

Universidade de Brasília - UnB
Faculdade UnB Gama - FGA
Curso de Engenharia Eletrônica

**SISTEMA PARA AQUISIÇÃO SEM FIO DOS
SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE
BASEADO NO PROTOCOLO IEEE 802.15.4**

Autor: IGOR LUIZ BERNARDES DE MOURA
Orientador: FABIANO ARAUJO SOARES

Brasília, DF

2013



IGOR LUIZ BERNARDES DE MOURA

**SISTEMA PARA AQUISIÇÃO SEM FIO DOS
SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE
BASEADO NO PROTOCOLO IEEE 802.15.4**

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Orientador: Dr. Fabiano Araujo Soares

Brasília, DF

2013

FICHA CATALOGRÁFICA

MOURA, IGOR LUIZ BERNARDES DE

Sistema para aquisição sem fio dos sinais de eletromiografia de superfície baseado no protocolo IEEE 802.15.4 / Igor Luiz Bernardes de Moura. Brasília: UnB, FGA 2013.

84 f.: il. ; 29,5 cm.

Orientador: Dr. Fabiano Araujo Soares.

Monografia (Graduação) – Universidade de Brasília, Faculdade Do Gama, FGA, 2013.

1. Eletromiografia de Superfície. 2. ATMEGA328.
3. Xbee.

I. Engenharia Eletrônica II. Faculdade do Gama, FGA.

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias deste Trabalho de Graduação e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desse Trabalho de Graduação pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.



REGULAMENTO E NORMA PARA REDAÇÃO DE RELATÓRIOS DE PROJETOS DE GRADUAÇÃO FACULDADE DO GAMA - FGA

Igor Luiz Bernardes de Moura

Monografia submetida como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica pela Faculdade UnB Gama - FGA, da Universidade de Brasília, em 23/07/2013 apresentada e aprovada pela banca examinadora abaixo assinada:

Prof. Dr: Fabiano Araujo Soares , UnB/ FGA

Orientador

Prof. Dr: Cristiano Jcaques Miosso, UnB/ FGA

Membro Convidado

Prof. Dr: Euler de Vilhena Garcia , UnB/ FGA

Membro Convidado

Brasília, DF
2013

À minha família e amigos.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por tudo.

Ao meu querido avô Liberato Teixeira, que infelizmente não pode me acompanhar até o final da minha jornada, mas que sempre me apoiou e me motivou a seguir em frente. Por sempre me receber com um sorriso no rosto.

A minha mãe Ninon Rose Bernardes Pereira, minha avó Martha Bernardes Pereira, minha tia Adriana Bernardes Pereira e meu padrasto Wilson Yamaji. Obrigado pela paciência e amor oferecidos.

Ao meu amor, Isabella Melo Cintra. Por ser minha amiga, companheira e ombro amigo. Por sempre me ouvir. Por estar ao meu lado nos momentos alegres e tristes. Por me ajudar ao longo de todo o meu curso. Sem você não teria chegado até aqui.

Aos meus amigos Luan, Auber e Matheus, que desde os tempos de Colégio Militar estão ao meu lado.

A minha nova família, Tânia e Itamar, que me acolheram e sempre me trataram com carinho e afeto.

Ao meu professor orientador Dr. Fabiano Araujo Soares. Por me mostrar um caminho, sempre com paciência e dedicação. Obrigado por acreditar em mim.

A todos da AUTOTRAC, em especial ao departamento GDH. A experiência obtida em poucos meses de estágio foram de grande importância na realização deste trabalho.

RESUMO

Apresenta-se no presente trabalho o protótipo de um sistema sem fio para captura dos sinais de eletromiografia de superfície (EMG-S). Verificou-se que o desenvolvimento de um sistema de aquisição de baixo custo dos sinais de EMG-S que seja confiável, confortável e que ofereça maior mobilidade se mostra uma proposta relevante no cenário da engenharia biomédica atual. Foram utilizadas tecnologias de hardware e software livres, bem como componentes de fácil acesso com intuito de garantir a reprodutibilidade e difusão do equipamento. Por generalizar as funções, independente da aplicação, a linguagem Arduino foi substituída pela C, permitindo a elaboração de um código onde foi garantido que as variáveis do projeto seriam configuradas de acordo com os requisitos estabelecidos. A transmissão sem fio foi estabelecida através de módulos Xbee serie 1, onde o BER para a distância de 3 metros foi nula. Quando configurados para 115.2 Kbps, os módulos atingem uma taxa efetiva de transmissão de 111111bits/segundo, o que resultou na configuração do microcontrolador e do Matlab com esta taxa para minimizar o erro entre os dispositivos. Com o Matlab foi obtido uma taxa de aproximadamente 1200 amostras/segundo em cada canal. Para os sinais capturados, verificou-se a velocidade de condução foi igual a 5m/s nos dois voluntários, e o espectro de frequências ficou compreendido dentro dos valores estabelecidos nas referências. Os testes foram realizados em um homem e uma mulher com composição corporal distinta, onde os resultados indicam que o protótipo realiza as funções desejadas. A proposta de baixo custo foi atingida, sendo o projeto realizado com R\$ 305.45.

Palavras-chave: Eletromiografia de superfície, ATMEGA328, Arduino, Xbee, Baixo custo.

ABSTRACT

It is presented in this paper a prototype of a wireless system for capturing the signals of surface electromyography (SEMG). It was observed that the development of a low cost system for the acquisition of SEMG signals that is reliable, comfortable and that offers greater mobility shown a relevant proposal in the current scenario of biomedical engineering. Were used technologies that are open hardware and open software, as well as components that are easy to found, to ensure reproducibility and broadcasting equipment. Due it generalized the functions, independent of the application, the Arduino language was replaced by C, allowing the development of a code where it was ensured that the project variables would be set according to the requirements. Wireless transmission was established through series 1 XBee modules, where the BER for a distance of three meters was null. When set to 115.2 Kbps, the modules reach an effective rate of transmission 111111bits/second, which resulted in the configuration of the microcontroller and Matlab with this rate to minimize the error between the devices. It was obtained with Matlab a rate of about 1,200 samples / second on each channel. For the signals captured, it was found that the conduction velocity was equal to 5m/s in the two volunteers, and the frequency spectrum was comprised within the values established in the references. The tests were performed on a man and a woman with different body composition, where results indicate that the prototype performs the desired functions. The proposition of low cost was achieved, and the project is carried out with R\$ 305.45.

Keywords: Surface Electromyography, ATMEGA328, Arduino, Xbee, Low cost .

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1. REPRESENTAÇÃO DE ELETRODOS NA CONFIGURAÇÃO MONOPOLAR. [49] COM ADAPTAÇÕES.....	24
FIGURA 2. ELETRODOS DISPOSTOS NA CONFIGURAÇÃO DIFERENCIAL. [19] COM ADAPTAÇÕES	24
FIGURA 3. ELETRODOS DISPOSTOS NA CONFIGURAÇÃO DUPLO DIFERENCIAL. [3] COM ADAPTAÇÕES.....	25
FIGURA 4. ILUSTRAÇÃO DE UMA UNIDADE MOTORA, RETIRADA DE [43].	26
FIGURA 5. POTENCIAL DE AÇÃO DE UMA UNIDADE MOTORA (MUAP). ESSE É UM SINAL SINTÉTICO PRODUZIDO PARA EXEMPLIFICAR A FORMA DE ONDA. RETIRADO DE [7], COM PERMISSÃO.....	27
FIGURA 6. FORMAÇÃO DO SINAL DE EMG A PARTIR DO SOMATÓRIO DE DIVERSOS MUAPTS [45].	28
FIGURA 7. ESPECTRO DE POTÊNCIA DO SINAL DE EMG. A REGIÃO EM DESTAQUE APRESENTA AS PERDAS CASO O SINAL SEJA FILTRADO COM UM FILTRO REJEITA FAIXA EM 60HZ. [27] COM ADAPTAÇÕES.....	29
FIGURA 8. KIT DE DESENVOLVIMENTO ARDUINO UNO R3. [51]	30
FIGURA 9. DESCRIÇÃO DOS PINOS DO MICROCONTROLADOR ATMEGA328. [34].....	30
FIGURA 10. CONFIGURAÇÃO STANDALONE DO MICROCONTROLADOR ATMEGA328 [52].....	31
FIGURA 11. MÓDULO XBEE SERIE 1, FABRICADO PELA DIGI.INTERNACIONAL®. [55].....	33
FIGURA 12. DONGLE XBEE EXPLORER, UTILIZADO PARA CONFIGURAR E COM ADAPTADOR PARA OS MÓDULOS XBEE. [57]	34
FIGURA 13. XBEE CONECTADO AO MÓDULO LILYPAD XBEE. [58]	35
FIGURA 14. FILTRO RC PASSA ALTA, COM FREQUÊNCIA DE CORTE EM 7.24 Hz.....	38
FIGURA 15. FILTRO RC PASSA BAIXA, COM FREQUÊNCIA DE CORTE EM 482 Hz.	39
FIGURA 16. RESPOSTA EM FREQUÊNCIA DOS FILTROS PROJETADOS. PASSA ALTA EM 7.24Hz E PASSA BAIXA EM 482.3 Hz.	40
FIGURA 17. CONFIGURAÇÃO DO AMPLIFICADOR OPERACIONAL COMO SOMADOR DE TENSÕES.	41
FIGURA 18. SOMADOR DE NÍVEL DC EM 1.65V	42
FIGURA 19. FLUXOGRAMA DE REFERÊNCIA UTILIZADO PARA PROGRAMAÇÃO DO MICROCONTROLADOR	43
FIGURA 20. REGISTRADOR ADMUX. [34] COM MODIFICAÇÕES	44
FIGURA 21. REGISTRADOR ADCSRA. [34] COM MODIFICAÇÕES	45
FIGURA 22. REGISTRADOR DIDR0. [34] COM MODIFICAÇÕES	46
FIGURA 23. REGISTRADOR UBRR0H + UBRR0L. [34] COM MODIFICAÇÕES.....	48
FIGURA 24. REGISTRADOR UCSR0A. [34] COM MODIFICAÇÕES.	48
FIGURA 25. REGISTRADOR UCSR0B. [34] COM MODIFICAÇÕES.	49
FIGURA 26. REGISTRADOR UCSR0C. [34] COM MODIFICAÇÕES.	49
FIGURA 27. REGISTRADOR UDR0. [34] COM MODIFICAÇÕES.	49
FIGURA 28. CONFIGURAÇÃO DOS MÓDULO XBEE SERIE 1.	52
FIGURA 29. PROJEÇÃO 3D DA PLACA DO EMG-S FORNECIDA PELO SOFTWARE ISIS PROTEUS.....	54
FIGURA 30. PLACA DO EMG-S CONFECCIONADA EM FENOLITE, UTILIZANDO O PROCESSO DE TERMOTRANSFERÊNCIA.....	54
FIGURA 31. ELETRODOS POSICIONADOS NA CONFIGURAÇÃO DIFERENCIAL, SEGUINDO RECOMENDAÇÕES SENIAM DE DISTÂNCIA ENTRE OS CENTROS DE 2 CM.....	56
FIGURA 32. POSICIONAMENTO DO ELETRODO DE REFERÊNCIA SOBRE A COSTELA ESQUERDA DOS VOLUNTÁRIOS.	57

FIGURA 33. CIRCUITO DE EMG-S SEM FIO MONTADO.	58
FIGURA 34. EXECUÇÃO DO TESTE DE PERDA DE BITS. FORAM CRIADOS 56255 PACOTES DE 5 BITS, ENVIADO A 111111 BITS/SEGUNDO E 2 BITS DE PARADA.	59
FIGURA 35. TESTE DA POTÊNCIA DO SINAL EM FUNÇÃO DA DISTÂNCIA. DA ESQUERDA PARA DIREITA, TÊM-SE OS RESULTADOS PARA 3 E 10 METROS.	60
FIGURA 36. COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS DO VOLUNTARIO OBTIDOS COM A TRANSMISSÃO SEM FIO (VERMELHO E AZUL) COM OS OBTIDOS NO OSCILOSCÓPIO. A CONTRAÇÃO FOI ISOMÉTRICA COM UM PESO DE 10 KG E DURAÇÃO DE 0.5 SEGUNDO.	61
FIGURA 37. COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS DA VOLUNTÁRIA OBTIDOS COM A TRANSMISSÃO SEM FIO (VERMELHO E AZUL) COM OS OBTIDOS NO OSCILOSCÓPIO. A CONTRAÇÃO FOI ISOMÉTRICA COM UM PESO DE 5 KG E DURAÇÃO DE 1 SEGUNDO.	62
FIGURA 38. NÍVEL DE RÚIDO PRESENTE NOS SINAIS DO VOLUNTARIO QUANDO NENHUM SINAL É APLICADO. APRESENTA OFFSET DC.	63
FIGURA 39. FIGURA 40. NÍVEL DE RÚIDO PRESENTE NOS SINAIS DA VOLUNTÁRIA QUANDO NENHUM SINAL É APLICADO. APRESENTA OFFSET DC.	63
FIGURA 41. SINAL DA CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA DO VOLUNTÁRIO. O SINAL FOI OBTIDO COM 3 ELETRODOS DESCARTÁVEIS DISPOSTOS SEQUENCIALMENTE SOBRE O MÚSCULO BÍCEPS BRAQUIAL, MANTENDO-SE UMA DISTÂNCIA INTERELETRÓDICA DE 2 CM. PESO DE 10 KG.	64
FIGURA 42. SINAL DA CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA DA VOLUNTÁRIA. O SINAL FOI OBTIDO COM 3 ELETRODOS DESCARTÁVEIS DISPOSTOS SEQUENCIALMENTE SOBRE O MÚSCULO BÍCEPS BRAQUIAL, MANTENDO-SE UMA DISTÂNCIA INTERELETRÓDICA DE 2 CM. PESO DE 5KG.	64
FIGURA 43. PROPAGAÇÃO DO MESMO MUAP PELOS DOIS ELETRODOS. DISTÂNCIA INTERELETRÓDICA DE 2 CM. IMAGEM OBTIDA A PARTIR DA CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA DO VOLUNTÁRIO.	65
FIGURA 44. PROPAGAÇÃO DO MESMO MUAP PELOS DOIS ELETRODOS. DISTÂNCIA INTERELETRÓDICA DE 2 CM. IMAGEM OBTIDA A PARTIR DA CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA DA VOLUNTÁRIA.	65
FIGURA 45. MAGNITUDE DA FFT DOS SINAIS DE EMG-S RECEBIDOS NO MATLAB. DADOS REFERENTES AO VOLUNTÁRIO.	66
FIGURA 46. MAGNITUDE DA FFT DOS SINAIS DE EMG-S RECEBIDOS NO MATLAB. DADOS REFERENTES À VOLUNTÁRIA.	67

LISTA DE TABELAS

TABELA 1. CÁLCULO DO CAPACITOR PARA FILTRO PASSA-ALTA	38
TABELA 2. CÁLCULO DO CAPACITOR PARA FILTRO PASSA-BAIXA	39
TABELA 3. FREQUÊNCIAS DE CORTE OBTIDAS PARA OS FILTROS.....	40
TABELA 4. DIFERENÇA ENTRE A ACURÁCIA DO CONVERSOR A/D QUANDO UTILIZADO 3.3V E 5V.....	45
TABELA 5. LISTA DE PREÇO DOS COMPONENTES UTILIZADOS NO EMG-S	68

LISTA DE PROGRAMAS

Matlab: Matlab 2011 (Mathworks Inc., South Natick, MA, USA).

Proteus: ISIS Proteus Professional from Labcenter Eletronics (versão 7.08).

Atmel Studio: Atmel Studio 6.0.

EASYSCOPE: EASYSCOPE 2.0, B+K Precision 2007.

LISTA DE ABREVIATURAS

EMG	Eletromiografia
EMG-S	Eletromiografia de Superfície
MU	Unidade Motora
MAP	Potencial de Ativação Motor
MUAP	Potencial de Ativação da Unidade Motora
MUAPT	Trem de Potencial de Ativação da Unidade Motora
CV	Velocidade de Condução
SENIAM	Surface EMG for Non-invasive Assessment of Muscles
SNC	Sistema Nervoso Central
FFT	Transformada Rápida de Fourier
IEEE	Instituto de Engenheiros Eletricistas e Eletrônicos
BER	Taxa de Erro de Bits
PCI	Placa de Circuito Impresso
A/D	Analógico Digital
I/O	Input/ output
CRM	Modo de Rejeição Comum
IEC	Comissão Eletrônica Internacional
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	7
RESUMO	8
ABSTRACT	9
LISTA DE FIGURAS	10
LISTA DE TABELAS	12
LISTA DE PROGRAMAS	13
LISTA DE ABREVIATURAS	14
SUMÁRIO	15
1. INTRODUÇÃO	17
1.1. OBJETIVOS	18
1.2. Composição e estrutura do trabalho.....	18
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	19
2.1. ASPECTOS HISTÓRICOS.....	19
2.2. SENIAM.....	23
2.2.1. CONFIGURAÇÃO DOS ELETRODOS.....	24
2.3. O EMG E SUAS COMPONENTES	25
2.3.1. UNIDADE MOTORA (MU)	25
2.3.2. POTENCIAL DE ATIVAÇÃO MOTOR (MAP)	26
2.3.3. POTENCIAL DE ATIVAÇÃO DA UNIDADE MOTORA (MUAP)	26
2.3.4. TREM DE POTENCIAIS DE ATIVAÇÃO DE UNIDADES MOTORAS (MUAPT).....	27
2.4. O ELETROMIOGRAMA (EMG).....	27
2.4.1. VELOCIDADE DE CONDUÇÃO (CV).....	28
2.4.2. FAIXA DE FREQUÊNCIA DO SINAL DE EMG	28
2.4.3. AMPLITUDE DO SINAL.....	29
2.5. ARDUINO UNO	29
2.5.1. ATMEGA328.....	30
2.5.2. ATMEGA328 <i>Standalone</i>	31
2.6. ZIGBEE (<i>IEEE 802.15.4</i>).....	31
2.6.1. PROTOCOLO 802.15.4.....	32
2.6.1.1. CAMADA FÍSICA.....	32
2.6.1.2. CAMADA MAC	32
2.6.2. MÓDULO XBEE	33
2.6.3. <i>DONGLE XBEE EXPLORER</i>	34
2.6.4. LILYPAD Xbee.....	35
3. MATERIAIS E MÉTODOS	36
3.1. CIRCUITO PARA AQUISIÇÃO DOS SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA.....	36
3.1.1. AQUISIÇÃO DO SINAL E O INA118.....	36
3.1.2. FILTRAGEM	37
3.1.3. SOMADOR DE <i>OFFSET</i>	40
3.2. PROGRAMAÇÃO DO MICROCONTROLADOR	42

3.2.1.	ATMEL STUDIO	42
3.2.2.	FLUXOGRAMA DO CÓDIGO GERADO	43
3.2.3.	CONVERSOR ANALÓGICO – DIGITAL (A/D)	43
3.2.4.	USART.....	47
3.2.5.	AVRDUDE	50
3.3.	TRANSMISSÃO UTILIZANDO XBEE.....	51
3.3.1.	CONFIGURAÇÃO DOS MÓDULOS.....	51
3.3.2.	ANTENAS.....	52
3.3.3.	TAXA DE ERRO DE BITS (BER)	52
3.4.	PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO (PCI)	53
3.5.	METODOLOGIA EXPERIMENTAL	55
3.5.1.	DESCRIÇÃO DOS SUJEITOS	55
3.5.2.	RECOMENDAÇÕES SENIAM.....	55
3.5.3.	PROTOCOLO EXPERIMENTAL	56
4.	RESULTADOS.....	58
4.1.	MONTAGEM FINAL DO EMG-S SEM FIO.....	58
4.2.	MEDIÇÃO DE BER	59
4.3.	VALIDAÇÃO DA TRANSMISSÃO SEM FIO	61
4.4.	RÚIDO	63
4.5.	CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA	64
4.6.	ESPECTRO DE FREQUÊNCIA	66
4.7.	PREÇO DA MONTAGEM FINAL DO CIRCUITO	67
5.	CONSIDERAÇÕES FINAIS	69
5.1.	DISCUSSÃO E TRABALHOS FUTUROS	70
6.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	72
Anexos	77

1. INTRODUÇÃO

Devido às vantagens inerentes ao seu uso, a Eletromiografia de Superfície (EMG-S) tem sido cada vez mais utilizada no estudo das atividades musculares [1]. Por apresentar segurança, praticidade e por ser não invasiva, a utilização desta técnica se mostra uma boa alternativa para a detecção dos sinais musculares, como nos casos de atividades físicas ou controle de próteses ativas [1]. Um dos problemas mais frequentes nesta técnica é a presença dos ruídos de artefato, decorrentes da movimentação da região de contato entre o eletrodo e a pele [2] e a dificuldade de interpretar os sinais das unidades motoras (MUs) separadamente [3].

Os aparelhos comerciais possuem baixa mobilidade, o que torna mais difícil a avaliação fora do ambiente clínico, como por exemplo, durante a realização de exercícios físicos como análise de marcha (*gait analysis*). Além disso, os aparelhos disponíveis atualmente possuem o custo elevado, na ordem de algumas dezenas de milhares de dólares. O desenvolvimento de um sistema de captação de EMG-S de baixo custo, com confiabilidade, conforto e que ofereça maior mobilidade mesmo durante a realização do exame se mostra uma proposta relevante no cenário da engenharia biomédica atual, como exemplo a análise de fadiga muscular de corredores.

O sinal de EMG apresenta-se como um sinal de amplitude entre 0 e 5 mV [46] e frequências compreendidas entre 10 e 500 Hz [7,10]. A visualização e manipulação de sinais com baixas amplitudes tornam-se difíceis, uma vez que o sinal acaba sendo confundido com o ruído presente. Assim, é necessária a utilização de equipamentos que amplifiquem e filtrem os sinais, permitindo que estes possam ser trabalhados.

A proposta da utilização de tecnologias sem fio se mostra relevante, uma vez que proporciona aos usuários uma maior mobilidade e conforto durante a aquisição dos sinais. Desta forma, a coleta dos dados não fica restrita ao ambiente clínico, podendo ser aplicada em ambientes como academias de ginástica, centros de reabilitação motora ou unidades de treinamento esportivo.

Como o custo dos equipamentos de EMG-S é elevado, a difusão da técnica acaba sendo comprometida. Assim, a proposta de um equipamento que possa ser construído com elementos de baixo custo, torna-se um interessante desafio no

contexto atual, pois contempla às mais diversas necessidades dos usuários e deixa o fator financeiro em segundo plano.

