

UNIVERSIDADE FEDERAL DE ITAJUBÁ

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA ELÉTRICA**

Sensor de Eletromiografia sem fio a seco com
acelerômetro triaxial integrado

Frederico Amaral de Oliveira

Itajubá, Maio de 2012

UNIVERSIDADE FEDERAL DE ITAJUBÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA ELÉTRICA

Frederico Amaral de Oliveira

Sensor de Eletromiografia sem fio a seco com
acelerômetro triaxial integrado

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica como parte dos requisitos para obtenção do Título de Mestre em Ciências em Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Microeletrônica

Orientador: Prof. Phd. Tales Cleber Pimenta

Corientador: Prof. Dr. Roberto Castro Júnior

Maio de 2012

Itajubá - MG

"Ninguém é tão ignorante que não tenha algo a ensinar. Ninguém é tão sábio que não tenha algo a aprender.

"(Blaise Pascal).

Primeiramente, eu gostaria de agradecer as pessoas que mais me apoiaram neste trabalho que são meus pais. Nos momentos difíceis, eles foram minha força e inspiração. Em seguida, eu gostaria de agradecer aos professores Phd. Tales Cléber Pimenta e Dr. Roberto Castro Júnior, pois eles permitiram e me guiaram durante o caminho. De maneira especial, gostaria de agradecer aos professores Ms. José Alberto Ferreira Filho e Dr. Egon Muller Júnior, por me orientarem desde o início de minha vida acadêmica, sempre propondo a mim oportunidades para meu crescimento. Gostaria ainda de agradecer Dr. Francisco Sales Almeida pelo suporte dos conhecimentos de medicina e permitir o financiamento dos componentes, e também ao professor Ms. Ricardo Pombo Sales pelo suporte nos conhecimentos de educação física. Ainda, eu gostaria de agradecer ao meu amigo Denis Israel Barbosa, que por meio da empresa Master Usinagem, viabilizou a usinagem das peças mecânicas do projeto. Gostaria, também de agradecer ao professor Dr. Demétrio A. Werner Soares pela liberação do uso dos instrumentos de medição do grupo de pesquisa de biomateriais e ao meu amigo Juliano, da empresa 3J, pela disponibilização de instrumentos de medição, fundamentais para a realização deste trabalho. Eu gostaria de agradecer, de maneira muito especial, ao meu amigo Anderson Reis, pelo suporte no projeto durante a fase de desenvolvimento. Eu não poderia esquecer de agradecer a minha amiga Lillian Campos dos Santos, que me ajudou na finalização do projeto. Para finalizar, eu gostaria de agradecer a CAPES pelo aporte financeiro.

Resumo

Sensores de eletromiografia são utilizados em estudos onde é necessário avaliar o padrão de ativação muscular. Entretanto, os tradicionais eletromiógrafos utilizam fios para conectar os eletrodos aos conectores de entrada, limitando a movimentação do sujeito sobre análise. Adicionalmente, são necessários sensores adicionais, como câmeras, chaves mecânicas e outros para relacionar a contração muscular com o movimento mecânico, dificultando a maneira de utilização destes sensores.

Esse trabalho propõe um sensor de eletromiografia sem fio, com acelerômetro triaxial integrado a estrutura. A vantagem deste tipo de sensor é que ele permite a análise do padrão de ativação muscular durante a movimentação, assim como também relaciona o sinal de eletromiografia ao movimento mecânico cíclico do membro, por meio do acelerômetro. Diminuindo, portanto, a quantidade de fios e sensores extras.

O sensor foi projetado (desenvolvido) tomando como base os parâmetros encontrados na literatura especializada. Além da eletrônica, o projeto abrangeu também aspectos mecânicos.

Um experimento prático em ser humano foi conduzido para verificar se o sensor foi capaz de captar sinais na superfície da pele humana. Foi requisitado a um sujeito pedalar uma bicicleta para montanhas, seguindo um protocolo experimental semelhante ao da literatura especializada. Os resultados foram então comparados, e notou-se que o sensor é de fato capaz de captar sinais de eletromiografia.

Abstract

Electromyography sensors are used in studies where it is necessary to obtain the muscular activation pattern. The traditional electromyography equipment uses wires to connect the electrodes to the front-end, thus limiting the movement of the subject under evaluation. It additionally requires additional sensors, such as video cameras, electronic switches and others to associate the muscular contraction to the mechanical movement that further limits the sensor application.

This presents the development of a wireless electromyography sensor, with a built in triaxial accelerometer. The advantage of this kind of sensor is that it permits the assessment of muscular activation pattern during the movement, and relates the electromyography signal to the cyclic mechanical movement of the member, through the accelerometer. Therefore, the system has less wiring and extra sensors.

The project parameters were obtained from the literature. Besides electronics, the design also covered mechanical aspects. According with the preliminary test, the sensor meets almost all specifications.

A practical experiment, in a volunteer, confirms the sensor is able to acquire the signal over skin. The subject followed an experimental protocol similar to those found in the literature. The subject was asked to cycle a fixed mountain bike. The obtained results were validated the design.

Lista de siglas

A/D	Conversor Analógico Digital
ADP	Adenosina difosfato
ATP	Adenosina Tri Fosfato
BF	Biceps Femoris
CMRR	Common Mode Rejection Rate
DD	Duplo Diferencial
DSP	Digital Signal Processor
EMI	Electromagnetic interference
ESD	Electrostatic Discharge
FIR	Finite Impulse Response
HBM	Human Body Model
IIR	Infinite Impulse Response
LDO	Low Dropout Regulator
LG	Lateral Gastrocnemius
MCV	Máxima Contração Voluntária
MG	Medial Gastrocnemius
MIPS	Million Instruction per Second
MIPS	Million instruction per second
RF	Rectus Femoris
SL	Soleus
SNR	Signal-Noise Rate
SPP	Serial Port Profile
ST	Semitendinosus
TA	Tibialis Anterior
USB	Universal Serial Bus
VL	Vastus Lateralis
VM	Vastus Medialis

Lista de símbolos

A	Ganho do amplificador diferencial
C_e	Concentração de um íon no exterior celular
C_i	Concentração de um íon no interior celular
P_{on}	Permeabilidade de um íon pela membrana celular
V_{in}	Sinal de entrada em tensão
V_{out}	Sinal de saída em tensão
V_{pp}	Volts pico à pico
V_p	Volts de pico
V_{rms}	Volts RMS

Sumário

Lista de Figuras

Lista de Tabelas

1	Introdução	16
1.1	Visão geral	16
1.2	Organização do trabalho	17
2	Revisão bibliográfica	18
2.1	Potenciais de membrana e potenciais de ação	18
2.1.1	Resultante elétrica do potencial de membrana	18
2.1.2	Potencial de Nerst e Potencial de difusão para membrana permeável a vários íons diferentes	19
2.1.3	Transporte ativo e sua influência no potencial de membrana	20
2.1.4	Propagação do potencial de ação	23
2.2	Anatomia e fisiologia do sistema muscular esquelético	24
2.2.1	Organização do músculo esquelético	24
2.2.2	Os filamentos de miosina e actina	25
2.2.3	A contração muscular	27
2.2.4	Excitação do músculo esquelético	28
2.2.5	Contração isométrica versus contração isotônica	31
2.2.6	Estratégias para a variação da força de contração - Somação	31
2.3	A formação do sinal de eletromiografia.	33

2.3.1	Captação por eletrodos de superfícies (sEMG)	33
2.4	Eletrodos e interface pele-eletrodo	36
2.4.1	Interface eletrodo-eletrolítico e potencial de meia célula	36
2.4.2	Circuito equivalente de um eletrodo	37
2.4.3	Circuito equivalente dos eletrodos de superfície aplicados à pele	38
2.5	Eletromiografia	39
2.5.1	Ruídos	39
2.6	Arquitetura de instrumentação de EMG	40
2.6.1	Amplificadores e características	40
2.6.2	Filtros	41
2.6.3	Conversor analógico digital	41
2.7	Quantificação e análise do sinal	42
2.7.1	Pós-Processamento	42
2.8	Estado da arte	42
2.8.1	História	42
3	Materiais e métodos	48
3.1	Recursos utilizados	48
3.2	Especificações de projeto	49
3.2.1	Eletrodos e caixa	49
3.2.2	Proteções de entrada	50
3.2.3	Front-end	50
3.2.4	Filtros Digitais	51
3.2.5	Proteções contra EMI	51
3.2.6	Rádio frequência	52
3.3	Procedimentos de ensaios experimental do sensor	52
3.3.1	Ensaio de rejeição de modo comum	52

3.3.2	Resposta em frequência e ganho do circuito analógico	53
3.3.3	Resposta em frequência dos filtros digitais	53
3.3.4	Resposta em frequência do sensor	54
3.3.5	Impedância de entrada	55
3.3.6	Ruído do sensor	55
3.3.7	Avaliação prática do sensor	55
4	Resultados	59
4.1	O sistema para captação do sinal elétrico muscular	59
4.2	Projeto mecânico	60
4.3	Eletrodos	61
4.4	Circuitos	63
4.4.1	Filtros contra EMI e proteção contra descarga eletrostática.	63
4.4.2	Buffers de entrada	65
4.4.3	Duplo amplificador diferencial	65
4.4.4	Filtragem e amplificação	66
4.4.5	Realimentação	67
4.4.6	Acelerômetro	67
4.4.7	Conversor analógico digital	68
4.4.8	Regulador de tensão	69
4.4.9	Microcontrolador	70
4.4.10	Regulador de tensão e gerenciador de bateria	71
4.4.11	Módulo Bluetooth®	71
4.5	Layout das placas de circuito impresso	72
4.6	Filtros digitais	72
4.6.1	Filtro FIR - passa alta e passa baixa	73
4.6.2	Filtro IIR - notch	73

4.7	Software para análise dos dados	73
4.8	Resultados experimentais do sensor	74
4.8.1	Razão de rejeição de modo comum	74
4.8.2	Resposta em frequência e ganho do circuito analógico	74
4.8.3	Resposta em frequência e ganho dos filtros digitais	75
4.8.4	Resposta em frequência do sensor	75
4.8.5	Impedância de entrada	76
4.8.6	Ruído de linha de base	76
4.8.7	Resultados Práticos	76
4.8.8	Resumo dos resultados obtidos	77
5	Conclusão e trabalhos futuros	91
	Referências	93

Lista de Figuras

1	Canal de vazamento [1].	20
2	Bomba de sódio e potássio [1].	20
3	O potencial de ação em uma fibra nervosa [1].	21
4	Variação da permeabilidade dos íons de sódio e potássio durante o potencial de ação [2].	22
5	Distribuição de cargas elétricas na proximidade da região de despolarização [2].	23
6	Estrutura muscular e sua subunidades [1].	25
7	Estrutura do filamento de miosina e sua interação com os filamentos de actina [1].	26
8	Estrutura do filamento de actina [1].	27
9	Processo de contração muscular [1].	28
10	Placa motora [1].	29
11	Fenda Neural [1].	30
12	Estrutura de túbulos transversos e sua ligação com retículo sarcoplasmático [1].	31
13	Processo de excitação da contração muscular [1].	32
14	Somação por frequência e tetanização [1].	33
15	Formação da MUAP [3].	34
16	Representação esquemática da formação do sinal de sEMG [3].	35
17	Interface eletrodo-eletrolítica [2].	36
18	Circuito equivalente de um eletrodo de biopotencial [2].	37
19	Circuito equivalente dos eletrodos aplicado a pele [4].	38

20	Camadas da pele [2].	39
21	Sinal de EMG bruto de 3 contrações do músculo M. Biceps branchii [5]. . .	40
22	Primeiro eletromiografo comercial [6].	43
23	Eletromiógrafo com circuito digitais Mendelec M56 [6].	43
24	Eletrmiografo Nicolet Viking [6].	44
25	Foto eletromiografo Delsys Trigno Wireless®.	45
26	Arranjo experimental para medição do CMRR do sensor.	53
27	Arranjo experimental para medição de resposta em frequência e ganho do sensor.	54
28	Arranjo experimental para medição de resposta em frequência e ganho dos filtros digitais.	54
29	experimental para medição de resposta em frequência do sensor.	55
30	Arranjo experimental para medição da impedância de entrada.	56
31	Arranjo experimental para medição de ruído de fundo.	57
32	Referência do posicionamento dos eletrodos na perna (modificado de [7]). .	58
33	Foto dos circuitos eletrônicos.	59
34	Esquema de montagem do sistema.	60
35	Visão lateral do sensor.	61
36	Visão inferior do sensor.	61
37	Foto do sensor montado na cinta elástica.	62
38	Fotografia e disposição dos eletrodos no protótipo.	62
39	Diagrama do circuito analógico e digital.	63
40	Filtro de entrada para eliminação de alta frequência e proteção contra ESD.	64
41	Perda de inserção do componente NFM18PC [8].	64
42	Circuito do buffer de entrada.	65
43	Circuito DD para eliminação de cross-talk entre os músculos.	66
44	Circuito de amplificação e filtragem.	67

45	Circuito de Realimentação.	68
46	Circuito do acelerômetro.	69
47	Circuito do conversor analógico para digital.	69
48	Circuito do regulador de tensão.	70
49	Circuito do microcontrolador.	70
50	Circuito do gerenciador de bateria.	71
51	Circuito do módulo bluetooth.	72
52	Layout da placa analógica.	79
53	Layout da placa digital.	79
54	Resposta em frequência do filtro passa baixa digital.	80
55	Resposta em frequência do filtro passa alta digital.	80
56	Resposta em frequência do filtro notch.	81
57	Diagrama de blocos lógicos do software de interface.	81
58	Interface gráfica com o usuário.	82
59	Resposta em frequência do circuito analógico.	83
60	Resposta em frequência dos filtros digitais.	83
61	Resposta em frequência resultante do sensor.	84
62	Corrente de entrada no circuito pela tensão entre eletrodos.	84
63	Comparativo entre o sinal de sEMG da literatura [9] e o sinal obtido com o sensor construído durante o movimento da pedalada.	85
64	Sinal do músculo Tibialis Anterior.	86
65	Sinal do músculo Gastrocnemius.	86
66	Sinal do músculo Lateral Gastrocnemius.	87
67	Sinal do músculo Soleus.	87
68	Sinal do músculo Vastus Medialis.	88
69	Sinal do músculo Rectus Femoris.	88

70	Sinal do músculo Vastus Lateralis.	89
71	Sinal do músculo Biceps Femoris.	89
72	Sinal do músculo Semitendinosus.	90

Lista de Tabelas

1	Gradientes de Concentração Típicos.	20
2	Especificações Técnicas.	46
3	CMRR experimental.	75
4	Resultados comparativos	78

1 *Introdução*

1.1 *Visão geral*

”A eletromiografia é uma ferramenta técnica experimental preocupada com o desenvolvimento, gravação e análise de sinais mio elétricos. Sinais mio elétricos são formados por variações no estado das membranas das fibras musculares”[10].

De acordo com [5] eletromiografia é uma ferramenta de avaliação importante para uma vasta gama de aplicações em pesquisas médicas, reabilitação, ergonomia e ciências esportivas e em adição, também existem pesquisas para utilização do sinal de eletromiografia (EMG) para controle de próteses e exoesqueletos robóticos [11].

A necessidade da medição da aceleração do membro, por meio de um acelerômetro incorporado ao sensor de eletromiografia, é importante para a mensuração de impactos, e determinação da posição do membro em movimentos cíclicos para a correlação da variação espacial de um determinado músculo e sua contração, fornecendo aos usuários informações sobre o padrão de ativação muscular de um determinado movimento sobre análise de maneira precisa e fácil utilização sem a necessidade de câmeras filmadoras especiais.

Os tradicionais sensores com fios, que conectam os eletrodos ao amplificador, limitam a movimentação do sujeito estudado, portanto sensores alternativos que sejam pequenos, leves e que transmitam os dados por rádio frequência permitem uma liberdade de tipos de movimentos maior, sendo, portanto muito útil para aplicações em ciências esportivas.

A utilização de gel condutor entre a pele e o sensor visa melhoria da qualidade da captação do sinal. Entretanto, a eficácia do gel é comprometida para monitoramento por longos períodos de tempo ou que existe quando a concentração de suor é alta na região de aplicação, além do incômodo da aplicação do gel existe a probabilidade de irritação e alergia da pele. Desta maneira, sensores capazes de trabalhar sem o gel condutor ou à seco apresentam vantagens para monitoramento em longo prazo, porém o sinal possui pior qualidade e fica sujeito ruído a movimentação de linha de base mais severa.

Este trabalho tem como objetivo desenvolver hardware e software para a construção de um sensor de EMG à seco sem fio com acelerômetro triaxial integrado com eletrodos reaproveitáveis. Sendo objetivo de uso deste sensor para o estudo da contração de um determinado músculo relacionado a um determinado movimento. Em adição, o desenvolvimento do software de interface com usuário para o traçado dos sinais coletados em tempo real, para análises e correções de movimentos, assim como seu armazenamento para futuras avaliações.

1.2 Organização do trabalho

Esse trabalho está organizado em cinco capítulos, sendo o primeiro a introdução.

No segundo capítulo são revisados os conceitos teóricos sobre o processo de contração muscular assim como é feita uma breve introdução da topologia de um eletromiógrafo e uma revisão do estado da arte desta tecnologia.

No terceiro capítulo são explicados os materiais e métodos usados para construção e ensaio do sensor.

No quarto capítulo são mostrados os resultados experimentais.

No quinto capítulo é feita uma análise dos resultados e é emitida uma conclusão sobre o trabalho, assim como proposições para futuras investigações para o aperfeiçoamento do sensor construído.

2 *Revisão bibliográfica*

2.1 Potenciais de membrana e potenciais de ação

Todas as células de seres vivos possuem um potencial elétrico sobre a membrana que as delimitam. Alguns tipos de células, denominadas excitáveis, permitem a alteração deste potencial elétrico sobre a membrana para a transmissão de informação. Portanto, a variação da tensão elétrica na célula desempenha uma ação fundamental no controle das funções celulares, e conseqüentemente, no controle vital dos organismos.

O texto escrito neste sub capítulo é baseado nas obras de [1] e [2] que não serão mais referenciadas ao longo do capítulo.

2.1.1 Resultante elétrica do potencial de membrana

Considere uma célula excitável em repouso no momento em que não ocorre o transporte ativo de íons. A concentração de potássio (K^+) internamente a célula é maior que a concentração exterior.

A membrana celular é seletivamente permeável aos íons de potássio e, portanto estes acabam se difundindo para o exterior celular onde existe menor concentração. Conseqüentemente, ânions negativos que não se difundem pela membrana são responsáveis pelo aumento da tensão negativa no interior da célula. Entretanto, após aproximadamente $1ms$, o movimento de difusão de potássio (K^+) cessa. A força de atração das cargas negativas no interior celular é igual à força de difusão das cargas positivas e o sistema neste momento encontra o equilíbrio. Finalmente, a diferença de potencial entre o interior e o exterior celular, adotando a referência no exterior celular, é de $-94mV$ para os íons de potássio.

O mesmo processo ocorre com os íons de sódio (Na^+) existentes em abundância no exterior celular e em menor concentração no interior. Como a membrana celular é permeá-

vel somente aos íons de (Na^+), a difusão ocorre do exterior para o interior até o momento em que as cargas negativas presentes no exterior celular que não atravessam a membrana exercem uma força de atração igual à força de difusão. Neste momento o sistema encontra o equilíbrio e a tensão resultante é de $+61mV$ para íons de sódio (Na^+). Em adição, outros íons podem existir no meio celular contribuindo para a tensão de potencial de membrana, como o cloreto(Cl^-) e cálcio(Ca^{2+}).

2.1.2 Potencial de Nerst e Potencial de difusão para membrana permeável a vários íons diferentes

O potencial elétrico que impede a difusão de íons através da membrana celular é denominado *Potencial de Nerst*. O potencial de Nerst para qualquer íon univalente na temperatura de $37^\circ C$ pode ser calculado por (2.1).

$$FEM(mV) = \pm 61 \log\left(\frac{C_i}{C_e}\right) \quad (2.1)$$

Onde:

C_i - Concentração do íon interno a célula

C_e - Concentração do íon externo a célula

Porém, a membrana pode ser permeável a diversos íons distintos. Para o cálculo do potencial de difusão estabelecido quando os íons de (Na^+), (K^+) e (Cl^-) estão presentes no meio celular, a (2.2), denominada de equação Goldman-Hodgki-Katz é utilizada.

$$FEM(mV) = \pm 61 \log\left(\frac{C_{iNa^+}P_{Na^+} + C_{iK^+}P_{K^+} + C_{iCl^-}P_{Cl^-}}{C_{eNa^+}P_{Na^+} + C_{eK^+}P_{K^+} + C_{eCl^-}P_{Cl^-}}\right) \quad (2.2)$$

Onde:

$C_{i_{on}}$ - Concentração do íon no interior celular.

$C_{e_{on}e}$ - Concentração do íon no exterior celular.

P_{on} - Permeabilidade do íon pela membrana.

Os gradientes de concentração típicos dos íons de sódio e potássio através de uma membrana neural em repouso são listados na Tabela 1.

Na membrana celular, existem proteínas que atuam como canais de vazamento como mostrado na Figura 1. Estes canais permitem livremente a passagem dos (Na^+) e (K^+), porém estes canais são 100 vezes mais permeáveis para o (K^+) do que para o (Na^+). Portanto, através da equação (2.2) alimentada dos dados da Tabela 1, o potencial de

Tabela 1: Gradientes de Concentração Típicos.

Íon	Concentração Interna	Concentração Externa
(Na^+)	14 mEq/l	142 mEq/l
(K^+)	140 mEq/l	4 mEq/l

membrana obtido é cerca de $-86mV$.

2.1.3 Transporte ativo e sua influência no potencial de membrana

A manutenção do estado de desbalanceamento iônico entre o meio interior e o exterior da célula é realizado pelo transporte ativo de íons contra seu respectivo gradiente de concentração. O mecanismo de transporte ativo é realizado por uma estrutura localizada na membrana celular denominada de *bomba de sódio e potássio*, mostrado na Figura 2.

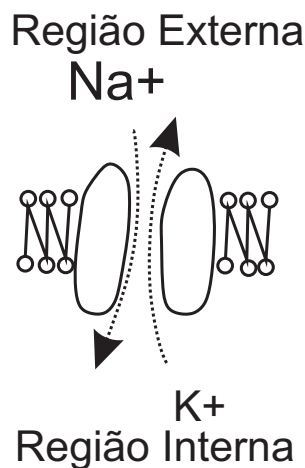


Figura 1: Canal de vazamento [1].

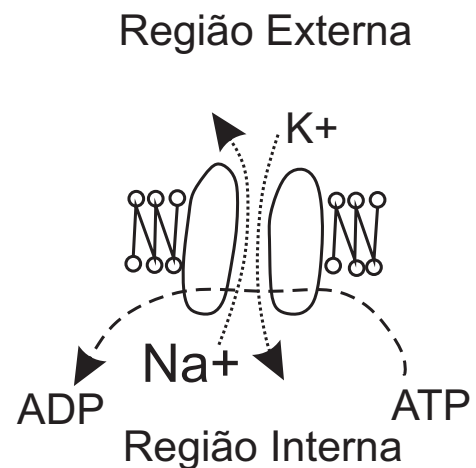


Figura 2: Bomba de sódio e potássio [1].

A bomba de sódio e potássio carrega continuamente três íons de sódio para o exterior celular e simultaneamente carrega dois íons de potássio para o interior celular. Sendo o transporte é feito contra gradiente de concentração iônica, a bomba necessita de energia para funcionar, que é proveniente de moléculas ATP (adenosina trifosfato). De fato, o transporte contínuo de mais íons de sódio para o exterior celular, comparado aos íons de potássio para o interior, cria um déficit de cargas positivas dentro da célula. Conseqüentemente, existe um adicional de $-4mV$ sobre o potencial de membrana calculado pela equação (2.2). Portanto, o potencial de membrana de repouso é de $-90 mV$. Este valor de potencial de membrana é encontrado em grandes fibras musculares esqueléticas e também em fibras nervosas de maior calibre. Todavia, em fibras nervosas delgadas, fibras

musculares menores e neurônios do sistema nervoso central, o potencial de membrana em repouso é de apenas -40 mV à -60 mV .

Quando o potencial sobre a membrana está estabilizado no valor de repouso, é dito que a membrana está polarizada. Porém, quando a magnitude da tensão elétrica sobre a membrana se torna menos negativa que um determinado limiar, é dito que a membrana se encontra despolarizada. Por outro lado, quando a tensão elétrica sobre a membrana é mais negativa que seu potencial de repouso, é dito que esta está hiperpolarizada. Estas variações de tensão sobre a membrana permitem a existência do potencial de ação, fenômeno fundamental para a transmissão de informação na maioria dos organismos vivos.

O potencial de ação pode ser definido como uma rápida variação do potencial de membrana de um valor mais negativo para valores mais positivos em um determinado ponto de uma fibra nervosa, gerando assim uma despolarização. Esta despolarização percorre de uma extremidade a outra da fibra nervosa, como mostrado na Figura 3.

