

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA - DELET
CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

JULIANO COSTA MACHADO

SISTEMA DE AQUISIÇÃO, PROCESSAMENTO E TRANSMISSÃO
SEM FIO DE SINAIS MUSCULARES

Prof. Dr. Alexandre Balbinot
Orientador

Porto Alegre, Junho de 2010

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

SISTEMA DE AQUISIÇÃO, PROCESSAMENTO E TRANSMISSÃO
SEM FIO DE SINAIS MUSCULARES

Projeto de Diplomação, apresentado
como requisito para obtenção do grau de
Engenheiro Eletricista no curso de Engenharia
Elétrica do Departamento de Engenharia Elétrica
da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Alexandre Balbinot

Porto Alegre
(2010)

JULIANO COSTA MACHADO

SISTEMA DE AQUISIÇÃO, PROCESSAMENTO E TRANSMISSÃO
SEM FIO DE SINAIS MUSCULARES

Este projeto de diplomação foi julgado adequado para a obtenção do grau de Engenheiro Eletricista e aprovada em sua forma final pelo Orientador e pela Banca Examinadora.

Orientador: _____

Prof. Dr. Alexandre Balbinot, UFRGS

Doutor pela UFRGS – Porto Alegre, Brasil

Banca Examinadora:

Prof. MSc. Tiarajú Vasconcellos Wagner, UFRGS

Mestre pela UFRGS – Porto Alegre, Brasil

Prof. Dr. Valner João Brusamarello, UFRGS

Doutor pela UFSC – Florianópolis, Brasil

Porto Alegre, Julho de 2010.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

Reitor: Prof. Carlos Alexandre Netto

Vice-Reitor: Prof. Rui Vicente Oppermann

Pró-Reitora de Graduação: Profa. Valquiria Link Bassani

Diretor do Depto. de Engenharia Elétrica: Prof. Marcelo Soares Lubaszewski

Diretor da Escola de Engenharia: Profa. Denise Carpena Coitinho Dalmolin

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho a minha família, que sempre me deu suporte incondicional para que esse trabalho fosse realizado.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos amigos e colegas do IEE, que ajudaram a tornar esse trabalho possível, assim como todos meus outros amigos, os quais considero minha segunda família.

Sumário

Conteúdo

<u>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS</u>	<u>9</u>
<u>LISTA DE FIGURAS.....</u>	<u>10</u>
<u>LISTA DE TABELAS.....</u>	<u>11</u>
<u>RESUMO</u>	<u>12</u>
<u>ABSTRACT</u>	<u>13</u>
<u>1. INTRODUÇÃO.....</u>	<u>14</u>
1.1. JUSTIFICATIVA	14
1.2. OBJETIVOS.....	15
<u>2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....</u>	<u>16</u>
2.1. ELETROMIOGRAFIA	16
2.2. SINAL MIOELÉTRICO.....	18
<u>3. METODOLOGIA EXPERIMENTAL.....</u>	<u>20</u>
3.1. APARATO EXPERIMENTAL.....	20
3.2. O ELETROMIÓGRAFO.....	22
3.3. PLACA MICROCONTROLADOR PARA TRANSMISSÃO E RECEPÇÃO	24
3.4. SOFTWARE DO MICROCONTROLADOR	26
3.5. SOFTWARE DO LABVIEW	30
<u>4. RESULTADOS E DISCUSSÕES</u>	<u>34</u>

4.1. ENSAIOS DE PERDA DE PACOTES	34
4.2. VALIDAÇÃO DO SISTEMA PARA UM CANAL	35
4.3. VALIDAÇÃO PARA DOIS CANAIS	39
4.4. ENSAIOS COM O EMG	42
5. <u>CONCLUSÕES</u>	48
6. <u>PROPOSTAS DE TRABALHOS FUTUROS</u>.....	49
<u>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS</u>.....	50
<u>APÊNDICE A – SOFTWARES DOS MICROCONTROLADORES</u>	52
A.1. TRANSMISSOR.....	52
A.2. RECEPTOR	56
<u>APÊNDICE B – CIRCUITOS UTILIZADOS E PLACAS DE CIRCUITO IMPRESSO</u>.....	60
B.1. CIRCUITO PRINCIPAL DO MICROCONTROLADOR	60
B.2. PLACA DO CIRCUITO PRINCIPAL DO MICROCONTROLADOR.....	61
B.3. CIRCUITO <i>TRANSCEIVER</i>	62
B.4. PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO DO <i>TRANSCEIVER</i>	63

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A/D	Analógico para Digital
EMG	Eletromiógrafo
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i> (Transformada Rápida de Fourier)
IEE	Laboratório de instrumentação eletro-eletrônica
DC	Corrente Contínua
SME	Sinal Mioelétrico
MUAP	Motor Unit Action Potential
MUAPT	Motor Unit Action Potential Train
USB	Universal Serial Bus
LabView	Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench
VI	Virtual Instrument
FIFO	First In First Out
USART	Universal Synchronous Assynchronous Receiver Transceiver
UFRGS	Universidade Federal do Rio Grande do Sul
CRC	Cyclic Redundancy Check
GFSK	Gaussian Frequency-shift Keying

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1: Morfologia de um sinal mioelétrico: (a) no domínio tempo e (b) no domínio da frequência (adaptado de ORTOLAN, 2006).	19
Figura 2.2: Sinal Mioelétrico resultante de um MUAPT (DE LUCA, 2006).	21
Figura 3.1: Diagrama em blocos do aparato experimental.....	22
Figura 3.2: Imagem do circuito desenvolvido (receptor).	23
Figura 3.3: Imagem dos dois circuitos desenvolvidos.	23
Figura 3.4: Diagrama em Blocos do EMG desenvolvido no IEE.	24
Figura 3.5: Eletromiógrafo desenvolvido no IEE.	25
Figura 3.6: Cabo pré amplificado para o EMG desenvolvido no IEE.....	25
Figura 3.7: (a) Tradutor de tensão nível TTL para 3,3VDC com seleção de direção, (b) Tradutor de nível TTL para 3,3VDC.	28
Figura 3.8: Fluxograma da rotina principal do transmissor.	30
Figura 3.9: Fluxograma da rotina de tratamento da interrupção do timer 0.....	30
Figura 3.10: Fluxograma da rotina principal do receptor.....	31
Figura 3.11: Etapas de calibração do EMG do músculo bíceps.	33
Figura 3.12: Fluxograma do software desenvolvido no Labview.	35
Figura 3.13: Pannel frontal do VI desenvolvido.	35
Figura 4.1: Diagrama em blocos do VI utilizado para validar o sistema para um canal.	38
Figura 4.2: Senóide de 50Hz.	39
Figura 4.3: Senóide de 100Hz.	39
Figura 4.4: Senóide de 200Hz.	40
Figura 4.5: Senóide de 450Hz.	40
Figura 4.6: Senóide de 500Hz.	41
Figura 4.7: Diagrama em blocos do VI utilizado para validar o sistema para dois canais.....	42
Figura 4.8: Senóide 100Hz (canal 1) e 50Hz (canal 0).	43
Figura 4.9: Senóide de 50Hz (canal 1) e 250Hz (canal 0).....	43
Figura 4.10: Senóide de 300Hz (canal 1) e senóide de 200Hz (canal 0).....	44
Figura 4.11: Ensaio com voluntário 1.	45
Figura 4.12: Ensaio com voluntário 1.	45
Figura 4.13: Resultado da contração do bíceps esquerdo (voluntário 1).	46
Figura 4.14: Resultado da contração do bíceps direito (voluntário 1).	46
Figura 4.15: Ensaio com voluntário 2.	47
Figura 4.16: Ensaio com o voluntário 2.	47
Figura 4.17: Resultado da contração do bíceps esquerdo (voluntário 2).	48
Figura 4.18: Resultado da contração do bíceps direito (voluntário 2)	48

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1: Perda de pacotes.....	35
-----------------------------------	----

RESUMO

Este trabalho mostra o desenvolvimento de um sistema de aquisição e transmissão sem fio de sinais mioelétricos. Os sinais são captados por eletrodos de superfície através de um eletromiógrafo e convertidos através de um conversor de analógico para digital de dois canais para que seja feita a transmissão e o processamento do sinal mioelétrico. Para isso foi feita uma plataforma de *hardware* composta por um microcontrolador PIC18F4550, que já possui, internamente, conversores analógico para digital, conectado a um *transceiver* de baixo custo, o TRW2,4GHz. O sistema desenvolvido conta com duas placas projetadas, uma responsável pela aquisição e transmissão do sinal e outra responsável pela recepção e transmissão para um PC, onde uma plataforma desenvolvida no *Labview* apresenta na tela o sinal recebido, mostrando sua amplitude e espectro de potência. Para isso foram utilizados recursos computacionais, como janelamento do sinal, FFT, valor médio, entre outros, para que se pudesse analisar o sinal.

Palavras-Chave: sinais mioelétricos, sistemas sem fio, microcontroladores, eletromiografia, processamento digital de sinais.

ABSTRACT

In this work, a wireless system to acquire and transmit myoelectric signals was developed. Electric activity is captured by surface electrodes through a electromyographer and then digitalized by a two channel analog to digital converter in order to transmit and, afterwards, to process the myoelectric signal. To achieve this goal, a hardware platform was designed composed by a PIC18F4550, which has a two channel analog to digital converter built-in, connected to a low cost transceiver, the TRW2,4GHz. The system has two printed circuit boards, one responsible for signal acquisition and transmission, and another one in charge of data communication with a PC. A software was developed using Labview to show signal's amplitude and power spectrum on the screen. This was accomplished with signal windowing, FFT, mean value, and other analysis of this particular signal further depicted in this document.

Key Words: myoelectric signals, wireless systems, microcontrollers, electromyography, digital signal processing.

1. INTRODUÇÃO

O desenvolvimento crescente e atual da instrumentação biomédica está diretamente relacionada a novos produtos que se caracterizam por: alta confiabilidade no uso para diagnóstico, conforto no uso do paciente, preferencialmente sistemas não invasivos e que transmitam informações a distância para análise do profissional da saúde. Técnicas de processamento digital de sinais tem apresentado crescente uso nos equipamentos biomédicos e com a miniaturização dos componentes, tem permitido o desenvolvimento de equipamentos menores e mais leves e, por consequência, com menor consumo de energia.

Este trabalho tem por objetivo desenvolver um sistema de aquisição digital de sinais musculares (chamados de sinais mioelétricos) com comunicação sem fio com um PC. Além disso, auxiliar no desenvolvimento da plataforma experimental do Grupo de Pesquisa em Instrumentação Biomédica do Laboratório de Instrumentação Eletro-Eletrônica (IEE) do Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

1.1. Justificativa

Diversas áreas necessitam fazer uma análise criteriosa dos sinais musculares, tais como a fisioterapia, a engenharia de reabilitação, a medicina esportiva, etc. Na engenharia de reabilitação e no correspondente desenvolvimento de tecnologia assistiva, por exemplo, o sinal mioelétrico é utilizado muitas vezes para o controle de dispositivos, como por exemplo, próteses experimentais. O desenvolvimento de sistemas sem fio facilita o uso e o acesso dos dados dos equipamentos biomédicos. A redução de cabos do paciente ao instrumento em muitas situações é desejável, assim como o controle a distância de objetos, tais como próteses experimentais, cadeiras de roda ou até dispositivos de interface homem-máquina (como um mouse por exemplo).

Em fisioterapia e também na medicina esportiva, a análise do comportamento muscular é de grande valia para o diagnóstico e tratamento de lesões ou para diagnósticos que estimem a possibilidade de lesões musculares, permitindo o tratamento preventivo. Muitas vezes para a correspondente análise, o usuário precisa estar em movimento, e os cabos de transmissão dos dados do eletromiógrafo (EMG) podem deixar o paciente desconfortável, ou mesmo limitar seus movimentos.

Portanto estudos em sistemas de processamento e transmissão sem fio de sinais

mioelétricos se mostram necessários para que de forma conjunta a outras áreas de conhecimento, tragam benefícios, por exemplo, para pessoas portadoras de necessidades especiais e pacientes com lesões musculares.

1.2. Objetivos

O objetivo principal do trabalho é desenvolver um sistema microcontrolado interfaceado com um eletromiógrafo desenvolvido no IEE pelo grupo de pesquisa, para permitir a transmissão e recepção dos sinais mioelétricos através de dois *transceiver* de 2,4GHz. A comunicação entre o *transceiver* transmissor e o *transceiver* receptor será ponto a ponto, permitindo a ligação, sem fio, entre o eletromiógrafo e o computador destinado ao processamento dos dados obtidos.

Este sistema será validado para a medição em amplitude e tempo do sinal mioelétrico, e também será validado no domínio frequência, mostrando que a morfologia do sinal captado está dentro do esperado para um sinal mioelétrico.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1. Eletromiografia

Sinais biológicos, tais como sinais cardíacos, sinais neurológicos e sinais musculares, são registros no espaço-tempo de eventos biológicos, tais como o ciclo cardíaco ou a contração de um músculo. A atividade elétrica, química ou mecânica que ocorre durante esses eventos biológicos, podem, com frequência, gerar sinais que podem ser medidos e analisados (ENDERLE, JOHN D., 2005).

O sinal muscular, ou sinal mioelétrico (SME), pode ser medido graças ao fenômeno chamado bioeletricidade. A bioeletricidade tem sua origem na diferença de potencial elétrico entre o lado interno e externo da membrana celular (BARR, ROGER C., 2006). Em 1791, Luidgi Galvani realizou os primeiros experimentos com sapos, despolarizando seus músculos com varas metálicas, causando contração muscular.

Em 1838, Carlos Matteucci, mostrou que ao utilizar corrente contínua para estimular nervos intactos de sapos, havia contração no músculo, mostrando a evidência da atividade elétrica nos músculos (ORTOLAN, 2002). Este trabalho interessou a Frenchman Dubois-Reymond, que, em 1849, realizou a primeira detecção de um sinal eletromiográfico obtido voluntariamente de um ser humano. Neste experimento se observou a deflexão de uma agulha de um galvanômetro de acordo com o movimento do braço de uma pessoa, utilizando uma espécie de eletrodo de superfície colocado no dedo do indivíduo.

Com o avanço da tecnologia e o desenvolvimento dos tubos de raios catódicos, foi possível então observar a morfologia do SME através de um osciloscópio. Os primeiros a usar esse artifício para estudar o SME foram Hebert Gasser e Joseph Erlanger, o que lhes rendeu o prêmio Nobel de 1944. Na Figura 2.1 pode-se ver a morfologia de um sinal mioelétrico no domínio tempo e frequência.

