

Projeto de Graduação



06 de dezembro de 2017

**PROCESSAMENTO DE SINAIS  
BIOMAGNÉTICOS MEDIDOS POR SISTEMA  
SQUID MULTICANAL**

Guilherme Ferreira Gusmão



[www.ele.puc-rio.br](http://www.ele.puc-rio.br)

Projeto de Graduação



**PROCESSAMENTO DE SINAIS  
BIOMAGNÉTICOS MEDIDOS POR SISTEMA  
SQUID MULTICANAL**

**Aluno: Guilherme Ferreira Gusmão**

**Orientador: Carlos Roberto Hall Barbosa**

Trabalho apresentado com requisito parcial à conclusão do curso de Engenharia Elétrica na Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil.

## Agradecimentos

Primeiramente à Deus, que me sustentou ao longo deste caminho. A minha irmã Rafaela, por sofrer junto comigo. Ao meu pai, Janio César, por sempre me motivar, à minha mãe, Eliane, por sempre me guiar. Aos meus avós, Cícero, Lanuza, Edson e Leny, por sempre acreditarem no meu futuro. Ao meu irmão, José Guilherme, por lutar comigo por entre as trevas. Aos meus companheiros Bernardo Correa, Nicolás Conley, Rodolfo Raposo e Willian Gomes, melhor irmandade não há. Alguns laços são mais fortes do que sangue. Ao meu tio, Alexandre Barbosa, pelos seus conselhos preciosos. Aos meus amigos, Henrique Saraiva e Lucas Grativol, por se tornarem meus braços direito e esquerdo. Ao professor Eduardo Costa por me dar uma oportunidade única. Ao professor Carlos Hall pela sua infinita paciência e se tornar meu mentor. A professora Ana Pavani, por sua compaixão e sabedoria. Ao meu amigo Gustavo Azevedo, por cuidar de um sonho e permitir que eu continuasse minha jornada. À todos aqueles que conviveram comigo durante essa estrada, pois cada um de vocês construiu o que sou hoje.

## Resumo

Por meio do sistema SQUID multicanal de alta resolução da Universidade de Jena, Alemanha, foi feita a medição do campo magnético cardíaco (magnetocardiografia – MCG) em amostras isoladas de coração de coelho. O MCG permite a obtenção não-invasiva de informações às quais o ECG (eletrocardiografia) não tem acesso, mas que são fundamentais para a determinação das estratégias de tratamento, tais como: a caracterização das correntes contínuas (CC) resultantes de isquemia miocárdica; de alterações eletrofisiológicas do feixe de His; além da detecção da atividade elétrica miocárdica fetal. Contudo, era necessário implementar algoritmos de processamento de sinais digitais que permitissem analisar os fenômenos eletrofisiológicos medidos pelo SQUID. O ambiente MATLAB® foi o mais adequado ao desenvolvimento deste projeto, dispondo de diversas bibliotecas de métodos numéricos, além de permitir a implementação de interfaces gráficas com o usuário. Sendo assim, neste projeto, foi possível a criação de uma interface gráfica composta por 4 módulos que permitem o usuário analisar e processar sinais biomagnéticos cardíacos medidos pelo sistema SQUID utilizado, além de poder visualizar o desenvolvimento do campo biomagnético ao longo do tempo e espaço e a corrente que o criou.

**Palavras-chave: SQUID, Biomagnetismo, Magnetocardiografia, Processamento de Sinais**

## **Processing of Biomagnetic Signals Measured by Multichannel SQUID System**

### **Abstract**

By using the high-resolution multichannel SQUID system of the University of Jena, Germany, cardiac magnetic field (MCG) measurements were performed in isolated rabbit heart samples. The MCG allows the noninvasive acquisition of information to which the ECG (electrocardiography) has no access, but which are fundamental for the determination of treatment strategies, such as the characterization of the direct currents (DC) resulting from myocardial ischemia; of electrophysiological changes of the His bundle; and the detection of myocardial fetal electrical activity. However, it was necessary to implement digital signal processing algorithms that allowed the analysis of the electrophysiological phenomena measured by the SQUID magnetometer. The MATLAB® environment was the most suitable for the development of this project, having several libraries of numerical methods, besides allowing the implementation of graphical user interfaces. Thus, in this project, it was possible to create a graphical interface composed of 4 modules that allow the user to analyze and process cardiac biomagnetic signals captured by the used SQUID system, and also allows the user to visualize the development of the biomagnetic field over time and space and the current that created it.

**Keywords: SQUID, Biomagnetism, Magnetocardiography, Signal Processing**

## Sumário

1.	Introdução: .....	1
1.1	Objetivo: .....	1
1.2	Contextualização: .....	1
1.2.1	Conceito de Magnetismo: .....	1
1.2.2	Biomagnetismo: .....	3
1.2.3	Magnetômetro SQUID: .....	6
1.2.4	MATLAB e GUIs: .....	7
2.	Metodologia: .....	9
2.1	Dados Brutos: .....	9
2.2	Seleção de Trechos: .....	10
2.3	Frequência Fundamental: .....	11
2.4	Ciclo Médio: .....	12
2.5	Isocampo: .....	13
2.6	Isoamplitude: .....	14
2.7	Energia: .....	15
2.8	Problema Inverso: .....	15
3.	Descrição do Sistema MagSys 2.0: .....	17
3.1	Tela Principal: .....	17
3.2	Módulo Ciclo Médio: .....	18
	Funcionamento: .....	19
3.3	Módulo Isocampo: .....	28
	Funcionamento: .....	29
3.4	Módulo Isoamplitude: .....	33
	Funcionamento: .....	33
3.5	Módulo Problema Inverso: .....	35
	Funcionamento: .....	36
4.	Conclusões: .....	39
5.	Referências: .....	40

## Índice ilustrativo

Figura 1 - Experimento Ímã com Limalha de ferro .....	1
Figura 2 - Experimento de Ørsted .....	2
Figura 3 - Lei de Lenz.....	3
Figura 4 - Fontes de Campo Magnético no corpo Humano.....	4
Figura 5- Problema direto e problema inverso .....	5
Figura 6 - Ondas P-QRS-T durante uma ativação elétrica do coração .....	5
Figura 7 - Medições MCG utilizando SQUID multicanal .....	6
Figura 8 - Ambiente MATLAB.....	7
Figura 9 - Construtor de GUI.....	8
Figura 10 - Fluxograma dos módulos de processamento de dados do sistema MagSys 2.0. ....	9
Figura 11 - Magnetocardiograma apresentado pelo sistema MagSys 2.0. ....	10
Figura 12 - Anomalia no Magnetocardiograma.....	10
Figura 13 - Sinal médio do trecho de interesse referente aos 16 canais .....	11
Figura 14 - Picos determinados .....	12
Figura 15 - Ciclo médio do sinal detectado em relação a cada canal do SQUID .....	13
Figura 16 - Sequência de mapas bidimensionais do campo magnético cardíaco .....	14
Figura 17 - Amplitude ao longo do tecido cardíaco.....	14
Figura 18 - Energia no tecido cardíaco .....	15
Figura 19 - Campo magnético teórico e corrente (ponto vermelho indica sentido).....	16
Figura 20 - Tela principal do sistema MagSys 2.0 .....	17
Figura 21 - Módulo Ciclo Médio.....	18
Figura 22 - Menus superiores do Módulo Ciclo Médio.....	19
Figura 23 - Arquivo de dados brutos carregado no sistema de processamento. O gráfico superior exibe um canal individual, e o gráfico inferior à média dos 16 canais. ....	20
Figura 24 - Janela instrutiva e de navegação Sel. Trechos .....	21
Figura 25 - Indicadores verticais de trecho selecionado (verde: início, vermelho: fim).....	22
Figura 26 - Sinal Estendido (0 a 80 s) .....	22
Figura 27 - Trecho Interessante (possível Flutter) .....	23
Figura 28 - Atualização do número de trechos selecionados.....	23
Figura 29 - Trecho selecionado.....	24
Figura 30 - Múltiplos trechos selecionados .....	24
Figura 31 - Picos encontrados .....	25
Figura 32 - Frequência fundamental atualizada .....	26
Figura 33 - Sinal do ciclo cardíaco médio dos 16 canais.....	26
Figura 34 - Janela de confirmação para salvar Matriz de Médias.....	27
Figura 35 - Menu de salvar .....	27
Figura 36 - Módulo Isocampo .....	28
Figura 37 - Menu arquivo do Módulo Isocampo .....	29
Figura 38 - Sinal do ciclo médio e ferramentas do módulo habilitadas.....	29
Figura 39 - Janela informativa, tal como a do modulo Ciclo Médio .....	30
Figura 40 - Campo bidimensional em um instante de tempo determinado pelo usuário.....	30
Figura 41 - Regredindo no tempo .....	31
Figura 42 - Avançando no tempo.....	31
Figura 43 - Menu da função Cálculo Automático .....	32
Figura 44 - Mapeamento Sequencial do Cálculo Automático.....	32
Figura 45 - Módulo Isoamplitude .....	33
Figura 46 - Menu Arquivo .....	33
Figura 47 - Mapas de amplitude e energia .....	34
Figura 48 - Módulo Problema Inverso.....	35
Figura 49 - menu superior do módulo Problema Inverso.....	36
Figura 50 - Isocampo escolhido e seu ciclo médio.....	36

Figura 51 - Sugestão inicial.....	37
Figura 52 - Grade de resolução do problema inverso .....	38

## 1. Introdução:

### 1.1 Objetivo:

Este trabalho, que começou como um projeto de iniciação científica, tem como principal objetivo o desenvolvimento de um sistema computacional baseado em uma interface gráfica (GUI) amigável, flexível e interativa que ofereça ao usuário final (médicos, pesquisadores, etc.) recursos e ferramentas suficientes ao processamento dos sinais de campos biomagnéticos detectados por um magnetômetro multicanal do tipo SQUID, desta forma permitindo a análise detalhada dos fenômenos eletrofisiológicos do alvo da medição.

### 1.2 Contextualização:

#### 1.2.1 Conceito de Magnetismo:

Como a história do magnetismo é muito extensa, com relatos que chegam há mais de 4500 anos na China, serão considerados aqui apenas seus conceitos físicos e matemáticos.

O magnetismo é definido como a força exercida por um campo produzido ou atuante sobre uma determinada partícula ou objeto, podendo ocasionar uma ação de repulsão ou atração dependente da polarização. Esse campo magnético pode ser observado por um simples experimento. Utilizando um ímã permanente, quando limalha de ferro é colocada em suas proximidades, pode-se observar a reordenação dos particulados de acordo com as orientações das linhas do fluxo magnético, como pode ser observado na figura 1.



Figura 1 - Experimento Ímã com Limalha de ferro

Fonte: Site Ímãs de Neodímio <sup>1</sup>

Estes campos são mensurados pelo seu fluxo magnético,  $\Phi$ , que pelo Sistema Internacional de Unidades (S.I.) tem como unidade o weber (**Wb**); pela sua intensidade de fluxo magnético, **H**, que tem como unidade o ampere/metro (**A/m**); e pela sua densidade de fluxo magnético, **B**, que tem como unidade o tesla (**T**).

Inúmeros foram os estudos e ensaios, leis e corolários, que surgiram em toda a história do magnetismo. No entanto, para este projeto, foram fundamentais as leis de Biot-Savart, de Faraday e de Lenz.

<sup>1</sup> Disponível no seguinte URL: <http://www.imaeneodimio.com.br/fisica/>. Acessado em Out 2017.

### I) Lei de Biot-Savart:

Logo após a descoberta que correntes produzem campos magnéticos, pelo físico dinamarquês Hans Ørsted (Figura 2), os físicos Jean Baptist Biot e Felix Savart chegaram a uma relação matemática para as grandezas mencionadas.

$$\mathbf{H} = \int \frac{\mathbf{IdL} \times \hat{r}}{4\pi R^2} \quad [A/m] \quad (1)$$

Neste caso,  $\mathbf{IdL}$  indica que se está integrando a contribuição da corrente ao longo de um comprimento. A equação acima também tem variações para superfície e volume,

$$\mathbf{H} = \int \frac{\mathbf{K}dS \times \hat{r}}{4\pi R^2} \quad (2)$$

$$\mathbf{H} = \int \frac{\mathbf{J}dv \times \hat{r}}{4\pi R^2} \quad (3)$$

onde  $\mathbf{K}$  ( $A/m$ ) e  $\mathbf{J}$  ( $A/m^2$ ) são a densidade superficial e volumétrica de corrente, respectivamente. Poder-se-ia ainda utilizar a lei de Biot-Savart em relação à densidade de fluxo magnético, já que  $\mathbf{B} = \mu \cdot \mathbf{H}$ , onde o coeficiente  $\mu$  é a constante de permeabilidade do vácuo, ou seja,

$$\mathbf{B} = \mu \int \frac{\mathbf{IdL} \times \hat{r}}{4\pi R^2} \quad [T] \quad (4)$$

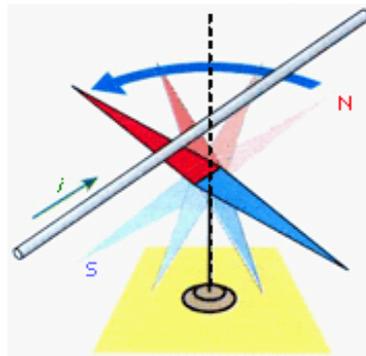


Figura 2 - Experimento de Ørsted

Fonte: Site CONDIGITAL<sup>2</sup>

<sup>2</sup> Disponível no seguinte URL:

[http://objetoseducacionais2.mec.gov.br/bitstream/handle/mec/11251/05\\_teor%C3%ADa\\_frame.htm](http://objetoseducacionais2.mec.gov.br/bitstream/handle/mec/11251/05_teor%C3%ADa_frame.htm). Acessado em Out 2017

## II) Lei de Lenz:

A lei enunciada pelo físico russo Heinrich Lenz afirma que o fluxo produzido pela corrente induzida em um circuito age contra a variação no fluxo magnético que o produziu. A figura 3 ilustra esta afirmativa.

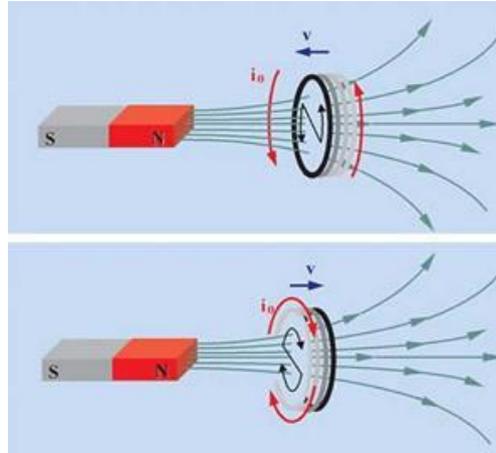


Figura 3 - Lei de Lenz

Fonte: Site Brasil Escola<sup>3</sup>

## III) Lei de Faraday:

Michael Faraday demonstrou que uma corrente só é induzida em um circuito quando o fluxo magnético que o atravessa varia com o tempo. Esta corrente acaba por causar uma diferença de potencial, chamada de força eletromotriz. Esta força está relacionada com a taxa de variação do fluxo magnético pela lei de Faraday:

$$V_{fm} = -\frac{Nd\phi}{dt} = -\frac{Nd}{dt} \int \mathbf{B}d\mathbf{S} \quad (5)$$

O sinal negativo é proveniente da lei de Lenz,  $N$  é o número de espiras deste núcleo,  $\frac{Nd\phi}{dt}$  é a taxa de variação do fluxo magnético e  $\mathbf{B}$  é a densidade de fluxo magnético.

### 1.2.2 Biomagnetismo:

A medição de campos magnéticos gerados por seres vivos ou por marcadores magnéticos dentro dos mesmos é chamada de Biomagnetismo. É uma área extremamente multidisciplinar, indo da física para biologia, da medicina para engenharia. Essas informações coletadas permitem uma série de análises pertinentes a diagnósticos clínicos e tratamentos de doenças.

A faixa de interesse desses campos para o ser humano é bem estreita, pois se encontra entre valores de 1 fT até 1 nT, podendo ser observados em regiões como músculos, pulmões, coração, olhos, tubo gastrointestinal, feto e cérebro. A figura a seguir indica algumas das fontes desses campos.

<sup>3</sup> Disponível no seguinte URL: <http://brasilecola.uol.com.br/fisica/a-lei-lenz.htm>. Acessado em Out 2017.

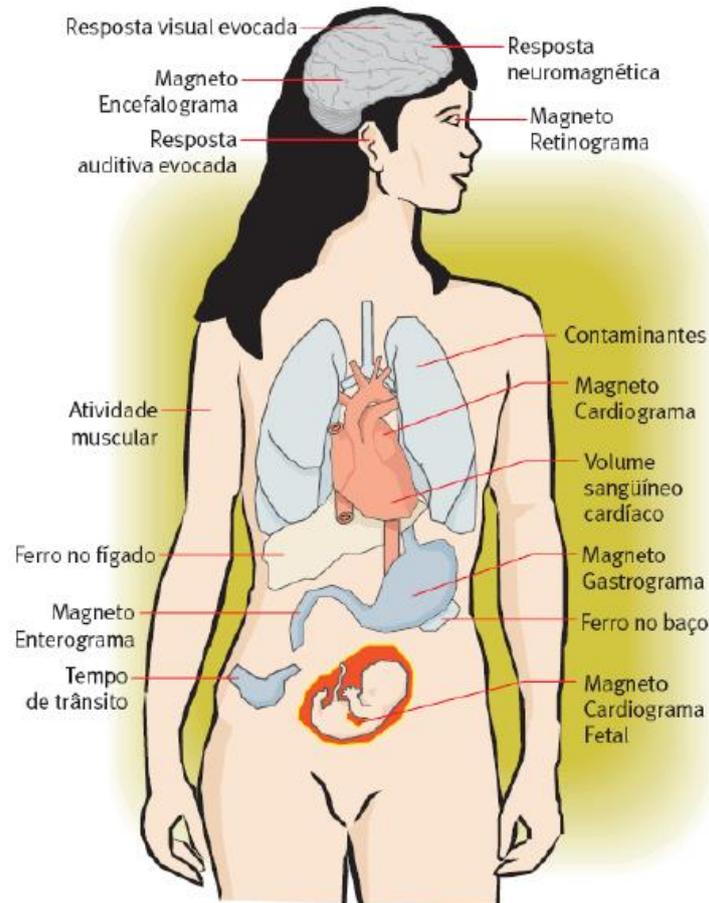


Figura 4 - Fontes de Campo Magnético no corpo Humano

Fonte: SILVA, Eduardo da Costa. **Dissertação de Mestrado**, PUC-Rio, abril 2010, pág. 54

A medição desses campos tem inúmeras vantagens de um ponto de vista clínico, pois possuem características como inocuidade, não-invasividade, e não necessidade de tocar o paciente para obtenção de sua distribuição temporal e espacial nos tecidos excitáveis (correntes primárias), sem ser perturbado pelas não-homogeneidades do volume condutor ao redor dos tecidos. Esta consiste em importante vantagem com relação à medição da diferença de potencial utilizando eletrodos de superfície (Eletrocardiografia, Eletroencefalografia, Eletrogastrografia, Eletromiografia, etc.) que, por ser baseada nas correntes geradas no volume condutor (correntes secundárias), é fortemente influenciada pelas não-homogeneidades de condutividade do mesmo. No entanto, como a ordem de grandeza dessas fontes biomagnéticas é muito baixa, existe uma enorme complexidade para obtenção desses dados, necessitando do uso de um magnetômetro ultrasensível, que acaba por ter um elevado custo de aquisição e operação e dificuldade de instalação, o que inclusive justifica o avanço na área ser algo relativamente recente em relação a outras tecnologias biomédicas.

