade é caracterizada pelo desvio padrão da posição de  $th_{eq}$  para um mesmo pixel, dados os mesmos valores de  $B_0aB_3$  e DAC THS. Isto é, ela é devido a ruído aleatório  $\sigma_{R0}$  da eletrônica de cada pixel para certa faixa  $\Delta_0$ , definida pelo valor do DAC THS.

O parâmetro  $\delta$  na Equação 2.11 é o passo do limiar que depende do ganho  $\Delta$  medido e do número de bits de ajuste do discriminador, quatro no caso do Timepix, como mostrado na Equação 2.12.

A Figura 2.8 mostra um esboço dos histogramas dos limiaries  $th^*$  (valores de limiar medidos) de cada pixel, para os extremos e um valor intermediário dos bits  $B_0aB_3$ . Na figura estão evidenciados  $\Delta$  e  $\sigma$ .



**Figura 2.8:** Esboço dos histogramas dos valores esperados dos limiaries  $th^*$  para o Timepix com  $B_0aB_3 = 0, 7$  e  $15$  e DAC THS = 50. Fonte: adaptado de [32].

O algoritmo usado no trabalho apresentado por [32] usa a seguinte rotina:

- a- Fazer varreduras dos limiares THL para diferentes valores do DAC THS e dos bits  $B_0aB_3$ . A partir dessas varreduras, deduzir os valores de  $\sigma$  e  $\Delta$  correspondente a cada valor do DAC THS.
- b- Calibrar a relação linear entre os bits  $B_0aB_3$  e os valores de limiar  $th^*$ . Para valores do DAC THS do passo anterior. Usar pelo menos dois valores diferentes de  $B_0aB_3$ , por exemplo  $D_1=0$  e  $D_2=15$ , e encontrar para o  $i$ -ésimo pixel  $i$  os valores de  $th^*$  respectivamente  $th_1^*(i)$  e  $th_2^*(i)$ . Varrer os limiares para um dado valor de  $B_0aB_3$ , por exemplo  $D=7$ . Ajustar os valores dos bits  $B_0aB_3$  do  $i$ -ésimo pixel  $i$  através de:

$$B_0aB_3(i) = \frac{D_2 - D_1}{th_2^*(i) - th_1^*(i)} \times (th_m^* - th_2^*(i)) + D_2 \quad (2.13).$$

Onde,  $th_m^*$  é o valor médio de  $th^*$  lido de todos os pixels.

- c- Utilizar estes resultados e as equações 2.10, 2.11 e 2.12 do modelo acima para achar  $\sigma_{R0}$ . Com os valores medidos de  $\sigma$  e  $\sigma_{R0}$ , encontrar o valor ótimo de  $\Delta$  usando as mesmas equações.
- d- Com os resultados do passo a e o valor ótimo de  $\Delta$ , encontrar o valor ideal do DAC THS. Refazer o ajuste dos bits  $B_0aB_3$  conforme passo b, com o valor ideal do DAC THS.

### ***3 – Desenvolvimento da Interface***

A necessidade de se conectar o maior número possível de chips e de se obter uma taxa de leitura elevada com os detectores da família Medipix, aliada à facilidade de programação para desenvolver novas aplicações, principalmente quando as aplicações são de caráter didático, motivaram o projeto descrito.

Outro fator para a escolha desta solução foi quantidade de canais disponíveis na placa FPGA (do inglês “*Field Programmable Gate Array*”) NI-7952R, levou à adoção da solução de hardware apresentada neste trabalho. Esta solução permite a conexão de até nove chips Timepix, um número necessário para a montagem do Telescópio de Múons, e suficiente para algumas das possíveis aplicações citadas na introdução.

Outros trabalhos já construíram interfaces semelhantes, na UFRJ foram integrados equipamentos e interfaces comerciais para construir um telescópio que permite a reconstrução de trajetórias de partículas, com o intuito de estudar e testar detectores [8]. No síncrotron inglês Diamond Light Source Ltd., são desenvolvidas interfaces utilizando hardware da National Instruments baseado em FPGA [34].

#### **3.1 O Hardware**

O hardware do projeto integra um chassi com CPU NI PXI (do inglês “*National Instruments Printed Circuit Interface eXtensions for Instrumentation*”), uma placa de desenvolvimento FPGA e os módulos projetados, chamados: *Principal*, para interface com a FPGA, e *Adaptadores* para ligação aos chips Timepix, itens destacados em verde na Figura 3.1.

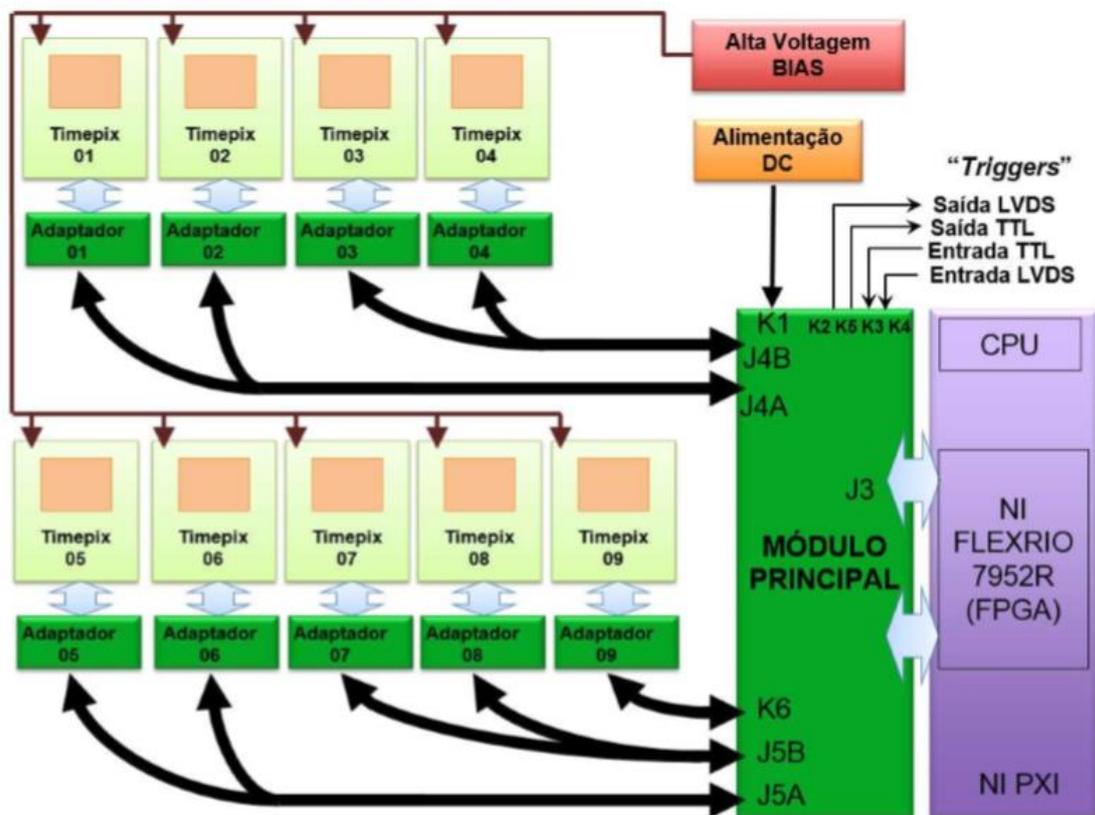


Figura 3.1: Diagrama em blocos do sistema de interface proposto.

Os chips utilizados já são montados em uma placa de interface Medipix Probe Card do CERN. O bloco Alta Voltagem, que fornece alimentação de “Bias” aos detectores, é uma fonte externa de corrente contínua ajustável.

### 3.1.1. A placa NI-7952R

Essa é a placa que possui a FPGA a ser programada, escolhida principalmente por ter 66 canais LVDS suficientes para a conexão dos nove chips desse projeto.

Para a configuração e leitura de dados, os chips Timepix são conectados em modo serial ponto a ponto à placa FPGA NI-7952R, através do módulo Principal. Assim, para a FPGA, a conexão é paralela (não é “daisy-chain”).

É possível conectar até nove chips e obter desempenho de conexão serial ponto a ponto, o que é impossível em modo “daisy-chain”. Barramentos atuais de alta velocidade também adotam este tipo de arquitetura, como, por exemplo, o PCI Express.

### 3.1.2. Projeto do módulo Principal

O módulo Principal transforma a alimentação externa CC e a distribui para os chips Timepix.

O consumo estático da seção analógica dos pixels na configuração de ajuste padrão é aproximadamente  $2.5 \mu\text{A}$  por pixel. O consumo total do chip é dependente da frequência de “clock”, a corrente de alimentação em mA é cerca de duas vezes a frequência em MHz [28].

Para considerações e especificações detalhadas sobre o consumo de energia dos módulos e chips, consulte o apêndice A1.

Este módulo possui canais TTL (do inglês “*Transistor Transistor Logic*”) e LVDS de “triggers” externos para sincronização (duas entradas e duas saídas) e também, gera o sinal de disparo do pulso no procedimento de “*Test Pulse*”.

A Figura 3.2 mostra o diagrama em blocos e a Figura 3.3 a fotografia do primeiro protótipo montado do módulo Principal.

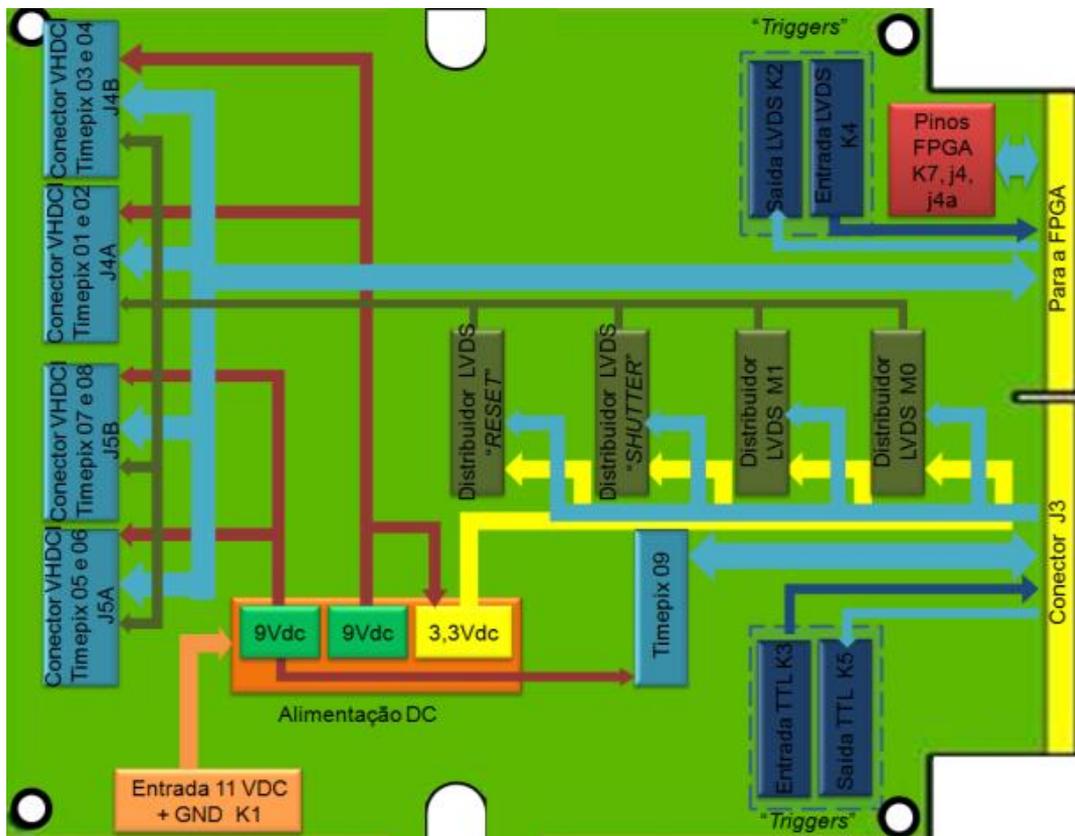
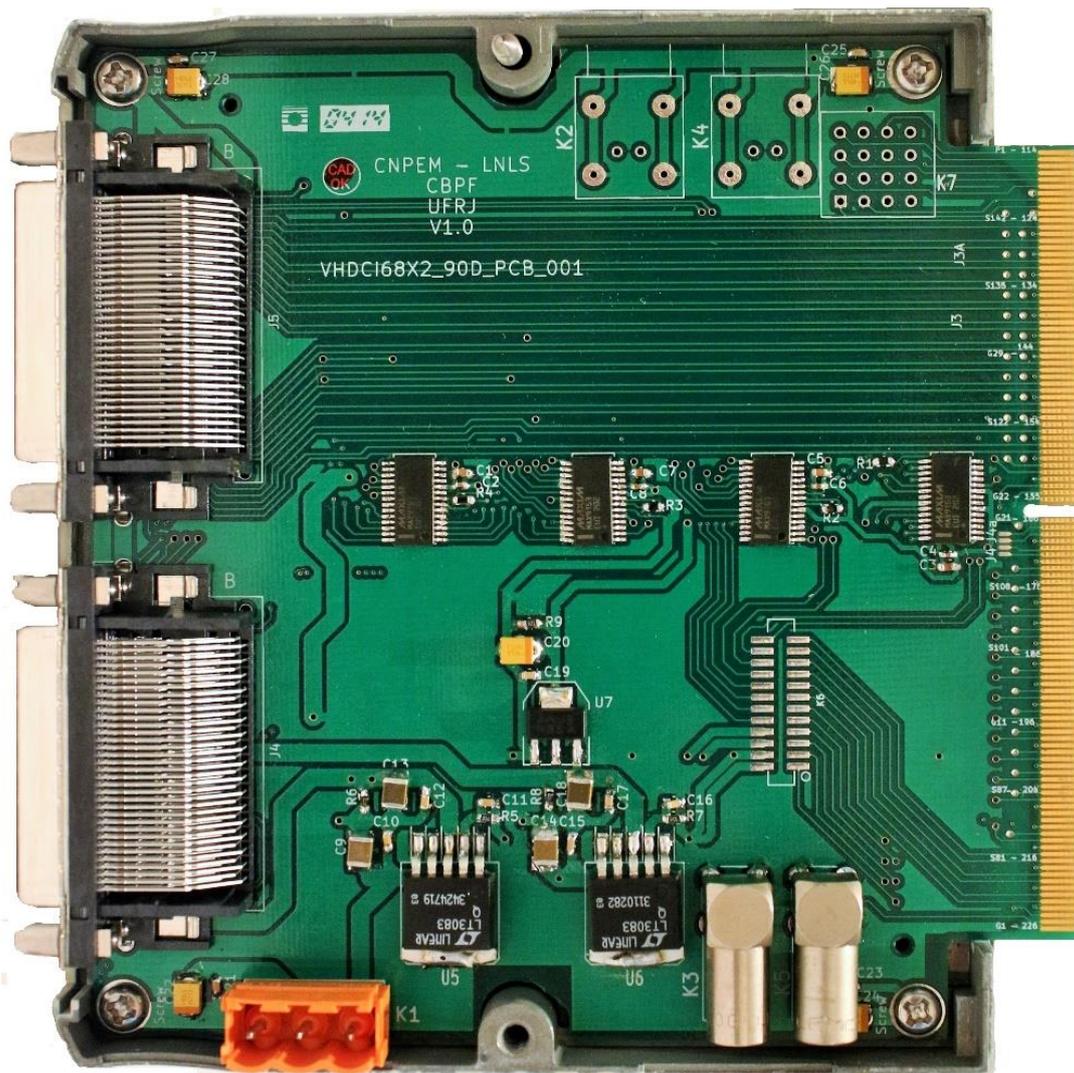


Figura 3.2: Diagrama em blocos do módulo Principal.



**Figura 3.3:** Primeiro protótipo montado do módulo Principal (VHDCI68x2\_90D\_PCB\_001 V1.0).

À esquerda vê-se os conectores VHDCI para acomodar até oito chips Timepix e um conector SMD (do inglês “*Surface Mounting Device*”) de 24 pinos no centro inferior direito para um nono chip.

No centro do módulo estão quatro circuitos integrados que transformam cada um dos sinais LVDS (*SHUTTER*, *RESET*, *M0* e *M1*) vindos da FPGA em nove canais que são enviados aos módulos Adaptadores.