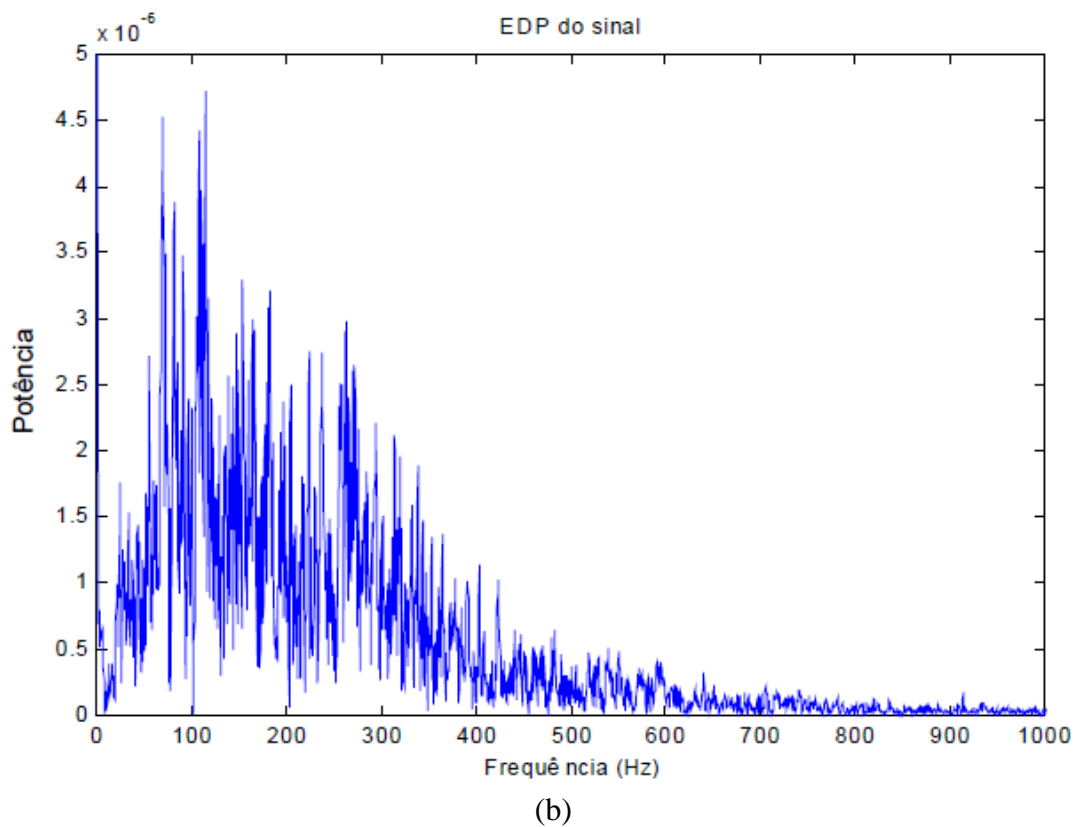
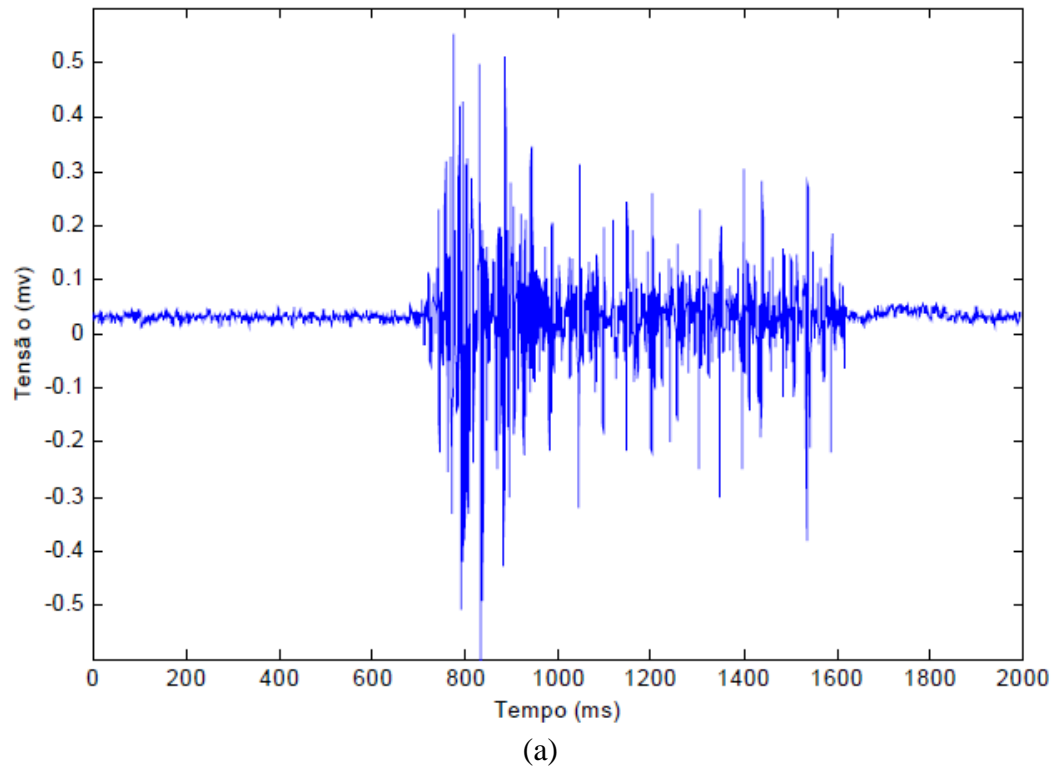


Figura 2.1: Morfologia de um sinal mioelétrico: (a) no domínio tempo e (b) no domínio da frequência (adaptado de ORTOLAN, 2006).

Como se pode observar da Figura 2.1 (b), o espectro do sinal tem energia desde o nível DC até aproximadamente 650Hz, porém a maior parte da energia fica contida entre aproximadamente 20Hz e 400Hz.

A seguir é realizada uma breve introdução ao sinal mioelétrico para facilitar a compreensão do trabalho desenvolvido.

2.2. Sinal Mioelétrico

O processo de contração muscular envolve, dentre outras coisas, basicamente o potencial de ação conduzido pelo neurônio motor, a transmissão sináptica (interface entre célula nervosa e célula muscular), os potenciais de ação musculares que somados formam o SME e a contração das fibras musculares.

O sinal mioelétrico representa a corrente gerada pelo fluxo iônico que se propaga através das fibras musculares até alcançar o entorno de um eletrodo que captura seu sinal. Muitos fatores podem intervir na qualidade da detecção de um sinal mioelétrico, tais como tipo de eletrodo (invasivo ou não invasivo), orientação das fibras musculares, músculo de interesse, duração da contração muscular, etc. A amplitude de tensão elétrica do SME pode chegar a 10mV dependendo do músculo em estudo, entretanto na maior parte das aplicações fica em torno de 5mV.

De forma a compreender melhor o sinal mioelétrico, algumas considerações fisiológicas devem ser levadas em conta. Fibras musculares são formadas por grupos chamados Unidade Motoras (*Motor Unit*), que quando o músculo é contraído, são ativadas e geram uma ação de potencial denominado de MUAP (*Motor Unit Action Potential*).

Para sustentar uma contração muscular o sistema nervoso precisa manter o músculo ativado continuamente, enviando sinais repetidamente para ativação das unidades motoras, criando trens de sinal ou MUAPT (*Motor Unit Action Potential Train*) (DE LUCA, 2006), conforme pode-se observar na Figura 2.2.

Ainda segundo De Luca, o sinal pode ser representado matematicamente através de uma seqüência de deltas de Dirac $\delta(i)$ convoluído com um filtro $h(t)$ que representa o formato da MUAP. Então a MUAPT, $u_i(t)$, pode ser descrita da seguinte forma:

$$u_i(t) = \sum_{k=1}^n h_i(t - t_k) \quad (1)$$

Onde,

$$t_k = \sum_{l=1}^k x_l \quad \text{para } k, l = 1, 2, 3, 4, \dots, n \quad (2)$$

Na expressão (2), t_k representa a localização no tempo da MUAP, x representa o intervalo entre os pulsos e n representa o número total de intervalos entre os pulsos no MUAPT. Cabe ressaltar que o SME tem uma natureza aleatória, não sendo possível determinar exatamente seu valor em um instante de tempo qualquer (BALBINOT e BRUSAMARELLO, 2006).

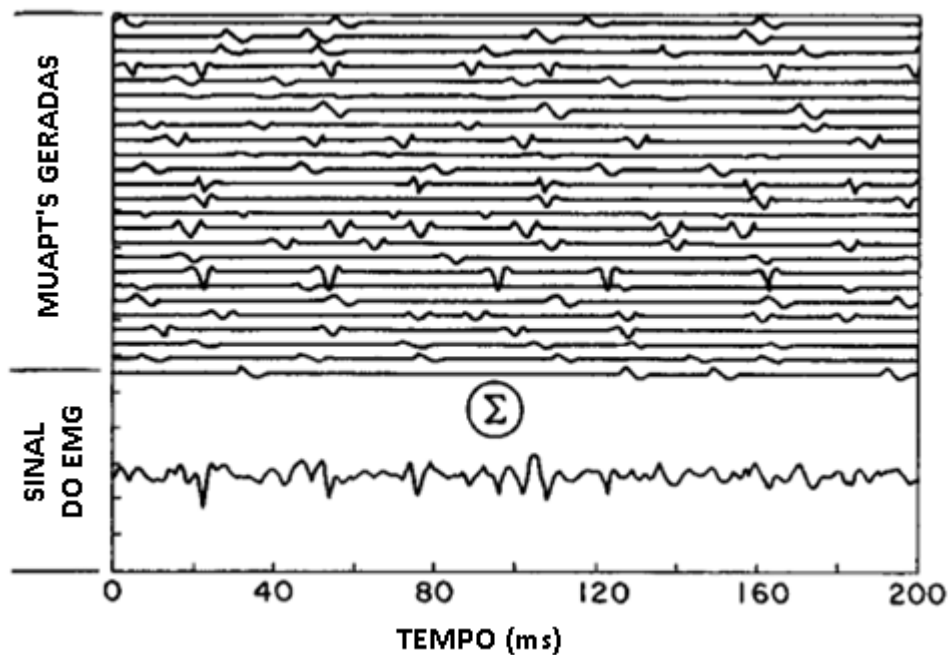


Figura 2.2: Sinal Mioelétrico resultante de um MUAPT (DE LUCA, 2006).

3. METODOLOGIA EXPERIMENTAL

3.1. Aparato Experimental

O aparato experimental desenvolvido é composto de um EMG de 2 canais, uma placa de processamento e aquisição de dados que será baseado no PIC18F4550 da Microchip, uma memória Flash AT45DB041D da Atmel e uma placa onde ficará o *transceiver* TRF 2,4GHz. Na Figura 3.1 pode-se ver o diagrama de blocos do sistema desenvolvido e nas Figuras 3.2 e 3.3 algumas fotos das placas dos circuitos desenvolvidos:

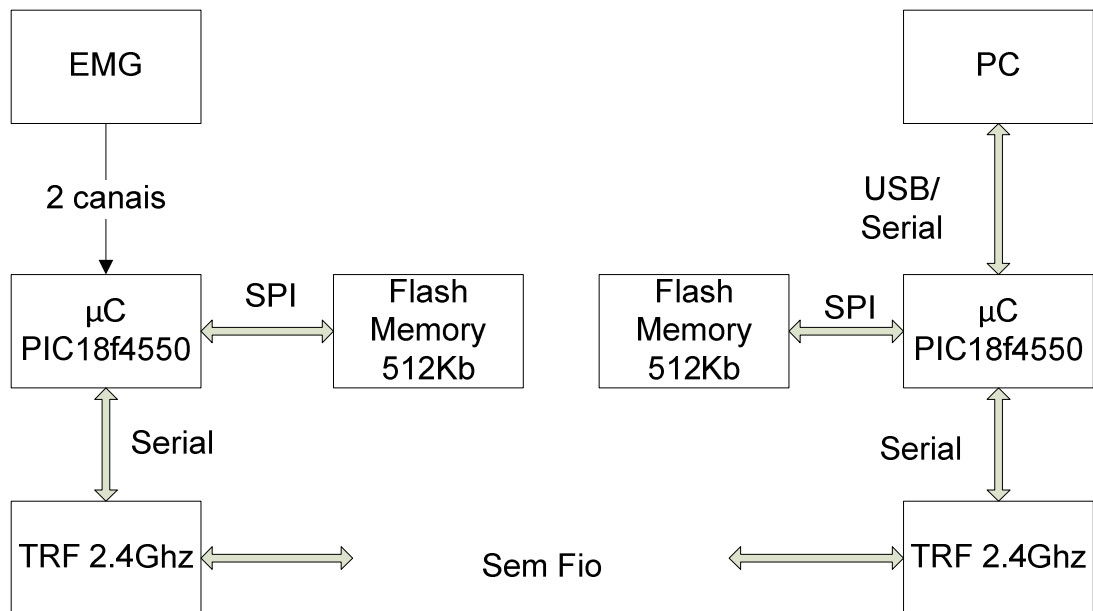


Figura 3.1: Diagrama em blocos do aparato experimental.

A plataforma de desenvolvimento no PC será o *Labview (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench)* da *National Instruments*, que trabalha com o conceito de instrumentação virtual, onde através de controles e indicadores, pode-se construir um instrumento, ou VI (*Virtual Instrument*), na tela do computador, com indicadores gráficos e numéricos, além de poder armazenar os sinais analisadas. No capítulo a seguir será descrito com detalhes o desenvolvimento do *software* nesta ferramenta.

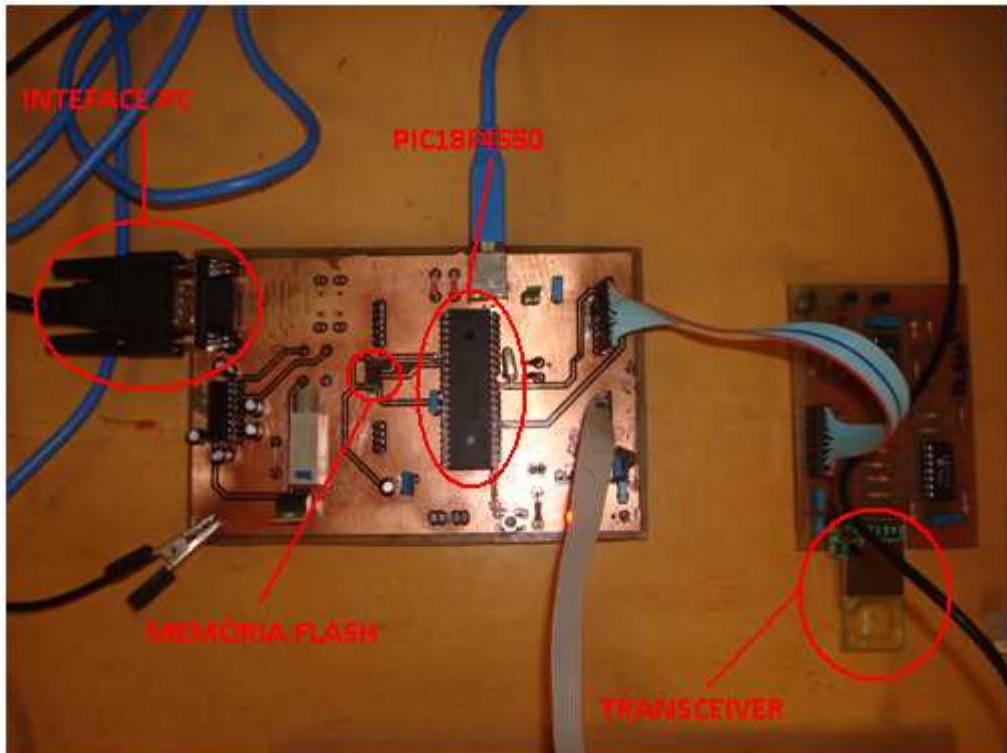


Figura 3.2: Imagem do circuito desenvolvido (receptor).