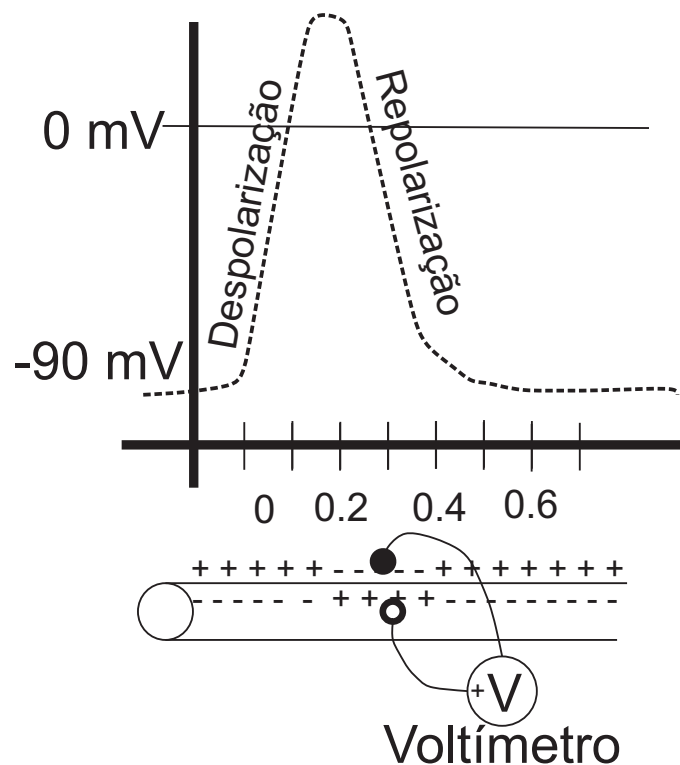


Figura 3: O potencial de ação em uma fibra nervosa [1].

As células excitáveis conduzem um potencial de ação seguindo o princípio do tudo ou nada. Segundo este princípio, as células excitáveis necessitam de um estímulo adequado inicial para conduzir um potencial de ação que será propagado por toda fibra. Isto é, para estes serem efetivos, eles devem ser suficientemente grandes para elevar o potencial de membrana acima de um limiar de tensão dentro de um determinado tempo. Caso

contrário, nenhuma potencial de ação será conduzido.

O potencial de ação somente ocorre porque a permeabilidade da membrana celular a específicos íons, principalmente ao (Na^+) e ao (K^+), é tensão e tempo dependente. Quando algum estímulo gera a despolarização, a membrana celular se torna mais permeável ao sódio, permitindo que este entre para o meio intracelular. Conforme o sódio entra, a permeabilidade da membrana também sofre um acréscimo. Quando o estímulo provoca uma tensão de membrana maior que o limiar, este processo é autossustentável, terminando assim na despolarização da membrana. Sobre estas condições, o potencial de membrana se aproximaria do potencial de Nerst para o íon de sódio, cujo valor é aproximadamente $+60mV$. O potencial de membrana não atinge este valor por que a permeabilidade da membrana ao íon sódio é dependente do tempo, assim, como um atraso no aumento no aumento da permeabilidade do íon de potássio tende a hiperpolarizar a membrana celular, revertendo o valor da tensão sobre a mesma. A Figura 4 relaciona o potencial de ação com a variação das permeabilidades do sódio e potássio no tempo.

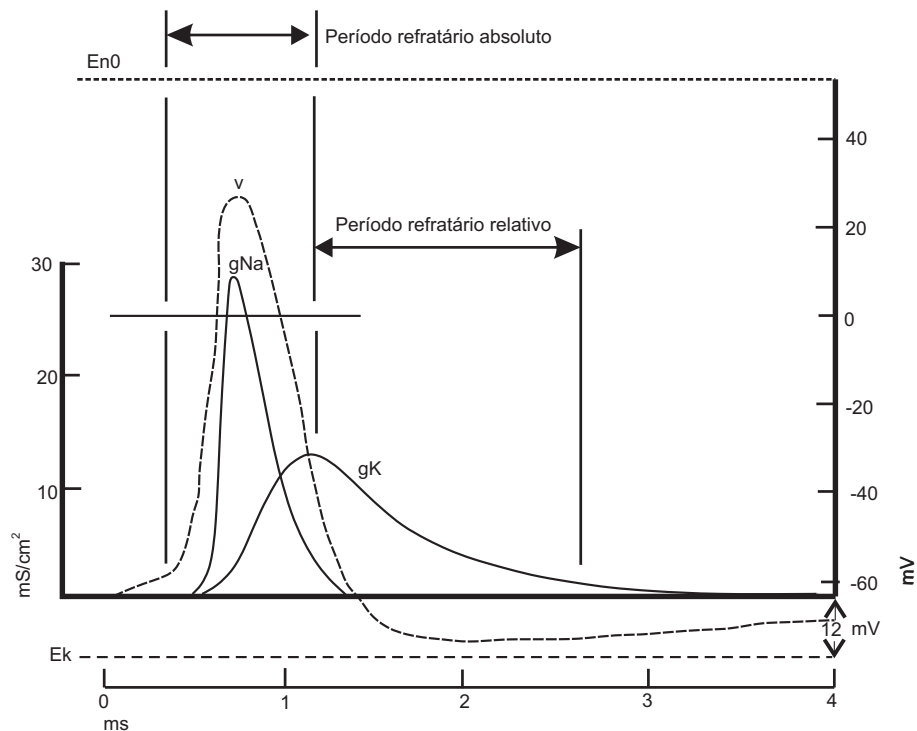


Figura 4: Variação da permeabilidade dos íons de sódio e potássio durante o potencial de ação [2].

Na Figura 4 são identificados dois momentos principais: o período refratário absoluto e o período refratário relativo. Durante período refratário absoluto é aquele que a membrana não responde a nenhum estímulo por maior que este seja. Todavia, durante período refratário relativo, a membrana é capaz de gerar novos potenciais de ação com

estímulos mais intensos e acima no limiar de disparo do potencial de ação quando a fibra normalmente polarizada.

2.1.4 Propagação do potencial de ação

Considere um potencial de ação propagando ao longo de uma fibra nervosa amielínica (fibras nervosas que não possuem bainha de mielina em torno dos axônios). Admitindo que o potencial de ação se propague da direita para esquerda, na Figura 5(a) é possível identificar três regiões: região de repolarização, região despolarizada e região polarizada.

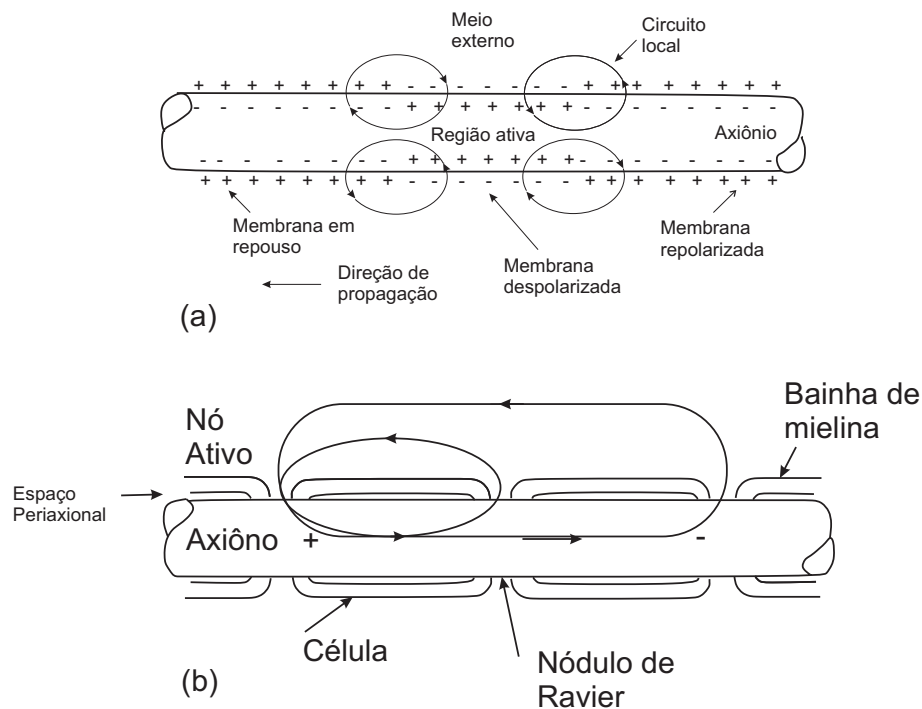


Figura 5: Distribuição de cargas elétricas na proximidade da região de despolarização [2].

Na seção da fibra que está despolarizada, a permeabilidade ao (Na^+) é aumentada muitas vezes. Portanto, cargas positivas carregadas pelo (Na^+) aumentam o potencial de membrana na vizinhança da região do potencial de ação. Este fluxo de cargas representadas pelas setas é denominado de "circuito local" ou "solenoidal". Devido a queda de tensão por efeito ôhmico, as cargas positivas que entraram são somente capazes de aumentar o potencial de membrana acima do limiar para a manutenção do potencial de ação de 1 a 3 mm à frente da região que se encontra despolarizada. A transmissão do processo de despolarização ao longo de fibra nervosa ou muscular é denominada de impulso nervoso ou muscular [1].

Na 5(b), a transmissão do impulso nervoso é representada em fibras nervosas mie-

línicas. Diferentemente das células amielínicas, a despolarização da membrana celular somente ocorre nas regiões denominadas nódulos de Ravier. Nestes locais, a bainha de mielina não os cobre, permitindo trocas de íons, processo fundamental para a transmissão de pulsos nervosos. Por outro lado, em regiões envolvidas com a bainha de mielina, a permeabilidade aos íons é diminuída em cerca de 5000 vezes, isolando a trocas de íons com o meio externo. Portanto, nas regiões cobertas não ocorre despolarização da membrana celular.

2.2 Anatomia e fisiologia do sistema muscular esquelético

O texto escrito neste sub capítulo é referenciado à obra de [1].

2.2.1 Organização do músculo esquelético

Os músculos são órgãos formados por numerosas fibras denominadas *fibras musculares* que se estendem por praticamente todo comprimento muscular. Cada fibra muscular é apenas inervada por apenas uma terminação nervosa, localizada aproximadamente na posição mediana da fibra. Por sua vez, as fibras musculares são constituídas de subunidades sucessivamente menores, como representado na Figura 6.

As fibras musculares são constituídas de uma estrutura denominada miofibrilas. As miofibrilas por sua vez, são constituídas de moléculas com cerca de 1500 filamentos de miosina e cerca de 3000 filamentos de actina. Ambas, são grandes moléculas de proteínas polimerizadas responsáveis pela contração muscular.

O aspecto de listas claras e escuras intercaladas, obtidas por uma microfotografia das miofibrilas, é consequência da interdigitação da miosina e actina como indicado na Figura 6(E). As pequenas protuberâncias externas presentes nas fibras de miosina 6(L), exceto na região central, são denominadas de *canais cruzados*, e são estruturas fundamentais para a ocorrência da contração. Os filamentos de actinas são fixados a uma estrutura denominada de disco Z. Os discos Z são formados por proteínas filamentosas diferente da miosina e actina, e cortam transversalmente as miofibrilas oferecendo suporte mecânico à miofibrila. Em adição, os discos Z são também responsáveis pela fixação das miofibrilas entre si por toda fibra muscular. A seção da miofibrila delimitada entre dois discos Z consecutivos é denominada de sarcômero. Os sarcômeros possuem um comprimento médio de 2 μm e,

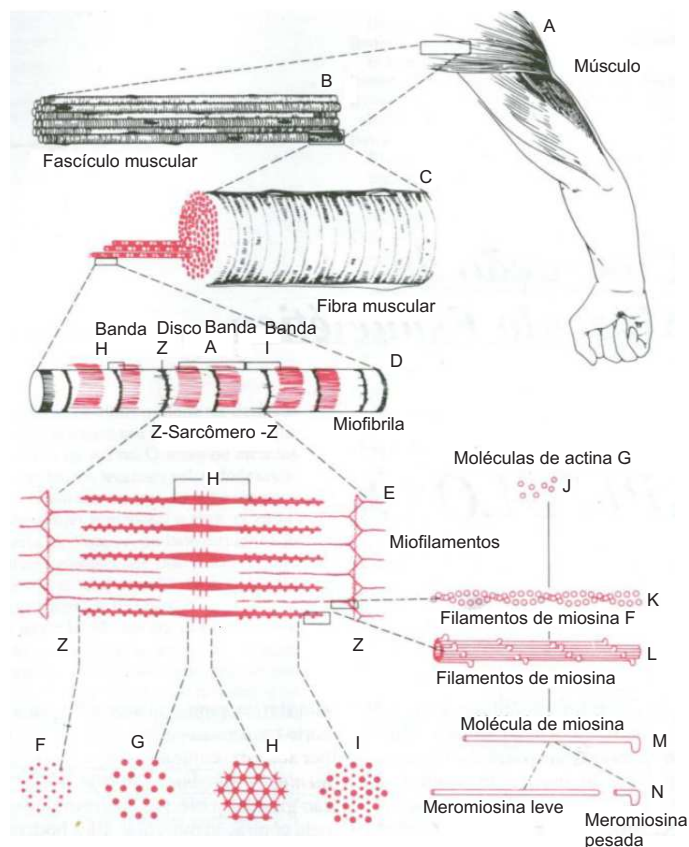


Figura 6: Estrutura muscular e suas subunidades [1].

nesta situação, os filamentos de actina e miosina estão apenas parcialmente sobrepostos entre si.

Um líquido denominado de *sarcoplasma*, constituído pelos componentes intracelulares comuns, banha as miofibrilas. O sarcoplasma é abundante em nutrientes como potássio, magnésio, fosfatos e enzimas proteicas, e estruturas denominadas *mitocôndrias*. As mitocôndrias são estruturas responsáveis pela formação das moléculas de ATP, cuja função é o armazenamento de energia para a realização das atividades celulares. Uma estrutura imersa no sarcoplasma, chamada de *retículo sarcoplasmático*, desempenha uma função fundamental no controle da contração.

2.2.2 Os filamentos de miosina e actina

Os filamentos de miosina são formados por grande quantidade de moléculas de miosina. As moléculas de miosina possuem um peso molecular por volta de 480000u e são representados na Figura 7.

As moléculas de miosinas são formadas por seis tipos de cadeias de polipeptídicas

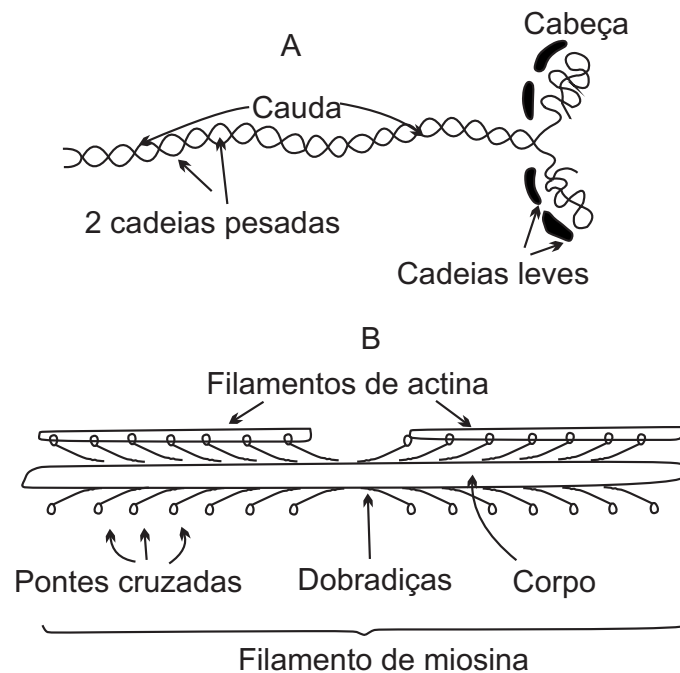


Figura 7: Estrutura do filamento de miosina e sua interação com os filamentos de actina [1].

sendo duas denominadas cadeias pesadas e outras quatro cadeias leves. As cadeias pesadas polipeptídicas são espiraladas entre si formando uma estrutura denominada de cauda como mostrado na Figura 7. Em uma das extremidades, as cadeias pesadas se separam, enrolando-se e conseqüentemente forma-se uma estrutura esférica denominada de cabeça. Portanto, uma molécula de miosina é dita possuir duas cabeças, uma para cada cadeia pesada. As cadeias leves fazem parte da cabeça e atuam no controle da cabeça durante o processo de contração muscular.

Os filamentos de miosina são constituídos por duzentas ou mais moléculas de miosina. O feixe principal do filamento denominado de *corpo* é constituído de diversas caudas de moléculas de miosinas enfeixadas entre si. As cabeças das moléculas de miosina são afastadas do corpo do filamento por uma estrutura denominada de *braço*. O conjunto estrutural - cabeça e braço- de cada molécula de miosina é denominado de *ponte cruzada*. Acredita-se que estas estruturas possuam dois pontos dobráveis ou dobradiças que permitem afastar ou distanciar as cabeças da molécula de miosina do corpo do filamento, portanto, esta estrutura seria a responsável pelo processo de contração.

O comprimento de cada filamento é de aproximadamente de $1,6\mu m$ e estes se estendem para longe do centro, como visto na Figura 7(b), pois no centro do filamento não existem pontes cruzadas. Para garantir a distribuição espacial de pontes cruzadas homogeneamente em todas as direções, uma ponte cruzada é axialmente separada de suas

vizinhas em 120° .

A cabeça de cada molécula de miosina é capaz de funcionar com uma enzima ATPase, isto é, ela é capaz de clivar o ATP para a obtenção de energia da ligação de fosfato para a contração muscular acontecer.

O filamento de actina é constituído de três tipos de proteínas: actina, tropomiosina e troponina. O filamento de actina é formado por duas cadeias de proteína actina - F enroladas helicoidalmente entre si como mostrado na Figura 8. Cada cadeia de actina é constituída de aproximadamente de 13 moléculas polimerizadas de actina - G por revolução onde cada revolução possui $.70\text{nm}$. Uma molécula de Adenosina difosfato (ADP) é ligada a cada moléculas de actina- G. Acredita-se que estas moléculas de ADP são sítios ativos onde as pontes cruzadas se firmam durante o processo de contração muscular. As cadeias de actina possuem aproximadamente $1\ \mu\text{m}$. Seu ponto mediano é apoiado sobre os discos Z e as extremidades de ambas as pontas se projetam para os espaços entre os filamentos de miosina.

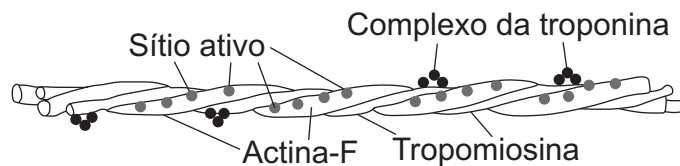


Figura 8: Estrutura do filamento de actina [1].

As moléculas de tropomiosina têm peso molecular de 7000u e comprimento de 40nm . Elas são frouxamente presas as cadeias de actina-F. Acredita-se que as moléculas de tropomiosina em estado de repouso fiquem sobre os sítios ativos, portanto, evitando a contração.

A terceira proteína que forma o complexo do filamento de actina é a troponina. A troponina é formada por um complexo de três subunidades denominadas de troponina I, troponina T, e troponina C. A troponina I possui grande atração pela actina. A troponina T possui grande atração pela tropomiosina e a troponina C possui grande afinidade por íons de cálcio, sendo a última considerada responsável por desencadear o processo de contração quando existe a presença de íons de cálcio.

2.2.3 A contração muscular

A contração muscular se inicia quando um potencial de ação proveniente de um nervo motor atinge a terminação do nervo presente na fibra muscular. Ao estímulo de um poten-

cial de ação, a terminação nervosa libera uma pequena quantidade de um neurotransmissor denominado *acetilcolina*, o que provoca a abertura de canais acetilcolina dependentes. Conseqüentemente, o potencial de ação continua trafegando pela membrana da fibra muscular da mesma maneira que o potencial de ação trafega pelas membranas neurais. Os potenciais de ação também se propagam para camadas mais profundas das fibras musculares. Por sua vez, os potenciais de ação trafegando no interior da fibra, estimulam os retículos sarcoplasmáticos a liberarem íons de cálcio para as miofibrilas. Finalmente, a troponina presente nos filamentos de actina, sendo sensível aos íons de cálcio, captura os provocando uma deformação conformacional nas moléculas de tropomiosina de tal forma que estas descobrem os sítios ativos presente nos filamentos de actina. Por sua vez, as cabeças das pontes cruzadas no filamento de miosina se aderem a cada sítio ativo, portanto fazendo com que os filamentos de actina e miosina se deslizem entre si, processo representado na Figura 9.

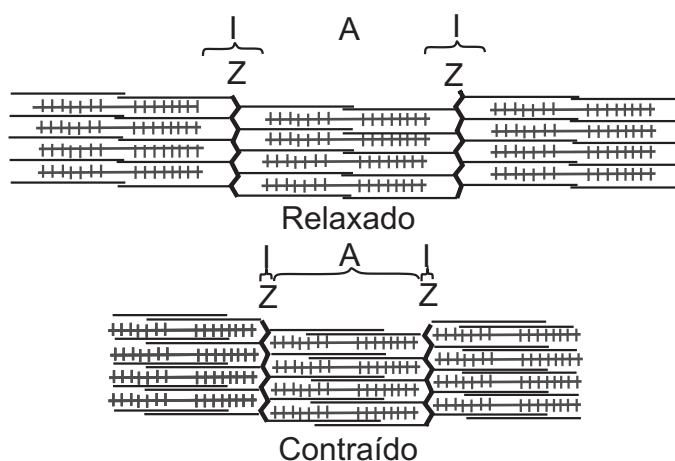


Figura 9: Processo de contração muscular [1].

2.2.4 Excitação do músculo esquelético

A área na aonde o neuro motor encontra a fibra muscular é denominada de *junção neuro muscular*. A junção neuro muscular é representada na Figura 10. A fibra nervosa se ramifica próxima a sua extremidade para construir o complexo de terminais nervosos que se invaginam na fibra muscular, porém não atravessam a membrana plasmática da fibra muscular. A estrutura formada é denominada de *placa motora*. A placa motora é recoberta por células de Schwann que isola a placa motora dos líquidos circundantes. A invaginação da membrana muscular é denominada de *goteira sináptica*. O espaço entre membrana neural e membrana muscular dentro da goteira sináptica é denominado de *fenda sináptica*. A fenda sináptica é ocupada por uma camada de fibras reticulares esponjosas

denominadas de *lâmina basal*. Na base da goteira sináptica existem dobras na membrana celular da fibra muscular denominadas de *pregas*, que aumentam a área de contato da membrana plasmática do músculo com o transmissor sináptico.

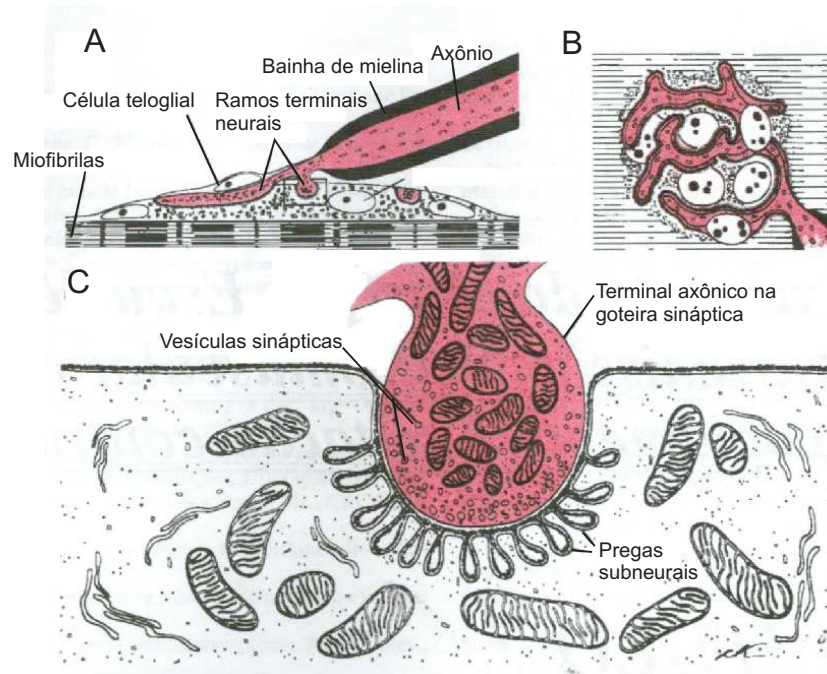


Figura 10: Placa motora [1].

No terminal do axônio existe alta concentração de mitocôndrias fornecedoras de energia para o processo de síntese da neurotransmissora acetilcolina. A acetilcolina é formada no citoplasma do axônio e rapidamente absorvida pelas centenas de milhares de pequenas vesículas sinápticas presentes no local. Por outro lado, a lâmina basal é repleta de enzima **acetilcolinesterase**, cuja função é destruir a neurotransmissora acetilcolina.

Dentro da membrana neural existe uma estrutura denominada barra densa. A barra densa contém proteínas que atravessam a membrana celular e acredita-se que na verdade estas proteínas sejam canais de cálcio-tensão dependentes. No momento em que um potencial de ação atinge o local, os canais de cálcio são abertos. Consequentemente, os íons de cálcio do exterior entram no terminal do axônio, provocando uma atração da membrana neural com as barras densas. Finalmente, as vesículas sinápticas presentes no local da atração acabam se fundindo a membrana celular, liberando acetilcolina na fenda sináptica.