Na parte central inferior estão os dois reguladores de alimentação dos chips e um regulador que alimenta os distribuidores LVDS.

O conector K1 de alimentação VCC externa encontra-se na parte inferior esquerda do módulo. Os conectores K3/K5 (TTL) e K2/K4 (LVDS) são usados para os *Triggers* de sincronização externa, sendo K2 e K3 saídas, K4 e K5 entradas. Nos conectores K7 e J4/J4a estão conexões auxiliares à FPGA para uso futuro.

No lado direito do módulo está o conector J3, que possui 226 contatos para o encaixe na placa FPGA NI-7952R.

### 3.1.3. Projeto dos módulos Adaptadores

Os sinais de controle e modos de operação do chip Timepix (SHUTTER, RESET, M0 e M1) são CMOS. Como a conexão entre a interface e os detectores em geral é longa, foi necessário construir módulos adaptadores (01 ... 09) de LVDS para CMOS (ver Figura 3.1). Esses módulos também regulam e filtram novamente a alimentação CC para os chips. Durante o “*Test Pulse*”, habilitam e fornecem as tensões (alta e baixa), quando recebem o sinal de disparo vindo do módulo Principal.

Nas Figuras 3.4 e 3.5 temos, respectivamente, o diagrama em blocos e a foto do primeiro protótipo montado.

No centro estão os dois circuitos integrados conversores LVDS para TTL/CMOS, usados para os sinais SHUTTER, RESET, M0 e M1. Na parte inferior do módulo um dispositivo regula a alimentação do Timepix, e na superior outro regula a alimentação dos conversores LVDS para TTL/CMOS. O cabo LVDS vindo do módulo Principal conecta-se ao conector VHDCI 68 pinos à direita. À esquerda está o conector J2/J2b, que é usado para ligar o circuito à placa de interface Medipix Probe Card do CERN.

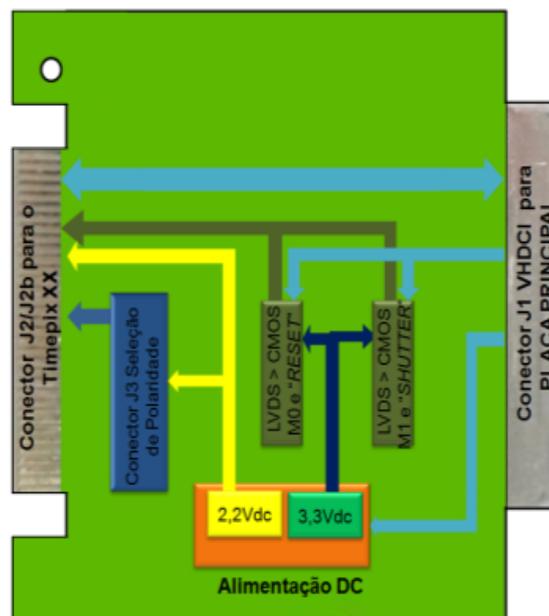
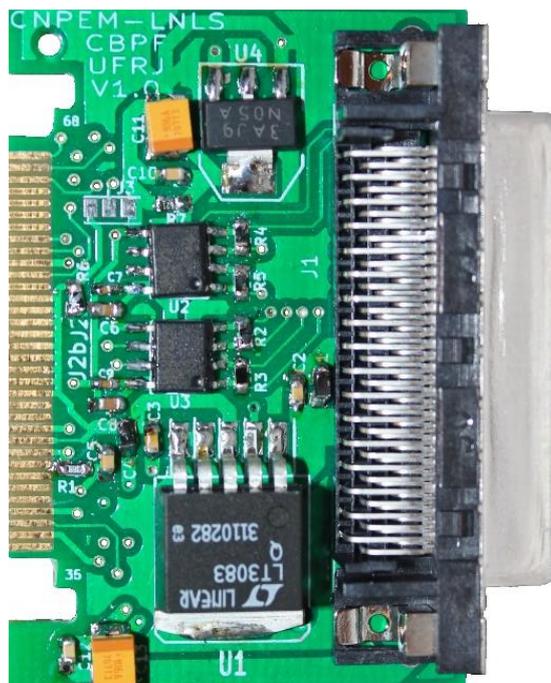


Figura 3.4: Diagrama em blocos dos módulos Adaptadores.



**Figura 3.5:** Protótipo montado de um módulo Adaptador (VHDCI68x90D\_PCB\_001 V1.0), à esquerda conecta-se a Probe Board do CERN e à direita o cabo que vai para a placa Principal.

### 3.2. Firmware da FPGA

Para conectar-se a uma placa FPGA, como a NI-7952R, utilizando módulos adaptadores não comerciais, caso dos módulos aqui desenvolvidos, é preciso criar um bloco de código chamado CLIP (do inglês “*Component-Level Intellectual Property*”) baseado em VHDL (do inglês “*Verilog Hardware Description Language*”) [35].

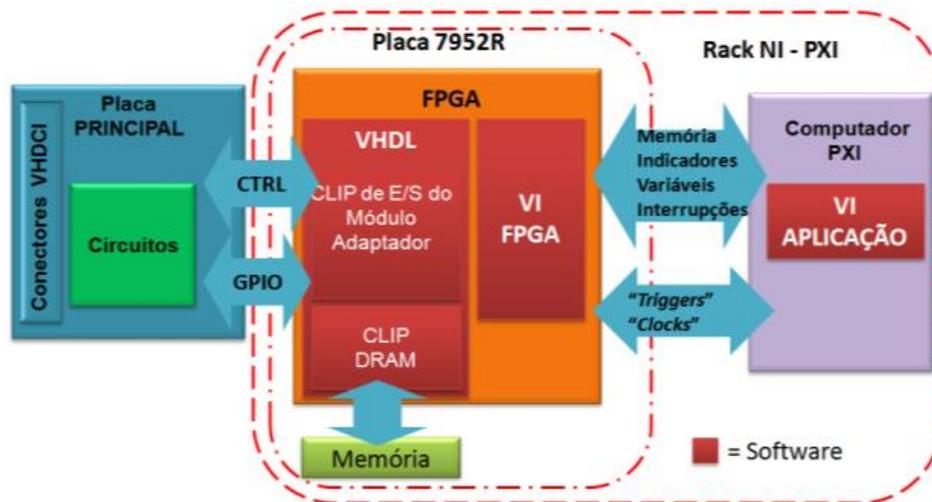
Este bloco permite acessar a memória existente na placa NI-7952R e configurar as conexões físicas entre a FPGA e o circuito externo, fazendo diretamente uma ponte entre o código VHDL e um instrumento virtual VI do LABVIEW<sup>23</sup> na FPGA. Isto permite acesso aos pinos GPIO (do inglês “*General Purpose Input/Output*”) e aos pinos de controle da FPGA [36][37][35]. Estes são os pinos a serem conectados aos circuitos do módulo Principal.

O LABVIEW compila os blocos CLIP e gera um arquivo tipo XML (do inglês “*eXtensible Markup Language*”), que irá representar os pinos de entrada e saída como variáveis de programação em sua área de projetos [35].

Foi criado um VI na FPGA chamado FPGA\_ControlPanel\_f.vi, este VI tem funções como de reset, escrever configurações no chip, ler a matriz, fazer contagem de eventos, ler os DACS e a identificação do chip, escrever configurações dos DACs.

<sup>23</sup> LABVIEW: Linguagem de programação gráfica de propriedade da National Instruments.

Utilizando estas funções para fazer a conexão com o hardware e comunicar-se com os Instrumentos Virtuais (VIs) de aplicação, no sistema operacional de tempo real (NI RT) executado no computador PXI [38].



**Figura 3.6:** Diagrama funcional da interface de software para o projeto. Fonte: adaptado de [36][37][35].

O usuário final tem acesso a todas as variáveis referentes aos chips Timepix diretamente no ambiente de programação LABVIEW, que é executado em um computador remoto via Ethernet conectado ao computador PXI.

Podem ser criadas novas funções ou acessar algumas funções básicas já criadas para controle e aquisição de dados, como exemplos: o *Test Pulse*, a configuração dos modos de operação do chip, o mascaramento de bits, a aquisição de imagens, entre outras.

### 3.3. Programa de Interface com o usuário

O Software é composto das configurações de hardware e VIs na FPGA, já discutidos anteriormente que enviam dados e recebem comandos dos VIs aplicativos para a interface com o usuário, a qual será mostrada neste item.

#### 3.3.1. Requisitos específicos do software

Uma primeira versão básica de software deve ser capaz de configurar os parâmetros dos chips Timepix, configurar os pixels, fazer leituras da matriz de pixels e de “*status*” do chip.

Para tal, foi criada uma tela que abriga características comuns a todo o programa. Como exemplo, no cabeçalho à direita tem campos que informam os números de série da fabricação do chip conectado no momento e o “*status*” da comunicação. No rodapé existe uma área para campos de “*debug*” durante desenvolvimento do software.

Nessa mesma tela foram adicionadas abas individuais para cada função específica a ser realizada com os detectores.

As funções iniciais suficientes para os objetivos deste trabalho são: Aquisição de imagens da matriz de pixels (“*Acquire*”), fazer a configuração da matriz de pixels (“*Config*”), ajustar os conversores digitais para analógicos DACs (“*Set DACs*”) e e fazer equalização dos pixels (“*Equaliz*”). Outras funções sugeridas a serem implementadas posteriormente são: leitura de imagens salvas em disco (“*Load*”), fazer varreduras em energia (“*Scans*”), realizar o procedimento de pulso de teste nos pixels (“*Test Pulse*”) e fazer calibração em energia (“*Energy Cal*”).

O arquivamento das imagens coletadas é realizado no formato residente TDMS do Labview. As principais características são a alta taxa de arquivamento, importante durante a aquisição, e a possibilidade de adicionar tantos canais quanto se queira de informações sobre os dados arquivados.

### 3.3.2. Implementação

Mostramos aqui as principais telas do software, construídas para a interface com o usuário. Outras telas como a de abertura de arquivos salvos em disco “*Load*” podem ser vistas no Apêndice D.

Na tela do VI para a aquisição e leitura de imagens “*Acquire*”, (ver Figura 3.7), à esquerda vê-se a matriz de pixels 256x256 lidos do chip, o dado lido depende do modo de operação, e da máscara selecionada, neste exemplo: “*Inverse Cross*”. À direita, o histograma de intensidades dos pixels, com campos que mostram estatísticas da imagem. O botão “*Show*” desabilita a visualização, porém o processo de aquisição continua mais rapidamente.

Logo abaixo à direita, os controles para aquisição com o nome da amostra, número de imagens a serem feitas, o tempo de aquisição para cada imagem, o tempo entre as aquisições e os botões de leitura e parada.

Os campos de “*status*” mostram qual é o número da imagem, os tempos decorridos de aquisição e entre aquisições e se o processo foi finalizado.

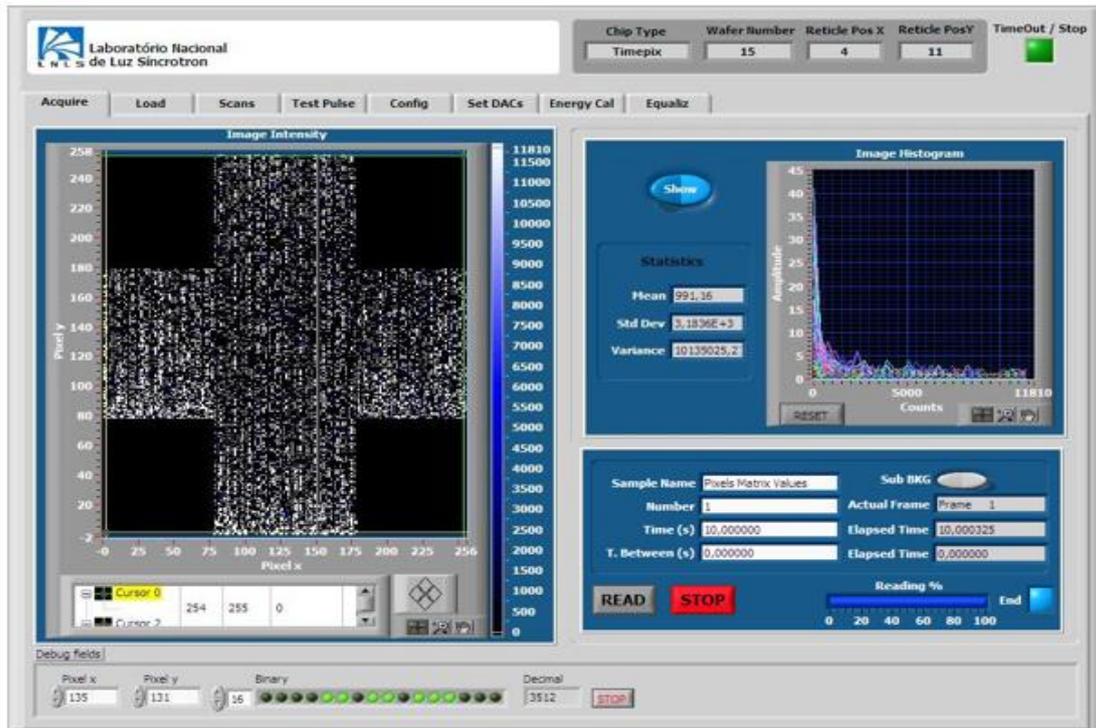


Figura 3.7: “Acquire” - Tela para leitura dos pixels do detector, ou seja, aquisição de imagens.

Na figura 3.8 vê-se a aba com a tela de configurações (“Config”), que contém à esquerda a seleção da matriz  $256 \times 256$  de mascaramento, a matriz expandida  $3584 \times 256$  com todas as configurações dos pixels e o vetor de transmissão destas configurações para o chip.

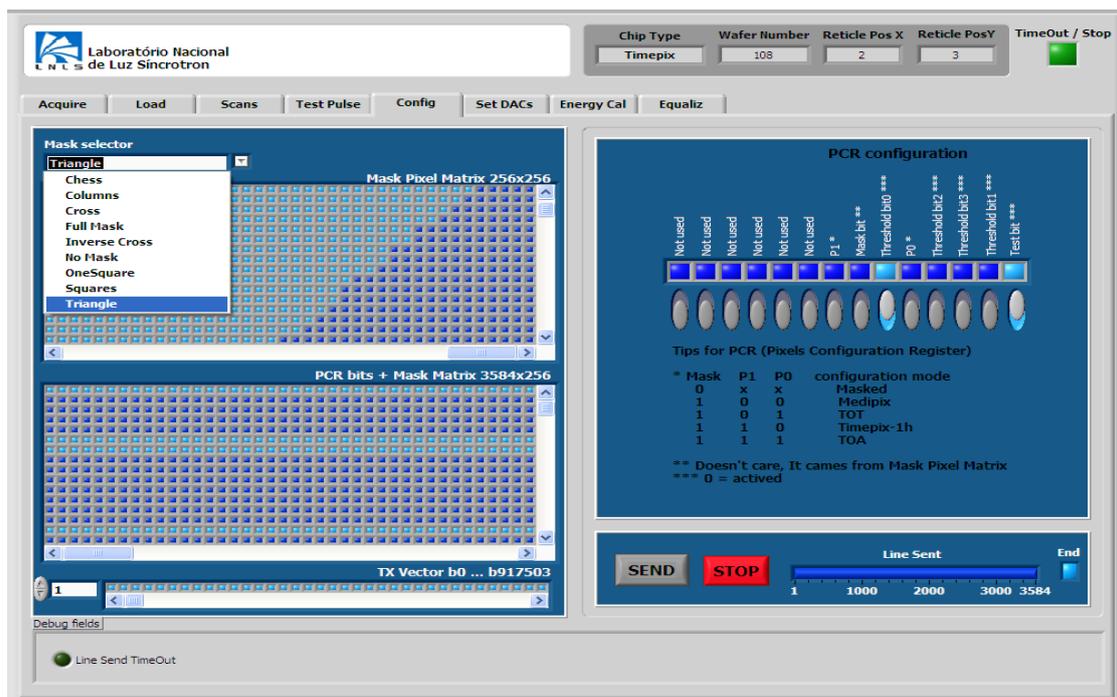


Figura 3.8: “Config” – Tela para configurações dos pixels e do modo de trabalho do chip Timepix.

