

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA**

**Construção do Hardware de um Tomógrafo por
Impedância Elétrica**

Alvaro Yuh Yojo

São Paulo
2008

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

**Construção do Hardware de um Tomógrafo por
Impedância Elétrica**

Trabalho de formatura apresentado à Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Graduação em Engenharia

Alvaro Yuh Yojo
Orientador: Raul Gonzalez Lima

Área de concentração:
Engenharia Mecânica

São Paulo
2008

FICHA CATALOGRÁFICA

Yojo, Alvaro Yuh

Construção do Hardware de um Tomógrafo por Impedância Elétrica / A.Y. Yojo. -- São Paulo, 2008.

41 p.

Trabalho de Formatura - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica.

1.Tomografia 2.Imageamento (Bioengenharia) 3. Processamento de sinais I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica II.t.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais.

AGRADECIMENTOS

O período deste trabalho de formatura foi um de certa forma conturbada por alguns momentos de desânimo e descrença. Aqui eu gostaria de agradecer a todos que me ajudaram neste projeto, com ajudas diretas, mensagens de apoio ou estarem perto de mim para tornar a existência algo fantástico.

Aos meus pais que sempre acreditam em mim e fazem o possível e o impossível para minha felicidade e meu futuro.

À minha irmã Angela Satiko Yojo, pela preocupação de sempre com o irmão mais velho dela.

Aos meus amigos, que são grande parte da minha felicidade.

Ao grupo do laboratório, que me acolheu muito bem e me deu um ambiente agradável para a realização deste trabalho.

Em especial, ao Dr. Julio Cesar Ceballos Aya, que com muita paciência, conhecimento e boa vontade foi essencial para a evolução deste projeto.

Ao mestrandinho Rudolf Hellmuth pela grande ajuda e apoio com a parte computacional no trabalho.

Ao professor Raul pela aceitação em me orientar.

Em especial os meus amigos da Poli que levarei pela vida, sem os quais a graduação teria sido muito mais difícil e o tempo na faculdade muito menos agradável.

Aos amigos Kodji, e Furuta, que não mais me acompanham na vida, mas que serão para sempre lembrados com carinho.

À minha namorada Natalia, pelo colorido que me deu na vida, pela inspiração e pelo apoio no fim desse projeto.

RESUMO

Este trabalho trata do projeto e da construção de um tomógrafo por impedância elétrica para utilização em pesquisas. A tomografia por impedância elétrica (EIT) aplicada à área da saúde é uma metodologia que tem por finalidade gerar imagens de órgãos no interior do corpo humano baseada no envio de uma corrente elétrica através do corpo e na estimativa da distribuição da impedância elétrica dentro do domínio, com condições de contorno medidas através de eletrodos conectados à pele.

Neste trabalho apresenta-se um hardware para injeção de corrente nos diversos eletrodos, um software de controle e aquisição de sinais. O hardware tem 32 canais, uma fonte de corrente de 125 kHz e circuitos que permitem a escolha dos eletrodos que irão servir para injeção de corrente.

ABSTRACT

This report presents the project and the development of an electrical impedance tomography to be used in lab researches. In the medical field, the electrical impedance tomography (EIT) is useful to generate images from inside the body. This method consists on applying an electrical current through the body and on measuring the contour conditions by connecting a set of electrodes to the skin. The contour conditions allow the estimation of distribution of electric impedance inside the domain.

In this project a current injection hardware, a controlling and a data acquisition softwares are presented. The hardware has 32 acquisition channels, a 125 kHz current source and electric circuits that allow the choice of the electrodes that will be used to inject the electric current.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

1. INTRODUÇÃO	1
1.1 REVISÃO DE LITERATURA.....	3
1.1.1 Aspectos do corpo humano.....	3
1.1.2 Métodos de obtenção de imagens médicas.....	4
1.1.3 Tomógrafos por impedância elétrica.....	5
1.1.4 Aplicações para tomografia por impedância elétrica	5
1.1.5 O princípio matemático	6
1.1.6 Solução do problema direto.....	7
1.1.7 Metodologia para a resolução do problema direto.....	7
1.1.8 Software de um tomógrafo por impedância elétrica	11
2. METODOLOGIA	12
2.1 Subsistemas a serem desenvolvidos.....	12
2.1.1 Placa de multiplexação	12
2.1.2 Placa de controle da multiplexação.....	13
2.1.3 Fonte de corrente.....	14
2.1.4 Software de controle para a multiplexação	14
2.1.5 Software para aquisição de sinais	15
2.2 Materiais utilizados	15
2.2.1 Computador para processamento da informação.....	15
2.2.2 Recipiente para solução salina de testes (Fantom)	15
2.2.3 Cabos de conexão entre as placas	16
2.2.4 Eletrodos.....	16
2.2.5 Fontes de tensão.....	17
2.2.6 Placa de aquisição de sinais	18
3. RESULTADOS	20
3.1 Implementação dos subsistemas de hardware	22
3.1.1 Fonte de corrente.....	22
3.1.1.1 Circuito do gerador de onda senoidal.....	23
3.1.1.2 Circuito de ajuste de corrente	24
3.1.1.3 Circuito seguidor.....	25
3.1.2 Circuito de multiplexação e controle da multiplexação	26
3.2 Implementação dos subsistemas de software	29
3.2.1 Código de controle do hardware	29
3.2.2 Código para aquisição de dados.....	29
3.3 Testes do sistema completo	29
5. DISCUSSÃO	33
6. CONCLUSÃO	34
ANEXO A	35
ANEXO B	39
REFERÊNCIAS	41

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Exemplo de imagem produzida por meio de tomografia por impedância elétrica. [4].....	2
Figura 2: Exemplo de malha para implementação em elementos finitos [4].	8
Figura 3: desenho esquemático de uma malha de elementos finitos com 4 elementos triangulares.	8
Figura 4: Diagrama de blocos que rege o funcionamento de um tomógrafo por Impedância Elétrica.	11
Figura 5: Multiplexador [farnell].....	13
Figura 6: Placa de Multiplexação montada.....	13
Figura 7: Placa de controle da Multiplexação.	13
Figura 8: Fonte de corrente	14
Figura 9: Phantom para testes.....	16
Figura 10: Conectores construídos para conexão entre as placas.....	16
Figura 11: detalhe dos eletrodos.....	17
Figura 12: Fonte de tensão Minipa.	17
Figura 13: Fonte de Tensão construída.	18
Figura 14: placa de aquisição de sinais.....	18
Figura 15: diagrama da placa de aquisição. (Fonte: ICS)	19
Figura 16: Modelo esquemático do Multiplexador.	20
Figura 18: Borneira de saída da placa de multiplexação para os eletrodos. 22	22
Figura 19: Borneira de conexão da placa de fonte de corrente	22
Figura 20: Medição de potencial feito na fonte de corrente com um potenciômetro.....	23
Figura 21: Diagrama de geração de onda senoidal.....	23
Figura 22: Circuito de geração de onda senoidal	24
Figura 23: Diagrama do circuito de regulagem de corrente de corrente.....	24
Figura 24: Circuito de regulagem de corrente.....	25
Figura 25: Diagrama do circuito seguidor inversor.....	25
Figura 26: Circuito seguidor inversor.....	26
Figura 27: Diagrama do circuito de entrada ou saída do multiplexador com as portas lógicas da placa de controle.....	27
Figura 28: Placa de Multiplexação	28
Figura 29: Placa de controle do sistema de multiplexação	28
Figura 30: Bancada utilizada para os testes	30
Figura 31: Sistema montado ilustrativamente.	30
Figura 32: Resultado medido no Phantom com entrada no eletrodo 1 e saída no eletrodo 3.....	31
Figura 32: Aquisição feita com a entrada no canal 1 e a saída no canal 16.32	32

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Condutividades típicas de tecidos humanos	3
Tabela 2: Tabela verdade de um multiplexador.	23

1. INTRODUÇÃO

O objetivo do projeto é construir um tomógrafo por impedância elétrica (TIE), que será usado ambiente de laboratório, com finalidade de melhorar o sistema existente e possibilitar o avanço da tecnologia de TIE. Esta tecnologia pode ser um forte aliado para a medicina, principalmente nas unidades de tratamento intensivo.

Um tomógrafo que produz imagens do interior do corpo humano, que usualmente utilizam ondas raios-X ou campos eletromagnéticos. Os aparelhos convencionais têm sobre a TIE o fato de terem a tecnologia já bem conhecida e terem uma resolução maior que o conseguido até o momento pelo método de TIE, por outro lado, a desvantagem do método convencional é que o fato de utilizarem ondas cancerígenas torna necessária a utilização de salas revestidas de chumbo para proteger as pessoas que trabalham com o aparelho tornando o mesmo muito grande, e inviabilizando a sua utilização em unidades de tratamento intensivo (UTI) e ambulâncias, além disso, a velocidade de geração de imagens é muito maior com a utilização do método de TIE, viabilizando intervenções na qual a monitoração torna-se necessária. O tomógrafo em questão é controlado por um computador, tem 32 canais de aquisição e injeção de corrente e uma fonte de corrente 125 kHz, Tratando-se de um aparelho com hardware flexível quanto a modos de injeção de corrente e quanto a modos de medida de potencial elétrico.

A tomografia por impedância elétrica é uma técnica para se obter imagens baseadas na distribuição de impedância elétrica em um domínio. Esse método tem em relação como vantagens, ao método convencional, a velocidade, o custo e a viabilidade do uso em UTI e ambulâncias. Além das funções médicas, o método de tomografia por impedância elétrica pode ter outras aplicações, como no setor agropecuário [3] na qual pode ser usado para monitorar as condições do solo. Não serão aqui abordados tópicos não referentes à área da saúde. Pode-se ver um exemplo de resultado gráfico de tomografia por impedância elétrica na figura 1. Esta figura é uma imagem gerada com o método de TIE para a monitoração de um tórax. As áreas claras representam os pulmões, nos quais a variação da resistividade é maior devido à entrada de ar.