Abaixo das barras densas e pertos das fendas neurais, existem canais iônicos acetilcolina dependentes, conforme pode ser visualizado na Figura 11.

No momento em que um canal iônico Acetilcolina-dependente se abre na presença de

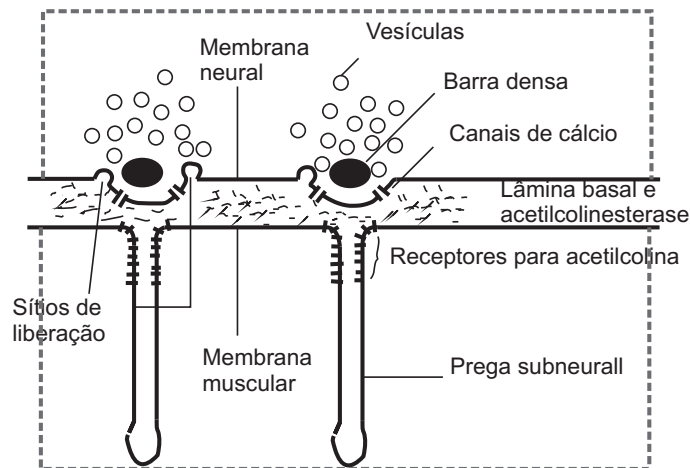


Figura 11: Fenda Neural [1].

acetilcolina, íons de sódio, potássio e cálcio passam pelo canal adentrando pela membrana da fibra muscular, elevando o potencial de membrana ou *potencial de placa motora* acima do limiar e disparando um novo potencial de ação. Para evitar o disparo sucessivo de potenciais de ação, a acetilcolina é destruída em grande parte pela enzima acetilcolinesterase.

O potencial de ação se propaga pela fibra muscular conforme citado anteriormente. Porém, para a contração ocorrer, o potencial de ação deve percorrer até os retículos sarcoplasmáticos próximos ao filamento de miosina e actina. Porém a fibra é muito grossa para que o potencial de ação chegue até profundidade maiores dentro da fibra aonde estão a maioria dos sarcômeros. Para isto, existe uma estrutura denominada de túbulo transverso. O túbulo transverso pode ser visto como um aprofundamento da membrana celular na fibra muscular. Ele contém líquido extracelular permitindo, portanto que ele se despolarize assim como a membrana, e conseqüentemente, levando o potencial de ação a locais mais profundos na fibra. A Figura 12 mostra o sistema de túbulos transversos e seu acoplamento com o retículo sarcoplasmático.

O retículo sarcoplasmático contém duas partes: túbulo longitudinais que percorrem paralelamente as miofibrilas, e cisternas terminais que são estruturas que se acoplam aos túbulos T.

Assim que o potencial de ação atinge os retículos sarcoplasmáticos, estes liberam cálcio, que resulta em contração. O processo é exemplificado pela Figura 13.

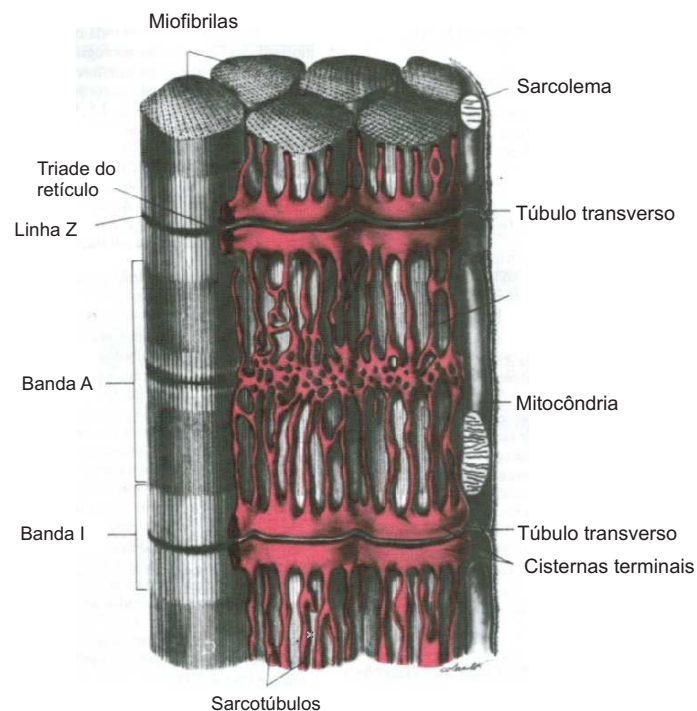


Figura 12: Estrutura de túbulos transversos e sua ligação com retículo sarcoplasmático [1].

2.2.5 Contração isométrica versus contração isotônica

A contração isométrica é aquela que o músculo não se encurta durante a contração, porém a contração isotônica encurta o músculo, mas a carga sobre o músculo é mantida constante.

2.2.6 Estratégias para a variação da força de contração - Somação

A somação é a soma conjunto de contrações realizadas por unidades motoras distintas de forma isolada visando o aumento da força de contração. Existem duas estratégias de controle que o sistema nervoso central utiliza para aumentar a força de contração de um determinado músculo. A primeira estratégia consiste em aumentar o número de unidades motoras disparadas ao mesmo tempo, esta estratégia é conhecida como somação de fibras múltiplas. A segunda estratégia, denominada somação por frequência, consiste em aumentar a frequência de disparo de potencial de ação para controle do músculo e consequentemente, aumentando a frequência de contração muscular.

Estratégia 1 - Somação de fibras múltiplas

Para a realização de contrações menos intensas, o sistema nervoso recruta inicialmente

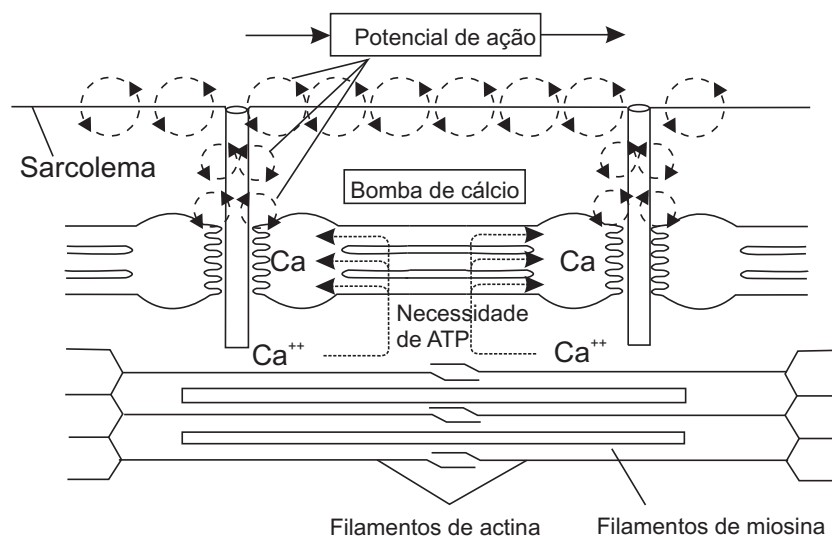


Figura 13: Processo de excitação da contração muscular [1].

unidades motoras menores, isto é, aquelas que possuem fibras musculares menores e em menor quantidade. Assim que seja necessário aumentar a força de contração, o sistema nervoso central envia estímulos a unidades motoras sucessivamente maiores. Este princípio é conhecido como princípio do tamanho, isto é, a variação de força quando a contração é pequena varia em pequenos degraus e conforme a força aumenta, estes degraus de variação de força aumentam. Para manter a contração em curso regular, a medula espinhal excita alternadamente e assincronamente a quantidade de unidades motoras necessárias para a geração de uma determinada contração.

Estratégia 2 - Somação por frequência e tetanização

A estratégia de somação por frequência segue a lógica mostrada na Figura 14. Para frequências de estímulo menores, a força de contração aumenta e volta a zero. Porém, assim que a frequência de estímulo aumenta, a força de contração no final da primeira contração se soma a força de contração no início da segunda contração e assim progressivamente ocorre com o aumento da frequência de estímulo. Porém, quando a frequência dos potenciais de ação advindos aumentar acima de um valor limiar, as contrações sucessivas praticamente se fundem entre si, portanto mantendo a contração constante e contínua. Este processo é denominado de tetanização. Mas o processo de aumento de força só ocorre até um determinado limite de frequência de estimulação, além dele a quantidade de força de contração fica saturada.

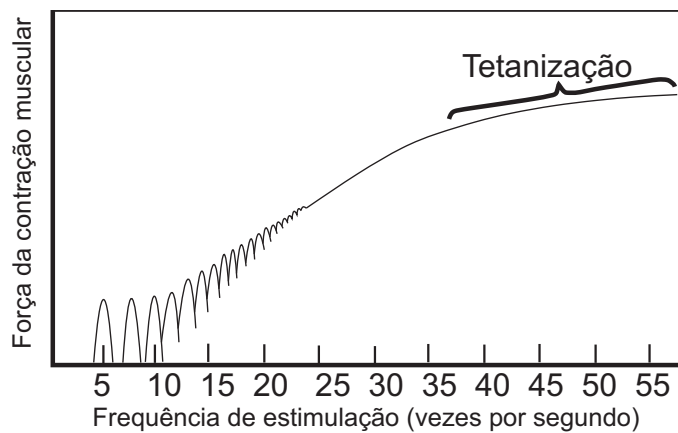


Figura 14: Somação por frequência e tetanização [1].

2.3 A formação do sinal de eletromiografia.

O texto escrito neste sub capítulo é referenciado à obra [3]. Esta não será mais citada exceto se for utilizada outra fonte.

2.3.1 Captação por eletrodos de superfícies (sEMG)

Todas as ramificações terminais de um moto neurônio são excitadas por um mesmo potencial de ação proveniente do sistema nervoso. Este sinal por sua vez é transferido para as fibras musculares por meio das placas neurais localizadas, em grande parte, aproximadamente na porção central da fibra. O potencial de ação percorre os dois sentidos da fibra e termina em ambas as extremidades. Finalmente, o potencial de ação percorrendo a fibra desencadeia a contração muscular. A soma algébrica temporal do campo elétrico de cada potencial de ação de uma determinada unidade motora é denominada de *potencial de unidade motora* (MUAP). A formação da MUAP é exemplificado pelo esquema mostrado na Figura 15.

Cada sinal potencial de ação captado pelos eletrodos que contribui para a formação de uma determinada MUAP é dependente da distância da fibra da área onde estão posicionados os eletrodos, das características elétricas dos tecidos a volta de cada fibra muscular, do diâmetro da fibra muscular, da propriedade de filtragem dos eletrodos e da distância entre eletrodos.

Devido a questões técnicas, o sinal elétrico muscular ou eletromiograma é adquirido diferencialmente e com eletrodos tipicamente bipolares. Nesta estrutura de sensor, nota-se que os potenciais de ação possuem um formato bipolar onde a polaridade é dependente da

posição do eletrodo positivo em relação a direção de deslocamento do potencial de ação.

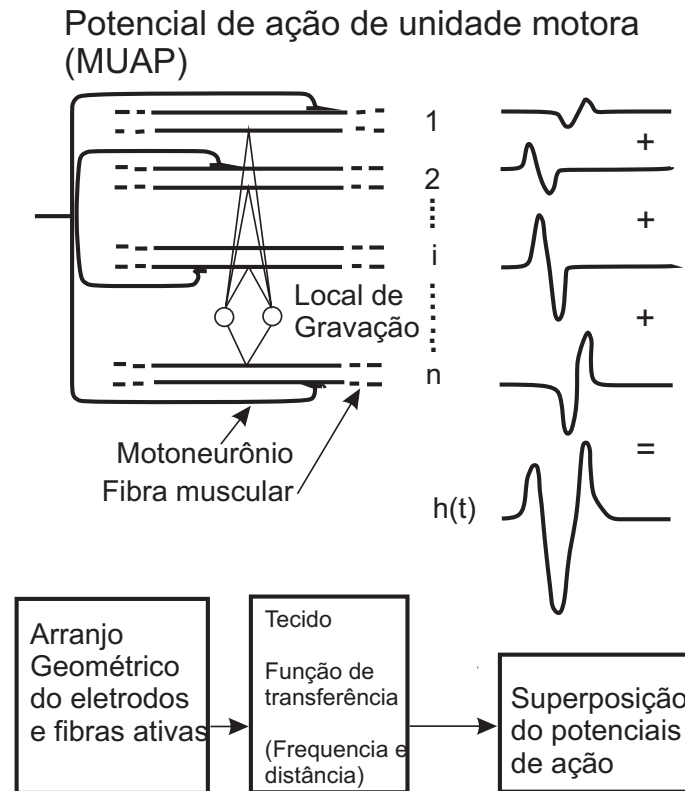


Figura 15: Formação da MUAP [3].

Porém, cada potencial de ação que constituem as MUAPs e deslocado em fase devido à diferença de velocidade de condução em cada fibra, diferença do comprimento das ramificações do motoneurônio assim como a distância da placa neural à posição dos eletrodos. A velocidade de condução típica de um potencial de ação muscular varia entre 2 e 6 m/s. Quando eletrodos em forma de agulha são inseridos no músculo, os potenciais de ação possuem entre 50 μV a 3000 μV de amplitude e duração de 1 a 10 ms [4].

Após uma MUAP, os músculos se contraem em um breve espaço temporal e voltam ao estado de repouso. A fim de manter a contração, o sistema nervoso envia uma sucessão de MUAPs denominado de MUAPT. Se as condições que definem uma determinada MUAP não se alteraram, todos os potenciais de unidade motora terão o mesmo formato. O tempo entre MUAPs que constituem uma MUAPT é denominado de *intervalo entre pulsos* (IPI). O IPI é descrito como uma variável randômica com propriedades estatísticas características. Um histograma pode representar o IPI e para seu cálculo é recomendado usar amostras pequenas de MUAPTs com menos de 10s.

Em um músculo normal, as unidades motoras não disparam em intervalos constantes. Portanto, o disparo de uma unidade motora é caracterizado pela taxa de disparo média,

equivalente a média de sucessivos IPI.

As fibras musculares de uma unidade motora estão espalhadas aleatoriamente por uma seção muscular e entrelaçadas com fibras e outras unidade motoras. De fato, o sinal resultante captado pelo eletrodo de superfície é a soma algébrica de diversas MUAPT provenientes de unidades motoras distintas.

A Figura 16 resume a formação de um sinal de sEMG.

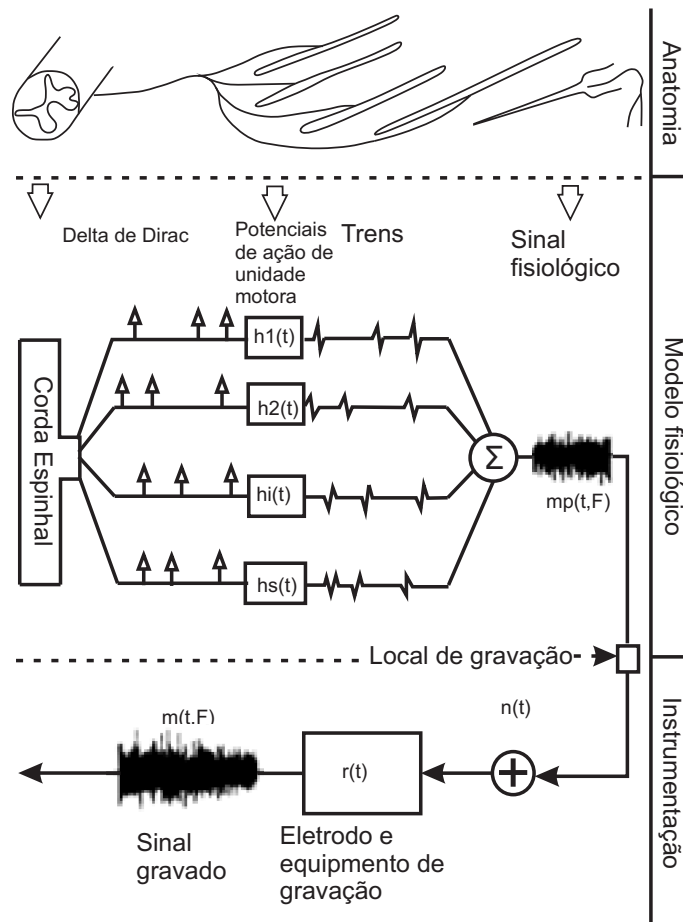


Figura 16: Representação esquemática da formação do sinal de sEMG [3].

Para facilidade de modelagem, considera-se cada potencial de ação como um delta de Dirac convoluído com o sinal $h_x(t)$, onde x representa a enumeração das unidades motoras. Posteriormente todos os potenciais de unidade motora são somados, o sinal $m_p(t, F)$ é construído, representando a sobreposição de diversas MUAPT. O sinal $m_p(t, F)$ é adicionado do ruído $n(t)$ que em seguida é filtrado pelos eletrodos e pelo equipamento de aquisição, e finalmente o sinal obtido é o $m(t, F)$.

2.4 Eletrodos e interface pele-eletrodo

O texto escrito neste sub-capítulo é referenciado nas obras de [2] e [4], que não serão mais referenciadas ao longo do texto. Caso a fonte seja outra, estará explícita.

2.4.1 Interface eletrodo-eletrolítico e potencial de meia célula

Os biopotenciais são correntes de cargas conduzidas pela movimentação de íons. Em contrapartida, os amplificadores presentes nos equipamentos captadores de biopotencial amplificam sinais transmitidos por corrente elétrica. Portanto, os eletrodos são usados como transdutor de corrente iônica para corrente elétrica. O fenômeno responsável pela transdução do sinal é chamado de interface *eletrodo-eletrolítico*.

Quando metais estão em contato com soluções eletrolíticas, como mostrado na Figura 17, íons metálicos (cátions) se difundem para a solução eletrolítica (reação oxidação) e íons da solução eletrolítica (ânions) se combinam com o eletrodo metálico (reação de redução). Esta movimentação altera a quantidade de cargas na interface do eletrodo na solução eletrolítica. Conseqüentemente, os cátions se descarregam na solução eletrolítica fornecendo elétrons para a entrada o amplificador e os ânions vão até a interface para descarregar a sua carga [12]. Quando a reação química de oxidação/redução atinge o equilíbrio, uma diferença de potencial é desenvolvida, denominada de potencial de meia célula. A redistribuição de carga após a estabilização na interface eletrodo-eletrolítico polariza as cargas positivas de um lado e negativas de outro, como um capacitor, formando uma camada denominada *dupla camada elétrica*, como ilustrado na Figura 17;

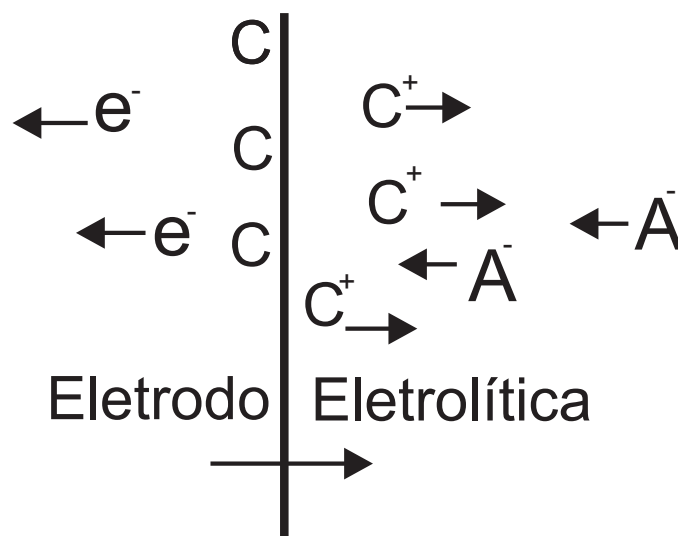


Figura 17: Interface eletrodo-eletrolítica [2].

O potencial de meia célula se altera quando existe corrente elétrica atravessando a interface. A diferença de potencial de meia célula e de potencial gerado quando existe a passagem de corrente de cargas elétricas é denominado sobrepotencial ou "overpotencial". As causas do sobrepotencial são:

- 1) Queda de tensão pela passagem de corrente elétrica devido à resistência ôhmica da substância eletrolítica.
- 2) Diferentes taxas de velocidade das reações químicas de oxidação e redução, o que leva a alteração na concentração de íons.
- 3) A reação química de oxidação e redução não são totalmente reversíveis, isto é, para a oxidação acontecer, a reação química deve superar uma barreira de energia ou barreira de ativação, a qual governa a cinética da reação. Porém a quantidade energia de energia para haver redução deste mesmo íon não é necessariamente a mesma. Finalmente, a consequência é o surgimento de uma diferença de potencial adicional entre o eletrodo e a solução eletrolítica.

2.4.2 Circuito equivalente de um eletrodo

A interface eletrodo-eletrolítico apresenta comportamento não linear tensão-corrente dependente. Portanto, eletrodos com alta densidade de corrente se comportam de maneira diferente de eletrodos baixa densidade de corrente. Porém, os eletrodos de biopotenciais podem ser modelados como elementos básicos de circuito elétrico. Na Figura 18, a fonte de tensão E_{hc} representa o potencial de meia célula. A resistência R_d é a resistência Farádica de fuga que representa a resistência parasita da dupla camada elétrica. A capacitância C_d representa o capacitor formado pela dupla camada elétrica na interface eletrodo-eletrolítica. A resistência R_s representa os efeitos resistivos da substância eletrolítica e outros efeitos de interfaceamento.

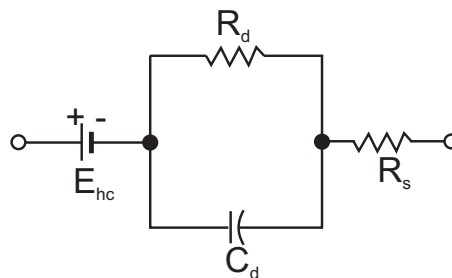


Figura 18: Circuito equivalente de um eletrodo de biopotencial [2].

2.4.3 Circuito equivalente dos eletrodos de superfície aplicados à pele

Os potenciais de ação gerados pelos músculos alteram a concentração de íons no meio extracelular, e de certa maneira, o potencial elétrico dos tecidos ao redor. Os efeitos no meio extracelular das MUAPs, que acontecem simultaneamente sobre o músculo de interesse, são somados e são modelados como uma fonte de tensão E_b , como representado na Figura 19.

Porém, a pele que recobre todo corpo é constituída de camadas, exemplificadas na Figura 20, que são modeladas eletricamente pelos elementos na Figura 19. Esses parâmetros são:

E_{p1} , E_{p2} - Potencial de pele - A primeira fração do potencial de pele é originada na camada Stratum Corneum da pele. Esta camada é formada por tecido morto de material queratinoso que se comporta como uma membrana semipermeável aos íons, portanto adicionando um nível DC ao sinal, teoricamente calculável pela equação de Nerst. A segunda fração do potencial de pele é formado pela movimentação dos eletrodos e/ou dobramento da pele, que por sua vez, alteram a distribuição de cargas elétricas, portanto gerando um período de potencial elétrico transitório consequente da reacomodação das cargas.

C_s , R_s - Capacitância e resistência equivalente dos tecidos vivos da pele.

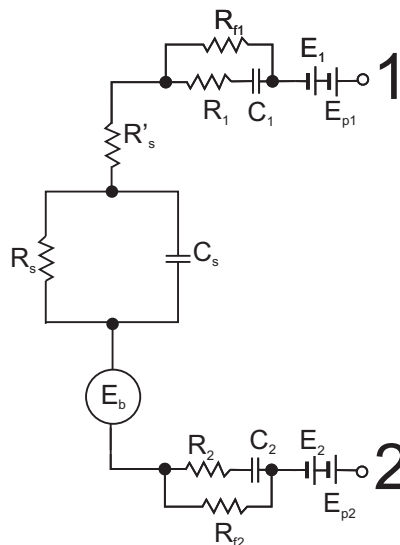


Figura 19: Circuito equivalente dos eletrodos aplicado a pele [4].

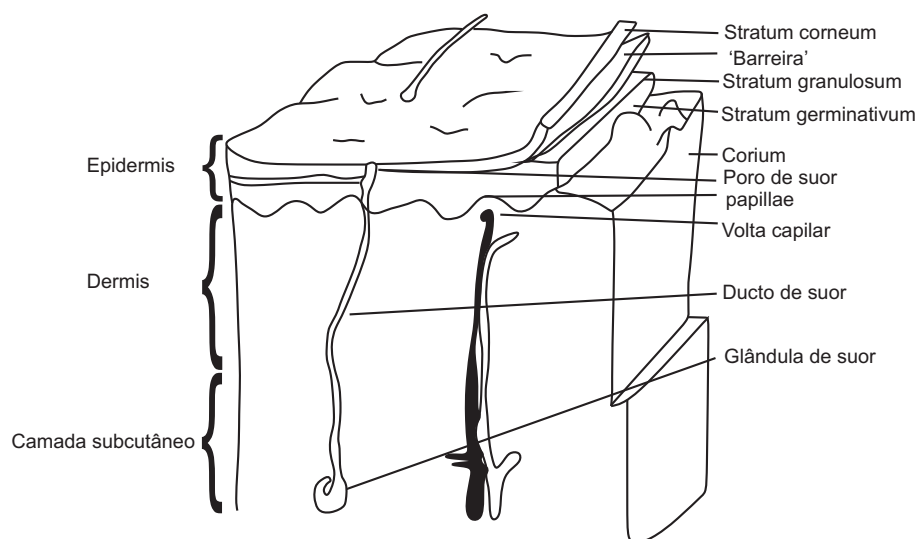


Figura 20: Camadas da pele [2].