Os dois problemas considerados por esta área são o direto e o inverso, ilustrados na Figura 5. Pela lei de Biot-Savart, vista anteriormente, é possível calcular a densidade de fluxo magnético, pois a atividade elétrica em uma pequena área de tecido de um órgão pode ser considerada como um segmento de corrente. Quando se estima o campo magnético a partir da corrente elétrica (fonte) tem-se o problema direto. O problema inverso é definido como, a partir de um campo biomagnético medido, estimar a corrente elétrica que o originou. Porém, este problema inverso é muito mais complexo que o direto. Um mesmo campo magnético pode ser resultante de diferentes distribuições de corrente. Inúmeros estudos e técnicas vêm sendo desenvolvidas para solucionar o problema inverso biomagnético, incluindo a técnica implementada neste Projeto Final.

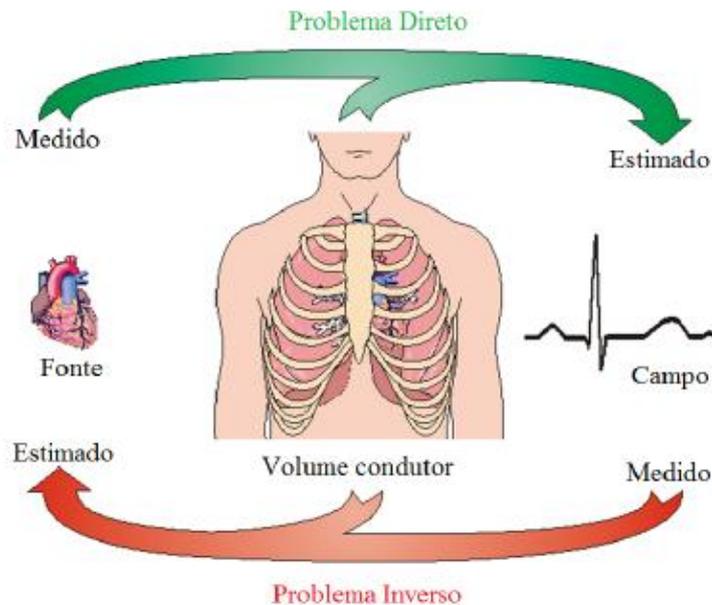


Figura 5- Problema direto e problema inverso

Fonte: SILVA, Eduardo da Costa. **Dissertação de Mestrado**, PUC-Rio, abril 2010, pág. 56

O foco deste projeto foi estritamente o cardiomagnetismo, que trata da detecção, análise e interpretação da atividade elétrica do coração. A medição do campo magnético cardíaco (magnetocardiografia – MCG) permite obtenção não-invasiva de informações às quais o ECG (eletrocardiograma) não tem acesso, mas que são fundamentais para a determinação das estratégias de tratamento, tais como: a caracterização das correntes contínuas (CC) resultantes de isquemia miocárdica; a determinação de anormalidades eletrofisiológicas em repouso em pacientes com *angina pectoris*, de alterações eletrofisiológicas do feixe de His, da propagação na região ventricular apical e de mecanismos de taquiarritmias atriais; além da detecção da atividade elétrica miocárdica fetal.

Nos gráficos de MCG e ECG é possível perceber que o ciclo cardíaco é quase periódico e tem duração aproximada de 1 s (frequência próxima de 1 Hz). A figura a seguir mostra o comportamento típico do sinal cardíaco.



Figura 6 - Ondas P-QRS-T durante uma ativação elétrica do coração

Fonte: SILVA, Eduardo da Costa. **Dissertação de Mestrado**, PUC-Rio, abril 2010, pág. 65

A onda P inicia o ciclo cardíaco e é devida à ativação elétrica nas cavidades superiores do coração (átrios). Em seguida, devido à despolarização das cavidades inferiores (ventrículos), o complexo QRS aparece. O ciclo termina com a onda T, que é consequência da repolarização ventricular. A análise deste sinal é de grande importância para diagnósticos e os resultados deste trabalho.

### 1.2.3 Magnetômetro SQUID:

A medição deste campo magnético cardíaco foi possível por meio de uma colaboração científica com o Biomagnetisches Zentrum (BZ), Friedrich-Schiller-Universität Jena, Alemanha. O BZ tem disponível um sistema SQUID multicanal de alta resolução que foi capaz de realizar medições do campo biomagnético ultra fraco gerado pela atividade elétrica cardíaca com diversos protocolos experimentais.

O SQUID, abreviação de *Superconducting Quantum Interference Device*, é um sensor de fluxo magnético extremamente sensível, que combina três fenômenos físicos: o **efeito Josephson**, efeito físico que se manifesta pela aparição de uma corrente elétrica que flui através de dois supercondutores fracamente interligados, separados apenas por uma barreira isolante muito fina; da **quantização de fluxo** em um anel supercondutor; e do **efeito Meissner**, que faz com que o campo magnético dentro do material supercondutor seja nulo (diamagnetismo perfeito).

Este magnetômetro funciona da seguinte maneira: quando um anel supercondutor é submetido a um campo magnético externo, uma corrente supercondutora passa a fluir no interior do anel. Entretanto, quando o anel supercondutor é interrompido por uma fina barreira isolante (junção Josephson) a supercorrente será uma função oscilatória e dependente da intensidade do campo magnético aplicado; assim sendo, a mesma aumentará até atingir seu pico, com a elevação do campo magnético, e posteriormente decairá até seu mínimo, com a diminuição do campo. Esse processo se repetirá periodicamente.

O SQUID utiliza-se dessas variações periódicas para inferir a corrente que circula no anel supercondutor, e conseqüentemente estimar o valor do fluxo magnético.

O sistema SQUID da BZ, ilustrado na Figura 7, consiste em 16 canais acoplados a gradiômetros de primeira ordem, com o diâmetro das bobinas sensoras de 6,7 mm e linha de base média de 3 cm. Os sensores estão dispostos em uma grade de 4 x 4, cobrindo uma área de 32 mm x 32 mm. O sistema está imerso no interior de um dewar com configuração especial que permite uma maior aproximação do sensor à amostra experimental (6 mm), conduzindo a uma melhor relação sinal-ruído.

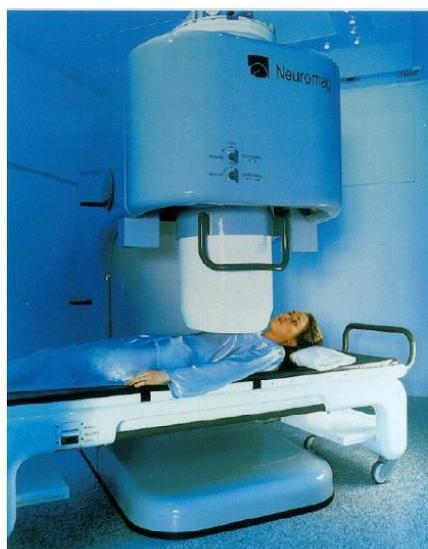


Figura 7 - Medições MCG utilizando SQUID multicanal

Fonte: SILVA, Eduardo da Costa. **Dissertação de Mestrado**, PUC-Rio, abril 2010, pág. 76

#### 1.2.4 MATLAB e GUIs:

Apesar de todos os dados já obtidos pelo SQUID, era necessário implementar algoritmos de processamento de sinais digitais que permitissem analisar os fenômenos eletrofisiológicos de forma robusta, amigável e flexível. O ambiente de desenvolvimento MATLAB®, da Mathworks, ilustrado na Figura 8, foi o mais adequado ao desenvolvimento deste projeto, dispondo de diversas bibliotecas e funções de métodos numéricos, tanto linear quanto não-linear, além de permitir a implementação de interfaces gráficas com o usuário.

Essa **GUI** (graphic user interface) é construída pela evocação do comando **guide**. Ao ser chamada pela janela de comando do Matlab, é apresentado um ambiente semi-interativo (Figura 9) para construção da interface desejada. A maior parte visual (como botões, eixos para gráficos, etc...) já vem em blocos para serem colocados no espaço delimitado para construção. Todo o resto é feito por códigos no EDITOR do MATLAB.

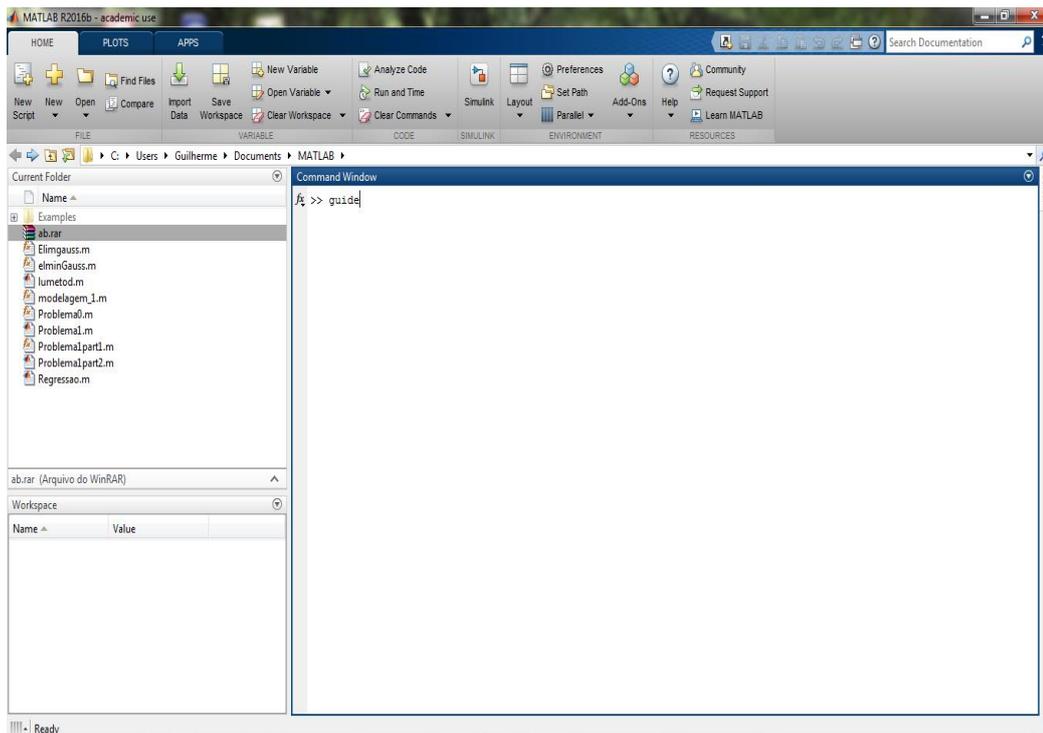


Figura 8 - Ambiente MATLAB

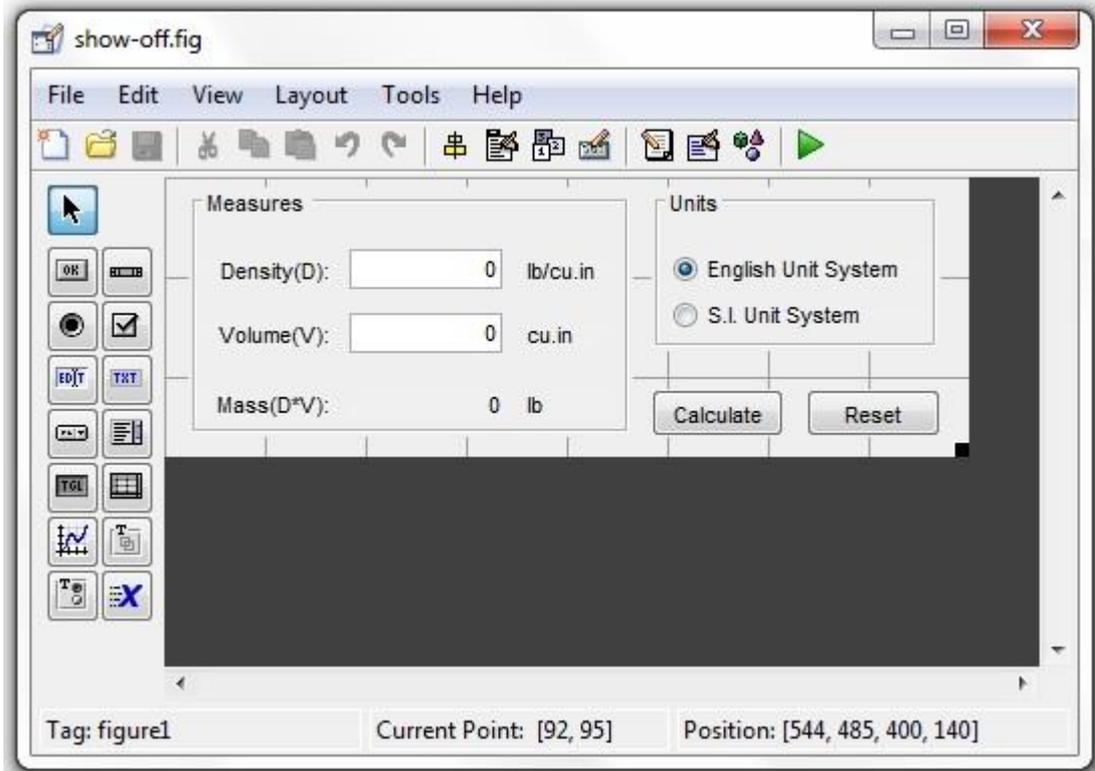


Figura 9 - Construtor de GUI

## 2. Metodologia:

O fluxograma da Figura 10 indica o processo por trás da construção e desenvolvimento dos módulos do Sistema MagSys 2.0. A descrição do programa e seu funcionamento pode ser encontrado no capítulo 3 deste documento.

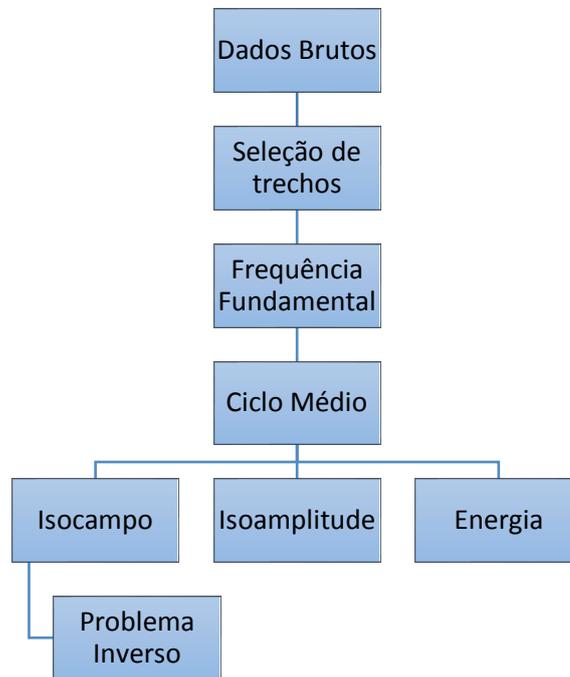


Figura 10 - Fluxograma dos módulos de processamento de dados do sistema MagSys 2.0.

### 2.1 Dados Brutos

Este módulo é responsável pela leitura dos arquivos e apresentação na tela dos dados experimentais brutos, obtidos pelo magnetômetro SQUID, consistindo em medições de campo magnético ao longo do tempo, em 16 canais medidos simultaneamente, cada sinal com tipicamente dezenas de segundos de duração. Também está disponível um sinal elétrico medido simultaneamente, que pode ser utilizado como referência temporal para o processamento dos sinais magnéticos.

Também é informada a frequência de aquisição de sinais do magnetômetro nos arquivos utilizados. Inicialmente, comparou-se a frequência de repetição dos pulsos cardíacos com a frequência esperada do coração em ritmo sinusal (normal), de aproximadamente 1 Hz, tendo sido feitos os devidos ajustes no programa de modo a manter a coesão da interpretação do MATLAB pois, caso a frequência de aquisição estivesse incorreta ou fosse interpretada incorretamente, acarretaria em sinais com base de tempo incorreta.

No entanto, mesmo com estes ajustes, as medidas adquiridas em frequências abaixo de 500 Hz criavam problemáticas que ainda estão sendo resolvidas. Logo, nem todas as medidas obtidas foram passíveis de utilização. Foi necessário remover o nível CC e transformar os dados da medição em informação interpretável, ou seja, o magnetocardiograma (MCG), como ilustrado na figura 11.

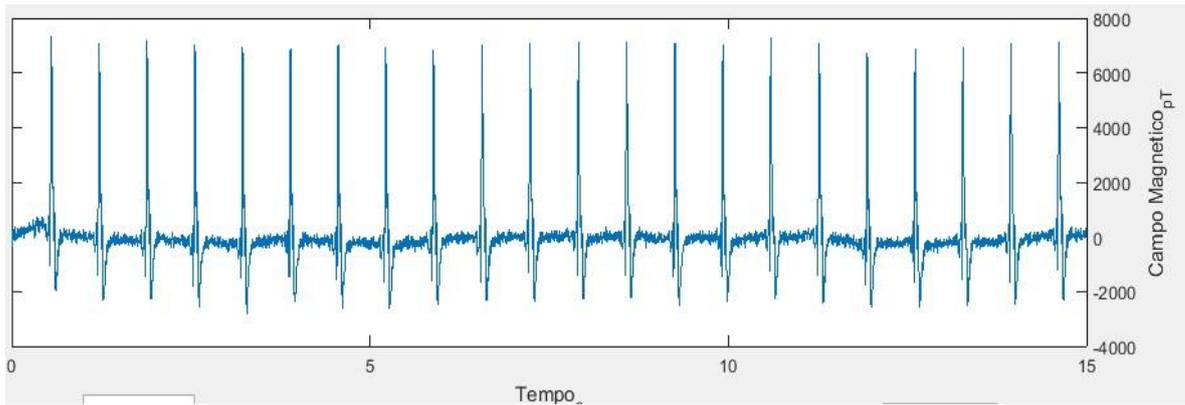


Figura 11 - Magnetocardiograma apresentado pelo sistema MagSys 2.0.