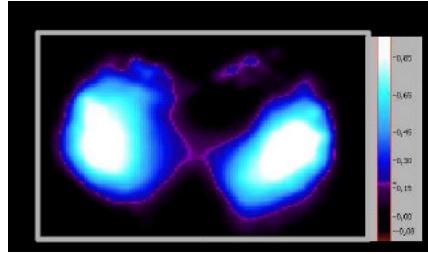


Figura 1: Exemplo de imagem produzida por meio de tomografia por impedância elétrica. [4]

Para se conseguir transformar em uma imagem as medições efetuadas nos eletrodos aderidos à pele, as informações coletadas são usadas como condições de contorno em uma malha de elementos finitos, pelo qual pode ser estimada, através da solução de um problema inverso, a distribuição de impedância elétrica em um domínio. Em TIE podem ser utilizados dois métodos, o método relativo e o método absoluto. O método relativo é baseada na variação da impedância elétrica e é viabilizado pelo fato de a impedância elétrica poder ser variável dentro de uma mesma região, devido ao estado em que se encontra, por exemplo no caso do pulmão, existe variação de resistividade entre o pulmão cheio de ar e vazio. O método absoluto é baseado na estimativa da impedância dentro do domínio e é viabilizado pelo fato de os tecidos da pele terem impedâncias características e diferentes uns dos outros. Este método torna possível a detecção de regiões de resistividades diferentes, que permite a geração de imagens internas, a detecção de um tumor, que tem baixa resistência elétrica é um exemplo prático de aplicação.

Devido a essas características, o princípio da tomografia por impedância elétrica vem sendo estudado por diversos grupos dentre os quais se destacam [6]:

- Universidade de Sheffield, Inglaterra - com estudos direcionados ao método backprojection;
- Universidade de Wisconsin, Madison - com ênfase em Newton-Raphson;
- Resselear Polytechnic Institute, EUA - Usando o método FNOSER, que é o método de Newton-Raphson adaptativo de uma só iteração;

- Universidade de Kuopio, Finlândia - Baseado no filtro de Kalman;
- Departamento de engenharia mecânica, EPUSP, Brasil - desenvolve diversos métodos de impedância elétrica, entre os quais, backprojection, Filtro de Kalman.

1.1 REVISÃO DE LITERATURA

Para compreender o mecanismo de um tomógrafo é preciso primeiro verificar alguns aspectos do corpo humano, dos métodos de tomografia existente, das aplicações dos tomógrafos por impedância elétrica e das características de funcionamento dos tomógrafos por impedância elétrica.

1.1.1 Aspectos do corpo humano

O método de tomografia por impedância elétrica está baseado no fato de que cada tecido do corpo humano tem uma diferente condutividade elétrica, e de acordo com isso, se for possível determinar as resistências elétricas dentro do corpo é possível desenhar uma imagem dos órgãos a serem monitorados.

É importante também frisar que além de órgãos diferentes terem diferentes impedâncias, um mesmo órgão pode apresentar também diferentes impedâncias dependendo do estado em que se encontra, por exemplo o pulmão vazio tem mais resistência que o pulmão cheio de ar. Anomalias nos tecidos também modificam a região em que estão presentes, como no caso de um tumor, a impedância fica mais baixa e no caso de um pneumotórax (bolsa de ar entre o pulmão e a pleura) a resistência aumenta devido ao ar.

Segue tabela 1 com algumas resistências típicas de tecidos humanos.

Tabela 1: Condutividades típicas de tecidos humanos.

Tecido	Condutividade(mS/cm)
Sangue	6,7
Pulmão(inspiração)	0,4
Pulmão(expiração)	1
Osso	0,06
Gordura	0,36
Músculo cardíaco (longitudinal)	6,3
Músculo cardíaco (transversal)	2,3

1.1.2 Métodos de obtenção de imagens médicas

Existem diversos métodos de obtenção de imagens médicas, segue a descrição de algumas técnicas:

- 1 Raios X: é uma técnica baseada na passagem de raios de ondas muito curtas que atravessam o corpo e atingem uma chapa fotográfica. É usado para diagnosticar patologias principalmente nos ossos.
- 2 Ultra-sonografia: a imagem é obtida através do estudo da reflexão de uma onda de alta freqüência que é refletida de modo diferente por diferentes tecidos.
- 3 Medicina nuclear: a medicina nuclear baseia-se no estudo da radiação emitida por substâncias radiativas injetadas no sangue do paciente, que tem essa radiação captada por cristais que detectam a radiação e emitem luz, que é processada por computador e transformada em imagem.
- 4 Tomografia computadorizada: produz uma imagem derivada de raios X de diversos ângulos e reconstruídas por computador para mostrar com detalhes imagens em cortes verticais ou horizontais, qualquer parte do interior do corpo.
- 5 Ressonância Magnética: é uma técnica que utiliza ondas de rádio associada a um campo magnético, valendo-se da característica de cada tecido de absorver, sob a presença de um campo magnético, a onda de um modo diferente. Pode gerar imagens em qualquer direção no corpo.

Pode-se perceber, a partir dos outros tipos de exame existentes no mercado,

que as imagens médicas são precisas e claras, como no caso da ressonância magnética ou da tomografia computadorizada, mas esses exames são muito demorados e necessitam de grandes equipamentos. A técnica da tomografia por impedância elétrica, ao contrário das demais, é um exame viável para ser aplicado em Unidades de Tratamento Intensivo devido ao seu tamanho reduzido, simples aplicação ao paciente e imagens dinâmicas que são formadas rapidamente.

1.1.3 Tomógrafos por impedância elétrica

Atualmente os tomógrafos por impedância elétrica existentes têm a função de detectar algumas patologias como edema e êmbolo pulmonar, tumores de mama e ,a mais promissora função de um tomógrafo por impedância elétrica, para o monitoramento, em tempo real de tratamentos e doenças, como por exemplo, no auxílio ao tratamento de *adult respiratory distress syndrome (ADRS)* , que necessita de injeção de ar com alto teor de oxigênio sob pressão para recuperar o pulmão danificado. Levando-se em conta que é imprescindível que a pressão seja suficiente para inflar o órgão, mas não pode ser grande a ponto de causar mais estragos ao mesmo e que é rápida o suficiente para impossibilitar qualquer exame demorado, pode-se notar que um mecanismo de monitoramento como o tomógrafo por impedância elétrica seria muito eficaz.

O funcionamento do tomógrafo é baseado na resolução de um problema inverso de estimativa de impedância dentro de um domínio. É transmitida uma corrente através de eletrodos fixados à pele do paciente, é medido o potencial de cada ponto pré-definido na qual é colocado um eletrodo. Sabendo-se as condições de contorno é então necessário descobrir a distribuição de resistência elétrica no interior do corpo que leva a distribuição de potencial medida no contorno.

1.1.4 Aplicações para tomografia por impedância elétrica

Os estudos ligados à tomografia por impedância elétrica têm diversas

vertentes, além da vertente médica, existem também as vertentes de estudo do solo e da observação industrial. Neste trabalho será abordado apenas do ponto de vista médico.

Do ponto de vista da medicina, o método pode ser usado para monitoração do pulmão, detecção de tumores (câncer de mama principalmente), detecção de perfusão e atividade elétrica no cérebro.

Algumas empresas disputam atualmente a tecnologia de melhoramento das imagens e do algoritmo para conseguir imagens mais definidas e mais rapidamente. As empresas que estão mais envolvidas atualmente são as empresas: Drager, Dixtal e Maltron na monitoração pulmonar, FDA, RPI e Darmouth na detecção de câncer de mama e Oxford Brooks na detecção de atividade elétrica cerebral.

1.1.5 O princípio matemático

A geração de imagens em um tomógrafo por impedância elétrica é feita pela estimativa da distribuição de impedância dentro de um domínio. Um dos modos de se estimar a impedância é resolvendo um problema inverso. Um problema é inverso é um problema na qual se conhece o efeito e a causa é a incógnita. No caso da tomografia por impedância elétrica, tem-se como causas, a distribuição de impedância e a injeção de corrente, e como efeito, a distribuição de potenciais. Uma vez que se conhece a corrente injetada e a distribuição de potenciais no contorno, e a incógnita é a distribuição de impedância, trata-se de um problema inverso.

O problema, além de inverso, tem muito mais incógnitas que equações de forma que é necessário utilizar diversos artifícios para a estimativa da distribuição da impedância.

É possível resolver um problema inverso através de uma seqüência de problemas diretos. Com uma estimativa inicial para a distribuição de impedância é feito o cálculo dos potenciais no contorno. Então, esses potenciais calculados são comparados com as medições efetuadas, obtendo-se um vetor de erro. O erro é diminuído a cada iteração com a modificação da distribuição de impedâncias.

Deve considerar também na resolução do problema métodos de considerar

os erros de medida de potencial que ocorrem graças ao descolamento dos eletrodos e os erros de posição devidos ao mau posicionamento dos eletrodos e também à movimentação do paciente.

Existem duas formas de se obter imagens, a forma absoluta e a relativa. A primeira tem por objetivo descobrir de forma absoluta a impedância elétrica em cada uma das regiões do corpo e a segunda é um gráfico da variação de impedância elétrica no volume de controle em questão.

O hardware montado, pela versatilidade conferida pela simplicidade e pelo fato de ser baseado muito mais em software (para filtragem e calibração, por exemplo) permite aquisição de sinais viáveis para a resolução de ambos os casos.

1.1.6 Solução do problema direto

Um dos modos de se estudar o problema é definir uma distribuição de resistividade elétrica para a região estudada, e comparar o resultado de um cálculo direto com os valores medidos.

Para se descobrir a solução do problema direto, é preciso supor uma distribuição de impedâncias elétricas no interior do corpo, é necessário discretizar o volume de controle para se conseguir valores médios para regiões, e encontrar os potenciais.

Um estudo da solução do problema direto em duas dimensões, discretizada em áreas triangulares é mostrado a seguir.

1.1.7 Metodologia para a resolução do problema direto

Para se solucionar o problema deve-se primeiramente definir a malha de elementos finitos, a figura 2 ilustra uma malha funcional, aqui, apenas para fins de compreensão do método, será, como na tese de mestrado de Molina [1], utilizado um exemplo com apenas 4 elementos, bidimensionais que estão numerados e tem as arestas numeradas conforme de forma compatível com a resolução, como mostrado

na figura 3.

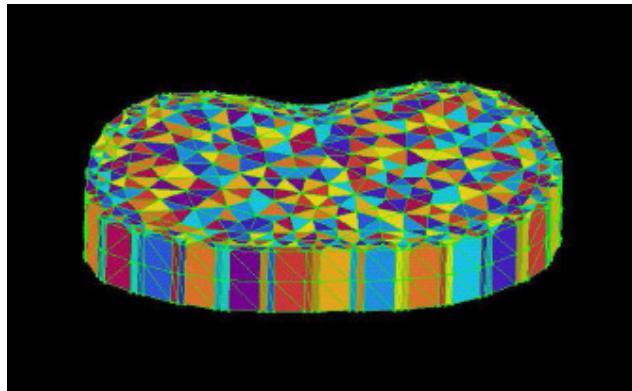


Figura 2: Exemplo de malha para implementação em elementos finitos [4]

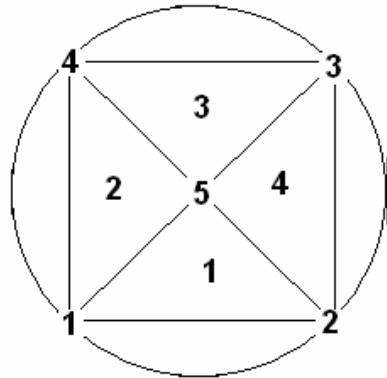


Figura 3: desenho esquemático de uma malha de elementos finitos com 4 elementos triangulares.