Seguindo a linha de baixo custo, a utilização de tecnologias que sejam hardware e software livres oferece ao projeto uma maior reprodutibilidade, permitindo que pessoas com conhecimento intermediário em eletrônica possam reproduzir e melhorar a proposta inicial.

Foi elaborado um circuito onde os sinais de EMG-S são obtidos através de amplificadores de instrumentação, são filtrados, convertidos para valores digitais e transmitidos para o computador sem fio.

1.1. OBJETIVOS

O objetivo deste trabalho é: (i) desenvolver um sistema multicanal sem fio para captação dos sinais de EMG-S. O sistema foi projetado para ter baixo consumo de energia e pequenas dimensões. Outro ponto considerado para a criação do sistema foi o custo final do projeto, uma vez que a proposta de preço acessível se faz uma questão relevante para a futura divulgação do mesmo. O sistema é composto por um circuito para aquisição e acomodação do sinal, uma unidade para conversão A/D e um sistema de transmissão e recepção sem fio.

1.2. Composição e estrutura do trabalho

O trabalho foi dividido em cinco capítulos, sendo o primeiro referente aos objetivos propostos e relevância da pesquisa. Já a 2º capítulo o compreende a base teórica e revisão de literatura acerca da Eletromiografia de Superfície e seus desdobramentos, bem como da instrumentação utilizada. O 3º capítulo contempla os materiais e métodos empregados na realização do projeto. No capítulo quatro são apresentados os resultados desta pesquisa. Por fim, no capítulo 5 são encontradas as considerações finais do projeto e a discussão acerca de trabalhos futuros.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo será feita uma abordagem sobre os conceitos mais importantes do projeto. Inicia-se por um levantamento histórico sobre a eletromiografia e como os avanços tecnológicos permitiram melhoras nas etapas de aquisição e processamento dos sinais, finalizando com uma avaliação das componentes dos sinais de EMG-S. Em seguida, são discutidas as ferramentas que serão utilizadas no projeto, como um microcontrolador e um sistema para transmissão sem fio.

2.1. ASPECTOS HISTÓRICOS

Com o desenvolvimento da tecnologia eletrônica, a sociedade ganhou uma forte aliada para o aprimoramento dos estudos científicos. Dentre as pesquisas realizadas no campo da ciência, tem-se a eletromiografia (EMG) que auxilia nos estudos do funcionamento do tecido muscular. A eletromiografia pode ser entendida como a representação gráfica da atividade elétrica do músculo esquelético [6].

Historicamente, a eletromiografia é constantemente influenciada pelo avanço tecnológico. Erasistratis (280 A.C) já possuía o conhecimento de que o músculo é um órgão de contração. Registros datados do Renascimento (séc. XV) demonstravam o interesse técnico pelo estudo dos músculos. Por exemplo, Leonardo Da Vinci teve importante contribuição no estudo dos músculos e sua funcionalidade [7].

Os primeiros experimentos na área, realizados em animais, em meados do século XVII, por Francesco Redi apontaram que a fonte de energia de um determinado peixe tinha origem muscular. Em 1786, durante a dissecação de uma rã, o então anatomista e cirurgião da Universidade de Bolonha Luigi Galvani, descobriu acidentalmente o que viria a ser conhecido como “eletricidade animal”, que era o fenômeno de contração muscular na presença de correntes elétricas. Inquieto pelo ocorrido, Galvani realizou experimentos que relacionavam o movimento muscular e eletricidade. Ao alterar as condições da pesquisa, ele observou o movimento dos músculos sob a influência das fagulhas elétricas vindas de um eletróforo, eletricidade atmosférica ou a própria eletricidade do animal.

Baseando-se nos trabalhos de Galvani, Alessandro Volta notou algo que passou despercebido pelo colega: ele entendeu que a energia era gerada por meio das reações químicas. Este fenômeno foi chamado posteriormente de “galvanismo” em homenagem ao amigo Luigi Galvani.

Carlo Matteucci, em 1830, deu início aos experimentos que envolviam a eletricidade animal questionada por Galvani. A partir de então, com o auxílio de um galvanômetro de Nobeli, Carlo observou que tecidos musculares quando excitados, geravam fluxo contínuo de corrente elétrica. O Kymiógrafo foi desenvolvido por Carlo, posteriormente, para registrar um deslocamento físico originado de uma contração muscular.

Tempos depois, já no ano de 1849, uma pesquisa feita por Matteucci, inspirou Dubois-Reymon [7] a realizar as primeiras detecções de sinal elétrico em músculos humanos durante contração voluntária. Entre os anos de 1831 e 1875, o neurofisiologista Guillaume Benjamin Amand Duchenne analisou os efeitos dos estímulos elétricos em músculos e nervos com alguma anomalia (como paralisia ou atrofia) advinda de alterações nervosas.

Até então, os valores em termos quantitativos dos músculos humanos eram desconhecidos, mas Piper [8] (1907), um cientista alemão, inventou eletrodos metálicos superficiais que revolucionaram a captação dos sinais eletromiográficos. Em 1918 já se discutia o melhor tratamento e quais técnicas deveriam ser conduzidas antes de obter e analisar os dados relativos aos fenômenos eletrofisiológicos.

Neste contexto, destaca-se o engenheiro elétrico Baines, cujas publicações já abordavam essa temática. Este pesquisador foi o primeiro a modelar partes do sistema nervoso através de circuitos elétricos, com o intuito de explicar seu comportamento. Para tanto, Baines comparou a propagação de pulsos em um conjunto de nervos a um cabo elétrico, sendo este estudo denominado “teoria do cabo”.

Por volta de 1920, foi possível observar os sinais musculares com o auxílio de um microscópio de raios catódicos [9]. Oito anos depois, o primeiro experimento bem sucedido de detecção de sinais de um músculo foi realizado por Proebster (1928) que obteve traços de um músculo com paralisia periférica [7].

O avanço nos estudos sobre os sinais musculares fizeram com que, em 1945, Reinhold Reiter registrasse a primeira patente de utilização de próteses controladas

por sinais eletromiográficos. Tal feito foi observado, aproximadamente quinze anos depois, quando o experimento realizado por Kobrinsk de uma prótese da mão foi controlada por sinais de EMG advindos do antebraço do paciente [7].

Em meados de 1960 houve a expansão da utilização da eletromiografia (invasiva e de superfície), e a expressão *biofeedback* ganhou destaque no estudo de patologias e incômodos na coluna. Hardyck e sua equipe, em 1966, foram os primeiros médicos a utilizar os sinais mioelétricos [7].

A década de 80 foi marcada pela utilização de eletrodos, por parte de Cream e Steger, que se beneficiaram dessa ferramenta para analisar outros tipos de músculos. Com o desenvolvimento de memórias eletrônicas, foi possível expandir a modelagem e a criação de sistemas de eletromiografia. Tal fato permitiu a efetiva produção comercial de eletrodos, dispositivos e amplificadores com custos mais baixos.

A partir de 1990, com o avanço da informática, houve a possibilidade de transmitir o sinal mioelétrico para equipamentos computacionais, que propiciavam uma maior capacidade de armazenamento de dados e informações, processamento real dos sinais captados e ilustração visual dos resultados colhidos.

Atualmente, a evolução da tecnologia possibilitou o aprimoramento na análise espectral e em outros procedimentos de processos dos sinais eletromiográficos, os quais são fonte basilar para a compreensão da fisiologia, fadigas, disfunções, estratégias de recrutamento e mialgias musculares [10].

Nota-se, portanto, as inúmeras aplicações da eletromiografia, que vão desde a área da saúde até a prática desportiva, a exemplo da análise de fadiga muscular e da força de um atleta. Neste sentido, os sinais eletromiográficos podem ser coletados sob duas perspectivas: método invasivo e eletromiografia de superfície (EMG-S).

O primeiro deles pode ser detalhado como sendo um processo invasivo feito por agulhas e/ou microeletrodos em um ambiente hospitalar, o qual pode causar certo desconforto e até dores durante a coleta do sinal. Embora seja um procedimento incômodo aos pacientes, estes se encaixam nos estudos do EMG, uma vez que por serem invasivos acabam sendo menos sensíveis à impedância da pele e possuem maior resolução espacial em relação à detecção dos sinais, implicando em um maior espectro de ação que os eletrodos de superfície. Tal

modelo é utilizado desde 1961, o qual pode ser observado nas pesquisas de Basmajian e sua equipe [7].

Já o segundo método diz respeito à utilização de eletrodos metálicos na superfície da pele, sendo os mais usuais os de Ag/AgCl [11]. Esta técnica (EMG-S) oferece maior conforto aos pacientes, uma vez que é não invasiva e mais simples quando comparada ao primeiro modelo. Nesta situação, torna-se possível a quantificação da energia advinda dos músculos, tanto em repouso quanto em movimento. Os eletrodos utilizados fazem a conversão do sinal elétrico resultante do processo de despolarização das fibras musculares, em um sinal elétrico com a capacidade de ser processado em um amplificador, sendo utilizados para testes de condução nervosa e nas investigações cinesiológicas [12].

Tais eletrodos fazem a captação dos potenciais elétricos dos músculos, que por meio de um software são tratados e condicionados resultando em um traçado de amplitude em microvolts por milisegundos [13]. Finalmente, estes potenciais são direcionados ao visor do equipamento para que estudos sejam realizados posteriormente [14].

Cabe ressaltar que o uso destes eletrodos se limita a músculos de média e grande dimensão, uma vez que a interferência por crosstalk impossibilita a análise de sinais em músculos pequenos utilizando os mesmos eletrodos [15].

Outro ponto a ser destacado diz respeito à distância intereletrodica, a qual se refere à distância dos centros de dois eletrodos. A interface eletrodo-pele também deve ser considerada por alterar os componentes em frequência do sinal [16] pelo fato de aumentar a impedância de contato [17] e a distribuição de potencial da pele ser modificada pela superfície finita do eletrodo [18]. A recomendação do SENIAM é de uma distância intereletrodo máxima de 20 mm (de centro a centro) [30].

Recentemente, a aquisição de sinais de EMG-S em vários pontos de detecção tornou-se largamente utilizada [19,31]. Por meio de filtros especiais em cada ponto de aquisição houve o aprimoramento das características do sinal e suas relações com o sistema neuromuscular [19].

O uso de arranjos (vetores) de eletrodos tornou possível a diferenciação das tarefas realizadas pelo músculo. Masuda et. al [20] em 1983 foram os pioneiros a recomendar a utilização de arranjos lineares de até 16 eletrodos e a demonstrar as diversas aplicações deste sistema. Dentre elas, destacam-se: propriedades anatômicas dos músculos e a velocidade de condução das fibras musculares [21].

Assim como o processo de aquisição, a extração do sinal de EMG-S é um fator de grande relevância para estudos científicos, a qual pode ser analisada sob os parâmetros tempo e/ou frequência [22]

Em relação ao tempo, a energia do sinal pode ser analisada através de parâmetros correlacionados com sua amplitude, que acaba por interferir nos mecanismos de gradação da força muscular [23]. No que tange a frequência, o objetivo é determinar a contribuição de funções periódicas (senos e cossenos) na composição do sinal do EMG-S[11].

Na decomposição, o método com maior utilização é a Transformada Rápida de Fourier (FFT), o qual transforma os sinais no tempo em componentes espectrais [11]. Nesta situação são instituídas relações com a velocidade de condução dos potenciais de ação, bem como a taxa de disparos das mesmas pelas unidades motoras [25].

De forma sintetizada, tem-se que o EMG-S possibilita ao profissional que realiza o exame uma captação mais efetiva [26], caracterizada como um método não invasivo, confortável, rápida e prática [21].

2.2. SENIAM

O projeto SENIAM (Surface EMG for a Non-invasive Assessment of Muscles) possibilitou a padronização de questões metodológicas importantes envolvendo o EMG [30], a partir do Programa de Saúde e Investigação Biomédica (BIOMED II) da União Europeia.

Os objetivos deste projeto foram: resolver questões que impedem a troca de dados e experiências clínicas e integrar os conceitos básicos e aplicados sobre EMG-S por toda a Europa de modo a obter cooperação das partes envolvidas. Tal projeto faz ainda recomendações acerca do tamanho e formato dos eletrodos, disposição, materiais para fabricação, preparação da pele e distância intereletrodo [41,48].

2.2.1. CONFIGURAÇÃO DOS ELETRODOS

A captação do sinal mioelétrico pode ser realizada através de várias maneiras de detecção, onde as mais comumente empregadas são: aquisições monopolar, diferencial e duplo diferencial. No que tange o método monopolar, tem-se que a análise de cada canal é feita isoladamente [49]. Já na aquisição diferencial, o mesmo sinal é adquirido através de dois eletrodos, permitindo que a parte comum aos dois seja cancelada[50]. Por fim o método duplo diferencial utiliza 3 eletrodos, reduzindo a zona de captação, minimizando assim a quantidade de ruído e possibilidades de cross-talking. As Figuras (1) a (3) representam os modelos monopolar, diferencial e duplo diferencial respectivamente.

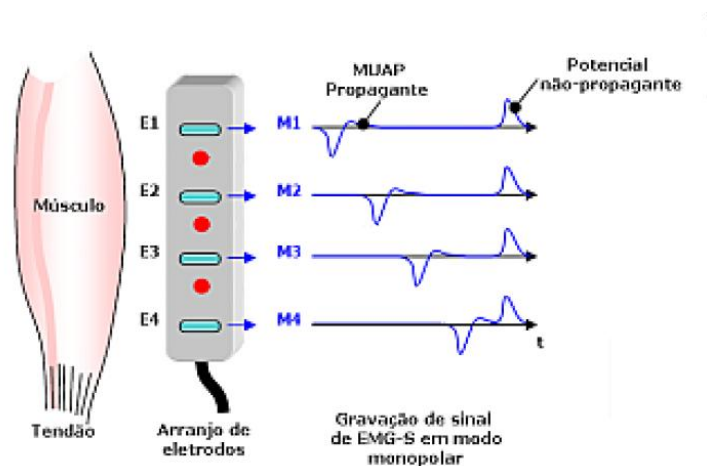


Figura 1. Representação de eletrodos na configuração monopolar. [49] com adaptações

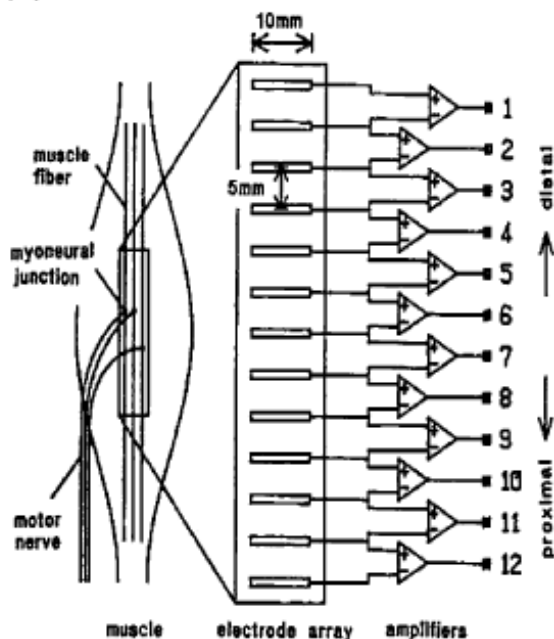


Figura 2. Eletrodos dispostos na configuração diferencial. [19] com adaptações

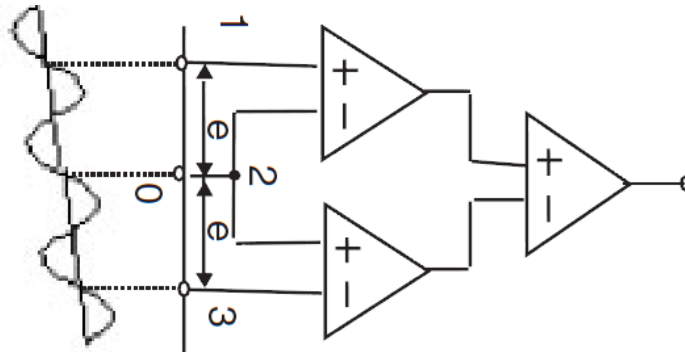


Figura 3. Eletrodos dispostos na configuração duplo diferencial. [3] com adaptações

2.3. O EMG E SUAS COMPONENTES

A base da movimentação do corpo humano está relacionada com a utilização dos músculos juntamente com o sistema nervoso. Para o projeto de um equipamento que capture os sinais musculares, é necessário entender como esses são formados e sua propagação ao longo dos músculos.

2.3.1. UNIDADE MOTORA (MU)

Quando os impulsos originados no Sistema nervoso Central (SNC) chegam ao músculo, por exemplo, tem-se que tais impulsos não conseguem realizar a contração das fibras diretamente. Para realizar esta tarefa, o neurônio que carrega o sinal (denominado neurônio motor α) se inerva a diversas fibras musculares. Estas se ligam ao axônio motor α e reagem aos impulsos nervosos contraindo-se. O conjunto formado por um único neurônio motor α e as fibras musculares por ele inervadas recebe o nome de unidade motora. Esta é definida como a menor unidade do sistema neuromuscular e é o foco do estudo da eletromiografia [44]. A Figura (4) apresenta a representação de uma unidade motora.

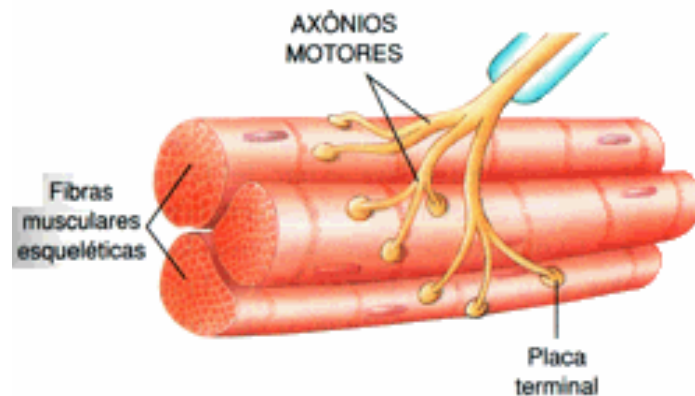


Figura 4. Ilustração de uma unidade motora, retirada de [43].

2.3.2. POTENCIAL DE ATIVAÇÃO MOTOR (MAP)

Para que ocorra a ativação da MU e ocorra contração, um potencial de ativação motor (MAP) deve se propagar por toda a fibra muscular. A amplitude deste potencial é função do diâmetro da fibra e das propriedades do eletrodo utilizado na captação, sendo representada pela Equação (1).

$$V = K \cdot A \quad (1)$$

Onde K é uma constante e A é o raio da fibra pelo qual o sinal se propaga e V é a tensão observada.

2.3.3. POTENCIAL DE ATIVAÇÃO DA UNIDADE MOTORA (MUAP)

Quando um potencial de ação percorre os axônios e chega até a zona de inervação, a acetilcolina (ACh) é liberada dos neurônios motores, ocasionando a geração de um potencial de ação nas células musculares. Este começa a se deslocar ao longo da membrana plasmática da fibra muscular. A soma espacial e temporal de todos os potenciais de ação relacionados com uma mesma unidade motora recebe o nome de MUAP (potencial de ação de unidade motora). Os MUAPS possuem duração curta e na maioria das vezes se apresenta na configuração de dipolo [7]. A propagação dos potenciais ao longo dos túbulos t provoca a liberação do íon Ca^{2+} . Após uma série de eventos químicos, ocorre a ligação da miosina com a actina, gerando contração muscular. A Figura (5) apresenta uma MUAP ideal, sintetizado no Matlab.

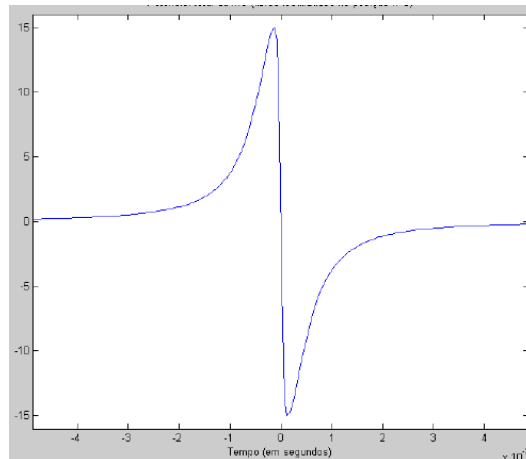


Figura 5. Potencial de ação de uma unidade motora (MUAP). Esse é um sinal sintético produzido para exemplificar a forma de onda. Retirado de [7], com permissão.

2.3.4. TREM DE POTENCIAIS DE ATIVAÇÃO DE UNIDADES MOTORAS (MUAPT)

Apenas um MUAP não é suficiente para manter a contração muscular. Sendo assim, se faz necessária que a unidade motora seja constantemente ativada por meio de uma sequência de MUAPS, sendo esta denominada trem de potenciais de ativação da unidade motora (MUAPT) [7]. Quando um MUAPT é observado, verifica-se que o sinal não é igualmente espaçado, nem sua amplitude é constante [7].

2.4. O ELETROMIOGRAMA (EMG)

Define-se EMG como o somatório linear de todos os MUAPTs captados pelo eletrodo. É representado por meio do somatório descrito pela equação

$$EMG(t, F) = \sum_{i=1}^P MUAPT_i(t, F) \quad (2)$$

onde $EMG(t, F)$ representa o sinal de EMG e $MUAPT_i$ representa o i -ésimo MUAPT contribuinte.

Uma das características do sinal de EMG-S é que não é possível determinar de forma direta qual a unidade motora que foi ativada, pois o sinal é a sobreposição

de diversos MUAPTs. Apresenta-se na Fig. (6) a formação do sinal por meio do somatório de diversos MUAPTs.