À direita, estão os controles para parametrizar o registrador de configuração dos pixels (PCR), neste registrador configuram-se os modos de operação, os “*thresholds*” de equalização e o bit de teste dos pixels.

Na parte inferior direita desta tela, estão os botões para envio das configurações ao chip e indicadores de linha enviada.

A Figura 3.9 mostra a aba de configurações dos DACs (“*Set DACs*”). À esquerda estão os controles para ajuste dos DACs individualmente.

À direita, pode-se selecionar um dos DACs para monitoramento (“*Sense*”) ou para receber a referência externa. Este monitoramento não será criado nesta versão.

Ainda, na parte inferior direita desta tela, estão o vetor e os botões para envio e parada das configurações ao chip.

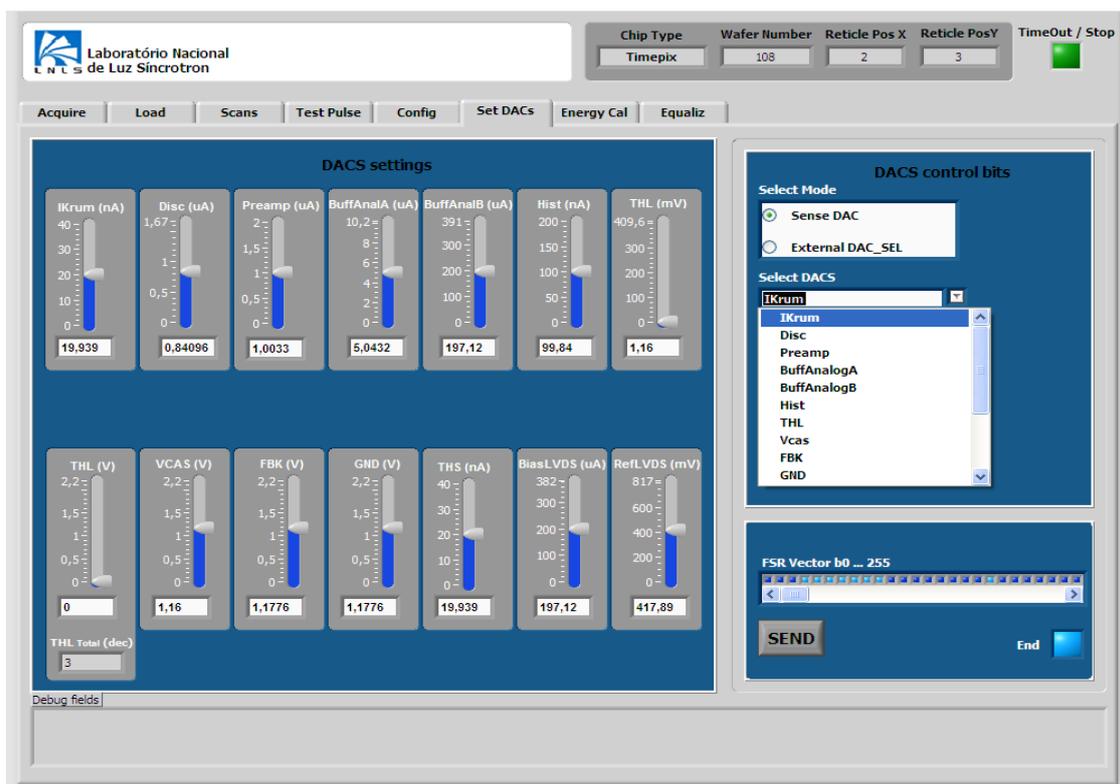


Figura 3.9: “*Set DACs*” – Tela para ajuste dos DACs do Timepix.

## ***4 – Caracterização e Experimentos com o Timepix***

Para testar o sistema composto da interface desenvolvida realizamos alguns experimentos. Experimentos são a realização de uma série de ações sistemáticas, extensivamente usados, visando a verificação de hipóteses, levantamento de dados ou teste de sistemas e podem ser parte de pesquisa científica ou tecnológica [39].

Neste caso, são de caráter tecnológico, e a hipótese a ser verificada é: a interface desenvolvida pode ser utilizada para a leitura e configurações de detectores da família Timepix?

Desse modo, foram realizados dois tipos de experimentos: um primeiro conjunto chamado de Caracterização, para ensaios prévios e para caracterizar alguns parâmetros da interface. E outro chamado de Aquisição de Imagem, com o objetivo de demonstrar o funcionamento em condições práticas, isto é, apresentando a leitura de uma imagem de Raios-X de um objeto externo ao detector.

### **4.1 Caracterização**

Para caracterizar e testar a interface desenvolvida foram efetivados dois procedimentos: Testes preliminares e o Mascaramento de pixels.

A montagem experimental selecionada é composta pelo módulo Principal ligado a um chip Timepix (este chip usa sensor de Silício de 150  $\mu\text{m}$  de espessura) através de um dos módulos Adaptadores.

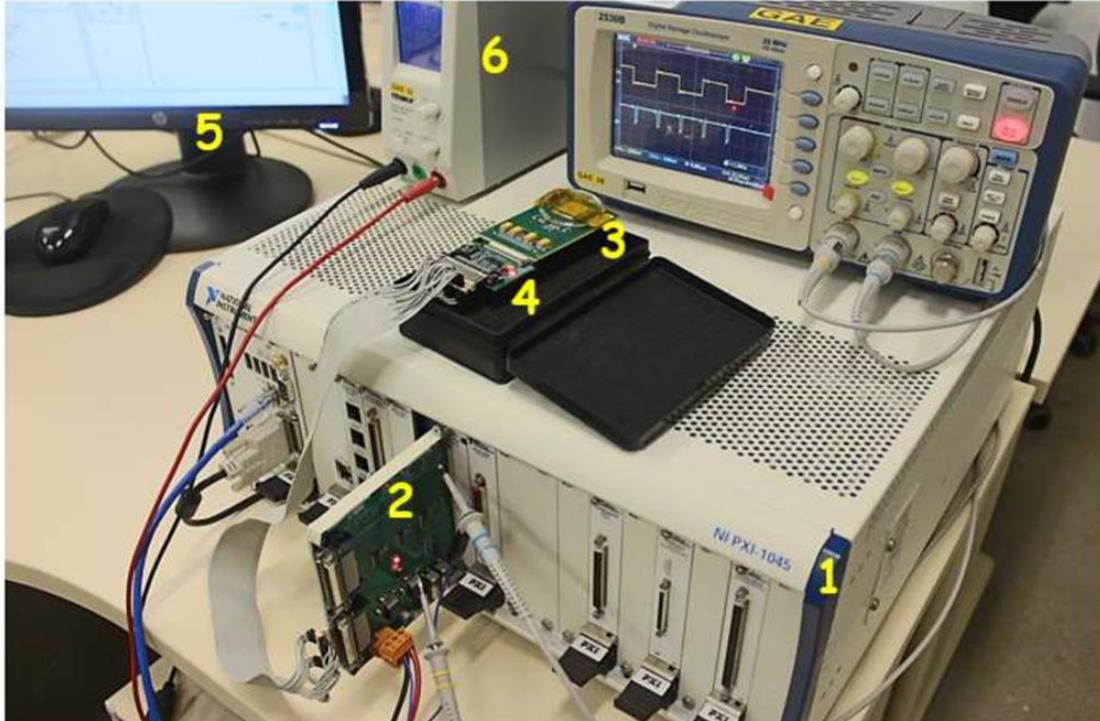
O outro lado do módulo Principal foi conectado à placa FPGA 7951R<sup>24</sup>, que integra um conjunto PXI onde é executado o sistema operacional de tempo real (NI RT do inglês “*National Instruments Real Time*”).

A FPGA executa os VIs de baixo nível da interface, enquanto o sistema operacional RT (do inglês “*Real Time*”) executa os VIs de interface com o usuário.

---

<sup>24</sup> A placa FPGA 7951R possui menos memória e um poder de processamento levemente inferior, esta foi usada durante os testes para substituir a 7952R, devido a indisponibilidade desta.

O conjunto PXI conecta-se através de rede Ethernet TCP-IP (do inglês “*Transmission Control Protocol - Internet Protocol*”) ao computador do usuário, onde é executado o programa Labview que acessa os VIs no RT.



**Figura 4.1:** Conjunto de testes para caracterização. 1) PXI; 2) Módulo Principal acoplado na placa FPGA 7951R; 3) Detector Timepix na placa *Probe Card* do CERN; 4) Módulo Adaptador; 5) Computador do usuário com Labview; 6) Fonte de alimentação dos circuitos.

#### 4.1.1 Testes preliminares

Com o chip detector desconectado da interface, foram feitos testes básicos de continuidade e elétricos nos componentes, placas, soldas e conexões. Logo após, com os circuitos ligados, foram realizados testes de temperatura dos componentes da interface.

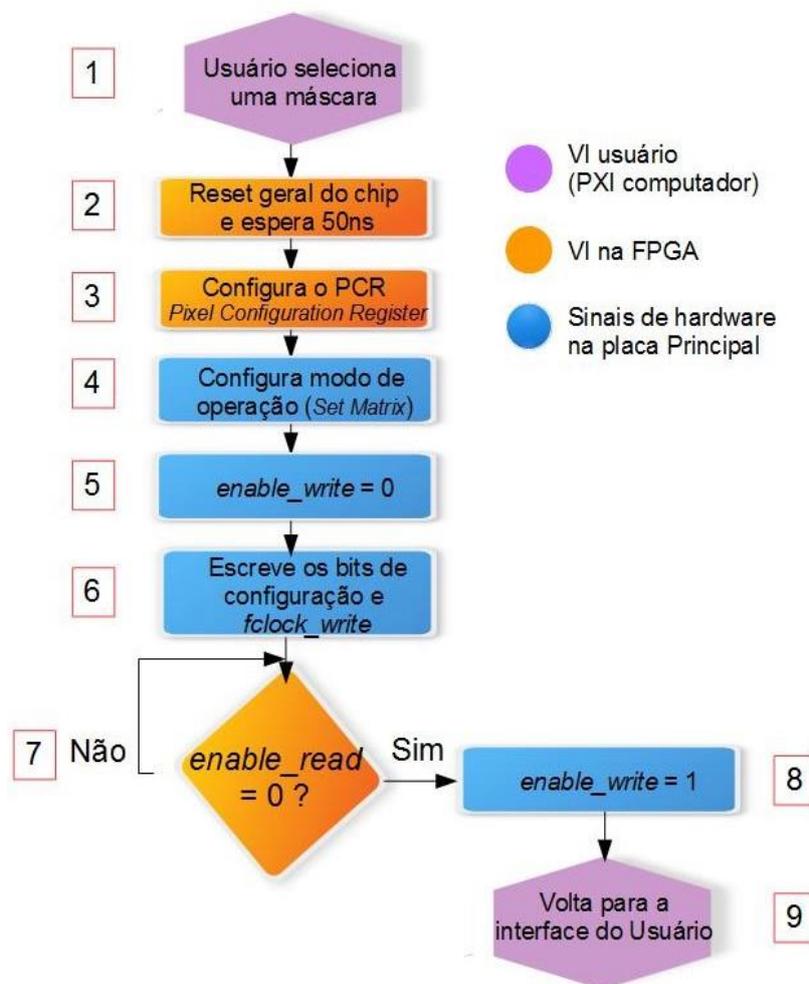
Foram testados a alimentação e os sinais CMOS e LVDS gerados pela interface que são enviados aos chips detectores. Para tal, foram medidas as tensões e as frequências com o *clock* da FPGA, primeiramente em 2,5 MHz, e depois em 40 MHz. Cada sinal LVDS foi terminado com um resistor de 100  $\Omega$ , conforme requer o padrão LVDS.

#### 4.1.2 O mascaramento de pixels

Para realizar uma primeira verificação da funcionalidade da interface foi utilizado o procedimento de mascaramento de pixels.

O procedimento consistiu em criar imagens de máscara para a matriz de pixels do chip, como um exemplo apresentamos aqui a máscara xadrez, na qual a cada dois pixels, um é desabilitado (mascarado) sucessivamente por toda a matriz. Em seguida, foi feita a leitura da matriz para verificar o correto mascaramento dos pixels, o posicionamento da dos pixels na matriz e se o chip estava recebendo os bits corretamente do PCR<sup>25</sup>.

O software desenvolvido segue a sequência apresentada na Figura 4.2.



**Figura 4.2:** Fluxograma do programa para o mascaramento de cada pixel.

O usuário escolhe uma máscara pré-configurada, neste exemplo o xadrez;

<sup>25</sup> PCR: “Pixel Configuration Register”. É um registrador de 14 bits usado para configurar cada pixel e para a leitura dos valores das contagens.

O programa reinicializa o chip e espera pelo menos 50 ns para a propagação do “clock” interno, configura os bits do PCR com o modo de trabalho, os bits de equalização e desabilita o bit de “Test Pulse”;

Em seguida, envia a configuração do PCR e o circuito gera os sinais “Shutter”, M0, M1 para a configuração da matriz;

No passo cinco, o chip é colocado em modo de espera, no seis são enviados os bits de configuração do PCR e o “clock” para configurar cada um dos 65536 pixels da matriz do chip;

O programa verifica se a operação terminou antes de um tempo de “Timeout” programado, em caso positivo, o circuito envia comando para o chip gravar nos pixels os dados de configuração no passo oito;

Finalmente, o programa volta para a interface do usuário, onde podem ser escolhidas outras operações.

Para este teste, foi configurada uma máscara no formato xadrez através de uma matriz quadrada  $A_m = [a_{i,j}]$  de ordem  $m = 256$ . A posição  $a_{0,0}$  representa o pixel inferior esquerdo do chip e a posição  $a_{255,255}$  o pixel superior direito.

A máscara foi criada com a seguinte regra:

$$[a_{i,j}] = \begin{cases} 0b & \forall (i, j < 256) \in N : (i+j) \equiv 0 \pmod{2} \\ 1b & \forall (i, j < 256) \in N : (i+j) \equiv 1 \pmod{2} \end{cases} \quad (4.1).$$

A posição na matriz A recebe o valor zero binário, que mascara o pixel, quando ambas as coordenadas  $i$  e  $j$  são pares ou ímpares. Se  $i$  é ímpar e  $j$  é par, ou vice-versa, a posição recebe o valor 1 binário.

Como o PCR de cada pixel possui 14 bits, expandiu-se o número de linhas da matriz A em uma matriz  $B_{3584 \times 256} = [b_{k,l}]$  para representar esses bits. Assim, cada linha da matriz B representa um dos bits do PCR, com exceção do bit de mascaramento b7 que é lido da matriz A.

A construção da matriz expandida B é a seguinte:

$$\begin{aligned}
& PCR_{b_{13}} \forall (i, j < 256) \in N : (k = 14i; l = j) \\
& PCR_{b_{12}} \forall (i, j < 256) \in N : (k = 14i + 1; l = j) \\
& PCR_{b_{11}} \forall (i, j < 256) \in N : (k = 14i + 2; l = j) \\
& PCR_{b_{10}} \forall (i, j < 256) \in N : (k = 14i + 3; l = j) \\
& PCR_{b_9} \forall (i, j < 256) \in N : (k = 14i + 4; l = j) \\
& PCR_{b_8} \forall (i, j < 256) \in N : (k = 14i + 5; l = j) \\
[b_{k,l}] = & a_{i,j} \forall (i, j < 256) \in N : (k = 14i + 6; l = j) \\
& PCR_{b_6} \forall (i, j < 256) \in N : (k = 14i + 7; l = j) \\
& PCR_{b_5} \forall (i, j < 256) \in N : (k = 14i + 8; l = j) \\
& PCR_{b_4} \forall (i, j < 256) \in N : (k = 14i + 9; l = j) \\
& PCR_{b_3} \forall (i, j < 256) \in N : (k = 14i + 10; l = j) \\
& PCR_{b_2} \forall (i, j < 256) \in N : (k = 14i + 11; l = j) \\
& PCR_{b_1} \forall (i, j < 256) \in N : (k = 14i + 12; l = j) \\
& PCR_{b_0} \forall (i, j < 256) \in N : (k = 14i + 13; l = j)
\end{aligned} \tag{4.2}.$$

Uma vez que a transmissão para o chip é realizada serialmente, a matriz B foi transformada em um vetor:  $V = [v_s]$  de ordem 917504.

$$[v_s] = \begin{matrix} b_{k,l} \forall (s < 917504; k) \in N : k = s/256 \\ l = 255 - [(s + 256) \equiv \text{rmod} 256] \end{matrix} \tag{4.3}.$$

Este vetor contém cada bit de configuração da matriz de pixels, na sequência correta para serem transmitidos serialmente. Para outras máscaras cria-se outra matriz  $A_m$  e substitui-se em B.