## 2.2 Seleção de Trechos

Os dados brutos apresentados no primeiro passo de processamento do sistema MagSys permitem, de forma semelhante à análise de um ECG, observar o sinal ao longo de toda a medição para identificar se existem anomalias aparentes. São exatamente estas regiões que possuem as informações relevantes para a análise do fenômeno eletrofisiológico em estudo e, conseqüentemente, para o diagnóstico.

A Figura 12 apresenta um exemplo de MCG que apresenta trechos sinusais (normais, com frequência aproximada de 1 Hz), mas fica evidente que o trecho de aproximadamente 67,6 s a 70 s apresenta uma frequência muito maior que o resto do sinal (aproximadamente 4 Hz), indicando uma anomalia. Assim, o módulo de Seleção de Trechos deve permitir selecionar apenas esse trecho para processamento e análise.

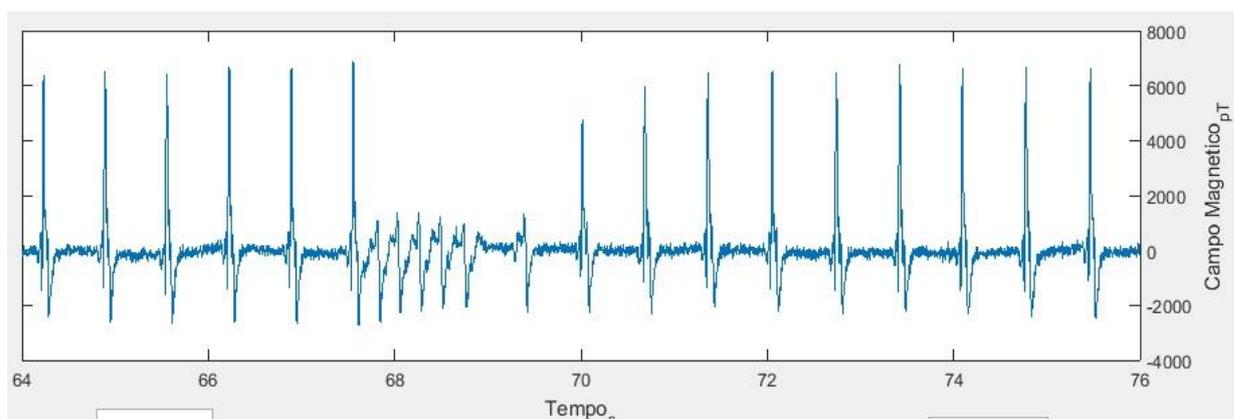


Figura 12 - Anomalia no Magnetocardiograma

A Figura 13 apresenta, assim, a média dos 16 canais de medição para o trecho de interesse. Este sinal será fornecido aos módulos subsequentes visando à obtenção do Ciclo Médio cardíaco que caracteriza a anomalia em estudo (flutter atrial).

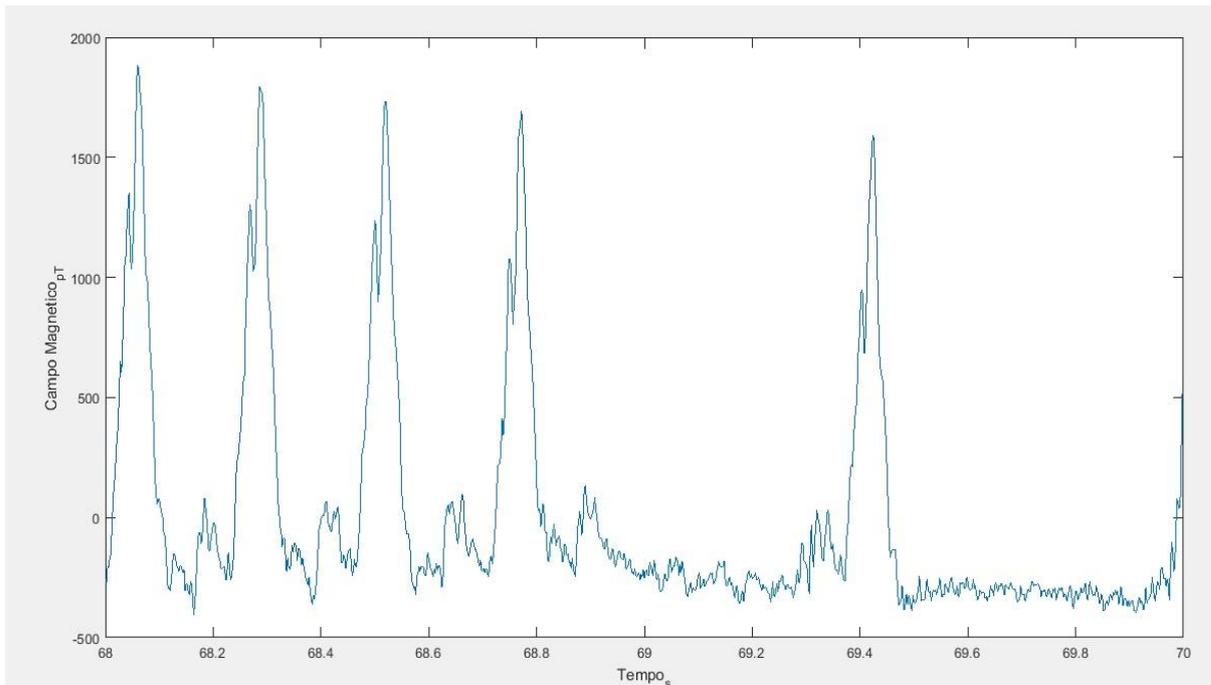


Figura 13 - Sinal médio do trecho de interesse referente aos 16 canais.

### 2.3 Frequência Fundamental

Como um MCG (magnetocardiograma) típico é um sinal de características periódicas, é possível, utilizando-se de um algoritmo de busca de picos, calcular o período fundamental. O cálculo consiste em inicialmente encontrar os instantes temporais correspondentes aos picos, para assim determinar o período médio do sinal.

Utilizando o MATLAB, foi determinado o maior valor da intensidade de campo magnético referente ao trecho de interesse, encontrando a mínima distância entre picos por meio da densidade espectral do sinal. Estes dados foram utilizados como uma suposição inicial para a análise do sinal. Para caracterizar quais informações eram de fato picos ou falsos picos, foram utilizados algoritmos de busca, garantindo a determinação do instante de tempo de cada ponto de máximo relevante. Esses pontos foram diferenciados e, aplicando a ferramenta estatística da moda, obtida a distância mais frequente entre os picos. Com a distância modal calculada, o processo de catalogação de picos se tornou mais robusta, garantindo a periodicidade do sinal.

Este processo foi repetido, eliminando-se os picos que mais destoavam da moda, até que todos tivessem um valor dentro de uma margem estabelecida com erro de 2~3%. A catalogação final está exibida na figura abaixo, com os picos marcados em vermelho.

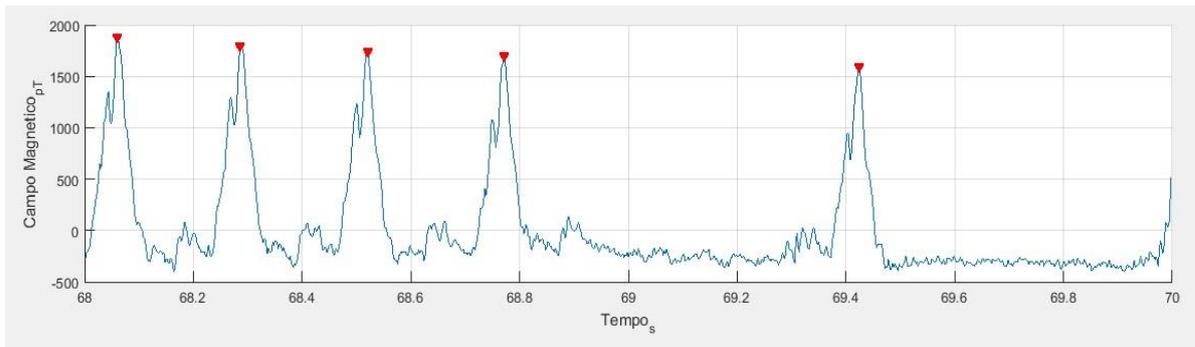


Figura 14 - Picos determinados

Assim, estima-se o período fundamental do MCG calculando o período a cada dois picos e retirando a média desses conjuntos. A frequência fundamental é facilmente obtida pela relação

$$F = \frac{1}{T} \text{ [Hz]}, \quad (6)$$

onde **F** é a frequência fundamental, em hertz, e **T** é o período fundamental, em segundos.

## 2.4 Ciclo Médio

As informações analisadas até este ponto são suficientes para finalmente calcular o ciclo médio cardíaco para os 16 canais. O período fundamental encontrado é utilizado para dividir todo o trecho de tempo de aquisição, sobrepondo os picos sobre o MCG original. Isso produz uma matriz de dados brutos que, em seguida, passa por filtros digitais para remoção de interferência eletromagnética e outros ruídos magnéticos que foram identificados. Na sequência, foram obtidos sinais temporais correspondentes a um ciclo da atividade cardíaca, com duração típica de 0,25 a 1 segundo. Estes sinais são encontrados por meio de uma média coerente dos diversos ciclos. Esta matriz de ciclos é o resultado fundamental para as aplicações mais interessantes da análise de magnetocardiogramas e das mais efetivas para diagnósticos.

A Figura 15 apresenta, assim, o Ciclo Médio cardíaco referente à anomalia que está sendo estudada como exemplo, para os 16 canais do SQUID.

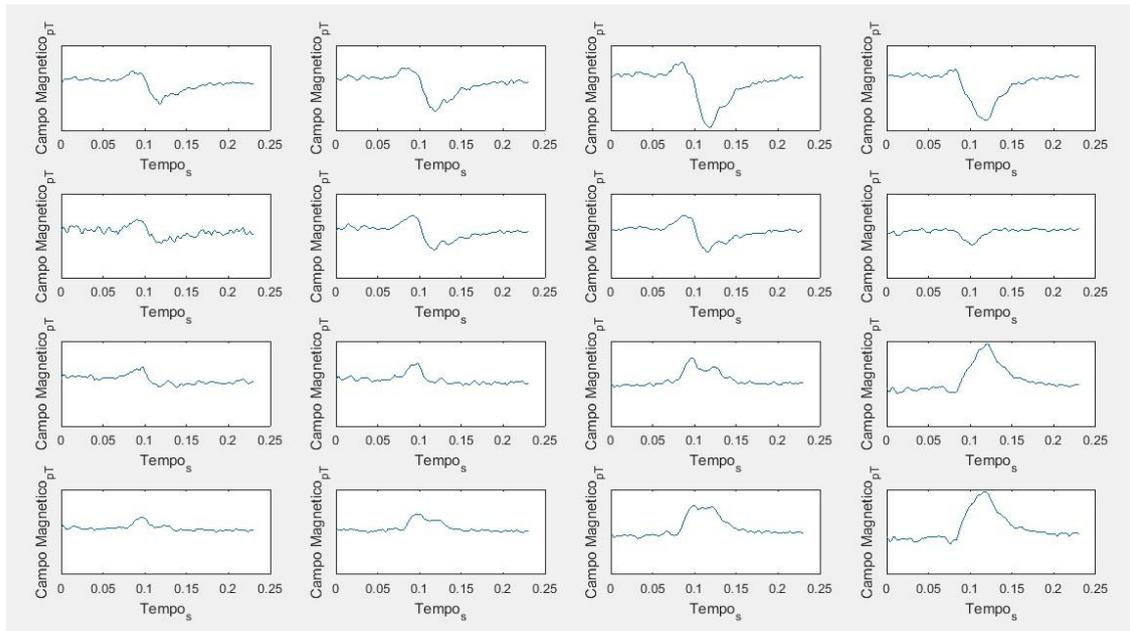


Figura 15 - Ciclo médio do sinal detectado em relação a cada canal do SQUID

## 2.5 Isocampo

Como mencionado, o ciclo médio obtido permite uma série de análises interessantes. Utilizando-o juntamente com as coordenadas do plano cartesiano do grid da posição dos 16 canais do SQUID, é possível fazer a interpolação bidimensional dos dados.

Considerando os ensaios realizados, com tecido atrial isolado, foi assumido um modelo planejado do coração, facilitando sua implementação. Isso transcreve-se em mapas bidimensionais da atividade magnética em cada instante de tempo ao longo de todo o tecido do coração. Os campos dipolares que se formam devido às correntes elétricas que percorrem o coração, exibidos nas sequências de gráficos, permitem diagnosticar anomalias no coração, como por exemplo o Flutter (ritmo anormal no átrio ou ventrículo). O mapa tem dimensões em milímetros e sua intensidade de campo magnético é medida em picoteslas e segue uma legenda de cores. Será melhor evidenciado no capítulo 3 deste documento.

A Figura 16 apresenta uma sequência de mapas de isocampo referentes ao Ciclo Médio apresentado na Figura 15.

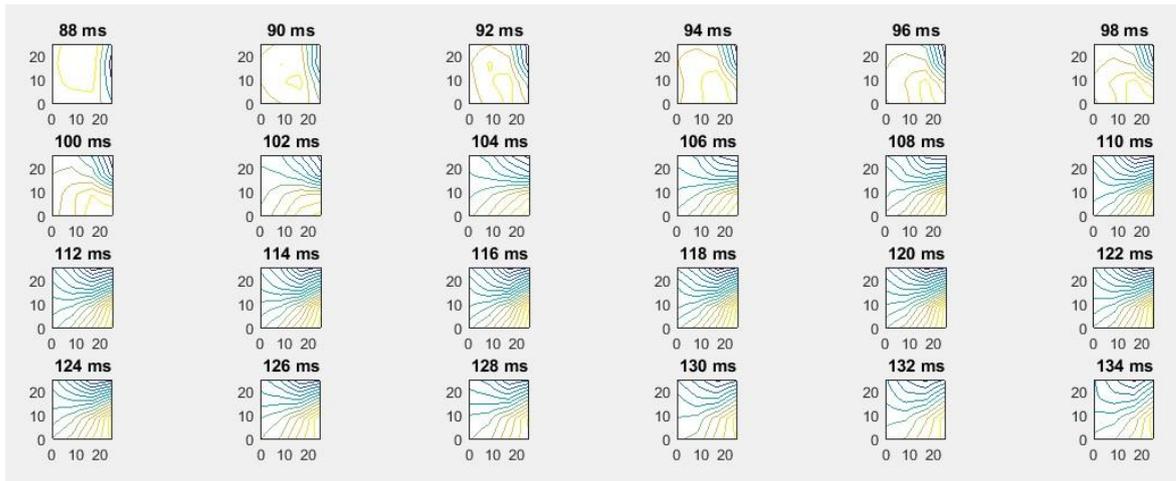


Figura 16 - Sequência de mapas bidimensionais do campo magnético cardíaco

## 2.6 Isoamplitude

Com o Ciclo Médio, é possível, a obtenção da amplitude da intensidade do campo magnético no tecido cardíaco ao longo de toda sua área. O cálculo é feito de maneira similar ao isocampo, utilizando métodos de interpolação. Foi avaliado, para cada ciclo, seu ponto de máximo e mínimo. A diferença define a amplitude que será utilizada para interpolação, conforme apresentado na Figura 17 para o Ciclo Médio apresentado na Figura 15.

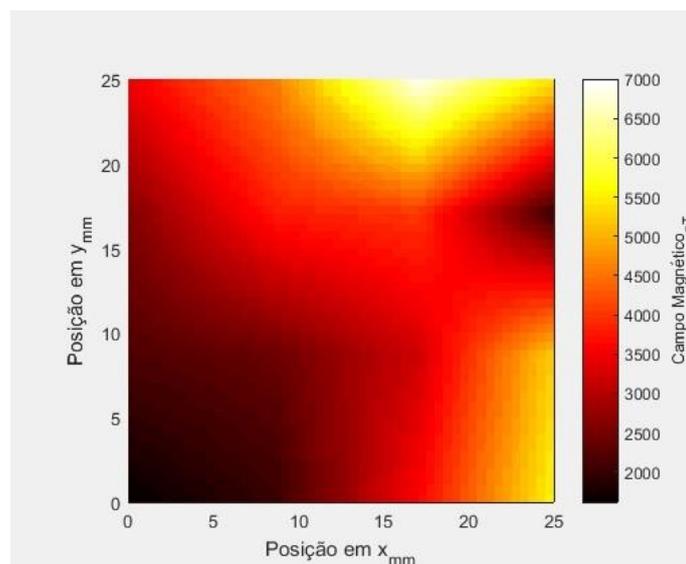


Figura 17 - Amplitude ao longo do tecido cardíaco

## 2.7 Energia

Outra aplicação do resultado do Ciclo médio é estimar a energia referente aos sinais medidos na área do coração estudada. Como os dados de tempo possuem um passo mínimo de 2 ms, o sinal pode ser tratado de forma discreta. Sendo assim, a energia desse sinal discreto é dada pela seguinte relação:

$$E = \sum |x(k)|^2 [J], \quad (7)$$

onde  $\mathbf{x}(\mathbf{k})$  é a amostra do sinal para um determinado ponto  $\mathbf{k}$ .

Mais uma vez, o mesmo raciocínio do isocampo é utilizado para a interpolação dos dados. Sendo que a amostra utilizada para ajuste é a média do ciclo médio de cada canal. A Figura 18 apresenta o Mapa de Energia correspondente ao Ciclo Médio da Figura 15.