Define-se a matriz dos nós (M_n) e a matriz dos elementos (M_e). Na primeira, são definidas as coordenadas dos nós e na segunda, os nós que compõe cada elemento.

$$M_n = \begin{bmatrix} x_1 & y_1 \\ x_2 & y_2 \\ x_3 & y_3 \\ x_4 & y_4 \\ x_5 & y_5 \end{bmatrix} \quad (4.1)$$

$$Me = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 5 \\ 1 & 5 & 4 \\ 4 & 5 & 3 \\ 2 & 3 & 5 \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

É também calculada a matriz de condutividade local da malha para cada um dos nós:

$$y_c = \iiint_V \frac{1}{4A^2} [B]^T [D] [B] dV = \frac{t}{4A} [B]^T [D] [B] \quad (4.3)$$

Na qual as variáveis são definidas por:

y_c : Matriz de condutividade para um elemento triangular;

t : Espessura;

B : Matriz de geometria;

D : Matriz de propriedades;

A : Área de cada elemento.

Sendo que as matrizes B e D estão definidas a por:

$$B = \begin{bmatrix} \beta_i & \beta_j & \beta_m \\ \gamma_i & \gamma_j & \gamma_m \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

e

$$D = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & 0 \\ 0 & \sigma_{yy} \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

Onde σ_{xx} e σ_{yy} são as resistividades elétricas e as outras variáveis estão definidas conforme:

$$\beta_i = y_j - y_m$$

$$\beta_j = y_m - y_i$$

$$\beta_m = y_i - y_j$$

$$\gamma_i = x_m - x_j$$

$$\gamma_j = x_i - x_m$$

$$\gamma_m = x_j - x_i$$

Considerando que a informação da resistividade é conhecida em todos os pontos, pode-se calcular a partir da equação 4.3, a matriz de condutividade local para cada elemento:

$$y_c = \frac{t}{4A} \begin{bmatrix} \beta_i^2 \sigma_{xx} + \gamma_i^2 \sigma_{yy} & \beta_i \beta_j \sigma_{xx} + \gamma_i \gamma_j \sigma_{yy} & \beta_i \beta_m \sigma_{xx} + \gamma_i \gamma_m \sigma_{yy} \\ \beta_i \beta_j \sigma_{xx} + \gamma_i \gamma_j \sigma_{yy} & \beta_j^2 \sigma_{xx} + \gamma_j^2 \sigma_{yy} & \beta_j \beta_m \sigma_{xx} + \gamma_j \gamma_m \sigma_{yy} \\ \beta_i \beta_m \sigma_{xx} + \gamma_i \gamma_m \sigma_{yy} & \beta_j \beta_m \sigma_{xx} + \gamma_j \gamma_m \sigma_{yy} & \beta_m^2 \sigma_{xx} + \gamma_m^2 \sigma_{yy} \end{bmatrix} \quad (4.6)$$

Depois de obtidas as matrizes de condutividade locais, pode-se montar a matriz de condutividade global, baseada na influência de cada uma das matrizes locais no todo, gerando uma matriz quadrada de ordem 5.

Assim, após adquirir a matriz global podem-se calcular a partir da resistividade e os potenciais em cada nó, utilizando a equação matricial 4.7, considerando-se como conhecida a corrente no circuito.

$$[Y] = [V_i]^{-1} [Cj] \quad (4.7)$$

Ou

$$[V_i] = [Cj] [Y]^{-1} \quad (4.8)$$

onde

$[Y]$: Matriz de condutividade global;

$[V_i]$: Vetor de Potencial nos nós;

$[Cj]$: Vetor de correntes.

Deve-se notar que o problema direto tem uma solução direta a partir do

método de elementos finitos, e a partir dos resultados de potencial consegue-se calcular o erro através da comparação entre os potenciais calculados no contorno do domínio e os potenciais reais, medidos no contorno do domínio.

1.1.8 Software de um tomógrafo por impedância elétrica

O software empregado em um tomógrafo por impedância elétrica tem três componentes básicos, o código que soluciona o método de elementos finitos, o que controla o hardware e o que adquire as medições feitas pela placa de aquisição de sinais. O diagrama de blocos do sistema é mostrado na figura 4.

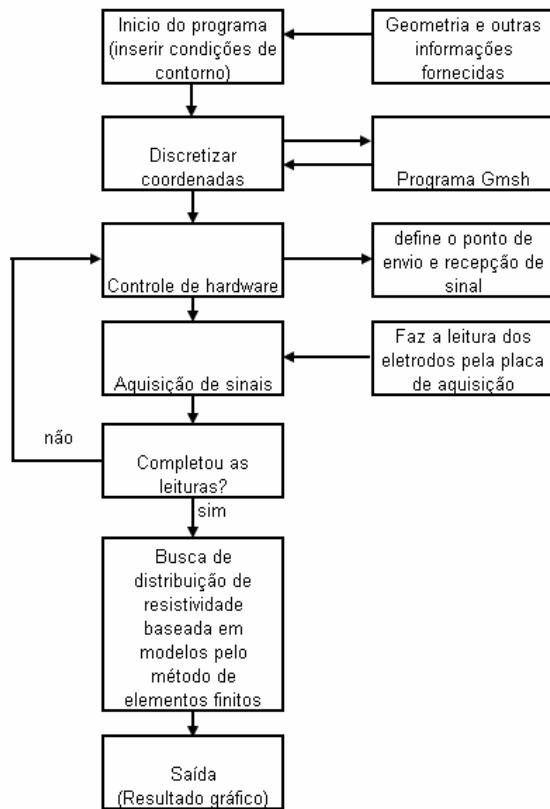


Figura 4: Diagrama de blocos que rege o funcionamento de um tomógrafo por Impedância Elétrica.

2. METODOLOGIA

Uma vez que a proposta do trabalho foi de construir um hardware com capacidade para colher dados a serem utilizados como informações de saída de um sistema em um problema de estimação de parâmetros, os materiais utilizados foram componentes eletrônicos, aparelhos eletrônicos e um microcomputador com uma placa de aquisição.

Foram definidos os subsistemas necessários à realização do trabalho e os testes necessários a cada um desses subsistemas e então os mesmos foram implementados. Esta seção trás a explicação da necessidade de cada um dos sistemas, bem como os testes que foram efetuados.

2.1 Subsistemas a serem desenvolvidos

A técnica de TIE é baseada na medição do potencial elétrico em determinados pontos ao redor de um domínio, causado por sinais elétricos transmitidos e recebidos através de dois eletrodos, para se conseguir estes dados são necessários os seguintes subsistemas: uma fonte de corrente, um multiplexador, um conjunto de eletrodos, uma placa de aquisição de sinais, um processador de informação e o controle via computador.

Os subsistemas que foram desenvolvidos foram a placa de multiplexação, a placa de controle da multiplexação, três circuitos para compor a fonte de corrente e os softwares para controle de multiplexação e aquisição de sinais.

2.1.1 Placa de multiplexação

No hardware do tomógrafo, o multiplexador é o elemento responsável pelo chaveamento do sinal elétrico pelos 32 eletrodos que o compõem. Para o controle do multiplexador será a porta paralela do PC será usada através do da biblioteca Parapin.1.5.0 para o sistema linux com kernel 2.4. O sistema de Mux/DeMux será composto por 2 Mux e 2 DeMux de 16 canais cada, que chaveam o sinal elétrico da

fonte elétrica entre os 32 eletrodos definindo uma entrada e uma saída.

Este chaveamento pode ser controlado de diversos modos. Atualmente tem sido usado o modo de transmissão de corrente de cada eletrodo para um dos três outros eletrodos adjacentes. A placa de multiplexação é mostrada na figura 6 e o componente principal, o multiplexador, é mostrado na figura 5.



Figura 5: Multiplexador [farnell]

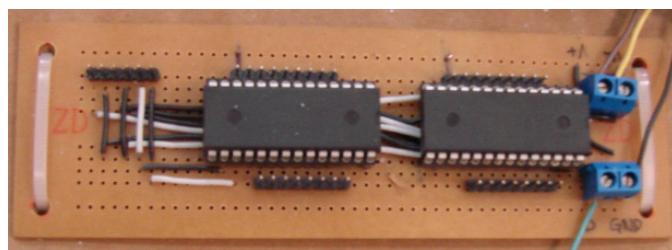


Figura 6: Placa de Multiplexação montada.

2.1.2 Placa de controle da multiplexação

Para o projeto foi construída uma placa simples composta por portas lógicas para evitar sobrecarga da porta LPT do PC e para diminuir em 1 pino a necessidade de controle por software, utilizando lógica de hardware para chaveamento entre cada dupla de multiplexadores (dupla de entrada e dupla de saída de corrente). A figura 7 mostra a placa de controle da multiplexação construída.

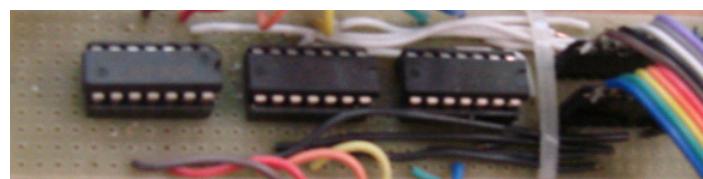


Figura 7: Placa de controle da Multiplexação.

2.1.3 Fonte de corrente

É a fonte de corrente que envia um sinal elétrico conhecido e controlado através dos eletrodos, para a pele. A fonte e corrente foi construída a partir de 3 circuitos baseados em 3 circuitos integrados, o gerador de onda 8038 e os amplificadores operacionais LM12CLK e o LM741. Essa fonte é alimentada com uma tensão continua de +15V e -15V e envia uma onda senoidal com 125 kHz de freqüência e potencial compatível com a resistência para emitir uma corrente constante. O resultado final da construção é mostrado na figura 8.