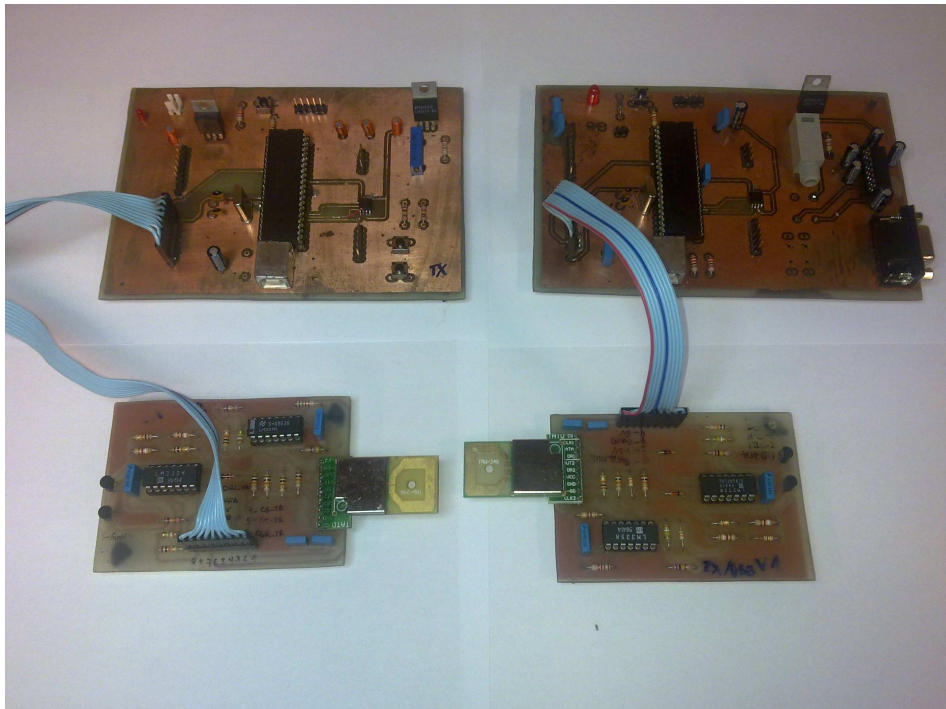


Figura 3.3: Imagem dos dois circuitos desenvolvidos.

3.2. O Eletromiógrafo

O eletromiógrafo é um sistema composto de amplificadores e filtros. Os sinais de entrada serão amplificados em até 1000 vezes pelo pré amplificador no cabo e filtrados dentro da faixa de frequência de 20Hz a 800Hz com filtros ativos passa faixa de quarta ordem (filtros passa baixa e passa alta de segunda ordem cascadeados).

Além disso, o eletromiógrafo conta com ajuste de ganho no estágio final e *offset*, o que faz dele ideal para o sistema, pois como o SME tem componentes de tensão negativas, e o conversor A/D do microcontrolador não permite uma referência para valores de tensão menor que zero, será necessário colocar a referência do sinal em 2,5V (metade da referência do conversor A/D). Na Figura 3.4 pode-se ver o diagrama resumido do EMG desenvolvido no IEE, e na Figura 3.5 uma imagem do eletromiógrafo.

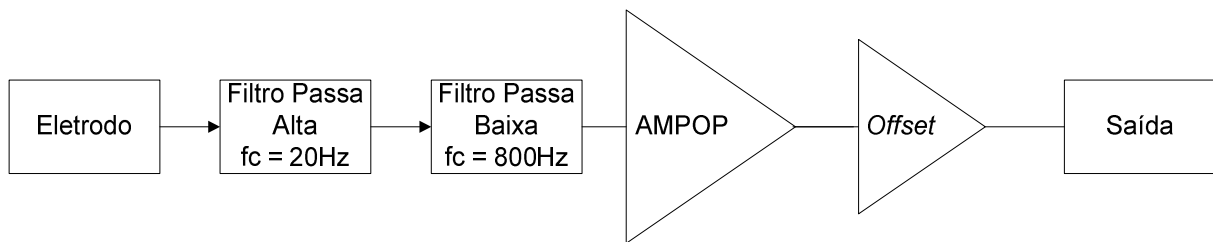


Figura 3.4: Diagrama em Blocos do EMG desenvolvido no IEE.

Os eletrodos do eletromiógrafo captam o sinal de forma bipolar na configuração passiva, com um amplificador de instrumentação INA118 próximo aos eletrodos, amplificando o sinal em 1000 vezes próximo a fonte do sinal, evitando assim a degradação da relação sinal/ruído, devido aos ruídos captados pelos cabos do eletrodo. Na Figura 3.6 pode-se ver a imagem dos cabos que interligam os eletrodos posicionados na pele do músculo em estudo ao equipamento.



Figura 3.5: Eletromiógrafo desenvolvido no IEE.



Figura 3.6: Cabo pré amplificado para o EMG desenvolvido no IEE.

3.3. Placa Microcontrolador Para Transmissão e Recepção

O microcontrolador PIC18F4550 foi escolhido pelo critério de preço e acessibilidade no mercado. Os recursos utilizados no desenvolvimento do sistema são listados a seguir:

- 2 canais conversor A/D de 10 bits;
- Timer 0;
- USART para comunicação com o PC;
- 7 Portas de I/O de uso geral para comunicação e configuração do *transceiver*;

A memória flash possui 2 *buffers* de 264 bytes e 2048 páginas de 264 bytes na memória principal, totalizando 540672 bytes de capacidade. Sua inserção no circuito foi pensando em criar futuramente um *datalogger* para funcionamento *offline*.

O sistema de transmissão e recepção de dados foi implementado a partir do *transceiver* da Laipac de 2,4GHz. Este *transceiver* utiliza modulação GFSK (*Gaussian Frequency-shift Keying*) e usa um filtro Gaussiano para definir os níveis alto e baixo de tensão. O modo de configuração selecionado para este *transceiver*, foi o *ShockBurst* onde deve-se carregar inicialmente uma palavra de configuração de 120 bits. Dentro dessa palavra de configuração são configuradas diversas opções de funcionamento do *transceiver*, dentre elas, as mais importantes são:

- tamanho do pacote de dados (em bits);
- bytes de endereço (até 5 bytes);
- tamanho do CRC (8 ou 16 bits);
- frequência de operação (2,4GHz até 2,5GHz);
- quantidade de canais (até 2 canais);
- potência do sinal na antena (0dB até 20dB de atenuação);
- taxa de transmissão sem fio (250kbps ou 1Mbps);
- operação como transmissor ou receptor.

A palavra precisa ser carregada apenas um vez durante o período que o *transceiver* permanece ligado. O método de detecção de erro com o CRC (*Cyclic Redundancy Check*) embutido e os 5 bytes de endereço se mostraram muito eficazes para evitar que o *transceiver* recebesse interferência originados das diversas redes *Wi-Fi* que operam na faixa de 2,4GHz. O alcance descrito pelo fabricante é de 280m para transmissão em 250kps ou 150m para transmissão a 1Mbs. Foi determinado que para os experimentos deste trabalho, um alcance de até 100 m já é suficiente para realizar os ensaios. A comunicação entre o PIC e o *transceiver* é

feita de forma serial e ao enviar um pacote de dados, deve-se carregar também o endereço de destino (no caso como só existe um receptor, o endereço de destino é fixo).

O PIC é alimentado com uma tensão de 5VDC enquanto a memória flash e o *transceiver* são alimentados com 3,3VDC. A tensão de 5VDC é obtida através de um regulador 7805, ou alternativamente da porta USB do PC para o receptor e a tensão de 3,3VDC é obtida de um regulador de tensão LM317. A memória flash aceita níveis de tensão compatíveis com TTL nas suas entradas, enquanto o *transceiver* utiliza um tradutor de tensão de 5VDC para 3,3VDC. Para isso serão utilizados comparadores realizados com o operacional LM319, que possuem a saída em coletor aberto, devendo colocar um resistor de *pull-up* ligado a tensão que se deseja na saída do comparador. Na Figura 3.7 pode-se ver alguns dos blocos utilizados para fazer a tradução de tensão entre o PIC18F4550 e o *transceiver*.

O circuito da Figura 3.7(a) é o circuito que vai ligado na entrada de dados do microcontrolador. Ele possui um transistor NPN que com um sinal lógico baixo na base habilita o circuito, fazendo a tradução de tensão de 3,3VDC para 5VDC. Um outro circuito com a mesma topologia, porém com o resistor de *pull-up* ligado em 3,3VDC e um transistor PNP para habilitação é ligado para fazer a tradução de saída do *transceiver* para o microcontrolador. Já o circuito da figura 3.7(b) é apenas um comparador comum, sem seleção de direção, pois apenas a saída de dados é bidirecional. No Anexo B estão os circuitos completos e o *layout* das placas de circuito impresso.

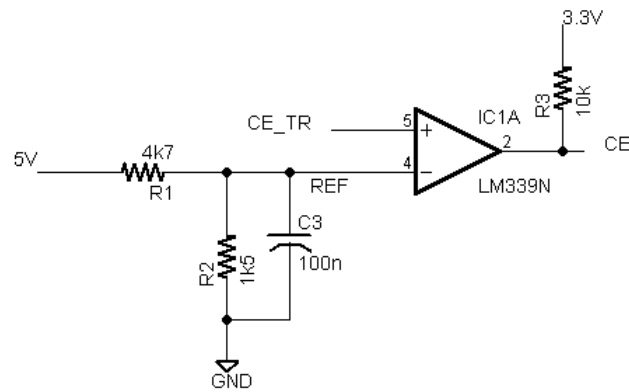
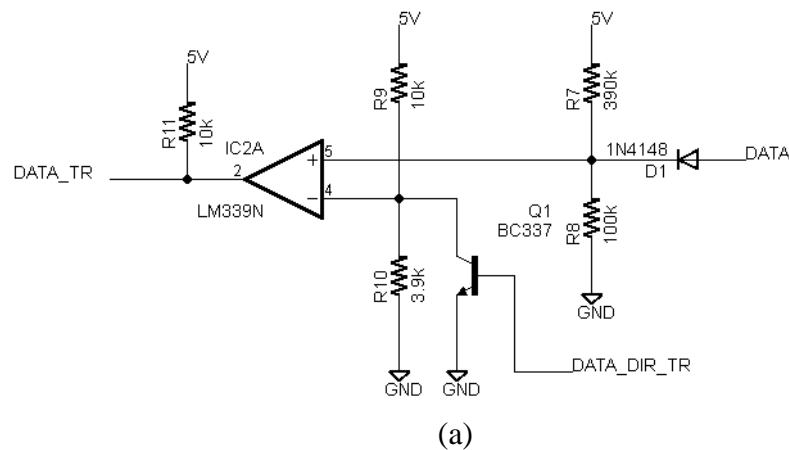


Figura 3.7: (a) Tradutor de tensão nível TTL para 3,3VDC com seleção de direção, (b) Tradutor de nível TTL para 3,3VDC.

3.4. Software do microcontrolador

O software do sistema irá gerenciar a aquisição dos dados do eletromiógrafo e o tráfego dos dados via rádio frequência e também a comunicação com o PC. No PC os dados recebidos serão tratados e então após realizado o ensaio, será possível fazer uma análise de amplitude e do espectro do sinal.

A rotina do sistema de aquisição e transmissão é basicamente a inicialização do *hardware* (memória, *transceiver* e periféricos do PIC). O sistema de transmissão irá utilizar uma FIFO (*First In First Out*) na memória RAM do PIC para acumular os dados do conversor A/D. Essa FIFO terá capacidade para armazenar 100 amostras por canal, sendo que quando as

primeiras 50 amostras tiverem sido armazenadas, então elas começam a ser transmitidas, enquanto as outras 50 são armazenadas, sendo assim, sempre será necessário uma janela de tempo de envio menor que o tempo de aquisição das 50 amostras.

Os *buffers* que compõe a FIFO foram declarados como variáveis globais, pois precisam ter seu conteúdo mantido durante a execução das rotinas e a rotina de interrupção. Outras variáveis globais são os indexadores dos canais e o indexador da posição do *buffer* de dados.

A configuração do *transceiver* foi realizada no modo *ShockBurst* como também descrito na seção 3.3. As características que foram escolhidas para esse modo, de forma que se evite ao máximo interferência de outros equipamentos, são:

- frequência de operação de 2,447GHz;
- 2 bytes de endereço;
- CRC de 16 Bits;
- transmissão sem fio a 1Mbs;
- atenuação de 0dB na antena.

A taxa de aquisição dos dados é de 700Hz por canal. Essa taxa foi escolhida de acordo com o critério de Nyquist, que diz que a taxa de aquisição deverá ser no mínimo duas vezes maior que a maior frequência relevante do sinal em estudo para que não aconteça o fenômeno de *aliasing*, visto que a parte significativa do sinal mioelétrico está contido até a faixa de 300Hz, como visto na Figura 2.1, além das limitações do *transceiver* de baixo custo não permitirem uma taxa de aquisição maior.

A taxa de 700Hz será garantida através de interrupção gerada pelo *timer* do microcontrolador. O *timer* será programado para gerar uma interrupção a cada 714,29 μ s (1,4kHz), fazendo a aquisição de cada canal a cada interrupção. Como são dois canais, para cada canal a aquisição é realizada com um período de 1,43ms (700Hz). Na Figura 3.8 pode-se ver o fluxograma do programa principal do transmissor e na Figura 3.9 a rotina de tratamento da interrupção do *timer* 0 que gerencia a aquisição dos dados.

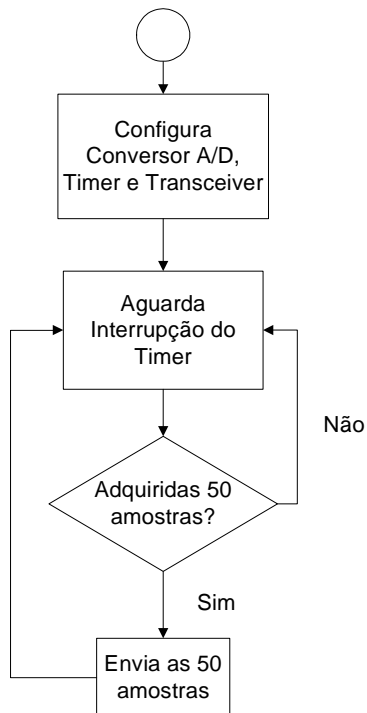


Figura 3.8: Fluxograma da rotina principal do transmissor.