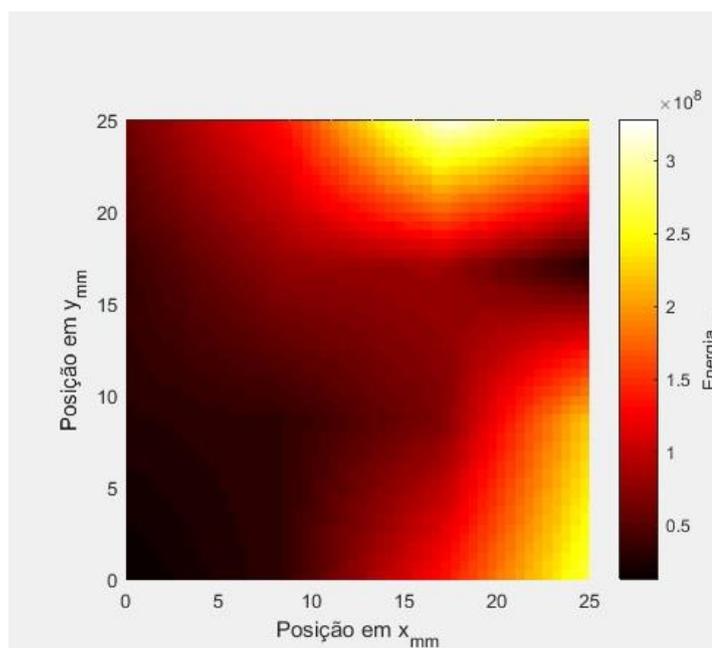


Figura 18 - Energia no tecido cardíaco

## 2.8 Problema Inverso:

A partir do campo biomagnético encontrado no módulo de Isocampo, é possível estimar a corrente elétrica que o originou. No entanto, como mencionado no capítulo 1 deste documento, a complexidade de solução é muito alta, pois um mesmo campo pode ser resultante de diferentes distribuições de corrente. Para tentar resolvê-lo, foi utilizada a técnica de minimização de funções, onde o objetivo é encontrar valores de entrada da amostra que correspondam ao menor valor possível da saída da função em questão. Este método é sujeito a limites e restrições, podendo ser aplicado a funções lineares ou não-lineares.

Neste caso a função é a lei de Biot-Savart, enunciada, também, no capítulo 1. Ela foi usada na forma da equação (4), no tópico "Conceito de Magnetismo".

$$\mathbf{B} = \mu \int \frac{\mathbf{IdL} \times \hat{r}}{4\pi R^2} [T]$$

Como o modelo utilizado é não-linear, foi utilizada a função de mínimos quadrados não linear do MATLAB, *lsqnonlin*, que trata de problemas do tipo:

$$\min_x \|f(x)\|_2^2 = \min_x (f_1(x)^2 + f_2(x)^2 + \dots + f_n(x)^2) \quad (8)$$

onde  $f_1(x)^2, f_2(x)^2, \dots, f_n(x)^2$  indicam a função em cada interação relativa a uma determinada amostragem.

Para a suposição inicial, valores pertinentes ao espaço e geometria do SQUID são pré-definidos pelo setup experimental, e os relativos aos dipolos são definidos pelo usuário em cima dos mapas dipolares encontrados no módulo Isocampo. Em cima desses dados, o MATLAB aplica o algoritmo de mínimos quadrados até que o erro passe a convergir para um valor, preferencialmente baixo. Após convergir, tem-se aproximadamente os dados que minimizam esta função e o dipolo de corrente pode ser definido e superposto ao mapa de isocampo correspondente.

Na figura 19, é possível visualizar o mapa bidimensional do campo magnético teórico, calculado por Biot-Savart. Uma escala de cores foi utilizada para identificar as intensidades de campo magnético. Quanto mais forte o tom de amarelo, maior o módulo da intensidade do campo e sua referência é positiva, indicando o sentido desse polo. Para o tom de azul o módulo tem o mesmo comportamento do tom amarelo, só que com referência negativa, indicando sentido contrário ao do polo amarelo. O ponto vermelho indica o sentido da possível corrente que produziu este campo, de acordo com uma suposição inicial desta corrente.

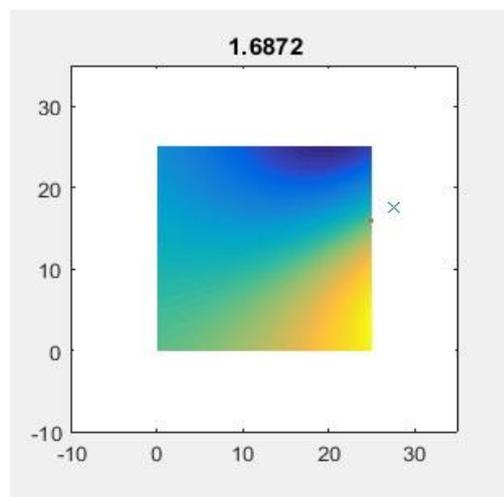


Figura 19 - Campo magnético teórico e corrente (ponto vermelho indica sentido)

### 3. Descrição do Sistema MagSys 2.0:

O Sistema MagSys 2.0, como mencionado anteriormente, foi produzido no ambiente MATLAB utilizando a função **guide**. Isto permitiu o desenvolvimento, de forma simples, de aplicações em interfaces gráficas que são muito mais amigáveis para o usuário final. Todas as análises e funções feitas foram baseadas nos algoritmos e estudos feitos em cima dos dados coletados pelo sistema SQUID multicanal.

A seguir, é apresentado cada módulo do programa, se atendo a suas funcionalidades e não a seus códigos-fonte.

#### 3.1 Tela Principal

Para inicializar o programa, o diretório atual do MATLAB deve estar no local onde se encontram os arquivos do sistema MagSys 2.0. Com isto, basta agora evocar a chamada *Magsys*, para ativar o sistema de interface gráfica criada. A Figura 21 exibe a tela principal do programa.



Figura 20 - Tela principal do sistema MagSys 2.0

Nesta tela, existem quatro botões que habilitam os módulos de processamento e análise dos sinais biomagnéticos medidos pelo SQUID:

A) Ciclo Médio:

Inicia o módulo onde se constrói o magnetocardiograma e se aplicam os algoritmos de obtenção da matriz de sinais de ciclo médio do batimento cardíaco estudado.

B) Isocampo:

Inicia o módulo responsável pela exibição bidimensional dinâmica e sequencial da atividade cardíaca ao longo do tempo.

C) Isoamplitude:

Inicia o módulo que exibe a amplitude e energia do campo magnético ao longo do espaço da atividade cardíaca estudada.

D) Problema Inverso:

Inicia o módulo que identifica a identificação das fontes de corrente que correspondem ao campo magnético encontrado.

A tela principal pode ser fechada após se chamar qualquer um dos módulos, sem causar nenhum tipo de problema para o funcionamento do programa, pois os módulos são independentes entre si.

### 3.2 Módulo Ciclo Médio

Ao se acionar o botão deste módulo na tela principal do sistema MagSys 2.0, uma nova GUI é aberta, onde se encontra todo o ferramental necessário para construção do MCG e seu processamento inicial.

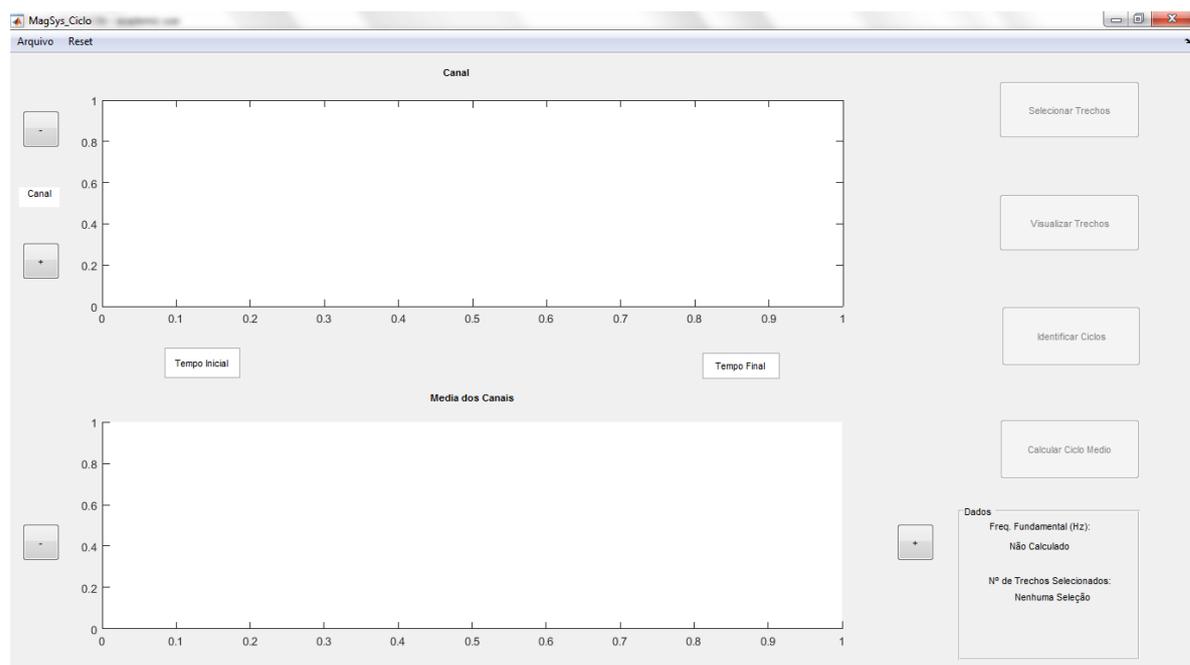


Figura 21 - Módulo Ciclo Médio

Este módulo é constituído pelos seguintes itens:

**a) Eixos para gráficos:**

Os dois eixos na tela são utilizados para exibição do sinal cardíaco medido pelos 16 canais do sistema SQUID. A tela superior exhibe o gráfico do sinal no canal especificado na caixa ao lado chamada "CANAL". Já a tela inferior exhibe a média dos 16 canais medidos. O campo magnético (eixo vertical) é medido em picoteslas [pT] e o tempo (eixo horizontal) é medido em segundos [s];

**b) Botões (-) e (+) na caixa CANAL:**

Os botões da caixa CANAL são utilizados para selecionar o canal que se deseja observar, variando de 1 a 16. Funciona de maneira cíclica (Se o canal atual for 16 e se pressionar (+), retorna-se ao canal 1);

**c) Botões de deslocamento (-) e (+):**

Estes botões são utilizados para deslocar ambos os sinais plotados nos eixos no domínio do tempo. Sua variação no deslocamento é iniciada como 10 segundos, mas pode ser alterada utilizando as caixas texto abaixo do gráfico superior. O valor mínimo válido é  $t_{min} = 0$  s e o valor máximo válido é o último instante temporal medido;

**d) Caixas de Texto:**

Estas caixas de texto ("Valor: t1" e "Valor: t2") têm como função definir os valores do tempo inicial e final visualizados no gráfico, em segundos. Com base nestes valores, o sistema calcula o passo de deslocamento ( $t_{des} = t_2 - t_1$ ).

**e) Botões Inativos:**

Na lateral direita da GUI, existem quatro botões inicialmente inativos (Selecionar Trechos, Visualizar Trechos, Identificar Ciclos e Calcular Ciclo Médio) que acionam ferramentas específicas do módulo Ciclo Médio. Estes botões são liberados de acordo com o uso do programa. Mais à frente este funcionamento é explicado, assim como as ferramentas.

**f) Quadro de Dados:**

Neste espaço, são apresentados o número de trechos selecionados para estudo por meio da ferramenta Selecionar Trechos e a frequência fundamental do sinal em estudo em Hz.

**g) Menus superiores:**

Neste menu se encontram as opções Arquivo, que contém os recursos básicos do programa, e Reset, onde todas as variáveis do programa retornam para o estado default ( $t_1 = 0$  e  $t_2 = 10$ ). Estas opções serão detalhadas especificamente a seguir.

**Funcionamento:**

Sobre os menus superiores deste módulo:



Figura 22 - Menus superiores do Módulo Ciclo Médio

**I) Arquivo e Reset:**

- Abrir:** Abre o arquivo de extensão **.dat** dos dados brutos coletados pelo sistema SQUID.
- Imprimir:** Imprime a tela principal da GUI.

- c) **Fechar:** Fecha a tela principal e suas derivadas.
- d) **Reset:** Retorna todas as variáveis do sistema para o Default e elimina as informações obtidas pelas suas ferramentas.

Selecionada a função **Abrir**, o programa permite que o usuário busque o arquivo **.dat** que contenha as informações desejadas. Funções internas obtêm os dados da frequência e tempo de aquisição do sinal cardíaco.

A figura abaixo exibe o MCG obtido pelas informações do arquivo do SQUID e de seu processamento. Dois gráficos são exibidos: de um dos 16 canais ao longo de um período determinado pelo usuário (default canal 1,  $T = 10$  s) no plano superior, e o sinal médio dos canais no plano inferior. Utilizando os botões [+ ] e [- ] na vertical é possível alternar os canais exibidos (1 a 16). Utilizando os botões [+ ] e [- ] na horizontal é possível caminhar ao longo de todo o sinal, deslocando-se com um passo temporal igual ao período indicado. O botão **Selecionar Trechos** é habilitado para utilização.

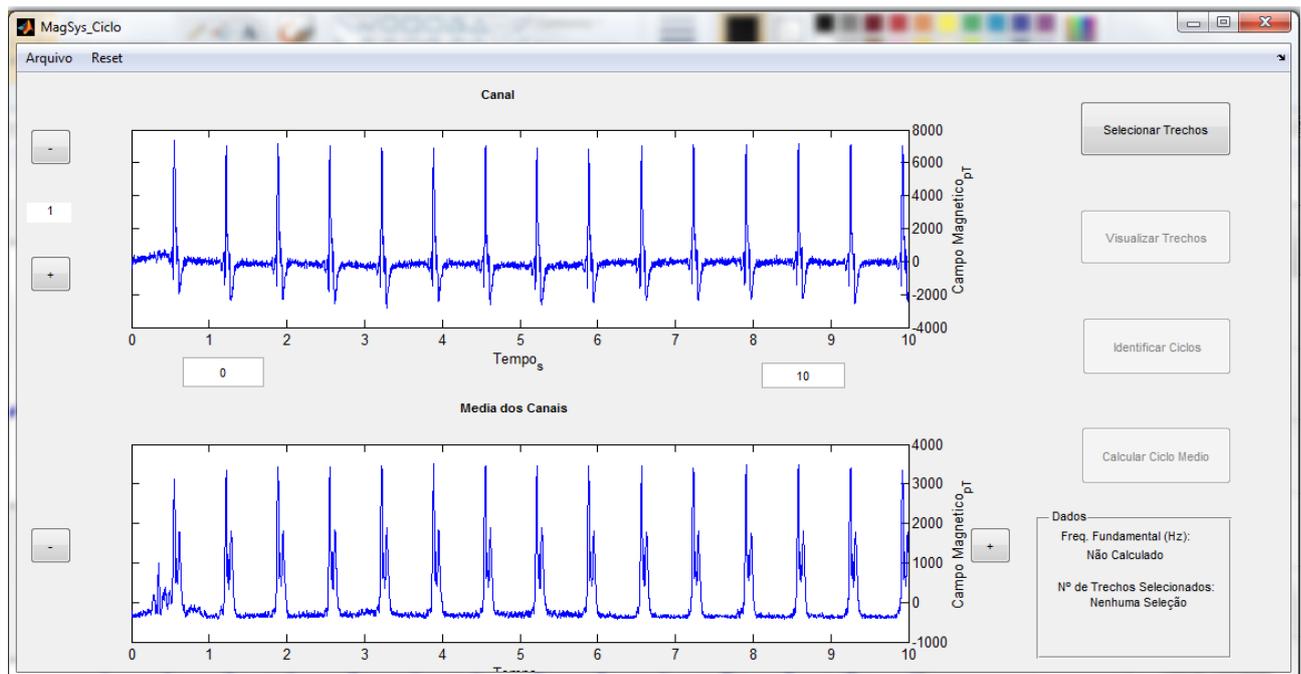


Figura 23 - Arquivo de dados brutos carregado no sistema de processamento. O gráfico superior exibe um canal individual, e o gráfico inferior à média dos 16 canais.

No entanto, os dados brutos medidos pelo SQUID ainda não são ideais. Devido a sua sensibilidade, uma grande quantidade de ruído e interferência ambiental são medidas juntamente com o sinal do tecido cardíaco. Para resolver este problema e possibilitar um melhor estudo do sinal desejado, uma série de ferramentas foram criadas no módulo. Elas se encontram nos quatro botões do lado direito da tela.

## II) Ferramentas:

- a) **Selecionar Trechos:** Função responsável pela seleção dos trechos desejados para estudo. Indica-se por uma linha vertical verde, o instante inicial, e de vermelho, o instante final. Um clique próximo às linhas verticais elimina-as para que um novo trecho seja selecionado.
- b) **Visualizar Trechos:** Exibe em uma nova tela os trechos selecionados.
- c) **Identificar Ciclos:** Por meio de um algoritmo de busca de picos, calcula frequência e período fundamentais. Exibe em uma nova tela os picos relevantes nos trechos.

- d) **Calcular Ciclo Médio:** Utilizando os dados coletados, calcula o ciclo cardíaco médio no trecho de um período fundamental.

A ferramenta **Selecionar Trechos** permite que o usuário escolha quais trechos do sinal total lhe parecem relevantes ao estudo dos fenômenos eletrofisiológicos do tecido cardíaco submetido ao sistema. Ao acionar a ferramenta, uma janela surge explicando como proceder, como mostrado na Figura 25. Enquanto esta janela não for fechada, o usuário poderá navegar por toda a extensão do sinal até encontrar os trechos interessantes. Feito isto, basta selecionar OK na janela **Sel. Trechos** para habilitar o modo de seleção. O ponteiro do mouse se transforma numa cruzeta que será utilizada para demarcar os pontos que deverão ser guardados em um vetor. Selecionado o ponto, as linhas verticais delimitaram seu trecho, como exemplificado na Figura 26. Poderão ser selecionados tantos trechos quanto desejado para o trecho exibido, desde que sejam escolhidos de **maneira crescente** no sinal. Após a seleção do ponto, a janela de **Sel. Trechos** é exibida novamente, e o próximo ponto segue o mesmo procedimento dito anteriormente. Caso se queira eliminar um ponto indesejado, basta clicar com a cruzeta muito próxima ao eixo vertical. A eliminação deve ser feita de modo **decrecente**.