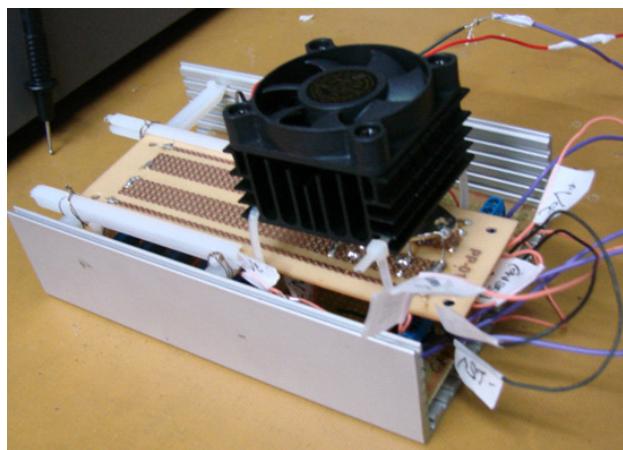


Figura 8: Fonte de corrente

2.1.4 Software de controle para a multiplexação

O software de controle para a multiplexação é a interface necessária para que se faça através do software a escolha dos eletrodos que estarão ligados à fonte de corrente através dos multiplexadores. O software deve ser uma função em C, para linux que recebe como entrada o número dos eletrodos de entrada e saída e controla a porta paralela de modo que se garanta a configuração desejada, sem retornar nenhum valor ao programa principal.

2.1.5 Software para aquisição de sinais

O software para aquisição de sinais é uma função que deve ser escrita em C para a plataforma de linux, baseado nos drivers fornecidos pelo fabricante da placa de aquisição.

A função é uma função sem retorno de valor, e sem valores de entrada. O resultado da função é a criação de um arquivo de texto com 2000 dados de cada um dos canais, totalizando 64 000 dados de potencial nos eletrodos.

2.2 Materiais utilizados

Para se viabilizar os testes e a montagem de uma bancada experimental, além dos subsistemas citados, outros materiais utilizados estão descritos nesta seção.

2.2.1 Computador para processamento da informação

O computador usado na aquisição de sinal é equipado com a placa de aquisição de sinal citada. A plataforma de trabalho é a Linux, para o qual já existem drivers a disposição para alguns dos hardwares. A programação será efetuada na linguagem C.

2.2.2 Recipiente para solução salina de testes (Fantom)

Para simular um tórax é utilizado, para os primeiros testes, um recipiente construído com um tubo de PVC, uma base de vidro e 32 eletrodos de cobre colocados na lateral do recipiente, esse corpo de provas é chamado de Phantom, que pode ser visto na figura 9.

Dentro do recipiente será colocado uma solução salina e objetos, que deverão ser detectados pelo tomógrafo.

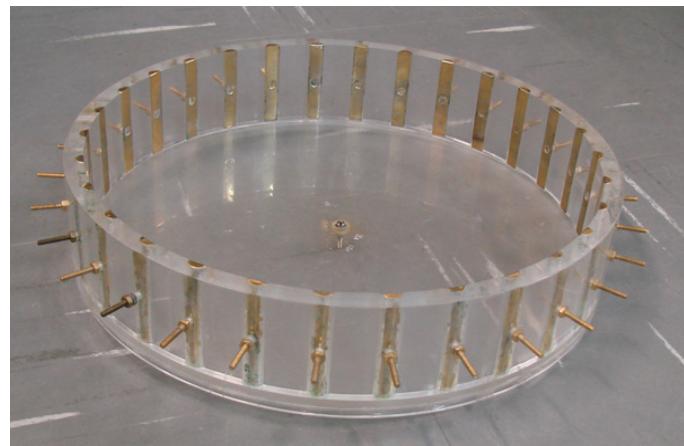


Figura 9: Phantom para testes.

2.2.3 Cabos de conexão entre as placas

Devido à grande quantidade de fiação envolvida foi necessário utilizar um cabeamento mais compacto entre as placas, viabilizando a construção. O cabeamento construído é mostrado na figura 10.

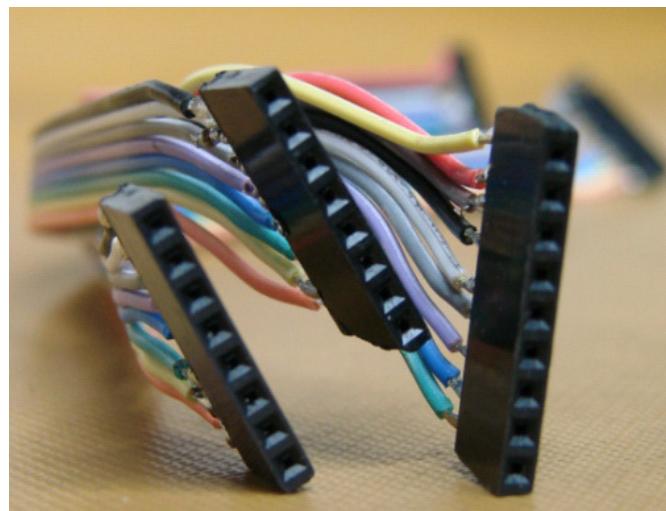


Figura 10: Conectores construídos para conexão entre as placas

2.2.4 Eletrodos

Os eletrodos são a interface entre o aparelho e o corpo. Para a Simulação nos Phantoms, os eletrodos serão representados por elementos de cobre fixados em

uma cuba cilíndrica de acrílico conforme mostrado na figura 11, sendo assim a interface entre o aparelho e a solução salina contida no Phantom.

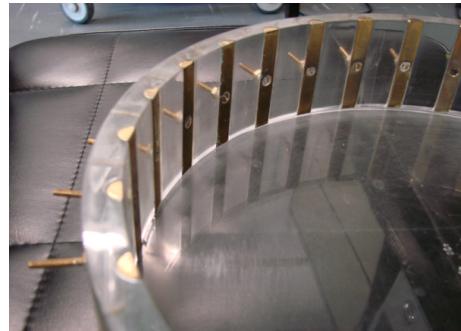


Figura 11: detalhe dos eletrodos

2.2.5 Fontes de tensão

Para o trabalho foram-se utilizadas duas fontes de tensão sendo uma responsável pela alimentação da fonte de corrente e outra sendo responsável pela alimentação das placas de multiplexação e pela placa de controle da multiplexação. Para alimentação da fonte de corrente foi utilizada a fonte MPC-303DI, de marca Minipa mostrada na figura 12, controlado de forma a fornecer para a fonte de corrente uma tensão continua de +15V e -15V em relação a um terra comum. Para controlar a multiplexação foram utilizadas duas fontes de 15 volts e um regulador de tensão para 5V, tendo como saídas pontos de +15V, -15V, Terra e +5V. Essa fonte, mostrada na figura 13 foi também usada para testes, sendo que tem várias saídas que podem ser chaveadas individualmente para 5V e Terra, criando-se uma bancada de teste de estado lógico digital 0 e 1.

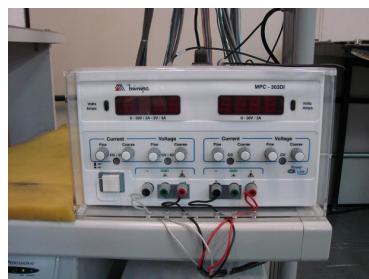


Figura 12: Fonte de tensão Minipa.

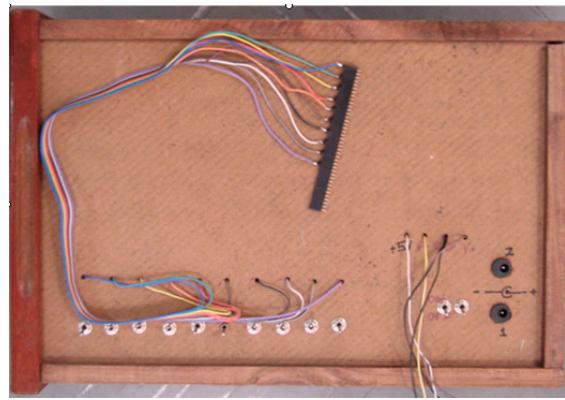


Figura 13: Fonte de Tensão construída.

2.2.6 Placa de aquisição de sinais

A placa de aquisição de sinais tem a função de medir o potencial elétrico em cada um dos eletrodos e enviar a leitura em formato digital ao computador, para ser usado como condição de contorno para o método de elementos finitos. A placa usada será a placa ICS-645-32 e tem velocidade de aquisição de sinal de 2MHz por canal e resolução de 16 bits a placa de aquisição é mostrada na figura 14 e o esquema eletrônico na figura 15.



Figura 14: placa de aquisição de sinais.

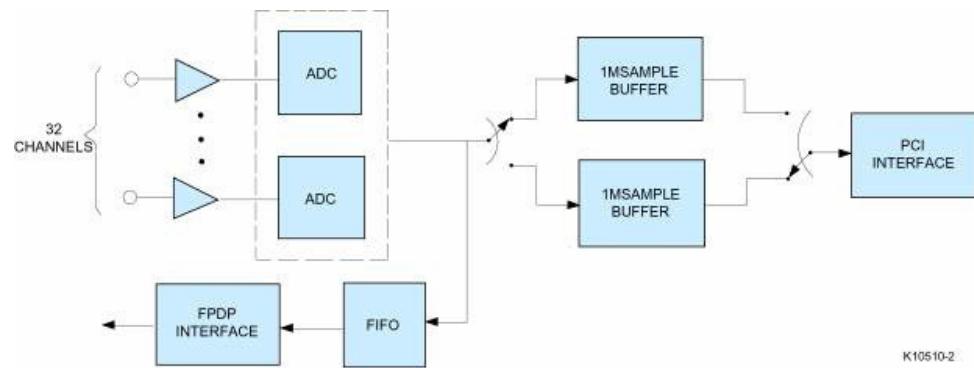


Figura 15: diagrama da placa de aquisição. (Fonte: ICS)

K10510-2

3. RESULTADOS

Como resultados, obteve-se o projeto e construção dos subsistemas, tanto de hardware como de software e algumas medições efetuadas com uma bancada montada.

O projeto eletrônico baseia-se na construção de 2 hardwares a fonte de corrente e a placa de multiplexação. A passagem de uma corrente elétrica gerada pela fonte de corrente é chaveada pelo multiplexador entre os 32 eletrodos, e retorna por algum dos outros 31 eletrodos que são chaveados através de desmultiplexadores. A tensão em cada eletrodo é então medida pela placa de aquisição de sinal e enviada ao computador, para servir de condições de contorno para o método de elementos finitos

A figura 16 ilustra o esquema de montagem elétrica de 16 dos 32 eletrodos na fonte de tensão.

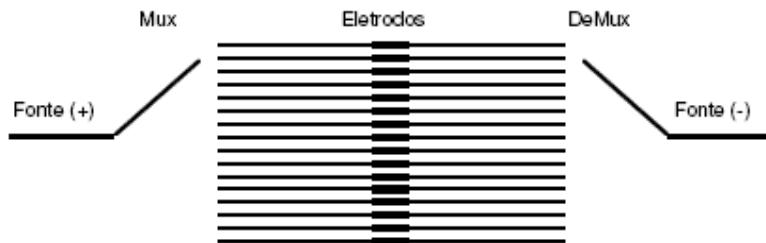


Figura 16: Modelo esquemático do Multiplexador.