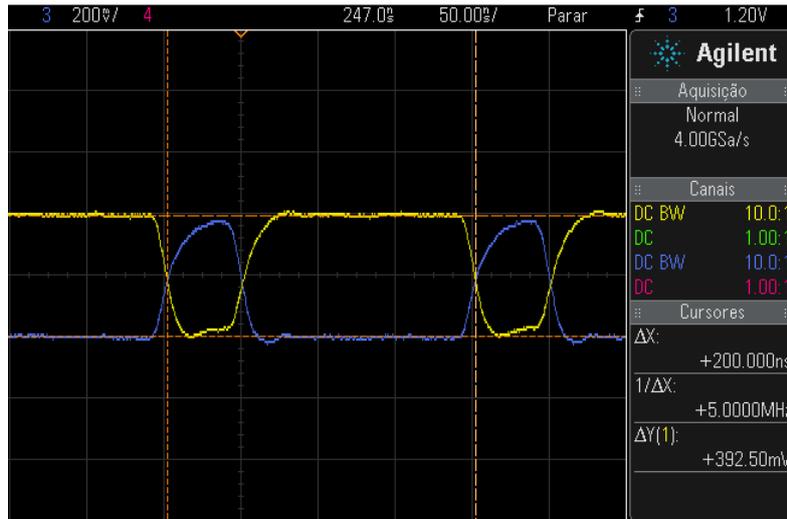
#### 4.1.3 Análise dos resultados da caracterização

Nos testes preliminares dos circuitos montados, foram encontradas algumas trilhas em curto circuito e componentes com problemas de conexão por solda defeituosa. Além disso, identificou-se um componente danificado e duas trilhas com conexões erradas.

Nos testes com sinais dos pinos do módulo Adaptador que alimentam o chip detector, foram obtidos os valores nominais corretos, em relação ao GND.

Nos sinais LVDS (“DATA\_IN”, “F\_CLOCK\_IN”, “ENABLE\_IN”), foram obtidos os valores de 1,10 V em nível lógico baixo e 1,49 V para o nível alto, o que resulta em uma corrente de aproximadamente 3,9 mA sobre a carga de 100  $\Omega$ .

Na Figura 4.3 está um exemplo de sinal LVDS medido. A frequência dos sinais gerados na saída da interface é 5 MHz, para um “clock” base da FPGA em 40 MHz.

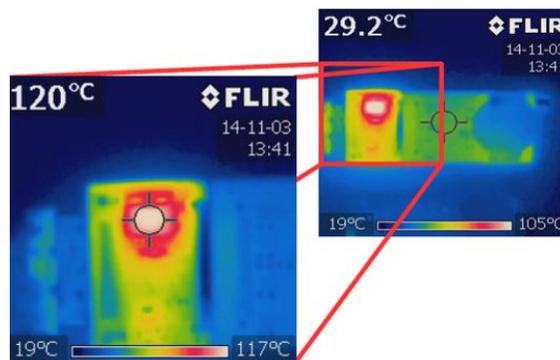


**Figura 4.3:** Sinal de “clock” LVDS na saída da interface (F\_CLOCK\_IN na entrada do chip detector).

Inicialmente o ciclo de trabalho (“*duty cycle*”) era de aproximadamente 33% (ver figura 4.3) porque para cada nível eram realizadas quantidades diferentes de instruções no programa da FPGA. Posteriormente, mudamos os programas para que o ciclo fosse de 50%.

Os sinais CMOS (“*Shutter*”, “*Reset*”, M0 e M1) que são gerados pela interface indicaram 3,2 V, quando em nível lógico alto, e 0,2 V quando em nível baixo. No chip existem DACs específicas que podem ser ajustadas para mudar as referências dos sinais LVDS e assim melhor adaptar as interfaces.

Nos testes de temperatura, através de termografia, alguns dos reguladores de tensão dos módulos Adaptadores e Principal atingiram 120 °C, quando ligados ao detector Timepix. A Figura 4.4 mostra um exemplo destas medidas, com temperatura ambiente de 22 °C.



**Figura 4.4:** Imagem termográfica dos testes de temperatura nos reguladores, dos módulos Adaptadores.

Para o teste de mascaramento dos pixels foi usado o software descrito na secção 3.3, seguidas as regras e fluxogramas descritos no item 4.1.3 acima e configurado o modo de funcionamento e máscara de pixels, conforme tela na Figura 4.5.

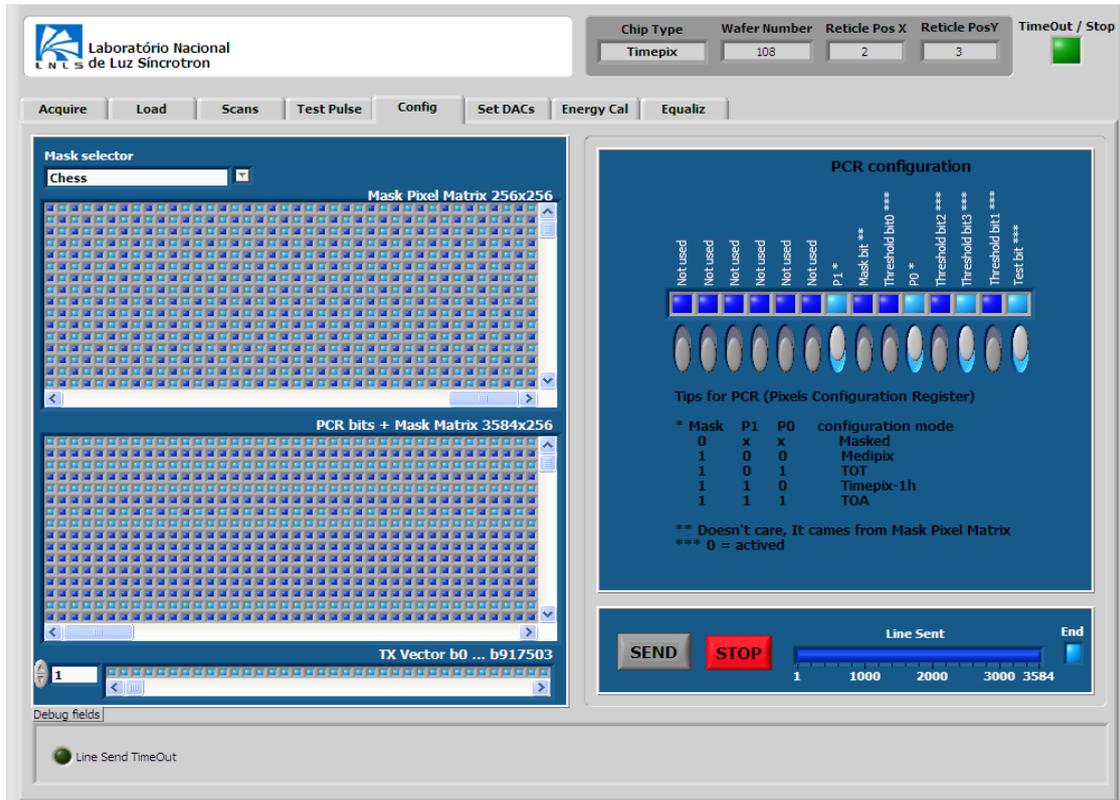


Figura 4.5: Tela para mascaramento e configuração dos pixels do Timepix.

Na Figura 4.6 está uma amostra do sinal “*DATA\_IN*” do chip detector, sincronizado pelo sinal “*F\_CLOCK\_IN*” de 5 MHz.

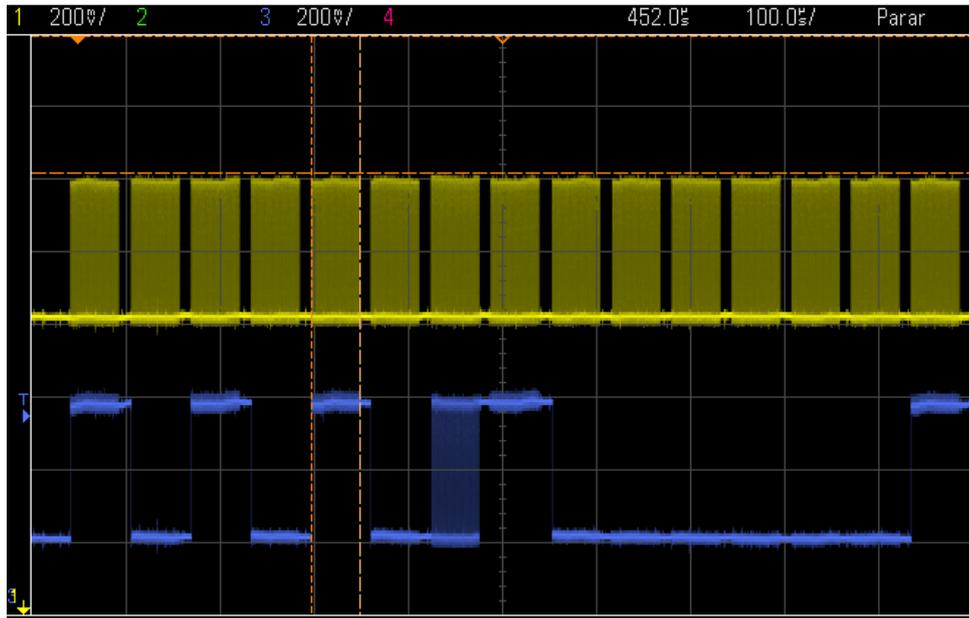
O sinal “*DATA\_IN*” enviado pela interface representa o vetor  $v_s$ . Pode-se ver claramente as linhas da matriz expandida (PCR bits + Mask Matrix) da Figura 4.5.

As 3584 linhas de 256 bits (azul claro = 1 e azul escuro = 0) da matriz expandida são transmitidas em série, ou seja, a cada pulso de “*clock*” um bit é transmitido. Portanto, um pulso no sinal “*DATA\_IN*” do gráfico representa uma linha transmitida, tendo duração  $t = 256/5 \times 10^6 \text{ Hz}$ , ou seja, 51,2  $\mu\text{s}$ .

Observando o canal 3 da Figura 4.6, o primeiro pulso positivo no sinal “*DATA\_IN*” é a primeira linha da matriz expandida. O nível lógico zero seguinte é a próxima linha cinza da matriz. E assim consecutivamente até a sexta linha.

O sétimo nível lógico é da linha de máscara xadrez, ou seja, é uma sucessão alternada de bits 0 e 1, mostrado como um pulso preenchido, devido à resolução do sinal

capturado no osciloscópio. O próximo pulso positivo representa a linha azul claro seguinte.



**Figura 4.6:** Canal 1: pulsos preenchidos representam 256 pulsos do “clock” de 5 MHz para sincronismo. Canal 3: sinal “DATA\_IN” enviado para o chip.

O nível lógico 0 com duração de 370  $\mu$ s representa as seis linhas consecutivas em cinza. O ciclo repete-se com seis linhas alternadas entre azul claro e azul escuro, e assim por diante até 3584 ciclos, ou linhas transmitidas.

Nas figuras 4.7 e 4.8, estão imagens obtidas durante os testes de caracterização por mascaramento dos pixels usando máscara xadrez.

À esquerda vê-se a matriz de pixels 256x256 lidos do chip. Na direita, o histograma de intensidades (contagens) dos pixels. Foram usados os seguintes parâmetros: chip operando em modo ToA, sem tensão de Bias, sem irradiação e tempo de aquisição de 0 s, com zero segundos a aquisição fica desabilitada então, se for feita a leitura da matriz, recebe-se a imagem da configuração realizada<sup>26</sup>.

Na imagem da Figura 4.8 o tempo de aquisição foi de 10s de ruído apenas.

<sup>26</sup> Isto acontece porque o registrador de contagem de 14 bits é o mesmo usado para a configuração dos pixels (ver item 2.1.3).

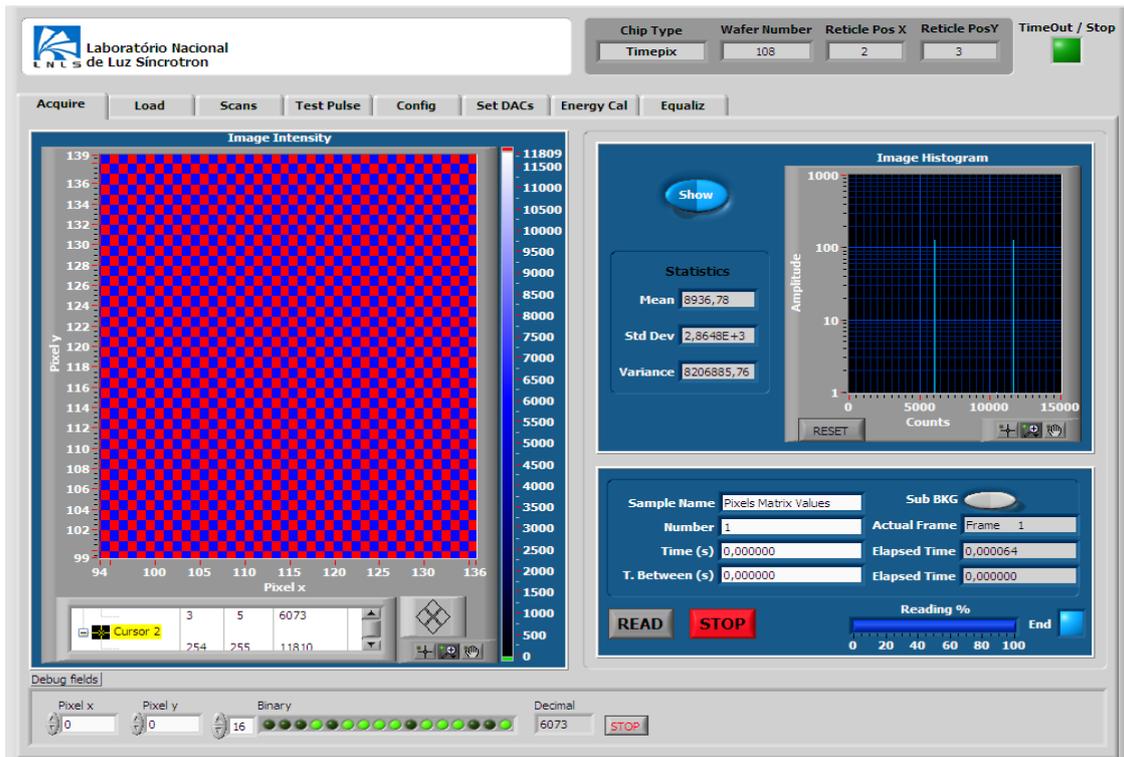


Figura 4.7: Zoom de imagem obtida durante uma aquisição no teste de mascaramento dos pixels.