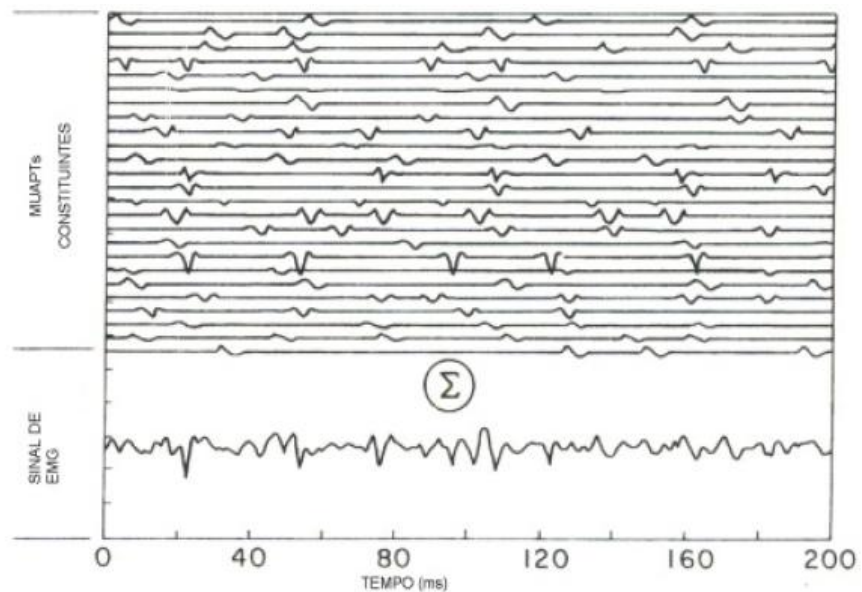


Figura 6. Formação do sinal de EMG a partir do somatório de diversos MUAPTs [45].

2.4.1. VELOCIDADE DE CONDUÇÃO (CV)

Para a EMG-S a velocidade de condução é uma grandeza essencial, uma vez que reflete as propriedades das membranas das fibras musculares, indicando as condições do sistema neuro muscular [42]. Os valores típicos para a CV estão na faixa de 3 a 5 m/s, com valor médio de 4m/s [3].

2.4.2. FAIXA DE FREQUÊNCIA DO SINAL DE EMG

A faixa de frequência do sinal de EMG é um tema bastante discutido, porém os valores mais comumente adotados em diversas referências estão compreendidos na faixa entre 10 e 500 Hz [7,10].

Um dos problemas que surge sobre este tema é a presença de interferência da rede elétrica 60Hz, para o padrão brasileiro. O sinal pode ser contaminado através de diversas fontes, como por exemplo as lâmpadas do ambiente, o que torna difícil o controle deste tipo de interferência mesmo com o aterramento do circuito. Ilustra-se por meio da Fig. (7) o espectro de potência do sinal no domínio da

frequência. Deve ser observado também que caso seja utilizado um filtro rejeita faixa sobre os 60 Hz, parte do sinal também será perdida.

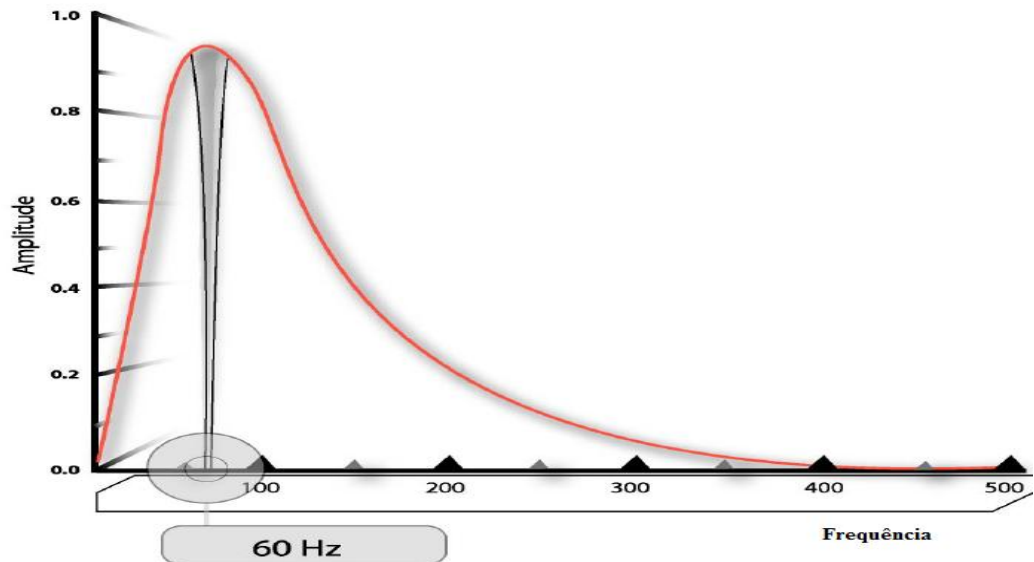


Figura 7. Espectro de potência do sinal de EMG. A região em destaque apresenta as perdas caso o sinal seja filtrado com um filtro rejeita faixa em 60hz. [27] com adaptações.

2.4.3. AMPLITUDE DO SINAL

O sinal elétrico gerado pelos músculos possui uma amplitude muito baixa. De acordo com [46], o sinal de EMG apresenta componentes desde poucos microvolts até 5 mV. Por esse motivo, se faz necessária a utilização de circuito amplificadores, com intuito de enquadrar o sinal na faixa de operação dos conversores A/D comerciais.

2.5. ARDUINO UNO

Este kit de desenvolvimento é baseado no microcontrolador ATMEGA328, fabricado pela ATMEL e foi criado com intuito de facilitar sua utilização. Contudo, este trabalho tem como objetivo mostrar uma nova abordagem para o uso deste kit e como o microcontrolador pode vir a ser utilizado separadamente, reduzindo custos e dimensões do projeto. Além disto, espera-se detalhar como o microcontrolador pode ser usado sem a linguagem Arduino, tornando-se mais eficiente e oferecendo um

maior controle ao programador por meio da linguagem de programação C. A Fig. (8) ilustra o kit Arduino Uno R3.

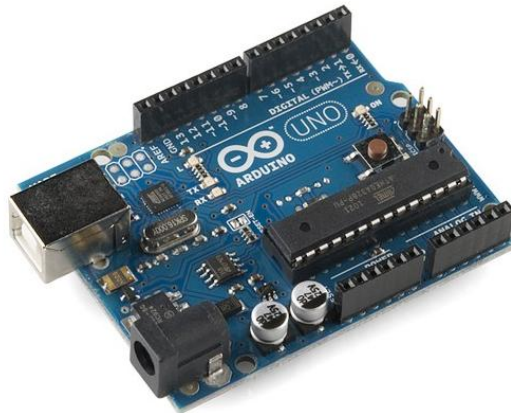


Figura 8. Kit de desenvolvimento Arduino Uno R3. [51]

2.5.1. ATMEGA328

Baseado na arquitetura RISC, este é um microcontrolador de 8-bits que dispõe de 32KB de memória flash, 2KB de memória SRAM e 1KB de memória EEPROM. Possui 32 registradores de propósito geral, três TIMERS e possibilidade de se utilizar interrupções internas e externas. Está disponível uma USART, que pode ser configurada de acordo com as necessidades do usuário. Possui 14 entradas digitais sendo que, entre essas, 6 podem ser utilizadas como entradas analógicas. Possui um conversor A/D com resolução de 10 bits e pode funcionar com diversas frequências de osciladores externos [34]. Os pinos do microcontrolador bem como suas respectivas funções estão dispostos conforme a Fig. (9) a seguir:

(PCINT14/RESET) PC6	1	28	PC5 (ADC5/SCL/PCINT13)
(PCINT16/RXD) PD0	2	27	PC4 (ADC4/SDA/PCINT12)
(PCINT17/TXD) PD1	3	26	PC3 (ADC3/PCINT11)
(PCINT18/INT0) PD2	4	25	PC2 (ADC2/PCINT10)
(PCINT19/OC2B/INT1) PD3	5	24	PC1 (ADC1/PCINT9)
(PCINT20/XCK/T0) PD4	6	23	PC0 (ADC0/PCINT8)
VCC	7	22	GND
GND	8	21	AREF
(PCINT6/XTAL1/TOSC1) PB6	9	20	AVCC
(PCINT7/XTAL2/TOSC2) PB7	10	19	PB5 (SCK/PCINT5)
(PCINT21/OC0B/T1) PD5	11	18	PB4 (MISO/PCINT4)
(PCINT22/OC0A/AIN0) PD6	12	17	PB3 (MOSI/OC2A/PCINT3)
(PCINT23/AIN1) PD7	13	16	PB2 (\overline{SS} /OC1B/PCINT2)
(PCINT0/CLKO/ICP1) PB0	14	15	PB1 (OC1A/PCINT1)

Figura 9. Descrição dos pinos do microcontrolador ATMEGA328. [34]

2.5.2. ATMEGA328 Standalone

Esta configuração permite reduzir as dimensões do projeto, uma vez que elimina todos os componentes não essenciais para o funcionamento do microcontrolador. Diferentemente da placa UNO, nesta montagem utiliza-se apenas dois capacitores de 22pF, um cristal de clock e um resistor de 10 K Ω , o que permite reduzir significativamente o tamanho e o consumo de energia do circuito final. Esta configuração está representada pela Fig. (10).

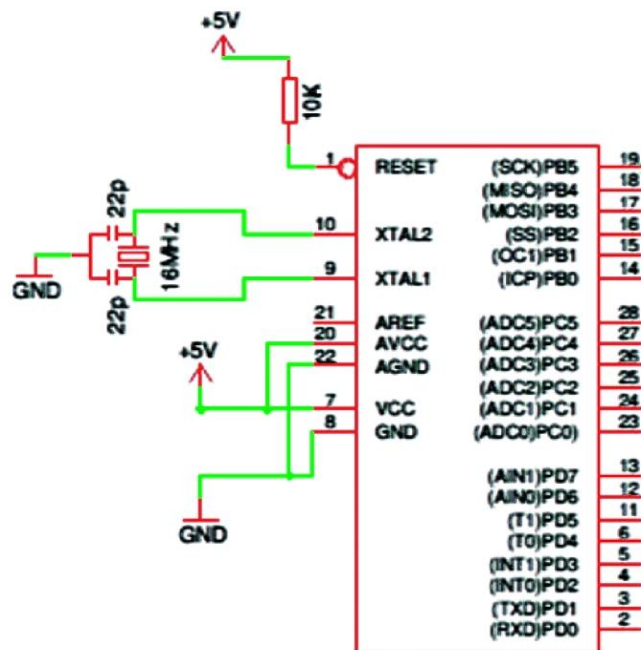


Figura 10. Configuração Standalone do microcontrolador ATMEGA328 [52].

2.6. ZIGBEE (IEEE 802.15.4)

É um protocolo de alto nível, com baixo consumo de energia e de baixo custo, desenvolvido pela Zigbee Alliance, sendo baseado na norma IEEE 802.15.4. Os dispositivos Zigbee foram lançados em 2004, com intuito de atuar em sistemas de controle residencial e industrial. Porém, estes possuem ampla utilização em dispositivos de biotelemetria, monitoramento e eletrônica embarcada [53], pois supre a lacuna de baixo consumo deixada por tecnologias já consagradas como o Wi-Fi e o Bluetooth.

2.6.1. PROTOCOLO 802.15.4

Este protocolo versa sobre as características de construção das camadas físicas e de acesso ao meio para redes wireless com baixa taxa de transmissão [64]. Para entender o significado da numeração do protocolo, devem-se observar as três partes que o compõem. O numero 802 corresponde às definições IEEE acerca de uma rede. O numero 15 representa as redes de uso pessoal, denominadas PAN. Por ultimo tem-se o numero 4, que caracteriza sistemas com baixas taxas de transmissão e com menor consumo de energia [31].

2.6.1.1. CAMADA FÍSICA

A camada física dá suporte para três bandas de frequências. A primeira delas opera em 2.4GHz com dezesseis canais. A segunda em 915MHz com dez canais e a terceira opera em 868MHz com apenas um canal. A camada de 2.4GHz, utilizada neste trabalho, possui os canais igualmente espaçados por 5MHz, estando o último canal na frequência de 2.480 GHz. Para este tópico, vale destacar dois pontos de interesse. O primeiro está relacionado com o fato de os canais serem *half-duplex*, onde só é permitida uma ação por vez. Ou o dispositivo está recebendo informações ou está transmitindo, nunca as duas ações em simultâneo. O segundo ponto de interesse é que os canais só podem acessar as informações de um canal por vez, ficando os outros 15 imperceptíveis ao dispositivo. A taxa de transmissão para esta banda de frequência é de 250Kbps.

2.6.1.2. CAMADA MAC

A camada MAC do protocolo IEEE 802.15.4 é responsável pelo processo de encapsulamento dos dados provenientes das camadas superiores, preparando-os para a transmissão. É responsável pelo processamento de segurança, mas são as camadas superiores que controlam o processo, uma vez que ajustam a chave de criptografia e determinam os níveis de segurança.

2.6.2. MÓDULO XBEE

Estes são os módulos mais conhecidos e provavelmente os responsáveis pela divulgação da tecnologia Zigbee. São soluções embarcáveis para comunicação sem fio de baixo custo, baixo consumo e de fácil utilização. O termo Xbee é propriedade da marca Digi.Internacional®, que oferece suporte e guias de utilização.

Os módulos Xbee podem ser interfaceados com outros dispositivos (como por exemplo um microcontrolador) por meio de uma comunicação serial. Estes módulos implementam o protocolo IEEE 802.15.4, o que os torna intercomunicáveis com quaisquer outros dispositivos compatíveis com a tecnologia Zigbee [54]. Um exemplo de modulo Xbee pode ser verificado na Fig. (11) a seguir:



Figura 11. Módulo Xbee serie 1, fabricado pela Digi.Internacional®. [55]

Os módulos contam com um transceiver de 2.4 GHz e com outros periféricos. Possuem dez pinos de I/O digitais, quatro entradas analógicas com conversor A/D de 10 bits, um transceiver UART para comunicação serial, podendo chegar a uma taxa de dados de 250 Kbps quando transmitindo sem fio.

2.6.2.1. XBEE SERIE 1

O módulo descrito na Figura 11 é comumente chamado de Xbee series1. Neste, o protocolo IEEE 802.15.4 é aplicado através de comandos AT ou do aplicativo X-CTU, desenvolvido pela Digi.Internacional® e que facilita sensivelmente

a utilização dos módulos. Esta série possibilita o uso somente no modo ponto a ponto [56], substituindo facilmente fios e circuitos que utilizam conversores seriais.

Permitem que dois dispositivos estabeleçam uma comunicação serial, utilizando apenas os pinos RX e TX dos dois dispositivos. No caso deste trabalho, um dos dispositivos foi conectado aos pinos TX e RX do microcontrolador, enquanto o outro módulo foi conectado ao computador por meio de um adaptador USB, descrito no próximo tópico.

2.6.3. DONGLE XBEE EXPLORER

Este adaptador foi criado para que os módulos Xbee possam ser conectados ao computador de forma simplificada. Por meio deste, cria-se uma porta serial virtual no computador, onde os dados que são transmitidos por uma segunda antena Xbee ficam disponibilizados. É compatível com todas as versões de módulos Xbee. Além de disponibilizar os dados, este adaptador também é importante no processo de configuração das antenas. Uma discussão mais detalhada sobre o processo de configuração será dada mais adiante neste trabalho, porém já se pode adiantar que este tem a função de configurar os módulos para possibilitar comunicação entre eles. O adaptador pode ser visualizado na Figura 12 a seguir:

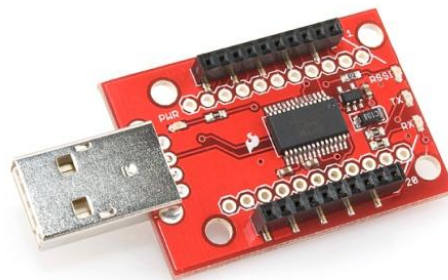


Figura 12. Dongle Xbee Explorer, utilizado para configurar e com adaptador para os módulos Xbee. [57]

2.6.4. LILYPAD Xbee

Este módulo foi desenvolvido por Rob Faludi and Kate Hartman[35] para ser utilizado juntamente com outros produtos da linha Lilypad em aplicações wearable, sendo compatível com todas as versões Xbee. Apresenta um regulador de tensão de 3.3V, garantindo a alimentação do módulo. Possui diâmetro externo de 50 mm e com espessura da placa de 0,08mm. Não acompanha o módulo Xbee, sendo este vendido separadamente. O Xbee acoplado ao módulo Lilypad Xbee pode ser verificada por meio da Fig. (13).

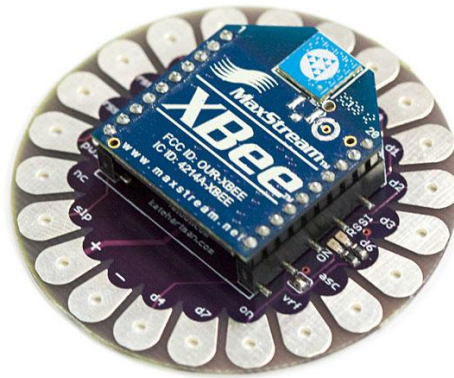


Figura 13. Xbee conectado ao módulo Lilypad Xbee. [58]

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Nesta seção serão detalhadas as etapas envolvidas no trabalho. O capítulo inicia com uma descrição do circuito projetado para aquisição dos sinais de EMG-S, como amplificação, filtragem e offset. Em seguida, descreve-se a programação do microcontrolador ATMEGA328, onde cada registrador é configurado para atender as demandas do projeto. É feita a descrição da configuração dos módulos Xbee para se comunicarem no modo ponto a ponto, considerando também a influência da antena no teste de perda de pacotes. Em seguida descreve-se a PCI elaborada, que contempla o circuito projetado e o microcontrolador. Ao final do capítulo, tem-se a metodologia experimental aplicada, onde se apresentam os voluntários e as recomendações do SENIAM que foram adotadas.

3.1. CIRCUITO PARA AQUISIÇÃO DOS SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA

A fim de obter um eletromiógrafo de baixo custo, a primeira etapa realizada foi um estudo detalhado do comportamento do sinal e quais as alternativas existentes para a captação deste. Foram listadas ações que deveriam ser realizadas, tais como a amplificação com alta razão Sinal-Ruído e filtragem dentro da faixa de frequências. Para a aquisição do sinal de EMG-S, foi projetado um circuito composto por um estágio de amplificação com elevada impedância de entrada, dois estágios de filtragem, um segundo estágio de amplificação e por último um somador de nível DC.

3.1.1. AQUISIÇÃO DO SINAL E O INA118

Um amplificador de instrumentação pode ser montado utilizando-se amplificadores operacionais tradicionais, porém é difícil obter um circuito com boa precisão, dado diferenças entre os componentes. Entretanto estão disponíveis no mercado amplificadores de instrumentação prontos, que facilitam a montagem e apresentam excelente precisão.

Os amplificadores de instrumentação possuem características especiais, dentre elas pode-se citar [59]:

- 1) Elevada impedância de entrada
- 2) Alta taxa de rejeição em modo comum
- 3) Baixa impedância de saída
- 4) Ganho ajustável
- 5) Tensão de offset de entrada muito baixa

Dentre os diversos amplificadores de instrumentação disponíveis no mercado, utilizou o INA118[47], fabricado pela Burr–Brown e que apresenta as características citadas acima. O ganho é ajustado através de um resistor R_g , sendo calculado conforme a Eq. (3)

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_g} \quad (3)$$

Embora os valores de amplitude do sinal estejam descritos na referência [46], os valores calculados com a Eq. (3) para o R_g não apresentaram uma amplificação satisfatória. Tal fato se dá pela aproximação utilizada sobre o resistor calculado. Os resistores comerciais não possuem a precisão necessária para garantir o ganho projetado, pois apresentam alta tolerância que podem chegar a 10% de seu valor.

O R_g foi obtido experimentalmente por meio da utilização de um potenciômetro acoplado aos terminais do INA118. Após a montagem do circuito, o potenciômetro foi ajustado até que o sinal resultante se enquadrasse nos limites estabelecidos. Neste momento ele foi retirado do circuito e, com auxílio de um multímetro, foi medida a resistência equivalente, obtendo-se o valor de 10.3 K Ω . Para satisfazer este resultado, utilizou-se um resistor de precisão de 10.2 K Ω com tolerância de 1%. Para este valor de resistência, a Eq. (3) fornece um ganho para o INA118 de 5.9.

3.1.2. FILTRAGEM

No processo de coleta dos sinais de EMG-S, diversos fatores influenciam no sinal coletado. Como não é possível determinar todas as interferências e suas fontes, a solução adotada é condicionar o sinal a partir das informações disponíveis sobre ele. Conforme descrito na literatura [7,10], os sinais de EMG possuem

componentes entre 10 e 500 Hz, informação esta que foi utilizada para o projeto de dois filtros. O sinal foi enquadrado dentro desta faixa de frequências com um filtro passa-alta em 10 Hz e um filtro passa-baixa em 500 Hz. Os filtros foram criados utilizando capacitores e resistores, e o valor dos componentes foi determinado de acordo com

$$F_c = \frac{1}{2.\pi.R.C}, \quad (4)$$

onde F_c é a frequência de corte, π é aproximadamente 3.14, R é um resistor e C o capacitor. Como está disponível apenas uma equação para duas incógnitas, a solução adotada foi tornar fixo o resistor e calcular qual seria o capacitor correspondente. Elaborou-se a Tab. (4), obtendo-se os seguintes resultados:

Tabela 1. Cálculo do capacitor para filtro passa-alta com frequência de corte em 10 Hz

R (Ω)	C (F)
10	0,001591549
100	0,000159155
1000	1,59155E-05
10000	1,59155E-06
100000	1,59155E-07

Da Tabela 1, os valores mais comuns de resistores são 1kΩ, 10kΩ e 100kΩ, contudo os valores de capacitores obtidos não são comerciais. Os disponíveis para compra que mais se aproximam dos obtidos são 2.2μF e 0.22μF. Ambos apresentaram a mesma proporção, então foi escolhido o de 0.22μF por ser mais barato. Outro fator determinante foi a disponibilidade deste na versão cerâmica, que por não apresentar polaridade, é mais indicado no projeto de filtros. O filtro resultante pode ser visualizado na Fig. (14).

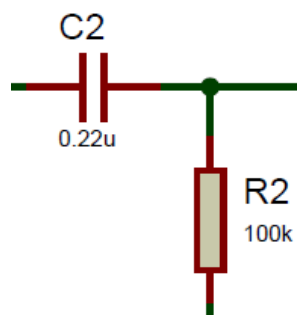


Figura 14. Filtro RC passa alta, com frequência de corte em 7.24 Hz.

A mesma metodologia foi aplicada para o filtro passa baixa. Elaborou-se uma tabela com 200 valores, partindo de 1 K Ω até 200 K Ω com objetivo de tornar a escolha do capacitor mais precisa. Um trecho desta tabela está representado abaixo por meio da Tabela 2.