Pode-se com a figura 16 compreender-se como os eletrodos estão conectados à fonte. Os multiplexadores, controlados pela porta paralela do computador através dos circuitos integrados de portas lógicas AND e NAND, fazem com que a corrente passe entre os lados positivo e negativo, do eletrodo conectado ao lado positivo através do corpo até o eletrodo conectado à parte negativa. As conexões são modificadas de modo a conseguirem-se as combinações de passagem de corrente necessária para a determinação da impedância elétrica de cada ponto da malha de elementos finitos de forma precisa.

Cada um dos eletrodos é ligado à placa de aquisição de dados, que é

responsável por transmitir a informação do potencial elétrico de cada eletrodo ao computador que usará as informações para resolver o problema inverso do método de elementos finitos.

Os circuitos estão ligados conforme mostrado na figura 17, onde a fonte de tensão senoidal alimenta a fonte de corrente que por sua vez é direcionada a um dos eletrodos pelos multiplexadores. A corrente escoa para a terra por um dos eletrodos, que é definido pelo desmultiplexador.

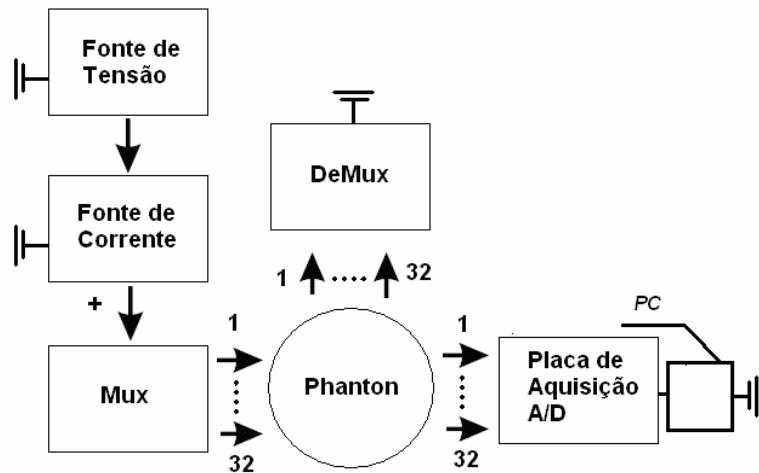


Figura 17: Esquema de montagem do hardware.

As interfaces entre os diversos circuitos envolvidos neste trabalho se deram por meio de cabos específicos, no caso das portas paralela e da conexão da placa de aquisição, por cabos com conectores soldados entre algumas placas ou com a utilização de borneiras. Para ilustrar as borneiras utilizadas, algumas das conexões estão mostradas nas figuras 18 e 19.



Figura 18: Borneira de saída da placa de multiplexação para os eletrodos.

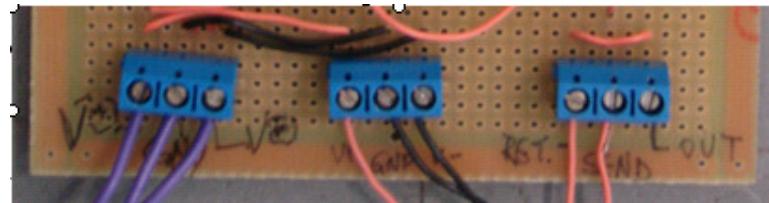


Figura 19: Borneira de conexão da placa de fonte de corrente

3.1 Implementação dos subsistemas de hardware

Os circuitos necessários à montagem do hardware do sistema foram baseados em circuitos integrados encontrados comercialmente. São eles o CIs 8038, o LM741, o LM12CLK e os Mux 535DJ.

3.1.1 Fonte de corrente

A fonte de corrente é um aparelho que gera um sinal de corrente senoidal estável de 2 miliamperes, composto por 3 circuitos: um gerador de onda senoidal, um seguidor inversor e um circuito de ajuste de corrente.

Como resultado de uma medição efetuada para testes da fonte de corrente, obteve-se o gráfico da figura 20, que mostra medidas de potencial elétrico sobre um potenciômetro. Os dados foram aquisitados utilizando-se placa de aquisição de sinais.

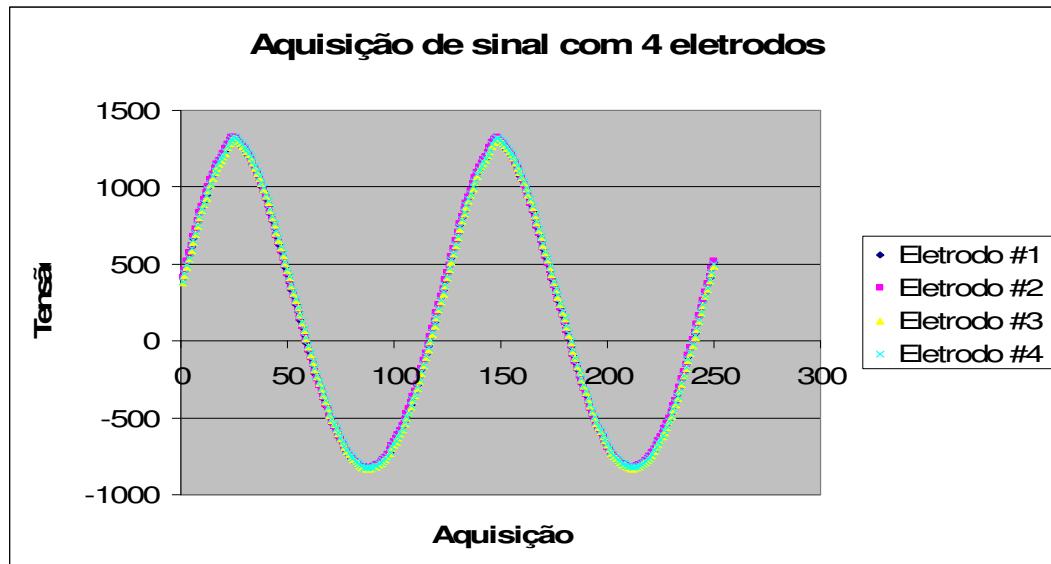


Figura 20: Medição de potencial feito na fonte de corrente com um potenciômetro

3.1.1.1 Circuito do gerador de onda senoidal

Para o projeto foi necessário construir um gerador de onda senoidal para controlar o gerador de corrente, uma vez que o mesmo é um gerador de corrente controlado por tensão. Isso foi feito utilizando um projeto baseado nas informações do Data Sheet do CI 8038 seguindo-se a configuração mostrada na figura 21. O resultado obtido na montagem é mostrado na figura 22.

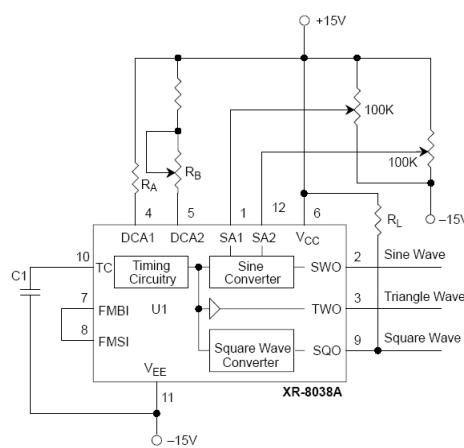


Figura 21: Diagrama de geração de onda senoidal

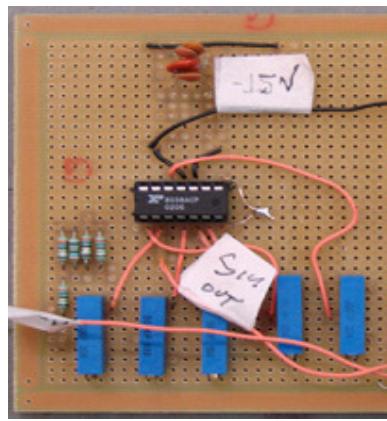


Figura 22: Circuito de geração de onda senoidal

3.1.1.2 Circuito de ajuste de corrente

O amplificador operacional de alta potencia LM12CLK foi utilizado na configuração de regulador de corrente controlado por tensão mostrada na figura 23 onde a corrente é controlada por uma onda de tensão senoidal. A intensidade da corrente é controlada pela amplitude da tensão e por um potenciômetro. O resultado da montagem, na qual foi necessária a utilização de um *cooler*, é mostrada na figura 24.

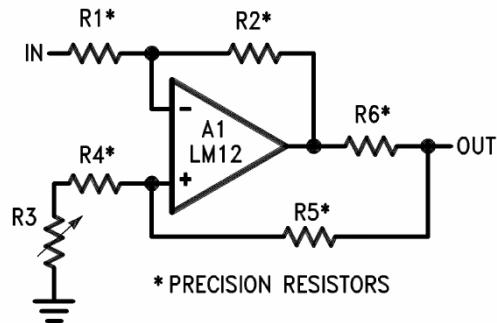


Figura 23: Diagrama do circuito de regulagem de corrente de corrente.

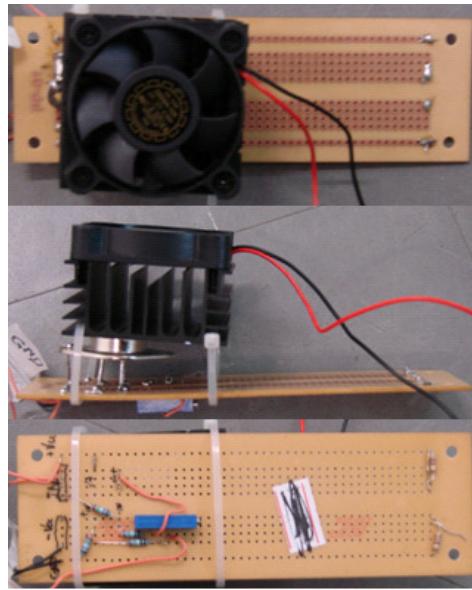


Figura 24: Circuito de regulagem de corrente.

3.1.1.3 Circuito seguidor

Um amplificador operacional LM741 foi utilizado na configuração de seguidor para desacoplar o circuito de geração de onda do circuito de regulador de corrente. Isso foi necessário porque a impedância de entrada do circuito de regulagem de corrente é muito baixa e gera uma interferência gerando uma deformação na onda de saída do gerador de onda 8038. O diagrama do circuito e o resultado da montagem estão apresentados nas figuras 25 e 26.