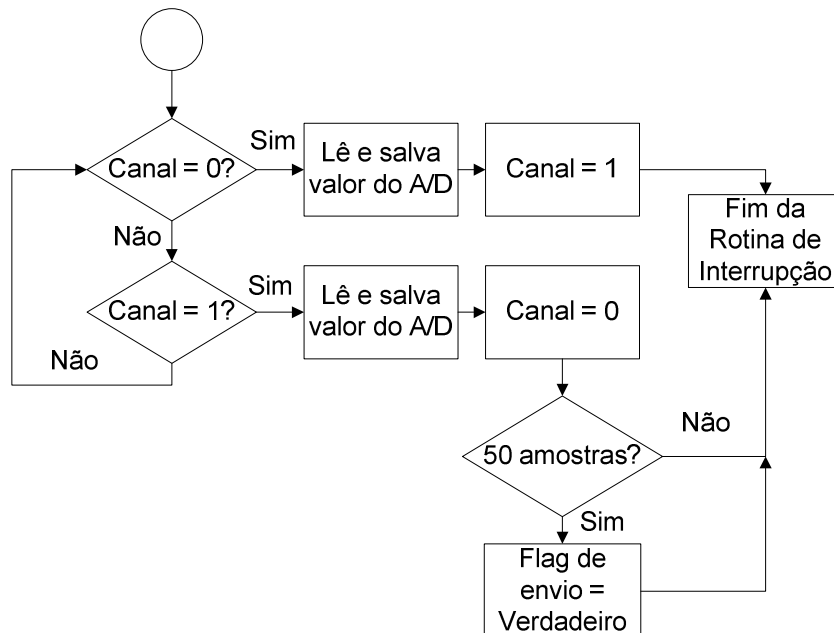


Figura 3.9: Fluxograma da rotina de tratamento da interrupção do *timer* 0.

O início da rotina é sempre que o *timer* 0 do PIC estourar. O canal 0 do conversor A/D será o canal *default* na inicialização do sistema e é trocado a cada tratamento da interrupção voltando ao canal 0 quando a aquisição do canal 1 for feita. Cada canal terá um *buffer* de 200 bytes dedicado na memória RAM do PIC, sendo que um byte é para armazenar o byte mais significativo e outra para o byte menos significativo do valor do conversor A/D.

O rotina do sistema de recepção é basicamente a inicialização do hardware e após fica num laço infinito até que o *transceiver* receba um pacote válido (com o endereço e CRC válidos). Após recebido as primeiras 50 amostras, elas são então salvas numa FIFO análoga do sistema de transmissão, com 100 posições para armazenar as amostras. Após recebidas as primeiras 50 amostras, o sistema então envia através da interface RS232 para o PC, com um *baud rate* de 115200, onde os dados serão processados pelo Labview. Na Figura 3.10 pode-se ver o fluxograma do receptor.

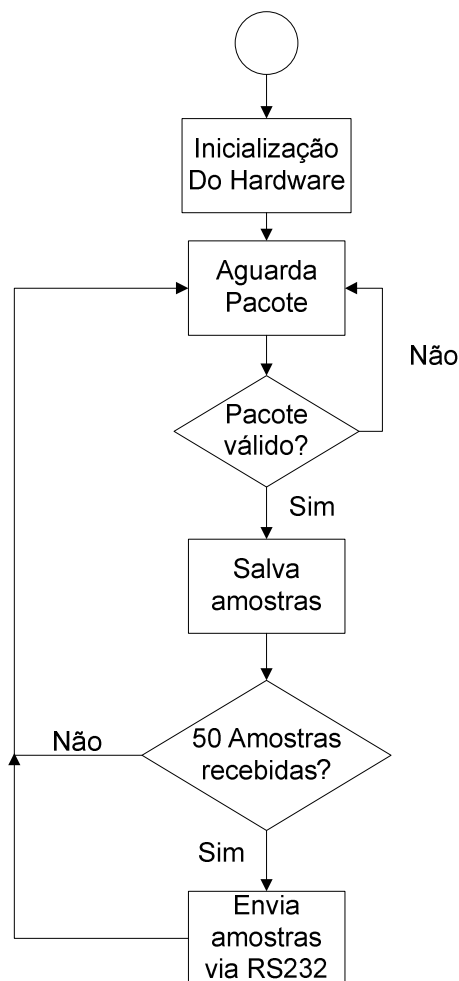


Figura 3.10: Fluxograma da rotina principal do receptor.

3.5. Software do Labview

O software desenvolvido no *Labview* monitora toda atividade muscular dos canais, reconhecendo sempre a contração muscular e fazendo sempre a FFT da contração. Os dados são lidos através do módulo de leitura de instrumentos VISA, que faz parte do pacote *Labview*. Dentro desse pacote, existem blocos de inicialização, configuração, leitura e escrita da porta serial padrão RS232, que é a fonte do sinal em estudo. Os dados de 10 bits resultantes do conversor A/D são separados em seus respectivos canais e multiplicados pela resolução de tensão, que é de 0,0049 valor encontrado dividindo a faixa (*range*) da tensão de referência conversor A/D (0 a 5VDC) pelo seus níveis de quantização, de acordo com a equação abaixo:

$$v[n]_{EMG} = v[n]_{A/D} * \frac{5}{2^{10} - 1} = v[n]_{A/D} * 0,0049 \quad (3)$$

Onde:

- $v[n]_{A/D}$ é o valor de 10 bits resultante da conversão A/D;
- $v[n]_{EMG}$ é o valor em volts do SME.

Como de usuário para usuário, ou até mesmo para o mesmo usuário dependendo do dia, as atividades musculares podem variar em amplitude, é feito antes dos ensaios uma calibração dinâmica. A calibração é feita calculando o valor RMS da tensão resultante sem o sinal DC do músculo em repouso durante 200 ms, após é calculado o valor RMS da tensão resultante sem o sinal DC do músculo contraído durante 200 ms. É feita então uma razão entre o valor RMS da tensão de contração pelo valor RMS da tensão de repouso. Um percentual desse valor (usualmente em torno de 10%) vai dar o limiar de contração muscular. Na Figura 3.11 pode-se ver então as etapas de calibração:

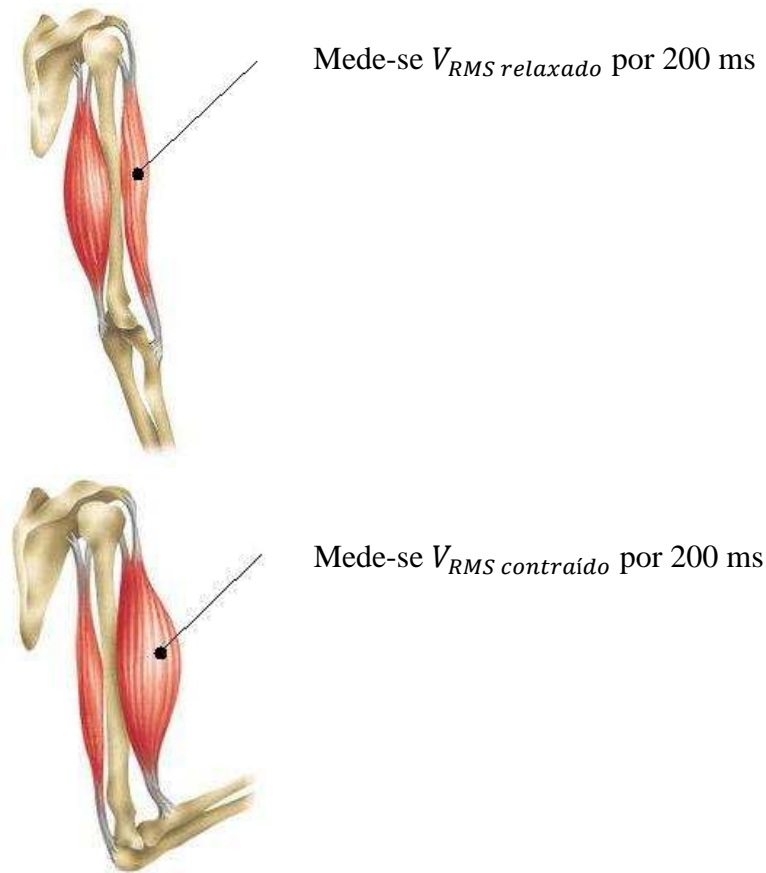


Figura 3.11: Etapas de calibração do EMG do músculo bíceps.

Os valores medidos são então utilizados na razão da equação (4):

$$V_{RMS\ Limiar} = x * \frac{V_{RMS\ contraído}}{V_{RMS\ relaxado}} \quad (4)$$

Onde:

- $V_{RMS\ contraído}$ é o valor RMS da janela de 200 ms da contração muscular voluntária;
- $V_{RMS\ relaxado}$ é o valor RMS da janela de 200 ms do músculo em repouso;
- "x" é uma constante de proporcionalidade (dada em percentagem);
- $V_{RMS\ Limiar}$ é o percentual da relação que vai dar o limiar de contração muscular.

Como descrito anteriormente, o sinal DC é removido do sinal resultante do músculo, para então calcular o valor RMS. Para retirar o sinal DC durante a calibração é feita uma média de 10 amostras do sinal e subtraí-se cada amostra dessa média, conforme indicado nas

equações (5) e (6) (cabe ressaltar que a quantidade de 10 amostras foi obtida experimentalmente, com resultados satisfatórios, porém o ideal seria utilizar o número de amostras de uma janela):

$$V_{DC} = \frac{\sum_{k=0}^9 v[k]}{10} \quad (5)$$

$$V[k]_{resultante} = v[k] - V_{DC} \quad (6)$$

Onde:

- V_{DC} é o valor médio da tensão do SME;
- k é o índice da amostra;
- $v[k]$ é o valor do SME com a componente DC;
- $V[k]_{resultante}$ é o valor do SME sem a componente DC.

Para encontrar o valor RMS, é feita então a raiz quadrada da integral do sinal ao quadrado durante o período de leitura do sinal, conforme a equação (7).

$$VRMS_{EMG} = \sqrt{\frac{1}{200ms - 0} \int_0^{200ms} (v(t)_{EMG})^2 dt} \quad (7)$$

Onde:

- $VRMS_{EMG}$ é o valor RMS do SME dentro da janela de calibração;
- $v(t)_{EMG}$ é o valor instântaneo do SME.

Para um sinal amostrado, a equação fica:

$$VRMS_{EMG} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=0}^N (v[n]_{EMG})^2} \quad (8)$$

Onde:

- $VRMS_{EMG}$ é o valor RMS do SME dentro da janela de calibração;
- $v[n]_{EMG}$ é o valor instântaneo do SME;
- N é o tamanho da janela, em amostras, que é dado por $N = f_{amostragem} * janela$.

Dessa forma então, com o limiar calculado é iniciada a etapa de processamento do biosinal. O limiar é uma entrada dessa etapa de processamento e é utilizado apenas um percentual programável dele. O valor *default* do sistema é 10%. O programa vai fazer um janelamento programável do sinal sem a componente DC, o valor *default* desse janelamento é de 240 ms. Durante todo processo o programa vai calcular o valor RMS da janela de forma

análoga as equações (6) e (7), porém o limite superior de integração é o tamanho da janela de processamento (240ms *default*), reconhecendo sempre que houver uma contração muscular dentro dessa janela, fazendo a análise espectral do sinal. Na Figura 3.12 pode-se ver o fluxograma do *software* desenvolvido no *Labview* e na Figura 3.13 seu painel frontal.

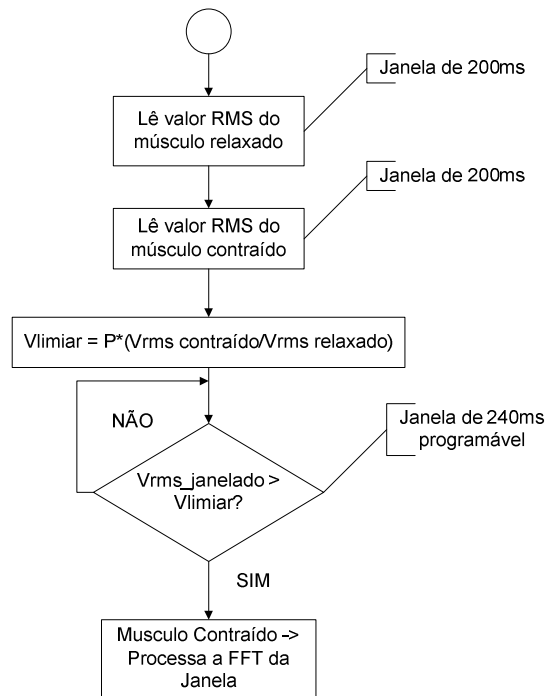


Figura 3.12: Fluxograma do *software* desenvolvido no *Labview*.

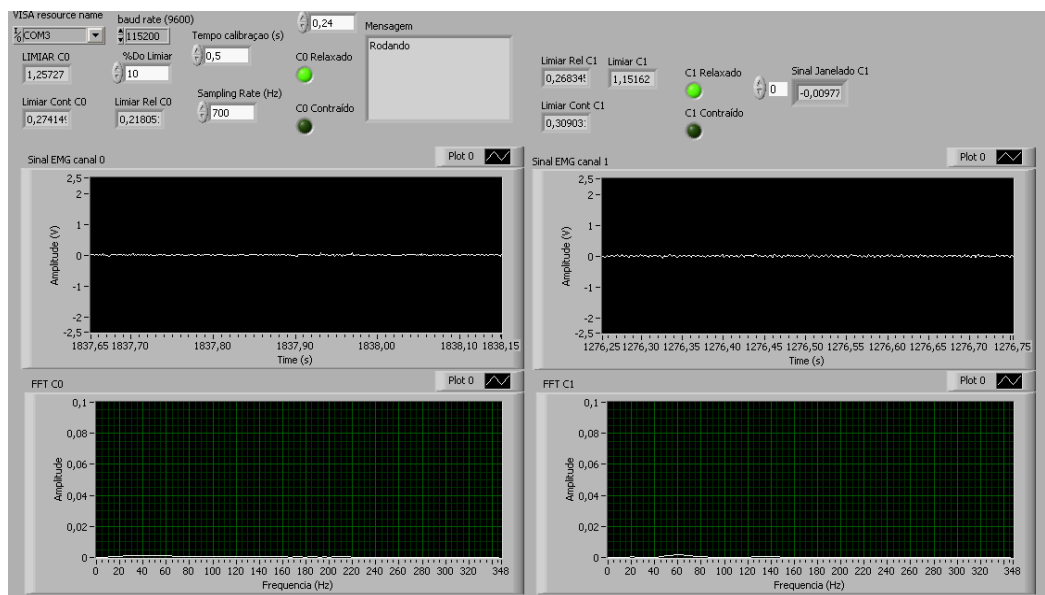


Figura 3.13: Painel frontal do VI desenvolvido.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados dos testes preliminares para um canal mostraram uma grande limitação do sistema na interface microcontrolador/*transceiver*. Como descrito na seção 3.4, foi desenvolvido um *buffer* de 100 amostras por canal, enviando 25 pacotes por canal, com cada pacote contendo 2 amostras por canal, ou seja, 200 amostras no total. Para uma taxa de aquisição de 1kHz, seria necessário uma janela de tempo inferior a 50 ms para o envio dos pacotes. Porém, durante os ensaios de validação, verificou-se que para 2 canais, o tempo de envio de cada pacote de 50 amostras por canal ficou em 65 ms, tempo superior aos 50 ms.

Essa limitação se deu na interface PIC/*transceiver*, onde não se conseguiu taxas de transferência altas devido a limitação do hardware. Sendo assim, a máxima taxa de amostragem do sistema para dois canais ficou em torno de 770Hz por canal, porém foi utilizada uma taxa de 700Hz, dando uma pequena folga ao sistema, porém, suficiente para representar de forma coerente o SME em estudo.