Tabela 2. Cálculo do capacitor para filtro passa-baixa com frequência de corte em 500 Hz

R (Ω)	C (F)
1000	3,1831E-07
2000	1,5915E-07
3000	1,061E-07
4000	7,9577E-08
5000	6,3662E-08
6000	5,3052E-08
7000	4,5473E-08
8000	3,9789E-08
9000	3,5368E-08
10000	3,1831E-08

Dentre os valores acima, o par de componentes que mais se aproximou dos valores comerciais foi o resistor de 3000 Ω e o capacitor de 0.106 μ F. Estão disponíveis comercialmente o resistor de 3.3 K Ω e o capacitor de 0.1 μ F. O circuito do filtro montado está representado na Fig. (15).

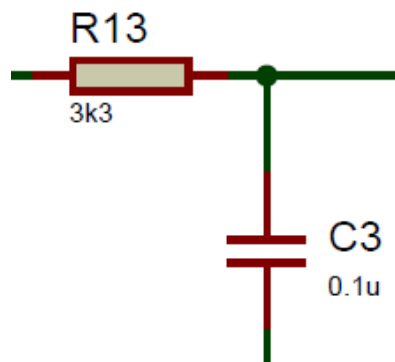


Figura 15. Filtro RC passa baixa, com frequência de corte em 482 Hz.

A partir dos resistores e capacitores escolhidos, os valores foram substituídos na Eq. (4), elaborando-se a Tab. (3) para representar as frequências de corte obtidas:

Tabela 3. Frequências de corte obtidas para os filtros

	Resistor (K Ω)	Capacitor (μ F)	FC (Hz)
Passa Alta	100	0.22	7.24
Passa Baixa	3.3	0.1	482.3

Um ponto importante a ser destacado diz respeito à utilização de filtros de 1ª ordem, que oferecem uma atenuação média de -20 dB/ década [24]. Calculou-se a resposta em magnitude do filtro resultante através do software Matlab, sendo obtido o diagrama apresentado na Fig(16). Observa-se que o sinal será enquadrado dentro da faixa de frequências especificadas pela literatura.

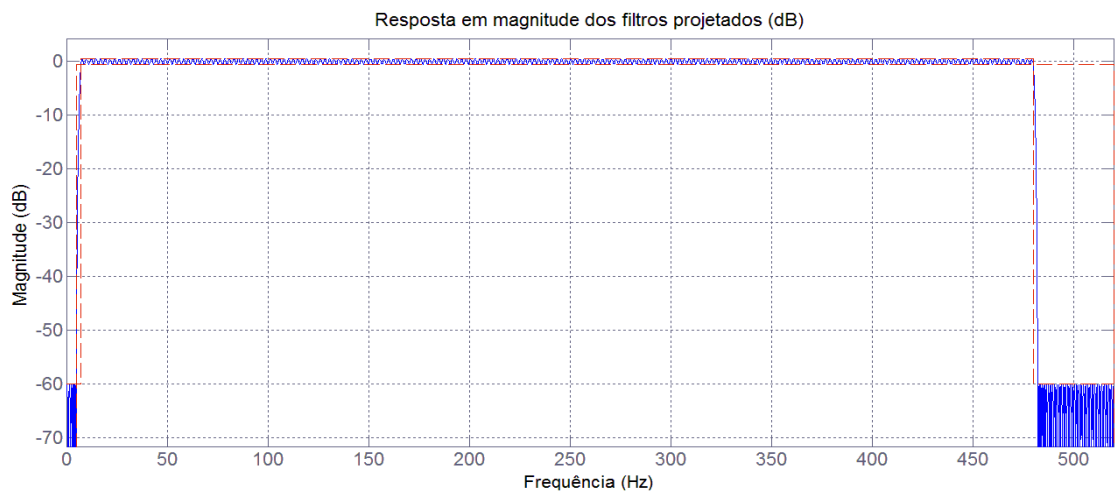


Figura 16. Resposta em frequência dos filtros projetados. Passa alta em 7.24Hz e passa baixa em 482.3 Hz.

3.1.3. SOMADOR DE *OFFSET*

Um amplificador operacional na configuração somador permite a soma de n tensões, sendo cada uma multiplicada por um fator de ganho constante. Este ganho é determinado a partir de resistores, sendo possível a soma de diversas tensões. A Figura (17) ilustra esta configuração.

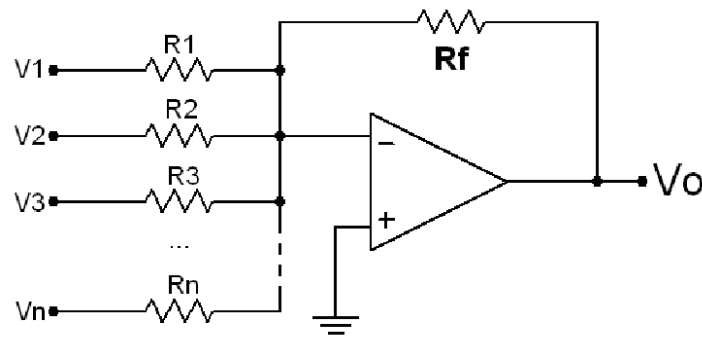


Figura 17. Configuração do amplificador operacional como somador de tensões.

Realizando a análise nodal do circuito, obtém-se a Eq. (5) para representar a tensão de saída em função das diversas entradas.

$$V_o = -R_f \left(\frac{V_1}{R_1} + \frac{V_2}{R_2} + \dots + \frac{V_n}{R_n} \right) \quad (5)$$

Tal configuração foi utilizada no circuito com objetivo de enquadrar o sinal dentro da faixa de operação do conversor A/D. Em uma seção futura será explicado com mais detalhes, porém nesse momento é suficiente afirmar que o sinal precisa estar compreendido entre 0 e 3.3V. Desta forma, projetou-se o circuito para fornecer um offset DC de 1.65Volts.

O sinal resultante de EMG-S é aplicado como uma das tensões descritas na Fig. (17), enquanto que em uma segunda entrada é aplicado o sinal de -5V. Como não é desejado que o sinal sofra modificações, o resistor correspondente possui o mesmo valor que o R_f , de modo que quando substituído na Eq. (5), os valores se cancelam. O resistor correspondente ao offset desejado foi calculado fazendo a entrada correspondente ao sinal de EMG-S igual à zero, resultando em um resistor de 30.3 K Ω . Contudo, quando aplicado este resistor no circuito, não foi obtido um resultado satisfatório. Para resolver esta situação e sabendo que o valor estaria próximo a 30 K Ω , utilizou-se um potenciômetro de 50 K Ω para ajustar o offset.

Realizou-se o ajuste até que o sinal apresentasse nível DC em 1.65 V, e em seguida com auxílio de um multímetro verificou-se o valor da resistência equivalente, obtendo-se o valor de 27.2 K Ω . Utilizou-se novamente um resistor de precisão, sendo o valor mais próximo disponível de 27 K Ω com 1% de tolerância. Apresenta-se na Fig.(18) a seguir o circuito final do somador de nível DC.

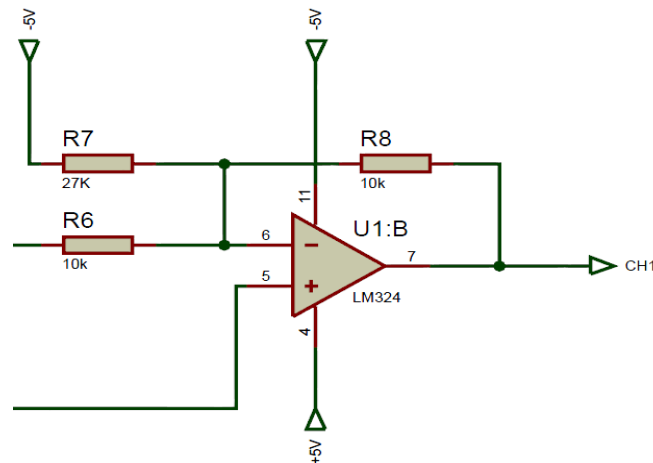


Figura 18. Somador de nível DC em 1.65V

Na etapa de ajuste do *offset*, também foi considerado o ganho aplicado com o INA118. Foi observado que este deveria ser ajustado em conjunto, para que o sinal não saturasse e perdesse informações importantes.

3.2. PROGRAMAÇÃO DO MICROCONTROLADOR

O microcontrolador ATMEGA328 foi utilizado para realizar a aquisição dos sinais por meio de seu conversor A/D e para disponibilizar os resultados via serial. Por ter sido empregado a linguagem de programação C e não a linguagem Arduino, todo o processo de criação e envio do código é diferenciado. Desta forma, é feito um detalhamento sobre as etapas envolvidas na criação do código e do processo de *upload* do arquivo “.hex” para o microcontrolador utilizando o kit de desenvolvimento Arduino Uno.

3.2.1. ATMEL STUDIO

A primeira diferença na criação do código é o ambiente de desenvolvimento. Para a programação em C, utilizou-se a plataforma Atmel Studio 6. Criado pela Atmel e distribuído gratuitamente, permite o desenvolvimento e debug de códigos para toda linha AVR de microcontroladores [60]. Permite a programação utilizando C/C++, em um ambiente que pode ser customizado de acordo com as preferências

do programador. Um diferencial que torna o processo de criação mais eficiente é a função autocompletar, que após ter sido selecionado o microcontrolador destino, completa a escrita do programador com as funções disponíveis para este.

3.2.2. FLUXOGRAMA DO CÓDIGO GERADO

Para gerar o código, realizou-se a leitura dos capítulos 19 e 23 do *Datasheet* [34]. Foi elaborado um fluxograma com intuito de visualizar quais etapas deveriam ser executadas, sendo este visualizado por meio da Fig. (19).

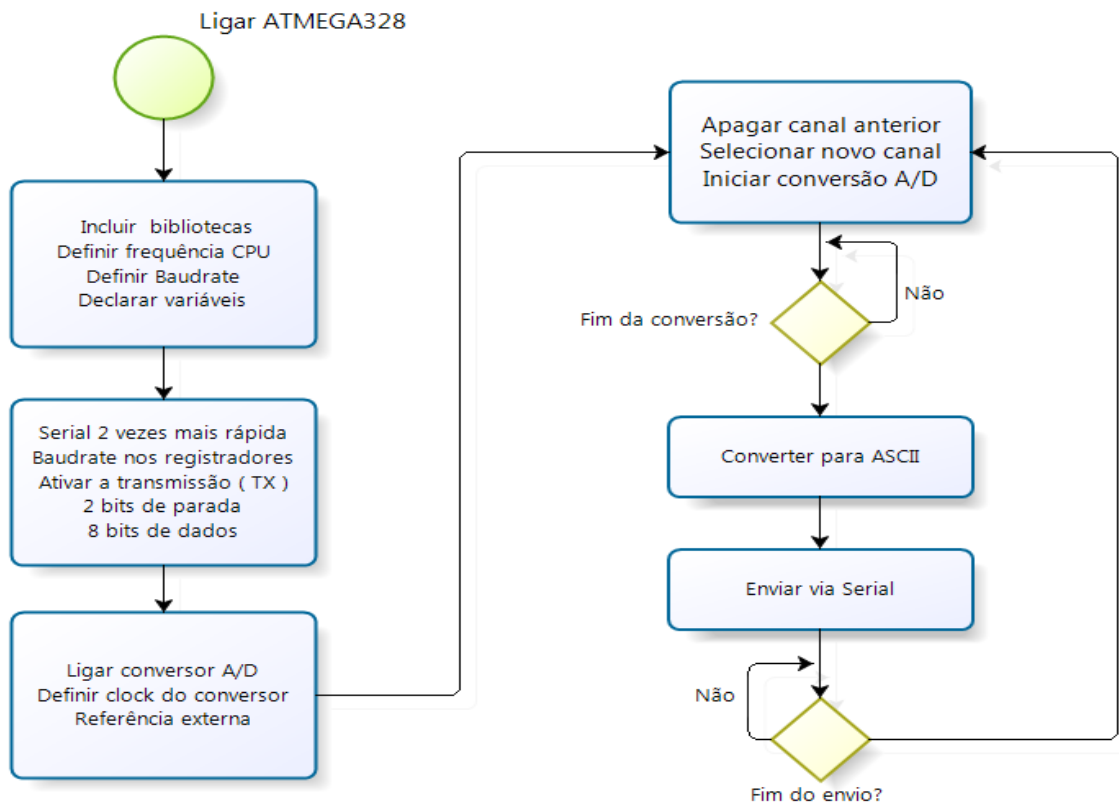


Figura 19. Fluxograma de referência utilizado para programação do microcontrolador

3.2.3. CONVERSOR ANALÓGICO – DIGITAL (A/D)

Para fazer uso do conversor, é necessário configurar os três registradores, sendo estes ADMUX, ADCSRA e DIDR0. Inicialmente o conversor encontra-se na configuração padrão, onde todos os bits são iguais à zero.

3.2.3.1. ADMUX

O primeiro registrador que foi configurado é o ADMUX, responsável pela seleção do canal analógico a ser convertido e pela seleção da tensão de referência utilizada pelo conversor. Para o projeto em questão, foram utilizados os canais analógicos 0 e 1, que em binário assumem os valores 0000 e 0001 respectivamente. Estes números devem ser aplicados aos bits correspondentes MUX[3:0] por meio do comando *shift* (<<). O registrador pode ser visualizado por meio da Fig. (20) a seguir:

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0	
(0x7C)	REFS1	REFS0	ADLAR	-	MUX3	MUX2	MUX1	MUX0	ADMUX
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R	R/W	R/W	R/W	R/W	
Initial Value	0	0	0	0	0	0	0	0	

Figura 20. Registrador ADMUX. [34] com modificações

Os equipamentos comerciais de EMG normalmente utilizam conversores com resolução entre 8 e 16 bits [28], estando presente no ATMEGA328 um com resolução de 10 bits, permitindo a quantização dos sinais em um escala de 0 a 1023 (2^{10}). Visando melhorar a qualidade da conversão A/D, a alternativa adotada foi a diminuição a tensão de referência utilizada. Esta é importante para a qualidade do sinal convertido, pois determina qual é a menor variação de tensão que o microcontrolador deve considerar para mudar seu resultado. Apresenta-se por meio da Eq. (6) a fórmula para cálculo da acurácia do conversor.

$$A = \frac{V_{ref}}{2^{10}} \quad (6)$$

Quando utilizada no kit Arduino, a tensão que é utilizada como referência para o conversor é de 5 V. Porém para este projeto utilizou-se a configuração Standalone, onde fica a critério do projetista a escolha da tensão que será aplicada no pino AREF. O *Datasheet* [34] do microcontrolador recomenda que a tensão aplicada neste pino seja proveniente de uma fonte regulada. Desta forma, adotou-se um regulador de tensão modelo 7833, pois este fornece 3.3 Volts estáveis a partir dos 5 V disponíveis. A Tab. (4) apresenta uma comparação entre a utilização destas duas tensões de referência.

Tabela 4. Diferença entre a acurácia do conversor A/D quando utilizado 3.3V e 5V.

Aref (V)	Acurácia (V)
3.3	0.0032
5	0.0049

3.2.3.2. ADCSRA

É responsável pelo controle e funcionamento do conversor A/D. Neste estão os bits encarregados de ligar o conversor, dar início ao processo de conversão e pelo *prescaler*, que determina o fator de divisão entre o clock do sistema e o utilizado pelo conversor.

O registrador está representado na Fig. (21), onde ADEN é o bit responsável por ligar o conversor, ADSC por dar início a conversão e os bits ADPS[2:0] pelo fator de divisão do clock.

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0	
(0x7A)	ADEN	ADSC	ADATE	ADIF	ADIE	ADPS2	ADPS1	ADPS0	ADCSRA
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	
Initial Value	0	0	0	0	0	0	0	0	

Figura 21. Registrador ADCSRA. [34] com modificações

O *prescaler* determina qual a fração de clock do sistema será utilizada pelo conversor, e conseqüentemente acaba sendo responsável pela taxa de amostragem do sinal. Para este projeto, aplicou-se 1 nos bits ADPS[2:0], de modo a obter um *prescaler* igual a 128 [34]. A frequência de operação do conversor A/D é calculada conforme descrito pela Eq. (7):

$$F = \frac{F_{cpu}}{prescaler} = \frac{16000000}{128} = 125000Hz \quad (7)$$

Baseado no manual [34], verificou-se que cada conversão consome 13 ciclos de clock, portanto a taxa de amostragem do sinal pode ser obtida conforme de acordo com a Eq. (8).

$$T = \frac{125000}{13} = 9615,4 \text{ amostras/segundo} \quad (8)$$

Considerando a frequência máxima do sinal do EMG em 500Hz, essa taxa é suficiente para atender ao critério de Nyquist [28,31] de amostragem, permitindo que o sinal seja reconstruído perfeitamente.

3.2.3.3. DIDR0

As portas destinadas às entradas analógicas também podem funcionar como entradas digitais. Quando os bits do registrador DIDR0 são preenchidos com 1, esta funcionalidade é desabilitada. Como foram utilizados os canais 0 e 1, os bits ADC1D e ADC0D foram preenchidos com “1”. O registrador DIDR0 pode ser visualizado na Fig. (22) abaixo.

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0	
(0x7E)	-	-	ADC5D	ADC4D	ADC3D	ADC2D	ADC1D	ADC0D	DIDR0
Read/Write	R	R	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	
Initial Value	0	0	0	0	0	0	0	0	

Figura 22. Registrador DIDR0. [34] com modificações

3.2.4. USART

A USART presente no microcontrolador permite que ele estabeleça uma comunicação serial com outros dispositivos, como um computador, outro microcontrolador ou mesmo um módulo Xbee, como é o caso deste trabalho. A USART do ATMEGA328 disponibiliza os pinos TX e RX, porém neste trabalho utiliza-se apenas o pino TX, pois é desejada apenas a transmissão, e não o recebimento de dados. Assim como o conversor A/D, é necessária a configuração dos registradores correspondentes, sendo eles: UCSR0A, UCSR0B, UCSR0C, UBRR0H+ UBRR0L e UDR0.

3.2.4.1. BAUDRATE

Uma das características mais importantes relativas à transmissão serial é a taxa de transmissão de bits, conhecida como baudrate. Após contato com o departamento técnico da fabricante dos módulos Xbee, Digi.Internacional®, foi recomendado que todos os dispositivos envolvidos no projeto se comunicassem com uma taxa de 111111 bits/segundo. Esta foi configurada no microcontrolador através dos registradores UBRR0H + UBRR0L.

3.2.4.2. UBRR0H + UBRR0L

No microcontrolador, o Baudrate é armazenado através de dois registradores, que unidos formam um único registrador de 12 bits. Para calcular o valor que será armazenado em UBRR0H + UBRR0L, utiliza-se a seguinte equação:

$$UBRR0 = \frac{F_{cpu}}{8 \cdot Baudrate} - 1 \quad (9)$$

Substituindo na Eq. (9) os valores utilizados no projeto, obtém-se o seguinte valor:

$$UBRR0 = \frac{16000000}{8 \cdot 111111} - 1 = 17.00001$$

O resultado é dividido em duas partes, sendo os 8 bits menos significativos armazenados no registrador UBRR0L e os 4 bits mais significativos armazenados no registrador UBRR0H. Este processo pode ser visualizado por meio da Fig. (23).

Bit	15	14	13	12	11	10	9	8	
	-	-	-	-	UBRRn[11:8]				UBRRnH
	UBRRn[7:0]								UBRRnL
Read/Write	R	R	R	R	R/W	R/W	R/W	R/W	
Initial Value	0	0	0	0	0	0	0	0	
	7	6	5	4	3	2	1	0	
	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	
	0	0	0	0	0	0	0	0	

Figura 23. Registrador UBRR0H + UBRR0L. [34] com modificações.

Uma questão relevante nesta seção diz respeito ao uso da taxa em 111111. Quando essa taxa é utilizada, o resultado armazenado nos registradores é o mesmo que foi calculado, pois não há perdas ocasionadas por possíveis arredondamentos. Caso fosse utilizado o padrão 115200 bits/segundo, o resultado da Eq. (9) será 16.36, sendo 16 o valor armazenado no registrador. Desta forma, no processo de envio dos dados com a taxa de 111111bits/segundo, o baudrate utilizado é o mesmo que foi inicialmente disposto nos registradores.

3.2.4.3. UCSR0A

Quando uma alta taxa de transmissão é desejada, [34] recomenda utilizar a Eq. (9) e setar o bit U2X0 para 1. Este está presente no registrador UCSR0A, conforme ilustrado na Fig. (24).

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0	
	RXCn	TXCn	UDREn	FEn	DORn	UPEn	U2Xn	MPCMn	UCSRnA
Read/Write	R	R/W	R	R	R	R	R/W	R/W	
Initial Value	0	0	1	0	0	0	0	0	

Figura 24. Registrador UCSR0A. [34] com modificações.

3.2.4.4. UCSR0B

É necessário habilitar o transmissor da USART para que os dados sejam enviados ao pino TX do microcontrolador. O bit TXEN0 encontra-se no registrador UCSR0B, conforme ilustra a Fig. (25) , e deve ser setado para 1.

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0	
	RXCIE _n	TXCIE _n	UDRIE _n	RXEN _n	TXEN _n	UCSZ _{n2}	RXB _{8n}	TXB _{8n}	UCSR _{nB}
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R	R/W	
Initial Value	0	0	0	0	0	0	0	0	

Figura 25. Registrador UCSR0B. [34] com modificações.

3.2.4.5. UCSR0C

O registrador UCSR0C, ilustrado na Fig. (26), é utilizado para configurar os parâmetros dos dados a serem enviados. A transmissão foi ajustada para 8 bits de dados e 2 bits de parada, através dos bits USBS0, UCSZ0 e UCSZ1.

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0	
	UMSEL _{n1}	UMSEL _{n0}	UPM _{n1}	UPM _{n0}	USBS _n	UCSZ _{n1}	UCSZ _{n0}	UCPOL _n	UCSR _{nC}
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	
Initial Value	0	0	0	0	0	1	1	0	

Figura 26. Registrador UCSR0C. [34] com modificações.

3.2.4.6. UDR0

Uma vez iniciado o processo de transmissão, este somente será concluído quando o bit UDRE0 presente no registrador UCSR0A for setado para 1. Enquanto isso não acontecer, os dados serão enviados para o registrador UDR0, sendo disponibilizados no pino TX. Este registrador é um *buffer*, compartilhado com pino RX e pode ser visualizado na Fig. (27).

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0	
	RXB[7:0]								UDR _n (Read)
	TXB[7:0]								UDR _n (Write)
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	
Initial Value	0	0	0	0	0	0	0	0	

Figura 27. Registrador UDR0. [34] com modificações.