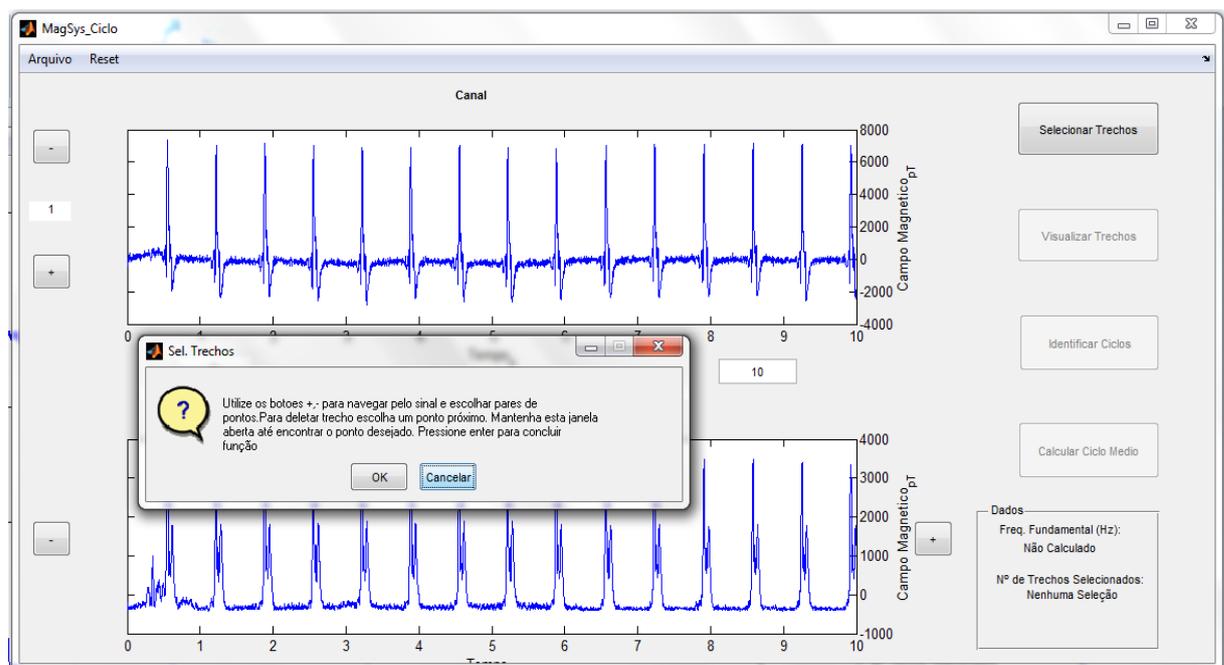


Figura 24 - Janela instrutiva e de navegação Sel. Trechos

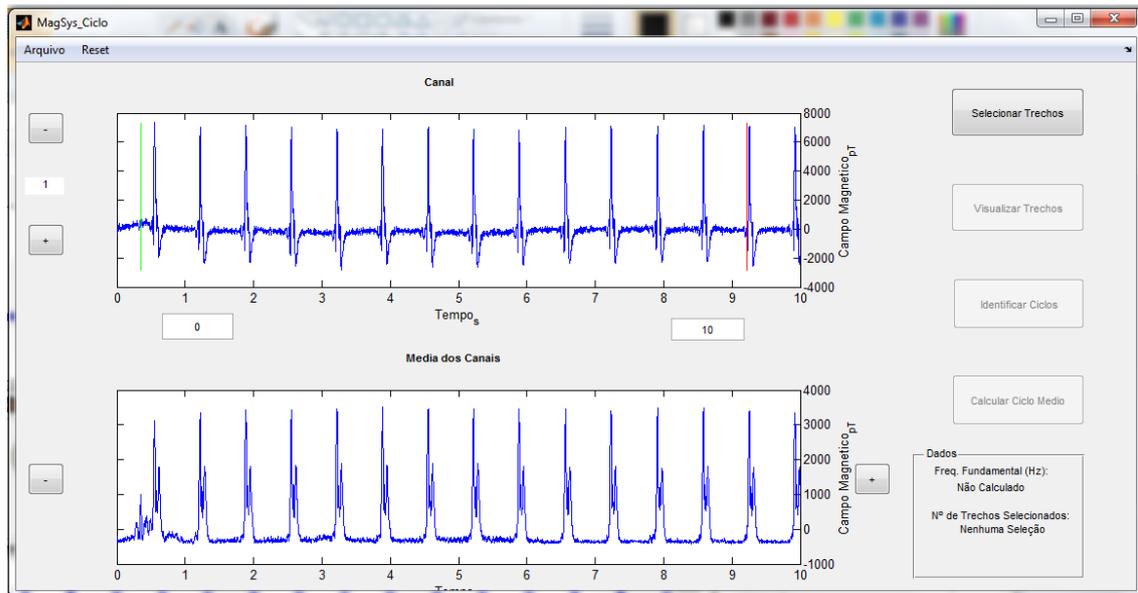


Figura 25 - Indicadores verticais de trecho selecionado (verde: início, vermelho: fim)

Uma dica de utilização desta ferramenta é expandir o trecho do sinal exibido na tela principal do módulo, por meio das caixas de textos editáveis abaixo do gráfico superior. No exemplo da Figura 27, pode-se ver que, no trecho de 60 s a 70 s, existe uma discrepância no batimento cardíaco normal, o que sugere uma boa fonte de estudos. Amplia-se o sinal neste trecho (Figura 28) e faz-se a seleção com uso da ferramenta **Selecionar Trechos**.

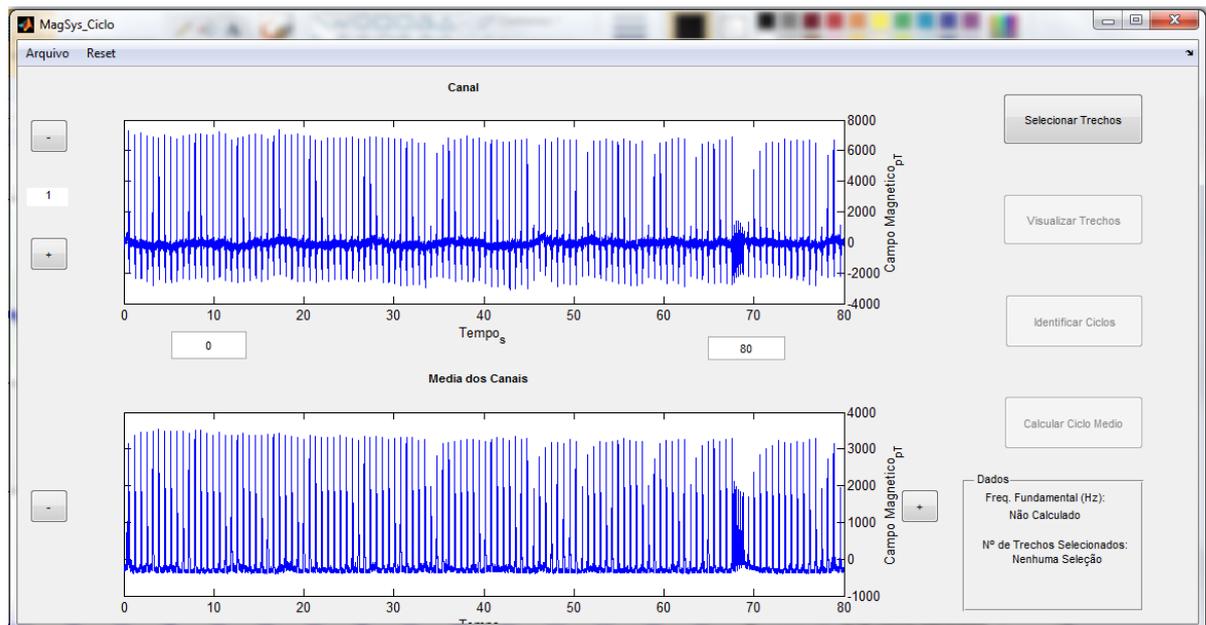


Figura 26 - Sinal Estendido (0 a 80 s)

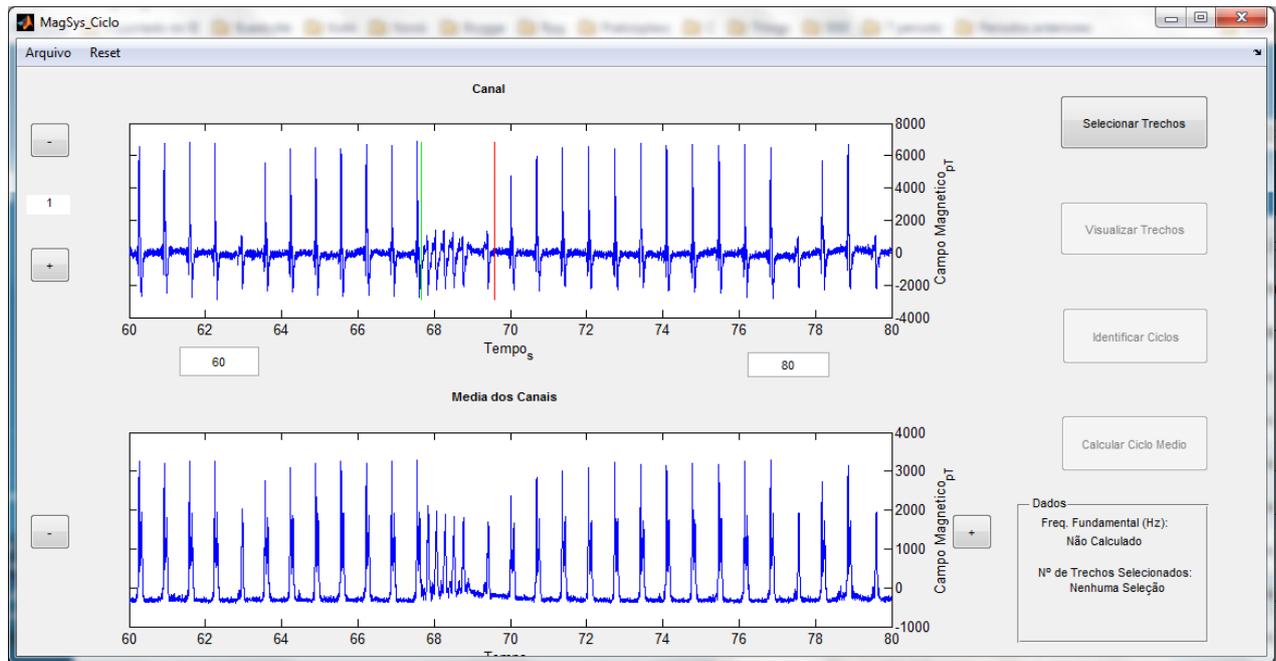


Figura 27 - Trecho Interessante (possível Flutter)

Para concluir a seleção dos pares de pontos que formam os trechos de estudo, pressiona-se a tecla ENTER do teclado para confirmar e finalizar a ferramenta. A GUI atualizará o **Quadro de Dados**, conforme Figura 29, localizado no canto direito inferior, com o número de trechos selecionados e as ferramentas **Visualizar Trechos** e **Identificar Ciclos** são habilitadas.

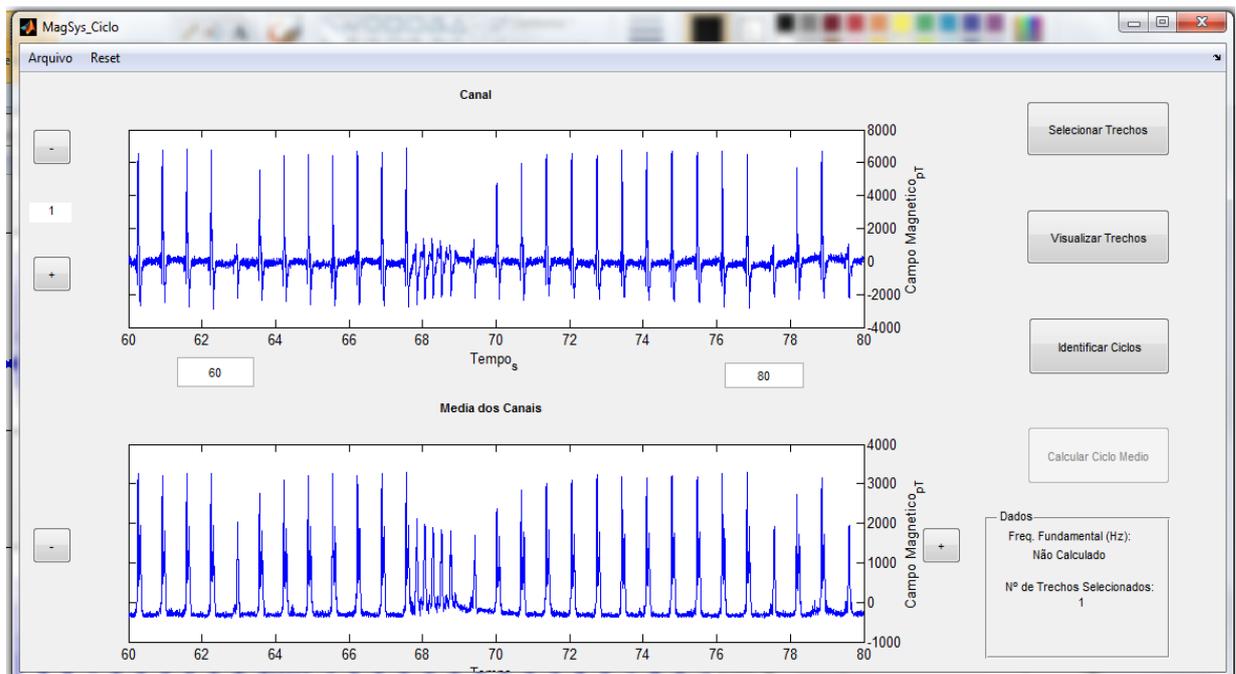


Figura 28 - Atualização do número de trechos selecionados

A ferramenta **Visualizar Trechos** permite que o usuário verifique os trechos selecionados anteriormente, como na Figura 30. Os trechos são exibidos de forma crescente ao longo do tempo, caso haja a seleção de mais de um trecho, como ilustrado na Figura 31. Caso o usuário não esteja satisfeito com os trechos, é possível limpar o vetor inteiro por meio da opção **Reset**.

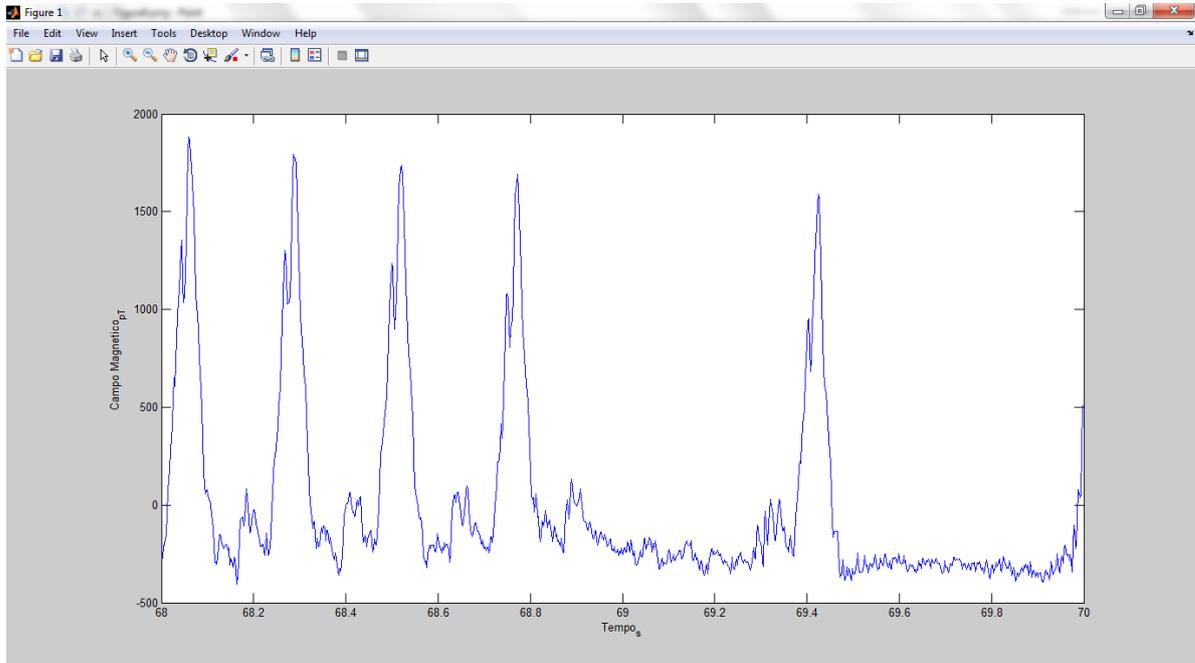


Figura 29 - Trecho selecionado

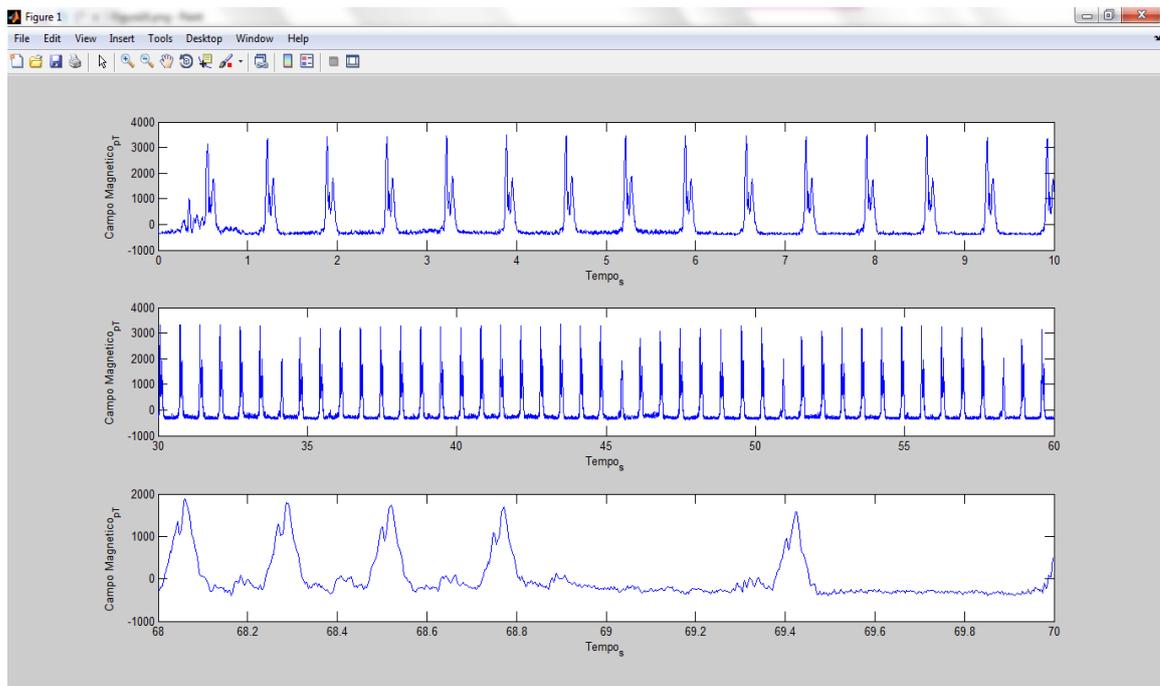


Figura 30 - Múltiplos trechos selecionados

Como um MCG típico é um sinal de características periódicas, é possível, utilizando um algoritmo de busca de picos, calcular o período fundamental. O cálculo consiste em inicialmente encontrar os instantes temporais correspondentes aos picos, para assim determinar o período médio do sinal. Este processo é executado pela ferramenta **Identificar Ciclos**.