4.1. Ensaios de perda de pacotes

Os ensaios de perda de pacotes na transmissão entre o PIC e o PC, via RS232 com *baud rate* de 115200, sem controle de fluxo, mostraram que não houveram perdas de pacote. As perdas entre transmissor e receptor estava diretamente relacionada ao intervalo entre as transmissões. Para verificar as perdas na transmissão sem fio, foram desenvolvidas rotinas de teste que enviavam 25 pacotes de 4 amostras (2 amostras por canal) repetidamente, com um intervalo entre cada transmissão, com cada pacote marcado com o seu valor (pacote um, todas amostras eram transmitidas com valor 1, pacote 2 todas amostras eram transmitidas com o valor 2, e assim sucessivamente) devendo chegar 100 amostras no receptor ao término da rotina. Na Tabela 4.1 pode-se ver os resultados do ensaio.

Tabela 4.1: Perda de pacotes.

Tamanho do pacote transmitido	Quantidade de transmissões	Intervalo entre as transmissões	Quantidade de amostras recebidas	% de perda
4 amostras	25	1 ms	88	12%
4 amostras	25	1,2 ms	88	12%
4 amostras	25	1,3 ms	96	4%
4 amostras	25	1,4 ms	100	0%

Portanto, baseado nos resultados dos ensaios da Tabela 4.1, foi utilizado como padrão o intervalo de 1,4 ms entre as transmissões afim de que não se tenha perda de pacotes e que se tenha a maior taxa de transferência de dados possível.

4.2. Validação do sistema para um canal

Para fazer a validação do sistema, foram feitas aquisições de senóides com frequência e amplitude definida dentro do espectro do SME, geradas através de um gerador de sinais e posteriormente eram analisados dentro de uma rotina do *Labview*. Na Figura 4.1 pode-se o diagrama de blocos do VI (*Virtual Instrument*) utilizado para fazer a análise do sinal e nas Figuras 4.2 a 4.6 a pode-se ver as análises feitas com os sinais amostrados a 1kHz:

Pode-se observar que para frequências que não são múltiplas da menor ordem da frequência de amostragem, ocorre o fenômeno de *leakage*, aonde o espectro do sinal se “espalha” entre as frequências adjacentes do sinal em estudo. Esse efeito ocorre por que o sinal não foi janelado causando um truncamento no cálculo do período. Para senóide de 500Hz, não é possível ver suas componentes de alta frequência, pois elas excedem a frequência de Nyquist.

O sistema para um canal é válido então para sinais dentro da faixa de frequência de 0Hz a 500Hz, englobando praticamente todo espectro do SME.

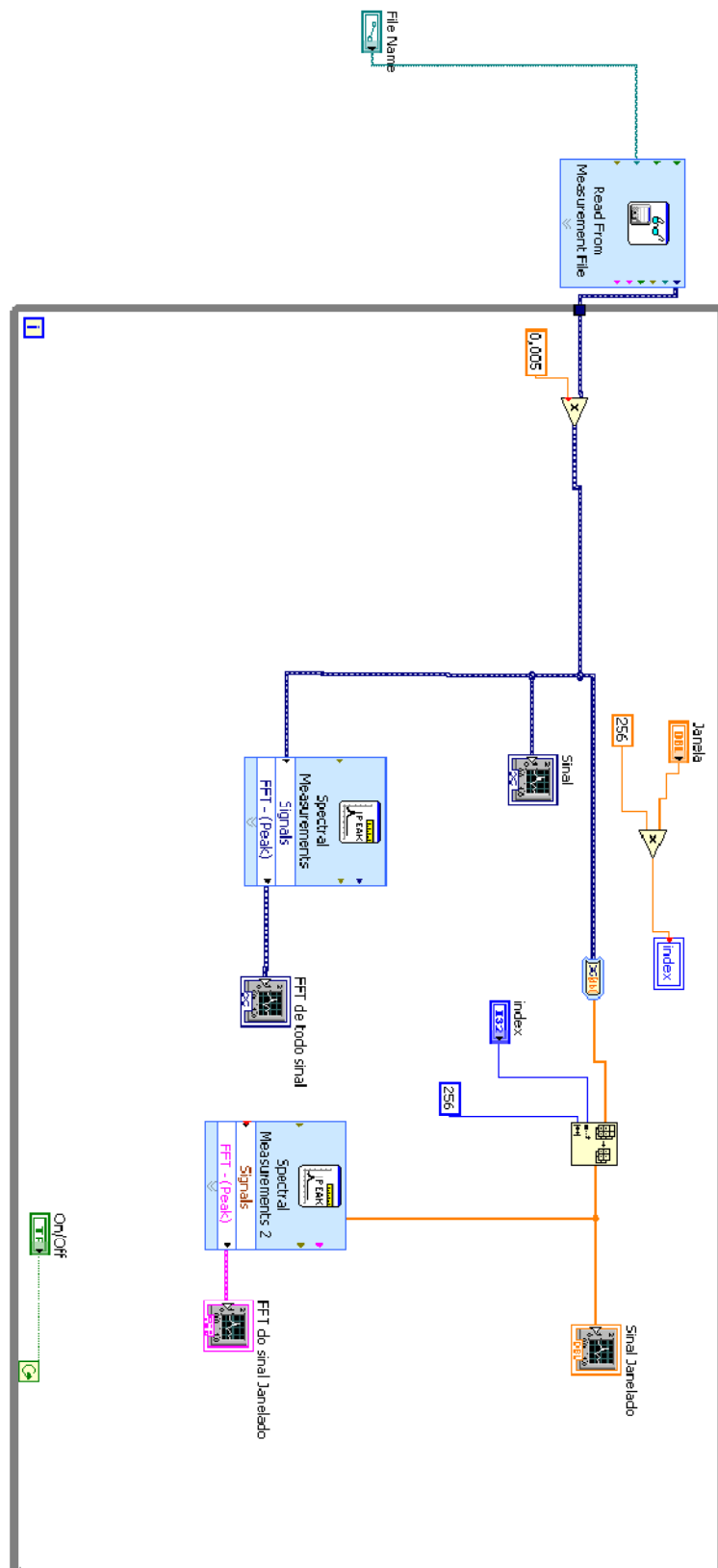


Figura 4.1: Diagrama em blocos do VI utilizado para validar o sistema para um canal.

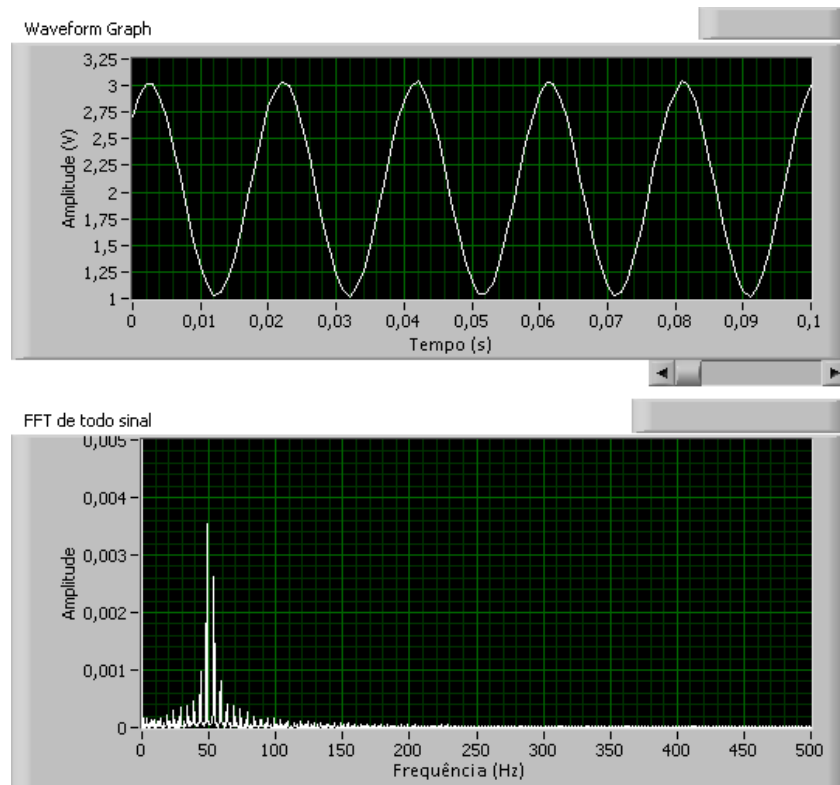


Figura 4.2: Senóide de 50Hz.

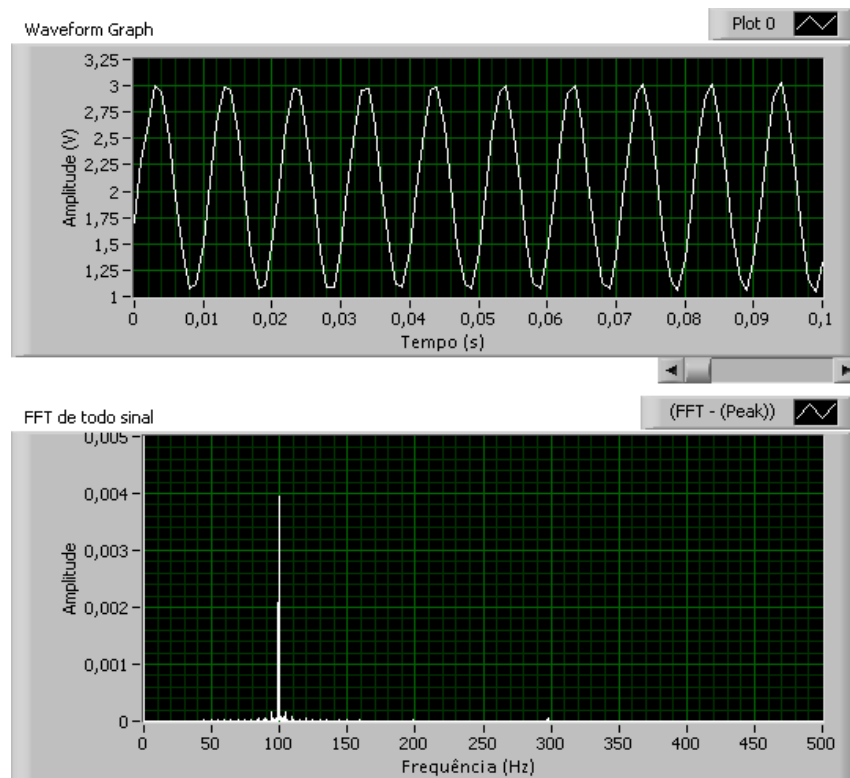


Figura 4.3: Senóide de 100Hz.

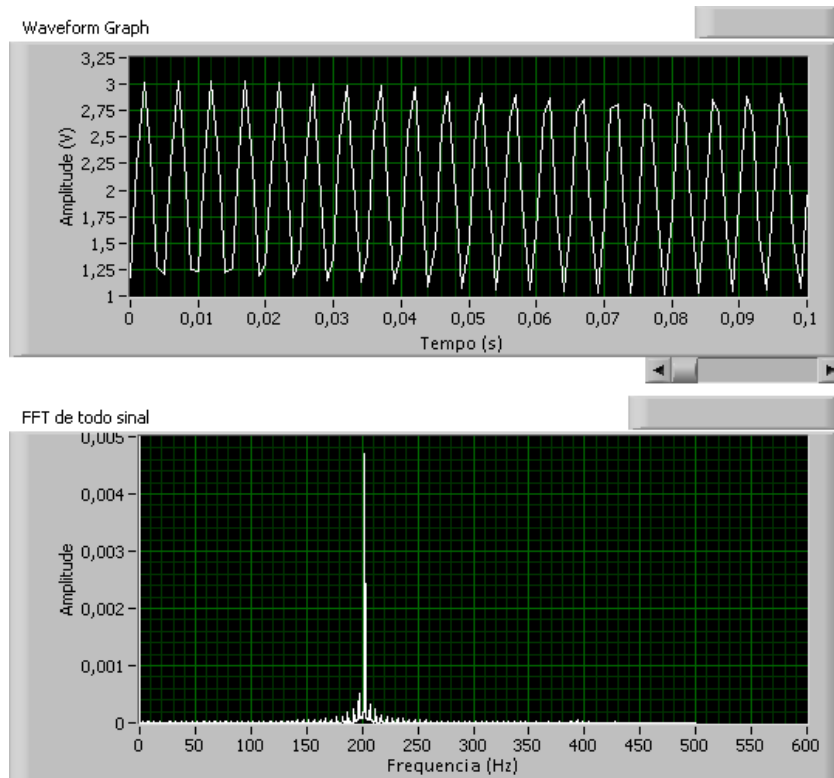


Figura 4.4: Senóide de 200Hz.

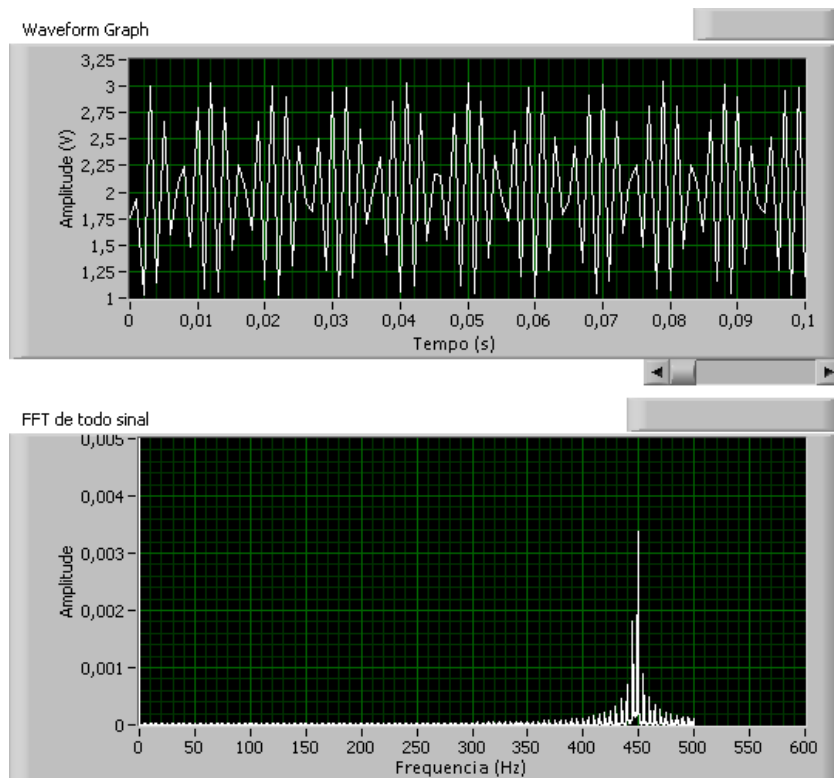


Figura 4.5: Senóide de 450Hz.