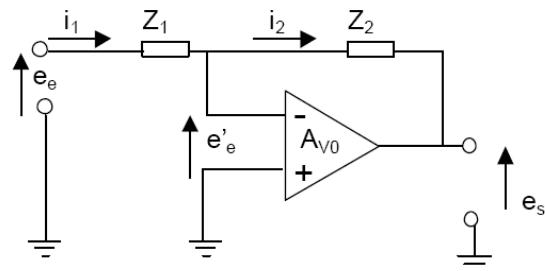


Figura 25: Diagrama do circuito seguidor inversor.

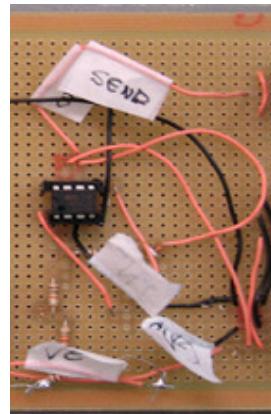


Figura 26: Circuito seguidor inversor.

3.1.2 Circuito de multiplexação e controle da multiplexação

O circuito de multiplexação/desmultiplexação foi construído utilizando-se 4 CIs 535DJ, dividido em 2 placas com 2 multiplexadores em cada, com 6 pinos de controle para cada uma dessas placas. Esses pinos são controlados por uma placa de controle que será descrito na próxima seção.

O circuito foi feito apenas ligando-se os pinos de controle às entradas de controle, os pinos de V+ e V- a fontes de 15 volts, positivas ou negativas e os 32 pinos do multiplexador com uma ligação para a borneira que será a interface com os eletrodos.

A lógica envolvida no controle por multiplexadores está ligada à manutenção de tensões binárias de lógica 0 para valores menores que 1,0 V e lógica 1 para valores maiores que 4,5 V. Cada um dos CIs possui 4 pinos que definem qual das 16 chaves do multiplexador será ligada à entrada, o pino “enable” que define o estado de alta impedância, ou seja desconecta todos os pinos de saída da entrada e um pino de retenção que mantém a lógica anterior enquanto o pino estiver acionado.

Para servir de interface entre a porta paralela do computador e o circuito de multiplexação foi preciso construir uma placa de controle da multiplexação utilizar-se alguns artifícios para evitar uma sobrecarga da porta LPT de forma a evitar “queimar” a mesma e também foi escolhido se controlar por hardware os pinos de enable dos multiplexadores.

Na maioria dos casos as portas lógicas servem apenas como um boost e para repetir o sinal da porta paralela, mas no caso dos pinos enable, o circuito faz a escolha entre uma das duas placas de cada placa de multiplexadores de acordo com um pino da placa paralela.

Para controlar os 4 multiplexadores com os 10 pinos controláveis da porta paralela foi preciso utilizar lógica por hardware com o uso de circuitos integrados de lógica AND e NAND para dois propósitos o primeiro foi o de evitar uma sobrecarga na porta paralela do computador que poderia ser gerado pelo excesso de corrente que o multiplexador poderia requerer, aumentando a impedância de entrada da interface com o PC e fazer com que a corrente necessária ao multiplexador fosse gerada pelos circuitos integrados das portas lógicas. O segundo propósito foi o de chavear entre os dois multiplexadores de 16 canais sem a necessidade de 2 pinos para controle dos pinos “enable” de modo que sempre um dos pinos seja a negação do outro, diminuindo em 2 pinos a necessidade de controle pela porta paralela e possibilitando o controle por 10 pinos ao invés de 12.

Segue a tabela 2 da lógica do multiplexador e a figura 27 do diagrama das ligações do circuito de multiplexação juntamente com a placa de controle.

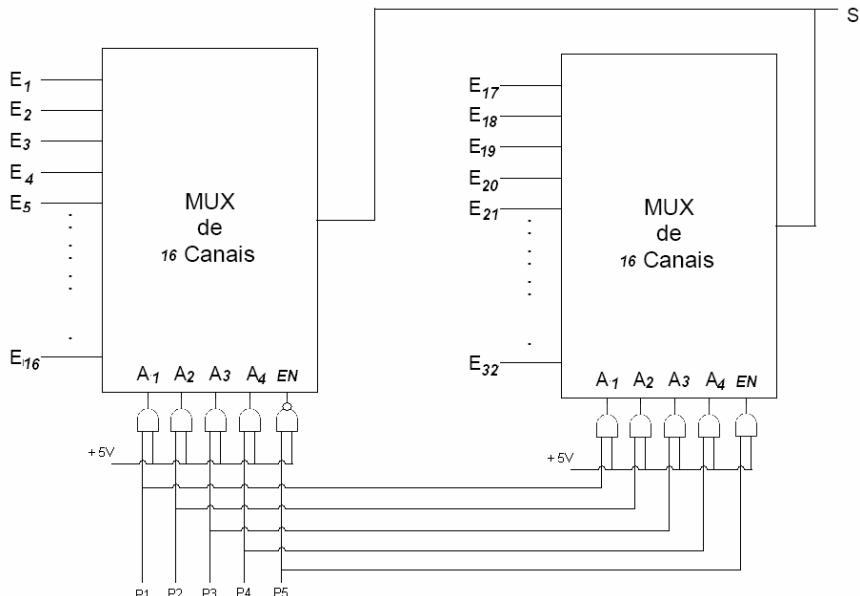


Figura 27: Diagrama do circuito de entrada ou saída do multiplexador com as portas lógicas da placa de controle.

Tabela 2: Tabela verdade de um multiplexador.

TRUTH TABLE									
EN	CS	\bar{CS}	ST ^a	A ₃	A ₂	A ₁	A ₀	Channel Selected	Disable ^b
0	X	X							
X	0	X							
X	X	1							
				0	0	0	0	S ₁	
				0	0	0	1	S ₂	
				0	0	1	0	S ₃	
				0	0	1	1	S ₄	
				0	1	0	0	S ₅	
				0	1	0	1	S ₆	
				0	1	1	0	S ₇	
				0	1	1	1	S ₈	
				1	0	0	0	S ₉	
				1	0	0	1	S ₁₀	
				1	0	1	0	S ₁₁	
				1	0	1	1	S ₁₂	
				1	1	0	0	S ₁₃	
				1	1	0	1	S ₁₄	
				1	1	1	0	S ₁₅	
				1	1	1	1	S ₁₆	
X	X	X	0	X	X	X	X	Maintains previous switch condition	High Z or Low Z
Logic "0" = $V_{AL} \leq 4.5\text{ V}$ Logic "1" = $V_{AH} \geq 10.5\text{ V}$ X = Don't Care									

As figuras 28 e 29 são respectivamente os resultados de construção de uma das placas de multiplexação e da placa de controle

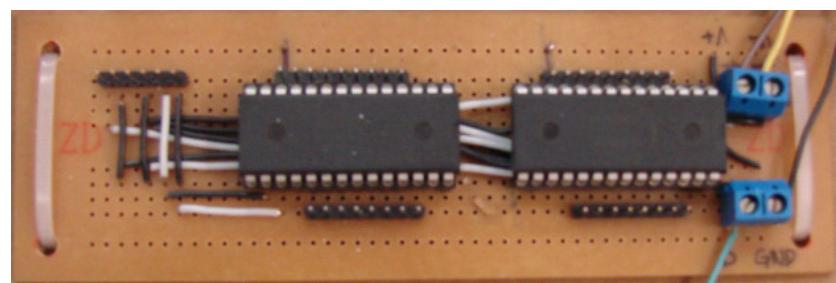


Figura 28: Placa de Multiplexação

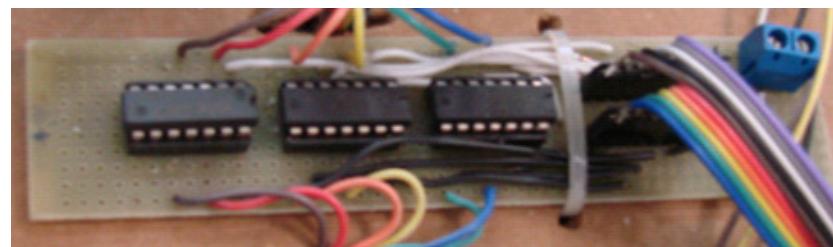


Figura 29: Placa de controle do sistema de multiplexação

3.2 Implementação dos subsistemas de software

O software pode ser dividido em duas partes o software para controle do hardware e o software para aquisição de dados. O primeiro controla os multiplexadores, definindo os eletrodos de injeção de corrente e o segundo faz as medidas de potencial.

3.2.1 Código de controle do hardware

O código em C recebe dois números, que indicam os eletrodos entre os quais a corrente circula e envia pelas portas paralelas uma informação que leve à ligação física dos eletrodos à fonte de corrente. Ao receber os números das portas de entrada e saída o software primeiro desconecta todas as portas para evitar um curto circuitamento, a seguir define tanto a porta de entrada quanto a de saída.

O código que está mostrado no apêndice A foi escrito para plataforma Linux com o uso da biblioteca Parapin1.5.0, utilizando como base o tutorial existente no site http://www.epanorama.net/circuits/parallel_output.html#circuithow.

3.2.2 Código para aquisição de dados

O código para aquisição de dados da placa de aquisição foi feito baseado no driver fornecido juntamente com a placa de aquisição. Esse código registra 2000 medições feitas pela placa em uma freqüência de 1 MHz para cada um dos 32 eletrodos cravados no phantom simultaneamente.

3.3 Testes do sistema completo

A bancada de trabalho foi inteiramente montada e se mostrou eficaz para a proposta, foi possível obter-se várias medições com diversos tipos de injeção de

corrente e o controle pôde ser efetuado pelo computador conforme o proposto. Na figura 30 pode-se ver a bancada montada para os testes e a figura 31 mostra de forma mais clara a montagem do sistema apenas para a ilustração do trabalho.