O programa encontra o maior valor da intensidade de campo magnético encontrado e utiliza-a como base para definir o que é um pico, e a mínima distância entre picos por meio da densidade espectral do sinal. Utilizando funções internas do MATLAB, o endereço do vetor de trechos é catalogado como pico ou não-pico. Como cada pico está relacionado com um determinado instante de tempo, o programa resgata o vetor temporal obtido conjuntamente com os endereços e, por meio de diferenciação e moda, obtém o tempo entre picos mais frequente. Para uma maior exatidão, é feito um loop para eliminar os picos que mais destoaram da moda calculada. Finalmente, é feita a média entre esses novos instantes de tempo e obtido o período fundamental do sinal para cada um dos 16 canais e exibidos os trechos com seus picos destacados em vermelho.

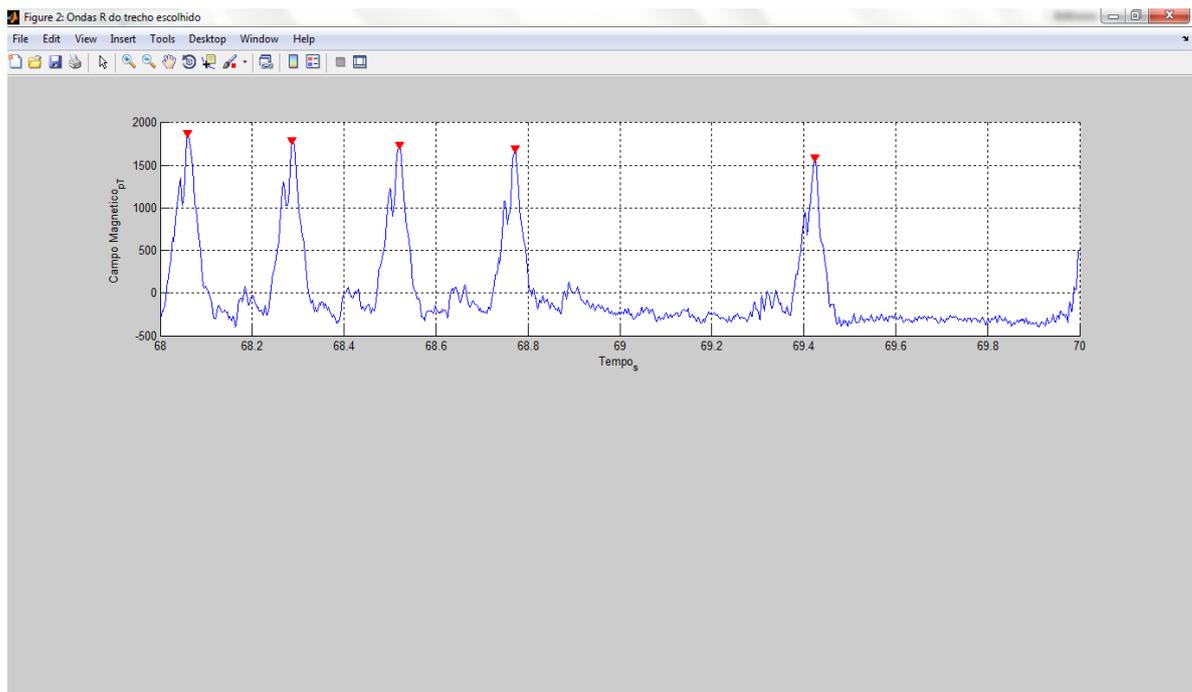


Figura 31 - Picos encontrados

O **Quadro de Dados** passa a exibir a **frequência fundamental** do sinal e a ferramenta **Calcular Ciclo Médio** é habilitado.

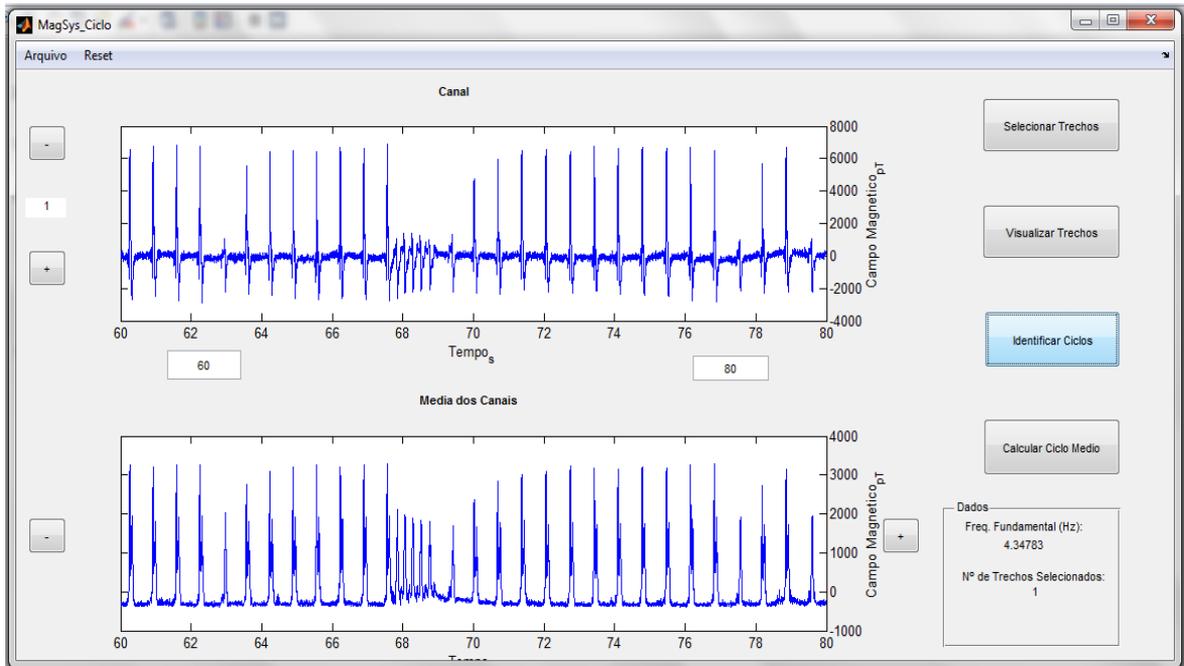


Figura 32 - Frequência fundamental atualizada

Os dados obtidos até aqui são suficientes para finalmente obter o ciclo cardíaco médio para os 16 canais.

Selecionando-se a ferramenta **Calcular Ciclo Médio**, inicia-se um processo de cálculo de média coerente, utilizando o período fundamental encontrado para dividir todo o vetor do tempo de aquisição recebido do arquivo de dados brutos e sobrepondo os endereços de picos sobre o MCG original. O resultado final será o gráfico do período fundamental medido pelos 16 canais do SQUID, como apresentado na Figura 34.

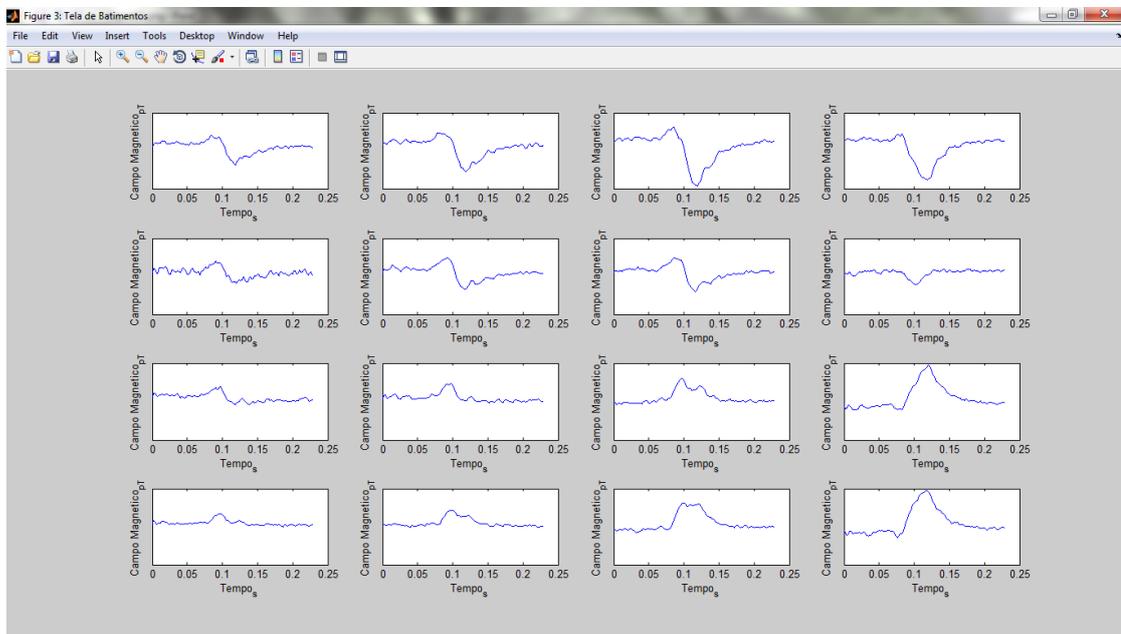


Figura 33 - Sinal do ciclo cardíaco médio dos 16 canais

Em seguida, o programa pergunta se o usuário gostaria de salvar a matriz com os dados do ciclo médio (Figura 34). Em caso de confirmação, o menu Salvar é ativado perguntando o nome desejado e permite uma breve anotação que será salvo em um arquivo de texto **.txt** de mesmo nome (Figura 35). O arquivo salvo tem extensão **.avg**.

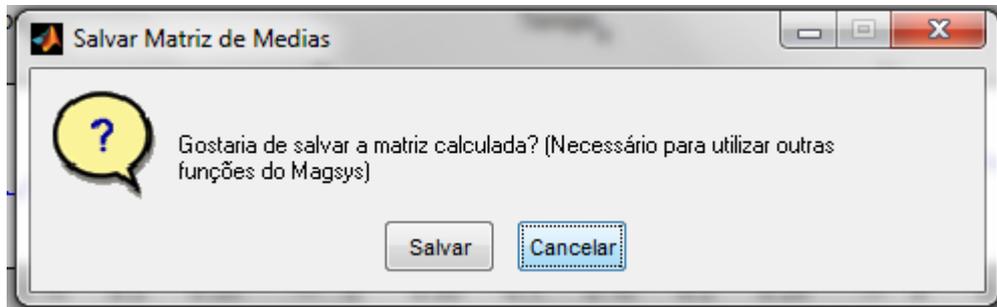


Figura 34 - Janela de confirmação para salvar Matriz de Médias

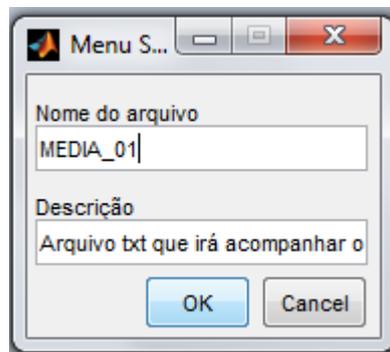


Figura 35 - Menu de salvar

### 3.3 Módulo Isocampo:

Retornando para a tela principal do Sistema MagSys 2.0, pode-se acionar o botão do módulo Isocampo, abrindo assim uma nova interface gráfica (Figura 37). Nesta GUI é possível, após obtida a matriz de ciclo médio cardíaco no módulo Ciclo Médio, encontrar os dipolos do campo magnético e dispor, sequencialmente, a exibição bidimensional da atividade cardíaca ao longo do tempo e espaço.

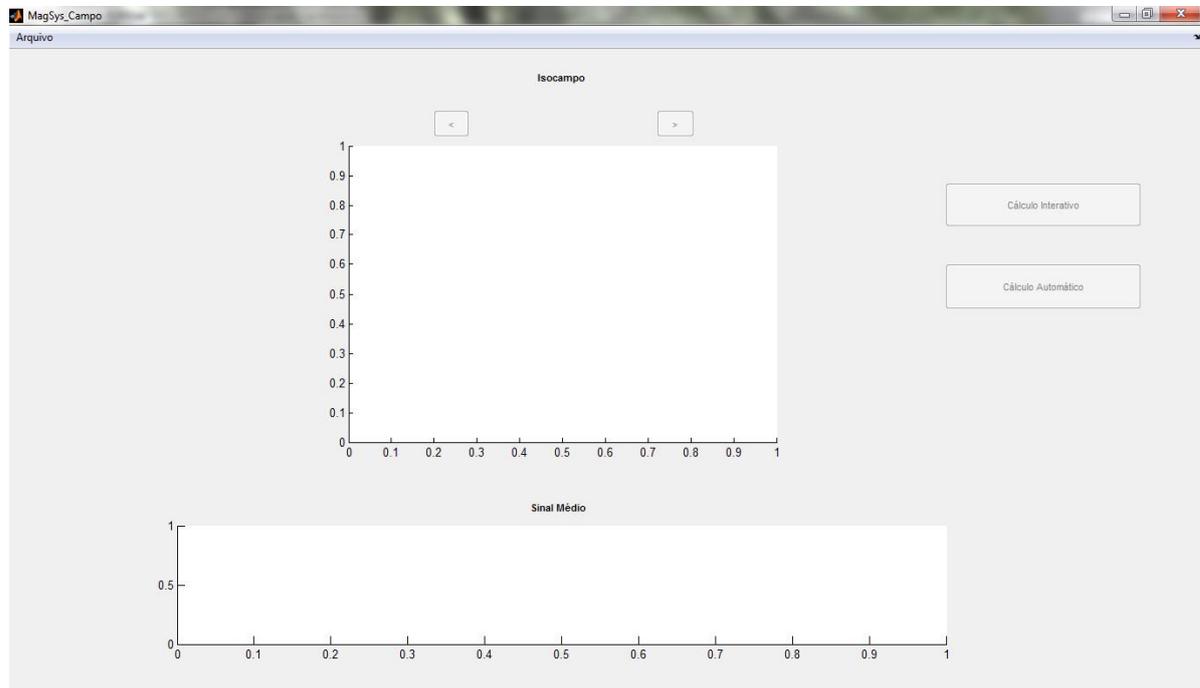


Figura 36 - Módulo Isocampo

O módulo é constituído de:

#### a) Eixos para gráficos:

O eixo para gráficos superior é utilizado para exibir o comportamento da intensidade de campo magnético, no espaço, ao longo do tempo (os eixos x e y possuem unidade de milímetros [mm], enquanto o eixo z de picoteslas [pT]). O eixo inferior é utilizado para exibir o sinal do ciclo médio encontrado no módulo Ciclo Médio (o eixo x possui unidade de milissegundos [ms] e o eixo y tem unidade de picoteslas [pT]).

#### b) Botões Inativos:

Na lateral direita e no topo da GUI, existem quatro botões inativos ([<], [>], Cálculo Interativo e Cálculo Automático) que acionam ferramentas específicas do módulo Ciclo Médio. Estes botões são liberados de acordo com o uso do programa. Mais à frente este funcionamento é explicado, assim como as ferramentas.

#### c) Menu superior:

Neste menu se encontra a opção Arquivo, que contém os recursos básicos do programa.

### Funcionamento:

A Figura 38 exibe o menu superior do módulo. É bastante similar ao menu superior do módulo descrito anteriormente. A diferença são o tipo de arquivo utilizado e a ausência de uma função reset.

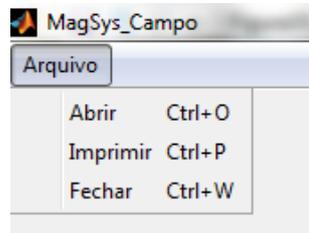


Figura 37 - Menu arquivo do Módulo Isocampo

### I) Arquivo:

- Abrir:** Abre o arquivo de extensão **.avg** dos dados da matriz do ciclo médio.
- Imprimir:** Imprime a tela principal da GUI.
- Fechar:** Fecha a tela principal e suas derivadas.

Usando a opção **Abrir**, pode-se escolher o arquivo de extensão **.avg** construído com as ferramentas do módulo **Ciclo Médio**. A GUI passará a exibir o gráfico do sinal do ciclo médio e irá habilitar as ferramentas **Cálculo Interativo** e **Cálculo Automático**, conforme apresentado na Figura 39.

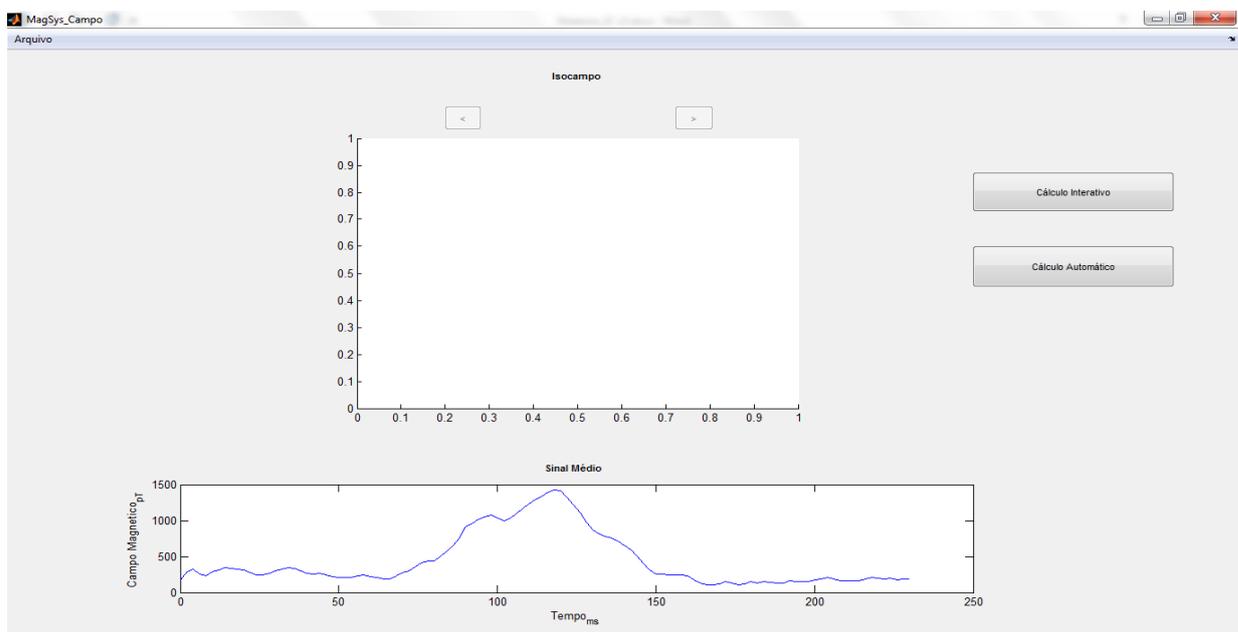


Figura 38 - Sinal do ciclo médio e ferramentas do módulo habilitadas.