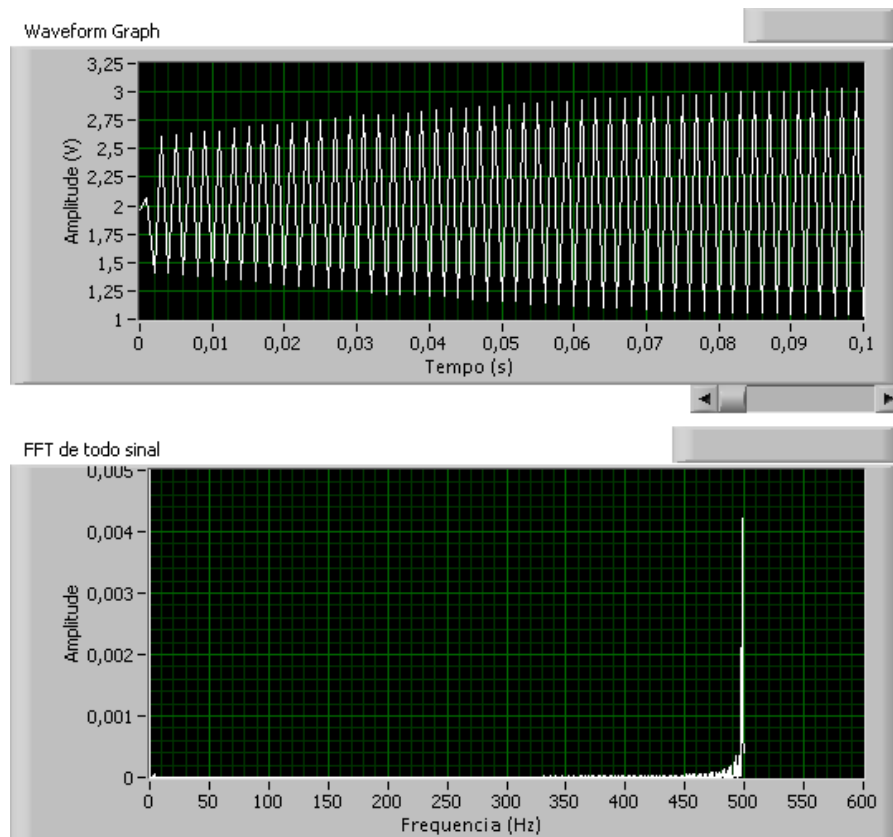


Figura 4.6: Senóide de 500Hz.

4.3. Validação para dois canais

Para validar o sistema com dois canais foi desenvolvida uma rotina no *Labview* onde os dados dos dois canais eram separados e analisados, de acordo com a Figura 4.7. Os sinais foram amostrados numa taxa de 700Hz por canal. Foi injetada senóides de diferentes frequências nos canais do conversor A/D do microcontrolador. Nas Figuras 4.8 a 4.10 pode-se ver resultados dessas validações.

Como pode-se observar nas Figuras 4.8 a 4.10, o sistema obteve êxito em reconhecer o espectro de frequência de dois sinais diferentes dentro de um amplo espectro de frequência que engloba praticamente todo espectro do SME, tornando o sistema válido para fazer medições de SME's

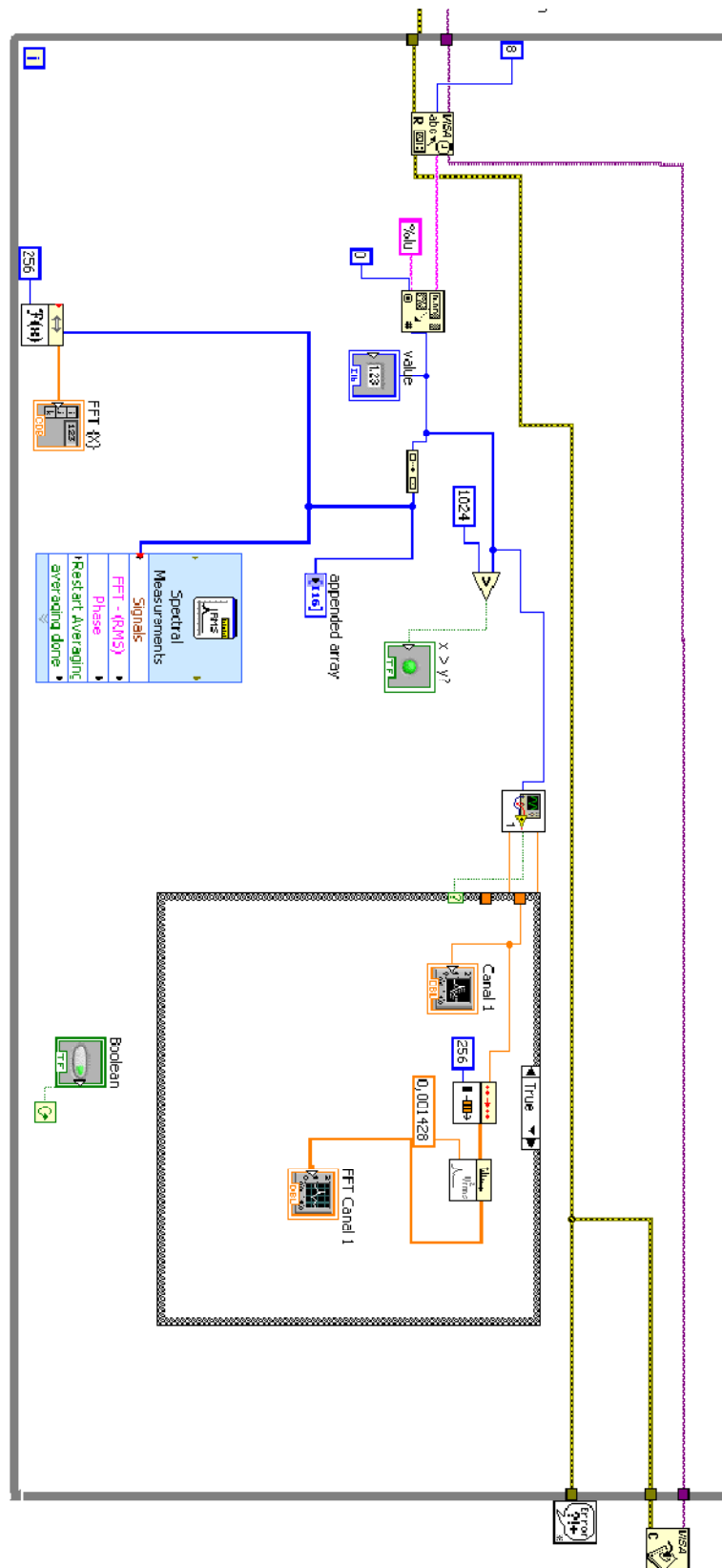


Figura 4.7: Diagrama em blocos do VI utilizado para validar o sistema para dois canais.

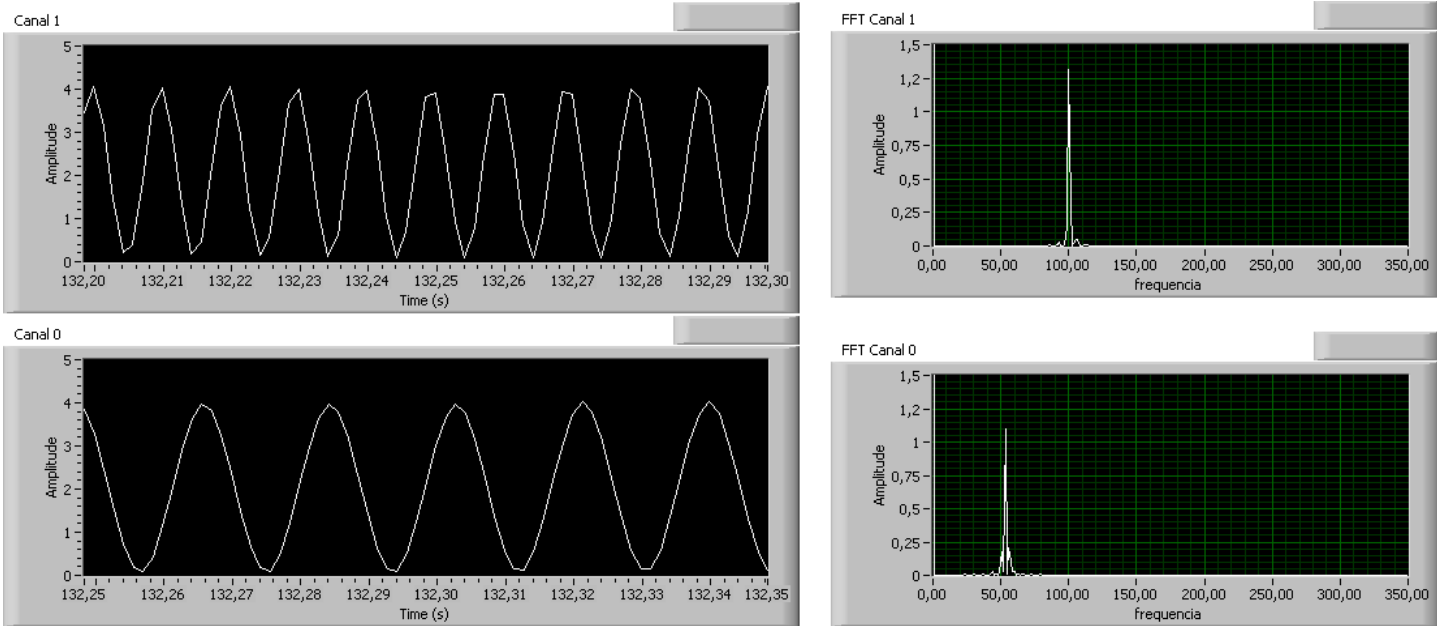


Figura 4.8: Senóide 100Hz (canal 1) e 50Hz (canal 0).

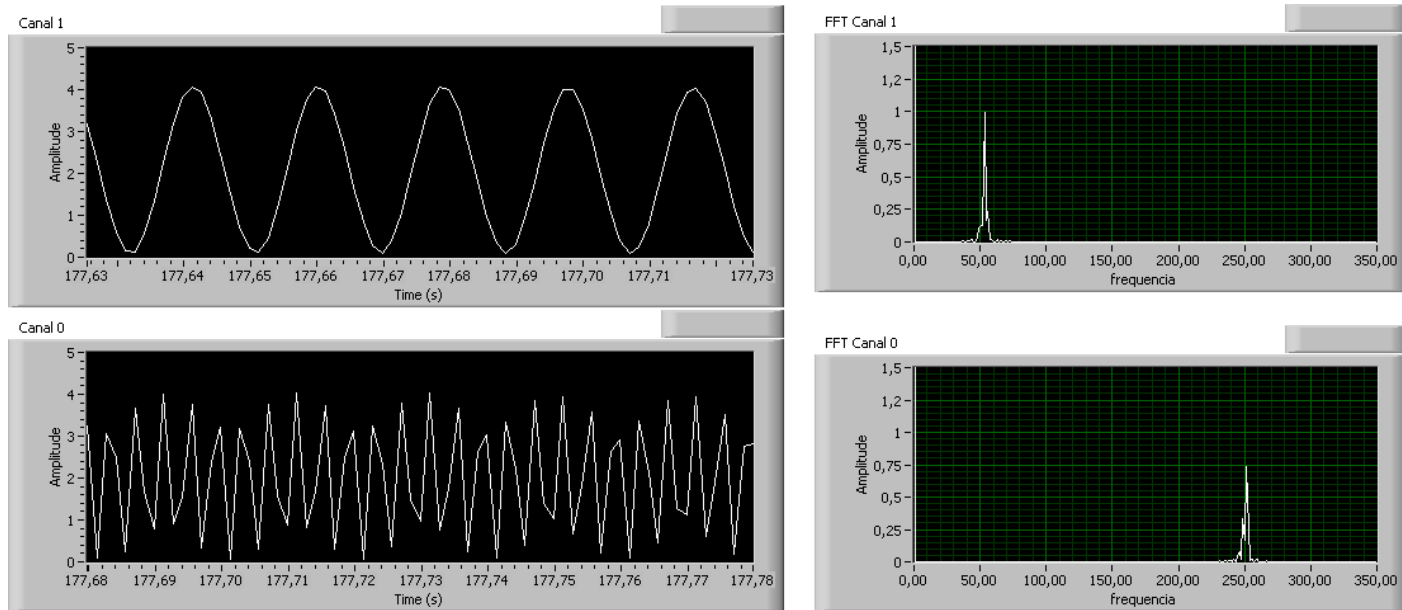


Figura 4.9: Senóide de 50Hz (canal 1) e 250Hz (canal 0).

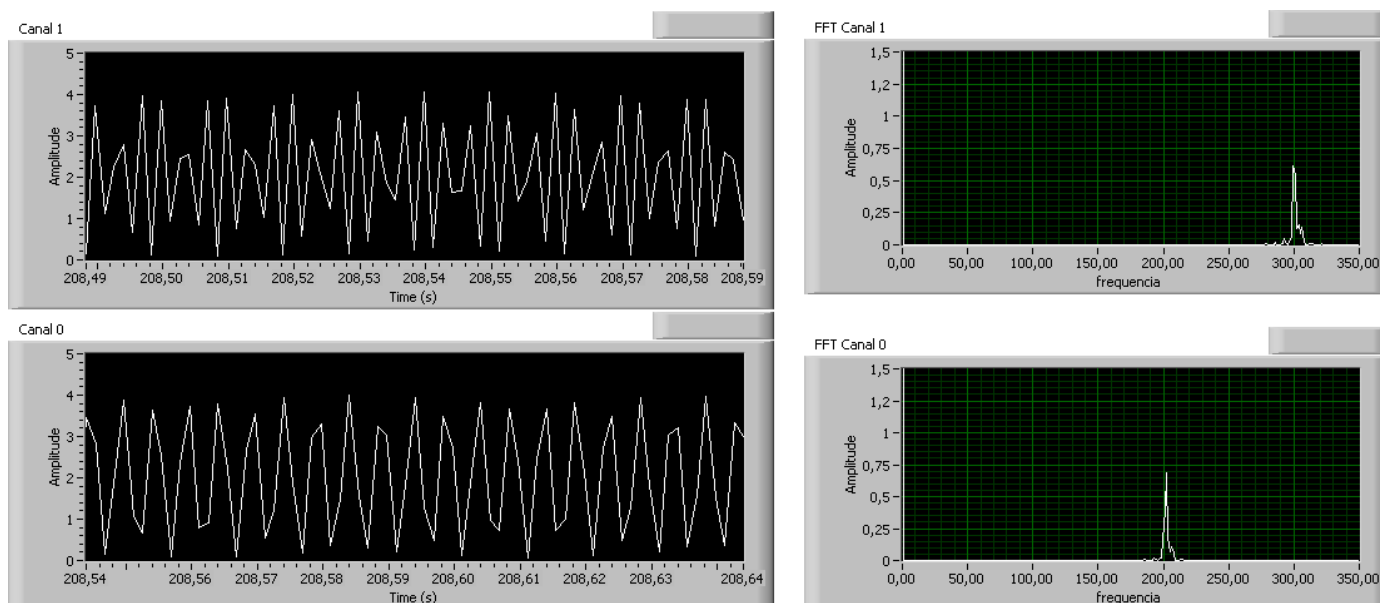


Figura 4.10: Senóide de 300Hz (canal 1) e senóide de 200Hz (canal 0).