2.5 Eletromiografia

Os eletromiogramas são os sinais traçados em um gráfico que representam a atividade elétrica dos músculos. Estes sinais são captados por equipamentos denominados de eletromiógrafos. Um eletromiograma sem pós-processamento, denominado sinal de EMG bruto, é mostrado na Figura 21.

De acordo com [5], quando um músculo está relaxado uma linha de base deve ser observada, cujo ruído depende de alguns fatores como qualidade do circuito de amplificação, ruído ambiente e a qualidade do processo de detecção. Adicionalmente, a linha de base não deve possuir uma amplitude maior que $5\mu V_{rms}$, sendo objetivo mantê-la de 1 a $2\mu V_{rms}$. Devido à natureza caótica do sinal de EMG bruto (a configuração das unidades motoras de um músculo recrutadas se altera durante a contração), os picos presentes nos sinais não são reproduzíveis. Para tanto, se utiliza técnicas de suavização do sinal como RMS, média móvel ou retificação e filtragem. Os sinais de EMG possuem frequências de 6 a 500Hz onde a maior concentração de frequências ocorre entre 20-60Hz.

2.5.1 Ruídos

A grande faixa de amplitude de sinal que um eletromiógrafo é capaz de detectar, de poucos μV até mV , torna o equipamento propenso à captação de ruídos externos. Segundo [5], as interferências mais comuns são listadas abaixo:

Interferência elétrica

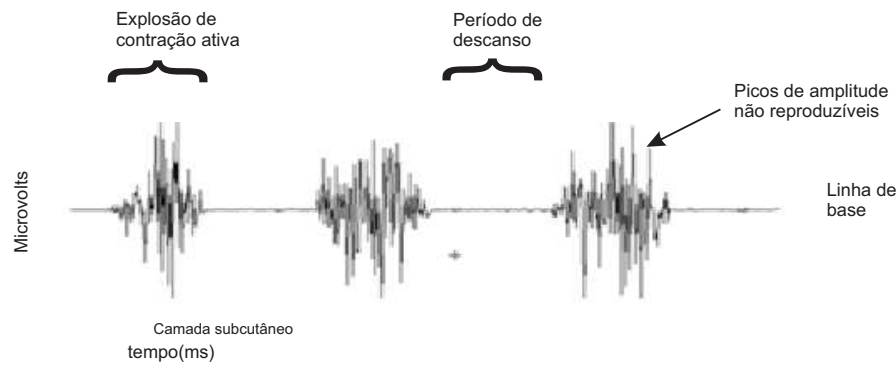


Figura 21: Sinal de EMG bruto de 3 contrações do músculo M. Biceps branchii [5].

Ruídos de origem elétrica provenientes de acoplamento eletromagnético entre o corpo humano e a rede elétrica. Este tipo de ruído possui frequências de 50/60Hz somado com as suas respectivas harmônicas.

Variações de linha de base

A variação de linha de base é um ruído de baixa frequência causado pela movimentação mecânica do eletrodo em relação a barriga do músculo, ponto qual é usado para a captação de EMG. Esta perturbação do sinal é consequência do potencial elétrico transitório que surge na região dos eletrodos pela redistribuição de cargas elétricas.

Interferência do eletrocardiograma

Quando o sensor é posicionado sobre músculos localizados perto da região cardíaca, pode aparecer interferência do sinal de eletrocardiograma.

2.6 Arquitetura de instrumentação de EMG

2.6.1 Amplificadores e características

Os biopotenciais são captados por amplificadores diferenciais cujas entradas estão conectadas aos eletrodos, que por sua vez são posicionados acima do músculo investigado. O amplificador mede a diferença de potencial sobre a pele e amplifica o sinal entre 1.000 e 1.000.000 de vezes, dependendo do tipo da aplicação [13]. Entretanto, ruídos provenientes do ambiente externo de origem elétrica, térmica e instabilidade eletroquímica dos eletrodos [13] se misturam ao sinal de interesse, e são classificados em dois tipos: Ruído de Modo Comum e Ruído de Modo Diferencial.

Os ruídos de modo comum são aqueles que possuem a mesma amplitude em ambos

os eletrodos. A principal fonte de ruído de modo é a irradiação eletromagnética proveniente da rede elétrica. Todavia, outras frequências podem estar presentes, que podem ser emitidas por equipamentos eletroeletrônicos próximos ao sensor[14]. Em segundo plano, sinais fisiológicos distantes são também fonte de ruído de modo comum [13]. O amplificador diferencial amplifica principalmente a diferença de potencial entre suas entradas, e devido as não idealidades, sinais de modo comum acabam por aparecerem na saída do amplificador, atenuados a taxa de rejeição de modo comum (CMRR).

Os ruídos de modo diferencial são aqueles que aparecem com amplitudes diferentes nas entradas e são amplificados, portanto, um estágio de filtros deve ser utilizado para eliminar este tipo de interferência.

2.6.2 Filtros

De acordo com [13], a filtragem é uma etapa essencial em sistemas de captação de potenciais, pois espera-se que o sistema rejeite os ruídos sem alteração de amplitude ou fase em todo espectro de frequência, para que o sinal seja o mais fiel possível.

A filtragem possui três funções básicas. A primeira é a redução de ruídos, a segunda é a supressão de interferência de potenciais pela redução da banda (o sinal de interesse não deve ser distorcido)[13].

Para seleção da banda de frequência de interesse, são utilizados três tipos de filtros, que podem ser implementados por circuitos analógicos ou por processamento digital.

O primeiro filtro comumente utilizado em EMG é o filtro passa-alta para a eliminação de ruídos gerados pela movimentação mecânica do sensor, denominados *artefatos de movimentação*. O segundo tipo de filtro utilizado em EMG é o filtro passa-baixa para a limitação da banda de frequência do sinal. O terceiro tipo é o filtro *Notch*, utilizado para a eliminação ou redução das interferências da rede elétrica.

2.6.3 Conversor analógico digital

Os sinais de EMG amostrados são analógicos, por outro lado, o processamento e análise do sinal são realizados em computadores, para tanto se faz necessário à conversão do sinal analógico para o digital. Esta conversão é realizada pelo conversor A/D.

Entretanto, devem-se tomar algumas precauções para garantir representação fiel do sinal. A frequência de amostragem deve respeitar o *teorema de Nyquist*, o qual afirma que

a frequência de amostragem deve ser no mínimo duas vezes maior que a máxima frequência do sinal. Contudo, para facilidade computacional de reconstrução do sinal pela ligação dos pontos de amostragem, a frequência de amostragem deve ser de 5-10 vezes a maior frequência do sinal [13].

2.7 Quantificação e análise do sinal

2.7.1 Pós-Processamento

Devido à natureza caótica do sinal de EMG bruto, algumas estratégias de análise foram criadas. Segundo [5], a retificação da onda para eliminação da parte negativa do sinal, a obtenção da média móvel do sinal retificado e o cálculo da energia do sinal de EMG bruto pelos algoritmos RMS são procedimentos utilizados para a quantificação e análise do sinal. Adicionalmente, [15] cita a transformada de Fourier como ferramenta de análise do sinal.

2.8 Estado da arte

2.8.1 História

As primeiras documentações sobre os experimentos relacionados com EMG são datados de 1666, dos trabalhos de Francesco Redi com peixes elétricos. Em 1773, Walsh demonstrou que o músculo de enguia é capaz de se descarregar eletricamente. Entretanto, somente por volta de 1790, os trabalhos de Galvani obtiveram uma relação direta entre a contração muscular e a eletricidade. Com o advento do galvanômetro em 1800, ferramenta utilizada para a medição de corrente, Du Bois-Reymond anunciou a primeira evidência de atividade elétrica em músculos humanos durante contrações voluntárias. Em 1920, Gasser e Newcomer usaram o recém inventado osciloscópio para visualizar os sinais elétricos dos músculos. Esta pesquisa rendeu à eles o prêmio Nobel em 1944 [16]. E desde então, com a evolução tecnológica da eletrônica, os equipamentos de eletromiografia têm se tornado cada vez menores.

Em 1950, o primeiro equipamento de eletromiografia lançado no mercado foi o DISA 13A67, cuja foto é mostrado na Figura 22. Construído com circuitos totalmente analógicos, ele possuía 3 canais de eletromiografia utilizando eletrodos com fios, uma tela de tubo de raios catódicos para traçar o sinal em um gráfico, sistema de áudio para avalia-

ção do sinal por meio auditivo e um sistema de armazenamento da informação em papel fotográfico cuja revelação era feita em sala escura [6].



Figura 22: Primeiro eletromiografo comercial [6].

Com o advento da eletrônica digital entre 1973 e 1982, os equipamentos passaram a incluir novas funcionalidades e se tornaram mais complexos, como a inserção de módulos para contagem de voltas no sinal, medida de amplitude, análise de jitter com trigger duplo e análise temporal. Além disso, os equipamentos passaram a digitalizar o sinal e imprimir as informações em papel em impressoras de tempo real [6]. A Figura 23 mostra um exemplo de equipamento desta geração.

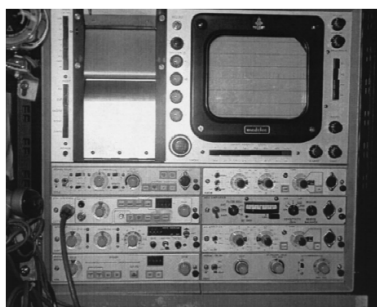


Figura 23: Eletromiógrafo com circuito digitais Mendelec M56 [6].

Na década de 1980 e início da década de 1990, os eletromiógrafos passaram a incorporar microprocessadores. Inicialmente, os processadores não eram capazes de executar algoritmos complexos. Portanto, eles eram utilizados para o controle do equipamento. Entretanto, os equipamentos já eram capazes de apresentar uma interface mais amigável com o usuário e eram capazes de apresentar medidas na tela de raios catódicos. Com a evo-

lução da capacidade de processamentos, os eletromiógrafos passaram a atribuir cada vez mais funções aos processadores e o equipamento passa a ter uma gama de funcionalidades de análises adicionais, que seria impossível com as tecnologia anteriores [6]. Conseqüentemente, passando este componente de coadjuvante à um dos principais no sistema. A Figura 24 mostra uma foto de um equipamento desta geração.



Figura 24: Eletrmiografo Nicolet Viking [6].

A partir da década de 1990, a utilização de computadores pessoais passou a se tornar popular devido ao desenvolvimento de hardware e software. Os computadores pessoais já se mostravam capazes de lidar com todos os processos relacionados a gravação do EMG assim como seu processamento. A capacidade de transferir dados , processar o sinal rapidamente, apresentação gráfica versátil, plataforma de armazenamento de dados compreensível e capaz de gerar relatórios, fez mudar o conceito da estrutura do equipamento de EMG [6]. Portanto, os eletromiógrafos passaram a se integrar com computadores pessoais.

Com a diminuição dos componentes, a tecnologia atual está permitindo a construção de eletromiógrafos pequenos com transmissão de dados por rádio frequência. Estas informações são transferidas para um computador pessoal, onde podem ser processadas e analisadas. Esta característica permite exames com o paciente em movimento, totalmente livre de fios, abrindo novas possibilidade para esta tecnologia e estudos. Em adição, com a queda de preços de sensores de movimento, como acelerômetros e giroscópios (MEMS), estes podem ser inseridos junto ao sistema do eletromiógrafo, e conseqüentemente, in-

formações sobre a cinética do corpo como consequência da contração muscular pode ser estudada. Como a exemplo da última geração de eletromiógrafos de superfície, é apresentado o sensor Delsys Trigno Wireless[®], mostrado na Figura 25;



Figura 25: Foto eletromiógrafo Delsys Trigno Wireless[®].

O sensor Delsys Trigno Wireless[®], fabricado pela Delsys[®] é considerado hoje um dos melhores sensores de EMG do mercado. Ele possui acelerômetro integrado e transmissão de dados por rádio frequência cujo protocolo de comunicação é proprietário. Os eletrodos são construídos na própria caixa, feitos em prata e reaproveitáveis. A Tabela 2 mostra as especificações técnicas do sensor.

Pesquisas recentes com eletromiografia

A eletromiografia de superfície têm sido pesquisada como possível potencial de interface homem máquina para controle de próteses e exoesqueletos.

A utilização do sinal elétrico do músculo como informação para o controle de máquinas requer que o sensor seja preciso e de fácil aplicação. Conseqüentemente, a tecnologia de eletrodos à seco se mostra promissora neste sentido, pois não existe a necessidade de aplicação de gel condutores sobre a pele. Pesquisas foram desenvolvidas por [17] para a comparação entre tecnologias de eletrodos à seco e convencional. De forma completar ao aperfeiçoamento do hardware, pesquisas estão sendo realizadas para a construção de algoritmos computacionais para o processamento do sinal. Pesquisas realizadas por [18] têm por objetivo filtrar o sinal de sEMG de ruídos de movimentação gerados por tremores patológicos do usuário.

Estudos, conduzidos por [19], propõe a utilização de sensores de eletromiografia sobre todo o corpo, e o sinal adquirido alimenta um algoritmo baseado em redes neurais que

Tabela 2: Especificações Técnicas.

Típica distância de operação	40m
Fonte de transmissão	2.4Ghz, 1mW
Consumo de potência	< 60mW
Dimensão da caixa	27x37x15mm
Material da caixa	Policarbonato para área médica
Tempo de carga total	8horas
Tempo de recarga	< 2.5horas
Massa	< 15g
Tempo de auto desligamento	300segundos
Faixa de temperatura de operação	5 – 50grauscelsius
Amplitude de sinal	11mV
Resolução do sinal	168nV/bit
Banda de frequência	20 ± 5Hz > 40db/dec 450 ± 50Hz > 80db/dec
Amplitude de oscilação da banda de passagem	< 2
Ruído geral do canal	0,75uV
CMRR	80dB
Taxa da amostragem	2000 amostras/segundo 4000 amostras/segundo
Números de contato	4
Dimensão do contato	5x1mm
Material do contato	99,9prata
Número de eixos	3
Faixa de aceleração	±1,5gou ± 6,0g
Resolução	0,016 ± 0,001g/bit 0,063 ± 0,005g/bit
Erro de offset	±0,2g
Largura de banda	DC – 50 ± 5Hz, 20dB/dec
Taxa de amostragem	148,1ou295,3amostras/segundo

identifica os comandos gerados pelo usuário para controlar máquinas. Seguindo a mesma linha de pesquisa, [20] utilizou a eletromiografia dos membros inferiores para tele controlar personagens em ambientes virtuais. Já [21] propôs utilizar a eletromiografia dos músculos da face para controlar cadeira de rodas. Em adição, [22] realizou pesquisas visando a construção de uma neuro-prótese controlada por eletromiografia.

3 Materiais e métodos

3.1 Recursos utilizados

Devido às restrições, optou-se em implementar o projeto em dois circuitos. O primeiro circuito(sensor) possui a função de captar o elétrico do músculo, adequar e transmitir as informações por rádio frequência. O segundo circuito (placa de processamento) possui a função de recepção, processamento e envio dos dados para o computador. Optou-se por esta divisão, pois já existia uma placa de processamento disponível. Deste modo a pesquisa poderia se concentrar no desenvolvimento do sensor de um modo mais enfático.

Placa de processamento

A placa de processamento, que possui um microcontrolador e um DSP, foi desenvolvida pelo grupo de engenharia biomédica na Universidade Federal de Itajubá por meio de convênio com a empresa Sensymed Ltda que cedeu um protótipo para uso nesta pesquisa. Esta placa efetua o processamento do sinal de eletromiografia proveniente do sensor e envia as amostras para um computador, por meio do protocolo USB. Este computador apresenta os sinais amostrados.

Softwares

O microcontrolador embarcado é um Microchip PIC32MX795F512L. O programa foi desenvolvido em ambiente MPLAB utilizando o compilador PIC32-C compiler, ambos da Microchip. A gravação no microcontrolador foi feita com o emulador Real-Ice da Microchip.

O código do DSP da placa de processamento foi escrito utilizando-se o ambiente de desenvolvimento Code-Composer Platinum, versão 4.0 com compilador já integrado ao ambiente, ambos da Texas Instruments. O emulador utilizado para a gravação do programa foi o XDS100v2, da Spectrum Digital.

A placa eletrônica do sensor possui um microcontrolador Microchip PIC16F1827.

O código foi desenvolvido no ambiente MPLAB utilizando o compilador HI-TECH C-Compiler, ambos da Microchip. O esquema elétrico do sensor, as simulações dos circuitos e o layout das placas foram desenvolvidos utilizando-se a suíte Cadence OrCAD 16.0.

O projeto mecânico foi realizado no software Solid Works 2008.

Tanto o desenvolvimento matemático dos filtros digitais como a análise dos sinais amostrados foram realizados utilizando-se o software Mathworks Matlab[®] R2008a.

A programação do software, que apresenta o sinal, em tempo real, para interfacear com o usuário, foi desenvolvido em Delphi. O ambiente de desenvolvimento utilizado é o Embarcadero 2010.

Comunicação sem fio

Para solução de transmissão sem fio optou-se pelo protocolo Bluetooth, dada sua popularidade, ampla disponibilidade de soluções já implementadas e características técnicas compatíveis com as necessárias. No caso desse projeto, optou-se por um módulo conversor serial Bluetooth, Roving Networks modelo RN41.

3.2 Especificações de projeto

Para a confecção do sensor, foi necessário definir parâmetros que balizassem o processo de desenvolvimento do circuito e do transdutor. Os itens a seguir definem os requisitos técnicos de cada parte do circuito de forma a garantir funcionamento satisfatório.

3.2.1 Eletrodos e caixa

Especificação do material da caixa:

A caixa deve ser construída em material leve e hipoalergênico.

Especificação do material do eletrodo:

Os eletrodos de contato ôhmico são transdutores de correntes iônicas em correntes elétricas. Estes devem ser feitos de materiais não polarizáveis, por exemplo: a prata, para redução de artefatos de movimentação [2].

Especificação de tipos de eletrodos:

Além dos eletrodos para a captação do sinal de EMG, deve-se utilizar eletrodos de realimentação ou referência para anulação de ruídos de modo comum [23].

Especificação da distância entre eletrodos:

Como a distância inter-eletrodos altera as características do sinal captado assim como interfere na seletividade do sensor [24], a distância preferida pelo autores é de 20 mm [25], pois apresenta bons resultados. Em adição, para melhorar a especificidade do sinal de eletromiografia captado, o uso de sensores duplo-diferenciais ajuda a reduzir o "cross-talk" entre os músculos [26].

3.2.2 Proteções de entrada

Especificação de proteção contra descarga eletrostática:

O corpo humano pode se carregar com cargas eletrostáticas (ESD) em quantidade suficiente para atingir ± 10 kV [27] e se descarregar em materiais condutivos com diferente potencial. Portanto, é necessário prover o circuito com proteção contra ESD para evitar danos ao sensor.

3.2.3 Front-end

Especificação de impedância de entrada:

A corrente de polarização do amplificador de entrada deve ser a menor possível para evitar polarização dos eletrodos [28].

Em adição, a impedância de entrada do sensor deve ser no mínimo 10 vezes e desejável 100 vezes maior que a impedância equivalente da pele do usuário, para que, 90% à 99%, respectivamente, do sinal de emg sobre a pele apareça nas entradas do amplificador. A pele pode ser modelada como uma fonte de tensão de impedância série equivalente, cujo valor de resistência varia entre 23kOhm à 1850kOhm, e capacitâncias entre 0.01pF à 65pF [29]. Portanto, é desejável que a impedância de entrada seja no mínimo 100MOhms para que o sensor funcione independente do tipo de pele [15].

Especificação da taxa rejeição de modo comum (CMRR):

O ambiente em volta do usuário possuir diversas fonte de ruídos de modo comum, para tanto, o sistema deve ser capaz de rejeitar estes sinais, medido pelo parâmetro CMRR. Segundo [15], o sensor deve possuir um CMRR de no mínimo 90dB.

Especificação de tolerância ao offset:

Tensões de offset provenientes dos potenciais de meia célula e sobrepotencial se de-

envolvem na interface eletrodo-eletrolítico na ordem de grandeza dos sinais elétricos biológicos [23, 4], portanto o sensor deve ser capaz de trabalhar sem saturar-se na presença de sinais DC de amplitude alta.

Especificação de banda de passagem:

É importante projetar os filtros analógicos com a banda de passagem nas frequências corretas para a reconstrução do sinal mais fiel possível. Segundo [30], sensor deve ser capaz de captar sinais de 20Hz a 500Hz para a obtenção do padrão de ativação muscular por meio da eletromiografia, pois estas frequências possuem informações importantes para este tipo de exame.

Especificação de ganho:

O sensor deve ser capaz de adquirir sinais de eletromiografia da ordem de grandeza 100 μ V a 1mV [2].

3.2.4 Filtros Digitais

Os filtros digitais devem ser utilizados para extrair o ruído residual que os filtros analógicos não foram capazes de eliminar.

Um primeiro filtro, passa-alta em 20Hz com fase linear, têm como objetivo eliminar os artefatos de movimentação de linha de base.

Um segundo filtro, este um passa-baixa em 500Hz com fase linear, em parceria com o primeiro define a banda de passagem.

Por fim são adicionados três filtros notch, em 60Hz, 180Hz e 300Hz, para eliminação de harmônicas provenientes da rede elétrica. Estes filtros devem possuir uma banda de atenuação que contemple a variação da frequência da rede elétrica de 60Hz \pm 1, e a distorção de fase deve ser mínima para não alterar o formato da onda de eletromiografia.

3.2.5 Proteções contra EMI

Filtros de entrada:

Ruídos de alta frequência, provenientes de interferências eletromagnéticas (EMI) , acoplados à entrada de sinal dos amplificadores operacionais acabam sendo retificados, adicionando assim um offset à saída [31]. Por este motivo, filtros de entrada contra EMI devem ser projetados para proteger a interface de entrada do sensor.

Layout:

O layout da placa deve possuir quatro camadas. Sendo uma camada interna usada para o plano de retorno. Esta deve possuir uma quantidade mínima possível de trilhas roteadas ou preferencialmente nenhuma, visando à diminuição da impedância de retorno de corrente. Portanto diminuindo a queda tensão sobre este plano e também diminuindo emissão eletromagnética [32]. As demais camadas podem ser utilizadas para a condução de sinais e alimentação.

É importante observar que o layout deve separar e isolar fisicamente os circuitos analógicos dos circuitos digitais, visando a diminuição de interferências entre eles.

3.2.6 Rádio frequência

Distância de operação:

Para o usuário obter liberdade de movimento, o sensor deve ser capaz de transmitir a informação no mínimo 10 metros.

3.3 Procedimentos de ensaios experimental do sensor

Alguns ensaios foram delineados baseados nos principais parâmetros para a certificação e validação do circuito eletrônico do sensor, verificando se este atende as especificações iniciais de projeto. Os motivos e métodos destes ensaios são explicados nas sub seções seguintes.

3.3.1 Ensaio de rejeição de modo comum

Para medir CMRR experimentalmente devem-se ligar as entradas diferenciais do amplificador em um mesmo nó e conectá-las a uma fonte comum [33]. O CMRR é obtido por meio da equação 3.1. O arranjo experimental utilizado é mostrado na Figura 26. O gerador de função utilizado foi o Tektronix AFG3252 e o osciloscópio utilizado foi o Tektronix TMS2024. As frequências do sinal de entrada utilizadas são 50Hz, 60 Hz, 100 Hz, 200 Hz, 300 Hz, 400 Hz, 500Hz, 600Hz, 700 Hz, 800 Hz, 900 Hz, 1000 Hz, com amplitude de 2,54 V pico à pico.

$$CMRR = 20 * \log \frac{A * V_{in}}{V_{out}} \quad (3.1)$$

Onde:

A - Ganho de amplificador de instrumentação

Vin - Sinal de entrada

Vout - Sinal de saída

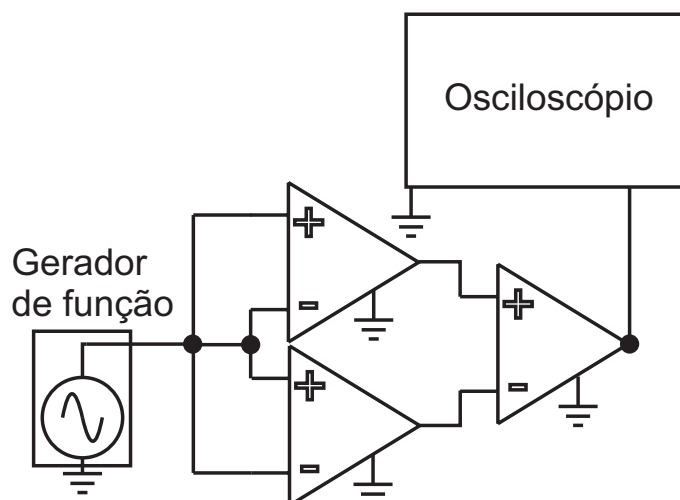


Figura 26: Arranjo experimental para medição do CMRR do sensor.