3.2.5. AVRDUDE

O processo de compilação do código utilizando o Atmel Studio resulta na criação de um arquivo com extensão “.hex”. Este é a imagem do código, devendo ser gravada no microcontrolador através do programa AVRDUDE, que é utilizado por meio das linhas de comando. Um dos principais benefícios é a grande quantidade de gravadoras compatíveis, entre elas o kit de desenvolvimento Arduino Uno, o qual foi usado para gravar o código gerado na linguagem C.

Uma vez instalado, a utilização do programa se dá através da seguinte linha de comandos:

```
“ avrdude -p m328p -c avrisp -P com2 -b 115200 -F -U flash:w:ADC.hex “
```

Onde cada trecho do comando significa:

- Avrdude: Liga o programa
- -p : comunicação via cabo USB
- m328p : modelo do microcontrolador
- -c avrisp: modelo da gravadora. No caso é a compatível com a placa Arduino Uno
- com2: Determina em qual porta do computador a gravadora está conectada
- -b 115200: Taxa de transmissão entre o computador e a gravadora
- -F : Teste da conexão
- -U flash:w:ADC.hex : Flash determina que tipo de memória será utilizada. W representa o comando *write* (escrever). “ADC.hex” é o arquivo que deve ser gravado no microcontrolador.

3.3. TRANSMISSÃO UTILIZANDO XBEE

Os 2 módulos Xbee serie 1 devem ser configurados com os mesmos parâmetros para que possam se comunicar. O processo pode ser feito através de comandos AT, utilizando programas como Hyperterminal® ou qualquer outro que abra uma porta COM no computador. Porém este método não é muito eficiente e às vezes é necessário repetir o procedimento. Como alternativa, a Digi.Internacional® desenvolveu um aplicativo denominado X-CTU, que permite a configuração dos módulos com uma interface gráfica. Além disso, permite atualizar os módulos para o *firmware* mais recente. Está disponível em [61] um tutorial completo sobre a utilização do programa, sendo feito abaixo apenas o processo de configuração dos módulos.

3.3.1. CONFIGURAÇÃO DOS MÓDULOS

A grande facilidade da utilização da linha série 1 está na configuração necessária para que os módulos conversem. É preciso configurar apenas 4 parâmetros, sendo eles: PAN ID, DH, DL e MY.

PAN ID é o nome da rede e foi configurada com '4535' nos dois Xbee. DH representa o modo como a transmissão ocorre, devendo ser configurado com 0 nos dois módulos. DL diz respeito ao nome do módulo com o qual será estabelecida a conexão, enquanto o parâmetro MY representa o nome do próprio módulo. O resultado da configuração está ilustrado na Fig. (28).

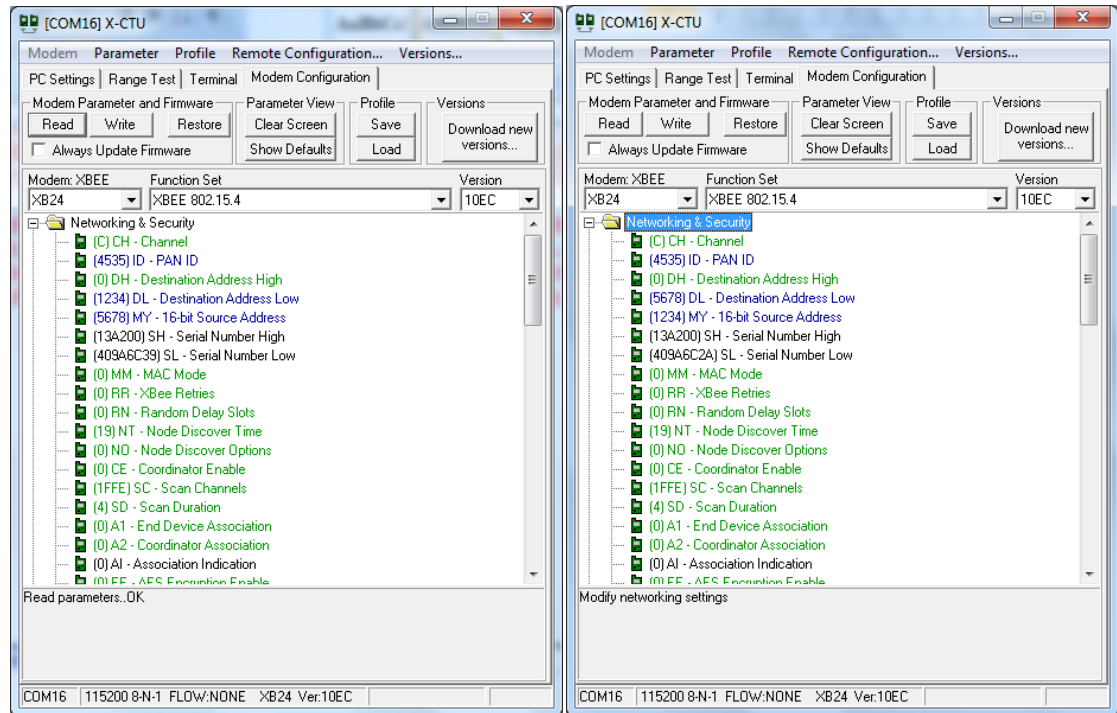


Figura 28. Configuração dos módulo Xbee serie 1.

3.3.2. ANTENAS

Na etapa de montagem do circuito sem fio, verificou-se que os módulos Xbee não apresentavam antenas soldadas. Com isso, o alcance da transmissão ficou limitado a pouco mais de 30 cm, o que comprometeria a proposta do trabalho. A solução adotada foi a utilização de antenas com conectores U.FL compatíveis com os módulos Xbee. O modelo disponibilizado foi o FXP14 [62], fabricado pela TAOGLAS, e que funciona nas bandas de frequência 850/900/1700/1800/1900/2100MHz. Embora a frequência de operação do Xbee não esteja nas especificadas pelo fabricante das antenas, estas foram utilizadas para dar continuidade ao trabalho, sendo discutido mais sobre elas nas considerações finais.

3.3.3. TAXA DE ERRO DE BITS (BER)

A taxa de erro de bits pode ser definida como a relação entre o número de bits errados e o número total de bits enviados em um intervalo de tempo. A taxa aceitável adotada por empresas como a Embratel para transmissão sem fio é de

5×10^{-5} bits [63]. Isso significa que a cada 100000 bits, apenas 5 podem estar errados. Estes valores são válidos para testes com duração média de 15 minutos[63].

3.4. PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO (PCI)

O layout do circuito e o projeto da placa de circuito impresso foram elaborados utilizando o software ISIS Proteus Professional da Labcenter Electronics (versão 7.08). Os componentes estão dispostos em apenas um lado da placa, sendo o outro exclusivo para as trilhas. As fontes de alimentação foram posicionadas no lado oposto à saída dos sinais para o Xbee. As trilhas foram feitas com espessura de 35 mils e distância mínima trilha-pad de 20 mils. Observou-se a importância de evitar trilhas com ângulos de 90° e de obter um roteamento eficiente, maximizando a propagação dos sinais na placa.

A PCI foi confeccionada com intuito de fornecer um fluxo descendente ao sinal de EMG-S, de acordo com os seguintes passos: (1) amplificação de 5.9 vezes com INA118; (2) filtragem em 7.2 e 482 Hz; (3) amplificação em 101 vezes; (4) soma de nível DC de 1.65V; (5) conversão A/D no microcontrolador; (6) disponibilização dos dados no pino TX do microcontrolador. A Figura 29 mostra a projeção 3D fornecida pelo software enquanto a Fig. (30) representa a placa confeccionada pelo processo de termotransferência.

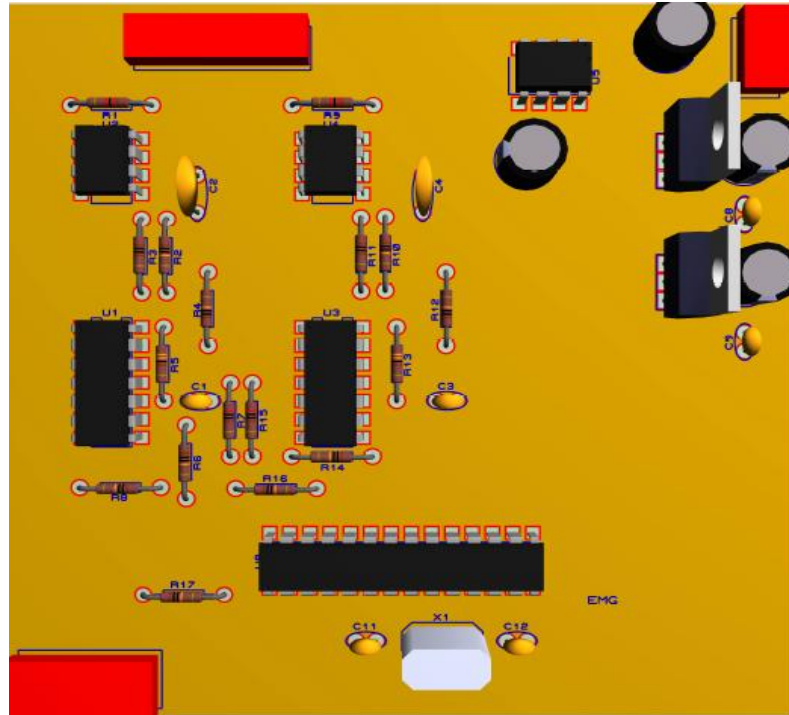


Figura 29. Projeção 3D da placa do EMG-S fornecida pelo software Isis Proteus.

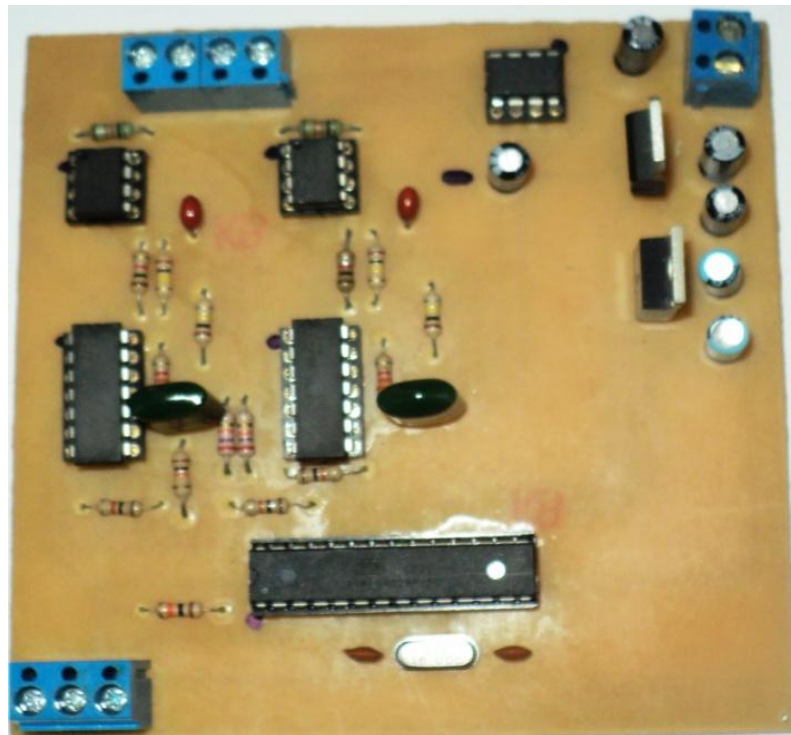


Figura 30. Placa do EMG-S confeccionada em fenolite, utilizando o processo de termotransferência.

3.5. METODOLOGIA EXPERIMENTAL

Nesta seção é feito o detalhamento dos procedimentos adotados para a coleta dos sinais. Foram seguidas as recomendações SENIAM, onde dois voluntários foram submetidos a uma contração isométrica do músculo do bíceps braquial.

3.5.1. DESCRIÇÃO DOS SUJEITOS

Os testes experimentais foram realizados em dois sujeitos, cuja descrição é feita a seguir:

1) Voluntário do sexo masculino com 21 anos, altura de 1.93m e peso de 100 kg. Apresenta braço com circunferência de 42 cm e percentual de gordura corporal em 22%. O sujeito é ativo e pratica atividades físicas com regularidade.

2) Voluntária do sexo feminino com 22 anos, altura de 1.62m e peso de 55 kg. Apresenta braço com circunferência de 26 cm e percentual de gordura corporal em 20%. É praticante de atividades físicas regulares.

Nenhum dos voluntários apresentou sintomas de desordem neuromuscular, problemas de articulações e não relataram uso de relaxante muscular no dia anterior à coleta dos sinais. Os participantes foram informados quantos aos riscos inerentes a este projeto, estando estes em total acordo.

3.5.2. RECOMENDAÇÕES SENIAM

As recomendações SENIAM [27] foram adaptadas para o projeto nos seguintes quesitos:

- **Formato do eletrodo:** Circular
- **Modelo do eletrodo:** Meditrace 200
- **Tamanho do eletrodo:** 10 mm de diâmetro
- **Distância intereletrodo:** Foi mantida a distância entre os centros dos eletrodos em 2 cm.
- **Material do eletrodo:** Descartável, com gel e fabricado em liga Ag/AgCl.

- **Posição do eletrodo:** Posicionados aproximadamente na metade do músculo, evitando região de tendões e zonas de inervação.
- **Configuração dos eletrodos:** Diferencial.

3.5.3. PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Para a aquisição dos sinais, os voluntários foram submetidos a uma sessão de assepsia da pele, utilizando-se álcool em gel 70% para remoção da camada de células mortas. O sinal foi coletado do braço direito dos voluntários, sendo utilizados três eletrodos posicionados sobre o músculo bíceps braquial, conforme representado na Fig. (31). Utilizou-se um peso de 10 kg para promover uma contração isométrica no voluntario e 5 kg para a voluntária. O tempo de aquisição dos sinais é igual a 10 segundos. O cotovelo foi mantido em 90° durante o processo, de modo que todo o esforço se concentrou no bíceps.

O osciloscópio disponível no laboratório, modelo BK PRECISION 2530, foi conectado ao computador através de um cabo USB e do software EASYSCOPE, de modo que os sinais obtidos através da transmissão sem fio pudessem ser comparados com os coletados pelas pontas de prova do osciloscópio.



Figura 31. Eletrodos posicionados na configuração diferencial, seguindo recomendações SENIAM de distância entre os centros de 2 cm.

O eletrodo de referência foi colocado sobre a costela esquerda, conforme ilustrado na Fig. (32).

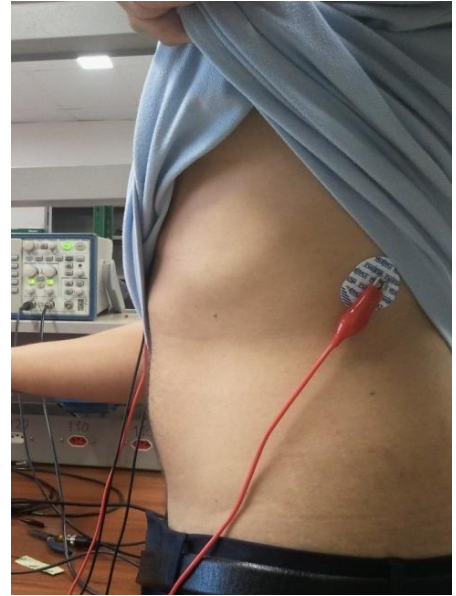


Figura 32. Posicionamento do eletrodo de referência sobre a costela esquerda dos voluntários.

4. RESULTADOS

Este capítulo versa sobre os resultados obtidos para a transmissão sem fio dos sinais de EMG-S, sendo os testes conduzidos no laboratório de instrumentação eletrônica (LEI) da Universidade de Brasília, Faculdade do Gama. Verificou-se o BER da transmissão com auxílio do software X-CTU, sendo o osciloscópio utilizado para auxiliar na comparação dos resultados obtidos com a transmissão sem fio. Para análise dos dados, foram avaliadas algumas propriedades do sinal de EMG, como velocidade de condução e espectro de frequência do sinal.

4.1. MONTAGEM FINAL DO EMG-S SEM FIO

A Figura 33 ilustra todos os componentes interligados. O bloco representado pelo número 1 é o responsável pela alimentação do circuito. A partir de uma alimentação entre 7 e 12 volts, são gerados +5 V e -5 V. O bloco 2 apresenta o BORNE destinado aos eletrodos. O número 3 indica o estágio de amplificação com o INA118, onde é fornecido um ganho de 5.9 ao sinal. O bloco 4 apresenta o estágio onde o sinal é filtrado e amplificado em 101 vezes. O número 5 indica a configuração *standalone* do microcontrolador, onde só é necessária a utilização do cristal de clock, dois capacitores e um resistor. Por último, o número 6 apresenta o conector destinado ao Xbee. Neste estão disponíveis +5V, GND e o pino TX do ATMEGA328.

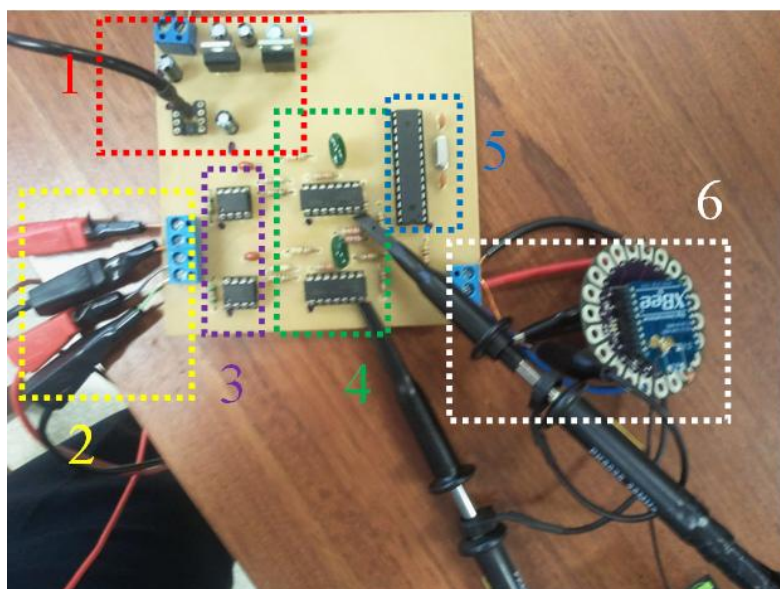


Figura 33. Circuito de EMG-S sem fio montado.

4.2. MEDIÇÃO DE BER

A medição do BER da transmissão foi realizada através do software X-CTU, onde foi criado um pacote com 5 bytes para simular os dados de EMG que são transmitidos. Configurou-se também o baudrate para 111111 e o número de bits de parada para 2, com intuito de aproximar o teste ao máximo da situação real. Realizaram-se os cálculos e constatou-se que para o teste de 15 minutos, deveriam ser enviados 56255 pacotes de 5 bytes. O módulo Lilypad Xbee foi alimentado através de uma bateria 9 V, onde foi realizado um curto entre os pinos TX e RX. Posicionou-se ainda o módulo à três metros do computador, mesma distância utilizada no laboratório para aquisição dos dados. O teste também foi executado a uma distância de 10 metros, para verificar o alcance do sinal. Nesta distância foi obtido um nível de sinal intermediário, já apresentando perda de pacotes logo no início da transmissão. O resultado do teste pode ser visualizado na Fig. (34).

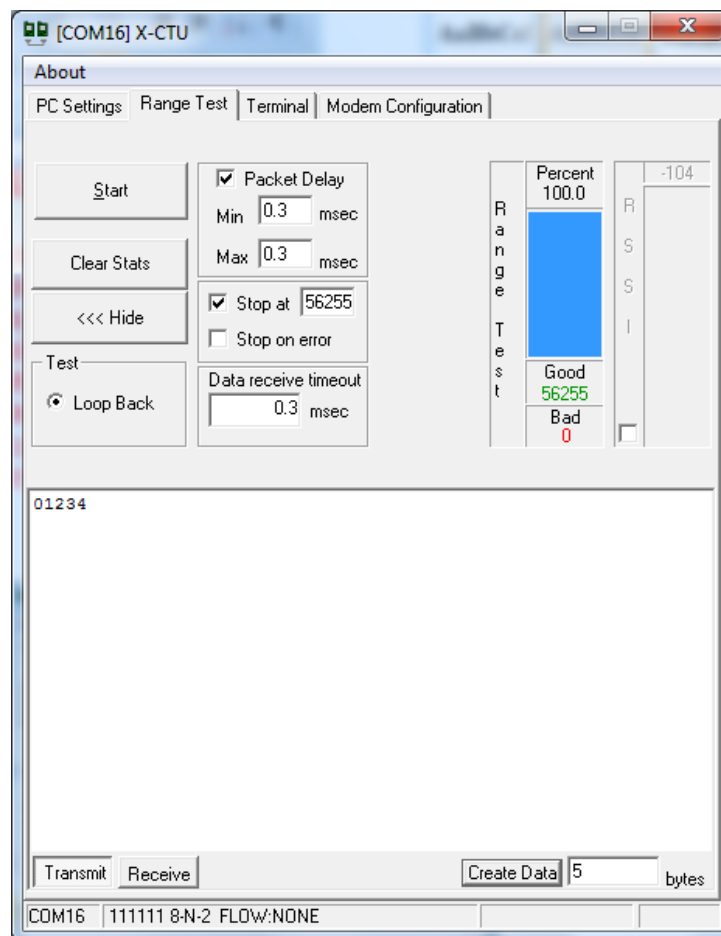


Figura 34. Execução do teste de perda de bits. Foram criados 56255 pacotes de 5 bits, enviado a 111111 bits/segundo e 2 bits de parada.

Percebe-se da Fig. (34) que a quantidade de pacotes errados foi nula, o que indica uma boa qualidade na transmissão para esta distância. Este resultado atende às recomendações citadas por [63], uma vez que apresenta uma taxa de erro menor que $5 \cdot 10^{-5}$. Já para a distância de 10 metros, existe a perda de pacotes. Esse fato pode estar relacionado à utilização de antenas com frequência não compatível com a banda Xbee, já que a serie 1 oferece um alcance nominal de 30 metros para ambientes fechados e 100 metros para ambientes aberto [64]. Foi realizado um teste para verificar a potência do sinal nas distâncias de 3 e 10 metros, estando os resultados apresentados na Fig. (35).