4.4. Ensaaios com o EMG

Os ensaios foram realizados com três voluntários, medindo no canal zero do EMG o músculo do bíceps direito e no canal um o músculo do bíceps esquerdo. Foi solicitado que os voluntários calibrassem o sistema e fizessem contrações voluntárias para verificar se ocorreu ou não a contração. Nas Figuras 4.11 e 4.12 pode-se ver fotos do ensaio e nas figuras 4.13 e 4.14 os resultados da contração de cada braço

Na Figura 4.13 é apresentado a contração voluntária no domínio tempo e no domínio da frequência a energia do correspondente sinal. Percebe-se que a contração foi feita apenas no canal 1. Na Figura 4.14 é apresentado a contração voluntária no domínio tempo e no domínio da frequência a energia do correspondente sinal. Percebe-se que a contração voluntária foi realizada apenas no canal 0.



Figura 4.11: Ensaio com voluntário 1.

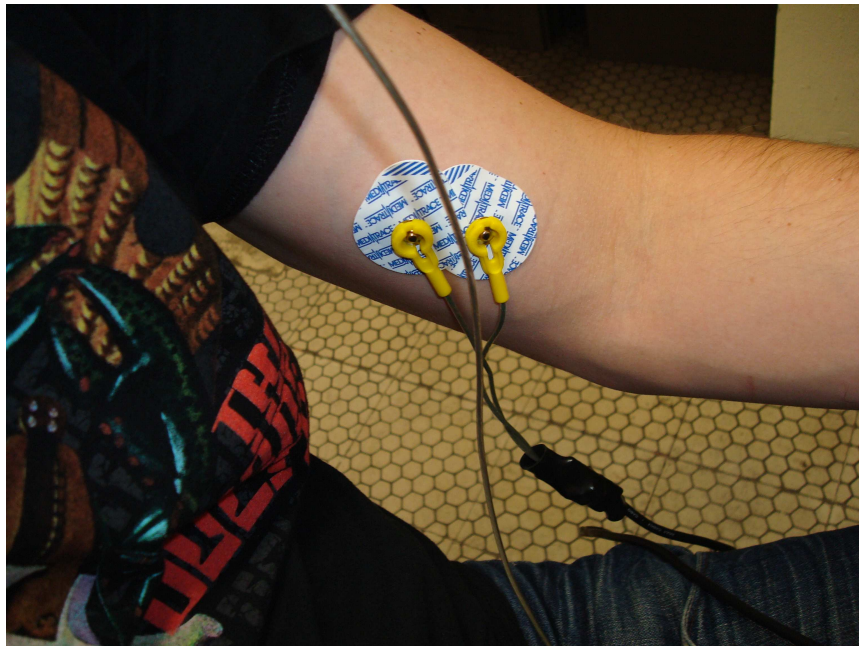


Figura 4.12: Ensaio com voluntário 1.

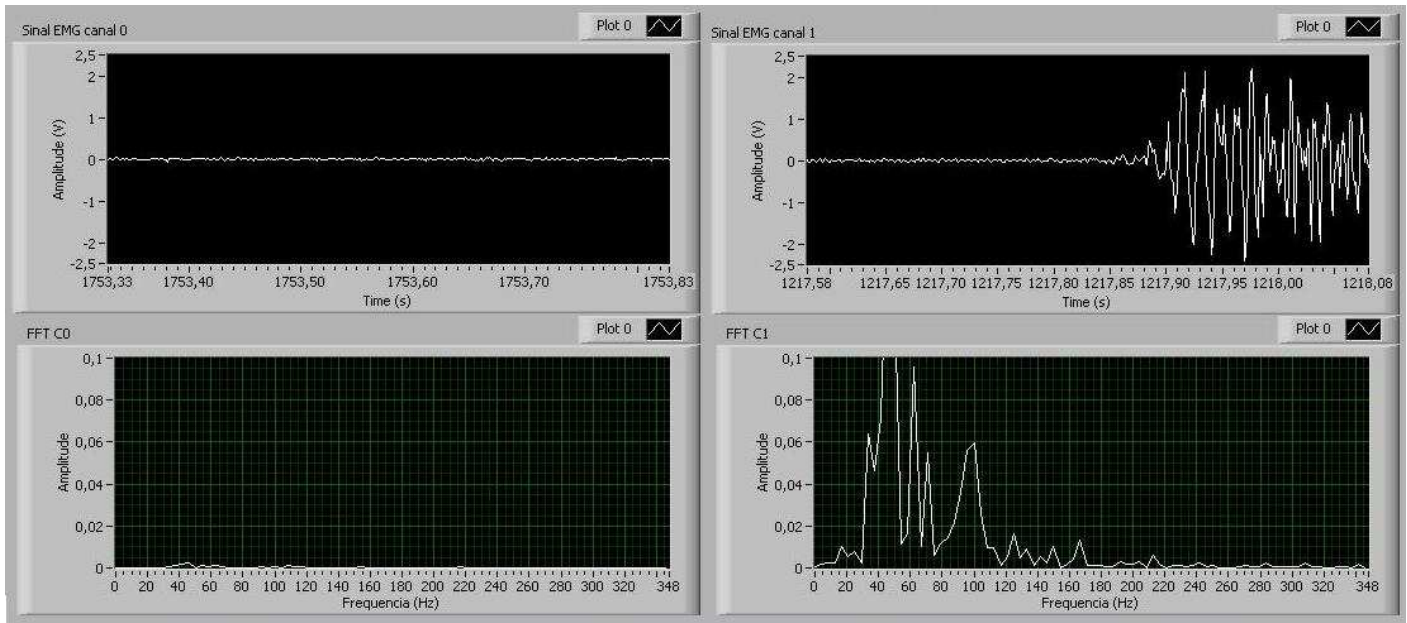


Figura 4.13: Resultado da contração do bíceps esquerdo (voluntário 1).

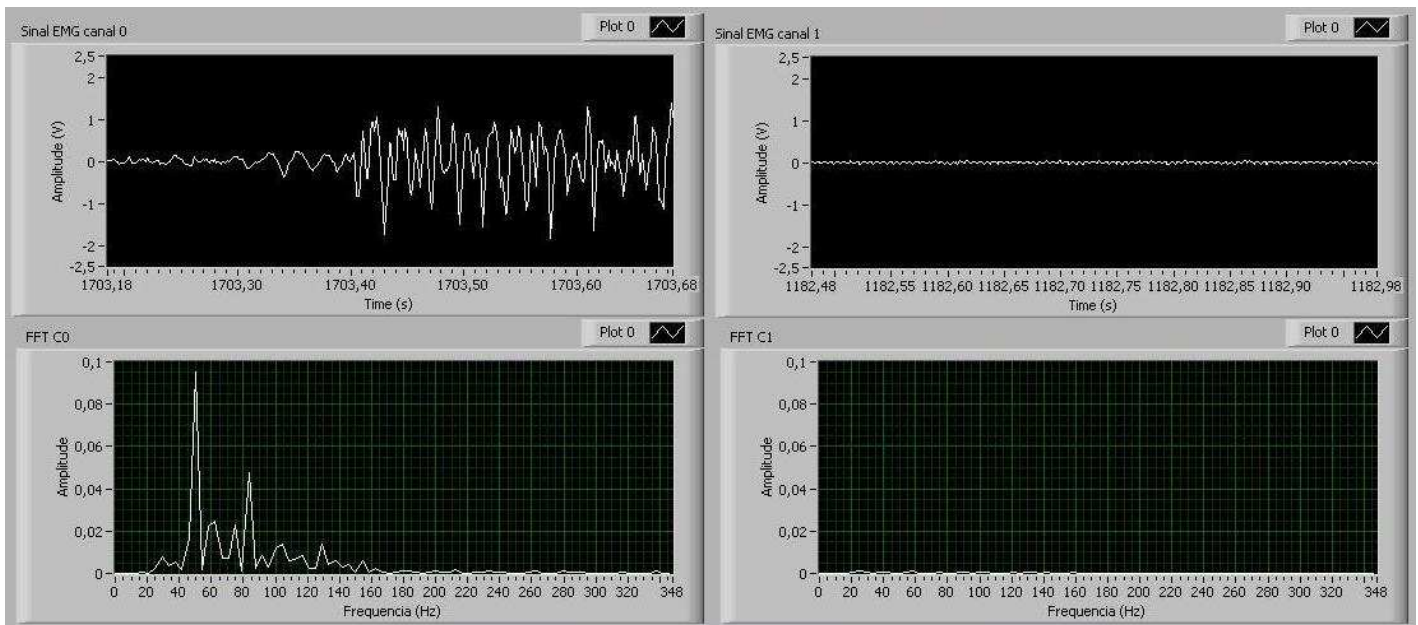


Figura 4.14: Resultado da contração do bíceps direito (voluntário 1).

Como pode-se observar nas Figuras 4.13 e 4.14, o sistema foi capaz de medir o SME e o seu espectro, mostrando que a energia do sinal está contida praticamente toda entre 40Hz e 140Hz aproximadamente. Nas Figuras 4.15 e 4.16 pode-se ver fotos do ensaio com o voluntário número dois e nas figuras 4.17 e 4.18 os resultados do ensaio.



Figura 4.15: Ensaio com voluntário 2.

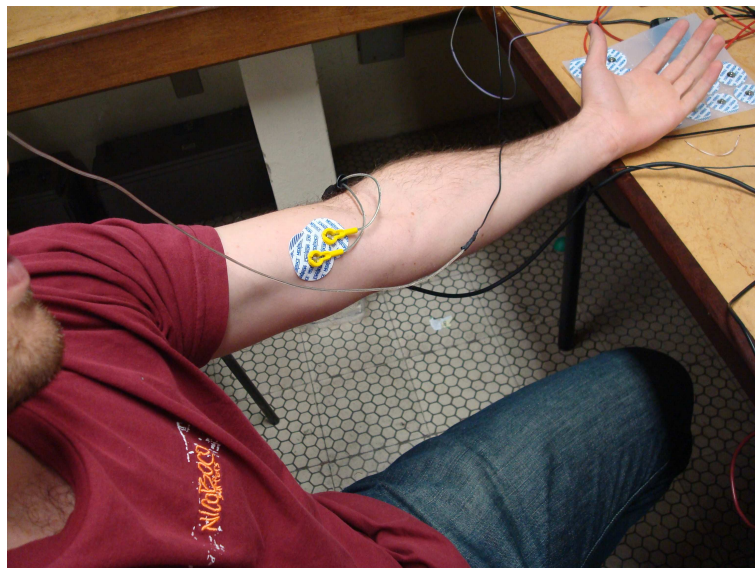


Figura 4.16: Ensaio com o voluntário 2.

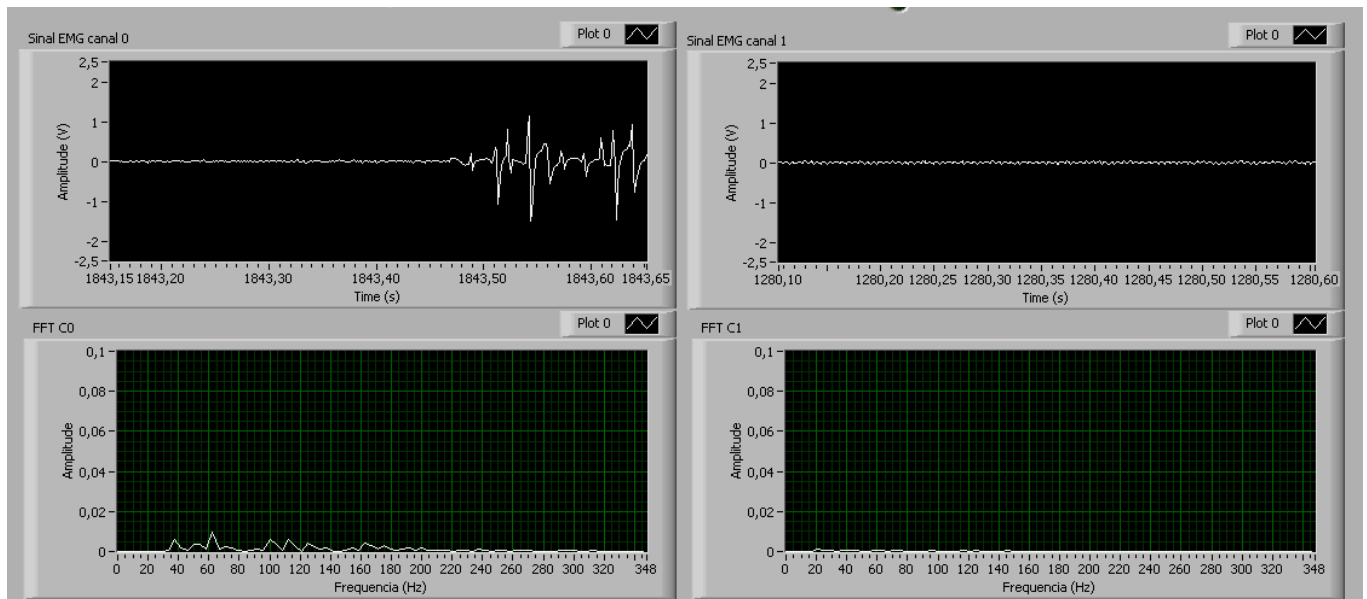
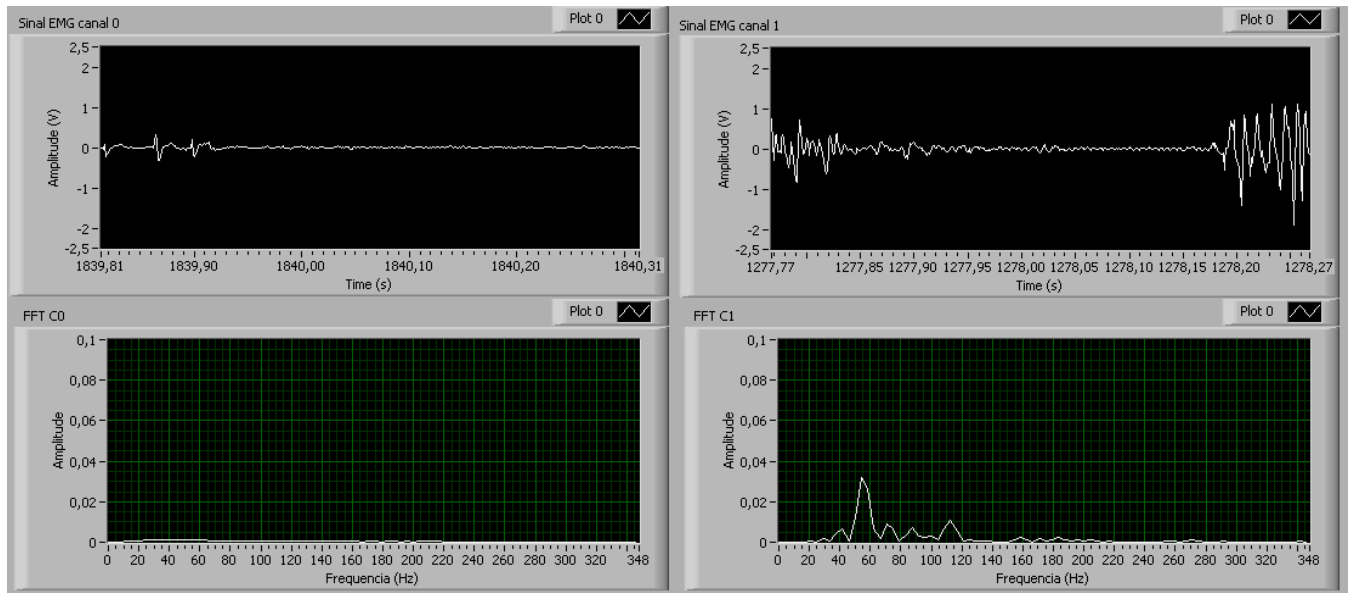


Figura 4.17: Resultado da contração do bíceps esquerdo (voluntário 2).