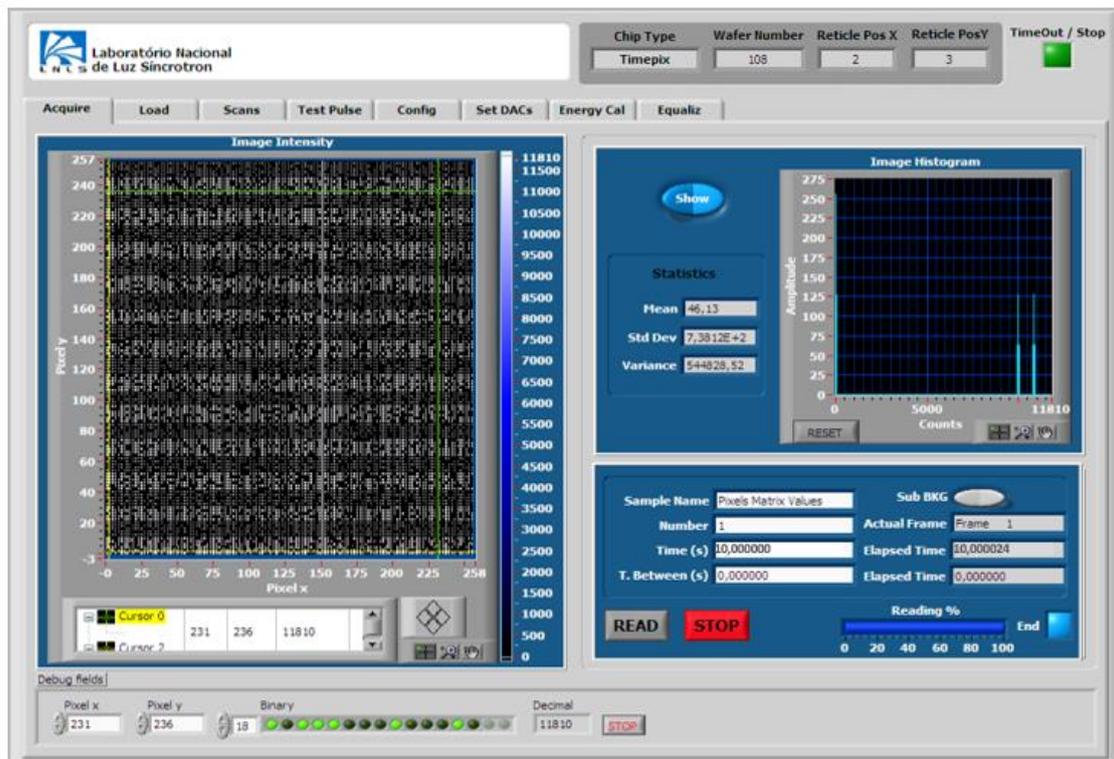


Figura 4.8: Imagem obtida durante uma aquisição de 10s de ruído, com máscara xadrez.

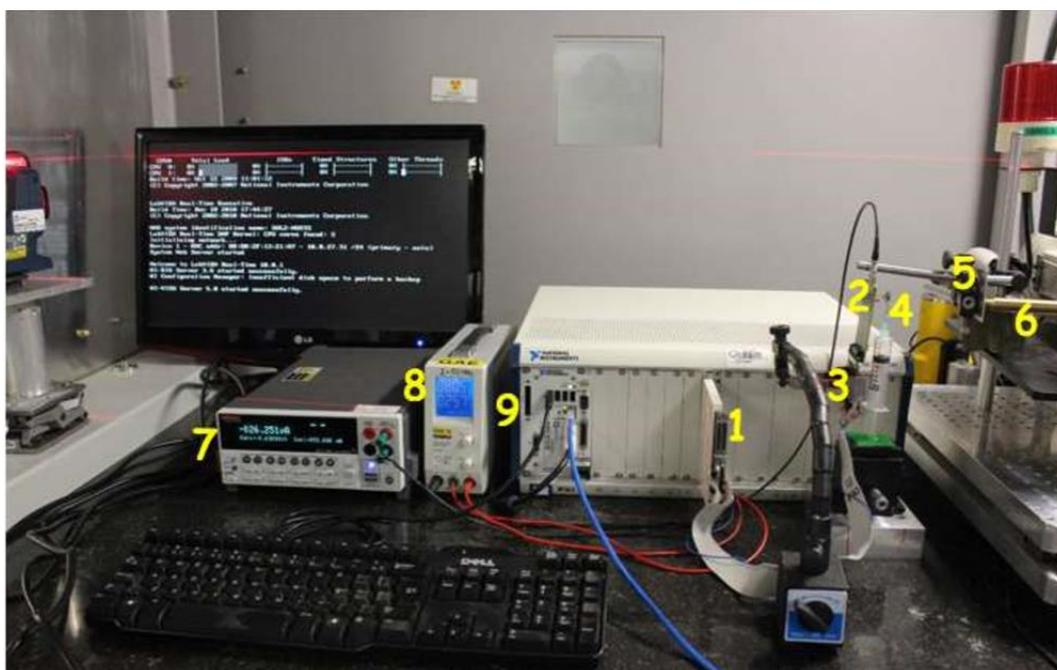
## 4.2 Aquisição de Imagens

Para comprovação experimental da funcionalidade da interface, é natural que se faça ao menos uma imagem de algum objeto com o detector. Para tal, foi realizado um experimento com o conjunto de testes montado conforme as Figuras 4.9 e 4.10 a seguir.

A montagem experimental para a aquisição foi composta pelo módulo Principal ligado a um chip Timepix, com sensor de Silício de 150  $\mu\text{m}$  de espessura, através de um dos módulos Adaptadores. O outro lado do módulo Principal foi conectado à placa FPGA 7951R, do conjunto PXI onde é executado o sistema operacional de tempo real (NI RT).

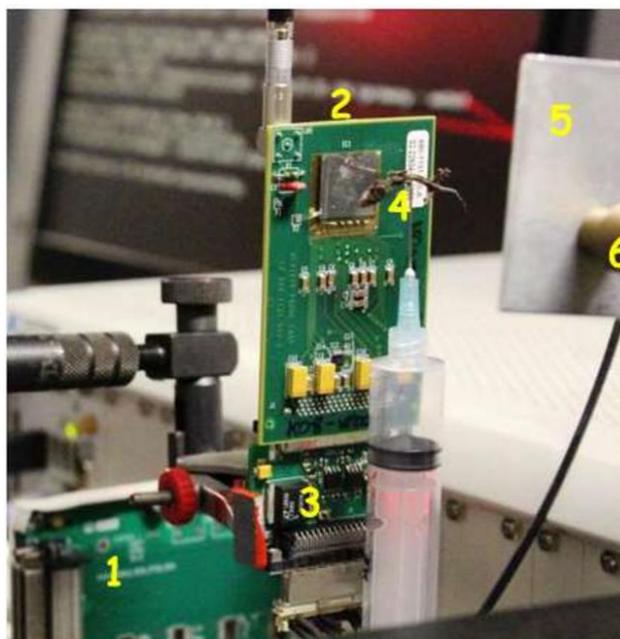
Do mesmo modo que no setup de caracterização, a FPGA executa os VIs de baixo nível da interface, enquanto o sistema operacional RT executa os VIs de interface com o usuário. O conjunto PXI conecta-se através de rede Ethernet TCP-IP a um computador remoto do usuário, onde é executado o programa Labview que acessa os VIs no RT.

Como fonte de radiação, foi utilizado Raio-X policromático de 20 keV colimado.



**Figura 4.9:** Conjunto de teste para aquisição de imagens. 1) Módulo Principal acoplado na placa FPGA 7951R; 2) Detector Timepix na placa *Probe Card* do CERN; 3) Módulo Adaptador; 4) Amostra biológica<sup>27</sup>; 5) Atenuador de Alumínio de 1 mm; 6) Saída do colimador do feixe de Raios-X; 7) Fonte de Bias; 8) Fonte de alimentação para a interface; 9) PXI.

<sup>27</sup> *Hemidactylus mabouia*, vulgo Lagartixa doméstica tropical, conhecida no laboratório como Laurinda.



**Figura 4.10:** Detalhes da amostra e do detector. 1) Módulo Principal; 2) Detector Timepix na placa *Probe Card* do CERN; 3) Módulo Adaptador; 4) Amostra biológica<sup>28</sup>; 5) Filtro de Alumínio (1mm); 6) Saída do colimador de Raios-X.

#### 4.2.1 Análise dos resultados da aquisição da imagens

Com o conjunto experimental e as condições do experimento descrito acima, obtivemos a imagem por atenuação do feixe de Raios-X que passam por uma amostra biológica, apresentada na Figura 4.11.

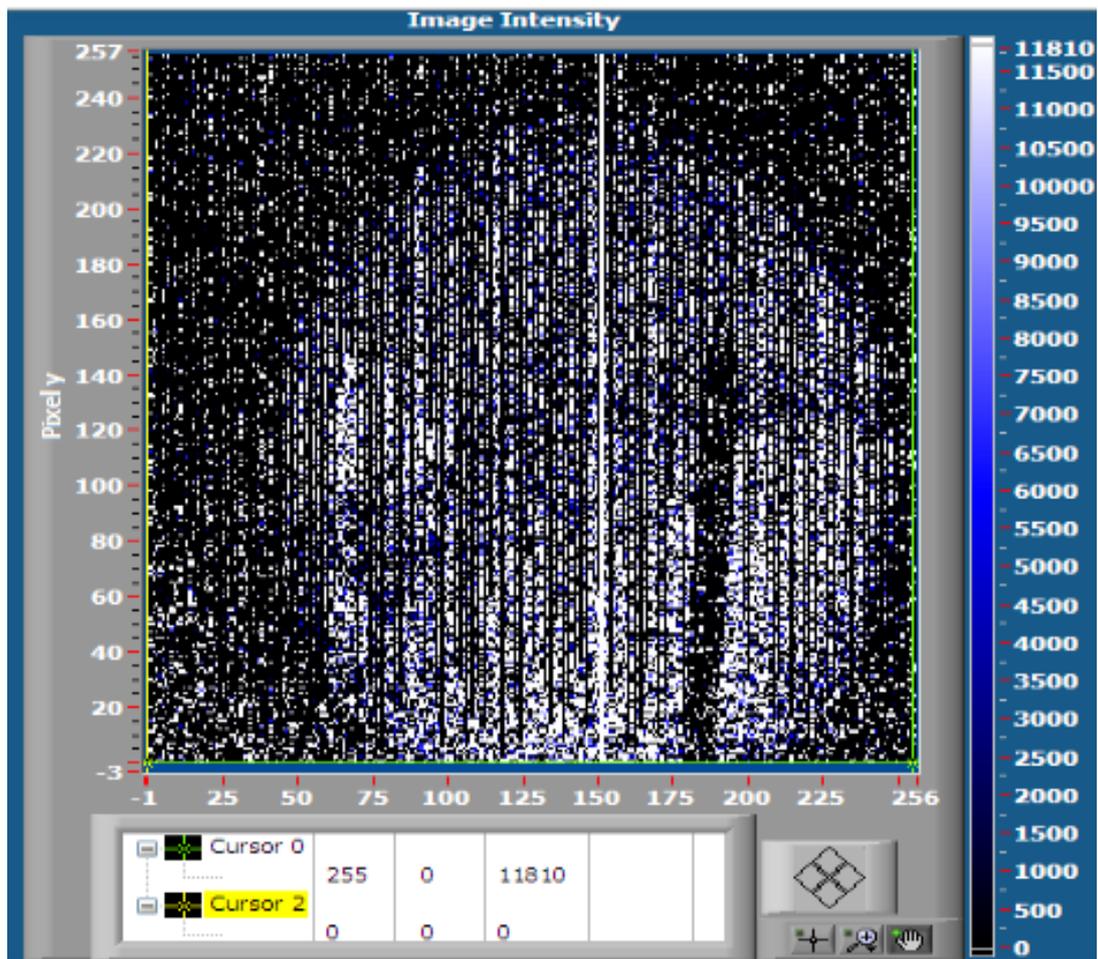
Na aquisição desta imagem, foram utilizados os seguintes parâmetros no detector Timepix:

- Tempo de aquisição da imagem: 120 s;
- DACs do detector ajustados em seus valores padrões;
- Bits (B0, ..., B3) do PCR: 0000 binário;
- Tensão de “*bias*”: 30 V<sub>DC</sub> e corrente de 28 μA;
- Detector em modo de trabalho “*Time over Threshold*” (ToT);
- Sem mascaramento de bits.

Vê-se na figura uma circunferência mais clara, a qual é a imagem da fonte de Raios-X. A sombra vertical mais escura na parte inferior direita é a agulha que prende a amostra, uma vez que possui maior atenuação em Raios-X.

Com alguma dificuldade, pode-se ver a amostra nos pontos azuis da imagem. Essa dificuldade é devido a algumas correções que ainda devem ser realizadas.

<sup>28</sup> *Hemidactylus mabouia*, vulgo Lagartixa doméstica tropical, conhecida no laboratório como Laurinda.



**Figura 4.11:** Primeira imagem de Raio-X de uma amostra biológica com a interface desenvolvida.

Uma destas correções, é a correção de fundo, isto é, a subtração entre a imagem adquirida e a imagem da fonte sem a amostra. Desse modo, têm-se apenas os dados referentes à amostra.

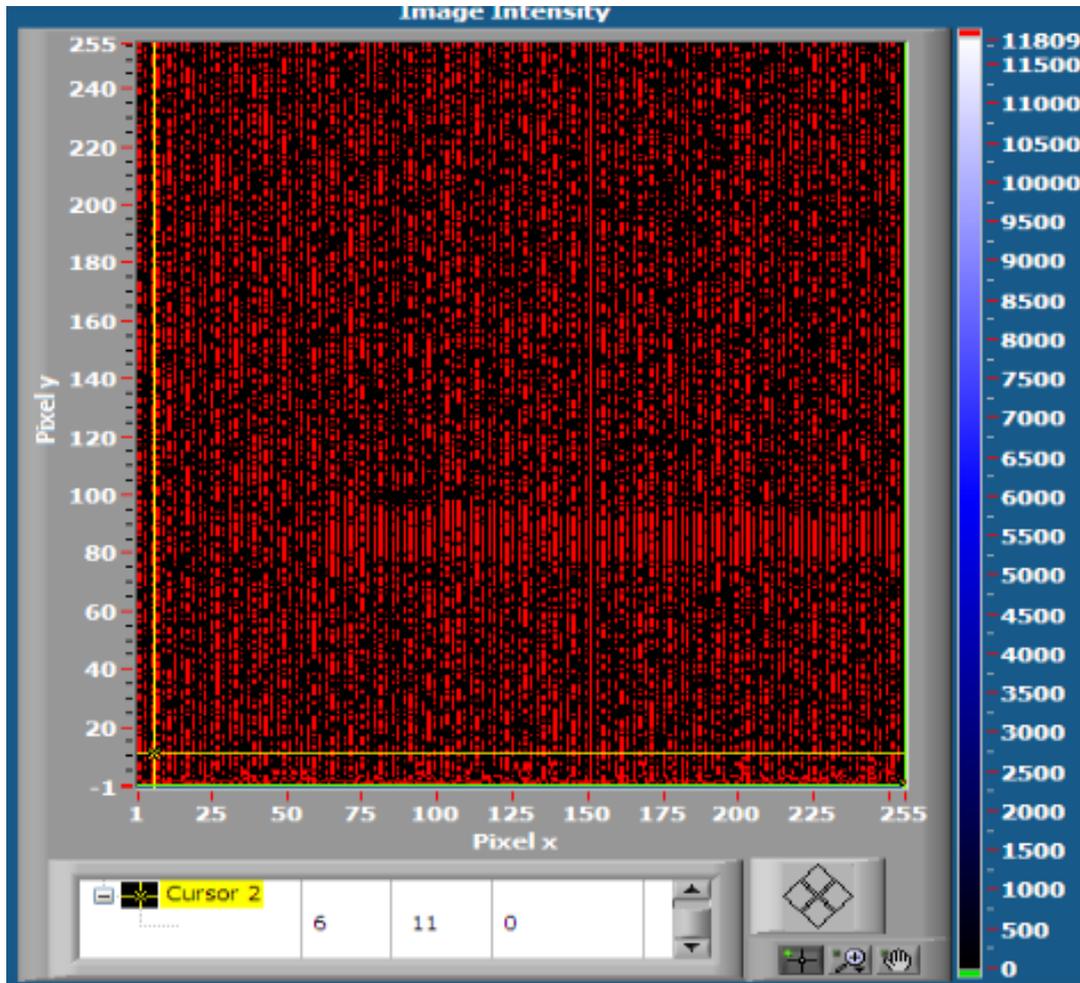
Para isso, criamos uma rotina para a subtração de fundo da imagem adquirida, ativada por um botão (“*Sub\_BKG*”) na tela de aquisição de imagens “*Acquire*”.

Então, testamos substituindo a amostra biológica por uma fenda para maior contraste nos testes e mudamos alguns parâmetros conforme abaixo. Nas Figuras 4.12 e 4.13 apresentamos respectivamente a imagem bruta obtida e a imagem subtraída do fundo.