Figura 30: Bancada utilizada para os testes

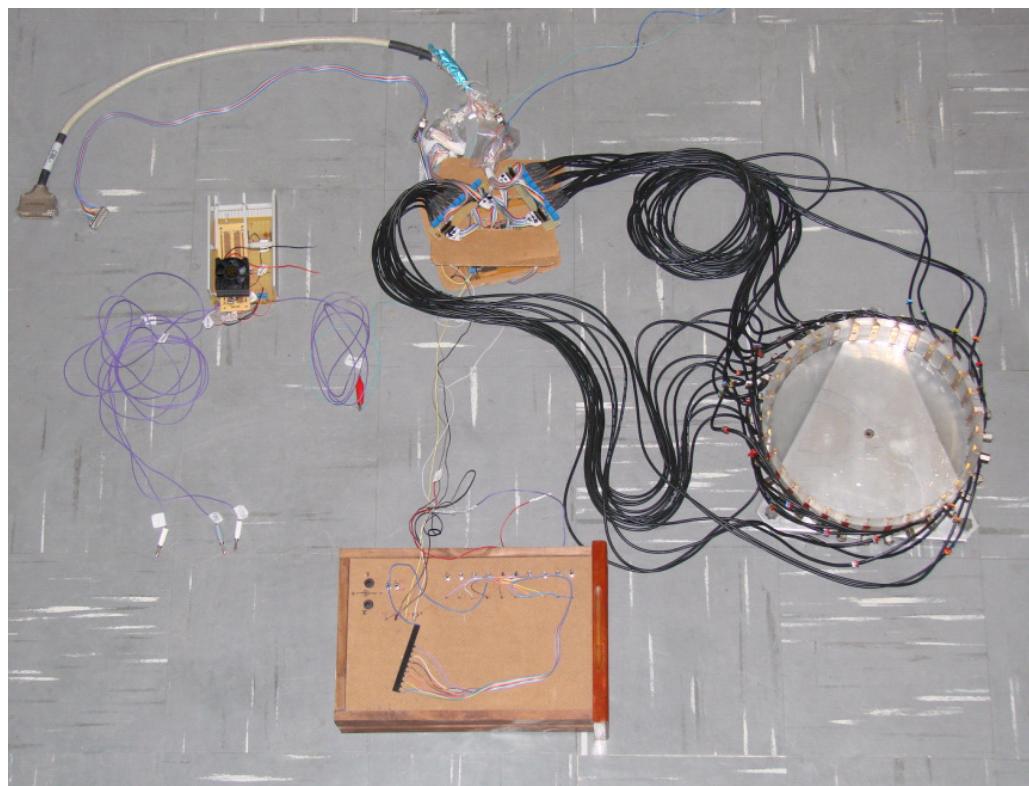


Figura 31: Sistema montado ilustrativamente.

Para se comprovar a possibilidade de se fazer uma medição utilizando-se a bancada construída e validando-se os hardwares construídos foram feitas algumas medições de potencial utilizando-se um fantom com uma solução salina.

As figuras 32 e 33 mostram gráficos de medições feitas com dois pares diferentes de eletrodos. Na primeira medição utilizou-se o eletrodo 1 como saída e o eletrodo 3 como entrada, já na segunda medição, a entrada foi o eletrodo 16 e a saída o eletrodo 1.

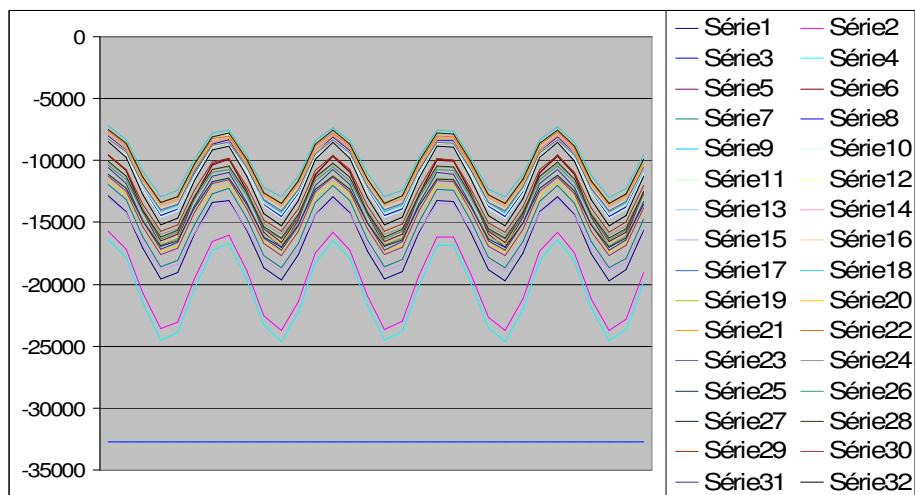


Figura 32: Resultado medido no Phantom com entrada no eletrodo 1 e saída no eletrodo 3

No Gráfico da figura 32 mostrado, pode-se perceber que conforme o esperado, os eletrodos mais próximos ao eletrodo de injeção de corrente reagem mais do que os eletrodos mais distantes. No caso, como o eletrodo em questão é o eletrodo 3, os eletrodos 4 e 2 tem medidas com maiores módulos.

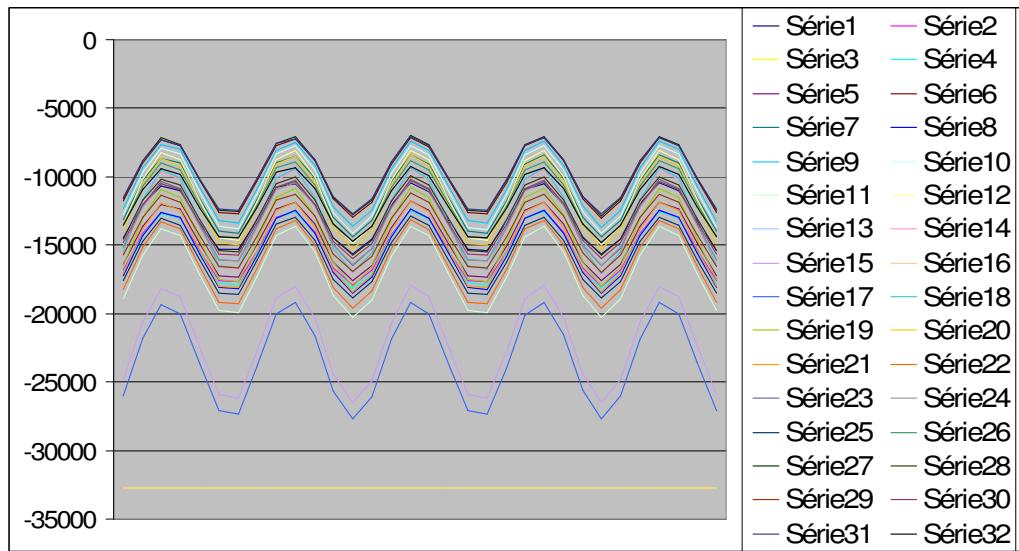


Figura 32: Aquisição feita com a entrada no canal 1 e a saída no canal 16

No caso do gráfico ilustrado na figura 32, também se pôde comprovar a reação do sistema conforme diferentes entradas, uma vez que conforme o esperado, os eletrodos próximos ao canal 16 (15 e 17) têm os maiores módulos medidos.

4. DISCUSSÃO

Mesmo que tenha sido possível obter-se um tomógrafo flexível quanto aos modos de aplicação de corrente e medição, ainda existe a possibilidade de se melhorar o hardware em diversos aspectos:

- Geração da onda senoidal;
- Offset da fonte de corrente;
- Blindagem do sistema contra interferências;
- Utilização de eletrodos ativos;
- Melhoria na eficiência do software;

A geração da onda senoidal foi feito a partir do CI 8038 na bancada atual, porém o recomendado é utilizar-se um gerador de onda comercial. No trabalho atual isso não foi possível devido ao custo envolvido estar fora do aceitável para um trabalho de graduação sem subsídios.

O offset da fonte de corrente não foi ajustada e deve ser subtraída, no momento, por software. Recomenda-se para trabalhos futuros, que se faça o ajuste por hardware, para que se possa ter um resultado já normalizado na medição, para que se possa utilizar toda a resolução da placa de aquisição.

A blindagem eletromagnética não foi feita. Com uma aterragem correta e com a colocação das placas dentro de invólucros metálicos aterrados, a interferência deve ser muito amenizada.

Recomenda-se a construção de eletrodos ativos na configuração de seguidor para aumentar a impedância de entrada e aumentar a potência do sinal. O aumento da impedância de entrada evita qualquer interferência do circuito no sistema biológico a ser monitorado e o aumento da potência do sinal faz com que as interferências externas no sinal sejam relativamente diminuídas.

A preocupação no presente trabalho, como já foi citada, foi desenvolver uma parte do hardware de um tomógrafo por impedância elétrica e não sei foi abordada a eficiência do software de controle.

5. CONCLUSÃO

Foi projetado e construído o hardware para a captura de sinais e injeção de corrente que comporá um tomógrafo por impedância elétrica, sendo programável o modo de injeção de corrente bipolar e os modos de medição diferenciais e até mesmo *single-ended*.

ANEXO A

Código da função de aquisição de sinais da placa ICS645.

```
#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>

#include <string.h>
#include <fcntl.h>
#include <unistd.h>
#include <time.h>
#include <sys/types.h>
#include <sys/ioctl.h>
#include <sys/mman.h>
#include <sys/poll.h>

#include "ics645api.h"

#define __try
#define __finally err_exit:
#define __leave goto err_exit

void saveFile (int *buffer, int quantity);

int      *rbuf  = NULL;
int      nBytesToRead = 0;

#ifndef REDHAT61
int      hDevice = 0;    // handle to the ICS645 device
#endif

void aquisicao(void)
{
    int      acqSize  = 2000;
    int      ChanNum  = 32;
    double   fSRate   = 1.0; //em Mhz, segundo /root/ics645-src/api/ics645low.c
    int      OvrSamp  = 8;

    nBytesToRead = acqSize*ChanNum*sizeof(short);

    printf("\nOperando placa de aquisicoes ICS-645...\n");

    __try {
        double      ics645SampleRate;
        ICS645_CONTROL ics645ctrl;
        unsigned long ics645Decimation;
        unsigned long ics645AcqCount;
        unsigned long ics645BufLen;
        unsigned long ics645ChanNum;
        ICS645_STAT   ics645stat;

#ifndef REDHAT61
        time_t      strobe;
#endif /* REDHAT */

#ifndef REDHAT61
        hDevice = open("/dev/ics645-1", O_RDWR);