4.18: Resultado da contração do bíceps direito (voluntário 2).

Como pode-se observar, as contrações foram identificadas, porém com uma baixa amplitude, isso devido ao fato que o sinal muscular desse indivíduo era muito alto, fazendo com que o ajuste de ganho do EMG ficasse muito baixo para não ultrapassar o *range* do conversor A/D. Porém pode-se observar claramente na Figura 4.17 que a contração voluntária

do bíceps esquerdo foi identificada tanto no domínio tempo quanto sua energia no domínio da frequência, assim como na figura 4.18 para o bíceps direito. Devido ao baixo ganho de saída do EMG a energia do sinal ficou um pouco menor do que para o voluntário 2.

5. CONCLUSÕES

Pode-se concluir que o sistema mediu com sucesso contrações utilizando um e dois canais, apesar das limitações do *hardware* de baixo custo utilizado. Para os dois voluntários, o sistema de monitoramento conseguiu reconhecer as contrações, medir sua amplitude e espectro de potência, dados que podem ser utilizados para estudo de fadiga muscular, dores musculares, tecnologia assistiva dentre vários outros estudos feitos na área de eletromiografia.

A grande limitação do sistema se deu no *transceiver* de baixo custo, que limitou para dois a quantidade de canais de leitura do EMG. Acima de dois canais não foi possível atingir uma taxa de aquisição que fosse suficiente para fazer a correta amostragem do sinal (para mais de dois canais, não foi possível obter taxas de amostragens maiores que 300Hz por canal).

Também se mostrou importante desenvolver um EMG que se adequasse melhor ao sistema, pois o EMG utilizado mesmo com controle de ganho e *offset* muitas vezes ultrapassava o *range* de tensão do conversor A/D do microcontrolador. Alternativamente também existe a sugestão de utilizar outro microcontrolador, de preferência um de 16 bits e com uma memória RAM maior e a utilização de um conversor A/D com possibilidade de utilizar referências de tensão menores que zero.

O sistema feito no *Labview* permite que se faça um banco de dados dos sinais adquiridos, podendo utilizar esses sinais salvos para análise posterior. Um sistema integrado e miniaturizado permitiria a colocação com conforto do EMG nos usuários. A utilização de outro sistema de transmissão sem fio também fica necessária, pois a limitação de apenas dois canais é muito grande, limitando as aplicações do sistema, pois na grande parte das aplicações utilizando o SME se utiliza muito mais que dois canais.

Com a memória *flash* integrada ao sistema possibilita ele a operar de forma *offline*, podendo, talvez, aumentar o número de canais, porém para bons resultados uma memória flash de maior capacidade seria recomendada.

6. PROPOSTAS DE TRABALHOS FUTUROS

Para que o sistema se torne viável para uma grande gama de aplicações é fundamental que se utilize um *hardware* mais robusto, utilizando as novas famílias de microcontroladores com transmissores RF embutidos, permitindo uma transmissão mais rápida.

Também como sugestão seria a miniaturização do sistema e integração do EMG ao sistema, de forma a torná-lo mais compacto, fazendo o uso de baterias. Fazer a interface PIC/PC via USB também seria uma ótima solução. Fazendo a comunicação USB no modo isossíncrono o sistema tem um canal de comunicação USB dedicado de até 12Mbs, ou até alternativamente utilizar um sistema embarcado dedicado, com um *display* gráfico, eliminando a necessidade de um PC.

As aplicações para eletromiografia são muitas, e o desenvolvimento de sensores sem fio tem se mostrado um campo amplo de estudo, desde para medicina esportiva quanto para engenharia de reabilitação, mostrando que talvez o caminho seja o desenvolvimento de transformar o próprio eletrodo em um sensor ativo, captando o sinal e transmitindo sem fio.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BALBINOT, Alexandre; BRUSAMARELLO, Valner João (2006). “Instrumentação e Fundamentos de Medidas Vol. 1”. In: ed. LTC;

BRONZINO, Joseph D. (2006). “Biomedical Engineering Fundamentals:”. In: ed. Taylor & Francis Group;

DE LUCA, C.J. (1997). “The use of surface electromyography in biomechanics”. In: Journal of Applied Biomechanics,13, 135-163.

DELSYS INC. (1996) Tutorials & WhitePapers: “A discussion on Surface Electromyography: Detection and Recording”, disponível em: <www.delsys.com>, acessado em: maio de 2010.

DELSYS INC. (1993) Tutorials & WhitePapers: “A discussion on The Use of Surface Electromyography in Biomechanics”, disponível em: <www.delsys.com>, acessado em: maio de 2010.

DELSYS INC. (1996) Tutorials & WhitePapers: “A discussion on Surface Fundamental Concepts in EMG Signal Acquisition”, disponível em: <www.delsys.com>, acessado em: maio de 2010.

ENDERLE, Jonh D.; BLANCHARD, Susan M; BRONZINO, Joseph D. (2005). “Introduction to Biomedical Engineering”. In: ed. Elsevier Academic Press;

MICROCHIP TECHNOLOGY INC., Web site. Disponível em <www.microchip.com>, Acessado em: março 2010.

NATIONAL INSTRUMENTS, Web site. Disponível em: <www.ni.com>, Acessado em: maio de 2010;

OHYAMA, Masayuki; TOMITA, Yutaka; HONDA Satoshi; UCHIDA Hitoshi; MATSUO

Noriyoshi (1996). "Active Wireless Electrode for Surface Electromyography". In: 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Amsterdam 1996.

OPPENHEIM, Alan V.; SCHAFER, Ronald W. (1989). "Discrete-Time Signal Processing". In: ed. Prentice-Hall, INC;

ORTOLAN, R. L. (2002). Estudo e Avaliação de Técnicas de Processamento do Sinal Mielétrico para o Controle de Sistemas de Reabilitação, Tese de Mestrado em Engenharia Elétrica Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade de São Paulo, São Carlos- Brasil.

APÊNDICE A – Softwares dos Microcontroladores

A.1. Transmissor

```
#include "tx.h"
#include "RF-24G_6-byte_v2.c"

#define amostras 100
#define taxa 201

int1 data_on, send0, send1, run = false;
int16 ctrlPnt = 0, pointer = 0, control = 0;
int channel = 0, j;
int16 ad_temp, ad_buf0[amostras], ad_buf1[amostras];

#int_timer0
void handle_tmr0()
{
    output_high(pin_e0);
    if(!INPUT(PIN_D3))
    {
        run = false;
        disable_interrupts(int_timer0);
    }

    set_adc_channel(channel);
    delay_us(10);

    switch(channel)
    {
```

```
case 0: ad_buf0[ctrlPnt] = read_adc();
        channel = 1;
        break;

case 1: ad_buf1[ctrlPnt] = read_adc();
        channel = 0;
        ctrlPnt++;

        if(ctrlPnt == amostras/2)
        {
            data_on = true;
            send0 = true;
            ctrlPnt = 50;
        }
        if(ctrlPnt == amostras)
        {
            data_on = true;
            send1 = true;
            ctrlPnt = 0;
        }
        break;

}

output_low(pin_e0);
set_timer0(taxa + get_timer0());

}

void main()
{
```

```
int i;

setup_adc_ports(AN0_TO_AN1|VSS_VDD);
setup_adc(ADC_CLOCK_DIV_16);
setup_timer_0(RTCC_INTERNAL | RTCC_8_BIT | RTCC_DIV_64);

RF_24G_Config();
RF_24G_SetTx();
set_timer0(taxa);
set_adc_channel(0);
delay_us(10);

while(1)
{
    if(!INPUT(PIN_D2))
    {
        set_timer0(taxa);
        enable_interrupts(global | int_timer0);
        run = true;
        control = 0;
        pointer = 0;
        ctrlPnt = 0;
        delay_ms(20);
        data_on = false;
        send0 = false;
        send1 = false;
    }

while(run) //fica em loop até que as primeiras 50 amostras estejam prontas
{
```

```
if(data_on)
{

    if(send0) //envia primeiro pacote
    {
        output_high(pin_e1);
        pointer = 0;
        for(j = 0; j < amostras/4; j++)
        {
            buf[0] = ad_buf0[pointer];
            buf[1] = ad_buf1[pointer];
            pointer++;

            buf[2] = ad_buf0[pointer];
            buf[3] = ad_buf1[pointer];
            pointer++;

            delay_ms(1);
            delay_us(400);
            putBuffer();
        }
        data_on = false; //não vou enviar dados até o próximo pacote estar disponível
        send0 = false;
        output_low(pin_e1);
    }

    if(send1)
    {
        pointer = 50;
        for(j = 0; j < amostras/4; j++)
        {
            buf[0] = ad_buf0[pointer];
```

```
    buf[1] = ad_buf1[pointer];
    pointer++;

    buf[2] = ad_buf0[pointer];
    buf[3] = ad_buf1[pointer];
    pointer++;

    delay_ms(1);
    delay_us(400);
    putBuffer();

}
data_on = false; //aguarda o próximo pacote
send1 = false;//deve enviar primeiro pacote
pointer = 0;
}
}
}
}
```

A.2. Receptor

```
#include "serial.h"
#include "RF-24G_6-byte_v2.c"
```

```
#define amostras 100
#define marcador 1024
```



```
int16 pointer = 0, pacotes = 0, count = 0;
int16 ad_buf0[amostras], ad_buf1[amostras];
int1 data_on, send0, send1, run = true, start = true;
```

```
void sendBuffer()
{
    int j, q = 0;

    q = 0;
    for(j = 0; j < amostras/2; j++)
    {
        printf("%lu\n",ad_buf0[q]);
        printf("%lu\n",ad_buf1[q]);
        q++;
        printf("%lu\n",ad_buf0[q]);
        printf("%lu\n",ad_buf1[q]);
        q++;
    }
}
```

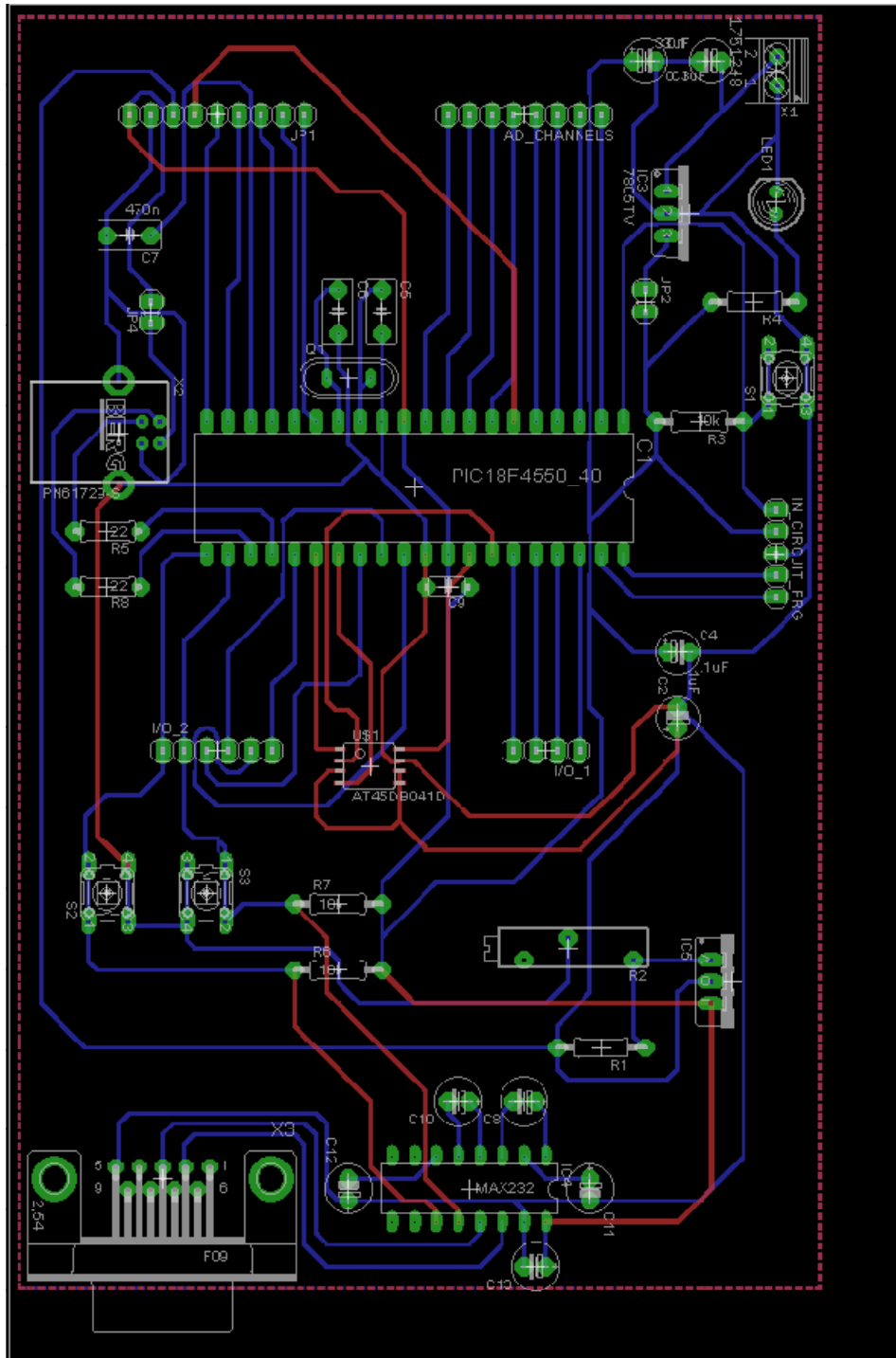
```
void saveBuffer()
{
    ad_buf0[pointer] = buf[0];
    ad_buf1[pointer] = buf[1]+marcador;
    pointer++;

    ad_buf0[pointer] = buf[2];
    ad_buf1[pointer] = buf[3]+marcador;
```

```
    pointer++;  
}  
  
void main()  
{  
  
    data_on = false;  
    send0 = true;  
    send1 = false;  
    start = true;  
  
    RF_24G_CONFIG();  
    RF_24G_SetRx();  
  
    while(true)  
    {  
        while(!INPUT(RF_24G_DR1));  
  
        output_high(pin_a0);  
        getBuffer();  
        saveBuffer();  
        pacotes++;  
        output_low(pin_a0);  
  
        if(pacotes == amostras/2) run = true;  
  
        if(run)  
        {  
            output_high(pin_a1);  
            sendBuffer();  
            pointer = 0;  
        }  
    }  
}
```

```
run = false;
pacotes = 0;
output_low(pin_a1);
}
}
}
```


B.2. Placa do circuito principal do microcontrolador



B.3. Circuito transceiver