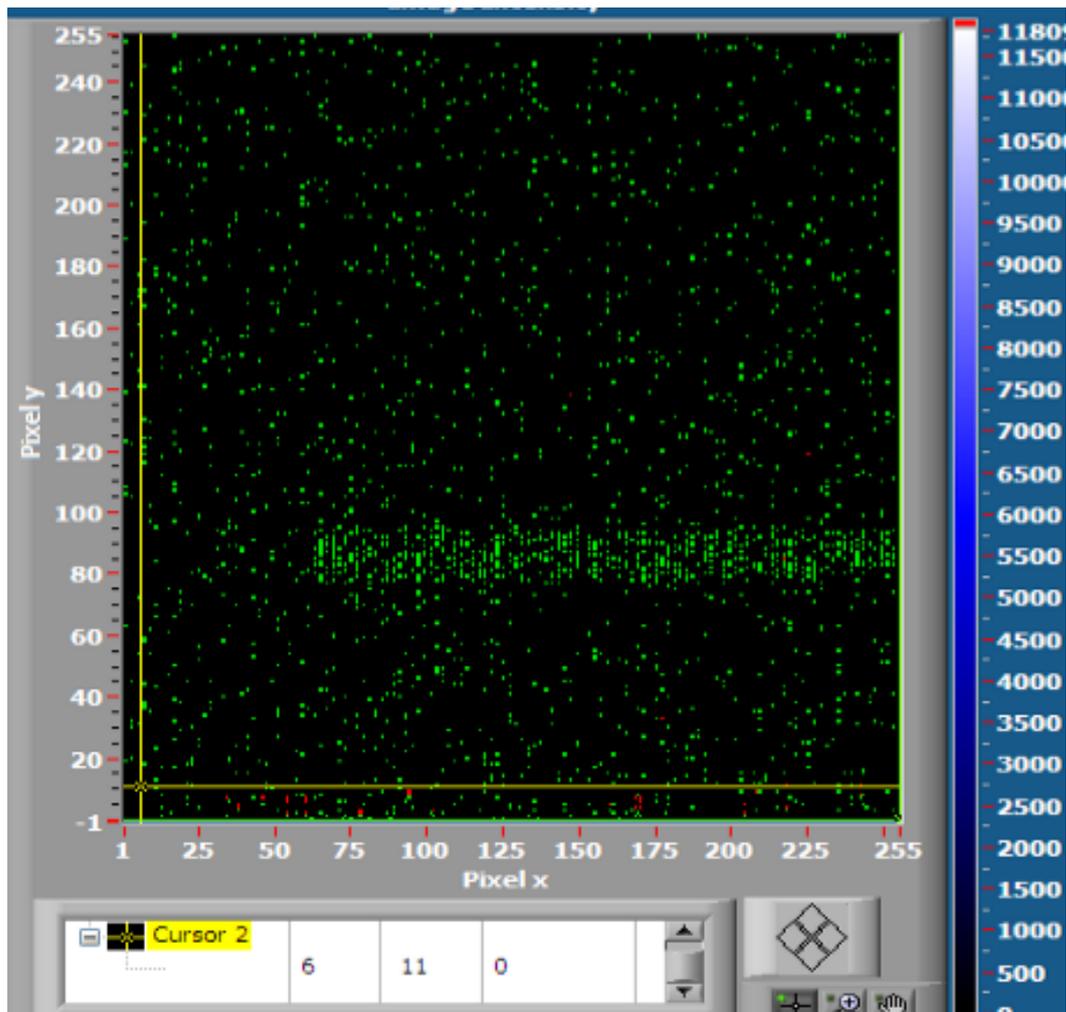
Para as duas imagens, usamos os seguintes parâmetros no detector Timepix:

- Tempo de aquisição da imagem: 180 s;
- Tempo de aquisição da imagem de fundo: 1 s;
- DACs do detector ajustados em seus valores padrões;
- Bits (B0, ..., B3) do PCR: 0001 binário;
- Tensão de “*bias*”: 39 V<sub>DC</sub> e corrente de 30 μA;

- Detector em modo de trabalho: “*Time of Arrival*” (ToA);
- Sem mascaramento de bits.



**Figura 4.12:** Imagem bruta de Raio-X de uma fenda com a interface desenvolvida.



**Figura 4.13:** Imagem subtraída do fundo de Raio-X de uma fenda com a interface desenvolvida.

Outra correção importante a ser ainda implementada é a equalização dos ganhos de cada pixel - a dispersão está no máximo – ou seja, muitos pixels apresentam valor zero e muitos outros saturam no máximo de contagem, tornando as imagens com valores “binários” como visto na Figura 4.13. Isto é devido em parte às diferenças de características dos circuitos analógicos de cada pixel.

A equalização é a forma corrigir e tornar a resposta da matriz de pixel plana, é realizada ajustando-se os 4 bits (B0, B1, B2, B3) do PCR de cada pixel individualmente. Nos itens anteriores 2.1.1 e 2.3.7 detalhamos respectivamente o funcionamento e um exemplo de processo e algoritmo empregado atualmente para equalizar a matriz de pixels de detectores desta família.

Outra possibilidade para melhoria da imagem é a utilização de fonte monocromática, uma vez que cada material, tanto da amostra quanto do sensor detector, possui respostas diferentes para as diferentes energias presentes em fontes policromáticas.

## ***5 – Conclusão***

Foi desenvolvido um conjunto de módulos eletrônicos e software, dedicado para funcionar como interface entre os detectores Timepix e uma plataforma FPGA comercial.

Como o foco era o desenvolvimento desta interface, a partir dos resultados obtidos e contemplando a proposta inicial do presente trabalho, conclui-se que os objetivos foram alcançados com êxito.

Foram enfrentados alguns problemas encontrados de montagem e solucionados. Como exemplo, a elevada temperatura dos reguladores de tensão que diminui a vida útil dos mesmos, o que poderia provocar danos futuros. Para evitar este problema, diminuiu-se a tensão CC de alimentação geral e secundárias para os reguladores. Estas mudanças reduziram as temperaturas para aproximadamente 60 °C, dentro dos limites aceitáveis para correto funcionamento e longa vida útil. Mesmo assim, sugere-se o uso de dissipadores de calor sobre os reguladores da tensão de alimentação.

Para verificação do funcionamento da interface, foram feitos testes de mascaramento dos pixels. O chip detector recebeu os bits na sequência correta, tanto os de configuração do modo de funcionamento, como os de mascaramento.

Todos os sinais gerados para os chips estão dentro dos padrões LVDS, CMOS e de alimentação esperados.

Os chips Timepix podem ser conectados à interface desenvolvida através dos módulos Adaptadores. Isto permite a leitura de imagens e configurações dos chips.

A etapa digital de um detector Timepix foi controlada via FPGA e LABVIEW pela interface aqui projetada e construída, a qual executa as operações básicas no chip para configuração e leitura em série.

Realizou-se ainda a leitura de imagens de duas amostras diferentes, externas ao detector usando Raios-X.

Resumindo, a interface aqui projetada e demonstrada mostrou robustez e comportamento elétrico e lógico adequados nestes testes preliminares, podendo ser utilizada para configurar, operar e fazer imagens experimentais usando Raios-X em futuros sistemas baseados nos detectores Timepix.

É comum ao longo de projetos em engenharia encontrar melhorias que permitam novas funcionalidades e recursos adicionais, que podem trazer benefícios e mais praticidade aos usuários finais. Como não poderia ser diferente, também identificamos alguns pontos que serão melhorados neste projeto, uma vez que ele continuará a ser desenvolvido e aplicado no LNLS.

Serão, por exemplo, implementados VIs para arquivar e ler arquivos em outros formatos diferentes do TDMS, como os já existentes em certas interfaces dos chips da família Medipix; VIs para equalização dos ganhos dos pixels; VIs para calibração em energia; VIs para o “*Test Pulse*” e para controle e parametrização independentes para quando forme usados mais de um chip na interface.

Outra melhoria é permitir a criação, de diferentes matrizes, de mascaramento e de outras configurações. Isto permitiria, por exemplo, que regiões do chip detector trabalhem em modos ou ganhos diferentes.

Um dos objetivos deste trabalho era a proposta de aplicações em Síncrotrons, principalmente na nova fonte de luz Sírius. Assim, esta interface será programada para fazer leituras e controlar detectores da versão Timepix3 adquiridos pelo LNLS, visando desenvolvimento e aplicações para futuros experimentos em suas linhas de luz.

## *Referências Bibliográficas*

- [1] BARBOSA, Ademarlaudo F. **Técnicas de Detecção**. Notas de aula, Escola de Verão. Rio de Janeiro: CBPF – Centro Brasileiro de Pesquisas Físicas, 1998.
- [2] BISOGNI, M. G. *et al.* **Performance of a 4096 pixel photon counting chip**. CERN-EP/98-162. Genebra: CERN - European Organization for Nuclear Research, Setembro 1998.
- [3] KRUMMENACHER, F. **Pixel Detectors with Local Intelligence: an IC designer point of view**. North – Holland: A305 - Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, 1991. 527-532.
- [4] MIKULEC, B. *et al.* **X-ray Imaging Using Single Photon Processing with Semiconductor Pixel Detectors**. Medipix Collaboration. CERN. Division ETT, 1211. Genebra 23, Suíça, 2003.
- [5] MEDIPIX INFORMATION PAGES. **Medipix group pages**. CERN - European Organization for Nuclear Research. Acesso em: Setembro de 2013. Disponível em: <http://medipix.web.cern.ch/medipix/index.php>
- [6] THE LHCb COLLABORATION *et al.* **The LHCb Detector at the LHC**. JINST - Journal of Instrumentation, Volume 3, Agosto de 2008.
- [7] SANTOS, N. **Detectors de Radiação**. Monografia. Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica. Lisboa: Universidade Técnica de Lisboa - Instituto Superior Técnico – Departamento de Física.
- [8] FRANCO LIMA, Vinícius. **COMBAT: Desenvolvimento de um Sistema de Reconstrução de Trajetórias**. Dissertação de mestrado. UFRJ – Universidade Federal do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro, 2015. 47f.
- [9] BIRAL, Antônio R. **Radiações Ionizantes para Médicos, Físicos e Leigos**. 1ª ed. Florianópolis: Editora Insular Ltda, 2002. Brasil. ISBN 85-7474-122-1.
- [10] WILLMOTT, Philip R. **An Introduction to Synchrotron Radiation: Techniques and Applications**. 1ª ed. West Sussex: John Wiley & Sons Ltd, 2011. ISBN 978-0-470-74578-6.

- [11] BRUM, José Antônio. **Disciplina F888 - Introdução à Física do Estado Sólido**. UNICAMP – Universidade Estadual de Campinas. DFMC – Departamento de Física da Matéria Condensada. Campinas, 2010. Acesso em: Maio de 2015. Disponível em: [http://www.ocw.unicamp.br/fileadmin/user\\_upload/cursos/F\\_888/F888\\_JAB\\_1s2010\\_P2\\_cap3.pdf](http://www.ocw.unicamp.br/fileadmin/user_upload/cursos/F_888/F888_JAB_1s2010_P2_cap3.pdf)
- [12] NIST - National Institute of Standards and Technology. **XCOM - Photon Cross Section Database**. Acesso em: Janeiro de 2014. Disponível em: <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html>
- [13] LEO, William R. **Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments: A How-To Approach**. 2<sup>a</sup> ed. Berlin: Springer-Verlag, 1994. ISBN 3-540-57280-5.
- [14] TAVERNIER, S. **Experimental Techniques in Nuclear and Particle Physics**. 1<sup>a</sup> Ed. New York: Springer Heidelberg Dordrecht, 2010. ISBN 978-3-642-00828-3.
- [15] SPIELER, H. **Radiation Detectors and Signal Processing Lecture Notes – XV**. Heidelberger Graduate Lectures in Physics. University of Heidelberg. Outubro de 2005. Acesso em: Setembro de 2012. Disponível em: [http://www.physics.lbl.gov/~spieler/Heidelberg\\_Notes\\_2005/index.html](http://www.physics.lbl.gov/~spieler/Heidelberg_Notes_2005/index.html)
- [16] TAMURA, E. **Desenvolvimento de uma Câmara de Ionização para o LNLs**. Dissertação de Mestrado. Campinas: Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP, Instituto de Física Gleb Wataghin, 1996. s. n.
- [17] KNOLL, Glenn F. **Radiation Detection and Measurement**. 3<sup>a</sup> ed. Hoboken: John Wiley & Sons, Inc., 2000. ISBN 0-471-07338-5.
- [18] HAKAMATA, T. *et al.* **Photomultiplier Tubes – Basics and applications**. 3<sup>a</sup> ed. 2006. HAMAMATSU PHOTONICS K. K., Iwata-gun, Shizuoka-ken, Japão.
- [19] DOYLE, A. Ross *et al.* **MarCCD Software Manual**. Versão 0.10.17; 2006. MAR USA, Evanston, IL 60201, USA.
- [20] SPIELER, H. **Semiconductor Detector Systems**. 1<sup>a</sup> Ed. New York: Oxford University Press Inc., 2005. ISBN 0-19-852784-5.
- [21] DECTRIS. **User Manual - PILATUS Detector Systems**. V1.2. Switzerland. DECTRIS Ltd., 2009.
- [22] TIMEPIX DOCUMENTS PAGES. **Medipix group pages**. CERN - European Organization for Nuclear Research. Acesso em: Setembro de 2013. Disponível em: [http://medipix.web.cern.ch/medipix/protected/medipix2/medipix2\\_download.php?file=files%2Fschematic.pdf](http://medipix.web.cern.ch/medipix/protected/medipix2/medipix2_download.php?file=files%2Fschematic.pdf)
- [23] LLOPART, X. *et al.* **Timepix, a 65k programmable pixel readout chip for arrival time, energy and/or photon counting measurements**. Genebra: CERN, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 581, 2007, p. 485-494.
- [24] BALLABRIGA, R.; LLOPART, X. e WONG, W. **Medipix3 manual**. V1.9. Genebra: CERN - European Organization for Nuclear Research, 2009.

- [25] SOLLIDAY, A. **When research worlds collide.** *Symmetry* - A joint Fermilab/SLAC publication. Batavia, IL, 60510, USA. Setembro 2014. Acesso em: Janeiro de 2015. Disponível em: <http://www.symmetrymagazine.org/>
- [26] SOUKUP, P.; JAKUBEK, J. e VYKYDAL, Z. **3D sensitive voxel detector of ionizing radiation based on Timepix device.** 12th International Workshop on Radiation Imaging Detectors, Robinson College, Cambridge U.K. Janeiro 2011. DOI: 10.1088/1748-0221/6/01/C01060.
- [27] KUWAHARA, T. *et al.* **International Scientific Micro-satellite RISESAT based on Space Plug and Play Avionics.** Proceedings of the 26<sup>th</sup> Annual AIAA/USU Conference on Small Satellites, Logan, Utah, USA, August 13-16, 2012, Paper: SSC12-1-1. Acesso em: Março de 2015. Disponível em: <http://digitalcommons.usu.edu>
- [28] LLOPART, X. **TIMEPIX Manual.** V1.0. Genebra: CERN - European Organization for Nuclear Research, 2006.
- [29] KLEINKNECHT, K. **Detectors for Particle Radiation.** 2<sup>a</sup> ed. Cambridge: Cambridge University Press, 1998. ISBN 0-521-64854-8.
- [30] KRUMREY, M. e TEGELER, E. **Self-calibration of Semiconductor Photodiodes in the Soft X-ray Region.** Review of Scientific Instruments, Vol. 63, N. 01, Pág. 797-801. American Institute of Physics, 1992. DOI: 10.1063/1.1143800.
- [31] CARVALHO, Augusto S. de; STRAUSS, C. e FONSECA, Leila M. G. **Determinação da Resolução Espacial Efetiva da Câmera HRC-CBERS-2B pelo Método de Espalhamento de Borda.** Anais XIV Simpósio Brasileiro de Sensoriamento Remoto, Natal, Brasil, 2009, INPE, p. 1975-1982.
- [32] RINKEL, Jean *et al.* **Equalization method for Medipix3RX.** Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A. Vol. 801, Novembro 2015. Pag. 1-6.
- [33] BARRETO PINTO, Mateus V. **Caracterização do TimePix3 e de Sensores Resistentes à Radiação para Upgrade do VELO.** Tese de Mestrado. UFRJ Universidade Federal do Rio de Janeiro – IF Instituto de Física, Rio de Janeiro, 2015.
- [34] PLACKETT, R. *et al.* **Merlin: a fast versatile readout system for Medipix3.** 14th INTERNATIONAL WORKSHOP ON RADIATION IMAGING DETECTORS, Figueira da Foz, Portugal, 2012. DOI: 10.1088/1748-0221/8/01/C01038.
- [35] NATIONAL INSTRUMENTS. **Importação de IPs externas no LABVIEW FPGA.** Acesso em: Abril de 2014. Disponível em: <http://www.ni.com/white-paper/7444/pt/>