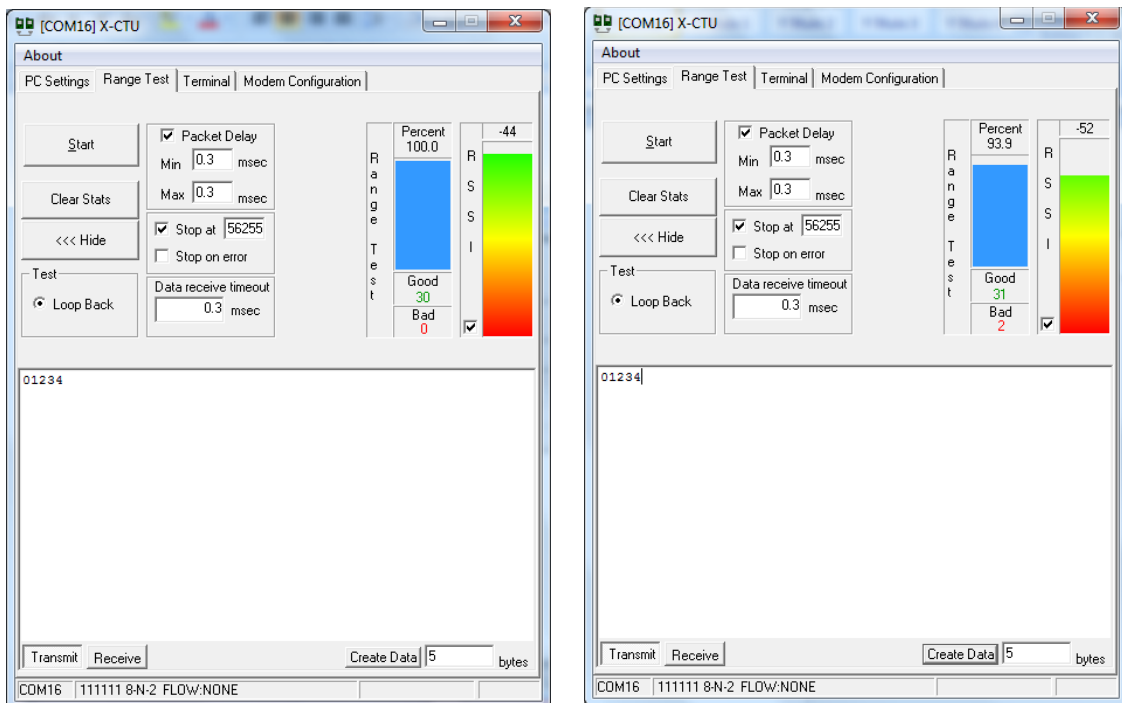


Figura 35. Teste da potência do sinal em função da distância. Da esquerda para direita, têm-se os resultados para 3 e 10 metros.

4.3. VALIDAÇÃO DA TRANSMISSÃO SEM FIO

Com intuito de verificar a qualidade da conversão A/D e da transmissão sem fio, posicionou-se duas pontas de prova do osciloscópio na saída do circuito de somador DC, último estágio antes dos dados chegarem ao microcontrolador. Desta forma, o sinal que é visualizado na tela do equipamento é o fornecido apenas pelo circuito de EMG-S. Os dados foram digitalizados e transmitidos para o computador, onde o gráfico foi gerado através do software Matlab. Para este teste, aplicou-se uma contração voluntária de baixa intensidade e duração aproximada de 0.5 segundo para o participante e 1 segundo para a participante. Apresenta-se na Fig. (36) a comparação dos resultados do voluntário e na Fig. (37) os da voluntária.

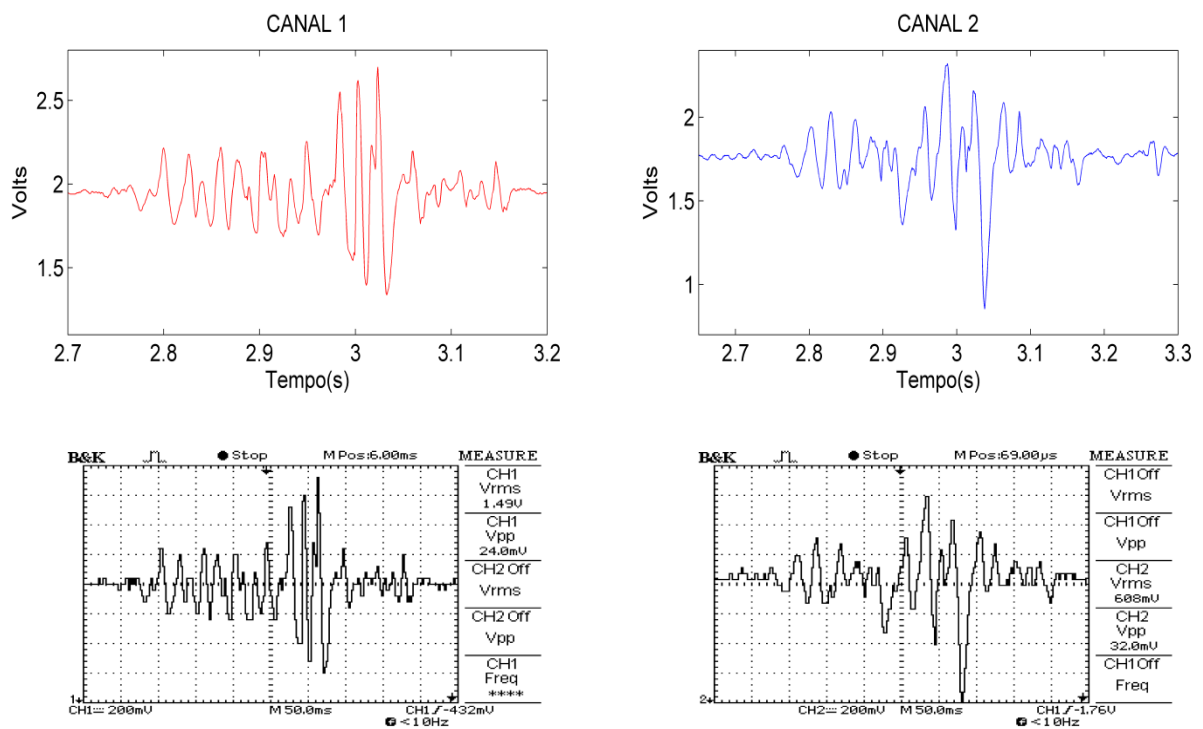


Figura 36. Comparação dos resultados do voluntario obtidos com a transmissão sem fio (vermelho e azul) com os obtidos no osciloscópio. A contração foi isométrica com um peso de 10 Kg e duração de 0.5 segundo.

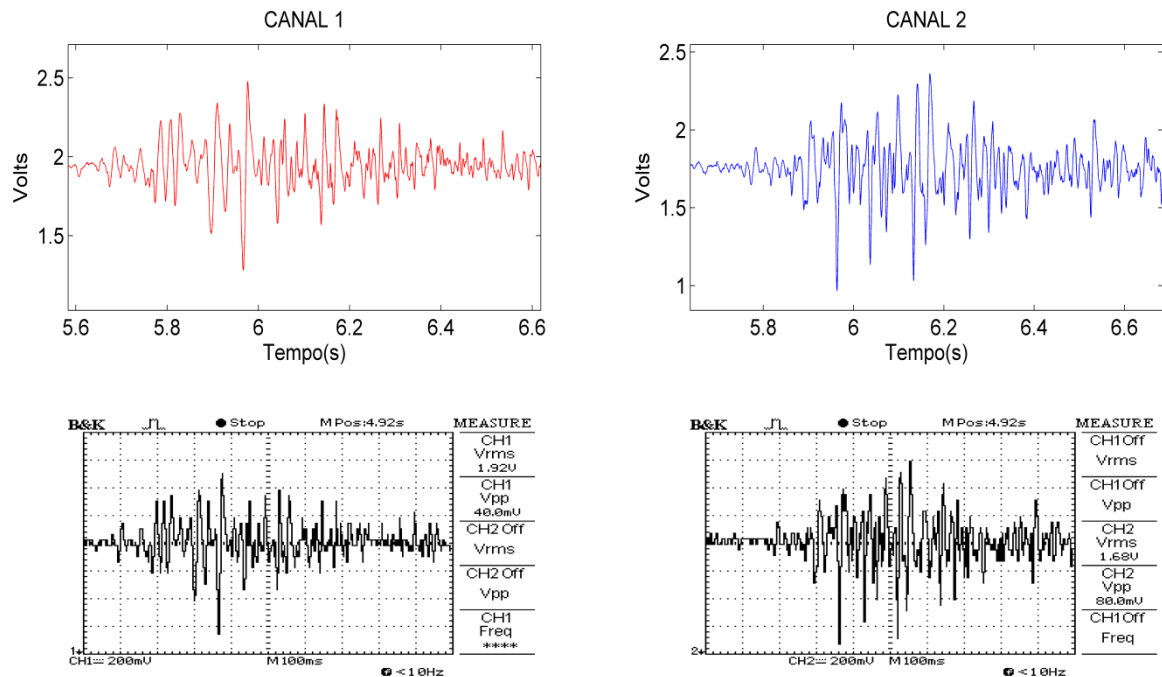


Figura 37. Comparação dos resultados da voluntária obtidos com a transmissão sem fio (vermelho e azul) com os obtidos no osciloscópio. A contração foi isométrica com um peso de 5 Kg e duração de 1 segundo.

Na ausência de um equipamento de EMG-S já validado para comparação dos dados, a confiabilidade do projeto está sustentada nos resultados obtidos para o BER, velocidade de condução e no espectro de frequências. As Figuras (36) e (37) ilustram o processo de conversão A/D e transmissão através dos módulos Xbee, que atenderam às expectativas iniciais do projeto.

4.4. RUÍDO

Para a aquisição do nível de ruído do sistema, os dois voluntários permaneceram com o braço completamente relaxado por um intervalo de tempo de 10 segundos. O intuito deste teste era verificar qual o sinal existente quando nenhuma força é aplicada. Os dados obtidos para o voluntário e a voluntária estão apresentados nas Fig. (38) E (39).

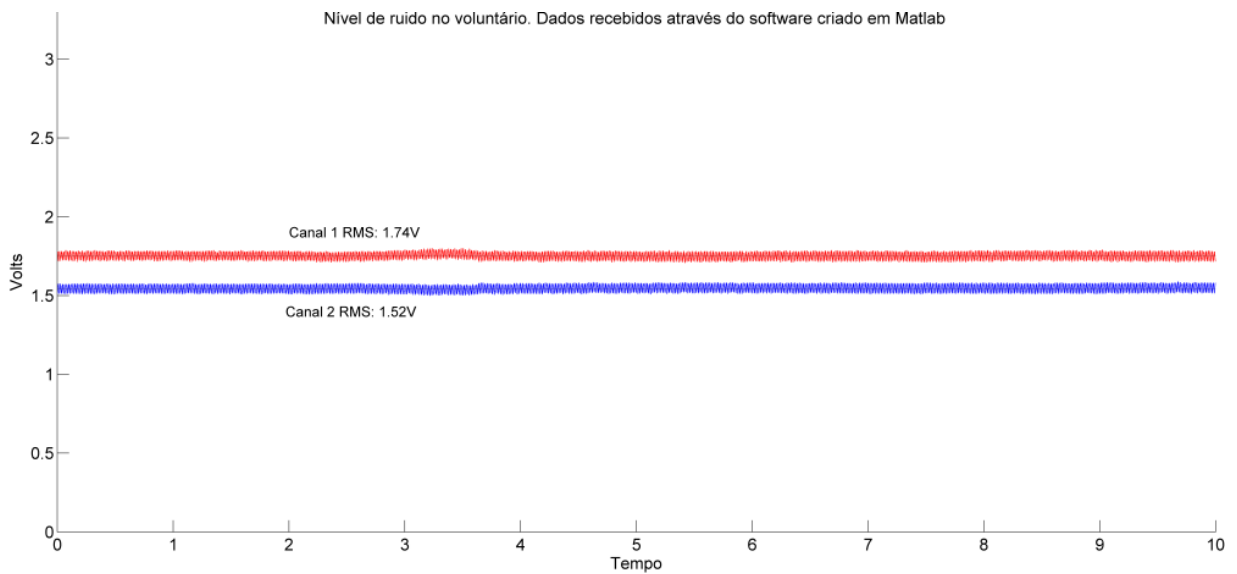


Figura 38. Nível de ruído presente nos sinais do voluntario quando nenhum sinal é aplicado. Apresenta offset DC.

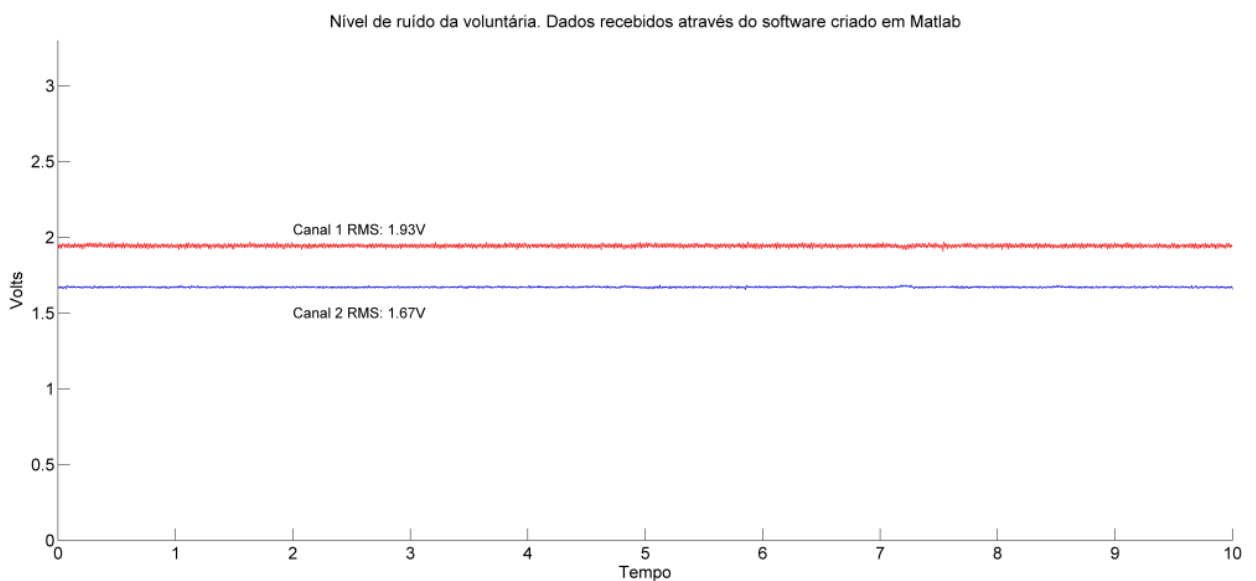


Figura 39. Figura 40. Nível de ruído presente nos sinais da voluntária quando nenhum sinal é aplicado. Apresenta offset DC.

4.5. CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA

Os voluntários foram submetidos a uma contração isométrica, onde um peso de 5 Kg foi utilizado pela participante e 10 Kg para o voluntário. A contração teve duração de 10 segundos, onde se permaneceu o cotovelo flexionado em 90° em relação ao solo. As Figuras 40 e 41 ilustram os resultados obtidos com a contração isométrica.

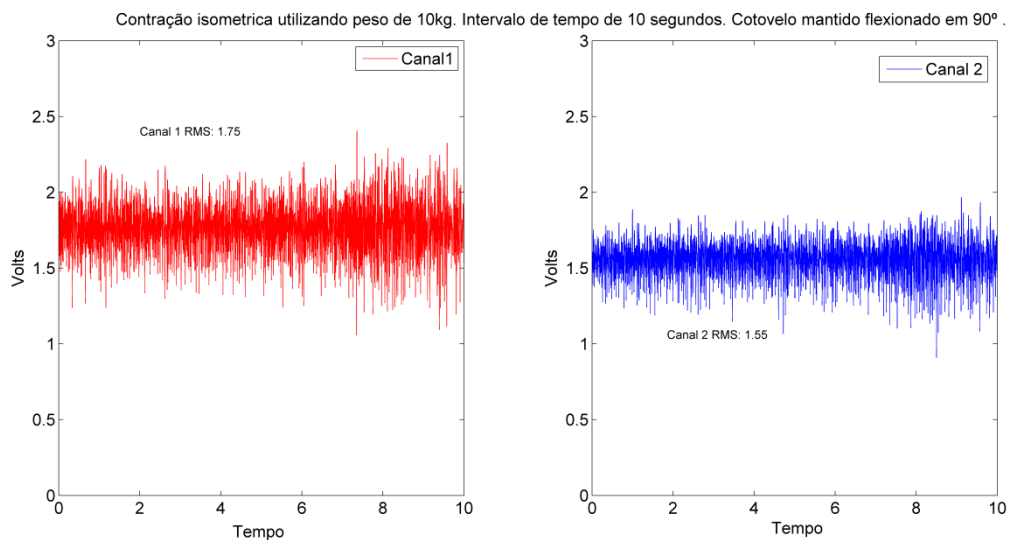


Figura 41. Sinal da contração isométrica do voluntário. O sinal foi obtido com 3 eletrodos descartáveis dispostos sequencialmente sobre o músculo bíceps braquial, mantendo-se uma distância intereletrodica de 2 cm. Peso de 10 kg.

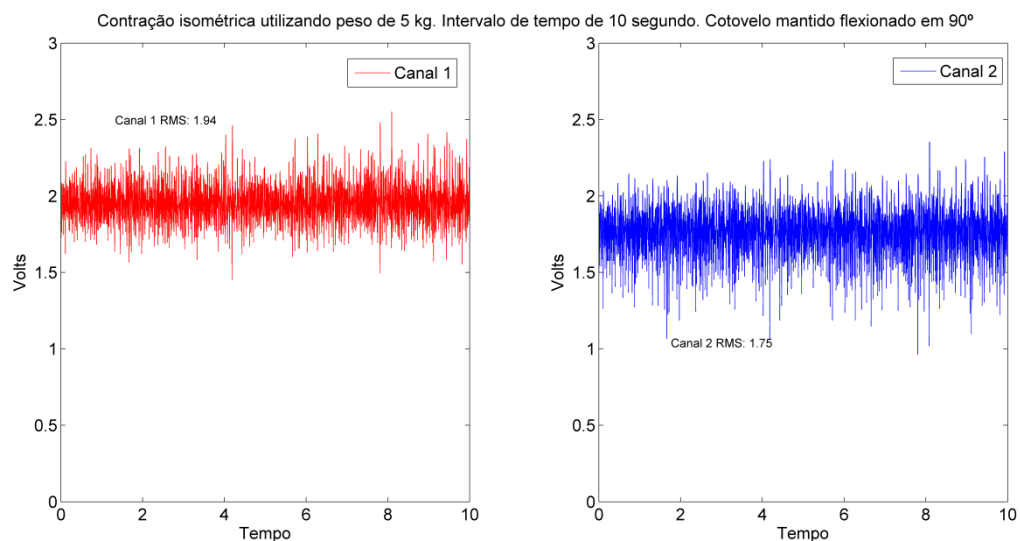


Figura 42. Sinal da contração isométrica da voluntária. O sinal foi obtido com 3 eletrodos descartáveis dispostos sequencialmente sobre o músculo bíceps braquial, mantendo-se uma distância intereletrodica de 2 cm. Peso de 5kg

Verificou-se a velocidade de condução dos MUAPS presentes no sinal com intuito de comparar com os valores estabelecidos na literatura, que estão na faixa de 3 a 5 m/s. Para isso, foi observada através de uma janela de tempo a propagação de um mesmo MUAP nos dois canais, obtidos através da contração isométrica. A distância entre os eletrodos é conhecida, e o tempo foi obtido através do Matlab, sendo a informação coletada a partir do gráfico. Os resultados obtidos para o homem e a mulher estão apresentados nas Fig. (43) e (44) respectivamente, onde a velocidade foi calculada por meio da divisão do espaço percorrido pelo intervalo de tempo.

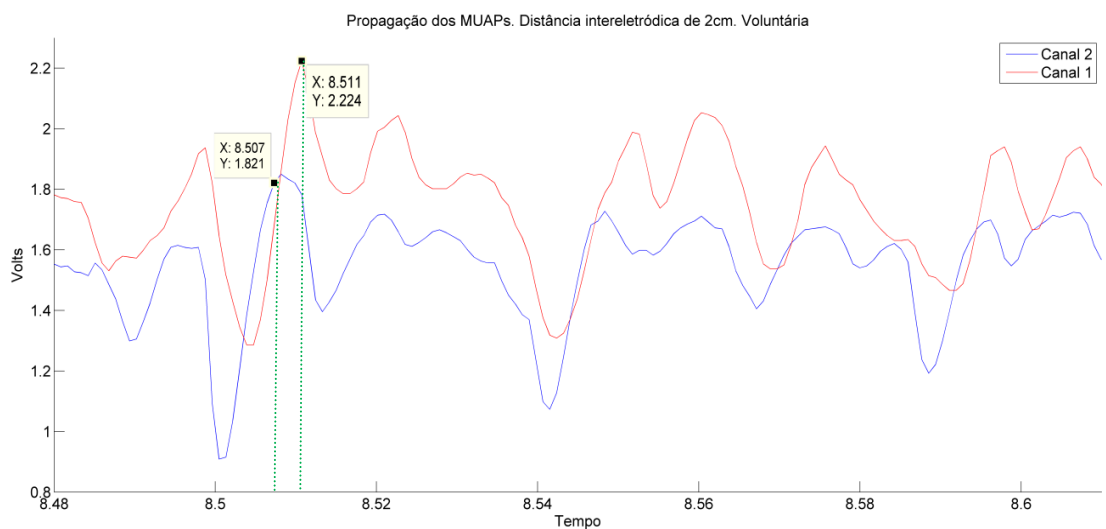


Figura 43. Propagação do mesmo MUAP pelos dois eletrodos. Distância intereletrodica de 2 cm. Imagem obtida a partir da contração isométrica do voluntário.