Em seguida, o usuário tem duas opções. Pode optar por usar a ferramenta **Cálculo Interativo**, com a qual poderá escolher exatamente em que ponto do sinal gostaria de observar o fenômeno, ou **Cálculo Automático**, no qual o usuário indica o intervalo de tempo que quer estudar e o programa salva cada instante e exibe em sequência o desenvolvimento do campo magnético no espaço ao longo do tempo.

Selecionando a ferramenta **Cálculo Interativo**, uma janela informativa é exibida (Figura 40). Após pressionar OK, a ponteira do mouse entra em modo de seleção, tornando-se uma cruzeta para seleção de pontos (o mesmo método de seleção de pontos utilizado no módulo anterior). Ao clicar sobre o sinal do ciclo médio, o gráfico superior exibirá seu MCG bidimensional no plano de medição dos canais do sistema, calculado utilizando rotinas de interpolação bidimensional, como ilustrado na Figura 41. Pressiona-se a tecla ENTER do teclado para confirmar a escolha de ponto de partida. Uma barra de cores indica a referência quanto à intensidade do campo magnético em picoteslas no gráfico.

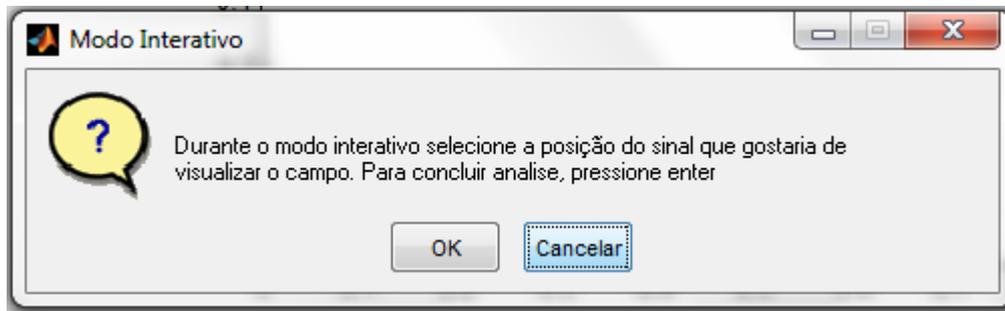


Figura 39 - Janela informativa, tal como a do módulo Ciclo Médio

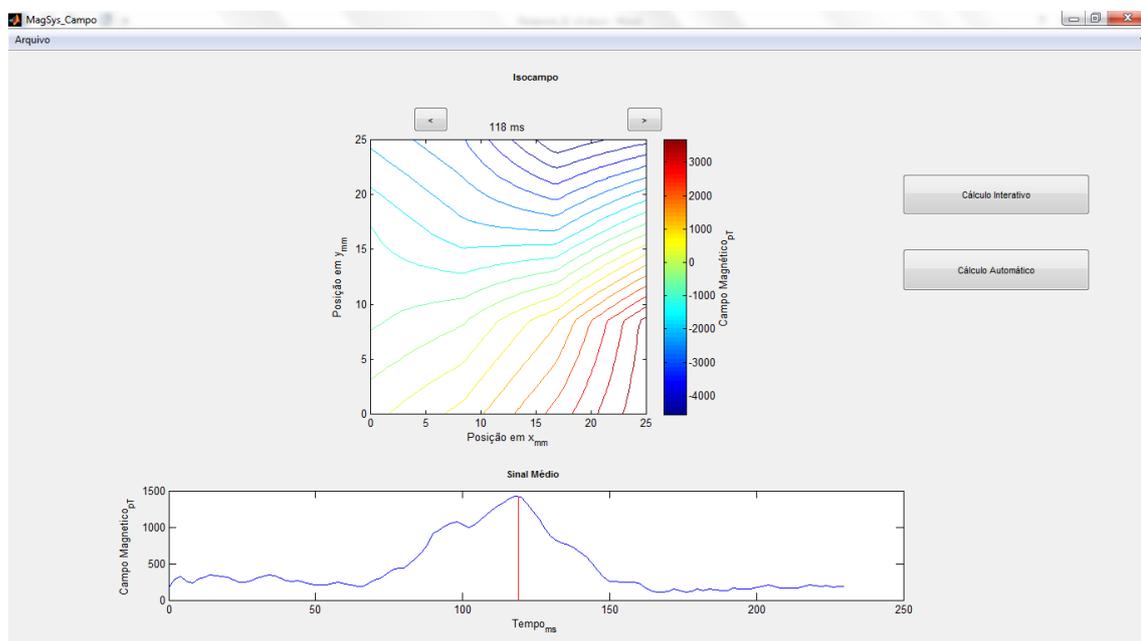


Figura 40 - Campo bidimensional em um instante de tempo determinado pelo usuário

Pode-se notar que os botões [**<**] (**regredir**) e [**>**] (**avancar**) agora estão habilitados. Ao se pressionar **regredir**, o sinal desloca-se para a origem e exibe o comportamento do MCG 2 ms antes do tempo atual. O mesmo acontece para **avancar**, com a diferença que o deslocamento é de 2 ms depois do tempo atual, conforme exemplificado nas Figuras 42 e 43. Os campos (tipicamente) dipolares, que se formam devido às correntes elétricas que percorrem o tecido cardíaco, são exibidas no gráfico superior. Por meio da observação de seus comportamentos, é possível diagnosticar anomalias no coração, como por exemplo o Flutter (ritmo anormal no átrio ou ventrículo).

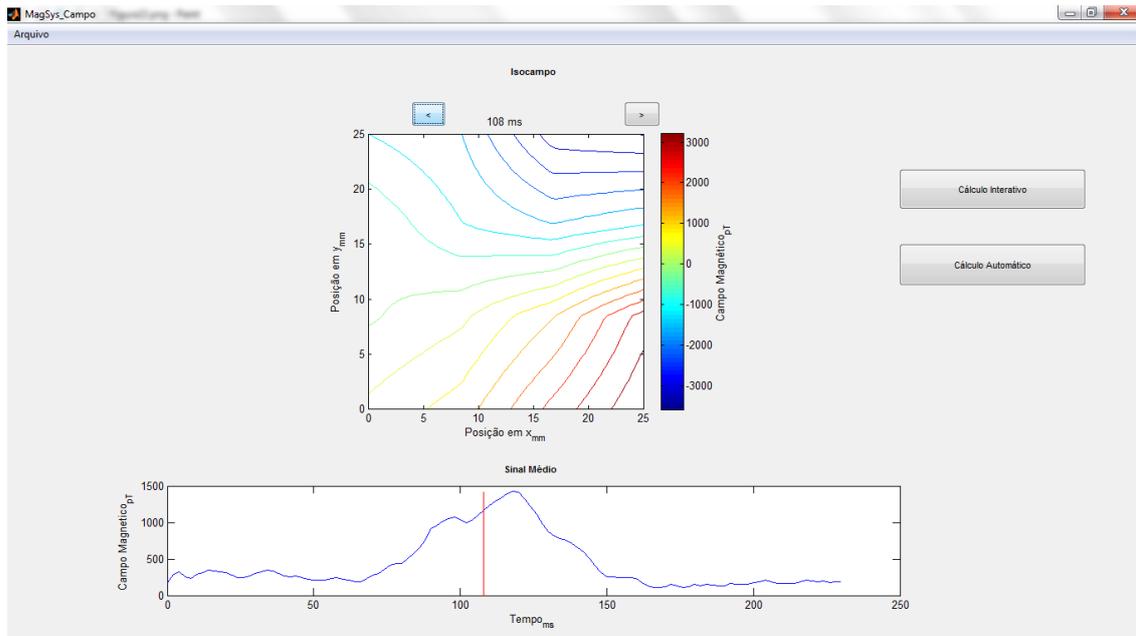


Figura 41 - Regredindo no tempo

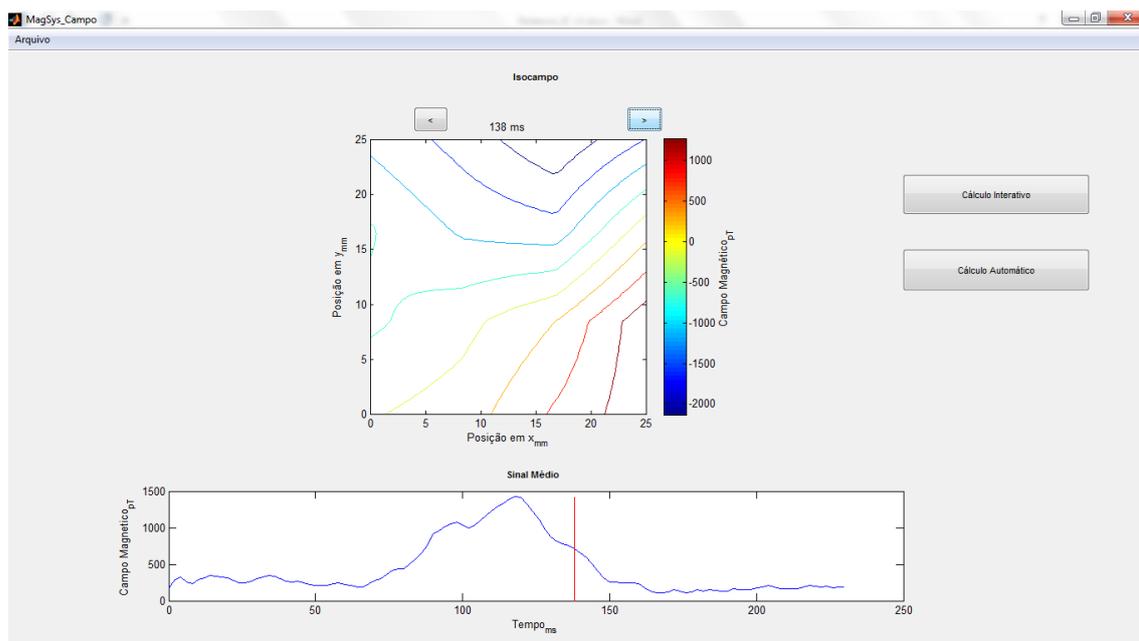


Figura 42 - Avançando no tempo

Caso o usuário opte pela ferramenta **Cálculo Automático**, o programa irá abrir o menu de parâmetros apresentado na Figura 43. Nele deverão ser escolhidos: tempo inicial, tempo final, variação do tempo de deslocamento no intervalo, nome dos arquivos e uma breve descrição sobre o intervalo estudado. O programa salva o mapa bidimensional em cada instante em arquivos de extensão **.isf** e exibe em seguida cada mapa em ordem sequencial (Figura 44). Os métodos de interpolação são os mesmos nas duas ferramentas.

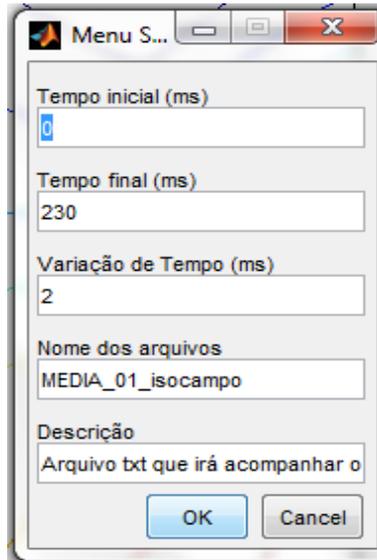


Figura 43 - Menu da função Cálculo Automático

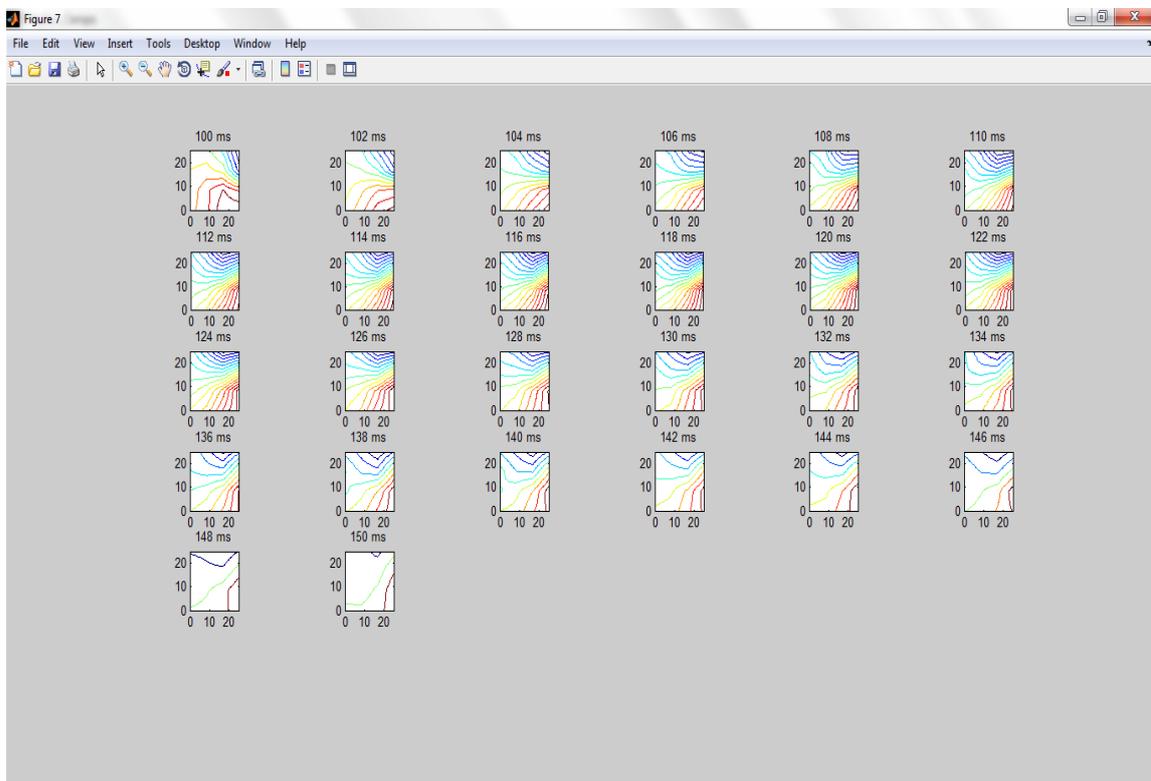


Figura 44 - Mapeamento Sequencial do Cálculo Automático

### 3.4 Módulo Isoamplitude:

Ao seleccionar-se o módulo **Isoamplitude** na **tela principal** do MagSys 2.0, uma nova GUI é apresentada.

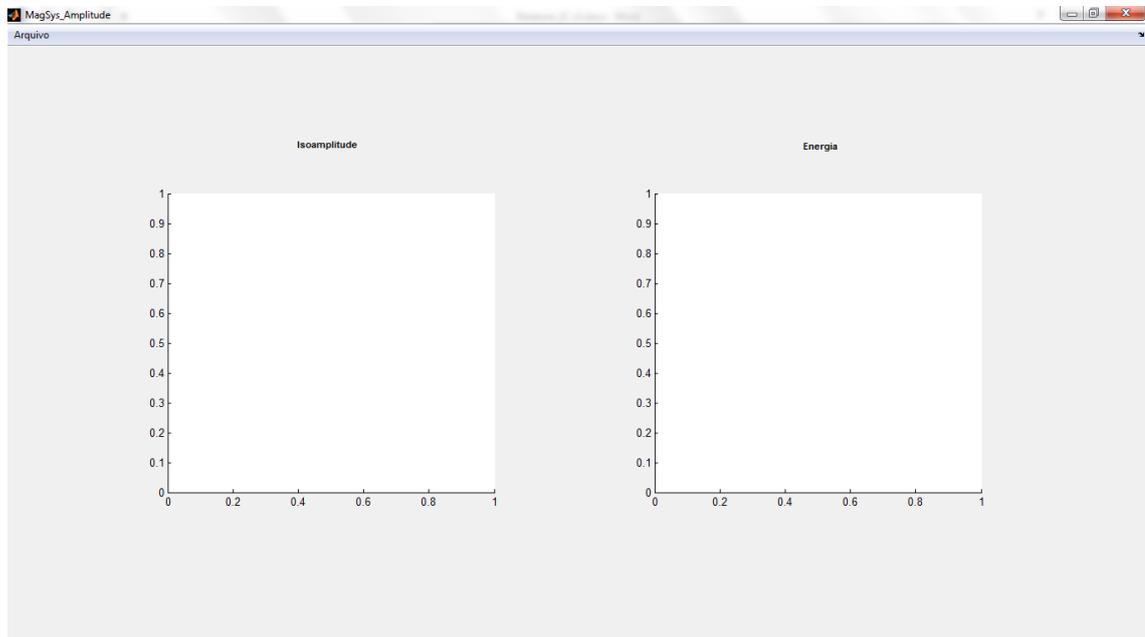


Figura 45 - Módulo Isoamplitude

Esta GUI é constituída de:

#### a) Planos para gráficos:

O eixo para gráficos esquerdo é utilizado para exibir o comportamento da amplitude do campo magnético ao longo do espaço (os eixos x e y possuem unidade de milímetro [mm] enquanto o eixo z de picotesla [pT]). O eixo direito é utilizado para exibir a energia do campo magnético ao longo do espaço (os eixos x e y possuem unidade de milímetro [mm] enquanto o eixo z de picotesla ao quadrado [pT<sup>2</sup>]).

#### b) Menus superiores:

Neste menu se encontram as opções Arquivo, que contém os recursos básicos do programa.

### Funcionamento:

A figura 46 exibe o menu cascata da opção arquivo, que possui as seguintes funções:



Figura 46 - Menu Arquivo

#### I) Arquivo:

- Abrir:** Abre o arquivo **.avg** dos dados da matriz do ciclo médio.
- Imprimir:** Imprime a tela principal da GUI.
- Fechar:** Fecha a tela principal e suas derivadas.

Usando a opção **Abrir**, pode-se escolher o arquivo **.avg** criado no módulo **Ciclo Médio**. O programa prontamente calcula a amplitude e a energia do sinal correspondente a cada um dos 16 canais do magnetômetro SQUID. Em seguida, utilizando rotinas similares às do módulo **Isocampo**, constrói os gráficos bidimensionais de distribuição de amplitude e de energia ao longo do espaço. Observe na Figura 48 que uma barra de cores de calor indica a escala dos valores tanto da amplitude quanto da energia, sendo o primeiro medido em  $\mu\text{T}$  e o segundo em  $\mu\text{T}^2$ .