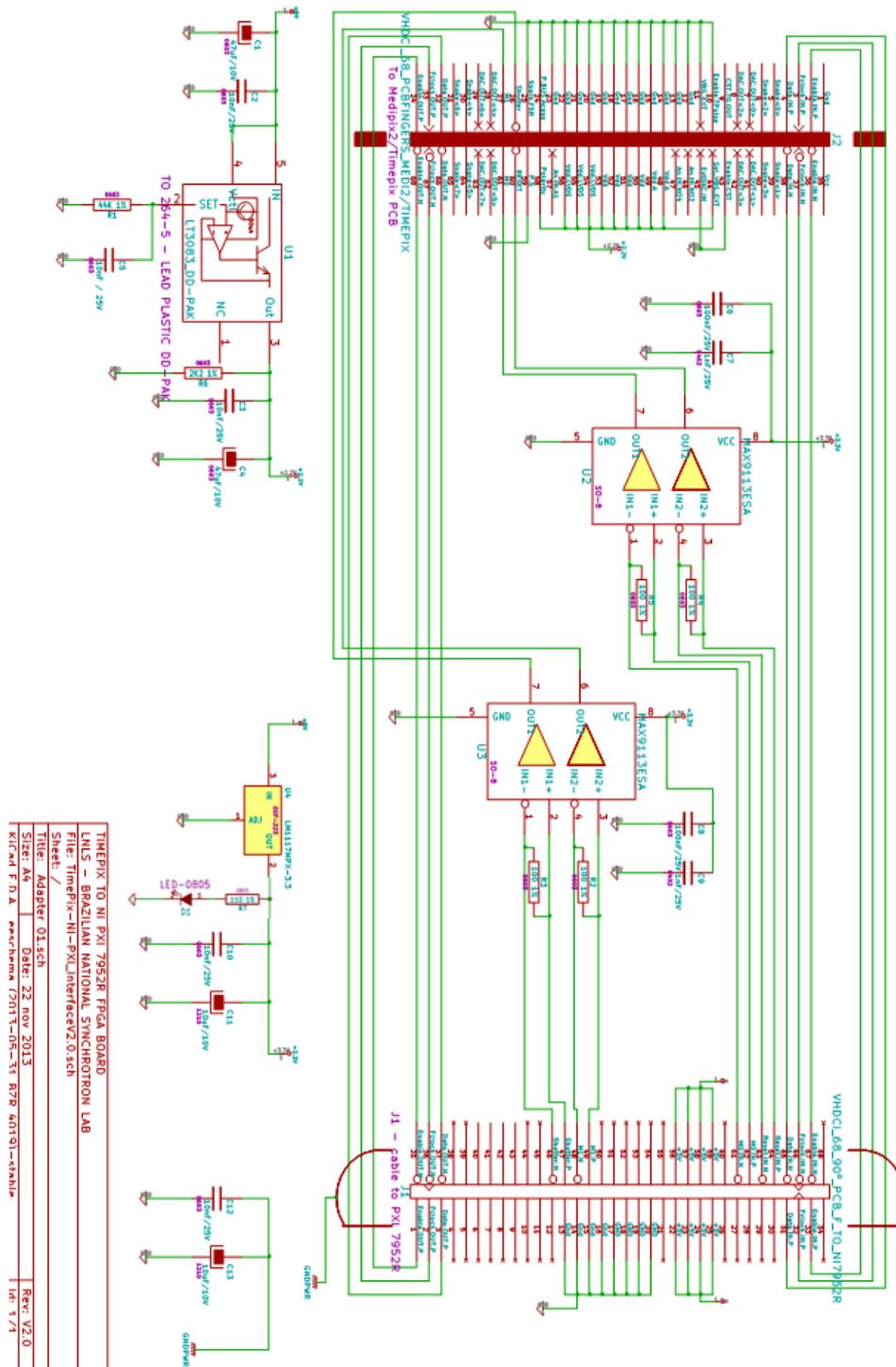
- [36] NATIONAL INSTRUMENTS. **NI FlexRIO Frequently Asked Questions (FAQ)**. Acesso em: Abril de 2014. Disponível em: <http://www.ni.com/white-paper/7962/en/>
- [37] NATIONAL INSTRUMENTS. **372609b - Getting Results with the NI PXI-6581R**. Acesso em: Abril de 2014. Disponível em: <http://www.ni.com/>
- [38] NATIONAL INSTRUMENTS. **370690b - FPGA Module User Manual**. Acesso em: Abril de 2014. Disponível em: <http://www.ni.com/>
- [39] BAZZO, Walter A.; PEREIRA, Luiz T. do Vale. **Introdução à engenharia: conceitos, ferramentas e comportamentos**. Florianópolis. Editora da UFSC, 2006. ISBN 85.328.0356-3.
- [40] EISBERG, Robert; RESNICK, Robert. **Quântica: Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos e Partículas**. Rio de Janeiro. Editora Campus, 1979. ISBN: 85.700.1309-4.
- [41] NOBEL FOUNDATION RIGHT ASSOCIATION. **Official web Site of the Nobel Prize**. Acesso em: Abril de 2015. Disponível em: [http://www.nobelprize.org/nobel\\_prizes/physics/laureates/](http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/physics/laureates/)
- [42] ALS-NIELSEN, Jens; MCMORROW, Des. **Elements of Modern X-ray Physics**. 2<sup>a</sup> Edição. West Sussex, UK. Editora John Wiley & Sons Ltd, 2011. ISBN: 978.0.470.97394-3.

## Apêndice A - Considerações sobre o consumo de energia do projeto

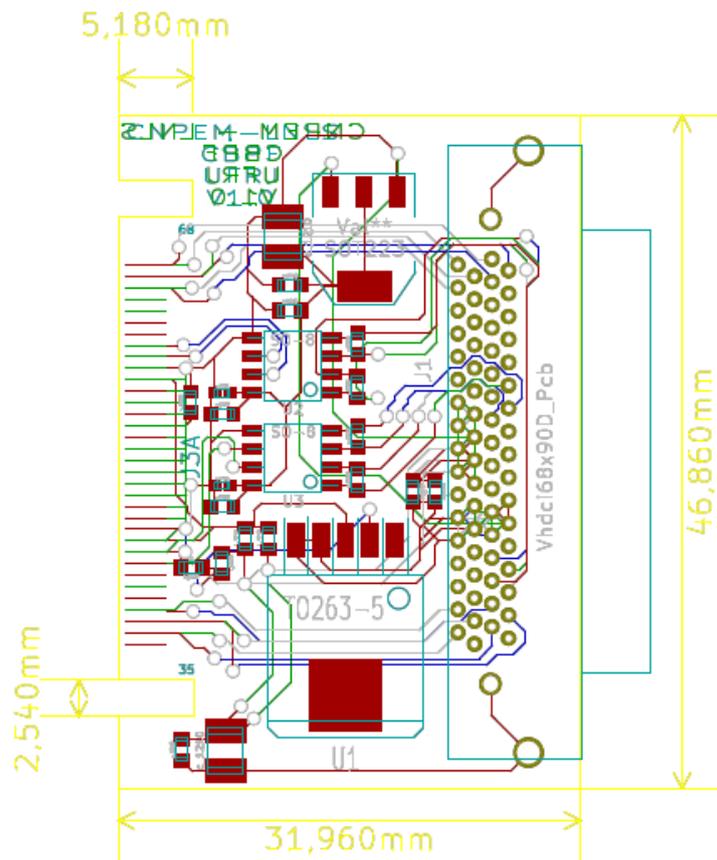
### Especificações do consumo de energia

HARDWARE	Corrente Total máx.(A)	V entrada (V)	V saída (V)	Potência consumo total (W)	Potência fornecida (W)	Fonte fornecedora	Observações
Placa NI PXI-7952R	2	5 (+-5%)		10		"Slot" NI PXI- 1045 PXI Express	Os requerimentos de potência dependem do módulo adaptador usado externamente e do conteúdo do VI LabVIEW FPGA usado na aplicação.
	2	3.3 (+-5%)		6,6		"Slot" NI PXI- 1045 PXI Express	
	0,5	12		6		"Slot" NI PXI- 1045 PXI Express	
	0	-12		0		"Slot" NI PXI- 1045 PXI Express	
				<b>22,6</b>	<b>0</b>		
"Slot" NI PXI-1045 PXI Express chassi.	12	90-120 VAC		1200		Rede externa	
	6	200-264 VAC		1200		Rede externa	
	6		5 ( $\pm 0.1\%$ )		30		"Slot" periférico híbrido com periférico PXI-1
	6		3.3 ( $\pm 0.2\%$ )		19,8		"Slot" periférico híbrido com periférico PXI-1
	1		12 ( $\pm 0.1\%$ )		12		"Slot" periférico híbrido com periférico PXI-1
	1		-12 ( $\pm 0.1\%$ )		12		"Slot" periférico híbrido com periférico PXI-1
	5		V (I/O)				"Slot" periférico híbrido com periférico PXI-1
				<b>1200</b>	<b>73,8</b>		
TimePIX 2	0,21	2.2 (+-5%)		0,462		Adaptador Timepix	Potência para a parte digital do TimePix a 100MHz de Clock 03 saídas LVDS (Enable, FClock, Data) 03 entradas LVDS (Enable, FClock, Data) Setor analógico dos 65536 pixels
	0,011		0,35	0,004	0,004	Adaptador Timepix	
	0,011		0,35	0,004	0,004	Adaptador Timepix	
	0,164	2.2 (+-5%)		0,361		Adaptador Timepix	
				<b>0,827</b>	<b>0,004</b>		
Adaptador Timepix	0,416	5 (+-5%)		2,08		Módulo Adaptador da Placa FPGA	0,416 A = o regulador que vai TimePIX mais dois drives LVDS Para alimentar o TimePix 04 entradas LVDS (Reset, M0, M1, Shutter) 03 entradas LVDS (Enable, FClock, Data) 03 saídas LVDS (Enable, FClock, Data)
	0,376		2.2 VDC		0,827	Módulo Adaptador da Placa FPGA	
	0,014		0,35	0,005		Módulo Adaptador da Placa FPGA	
	0,011		0,35	0,004		Módulo Adaptador da Placa FPGA	
	0,011		0,35	0,004	0,004	Módulo Adaptador da Placa FPGA	
				<b>2,09</b>	<b>0,831</b>		
Módulo Adaptador da Placa FPGA	4,32	8 (+-5%)		34,6		Fonte Externa 8 VDC	Consumo de 9 adaptadores TimePix + 4 drives 9153 Saída para 9 os Adaptadores Timepix 31 Entradas LVDS que veem da Placa NI PXI-7952R 27 Saídas LVDS para os Adaptadores Timepix 36 saídas LVDS para os Adaptadores TimePix m1, m0,
	3,744		5 ( $\pm 0.1\%$ )		18,72		
	0,124		0,35	0,043		Placa NI PXI-7952R	
	0,108		0,35		0,04		
				0,144	0,05		
				<b>35</b>	<b>19</b>		
Fonte Externa 8VDC	1	90 to 240 VAC		70		Rede externa	
	6		8 (+-1%)		48		Para alimentar Módulo Adaptador da Placa FPGA
				<b>150</b>	<b>48</b>		
Fonte Externa Bias	0,11	90 to 240 VAC		10		Rede externa	
	0,005		0 a 150 1%		1		Alimentar o BIAS do 9 chips TimePix
				<b>10</b>	<b>1</b>		

## Apêndice B - Módulos Adaptadores

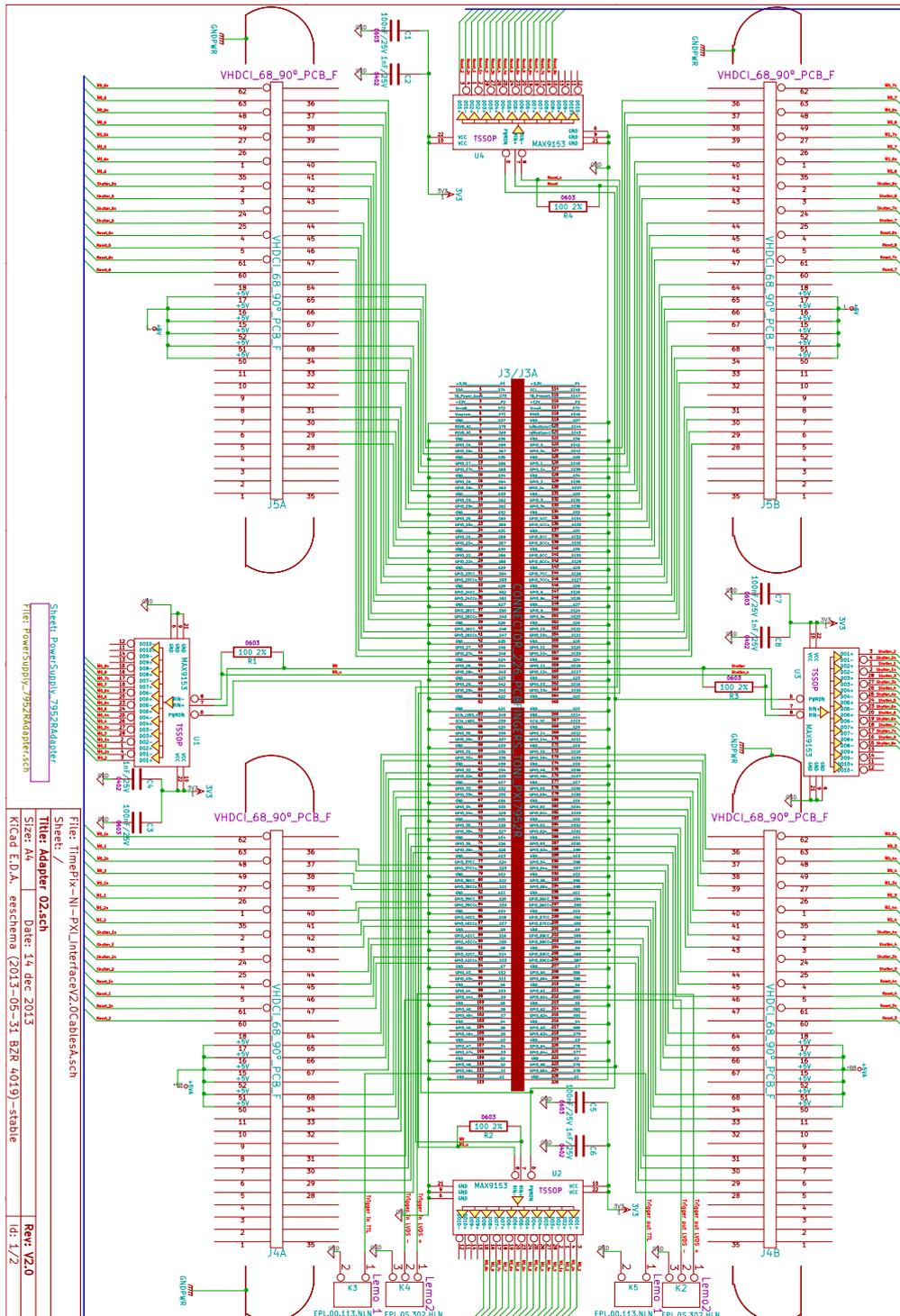


Esquema dos módulos Adaptadores, U2 e U3 são “drivers” para converter os sinais LVDS em CMOS para a placa Medipix Probe Card do CERN, U1 e U4 são reguladores para a alimentação do Chip e dos “drivers”. Obs. O LED D1 e seu resistor R7 foram instalados depois na placa principal, os mesmos não estão no projeto da placa.