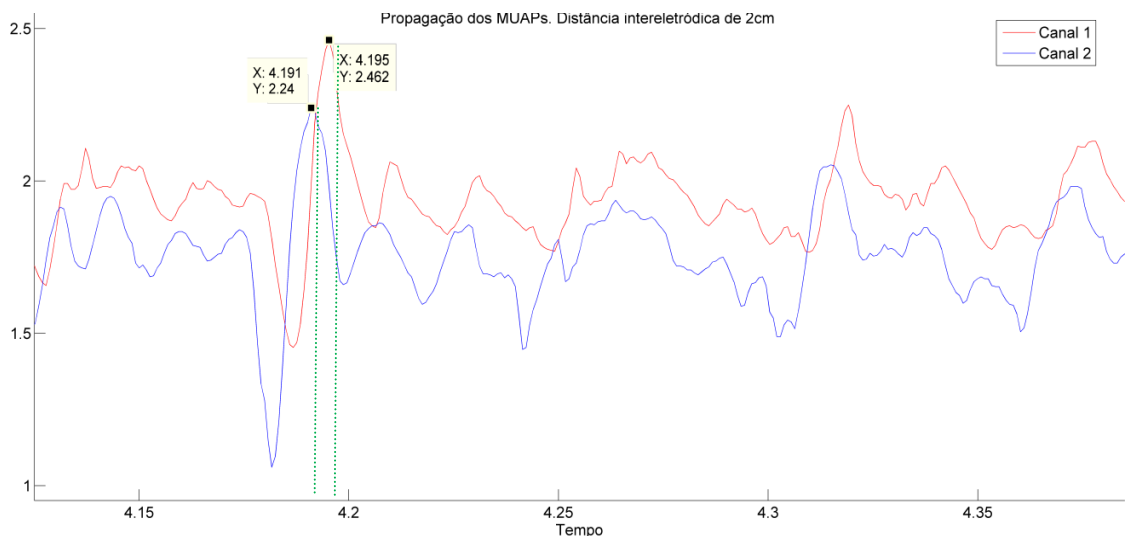


Figura 44. Propagação do mesmo MUAP pelos dois eletrodos. Distância intereletrodica de 2 cm. Imagem obtida a partir da contração isométrica da voluntária

Nos dois voluntários, a distância intereletrodo foi mantida em 2 cm. A velocidade de condução para os dois casos foi igual a 5 m/s, valor que se enquadra nos valores estabelecidos em [3]. É sabido que as velocidades variam entre as pessoas, uma vez que a composição corporal é diferente entre os indivíduos. Contudo, os valores obtidos servem como referência para ajuste do equipamento projetado.

4.6. ESPECTRO DE FREQUÊNCIA

O espectro de frequência do sinal de EMG-S foi obtido através da FFT. Percebe-se das Fig. (45) e (46), que o resultado está dentro da faixa especificada na literatura (10 – 500 Hz), estando a maior parte do espectro localizada entre as frequências de 10 e 200 Hz. O resultado obtido apresenta componentes na mesma faixa de frequências que está apresentado na Fig. (7), o que indica que o sistema construído para aquisição dos sinais de EMG-S possui uma resposta em frequência eficiente.

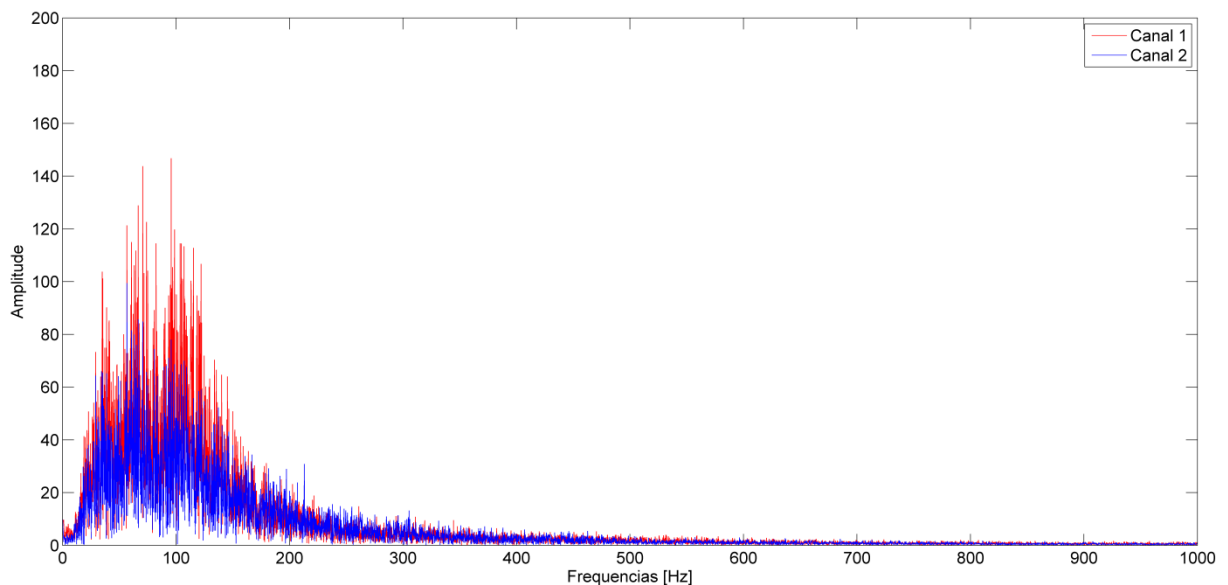


Figura 45. Magnitude da FFT dos sinais de EMG-S recebidos no Matlab. Dados referentes ao voluntário.

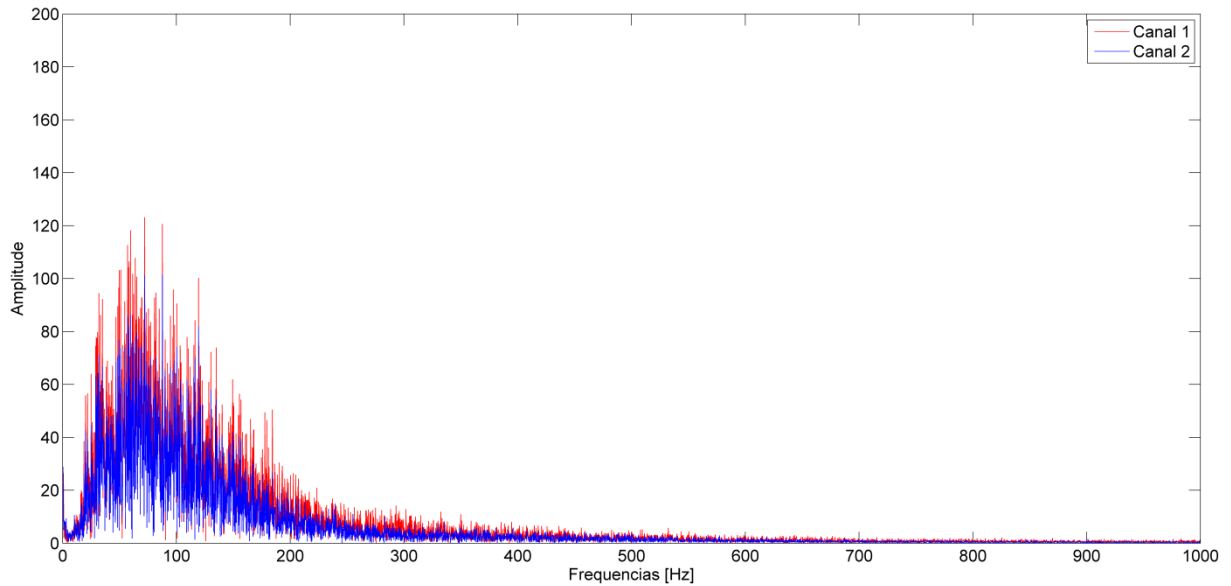


Figura 46. Magnitude da FFT dos sinais de EMG-S recebidos no Matlab. Dados referentes à voluntária.

4.7. PREÇO DA MONTAGEM FINAL DO CIRCUITO

A fim de justificar a proposta de baixo custo do sistema, elaborou-se a Tab. (5) com os componentes utilizados no projeto, bem como o preço de cada um. Para os itens comprados no exterior, o preço em dólar foi retirado da loja virtual onde foram adquiridos. Já para os demais itens, o preço foi obtido em uma loja de componentes eletrônicos local.

Tabela 5. Lista de preço dos componentes utilizados no EMG-S

Componentes	Quantidade	Total em US\$	Total em R\$
LilyPad Xbee	1	14,95	
Xbee 1mW U.FL Connection Series 1	2	45,9	
Xbee Explorer Dongle	1	24,95	
ATMEGA328	1		10
INA118	2		76
CI 7660 S	1		8
LM324	2		4
Borne x2	3		6
Borne x3	1		3
7805	1		3
7833	1		3
Cristal 16 MHz	1		0.8
Capacitor Cerâmico	4		1
Capacitor Eletrolitico	6		1.5
Soquete Dip 8	3		3
Soquete Dip 14	2		4
Soquete Dip 28	1		3
Resistor	16		3.2
Resistor de precisão	4		4
Placa fenolite 10x10	1		5
Total	52	85,8	131
Total US\$	Conversão para R\$ na data da compra	Total em R\$	Total da compra
85,8	2,01	172,458	305.45

Comparado o preço listado acima com os de equipamentos comerciais, nota-se que o custo é muito inferior aos praticados pelo mercado, onde os equipamentos chegam a custar em média \$7000,00 [36].

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

O desenvolvimento de um sistema de captação dos sinais de EMG-S que seja de baixo custo, portátil e que ofereça maior mobilidade ao paciente e ao médico se mostra uma proposta relevante no cenário de engenharia biomédica atual. Os equipamentos disponíveis no mercado apresentam custo elevado e não oferecem boa praticidade aos usuários. Desta forma, buscou-se a criação de um protótipo que corroborasse com a difusão do estudo e aplicação da eletromiografia nos mais diversos ramos da ciência.

O sistema foi projetado com intuito de oferecer uma alternativa simples, de custo acessível e eficiente para coleta dos sinais mioelétricos. A transmissão dos dados sem fio se mostra interessante, uma vez que possibilita que a aquisição dos sinais seja feita fora do ambiente clínico, ao mesmo tempo em que proporciona maior comodidade e conforto aos usuários. Assim sendo, o sistema pode ser aplicado em várias áreas de pesquisas, tais como: medição de fadiga muscular em atletas, controle de próteses, reabilitação no processo pós-traumático, controle a distância de equipamentos de risco, dentre outros.

Para aquisição do sinal, a utilização de amplificadores de instrumentação possibilitou um primeiro estágio de ganho, o qual ofereceu elevada taxa de rejeição de ruído comum. Os filtros passa alta em 7 Hz e passa baixa em 480 Hz serviram para condicionar o sinal, atenuando componentes em frequência que poderiam contaminar o resultado. Um segundo estágio de amplificação também foi utilizado para fornecer um ganho de 101 vezes, completando assim o processo de amplificação. Foi adicionado um offset DC ao sinal, de modo que o mesmo se enquadrara nos parâmetro de entrada do conversor A/D.

A programação do microcontrolador utilizando a linguagem de programação C ao invés da Arduino se mostrou muito mais eficiente, uma vez que permitiu maior controle sobre o código. O ambiente de desenvolvimento Atmel Studio disponibiliza ferramentas de debug, que facilitam o processo de elaboração e ajuste do código. Ao contrário da linguagem Arduino, foi possível garantir quais configurações foram aplicadas ao microcontrolador, permitindo a utilização de recursos como 2 bits de parada na transmissão UART e alterar o baudrate para 111111 bits/segundo. A linguagem C garantiu ainda que todo o processo de conversão A/D fosse executado, não deixando dúvidas sobre quais registradores estavam sendo utilizados. Dada a

impossibilidade de alterar a resolução do conversor, que é de 10 bits, a alternativa adotada para melhorar o resultado da conversão A/D foi a seleção via software da tensão de referência do conversor como externa, sendo aplicado 3.3V no pino AREF, obtendo-se assim uma melhora na acurácia do resultado.

A configuração *standalone* do microcontrolador permitiu reduzir consideravelmente o consumo de energia, o preço do projeto e o espaço físico. Por utilizar apenas 2 capacitores, 1 cristal de clock e 1 resistor, foi possível adicionar este circuito diretamente na placa do EMG-S, excluindo assim a necessidade do Kit Arduino UNO em paralelo a placa. Este foi utilizado como gravadora, que devido sua compatibilidade com o programa AVRDUDE pode ser reutilizado, descartando a necessidade de comprar uma gravadora específica para o ATMEGA 328.

Os módulos Xbee serie 1 podem ser configurados de maneira bastante simplificada através do software X-CTU, o que facilitou a migração do sistema que antes era conectado ao computador por um cabo USB, para um que transmite os dados sem fio e os disponibiliza em uma porta COM pelo *dongle*. Por implementarem o protocolo ZigBee, oferecem ao sistema um baixo consumo de energia, o que é interessante sobre o aspecto de portabilidade do sistema, fornecendo maior autonomia das baterias.

Ao se comparar o sinal que foi amostrado e transmitido para o computador via Xbee com o obtido através do osciloscópio, percebeu-se um nítida semelhança entre os sinais, o que levou a conclusão que os módulos Xbee da forma como foram utilizados cumpriram as expectativas iniciais do projeto. O teste de perda de pacotes para a distância de 3 metros, demonstrado pelo BER, ratificou este resultado, embora possivelmente as antenas estejam influenciando na qualidade do resultado.

5.1. DISCUSSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Foram utilizadas antenas com frequência de operação diferente das especificadas pelo fabricante dos módulos Xbee. Desta forma, o alcance e qualidade do sinal foram comprometidos. Recomenda-se que em trabalhos futuros, os módulos sejam adquiridos já com a antena embutida, com intuito de otimizar a transmissão.

Por se tratar de um protótipo, os componentes utilizados na confecção da placa foram todos PTH, sendo responsável pela dimensão da placa. Optou-se por este tipo devido à necessidade de constantes ajustes na placa e pela disponibilidade

comercial dos mesmos. Recomenda-se a utilização de componentes SMD para redução do tamanho da PCI.

Diferentemente do que foi feito, recomenda-se que em trabalhos futuros o capacitor seja fixado, pois existe uma maior variedade de resistores no mercado.

O microcontrolador que foi utilizado possui uma vasta gama de aplicações e apresenta resultados satisfatórios para a maioria deles. Contudo, quando a demanda por precisão começa a ser relevante, este deixa de ser indicado. No caso do projeto, utilizaram-se apenas dois canais, porém é possível expandir o circuito de acordo com a necessidade do usuário. Para aplicações maiores, recomenda-se a linha de microcontroladores XMEGA, da Atmel, que possuem conversores A/D com maior resolução e operam com frequências de clock maiores. Outra opção é realizar a interface de um conversor A/D externo, o que resultaria em uma taxa de amostragem e resolução muito superiores.

Caso se aumente o número de canais, a taxa de transmissão em 111111 talvez não seja suficiente para transmitir todos os dados em tempo hábil. Recomenda-se a inserção de elementos de memória ou a utilização de tecnologias com velocidade superior, como o WI-FI.

O CI responsável por gerar a tensão negativa de -5V apresenta uma queda de tensão quando o circuito é conectado. Isto provoca um sobreaquecimento do mesmo e pode danificar o componente com o passar do tempo. Para uma próxima versão de placa, este será substituído pelo LT1054, que executa a mesma função, porém é projetado para fornecer uma quantidade superior de corrente.

O programa desenvolvido no Matlab apenas executa a aquisição dos dados da serial, não realizando qualquer tipo de operação sobre eles. Verificou-se através da FFT do sinal, que os filtros RC apenas os condicionam na faixa de frequências, sendo necessária a aplicação de filtros digitais para pós-processamento do sinal no computador.

Por se tratar da elaboração de um protótipo, este projeto não contemplou as diretrizes e normas estabelecidas pelas IEC 60601 [39] e IEC 60601-2-40 [40], que versa sobre equipamentos eletromiográficos e de potencial evocado. Desta forma, a sugestão para trabalhos futuros está na aplicação da norma durante o aprimoramento do sistema, observando as determinações de segurança recomendadas.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] CRAM, J. R.; KASMAN, G. S. *Introduction to Surface Electromyography*, An Aspen Publication, 1998.
- [2] MERLETTI, R.; AVENTAGGIATO, M.; BOTTER, A.; HOLOBAR, A.; MARATEB, H.; VIEIRA, T. M.; *Advances in Surface EMG: Recent Progress in Detection and Processing Techniques*. Critical Reviews in Biomedical Engineering, 2010.
- [3] MERLETTI, R.; PARKER, P. A., *Electromyography Physiology, Engineering and Noninvasive Applications*, USA: Wiley Interscience, 2004
- [4] BONFIGLIO, A.; ROSSI, D., *Wearable Monitoring Systems*, Springer, 2011, 1st Edition, p. 290
- [5] MARGOLIS, M., *Arduino Cookbook*. O'Reilly Media, 2011, Vol. 1, 2nd Edition, p. 662
- [6] CORREIA, P.; MIL-HOMENS, P. A eletromiografia no estudo do movimento humano. Cruz Quebrada: Faculdade de Motricidade Humana, 2004.
- [7] SOARES, F. A.; SALOMONI, S., Simulador computacional de sinais Eletromiográficos invasivos por modelagem de Dipolo. Graduação, Faculdade de Tecnologia Departamento de Engenharia Elétrica e Engenharia de Redes de Comunicação, Universidade de Brasília, Brasília, Brasil, 2004.
- [8] PIPER, H., *“Electrophysiologie Menschlicher Muskeln”*. Springer-Verlag, Berlin, 1912.
- [9] GASSER, H. S; NEWCOMER, H. S., *“Physiological action currents in the phrenic nerve. An application of the thermionic vacuum tube to nerve physiology.”* In: Am.J. Physiol., 1921.
- [10] CRAM, J. R., (2003). *“The history of surface Electromyography”*. In: Applied Psychophysiology and Biofeedback, v.28, n.2.
- [11] HERMENS, H. J; FRERIKE, B; DISSELHORST-KLUG, C; RAU, G. *Development of recommendations of SEMG sensor and sensors placement procedures*. Journal of Electromyography and Kinesiology. Vol. 10, 2000.
- [12] SODEBERG, G. L.; COOK T. M., *Electromyography in biomechanics*. Phys Therapy 1984.
- [13] QUIRCH, J. S., *Interpretación de registros eletromiograficos em relación com la oclusión*. Rev Assoc Odontol Argent, Buenos Aires, 1965.
- [14] GOMES C. F.; TREZZA E. M. C.; MURADE E. C. M.; PADOVANI C. R., Avaliação eletromiográfica com eletrodos de captação de superfície dos músculos masseter, temporal e bucinador de lactentes em situação de aleitamento natural e artificial. J Ped 2006;
- [15] SOLOMONOW, M.; BARATTA, R. V.; ZHOU, B. H.; BERNARDI, M.; ACIERNO, S.; *Analysis of EMG crosstalk in neighboring and antagonist cat muscles*, Engineering in Medicine and Biology Society, 1995. IEEE 17th Annual Conference, Vol. 2. 1995.
- [16] RAGHEB, T.; GEDDES, L., *Electrical properties of metallic electrodes*. Medical and Biological Engineering and Computing, Springer v.28, 1990.
- [17] BAKER, L.; GEDDES, L. *Principles of Applied Biomedical Instrumentation* [S.1.]: Wiley, New Work, 1989.

- [18] OOSTEROM, A. V.; STRACKEE, J., *Computing the lead field of electrodes with axial symmetry*. Medical and Biological Engineering and Computing, Springer, v.21, 1983.
- [19] MERLETTI, R.; FARINA, D.; GAZZONI, M., *The linear electrode array: a useful tool with many applications* *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2003.
- [20] MASUDA, T.; MIYANO, H.; SADOYAMA, T., *The distribution of myoneural junctions in the biceps brachii investigated by surface electromyography*. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, v.56, 1983.
- [21] MASUDA, T.; SADOYAMA, T. *The propagation of single motor unit action potentials detected by a surface electrode array*. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, v.63, 1986.
- [22] MALEK, M. H.; HOUSH, T. J.; COBURN, J. W.; WEIR J. P.; SCHMIDT R. J.; BECK, T. W., *The effects of interelectrode distance on electromyographic amplitude and mean power frequency during incremental cycle ergometry*. *J Neurosci Methods* 2006.
- [23] TANK, F. F.; SILVA, G. T.; OLIVEIRA, C. G.; GARCIA, M. A. C., *Influência da distância intereletrodos e da cadência de movimento no domínio da frequência do sinal de EMG de superfície*. *Rev Bras Med Esporte* 2009.
- [24] Silva, C. *Amplificadores Operacionais como filtros*. Disponível em: <http://www.clubedaeletronica.com.br/Eletronica/PDF/Amp-OP%20IV%20-%20filtros.pdf>, acessado em julho de 2013.
- [25] BECK, T. W.; HOUSH, T. J.; JOHNSON, G. O.; WEIR, J. P.; CRAMER, J. T.; COBURN, J. W.; MALEK, M. H. *The effects of interelectrode distance on electromyographic amplitude and mean power frequency during isokinetic and isometric muscle actions of the biceps brachii*. *J Electromyogr Kinesiol* 2005.
- [26] FERLA, A.; SILVA, A. M. T.; CORRÊA, E. C. R., *Atividade eletromiográfica dos músculos temporal anterior e masseter em crianças respiradoras bucais e em respiradoras nasais*. *Rev Bras Otorrinolaringologia* 2008.
- [27] DAY, S. *Important Factors in Surface EMG Measurement* Bortec Biomedical Ltd. Disponível em: <http://www.bortec.ca/Images/pdf/EMG%20measurement%20and%20recording.pdf>, acessado em junho de 2013.
- [28] LUCA, G. D. *Fundamental Concepts in EMG Signal Acquisition* Delsys Inc, 2003. Disponível em: http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_Sampling1-4.pdf, acessado em junho 2013.
- [29] BASMAJIAN, J. V.; DELUCA, C. J. *Muscle Alive: Their functions revealed by electromyography*, Baltimore: Willians & Wilkings, 1985.
- [30] HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; MERLETTI, R.; STEGEMAN, D.; BLOK, J.; RAU, G. *et al. SENIAM 8 European Recommendations for Surface Electromyography: Roessingh Research and Development* b.v.; 1999
- [31] EVANGELISTA, D.S., (2010). : *Integração de redes de sensores Zigbee para automação predial utilizando módulos Meshbean*. Trabalho de Graduação em Engenharia Elétrica, Publicação FT. Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 87p.

[32] MACHADO, J. C. Sistema de Aquisição, Processamento e Transmissão Sem Fio de Sinais Musculares. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Faculdade de Engenharia – DELET. Projeto de Graduação do Curso de Engenharia Elétrica, 2010.

[33] LASKOSKI, G. T.; PICHORIM, S. F. Eletromiografia e Goniometria telemétrica. 21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2008.

[34] Datasheet do microcontrolador ATMEGA328, disponível em: <http://www.atmel.com/Images/doc8161.pdf>, acessado em junho de 2013.