3.3.2 Resposta em frequência e ganho do circuito analógico

O gerador de função utilizado neste ensaio é o Stanford Research Systems DS360 Ultra Low Distortion. O canal 1 de saída é configurado para gerar ondas senoidais com amplitudes de $350\mu V_{pp}$, de 1Hz a 10kHz. O sinal é amostrado por um osciloscópio TMS2024B na entrada do conversor A/D, onde por meio deste é medido a amplitude resultante. O arranjo experimental é mostrado na 27.

3.3.3 Resposta em frequência dos filtros digitais

O gerador de função utilizado neste ensaio é o Tektronix AFG3252. O canal 1 de saída é configurado para gerar ondas senoidais com amplitudes de $1,0V_p$ e será conectado ao sensor como mostrado na Figura 28. O gerador de função foi configurado para fazer uma varredura de frequência de 1Hz a 750Hz, com tempo de varredura de 87,37 segundos, para gerar 2^{18} amostras. Posteriormente, as amostras são exportadas para o Matlab[®], onde elas são processadas por uma transformada rápida de Fourier e conseqüentemente, a resposta de magnitude com a frequência dos filtros digitais é obtida.

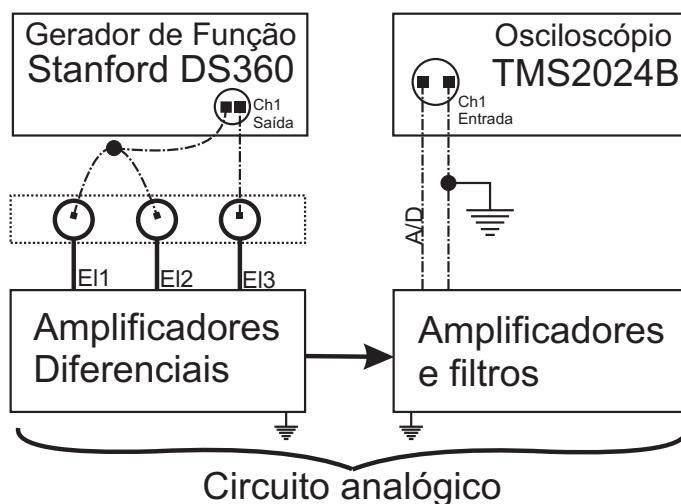


Figura 27: Arranjo experimental para medição de resposta em frequência e ganho do sensor.

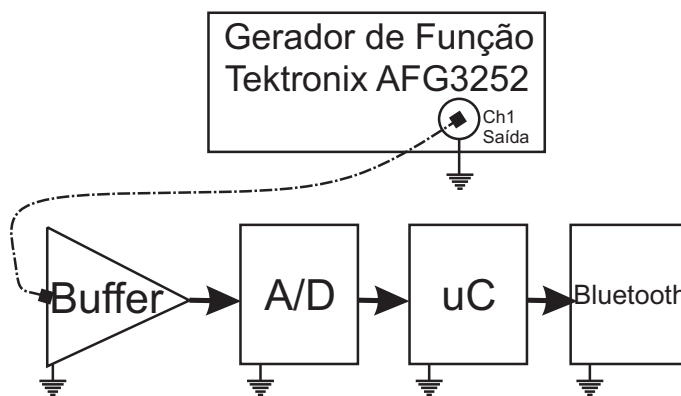


Figura 28: Arranjo experimental para medição de resposta em frequência e ganho dos filtros digitais.

3.3.4 Resposta em frequência do sensor

O gerador de função utilizado neste ensaio é o Tektronix AFG3252. O canal 1 de saída é configurado para gerar ondas senoidais com amplitudes de $100mV_p$ e foi conectado ao sensor como mostrado na 29, cujo ganho foi alterado para $17,5 V/V$. O gerador de função é configurado para fazer uma varredura de frequência de 1Hz a 750Hz, com tempo de varredura de 87,37 segundos, para gerar 2^{18} amostras. Posteriormente, as amostras são exportadas para o Matlab[®], onde elas são processadas por uma transformada rápida de Fourier e conseqüentemente, a resposta de magnitude com a frequência do sensor é obtida.

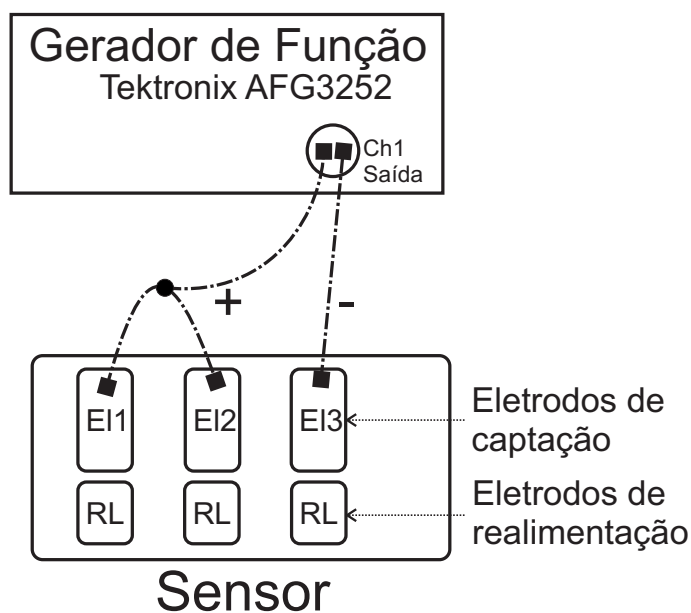


Figura 29: experimental para medição de resposta em frequência do sensor.

3.3.5 Impedância de entrada

A impedância de entrada foi mensurada utilizando o equipamento Kitley 237, segundo o arranjo experimental esquematizado na Figura 30. O equipamento de ensaio aumenta a tensão automaticamente de 150mV para 1V DC e mede a corrente que está sendo entregue a carga, à temperatura ambiente de 25°C. Devido a baixa corrente e ruídos externos, foram realizadas 4 séries de medições e a resistência de entrada aproximada é a média do inverso do coeficiente angular das curvas obtidas por interpolação linear dos dados obtidos nas medidas.

3.3.6 Ruído do sensor

O ruído do circuito analógico foi medido curto circuitando as entradas, como mostrado na Figura 31. Logo em seguida o sensor foi ligado durante 5 segundos com uma taxa de amostragem de 3000 amostras por segundo. Com o vetor de amostras obtido foi calculado o valor RMS do ruído.

3.3.7 Avaliação prática do sensor

A avaliação prática do sensor descrita neste documento objetiva apenas a verificação se o sensor é capaz de amostrar o sinal de eletromiografia sobre a pele coerentemente. Não é objetivo deste trabalho analisar os eletromiogramas adquiridos e interpretá-los dentro

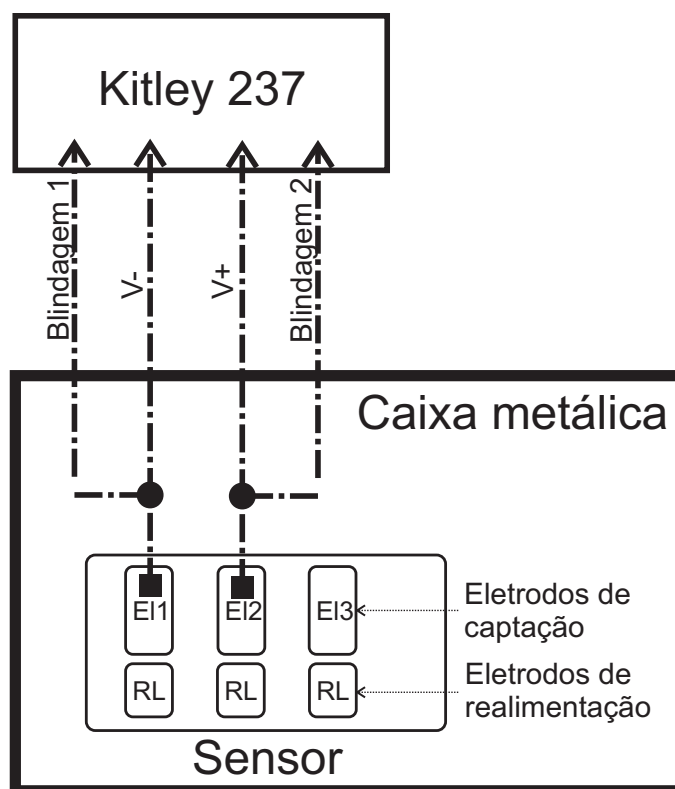


Figura 30: Arranjo experimental para medição da impedância de entrada.

do contexto médico, ou ainda, delinear os usos deste sensor para análises clínicas para as mais diversas condições. Estudos clínicos futuros devem ser executados para compor tal objetivo. Portanto, apenas um sujeito foi utilizado para a coleta dos dados. Esclarecido dos riscos, o sujeito sob avaliação é o próprio pesquisador, autor deste documento.

Equipamentos

-Bicicleta Giant AS865

-Computador de bordo Garmin com medidor de cadência e frequência cardíaca

Protocolo experimental

Uma tricotomia no local do eletrodo foi realizada (perna direita), e a região limpa e abrasada com gazes embebida em álcool para a eliminação de impurezas, visando a diminuição de artefatos de movimento [34]. Após a evaporação total do álcool, o sensor será posicionado, de acordo com a Figura 32, na região da barriga dos músculos Tibialis Anterior (TA), Medial Gastrocnemius (MG), Lateral Gastrocnemius (LG), Soleus (SL), Vastus Medialis (VM), Rectus Femoris (RF), Vastus Lateralis (VL), Biceps Femoris (BF) e Semitendinosus (ST).

Para cada músculo listado, após um aquecimento inicial, será requisitado ao voluntário

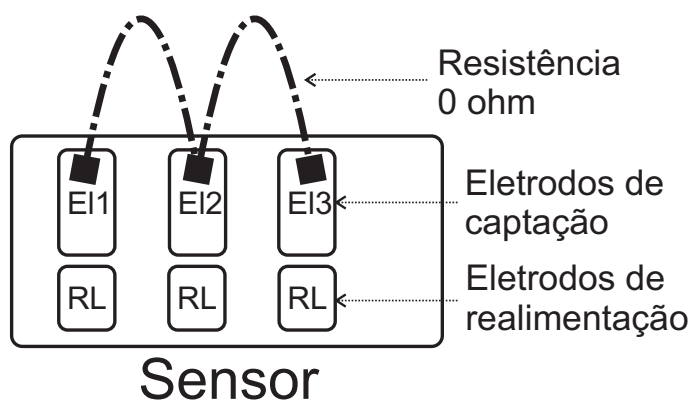


Figura 31: Arranjo experimental para medição de ruído de fundo.

pedalar em uma bicicleta de competição fixa em uma base de apoio com mecanismo de atrito com a roda traseira para a simulação de carga. Será requisitado ao sujeito manter a velocidade de 20 Km/h, indicada pelo velocímetro e a carga será aumentada até o batimento cardíaco se elevar até 120 batimentos cardíacos por minuto. Quando a velocidade e o batimento cardíaco estabilizar, o sistema de aquisição será ligado durante 30 segundos. Após o desligamento o sistema, será requisitado ao sujeito descansar.

Processamentos dos dados

A partir dos sinais obtidos de cada músculo pelo procedimento experimental prático, foram calculados os sinais RMS respectivos utilizando-se uma janela de tempo de 17ms. Em seguida, o sinal do eixo X de aceleração foi filtrado por um filtro passa baixa FIR, com janela de Hamming, ordem 1100 e com frequência de corte em 5Hz. A partir do sinal de aceleração foi obtido em quais instantes o pedal esteve em seu ponto mais alto pela identificação dos pontos de máximo, sendo este ponto adotado pela literatura [9] como referência de início de trajetória. Os pontos de referências foram sobrepostos aos respectivos sinais de EMG RMS e estes foram recortados em vários sinais, onde cada um representa um ciclo da trajetória completa do pedal. Os sinais recortados foram normalizados entre 0% e 100%. Os sinais normalizados foram sobrepostos entre si e uma curva média calculada. Finalmente, para fins comparativos, a curva de média do EMG para os músculos utilizados para teste do sensor foi comparada com a curva média RMS obtida por [35].

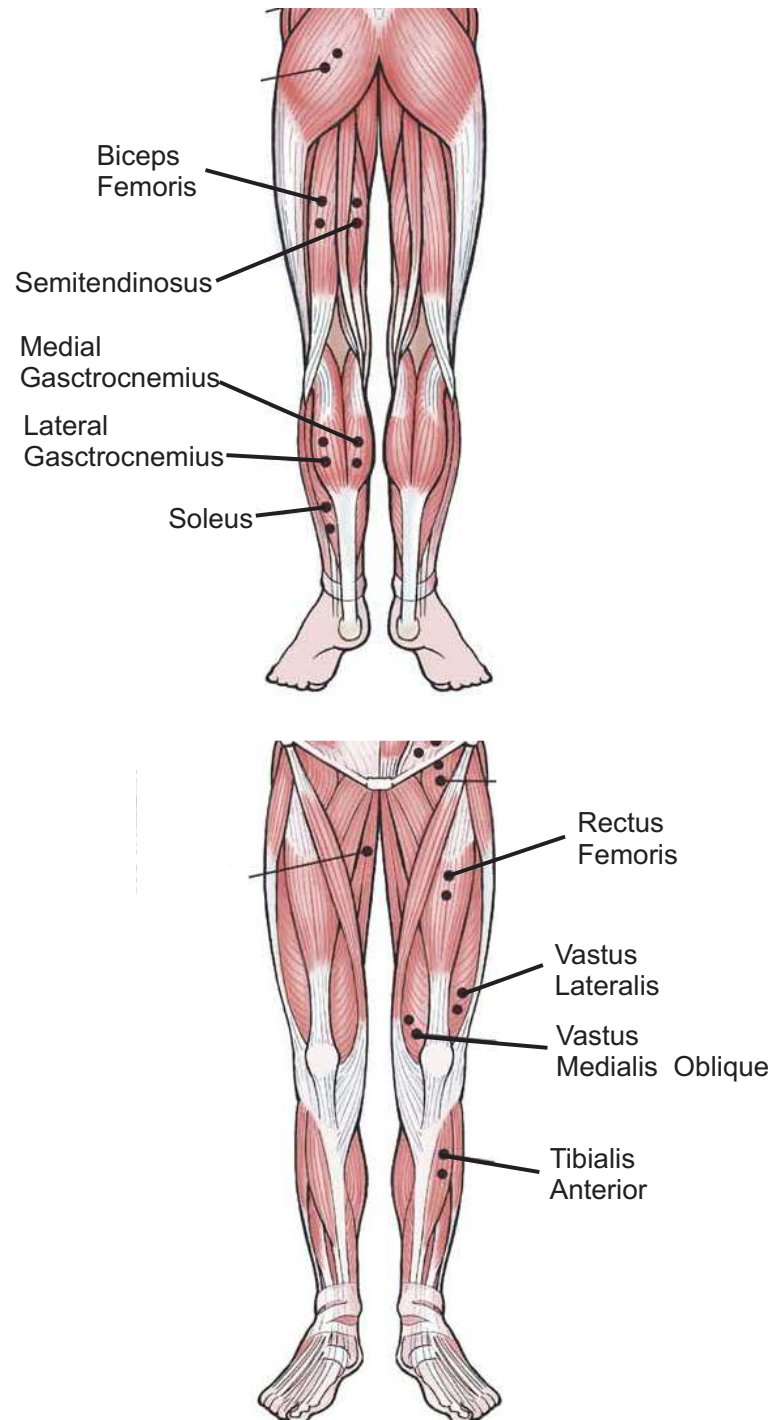


Figura 32: Referência do posicionamento dos eletrodos na perna (modificado de [7]).

4 *Resultados*

4.1 O sistema para captação do sinal elétrico muscular

O sistema desenvolvido para esse trabalho possui basicamente três partes: sensor, receptor/processador e interface com o usuário, como é resumido nas Figuras 33 e 34.

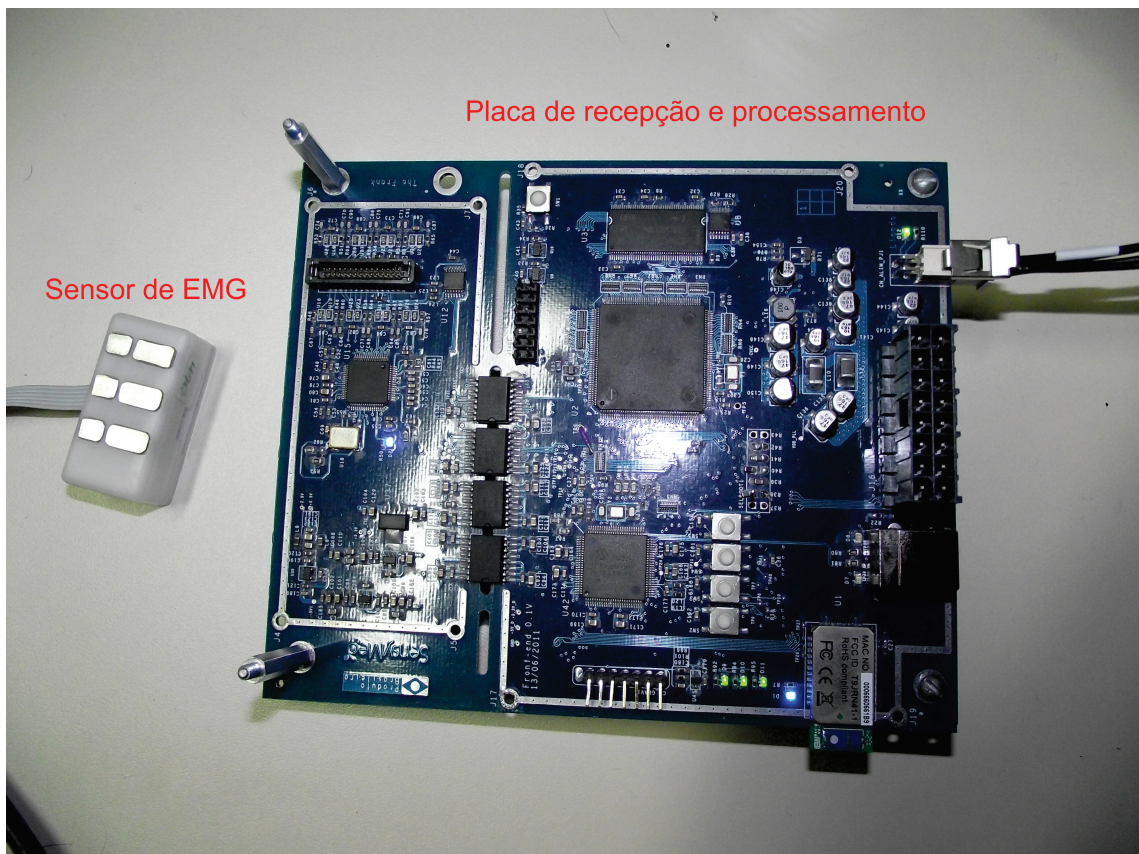


Figura 33: Foto dos circuitos eletrônicos.

Foi desenvolvido um projeto mecânico para os eletrodos e para a caixa que os apoia. O circuito do sensor é constituído de duas placas onde a primeira contém todos os circuitos analógicos e a segunda contém todos os circuitos digitais, incluindo uma reduzida

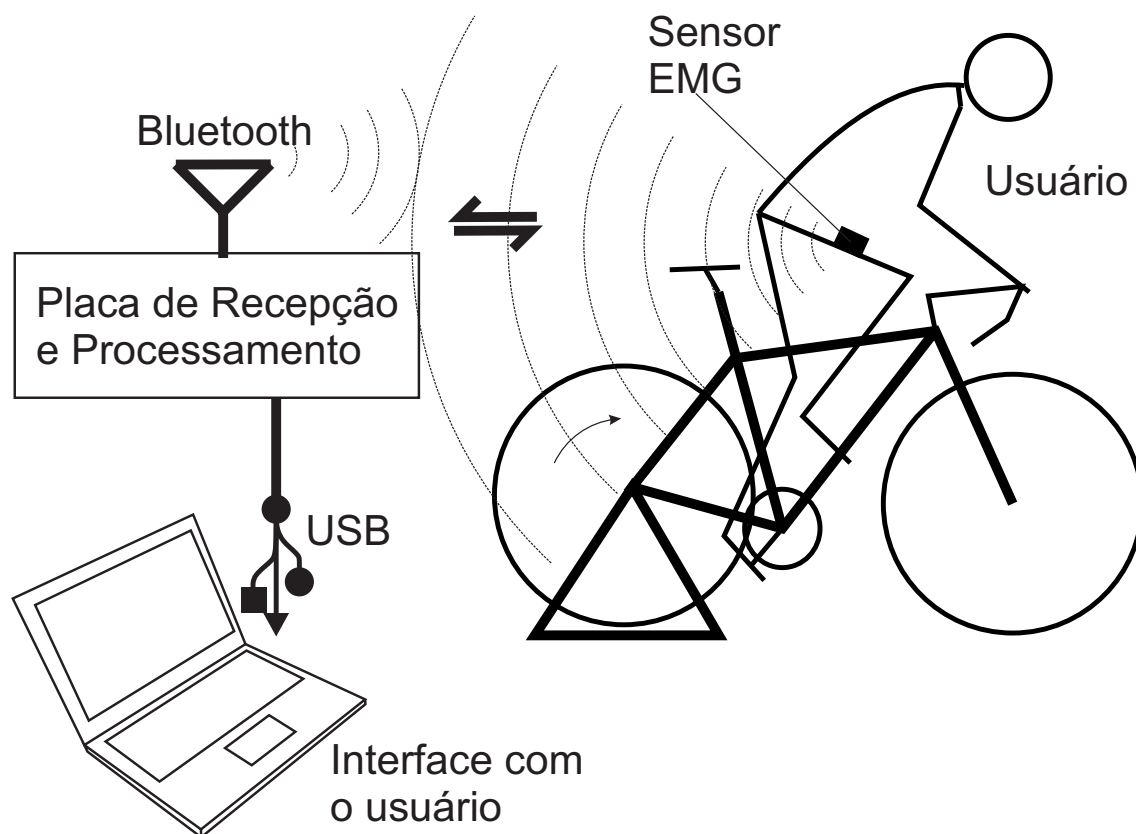


Figura 34: Esquema de montagem do sistema.

interface com o usuário. A transmissão do sinal de eletromiografia é realizada por meio do protocolo de rádio-frequência Bluetooth®. O processamento do sinal é realizado em uma placa desenvolvida pelo Grupo de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Itajubá que possui um processador de sinal (TMS320VC5502) e um microcontrolador (PIC32MX795F512L) para controle e gerenciamento do equipamento. O projeto dos filtros digitais e pós-análise dos sinais foram realizados utilizando o software MatLab®. Para observação do sinal em tempo real, foi desenvolvido um software em Delphi®.

4.2 Projeto mecânico

O sensor pode ser preso ao corpo do usuário com uma cinta ou com fita adesiva. Para isso foi projetada e usinada uma caixa segundo o projeto como mostrado nas Figuras 35 e 36.

Os cantos foram arredondados para não ferir a pele do usuário. Um corte na tampa foi inserido para a passagem de uma cinta elástica para fixar o sensor ao corpo. O espaço entre eletrodos pode ser utilizado para colar fita dupla-face hipoalergênica para fixar o sensor à pele.

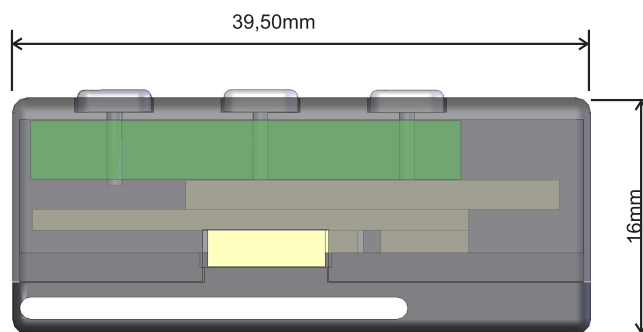


Figura 35: Visão lateral do sensor.

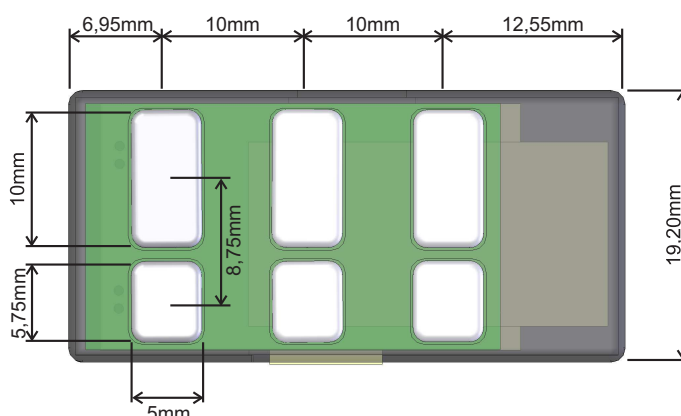


Figura 36: Visão inferior do sensor.