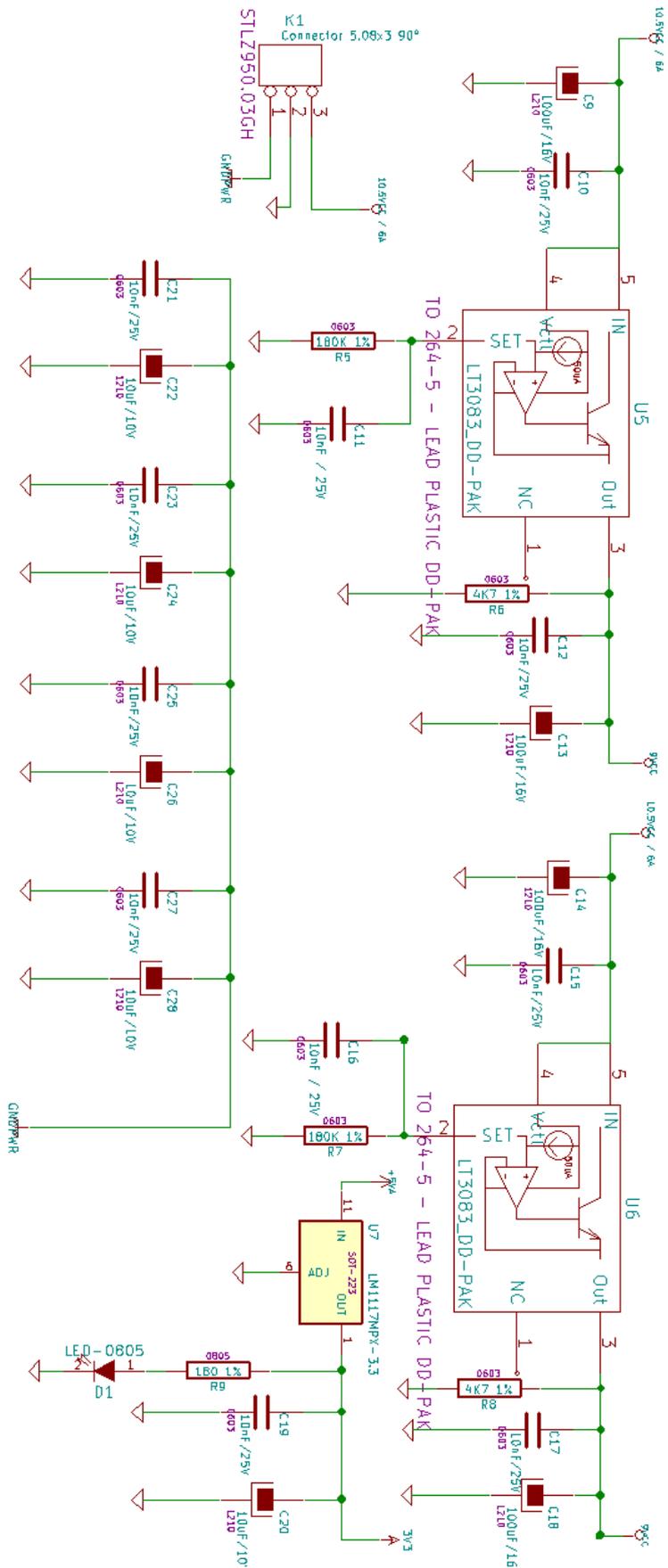


Circuito impresso dos módulos Adaptadores, o conector VHDCI é ligado aos cabos enquanto o outro lado do módulo encaixa no conector VHDCI da interface CERN. Obs. Posteriormente ao projeto, foi instalado um led e um resistor na placa para indicar que a alimentação está ligada.

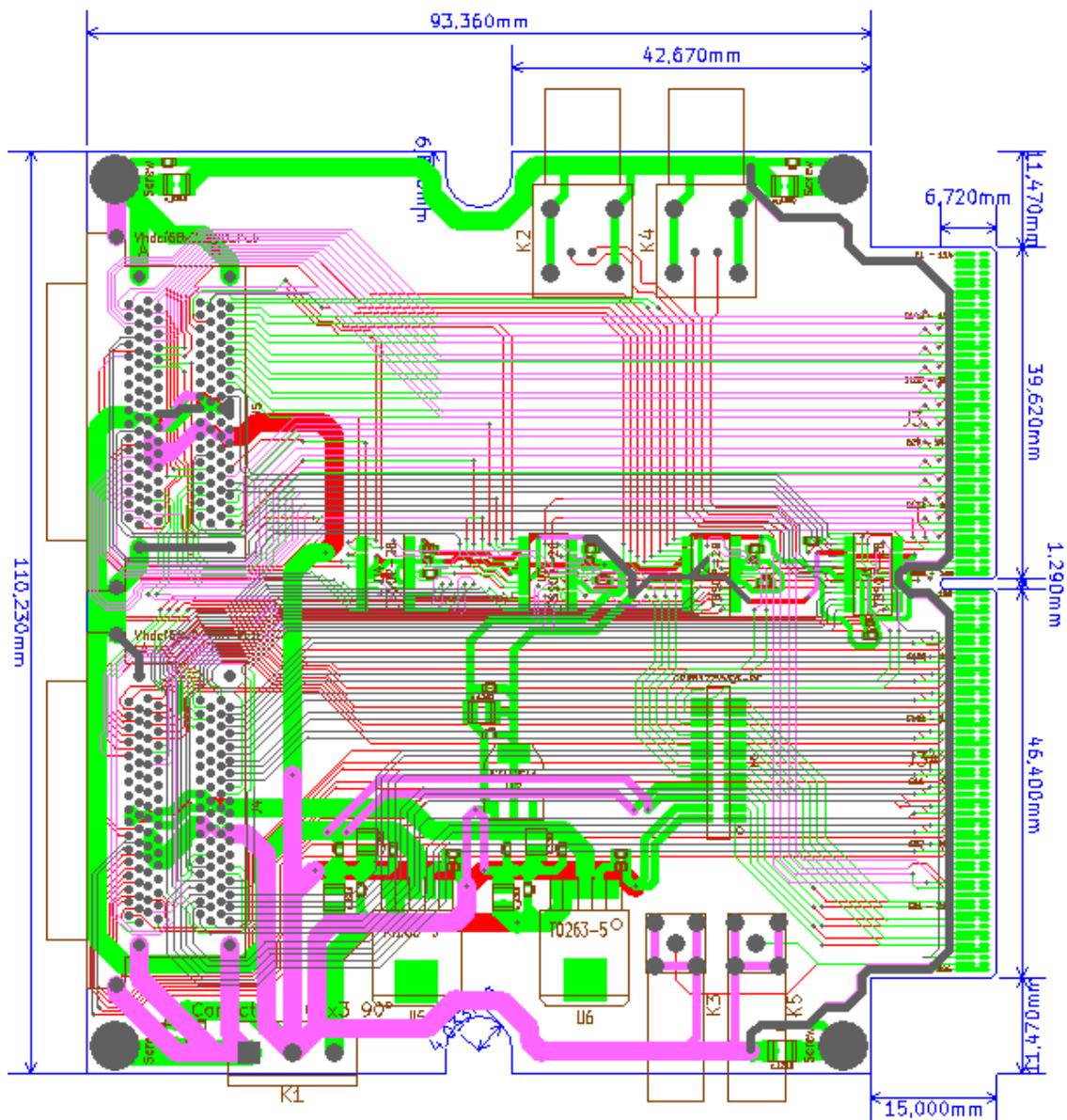
## Apêndice C - Módulo Principal



Esquema do módulo Principal que conecta-se à FPGA. U1, U2, U3 e U4 são “drivers” que distribuem os comandos (M0, M1, Shutter e Reset) em formato LVDS para os 9 chips. Os conectores Lemo (K2, K3, K4 e K5) são utilizados para sincronismo externo de entradas e saídas de “Trigger” tanto em LVDS ou TTL.

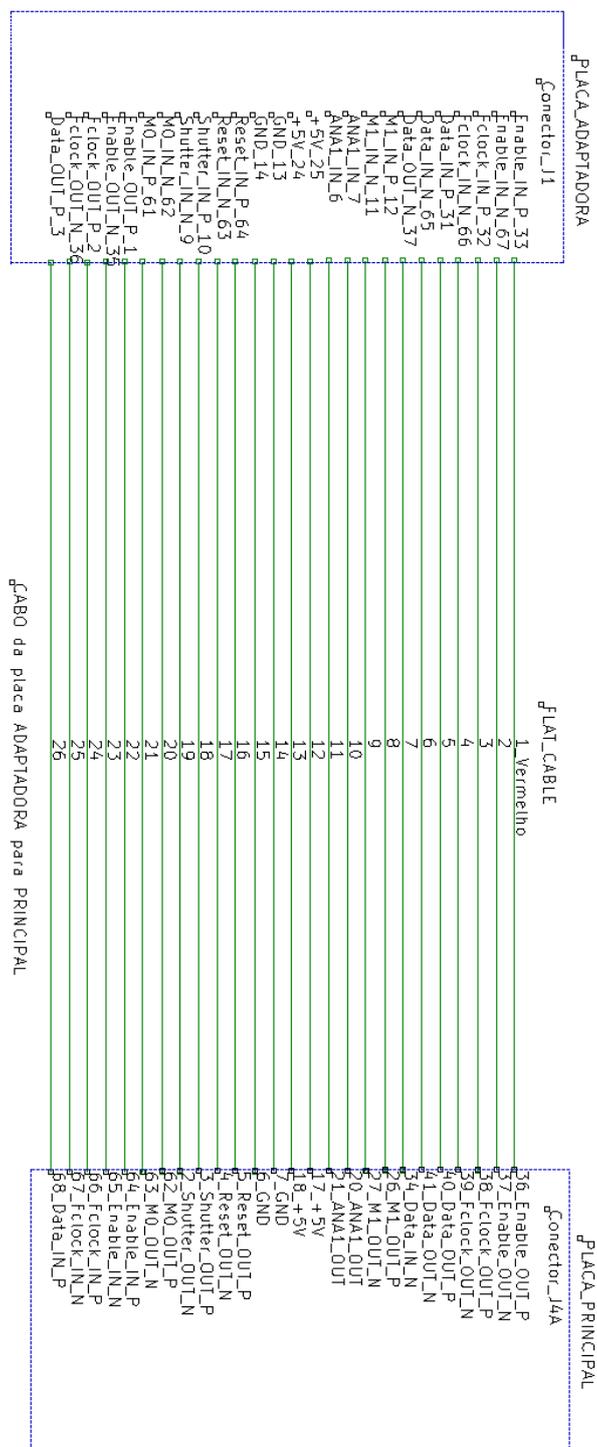


Alimentações do módulo Principal para FPGA, U5 e U6 alimentam os chips e U7 os distribuidores LVDS. K1 é a entrada de alimentação externa. Obs. O LED D1 e seu resistor R9 foram instalados depois na placa principal, os mesmos não estão no projeto da placa.



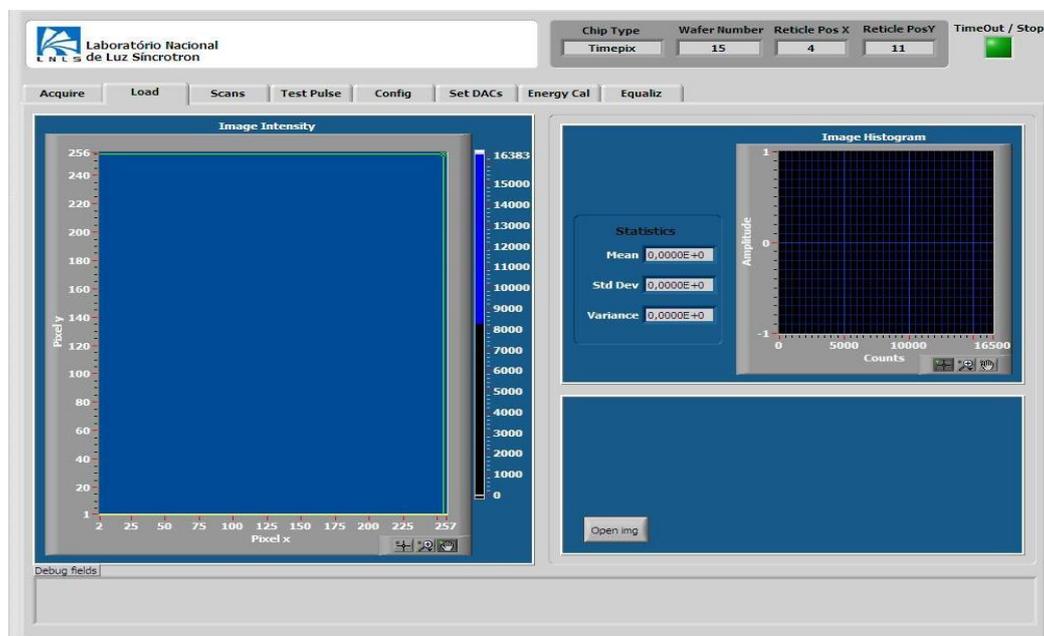
Circuito impresso do módulo Principal que se conecta à FPGA. O lado direito encaixa-se na placa NI PXI-7952R que contém a FPGA, do lado esquerdo vemos os quatro conectores VHDCI onde os chips serão conectados através de cabos. Em cima e embaixo estão os conectores Lemo de sincronismo, bem como o conector K1 responsável pela alimentação externa de todo o sistema. Obs. Posteriormente ao projeto, foi instalado um led e um resistor na placa para indicar que a alimentação está ligada.

## Apêndice D – Cabo para os testes da interface

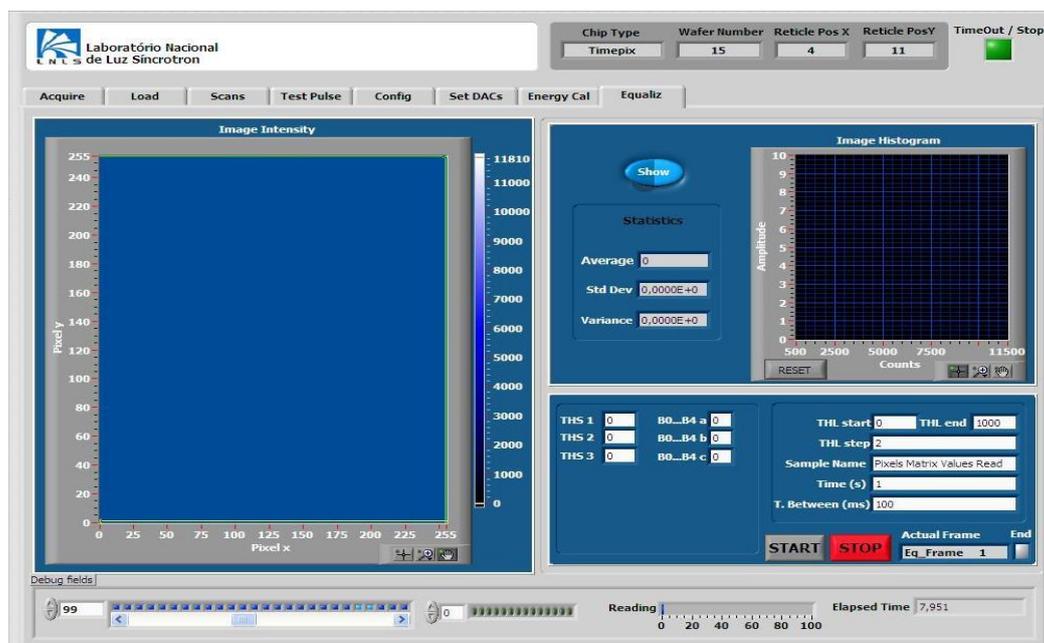


Esquemático do cabo multivias (“Flat Cable”) montado para testar a interface com um chip, conforme itens 4.1 e 4.2. Este cabo com cerca de 0,5m interliga uma placa Adaptadora à placa Principal.

## Apêndice E – Outras funções do software em desenvolvimento



“Load” – Tela para abrir arquivos de imagens armazenadas em disco. Esquerda: imagem da matriz de pixels 256x256 carregada de arquivo é mostrada. Direita: histograma de intensidade dos pixels, com campos que mostram estatísticas da imagem. Abaixo: botão para abertura de arquivos.



“Equaliz” – Tela para realizar o procedimento de equalização dos pixels do detector. Esquerda: imagem da matriz de pixels 256x256 de cada passo do processo. Direita: gráfico da relação entre a razão  $\Delta/\sigma$  e a varredura do DAC “Threshold”, com campos que mostram estatísticas dessa varredura. Abaixo à direita: parâmetros e comandos para a equalização dos pixels.



“Energy Cal” – Tela para configurar e realizar o procedimento de calibração em energia do detector. Esquerda: imagem da matriz de pixels 256x256 de cada passo do processo. Direita: gráfico da relação entre a energia da fonte e o DAC “Threshold THL”. Abaixo à direita: parâmetros e comandos para a calibração em energia, podendo seleccionar até oito pixels para a varredura.