[35] Distribuidora oficial dos produtos LilyPad (SparkFun.com), disponível em: <https://www.sparkfun.com/products/8937>, acessado em fevereiro de 2013.

[36] Apostila Fundamentos de Biomecânica, PET USP, 2009, disponível em: http://www.petefeusp.com.br/arquivos_downloads/fundamentos_biomec_pet.pdf, acessado em fevereiro de 2013.

[37] COELHO, P. M. B. Boas Práticas de Fabricação: Estudo de Caso – Tecnolife. Trabalho de Conclusão de Curso para a obtenção do título de Especialista em Engenharia Clínica, Escola Pública de Saúde do Ceará, 2008.

[38] MORAIS, V. C. Metodologia De Priorização De Equipamentos Médico-Hospitalares Em Programas De Manutenção Preventiva. Dissertação de Mestrado. Campinas – SP. 2004

[39] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBR IEC 60601-1: Equipamento eletromédico – Parte 1 – Prescrições gerais para segurança – Emenda Nº 1. Rio de Janeiro: ABNT, 1997.

[40] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBR IEC 60601-2-40: Equipamento eletromédico - Parte 2-40: Prescrições particulares para segurança de eletromiógrafos e equipamento de potencial evocado, 1998.

[41] Eletromiografia de superfície para avaliação não invasiva dos músculos- SENIAM, disponível em: <http://www.seniam.org/>, acessado em fevereiro de 2013.

[42] SALOMONI, S.; SOARES, F. A.; NASCIMENTO F. A. O.; VENEZIANO, W. H.; ROCHA, A. F. Algoritmo de Máxima Verossimilhança para a Estimação Da Velocidade de Condução Média de Sinais Eletromiográficos de Superfície. CLAIB 2007, IFMBE PROCEEDINGS V. 18, P. 1049–1053, 2007

[43] AMABIS, J. M.; MARTHO, G. R. Biologia. Editora moderna. 2004.

[44] BARROS, K. R. Metodologia para classificação de sinais EMG para controle de próteses com baixo esforço computacional. Faculdade de Engenharia Elétrica, Pós Graduação em Engenharia Elétrica. Universidade Federal de Uberlândia, 2005.

[45] VENEZIANO, W. H. Estudo do comportamento do sinal eletromiográfico de superfície em atividade subaquáticas. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica), Publicação PPGENE-009/06, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, 2006.

[46] KUTZ, M. *BIOMEDICAL ENGINEERING AND DESIGN HANDBOOK*. Vol.1.2.ed. The McGraw-Hill Companies, 2009.

[47] Datasheet INA118, disponível em: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina118.pdf>, acessado em julho de 2013.

[48] HERMENS. H. J.; FRERIKS, B. SENIAM: European Recommendations for Surface Electromyography (1999). The Netherlands: CD design & programming Everards advertising & multimedia Enschede. Biomedical and Health Research Program. 2003. ISBN 90-75452-14-4.

[49] SOARES, F. A. (2007). Estudo do Comportamento das Variáveis Eletromiográficas ao Longo do Ciclo Menstrual. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica), Universidade de Brasília, Brasília. DF, 75 p.

[50] HWANG, K. S. Influência das ondas de choque induzidas pelo contato inicial e da atividade muscular na transição caminhada-corrida. 2006. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica). Programas de Pós-Graduação de Engenharia da Universidade Federal do Rio de Janeiro.

[51] Distribuidora Oficial do Kit Arduino UNO no Brasil, Eletrônicos Laboratório de Garagem, disponível em: <http://www.labdegaragem.org/loja/index.php/29-arduino/arduino-uno.html>, acessado em junho de 2013.

[52] Configuração ATMEGA328 Standalone, disponível em: <http://www.open-electronics.org/arduino-isp-in-system-programming-and-stand-alone-circuits/>, acessado em junho de 2013.

[53] SCHWARZ, L. Proposta de um Sistema Telemétrico para aquisição de Sinais Fisiológicos. 2007. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica). Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, Santa Catarina.

[54] FIGUEREDO, L. F. C. Tutorial XBee. 2008. 79f. Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília (UnB), Brasília, Brasil.

[55] Manual de utilização do Xbee Series 1, disponível e: <http://examples.digi.com/get-started/basic-xbee-802-15-4-chat/>, acessado em julho de 2013.

[56] TRISCH, M. Estudo e Desenvolvimento de aplicações utilizando os Protocolos IEEE 802.15.4 e Zigbee. 2011. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Eletrônica). Universidade Feevale. Novo Hamburgo, Rio Grande do Sul.

[57] Dongle Xbee Explorer, disponível em: <https://www.sparkfun.com/products/9819>, acessado em julho de 2013.

[58] Módulo LilyPad Xbee, disponível em: <http://multilogica-shop.com/LilyPad-XBee>, acessado em julho de 2013.

[59] ARAÚJO, T. V. G. P; LIMA, A. M. N; MARIBONDO, J. F; NETO, J. M. R; QUEIROZ, I. B.; VALE L. G. M. Desenvolvimento de uma plataforma de medição de inclinação e de temperatura para o Paraibaja. 2006. Ensino de Engenharia: Empreender e Preservar- COBENGE.2006. Passo Fundo.

[60] Informações sobre Atmel Studio, disponível em: <http://www.atmel.com/tools/atmelstudio.aspx?tab=overview>, acessado em julho de 2013.

[61] Tutorial Xbee e X-CTU, disponível em: http://ftp1.digi.com/support/documentation/90001003_A.pdf, acessado em julho de 2013.

[62] Antenas utilizadas nos mosulos Xbee, disponível em: http://www.taoglas.com/images/product_images/original_images/FXP14.07.0100A%20Hexa%20Band%20Cellular%20Antenna%20170609.pdf , acessado em julho de 2013.

[63] SILVEIRA, J. L.; 1991. Comunicação de dados e sistemas de teleprocessamento. São Paulo: Makron, McGraw-Hill.

[64] ANDRIGHETTO, E. Sistema de processamento de sinais biomédicos: rede wireless Zigbee com aplicação do Padrão IEEE 802.15.4. 2008. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica). Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, Santa Catarina.

Anexos

Código Matlab

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Universidade de Brasília.                                     %
% UnB - FGA                                                  %
% Engenharia Eletrônica                                     %
% Autor: Igor Luiz Bernardes de Moura                       %
%                                                           %
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Descrição do projeto %
%
% Código gerado para receber os dados de porta uma %
% porta COM e salvar os resultados para posterior %
% análise. Dados recebidos através do Dongle Xbee %
% explorer. %
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

%Fecha todas janelas abertas e limpa todas as variáveis
clear all
close all
clc

% Desconecta qualquer dispositivo que esteja conectado na porta com 16
delete(instrfind({'Port'}, {'COM16'}));
% Declara a porta serial
porta_ser = serial('COM16');
% Buffer que armazena os valores que ainda não foram lidos
porta_ser.InputBufferSize = 1000000;
%Baudrate que o Matlab deve usar como referência
porta_ser.BaudRate = 111111;
% Numero de bits de dados do sinal
porta_ser.DataBits = 8;
%Paridade do sinal
porta_ser.Parity = 'none';
%Numero de bits de parada
porta_ser.StopBits = 2;
% Tamanho do espaço de memória que deve ser alocado
amostras = 1000000000;
% Aloca espaço de memória antes de iniciar a aquisição
leitura1 = [];
leitura2 = [];
% Onde o sinal será armazenado
sinal1 = [];
sinal2 = [];
%Abre a porta serial
fopen(porta_ser);
%Inicia a contagem de tempo
tic;
%Laço para executar a aquisição dos dados durante 10 segundos
while(toc<10)
leitura1 = fscanf(porta_ser);
leitura1 = (str2num(leitura1))';
sinal1 = [sinal1 (leitura1)];
leitura2 = fscanf(porta_ser);
leitura2 = (str2num(leitura2))';
sinal2 = [sinal2 (leitura2)];
end
%Calcula quanto foi o tempo total de aquisição
t = toc;
%Disponibiliza a porta COM para que outro dispositivo possa utilizar
delete(instrfind({'Port'}, {'COM16'}));

```

Código ATMEGA328

```

/*
 * Universidade de Brasília
 * UnB - FGA
 * Engenharia Eletrônica
 * Autor : Igor Luiz Bernardes de Moura
 * Descrição do projeto:Aquisição dos sinais
 * de EMG-S através do conversor A/D, que disponibiliza
 * os resultados através da USART e os envia via Xbee
 * Código para ATMEGA328, gravado através do Kit Arduino
 *
 * É permitida a reprodução e utilização deste material,
 * desde que citada a fonte.
 */
//Inclusão das bibliotecas
#include <avr/io.h>

#include <stdlib.h>
#include <util/delay.h>
//Declaração da frequência do cristal
#define F_CPU 16000000UL
//Define Baudrate em 111111
#define BAUDRATE 111111
//Calcula valor que será armazenado nos registradores.
#define BAUD_PRESCALLER (((F_CPU / (BAUDRATE * 8UL))) - 1)

//Resultado da conversão A/D
uint16_t adc_value;
//Pacote com 5 bytes.C
char buffer[5];

//Variavel para loop
uint8_t i=0;

//Protótipos das funções
void adc_init(void); //Função que inicia o conversor A/D
uint16_t read_adc(uint8_t channel); //Função que realiza a conversão
void USART_init(void); //Função inicia a USART do microcontrolador
void USART_send( unsigned char data); //Função para enviar um caracter pela serial
void USART_putstring(char* StringPtr); //Função para enviar uma string pela serial

int main(void)
{
    adc_init(); //Inicia o conversor
    USART_init(); //Inicia a USART
    adc_value = read_adc(0); //Realiza a primeira leitura e descarta o
    resultado
    for(;;) //Laço infinito
    {
        for(i = 0;i<2;i++) //Alterna entre os canais 0 e 1 do A/D
        {
            adc_value = read_adc(i); //Chama a função que realiza a conversão
            itoa(adc_value, buffer, 10); //Converte o resultado para ASCII
            USART_putstring(buffer); //Envia uma string atraves da porta serial
            USART_putstring("\n"); //Separa os dados para melhor visualização
            adc_value= 0 ; //limpa valor antigo do conversor
        }
    }
    return 0;
}

```

```

void adc_init(void)
{
    // Liga o Conversor. Prescaler = 128
    ADCSRA |= ((1<<ADEN)|(1<<ADPS2)|(1<<ADPS1)|(1<<ADPS0));
    // Realiza a primeira conversão e descarta o resultado
    ADCSRA |= (1<<ADSC);
    // Desabilita entrada digital
    DIDR0 = (1<<ADC0D)|(1<<ADC1D);
}

uint16_t read_adc(uint8_t channel)
{
    // Exclui o ultimo canal lido
    ADMUX &= 0xF0;
    // Envia para o registrador o novo canal
    ADMUX |= channel;
    // Inicia a conversão
    ADCSRA |= (1<<ADSC);
    // Aguarda até que a conclusão tenha sido concluída
    while(ADCSRA & (1<<ADSC));
    return ADCW; // Retorna o resultado da conversão
}

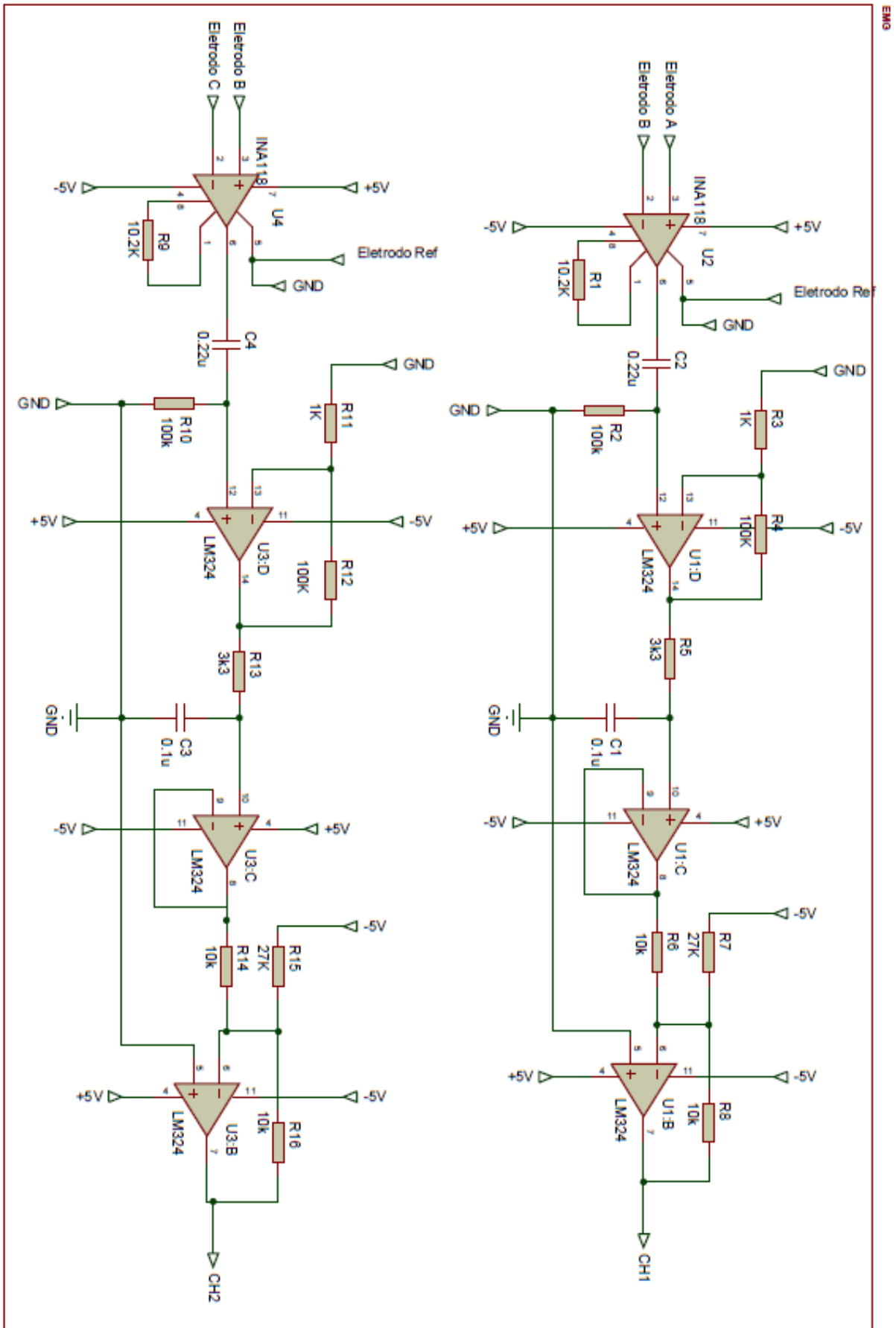
void USART_init(void)
{
    // Habilita a transmissão 2x mais rapida
    UCSR0A = (1<<U2X0);
    // Armazena os 4MSB do preescaler
    UBRR0H = (uint8_t)(BAUD_PRESCALLER>>8);
    // Armazena os 8LSB do preescaler
    UBRR0L = (uint8_t)(BAUD_PRESCALLER);
    // Habilita a transmissão
    UCSR0B = (1<<TXEN0);
    // 8 bits de dados e 2 bits de parada
    UCSR0C = (3<<UCSZ00)|(1<<USBS0);
}

void USART_send( unsigned char data)
{
    // Aguarda o bit UDRE0
    while(!(UCSR0A & (1<<UDRE0)));
    UDR0 = data;
}

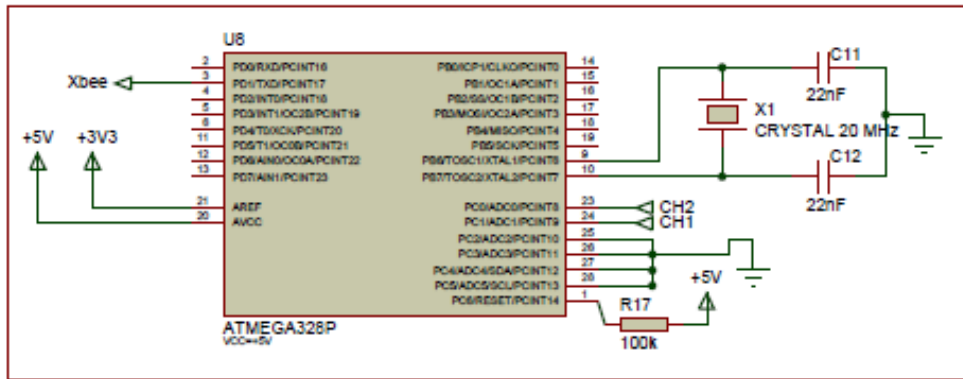
void USART_putstring(char* StringPtr)
{
    //Chama a função USART_send enquanto não chegar ao fim do envio.
    while(*StringPtr != 0x00)
    {
        USART_send(*StringPtr);
        StringPtr++;
    }
}

```

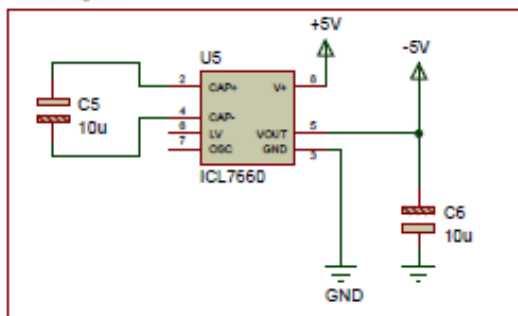

Layout do Circuito



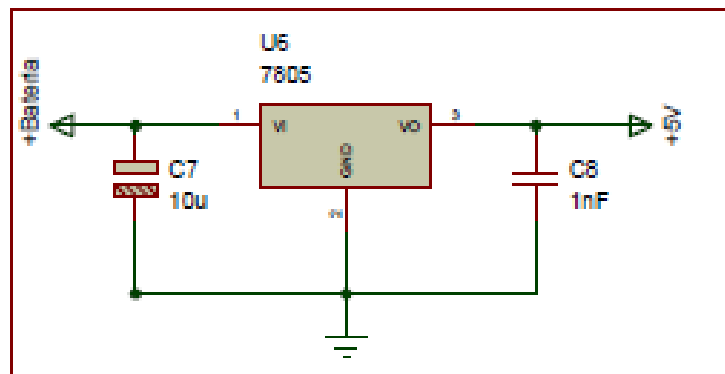
ATMEGA 328



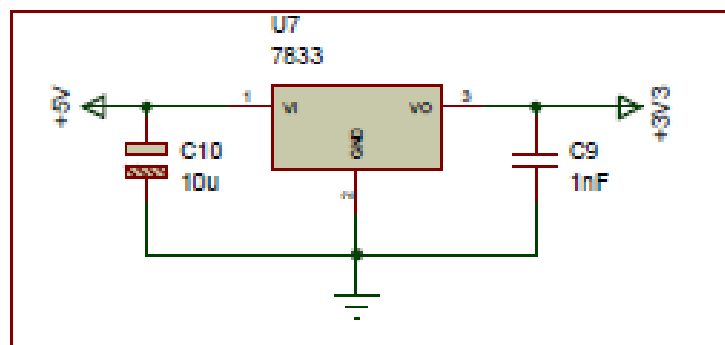
Tensão Negativa



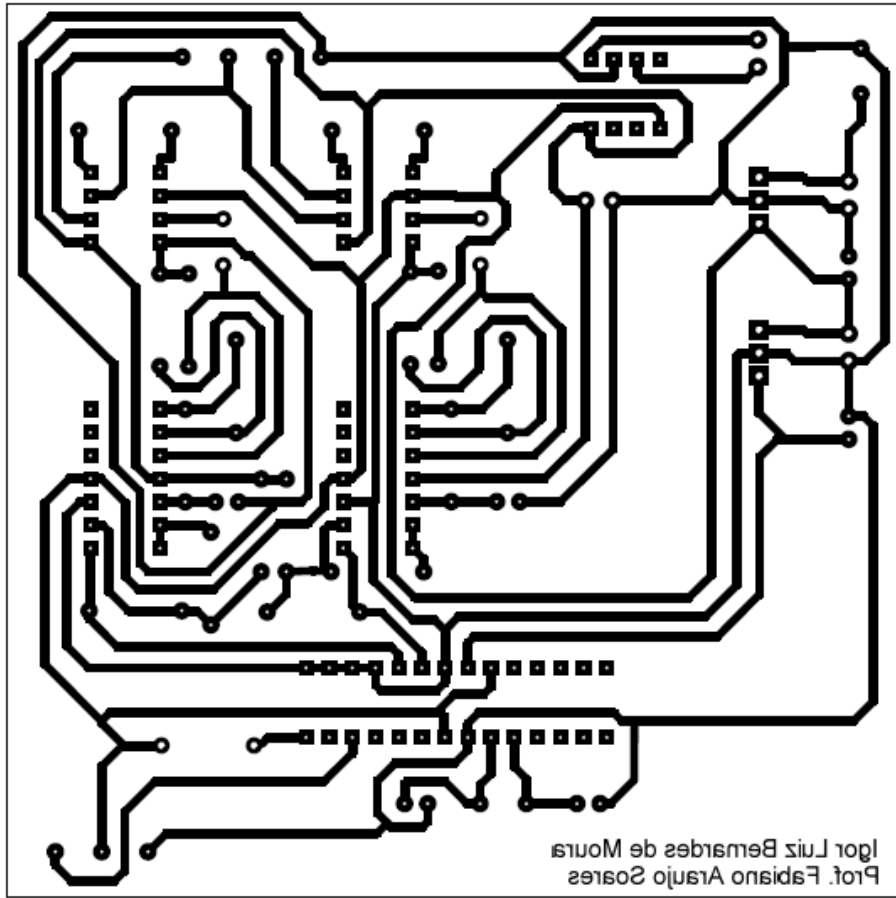
Fonte 5 Volts



Fonte 3V3 Volts



Placa de Circuito Impresso



Contato realizado com Digi.International®

Após contato com o fabricante dos módulos Xbee, a seguinte resposta foi obtida:

“Igor,

Thank you for contacting Digi. Due to devisors and clock rates used, when set at the 115.2kbps rate, the actual baud rate the XBee is able to achieve is 111,111bps. While this rate is within UART specifications for 115.2kbps, a baud rate mismatch can occur. To resolve the issue, either interface with the radio at this rate, at a lower baud rate or with two stop bits.

If there is anything else I can do for you, please let me know.

Sincerely,

Eric Flanders

Digi RF Technical Support”