O plástico utilizado foi o Polyoxymethylene (Acetal) que possui histórico na utilização de equipamentos médicos segundo a norma [36], pois é biocompatível e apresenta boas características de resistência mecânica, estabilidade dimensional, baixo peso, boa resistência à absorção de água e é facilmente usinável.

A fotografia da cinta elástica mostrada na Figura 37, além de possuir a função de fixação ao corpo, também serve de suporte para bateria do circuito. A cinta é feita de tecido utilizado normalmente em vestuários, como fitas elásticas e velcro.

4.3 Eletrodos

O sensor de eletromiografia possui seis eletrodos que permanecem em contato com a pele. Os eletrodos são soldados ao sensor. Existem dois tipos de eletrodos: o primeiro tipo de eletrodo é responsável pela captação do sinal elétrico muscular, e o segundo é responsável pela realimentação para a diminuição do ruído do modo comum.

Os eletrodos foram usinados em latão e revestidos por uma camada de prata pelo processo químico de eletrodeposição. O latão foi escolhido por apresentar baixo custo e

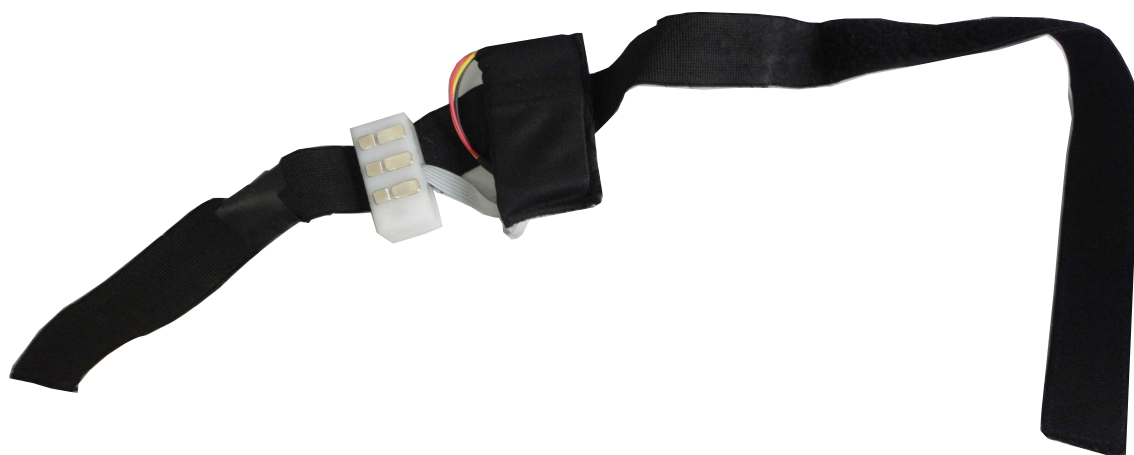


Figura 37: Foto do sensor montado na cinta elástica.

facilidade para usinagem e serve de base para o eletrodo. A camada de prata, tradicional material utilizado para construção de eletrodos, realiza o processo de transdução de corrente iônica para corrente elétrica. Os eletrodos foram projetados para funcionarem mesmo sem a presença de substâncias eletrolíticas artificiais aplicadas sobre a pele. Os íons presentes naturalmente na pele trabalham como solução eletrolítica.

A área de contato com a pele de cada eletrodo foi mantida a maior possível para diminuir a resistência parasita série R_S . As bordas dos eletrodos foram abauladas para não permitir cantos que possam ferir a pele.

Os três eletrodos para a captação de sinal foram dispostos paralelamente como mostrado na Figura 38. O sinal diferencial amostrado entre o eletrodo 1 e o eletrodo 2 é subtraído do sinal diferencial amostrado entre o eletrodo 2 e o eletrodo 3 para a redução de "cross-talk". Entretanto, a distância de 2 mm entre eletrodos foi reduzida para 1 mm para melhorar a seletividade da captação do potencial de ação muscular e reduzir dimensões gerais do sensor, e facilitar seu uso em músculos de menor comprimento.

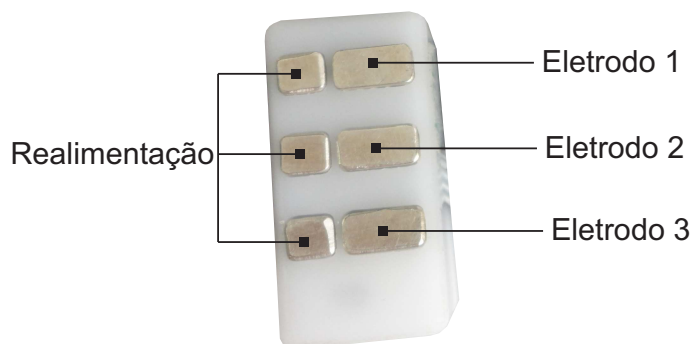


Figura 38: Fotografia e disposição dos eletrodos no protótipo.

Os eletrodos de realimentação foram colocados ao lado de cada eletrodo de captação

de sinal para aumentar a área de contato do eletrodo de realimentação com a pele.

4.4 Circuitos

O sensor é constituído de 8 subunidades de circuito analógico e de 3 subunidades de circuito digital, como esquematizadas na Figura 39.

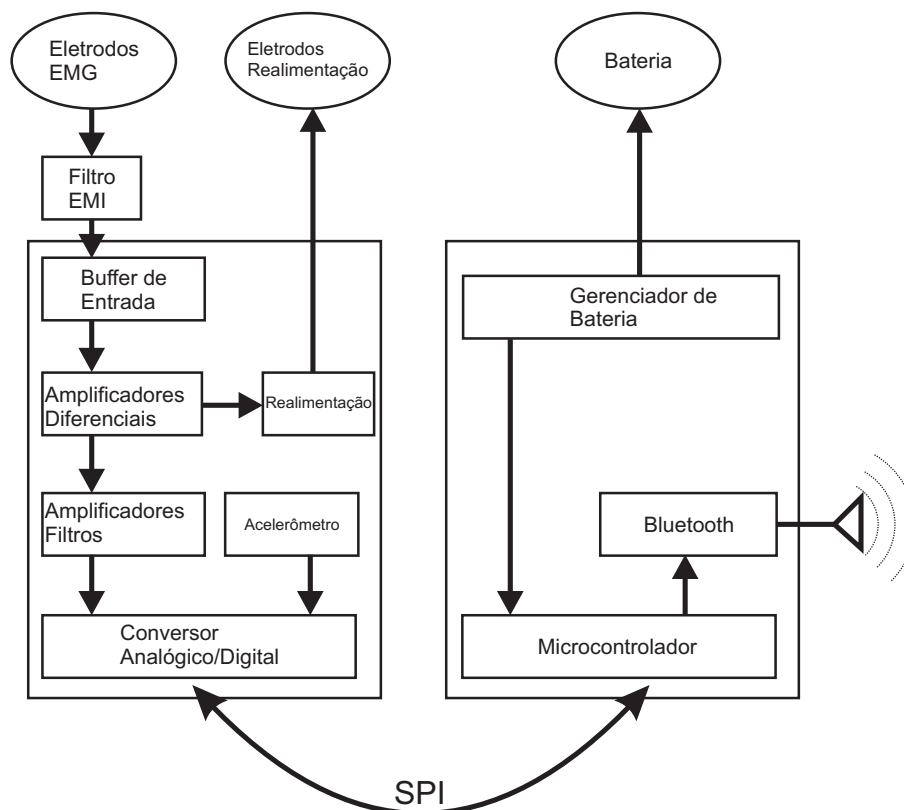


Figura 39: Diagrama do circuito analógico e digital.

4.4.1 Filtros contra EMI e proteção contra descarga eletrostática.

Ondas eletromagnéticas induzem correntes no corpo humano segundo, e consequentemente, essas correntes quando circulam pela resistência presente no corpo humano, causam quedas tensões, induzindo ruído elétrico misturado ao sinal biológico. Essas ondas magnéticas são provenientes da rede elétrica, equipamentos eletroeletrônicos, estações de rádio frequência como torres de rádio, celular e outros. Em adição, o corpo humano é capaz de acumular cargas eletrostáticas que atingem milhares de volts por meio de atrito. Para minimizar os efeitos do ruído sobre o sinal de interesse e proteger o circuito contra

ESD, um primeiro estágio de filtro passa baixas para limitação da banda de frequência foi projetado, como mostrado na Figura 40.

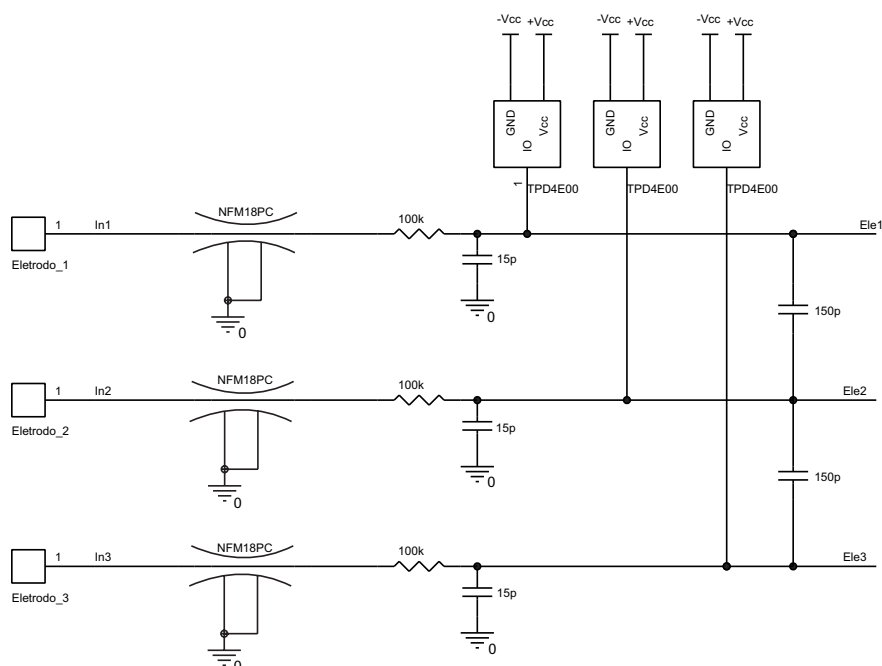


Figura 40: Filtro de entrada para eliminação de alta frequência e proteção contra ESD.

O primeiro filtro contra EMI no modo diferencial é composto pelo componente Murata Electronics North America NFM18PC104R1C3D. Este componente fornece uma perda de inserção em 300 kHz de aproximadamente 17 dB e atinge a maior atenuação em frequências por volta de 3 GHz, como mostrado na Figura 41.

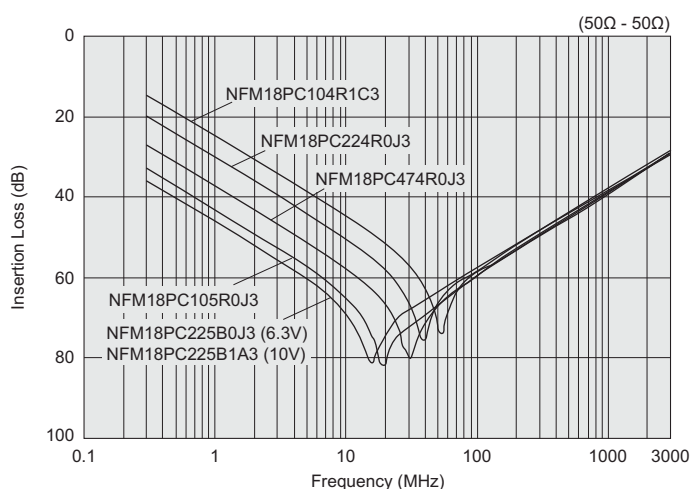


Figura 41: Perda de inserção do componente NFM18PC [8].

O segundo filtro contra EMI de modo comum é um filtro passa baixas RC formado pelo par $R = 100\text{k}\Omega$ e $C = 15\text{pF}$, como mostrado na Figura 40 e seus equivalentes

nos nós Ele2 e Ele3. A frequência de corte foi posicionada em aproximadamente 106,157 kHz. Entretanto, esta topologia de filtro RC geralmente piora o CMRR do circuito por causa da tolerância dos seus componentes, pois estes filtros desbalanceiam as impedâncias nas entradas do amplificador de instrumentação [31]. Para diminuir o impacto do desbalanceamento no CMRR, foram introduzidos os capacitores de $C = 150\text{pF}$ entre as entradas do sensor, com valor 10 vezes maior que os capacitores $C = 15\text{pF}$, o que resulta em uma melhora de 20 vezes no erro de rejeição de modo comum [37]. Adicionalmente, os capacitores entre as entradas diferenciais foram escolhidos para limitar a frequência do sinal diferencial em 5 kHz.

A proteção do sensor contra ESD é realizada pelo componente Texas Instruments TPD4E004DRYR, especificamente projetado para esta finalidade. Segundo o seu respectivo manual [38], ele é capaz de suportar transientes de ESD de $\pm 15\text{kV}$ Human-Body Model (HBM).

4.4.2 Buffers de entrada

Para o sensor funcionar sem a necessidade de solução eletrolítica artificial como pastas condutoras, o sensor deve ser capaz de aproveitar a solução eletrolítica formada com os íons presentes naturalmente sobre a superfície da pele por meio de uma alta impedância de entrada. Sendo assim, a corrente iônica possuirá menor intensidade e finalmente a impedância equivalente da pele será maior. A maneira adotada foi a inserção de buffers construídos com amplificadores operacionais AD8692, que necessitam de corrente de entrada para polarização de 6 pA em 40°C . A Figura 42 mostra o circuito construído.

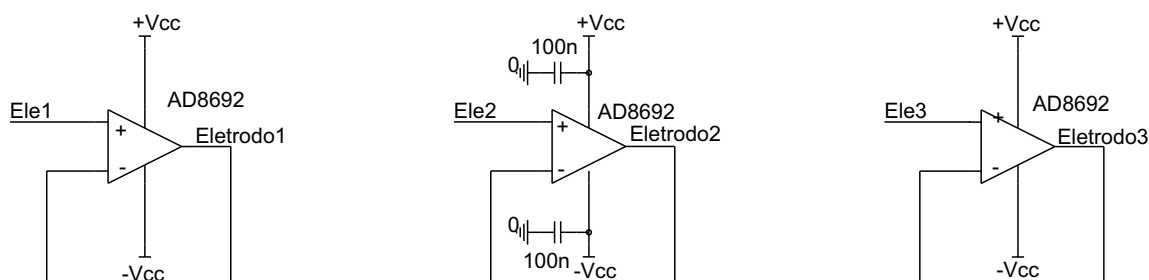


Figura 42: Circuito do buffer de entrada.

4.4.3 Duplo amplificador diferencial

O Duplo amplificador Diferencial (DD), mostrado na Figura 43, é utilizado para a atenuação de cross-talk entre os músculos.

Para evitar saturação do estágio de ganho posterior, o ganho neste estágio foi reduzido, pois as tensões de offset provenientes dos potenciais de meia célula e sobrepotencial se desenvolvem na interface eletrodo-eletrolítico e são da ordem de grandeza dos sinais elétricos biológicos. Especificou-se empiricamente que o sensor deve suportar tensões de offset de até 500 mV, sendo a tensão de alimentação do circuito analógico de $\pm 1,65V$ e a tensão de referência em 2,5 V. Assim o ganho máximo aceitável para este circuito deve ser de 5. Portanto, os ganhos foram configurados em 1,04 para os amplificadores U1,U2 e 1 para o amplificador U3, totalizando o ganho total de 1,04.

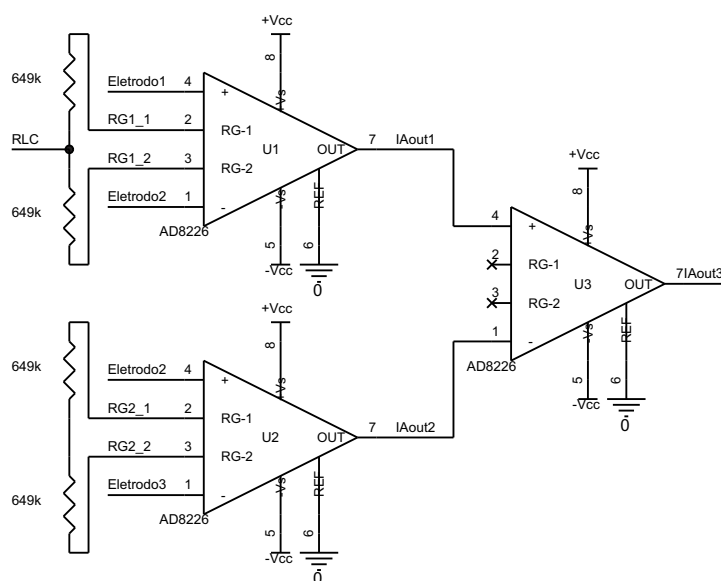


Figura 43: Circuito DD para eliminação de cross-talk entre os músculos.

4.4.4 Filtragem e amplificação

Este estágio amplifica e filtra o sinal para limitar a banda de frequência do EMG.

O filtro passa faixa deste circuito possui a frequência de corte inferior projetada em 20 Hz para eliminação de ruído de movimentação de linha de base e a frequência de corte superior projetada em 520 Hz para limitar o espectro do sinal de entrada a ser amostrado e este obedecer ao critério de Nyquist.

O primeiro estágio é um filtro passa alta com a frequência de corte projetada em 20 Hz. O segundo e o terceiro estágio são filtros passa-baixa de primeira ordem cascadeados com as frequências de corte projetadas, respectivamente, em aproximadamente 907Hz e 668Hz, sendo a frequência de corte resultante de 519Hz, devido à interseção entre os pólos de ambos os filtros [39]. O ganho projetado deste estágio é de 923 V/V para aquisição de sinais de eletromiografia de até 2500uV de pico à pico. O circuito projetado é mostrado

na Figura 44.

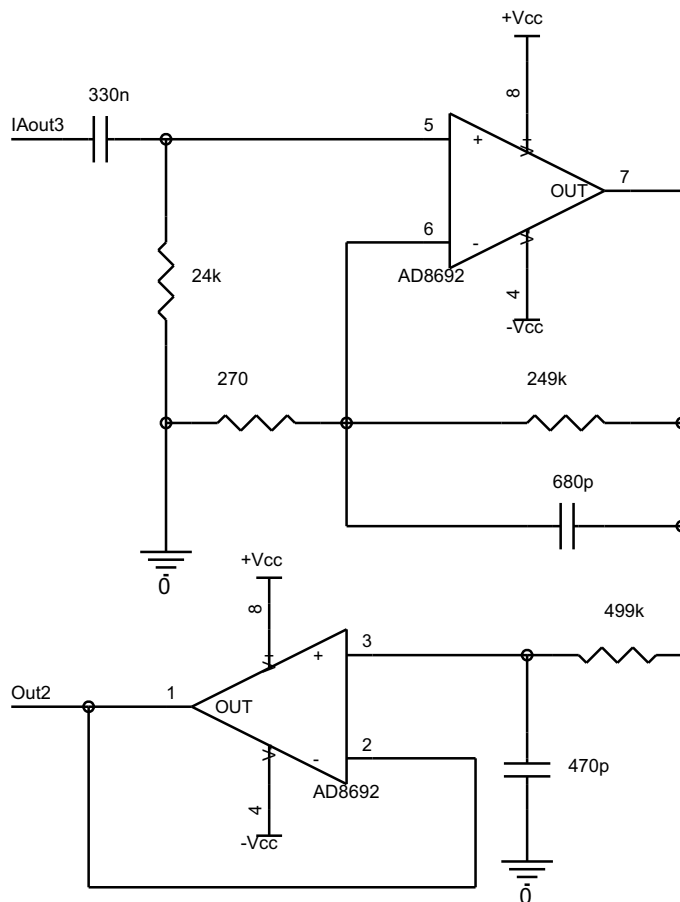


Figura 44: Circuito de amplificação e filtragem.

4.4.5 Realimentação

A realimentação possui proteção contra ESD utilizando o componente TPD4E004, e também possui um filtro para eliminação de RF utilizando o componente NFM18PC. O ruído de modo comum é coletado no amplificador de instrumentação e amplificado de 20 V/V. Um filtro passa-baixa com frequência de corte em 4423 Hz é utilizado para limitar a banda de frequências na realimentação. O circuito projetado é mostrado na Figura 45.

4.4.6 Acelerômetro

O acelerômetro utilizado é o modelo ADXL325 com faixa de aceleração $\pm 5g$, cujo sinal de saída é analógico e proporcional à aceleração sofrida pelo componente. A largura de banda do sinal de saída é definida pelo filtro RC formado pela resistência interna de 32 kOhms e o valor dos capacitores nas saídas Xout, Yout e Zout, adicionados externamente

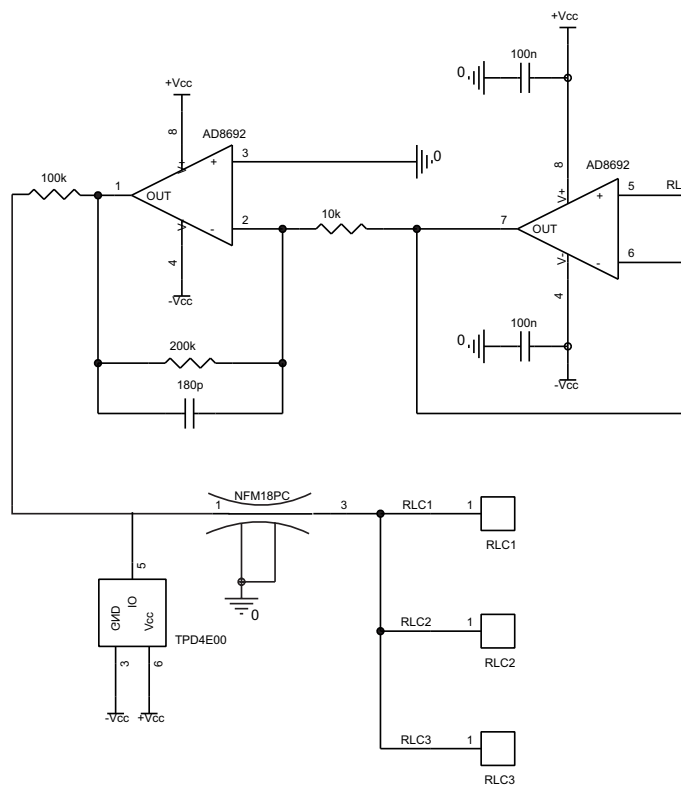


Figura 45: Circuito de Realimentação.

para configurar a largura de banda do sinal de saída, cuja frequência de corte neste projeto é de 50 Hz. Os buffers nas linhas Xout, Yout e Zout foram necessários devido à exigência do fabricante do conversor analógico digital. O circuito é mostrado na Figura 46.

4.4.7 Conversor analógico digital

O conversor analógico digital Analog Device AD7689 de 16 bits possui 8 canais multiplexados e utiliza a técnica de aproximação sucessiva por redistribuição de cargas. O circuito construído é mostrado na Figura 47.

A comunicação digital com o microcontrolador é feita por meio de um barramento SPI com a tensão de nível lógico alto em 3,3V. As entradas são configuradas para serem referenciadas ao terra analógico aplicado ao pino COM para que o código de saída seja em formato de complemento de 2. Os canais 0 e 1 são utilizados para amostragem do sinal de eletromiografia, com taxa de 3000 amostras por segundo, onde o primeiro canal de amostra o sinal obtido de um par de eletrodo diferencial e o segundo canal amostra o sinal obtido dos eletrodos duplo diferencial. Os canais 2, 3 e 4 amostram, com taxa de 300 amostras por segundo, os sinais dos eixos do acelerômetro X, Y e Z, respectivamente. O canal 5 amostra a tensão de alimentação.

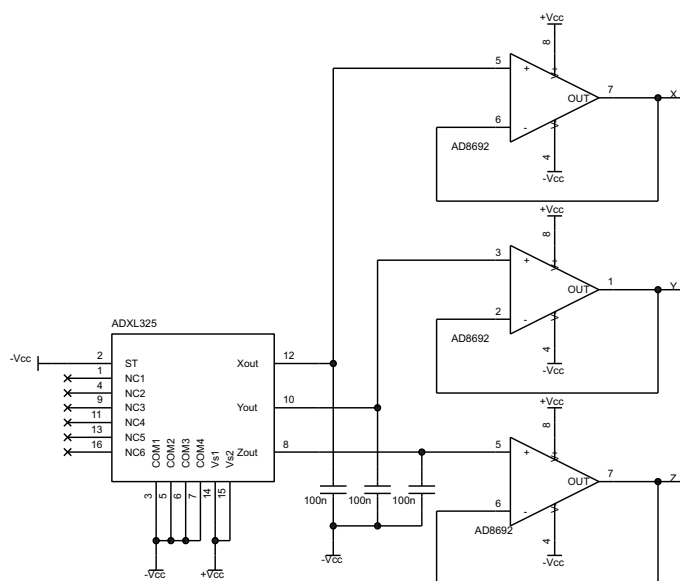


Figura 46: Circuito do acelerômetro.