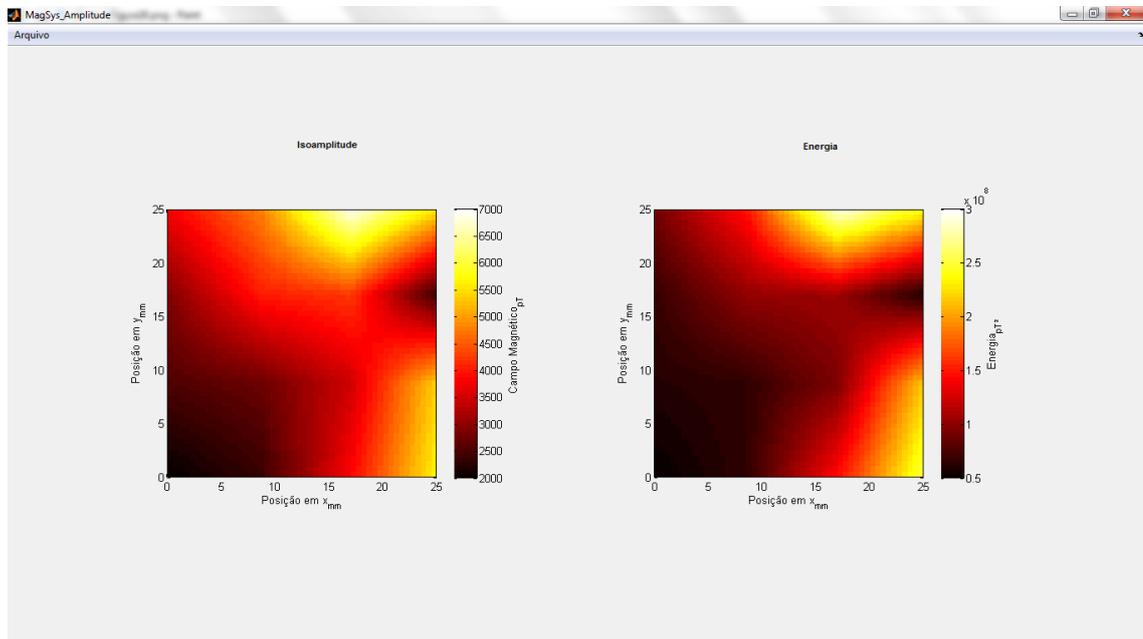


Figura 47 - Mapas de amplitude e energia

### 3.5 Módulo Problema Inverso:

O quarto e último módulo do sistema MagSys 2.0 é o Problema Inverso, mostrado na Figura 48.

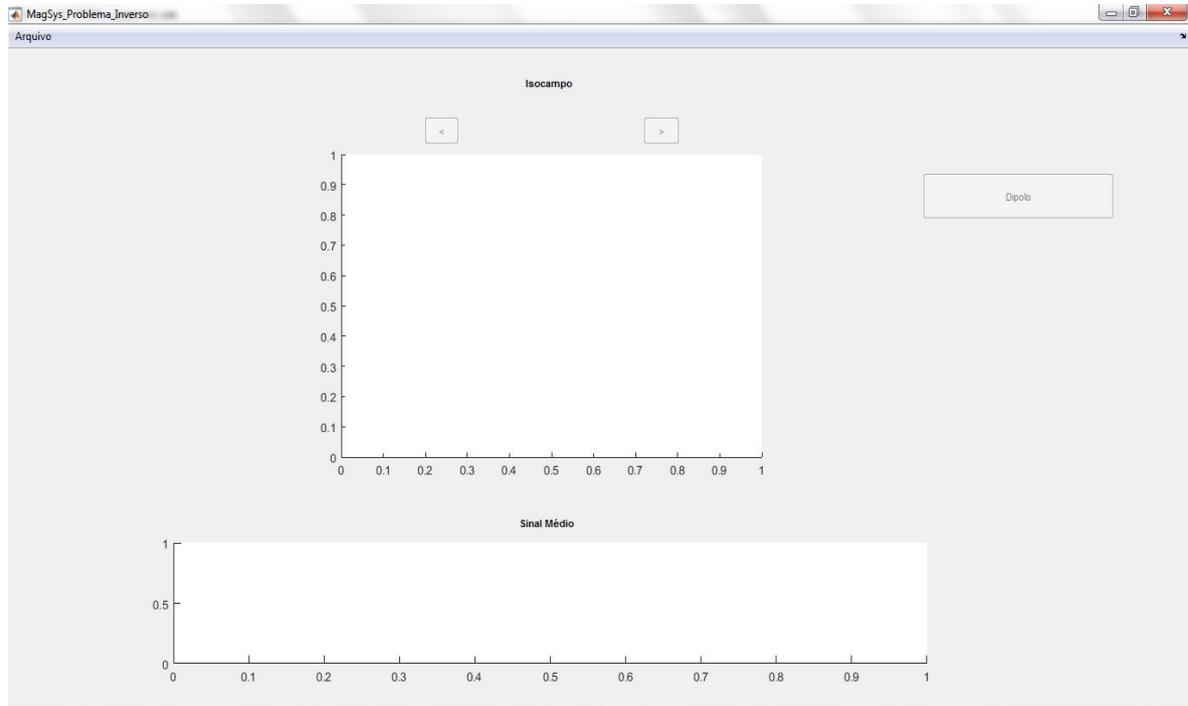


Figura 48 - Módulo Problema Inverso

O módulo é muito semelhante em aparência ao módulo Isocampo:

#### a) Eixos para gráficos:

O eixo para gráficos superior é utilizado para exibir o comportamento da intensidade de campo magnético, no espaço, ao longo do tempo (os eixos x e y possuem unidade de milímetros [mm] enquanto o eixo z de picoteslas [pT]). O eixo inferior é utilizado para exibir o sinal do ciclo médio encontrado no módulo Ciclo Médio (o eixo x possui unidade de milissegundos [ms] e o eixo y tem unidade de picoteslas [pT]).

#### b) Botões Inativos:

Na lateral direita e no topo da GUI, existem três botões inativos ([<], [>], Dipolo) que acionam ferramentas específicas do módulo Problema Inverso. No entanto, as funcionalidades [<] e [>], não foram implementadas ainda. Sua aplicação seria a mesma apresentada no módulo Isocampo.

#### c) Menu superior:

Neste menu se encontra a opção Arquivo, que contém os recursos básicos do programa.

### Funcionamento:

A Figura 50 exibe o menu cascata da opção arquivo, que possui as seguintes funções:

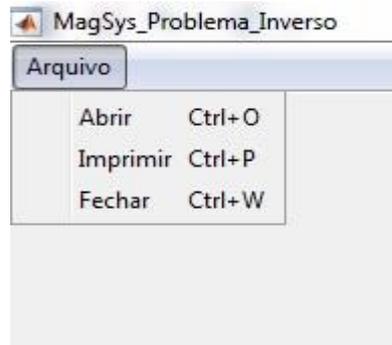


Figura 49 - menu superior do módulo Problema Inverso

#### I) Arquivo:

- Abrir:** Abre o local de arquivos **.isf** referente ao mapa bidimensional do campo magnético gerado.
- Imprimir:** Imprime a tela principal da GUI.
- Fechar:** Fecha a tela principal e suas derivadas.

Usando a opção **Abrir**, pode-se escolher a pasta que contém os arquivos **.isf** criado no módulo **Isocampo**. O programa carrega o mapa do campo magnético referente ao tempo escolhido como inicial na hora de salvar no módulo Isocampo e seu ciclo médio relativo no eixo inferior. Feito isso, o botão com a função **Dipolo** é ativado, como ilustrado na Figura 50.

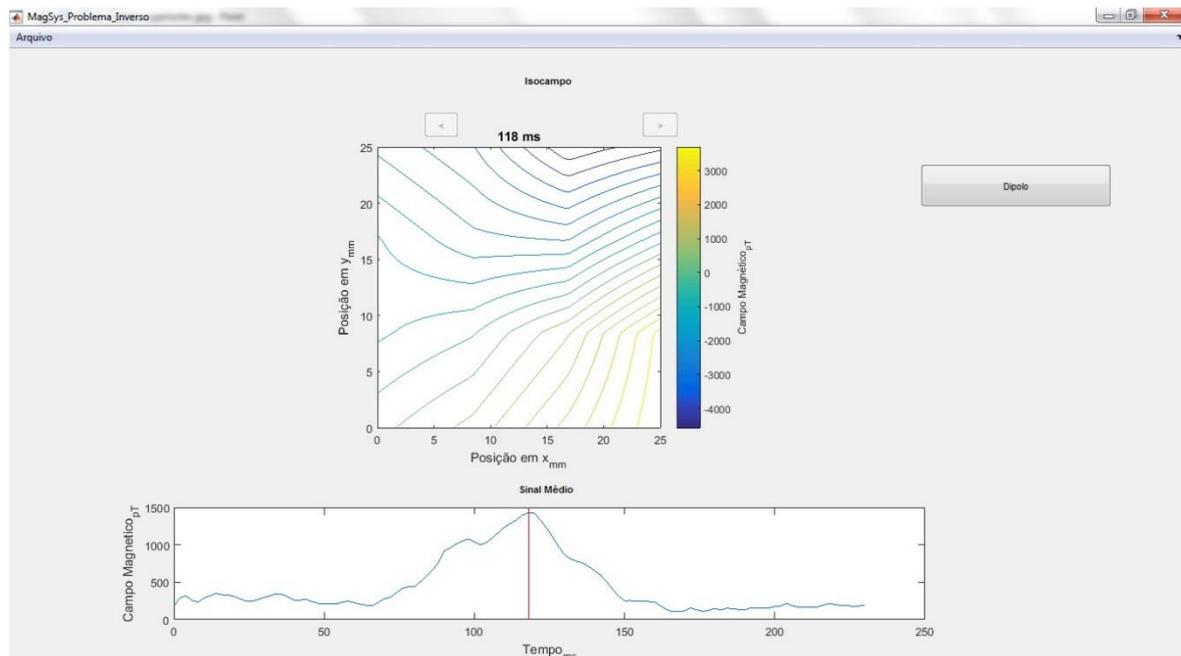


Figura 50 - Isocampo escolhido e seu ciclo médio

Para solução do problema inverso, foi escolhido, neste projeto, o método de minimização de função não linear por mínimos quadrados, que foi explicado no capítulo 2 deste documento. Essa função pode ser implementada através da função *lsqnonlin* do MATLAB. Como passo inicial, após se acionar o botão Dipolo, o programa pede uma sugestão do usuário de onde poderia estar uma possível corrente que gerou o dipolo magnético do mapa bidimensional. O ponteiro se transforma em uma cruzeta para seleção, onde a origem (primeiro ponto escolhido) é marcada por "x" e a direção é indicada pelo "o" (segundo ponto escolhido), como ilustrado na Figura 51.

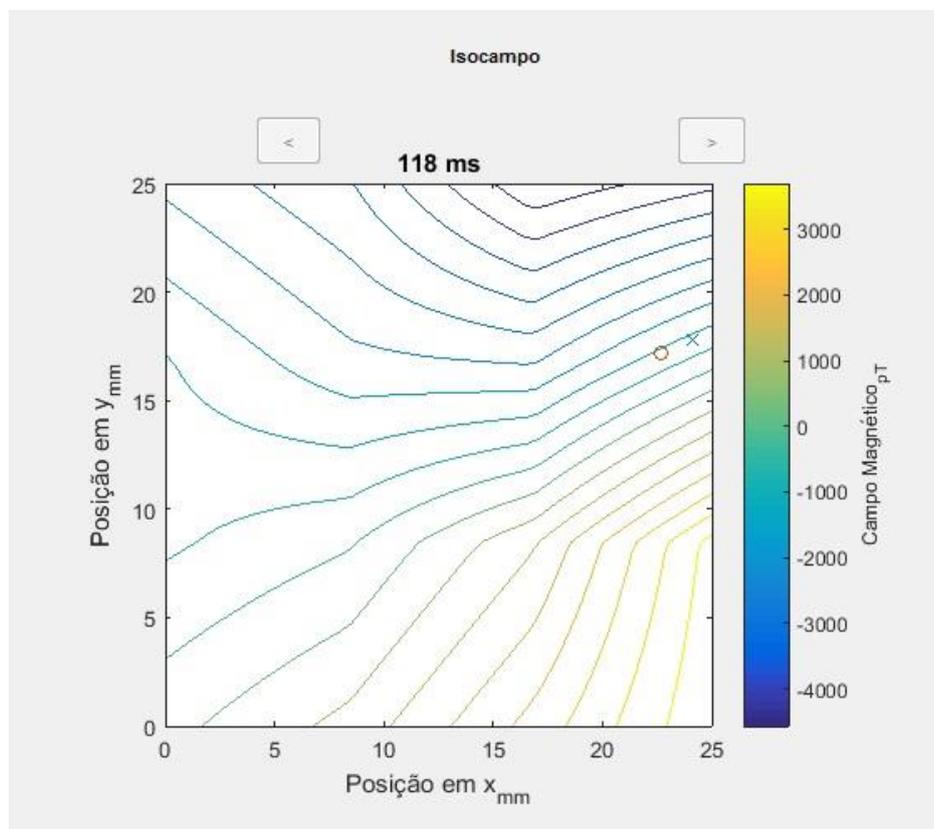


Figura 51 - Sugestão inicial

O módulo passa a calcular, para cada instante de tempo contido na pasta selecionada anteriormente, os parâmetros que minimizam os valores da intensidade de campo magnético teórico, encontrados pela lei de Biot-Savart. O programa exibe uma figura com quatro gráficos, enquanto segue esta rotina.

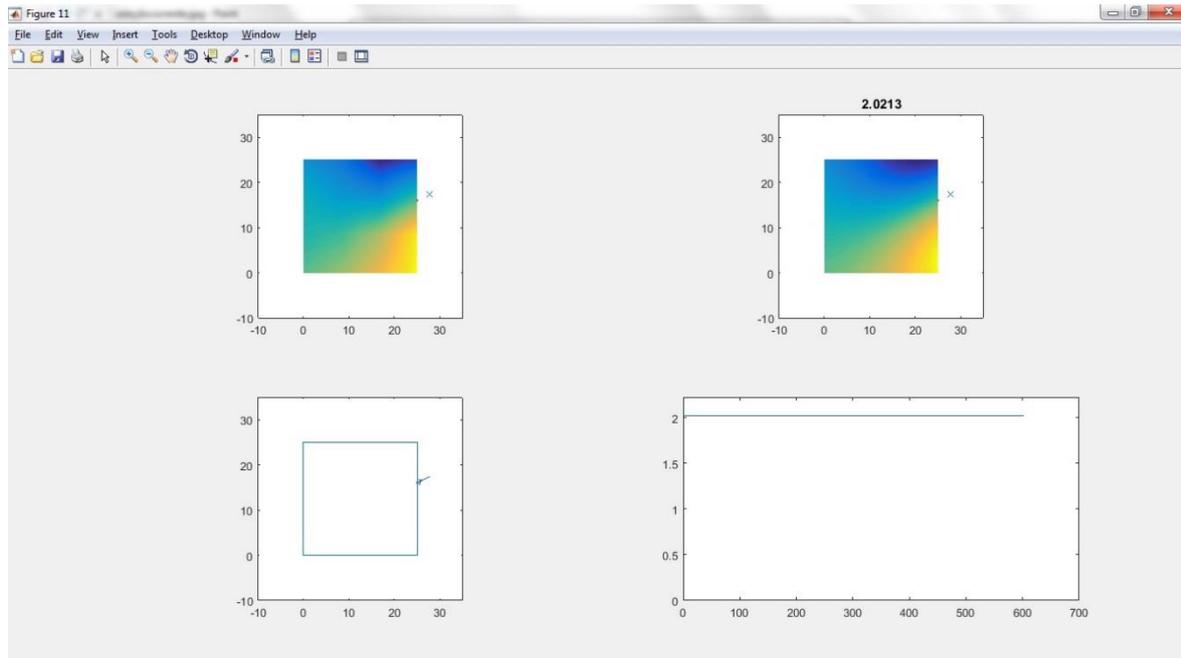


Figura 52 - Grade de resolução do problema inverso

A figura 52 exibe o resultado final após o fim da rotina. O gráfico superior esquerdo apresenta o mapa bidimensional do isocampo de instante inicial para comparação com os mapas calculado teoricamente. O gráfico superior direito exibe os campos teóricos para cada instante de tempo e sua possível corrente. O gráfico inferior esquerdo apresenta um erro. O gráfico inferior direito, apresenta a convergência do erro ao longo da interação do programa. É esperado que o erro convirja para uma margem de 2~3%.

No entanto, este resultado ainda está muito sujeito a erros, dependendo do comportamento do campo ao longo do espaço e tempo e exige seleção muito criteriosa do conjunto de mapas bidimensionais escolhidos. A sua dependência com a sugestão do usuário também é fonte de muitos problemas, pois uma escolha sem o devido conhecimento acarreta em dipolos teóricos absurdos e incoerentes com o detectado pelo SQUID multicanal.

## 4. Conclusões

Este projeto de graduação permitiu o desenvolvimento de um sistema computacional gráfico e interativo, baseado na plataforma MATLAB®, dedicado ao processamento de sinais magnetocardiográficos obtidos por um sistema SQUID multicanal (com dezesseis canais).

A versão atual do sistema permite a determinação do ciclo médio cardíaco em cada um dos 16 canais por meio de uma média temporal coerente baseada na frequência cardíaca média. Os ciclos cardíacos médios correspondentes aos 16 canais magnetocardiográficos permitem, então, a obtenção de mapas bidimensionais da evolução temporal do campo magnético assim como a amplitude e energia associados à atividade elétrica cardíaca.

Também foi elaborada uma solução para o problema inverso biomagnético, utilizando métodos de minimização de funções não lineares. O resultado foi o histórico da corrente que possivelmente gerou o campo magnético cardíaco, no entanto ainda precisa ser melhor desenvolvido, pois o resultado depende muito de escolhas corretas de parâmetros, caso contrário erros são esperados.

Assim, o sistema desenvolvido já permite a análise de diversos fenômenos eletrofisiológicos relacionados à atividade cardíaca e a estimativa da distribuição de corrente elétricas no músculo cardíaco ao longo do tempo.

Futuramente, está em pauta a continuação do projeto, visando aperfeiçoar a solução do problema inverso biomagnético.

## 5. Referências:

- 1 - SILVA, Eduardo da Costa; Desenvolvimento de Transdutor Baseado na Fase da Magnetoimpedância Gigante para Medição de Campos Biomagnéticos. **Dissertação de Mestrado**, PUC-Rio, abril 2010.
- 2 - CHAPMAN, Stephen J.; MATLAB® programming for engineers. **São Paulo: Pioneira Thomson Learning**, 2003.
- 3 - WENTWORTH, Stuart M.; Fundamentos de Eletromagnetismo com Aplicações em Engenharia. **Rio de Janeiro: LTC EDITORA**, 2006.
- 4 - OPPENHEIM, Alan V.; WILLSKY, Alan S.; Sinais e Sistemas. **São Paulo: Pearson Prentice Hall**, 2010.
- 5 - HALL BARBOSA, Carlos R.; Notas de Aula de Processamento e Análise de Sinais Digitais, 2015.