```

```

        if (0 > hDevice)
#endif /* REDHAT61 */
{
    printf("Error: couldn't open a handle\n");
    __leave;
}

/* Allocate memory for the receiving buffer */
if ((rbuf = (int*) ics645AllocateDmaBuffer (hDevice, nBytesToRead)) == NULL ){
    printf ("Could not allocate the memory!\n");
    __leave;
}

/* Problem found on Mandrake 7.1 - memset clears only 1 page */
/* memset(rbuf, 0, nBytesToRead); */
{
    int i;
    for(i = 0; i < nBytesToRead; i++) {
        ((char*)rbuf)[i] = 0;
    }
}

ics645SampleRate = fSRate;
if(ics645ADCClkSet(hDevice,&ics645SampleRate) != OK) {
    printf("ADC clock set error!\n");
    __leave;
}

memset(&ics645ctrl, 0, sizeof(ICS645_CONTROL));
ics645ctrl.trgsel = ICS645_INTERNAL; /* 0:internal trigger */
ics645ctrl.clksel = ICS645_INTERNAL; /* 0:internal clk selected */
ics645ctrl.diagnable = ICS645_DISABLE; /* diagnose disable */
ics645ctrl.enable = ICS645_DISABLE; /* adc disable */
ics645ctrl.fpdpenable = ICS645_DISABLE; /* disable fpdp */
ics645ctrl.fpdewidth = ICS645_16BIT_FPD; /* packed data */
ics645ctrl.adcmaster = ICS645_ENABLE; /* this board should be master */
ics645ctrl.adcterm = ICS645_ENABLE; /* slaveboard need to be terminated only */
ics645ctrl.fpdpmaster = ICS645_ENABLE; /* must be 1 */
ics645ctrl.fpdpterm = ICS645_ENABLE; /* must be 1 */
ics645ctrl.adcmode = ICS645_DISABLE; /* 1x:2x:4x:8x Decimation*/
ics645ctrl.acqmode = ICS645_CONTINUOUS; /* capture mode=1, continue mode=0 */
ics645ctrl.intrig = ICS645_DISABLE; /* first disable the internal trig signal */
ics645ctrl.fpdpii = ICS645_DISABLE; /* FPDP I mode */
ics645ctrl.extclk = ICS645_DISABLE; /* disable the output of external clock*/
ics645ctrl.exttrig = ICS645_DISABLE; /* disable the output of external trigger*/

switch (OvrSamp){
    case 8: ics645ctrl.adcmode = ICS645_8X; break;
    case 4: ics645ctrl.adcmode = ICS645_4X; break;
    case 2: ics645ctrl.adcmode = ICS645_2X; break;
    case 1: ics645ctrl.adcmode = ICS645_1X; break;
    default:
        printf("Invalid over sampling\n");
        __leave;
}

if(ics645ControlSet(hDevice,&(ics645ctrl)) != OK) {
    printf("Configuration set error!\n");
    __leave;
}

ics645Decimati      on = 1;

```

```

if(ics645DecimationSet(hDevice,&ics645Decimation) != OK) {
    printf("Decimation set error!\n");
    __leave;
}

ics645AcqCount = nBytesToRead/sizeof(long);
if(ics645AcquireCountSet(hDevice,&ics645AcqCount) != OK) {
    printf("Acquire count set error!\n");
    __leave;
}

ics645BufLen = nBytesToRead/sizeof(long);
if(ics645BufferLengthSet(hDevice,&ics645BufLen) != OK) {
    printf("Buffer length set error!\n");
    __leave;
}

ics645ChanNum = ChanNum;
if(ics645ChannelCountSet(hDevice,&ics645ChanNum) != OK) {
    printf("Channel count set error!\n");
    __leave;
}

if(ics645BufferReset(hDevice) != OK) {
    printf("BufferReset error!\n");
    __leave;
}

#endif REDHAT61
    strobe = time(NULL);
#endif /* REDHAT61 */
do {
    if(ics645ADCReset(hDevice) != OK) {
        printf("ADC reset error!\n");
        __leave;
    }
}

#endif REDHAT61
    usleep(0);
#endif /* REDHAT61 */

if(ics645StatGet(hDevice, &ics645stat) != OK) {
    printf("Stat get error!\n");
    __leave;
}

#endif REDHAT61
    if((time(NULL) - strobe) > 5.0) {
        printf("Sync timeout error!\n");
        __leave;
    }
#endif /* REDHAT61 */
} while(ics645stat.syncerror != 0);

if(ics645Enable(hDevice) != OK) {
    printf("Enable error!\n");
    __leave;
}

if(ics645Trigger(hDevice) != OK) {
    printf("Triger error!\n");
    __leave;
}

```

```

} }

fprintf(stdout, "\nAquisitando 2000 medicoes.");
read(hDevice, rbuf, nBytesToRead);
fflush(stdout);

saveFile (rbuf, nBytesToRead/sizeof(long)); // pq divide por sizeof(long)?
}

__finally {
/* Free the memory, close the device */
printf("Finally: Clean All\n");
if(rbuf) {
    ics645FreeDmaBuffer (hDevice, rbuf, nBytesToRead);
    rbuf = NULL;
}

#endif REDHAT61
if (!(hDevice < 0)) {
    close(hDevice);
    hDevice = -1;
}
#endif /* REDHAT61 */

}

// return 0;
}

}

//****************************************************************************

void saveFile (int *buffer, int quantity)
{
int j;
char fname[80] = "dados.txt";
FILE *fd;

//printf ("Enter file name with extension:");
//scanf("%s", fname);
printf ("\n");

if((fd = fopen (fname, "w")) == NULL)
    printf ("Cannot open file %s\n", fname);
else
{
    printf ("File %s opened O.K.\n", fname);
    for (j = 0; j < quantity; j++)
    {
//        fprintf (fd,"0x%8.8x\n", buffer[j]);

        //dois canais por palavra
        fprintf (fd,"%d", (short)((buffer[j]>>16) & 0xFFFF)); fprintf (fd,"\\n");
        fprintf (fd,"%d", (short)((buffer[j]>>0) & 0xFFFF)); fprintf (fd,"\\n");
    }
    fclose (fd);
}
}

```

ANEXO B

Código da função de controle do Hardware

```
/* This file is part of the package "parapin".
```

The parapin package is free software; you can redistribute it
and/or modify it under the terms of the GNU Library General Public
License (LGPL) as published by the Free Software Foundation.

The parapin package is distributed in the hope that it will be
useful, but WITHOUT ANY WARRANTY; without even the implied
warranty of MERCHANTABILITY or FITNESS FOR A PARTICULAR PURPOSE.
See the GNU Library General Public License for more details.

You should have received a copy of the GNU Library General Public
License along with parapin; if not, write to the Free
Software Foundation, Inc., 59 Temple Place, Suite 330, Boston, MA
02111-1307 USA

For futher information on the parapin package, please refer to the
project information hosted on Sourceforge --

<http://sourceforge.net/projects/parapin/>

```
*/  
  
#include <stdio.h>  
#include <stdlib.h>  
#include <unistd.h>  
  
#include "parapin.h"  
  
void entradasaida(int entrada, int saida)  
{  
    int pinos[] = {1,1,1,1,1,1,1,1,1,1,1,1,1,1,1,1};  
    int jk=1;  
    int pin_sequence[] = { 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 14, -1};  
    int i=0;  
    int prev = 0;  
    char buf[240];  
  
    /* setando pinos de entrada*/  
    if(entrada >= 16){  
        pinos[5] = 1;  
        entrada = entrada-16;  
    }  
    else{  
        pinos[5] = 0;  
    }  
    if(entrada >= 8)  
        {pinos[4] = 1;  
        entrada = entrada - 8;  
    }  
    else pinos[4] = 0;  
    if(entrada >= 4)  
        {pinos[3] = 1;
```

```

        entrada = entrada - 4;
    }
else pinos[3] = 0;
if(entrada >= 2)
    { pinos[2] = 1;
    entrada = entrada - 2;
    }
else pinos[2] = 0;
if(entrada >= 1)
    { pinos[1] = 1;
    entrada = entrada - 1;
    }
else pinos[1] = 0;

/* seta os pinos de saida*/

if(saida >= 16)
    { pinos[10] = 1;
    saida = saida - 16;
    }
else pinos[10] = 0;
if(saida >= 8)
    { pinos[9] = 1;
    saida = saida - 8;
    }
else pinos[9] = 0;
if(saida >= 4)
    { pinos[8] = 1;
    saida = saida - 4;
    }
else pinos[8] = 0;
if(saida >= 2)
    { pinos[7] = 1;
    saida = saida - 2;
    }
else pinos[7] = 0;
if(saida >= 1)
    {
        pinos[6] = 1;
        saida = saida - 1;
    }
else pinos[6] = 0;

i = -1;
for (jk=1; jk <=10; jk++) {
    if (pin_sequence[++i] == -1)
        i = 0;
    if (pinos[jk] == 1 ) {
        printf("setting pin %d\n", pin_sequence[i]);
        set_pin(LP_PIN[pin_sequence[i]] | prev);
    }

    if (pinos[jk] == 0 ) {
        printf("clearing pin %d\n", pin_sequence[i]);
        clear_pin(LP_PIN[pin_sequence[i]] | prev);
    }

    printf("Hit return...\n");
    fgets(buf, 5, stdin);
}
/* prev = LP_PIN[pin_sequence[i]]; */
}

```

REFERÊNCIAS

- [1] Vanegas Molina, N. A. 2002, "Redução de erro numérico no filtro extendido de Kalman aplicado à tomografia por impedância elétrica", Dissertação (Mestrado) – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica. São Paulo, Brasil.
- [2] Mueller, J. 2007, "Electrical Impedance Tomography", apresentação – Universidade de Colorado, Departament of Mathematics, Apresentado dia 2 de maio de 2007 na Escola Politécnica da Universidade de São Paulo.
- [3] Lima, C. R. 2006 , "Estudo da obtenção de imagens de tomografia de impedância elétrica do pulmão pelo método de otimização topológica.", Dissertação (Doutorado) – Escola politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica. São Paulo, Brasil.
- [4] Lima, R. 2007, "A tomografia por impedância elétrica hoje em dia", Apresentação ao ENEBI 2007, Apresentado dia 12 de junho de 2007 na escola politécnica da Universidade de São Paulo - Escola politécnica da universidade de São Paulo, Departamento de engenharia mecânica, São Paulo, Brasil.
- [5] Logan, D.L. 1986, "A First Course in the Finite Element Method" – Boston, EUA. PWS-Kent Publishing Company.
- [6] Amato, M. B. P. 2001, "novas estratégias em Ventilação Artificial: Diagnóstico e Prevenção do Barotrauma/Biotrauma Através da Tomografia de Impedância Elétrica.", Projeto Temático – Fapesp, São Paulo.
- [7] Cruvinel, P. E.; Rabello, L. M.; Mascarenhas, S.; Altafim, R.A.C., Gigante, G. E.; Staderini, E. M.; Cesareo, R., 1998. "Tomografia por impedância elétrica e seus possíveis usos na agropecuária", Centro nacional de Pesquisa e desenvolvimento de instrumentação agropecuária, Empresa Brasileira de Pesquisa Agropecuária (Embrapa), São Carlos, SP, Brasil.
- [8] Farnell 2000, "Componentes eletrônicos", catálogo comercial.
- [9] Lackowski, M.P. "Processamento e Análise de Imagens Médicas, aula 1 - Introdução" – Instituto de Matemática e Estatística da Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil.
- [10] Trigo, F. C. 2001, "Filtro extendido de Kalman aplicado a tomografia por impedância elétrica", Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica. São Paulo, Brasil.
- [11] Rutkowski, George B. 1975, "Handbook of Integrated-Circuit Operational Amplifiers" - Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliffs, N.J.