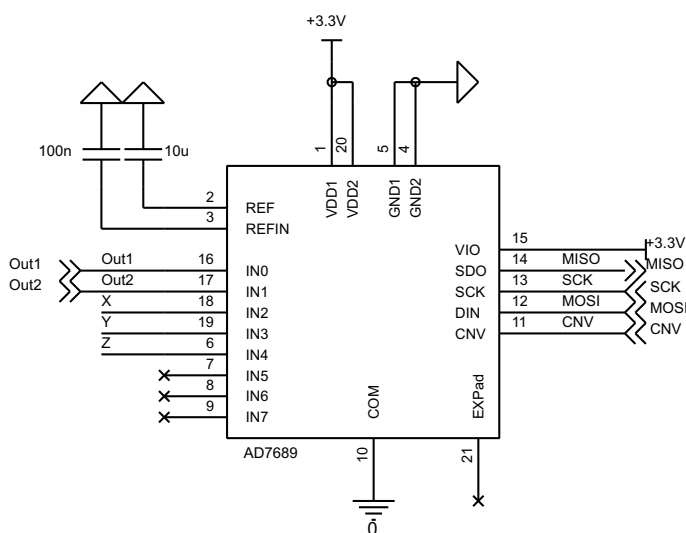


Figura 47: Circuito do conversor analógico para digital.

4.4.8 Regulador de tensão

Devido às restrições de tamanho e a necessidade de circuitos geradores de tensão negativa não ruidosos, opto-se por utilizar o regulador linear Analog Devices ADP1714 para gerar as tensões negativas e proporcionar a alimentação simétrica necessária para o circuito funcionar. O ADP1714 mantém a tensão de saída no pino 5 seguindo a tensão configurada pelo usuário no pino 4 dentro de um certo limite, segundo o modelo do integrado.

Portanto, se a tensão no pino TRK for 1,65V relativo à terra do circuito, o pino OUT vai possuir 1,65V referenciado à terra do circuito digital com baixa impedância equivalente,

consequentemente é possível definir esse ponto como terra analógico. A Figura 48 mostra o circuito projetado. Capacitores de desacoplamento foram colocados na entrada e saída do regulador para estabilização da tensão e filtragem de ruídos. Os indutores possuem a função de filtragem da tensão de alimentação proveniente dos circuitos digitais.

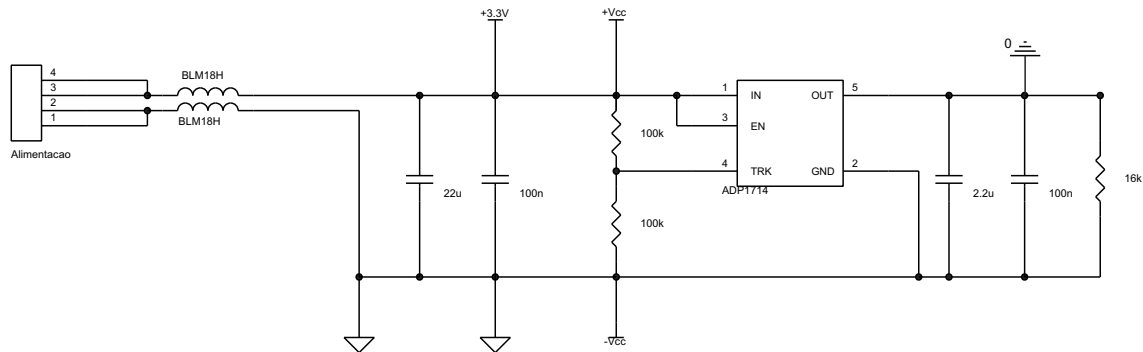


Figura 48: Circuito do regulador de tensão.

4.4.9 Microcontrolador

O microcontrolador utilizado é o Microchip PIC16F1827, escolhido por apresentar baixo consumo e possuir a quantidade de portas necessárias para controlar o sensor, portanto otimizando o tamanho. Um LED foi adicionado para informar o status do sensor. Oscilador externo foi preferido para garantir precisão no controle da frequência de amostragem, visto que o conversor A/D não a gerencia. A Figura 49 mostra o circuito.

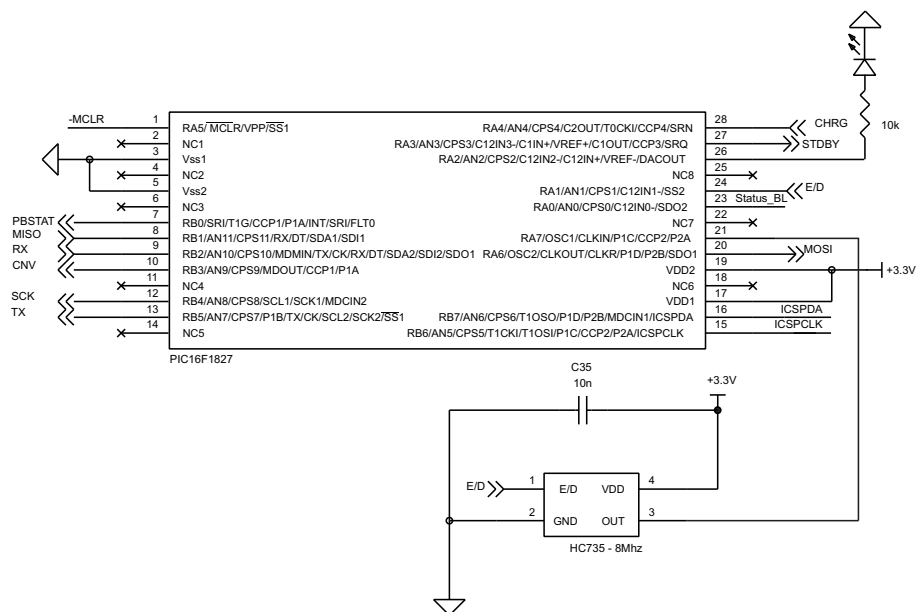


Figura 49: Circuito do microcontrolador.

4.4.10 Regulador de tensão e gerenciador de bateria

O circuito integrado Linear Technology LTC3553, foi selecionado porque desempenha todas as tarefas referentes à alimentação do circuito. O sensor é alimentado por uma bateria de íon de lítio recarregável. A corrente selecionada é de 70 mAh para carregar a bateria devagar para aumentar sua vida útil. Este circuito provê dois reguladores de tensão, sendo o primeiro do tipo LDO, e o segundo do tipo chaveado. Foi escolhido apenas a utilização do LDO porque adiciona menos ruído ao sistema. Capacitores de desacoplamento foram inseridos segundo recomendações da documentação técnica. Esse integrado também possui uma entrada para conectar um botão, tal que possa servir de interface com o usuário, permitindo à esse ligar ou desligar o sensor. A Figura 50 mostra o circuito.

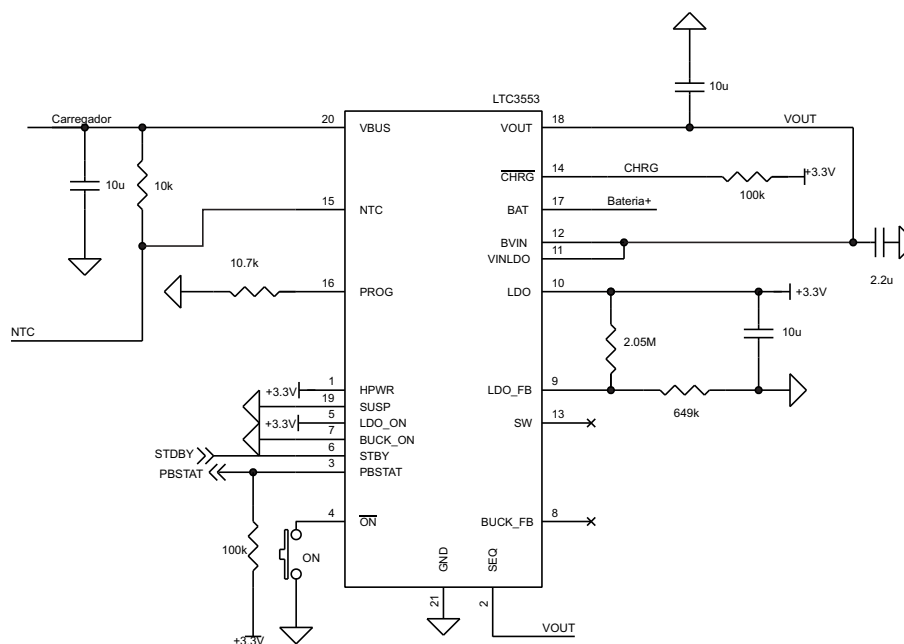


Figura 50: Circuito do gerenciador de bateria.

4.4.11 Módulo Bluetooth®

As informações são transmitidas do sensor para o módulo de processamento usando o protocolo de rádio frequência Bluetooth®. Esta abordagem foi escolhida por ser um protocolo testado e popularmente utilizado, assim como a fácil disponibilidade de soluções no mercado, acelerando assim a implementação do projeto. Entretanto, o microcontrolador possui interface serial, então se providenciou um módulo conversor serial-Bluetooth, para que não houvesse a necessidade de programar o protocolo. Foi escolhido para o projeto o

módulo Roving Networks RN1, por apresentar boas características de estabilidade na comunicação, e porta serial disponível para a comunicação com o microcontrolador, antena embutida, e tamanho compatível como o sensor de EMG. A Figura 51 mostra o circuito.

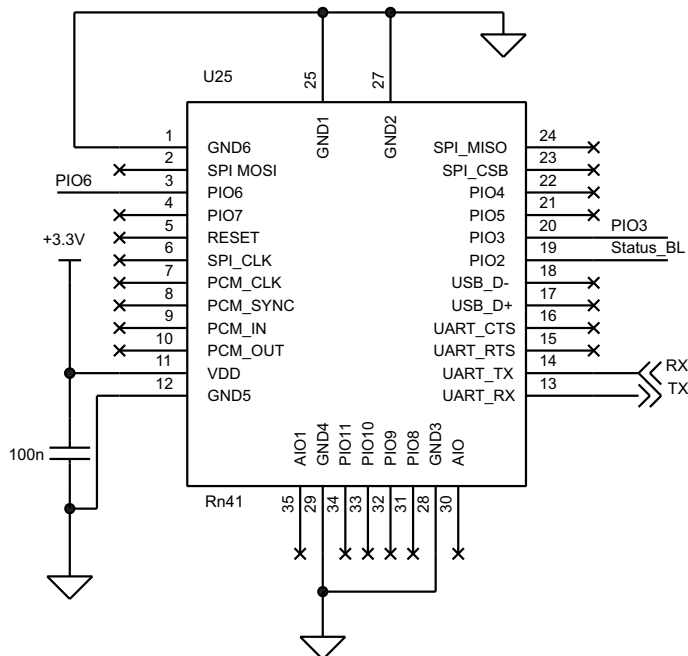


Figura 51: Circuito do módulo bluetooth.

4.5 Layout das placas de circuito impresso

O layout das placas de circuito impresso do circuito analógico e digital, que constituem o sensor são mostradas nas Figuras , respectivamente. A camada superior e inferior das placas digital e analógica são utilizadas para o roteamento de trilhas de sinal. As camadas intermediárias são utilizadas para o roteamento dos planos de alimentação, sendo uma delas praticamente exclusiva para o roteamento do plano de referência.

4.6 Filtros digitais

O DSP utilizado para implementar os filtros foi o Texas Instruments TMS320VC5502PGF300, com processamento em ponto fixo, com capacidade de executar 600 milhões de instruções por segundo (MIPS). Os projetos dos filtros digitais passa-alta, passa-baixa e notch foram executados utilizando a ferramenta FDATOOL do MatLab®), sendo as frequências de corte definidas em - 6dB.

4.6.1 Filtro FIR - passa alta e passa baixa

O DSP escolhido processando 3000 amostras por segundo é capaz de executar 150.000 instruções entre amostras. Visto a capacidade de processamento disponível para essa aplicação, optou-se por se utilizar filtros do tipo FIR por que apresentam atraso fase linear nas frequências de interesse [40], e conseqüentemente, não distorcem o sinal. Adicionalmente, a estabilidade do filtro não é prejudicada por arredondamentos matemáticos, que é um problema agravado em processadores que trabalham em ponto fixo. Porém o custo destes benefícios é a exigência de um poder computacional maior. De fato, para a aplicação deste projeto e o DSP utilizado, um filtro FIR com ordem 550 não apresentou empecilhos, sendo o código implementado em assembly.

Para o filtro passa-baixa e passa-alta foram executadas diversas simulações utilizando diferentes metodologias de projeto. Aquela que apresentou a melhor resposta foi usando o método de janelamento, com janela do tipo Hamming, de ordem 550, com as frequências de corte em 20Hz e 500Hz, respectivamente. Nas Figuras 54 e 55 são mostradas as respostas em frequência de fase e magnitude dos filtros passa-baixa e passa-alta, respectivamente.

4.6.2 Filtro IIR - notch

Para filtrar as frequências de interferência da rede elétrica presentes no sinal de eletromiografia é aplicada uma sequência de filtros notch do tipo IIR na frequência fundamental de 60 Hz, assim como em suas 3^o e 5^o harmônicas. As respostas em frequência em fase e magnitude do filtro notch em 60Hz é mostrada na Figura 56. O comportamento do filtro para as demais frequências é semelhante, salvo a posição da frequência que se deseja eliminar.

4.7 Software para análise dos dados

O software foi desenvolvido em Delphi cujo diagrama de blocos com a estrutura lógica do software é mostrado na Figura 4.29. Quando o software é inicializado, a interface gráfica inicializa as classes que compõe a unidade lógica "Controladora". Logo em seguida, a Controladora inicia as classes "Porta de Comunicação" e "Desenhar Gráfico". Por sua vez, a Porta Comunicação inicia o bloco lógico "Threads para Coleta de Dados". O bloco Interface Gráfica contém a lógica para o desenho estático da janela do software. O bloco Controladora executa todas as tarefas lógicas do software, servindo como um

agente centralizador para sincronizar as tarefas de recepção de dados e traçado de sinal. O bloco Porta de Comunicação tem a função de gerenciar a porta de comunicação serial do Windows®. O bloco Threads possui a função de coletar os dados provenientes da porta serial. Finalmente, o bloco Desenhar Gráfico possui a função de desenho dos sinais do acelerômetro e EMG na tela em tempo real.

A Interface gráfica, apresentada na Figura 4.30, mostra o sinal de eletromiografia em tempo real no campo preto superior. Os três eixos X, Y e Z do acelerômetro são mostrados nos três campos pretos inferiores. O usuário pode selecionar a base de tempo de 500ms até 50 segundos, assim como a escala de tensão do eixo Y do sinal de EMG e do sinal do acelerômetro independentemente. Um botão no canto superior direito chamado "Parar/Iniciar" permite ao usuário congelar a forma de onda para análise. O botão "Limpar" apaga a caixa de mensagens do software para o usuário. O botão "Atualizar" modifica as configurações de escala dos gráficos. O botão "Desconectar/ Conectar" abre uma porta serial para comunicação com a placa de processamento. O botão "Ping" envia mensagens de verificação se o sensor está respondendo normalmente aos comandos da interface.

4.8 Resultados experimentais do sensor

4.8.1 Razão de rejeição de modo comum

O CMRR do sensor é extremamente sensível ao desbalanceamento das impedâncias de entrada e varia de acordo com a frequência, portanto foi medido o CMRR de 50 a 1000 Hz, utilizando o procedimento experimental descrito na seção 3.3.1.

O CMRR é calculado utilizando-se a Equação (3.1), e os resultados obtidos experimentalmente são mostrados na Tabela 3. Notou-se uma piora de CMRR com o aumento da frequência, pois as impedâncias parasitas tendem a serem mais proeminentes em frequências maiores. Para as principais frequências de modo comum de 60Hz e 50Hz, que são predominantes, o sistema apresentou o CMRR de 82dB. O resultado obtido é satisfatório, pois aproxima-se à especificação de projeto inicial.

4.8.2 Resposta em frequência e ganho do circuito analógico

A resposta em frequência do circuito analógico é mostrada na Figura 59, cujos resultados foram obtidos usando o procedimento experimental explicado na seção 3.3.2. As frequências de corte, que neste caso são definidas em -3dB, se localizam próximo dos

Tabela 3: CMRR experimental.

<i>Frequência (Hz)</i>	<i>Amplitude do sinal de entrada (dB)</i>	<i>Amplitude do sinal de Saída</i>	<i>CMRR experimental (dB)</i>
50	1,34	-66,7	82
60	1,34	-66,3	82
100	1,34	-66,7	82
200	1,34	-65,9	81
300	1,34	-64,7	80
400	1,34	-63,9	79
500	1,34	-61,9	77
600	1,34	-61,5	77
700	1,34	-61,1	76
800	1,34	-60,3	76
900	1,34	-59,9	75
1000	1,34	-59,5	75
*0 db = 1Vrms	**A = 5		

pontos desejados de 20Hz @20dB/Dec e 520Hz@20dB/Dec e nota-se que circuito está amplificando 960 V/V.

4.8.3 Resposta em frequência e ganho dos filtros digitais

A resposta em frequência dos filtros digitais, obtidas pelo procedimento explicado na seção 3.3.3, são mostradas na Figura 60. As frequências de corte baixa e alta, que são definidas em -6dB, se localizam respectivamente em 20Hz e 500Hz. Os filtros notch filtraram as frequências de 60Hz, 180Hz e 300Hz. O ganho total dos filtros é unitário. Portanto, os filtros estão se comportando conforme projetado

4.8.4 Resposta em frequência do sensor

Usando o procedimento experimental explicado na seção 3.3.4, as respostas em frequência obtida do sensor são mostradas na Figura 62. As frequências de corte estão muito próximas das especificadas e as frequências anuladas são correspondentes às frequências de interferência da rede elétrica e suas duas primeiras harmônicas ímpares. Portanto, o sensor está filtrando corretamente o sinal.

4.8.5 Impedância de entrada

Utilizando o procedimento experimental explicado na seção 3.3.5, a Figura 62 mostra os resultados da corrente de em função da tensão de entrada do sensor. A curva cheia mostra a interpolação linear da curva média resultante das curvas obtidas por meio das medições, onde sua equação é mostrada no gráfico. O inverso do coeficiente angular da reta interpolada é a resistência de entrada do circuito que é aproximadamente, 624M Ω . Portanto, a impedância de entrada do circuito atende às especificações determinadas por [15] cuja recomendação é que o eletromiógrafo possua no mínimo 100M Ω de impedância de entrada.

4.8.6 Ruído de linha de base

Ao calcular o valor RMS do sinal, aquisitado usando o procedimento experimental explicado na seção 3.3.6, obtém-se um sinal de 4 μ V RMS referenciado à entrada. Portanto, não atendendo à especificação recomendada por [15] de 1 μ V RMS, entretanto, o valor do ruído de linha de base não se mostrou um fator limitante no desempenho do circuito de maneira geral para a aplicação proposta à este sensor.

Para a solução deste inconveniente, alguns experimentos foram realizados e chegou-se a conclusão que os amplificadores operacionais, principalmente os buffers de entrada, são as principais fontes de ruídos. Portanto, um reprojeto utilizando componentes menos ruidosos seria necessário, ou até mesmo a eliminação dos buffers, que por outro lado impacta na diminuição da impedância de entrada.

4.8.7 Resultados Práticos

Os resultados do teste prático do procedimento explicado na seção 3.3.7 é detalhado nesta seção. Na Figura 63, é mostrado o comparativo do sinal de sEMG bruto de três ciclos de pedalada subsequentes obtido com o sensor construído (linha azul) e sinal obtido por [9] (Linha vermelha). O sinal mostrado por [9] foi captado com amplificadores (Biovision, Wehrheim, Alemanha) e módulo de conversão A/D USB-6210, National Instruments, Austin, Texas, além de um chave eletrônica para a detecção da posição do pedal da bicicleta no ponto mais alto de sua trajetória.

Por inspeção visual, é possível notar uma semelhança dos padrões de ativação muscular. Algumas diferenças se revelaram entre os dois sinais. Futuros testes mais abrangentes

e rigorosos devem ser realizados para determinação da causa das diferenças. Em adição, o acelerômetro integrado ao sensor se revelou útil para a sincronização dos dados, desempenhando a mesma função da chave eletrônica utilizada por [9], consequentemente, diminuindo a quantidade de sensores montados no sujeito sobre avaliação.

As Figuras 64 à 72 mostram os sinais RMS dos eletromiogramas e os sinais dos acelerômetros de todos os ciclos de pedalada normalizados e sobrepostos para cada um dos nove músculos observados no teste, assim como as respectivas curvas médias. Nota-se a periodicidade dos sinais coletados, visto que o movimento realizado é cíclico, portanto, o sensor apresentou sinais coerentes com o esperado.

Todavia, alguns ciclos apresentaram sinais de eletromiogramas RMS com um padrão de traçado diferente dos demais. Isso pode ser atribuído à artefatos de movimentação, que são gerados pela variação do gradiente de concentração dos íons na interface do eletrodo com a substância eletrolítica [34]. Estes sinais, apesar de claramente representarem ruídos, foram mantidos para a exposição dos limites do sensor.

As curvas azuis dos gráficos foram obtidas por [35] e representam os sinais RMS médio de cada músculo amostrado durante o movimento de pedalada de 12 triatletas gerando uma potência de saída de $238 \pm 23W$. O sinal foi normalizado respectivo ao pico de maior amplitude do sinal.

4.8.8 Resumo dos resultados obtidos

Na Tabela 4, são apresentadas diversos parâmetros em um comparativo entre o sensor Delsys® TRIGNOTM Wireless System, os valores encontrados na literatura e do projeto desenvolvido. A comparação entre os parâmetros do sensor projetado e as referências mostra que o sensor projetado apresentou um bom resultado, excetuando o valor de linha de base que ficou quatro vezes maior que o recomendado.

Tabela 4: Resultados comparativos

Grandeza	<i>elsys (Deslys Inc., 2009)</i>	<i>Literatura</i>	<i>Projeto</i>
CMMR	>80 dB	>90 dB [15]	>81 dB
Ruído de base	0,75 uV RMS*	<1uV RMS* [15]	4 uV RMS*
Ganho	909	-	959
Largura de banda do sensor	20 ± 5Hz@ 40dB/dec 450 ± 50Hz@ 80dB/dec	> 20 – 450Hz [41]	20Hz @20dB/dec 500 Hz@20dB/dec
Amplitude máxima do sinal de entrada	11mV	1mV [15]	2,5mV
Impedância de entrada	-	100MOhm [15]	624MOhm

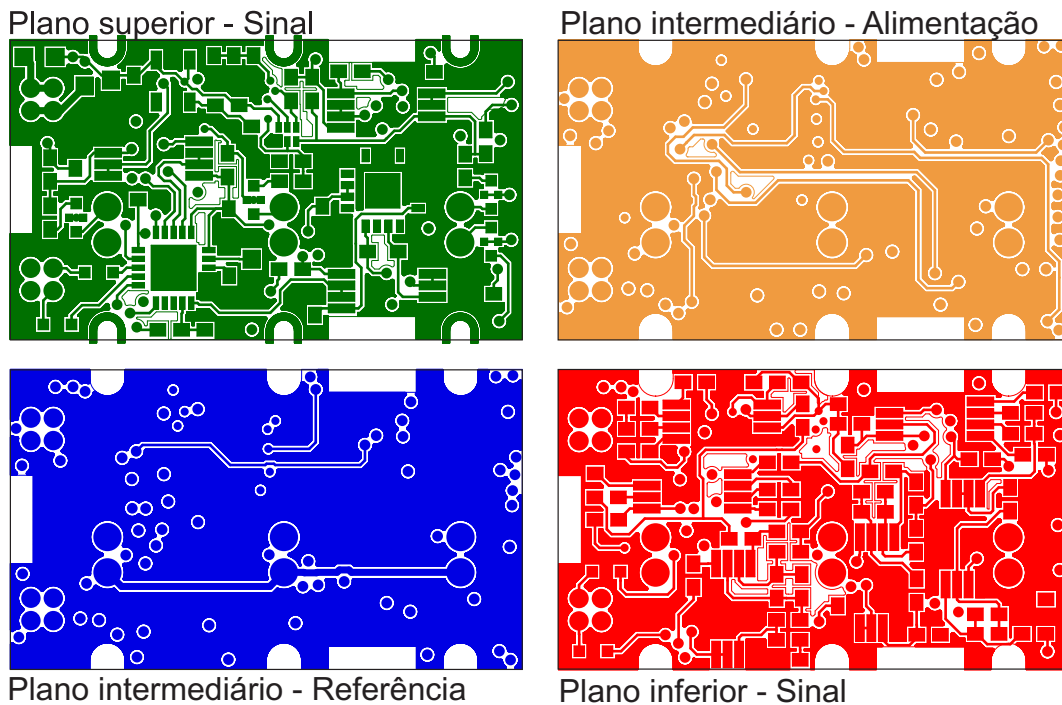


Figura 52: Layout da placa analógica.

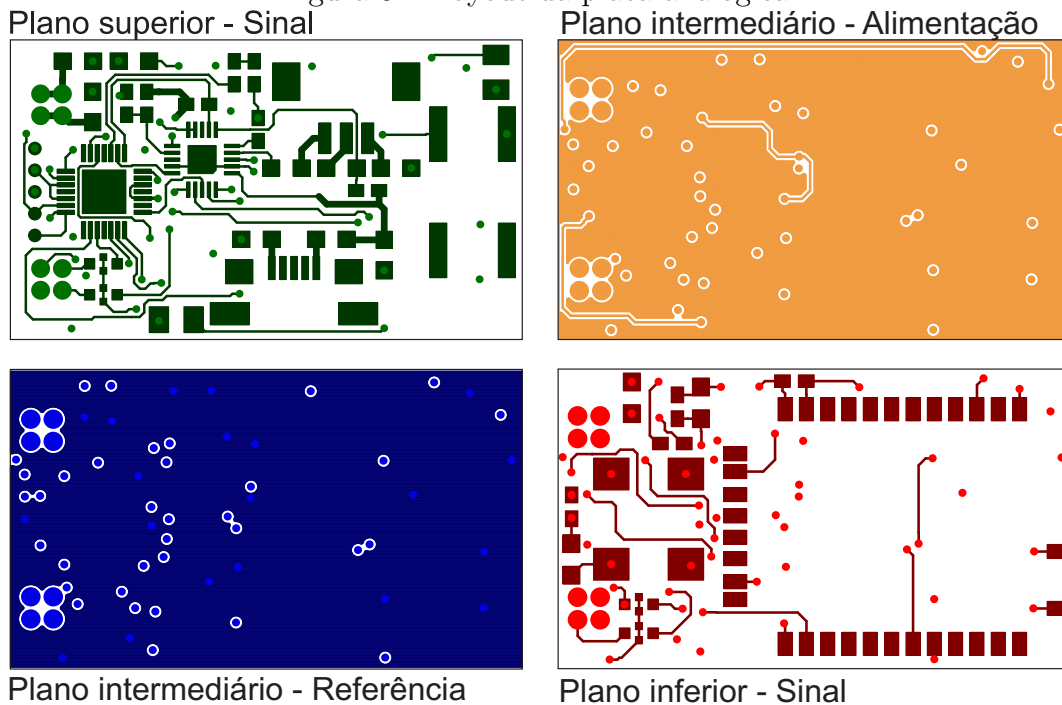


Figura 53: Layout da placa digital.

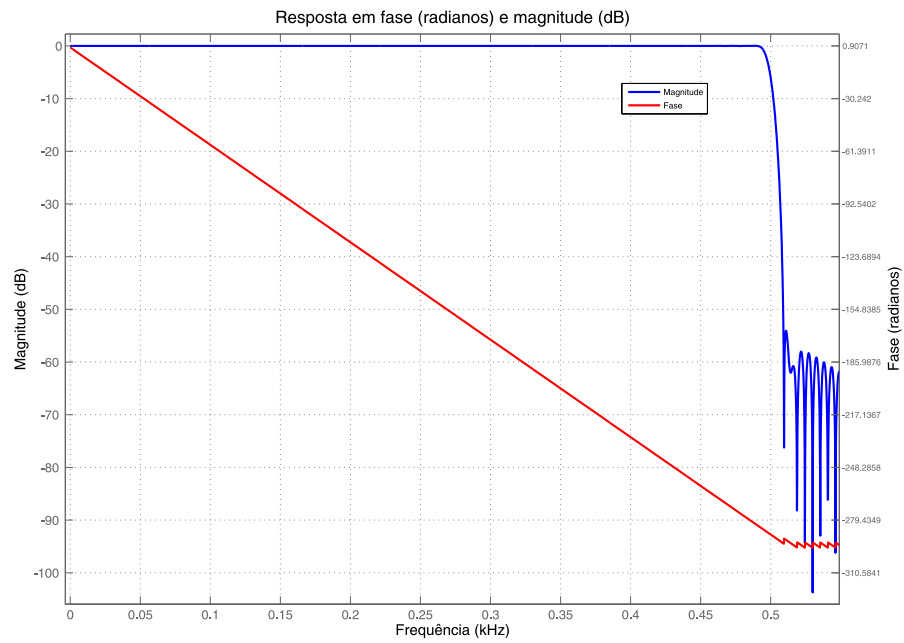


Figura 54: Resposta em frequência do filtro passa baixa digital.

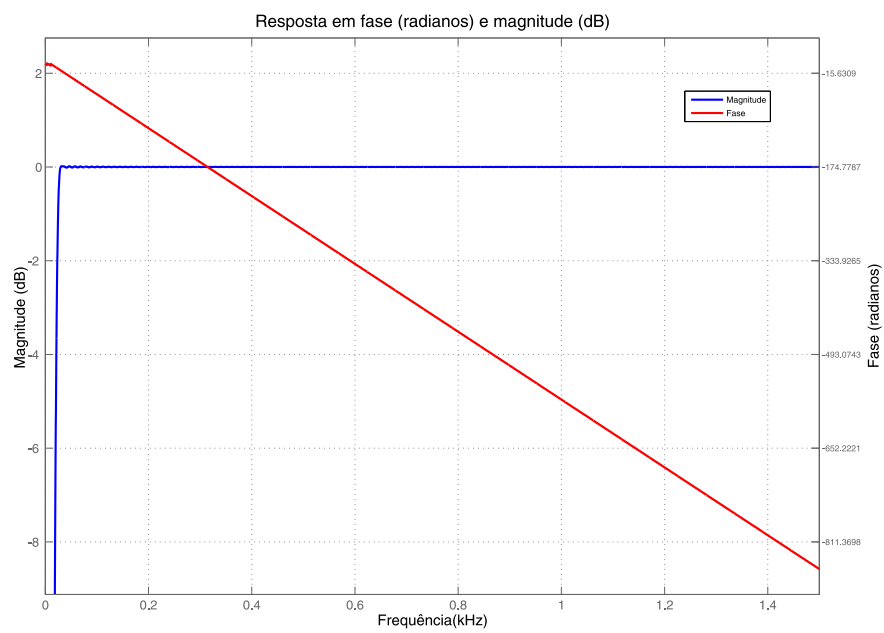


Figura 55: Resposta em frequência do filtro passa alta digital.

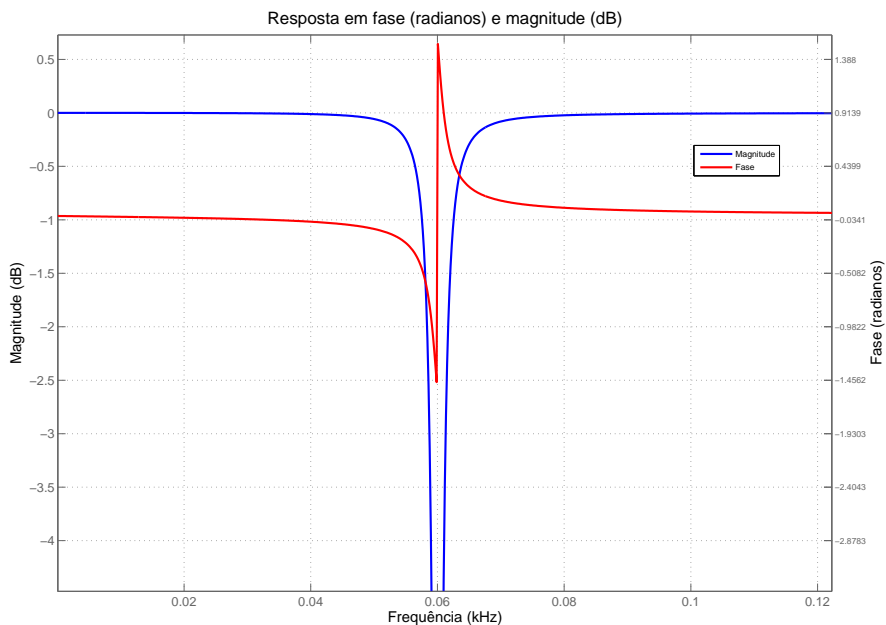


Figura 56: Resposta em frequência do filtro notch.

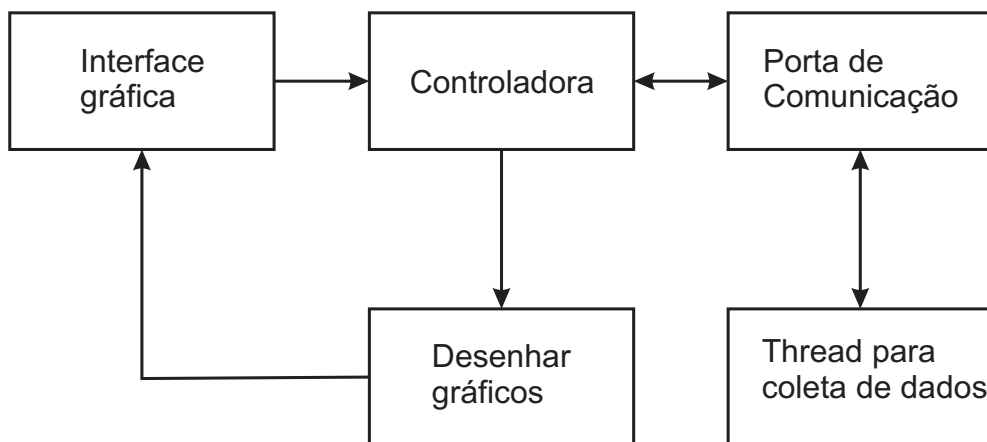


Figura 57: Diagrama de blocos lógicos do software de interface.

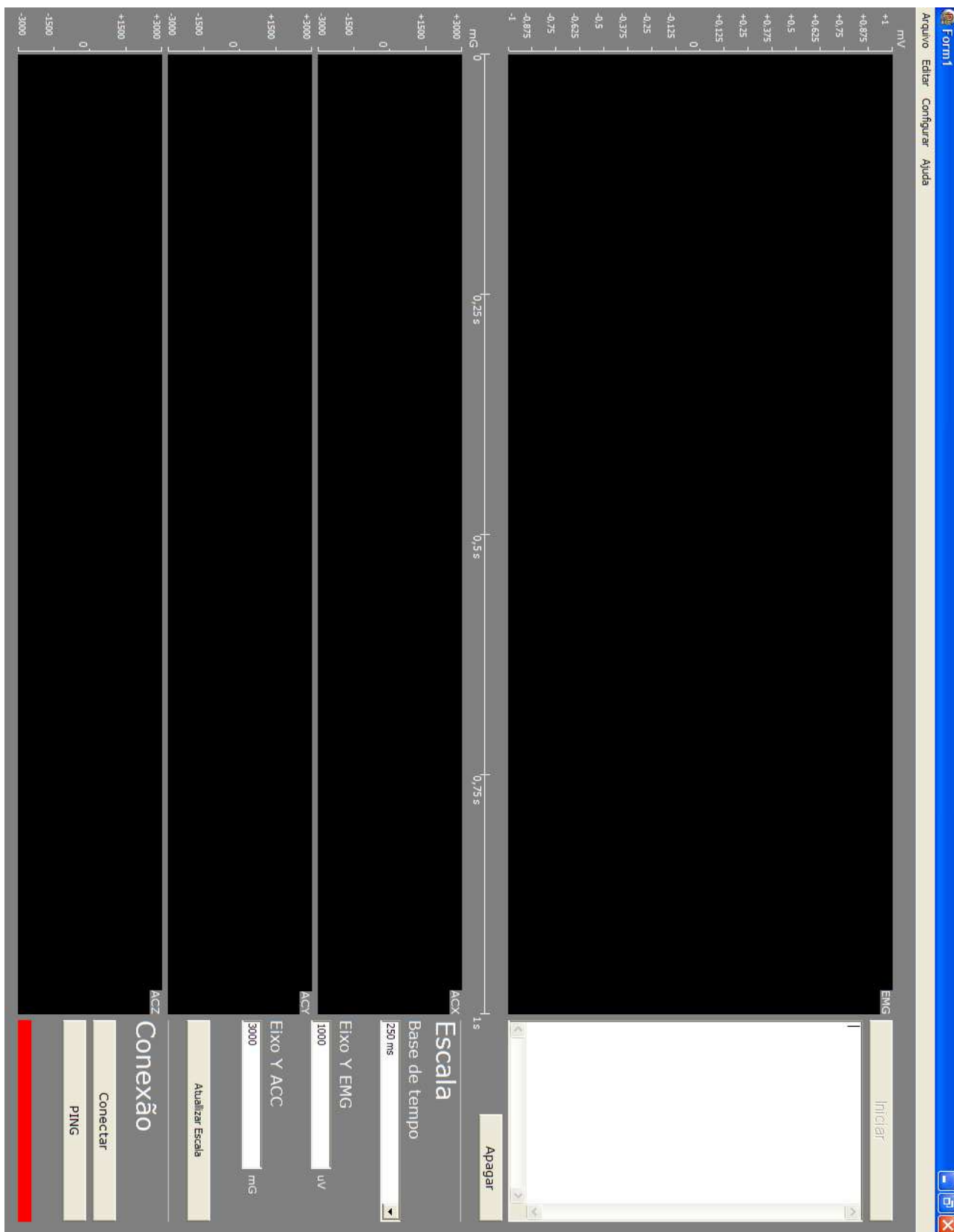


Figura 58: Interface gráfica com o usuário.

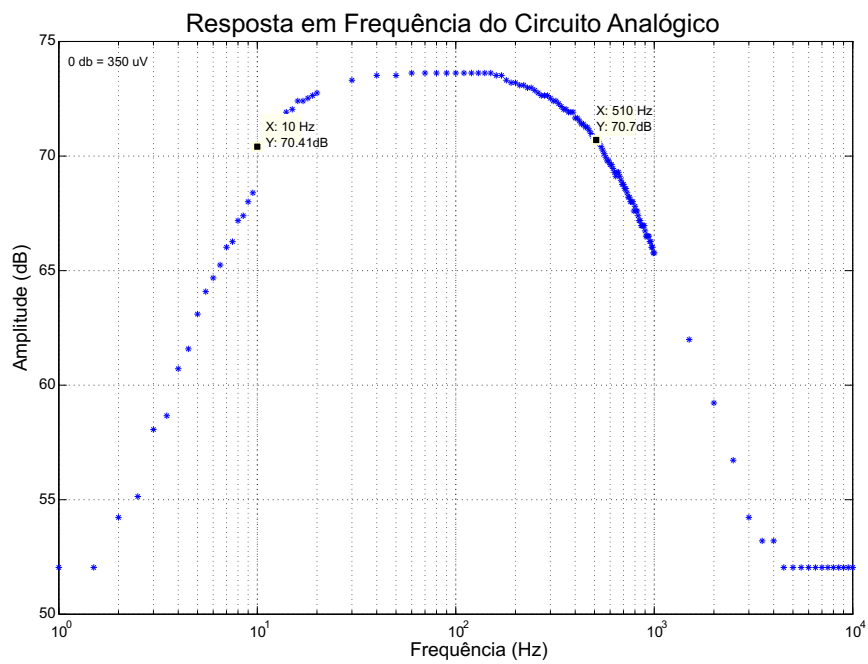


Figura 59: Resposta em frequência do circuito analógico.

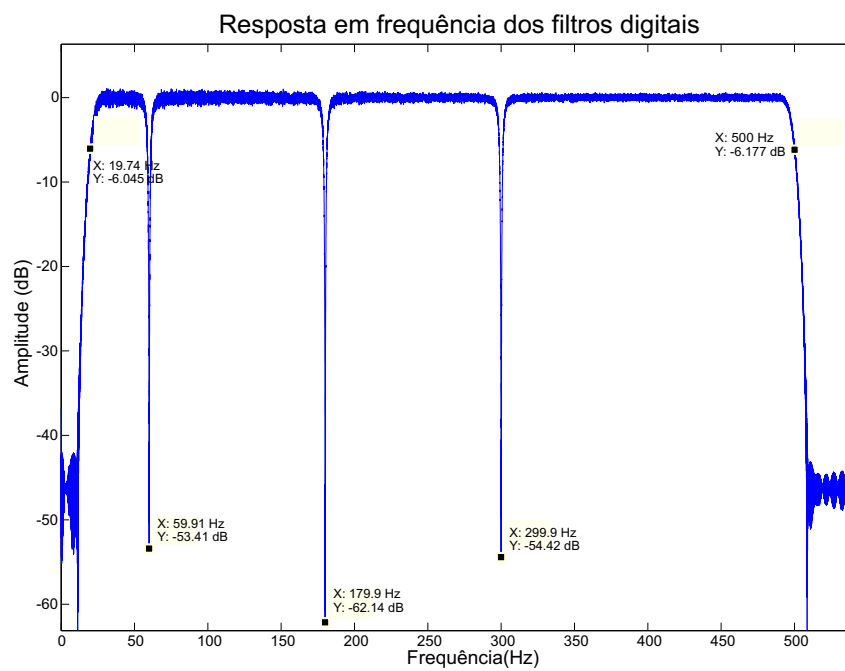


Figura 60: Resposta em frequência dos filtros digitais.

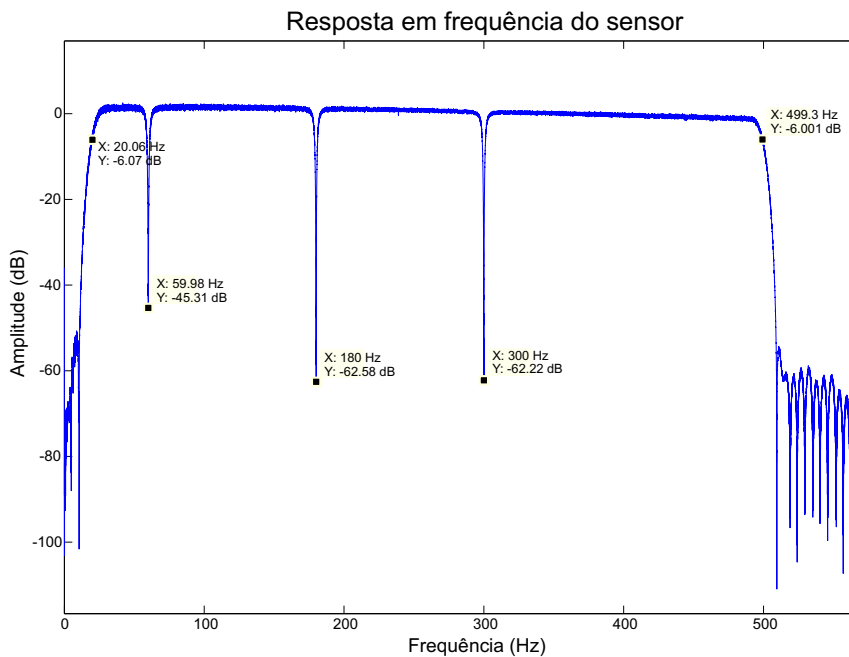


Figura 61: Resposta em frequência resultante do sensor.

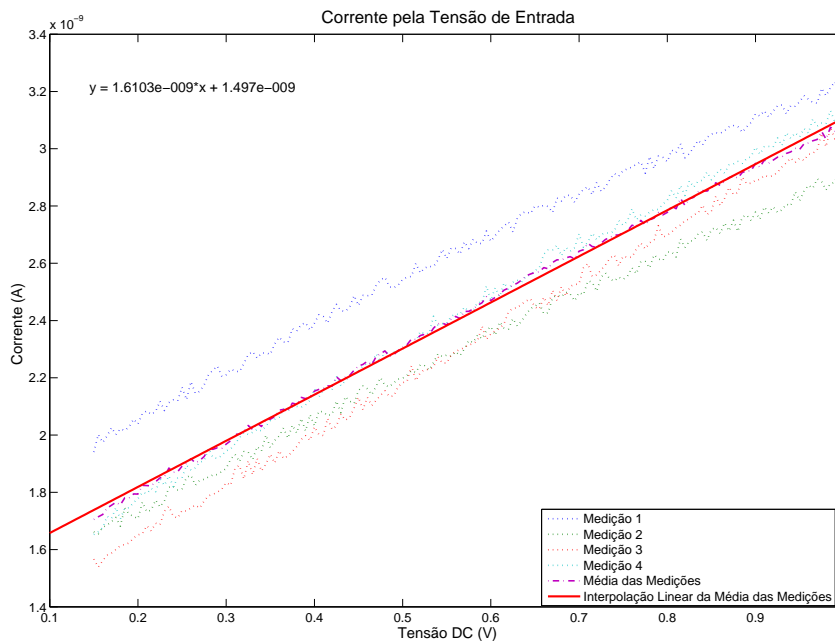


Figura 62: Corrente de entrada no circuito pela tensão entre eletrodos.

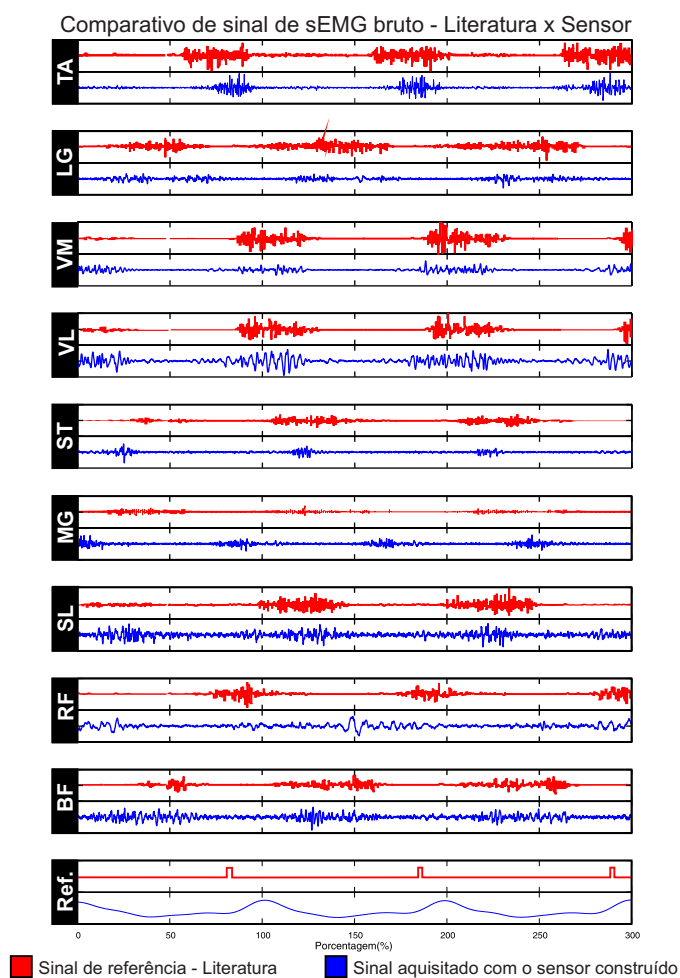


Figura 63: Comparativo entre o sinal de sEMG da literatura [9] e o sinal obtido com o sensor construído durante o movimento da pedalada.

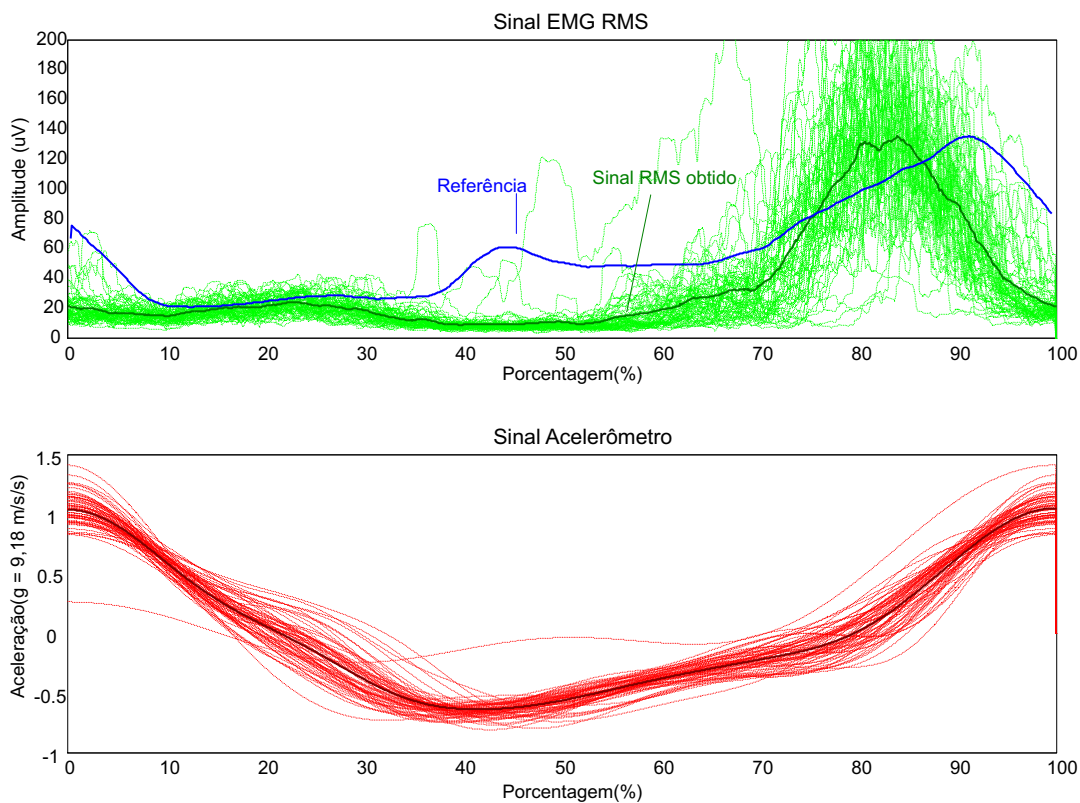


Figura 64: Sinal do músculo Tibialis Anterior.

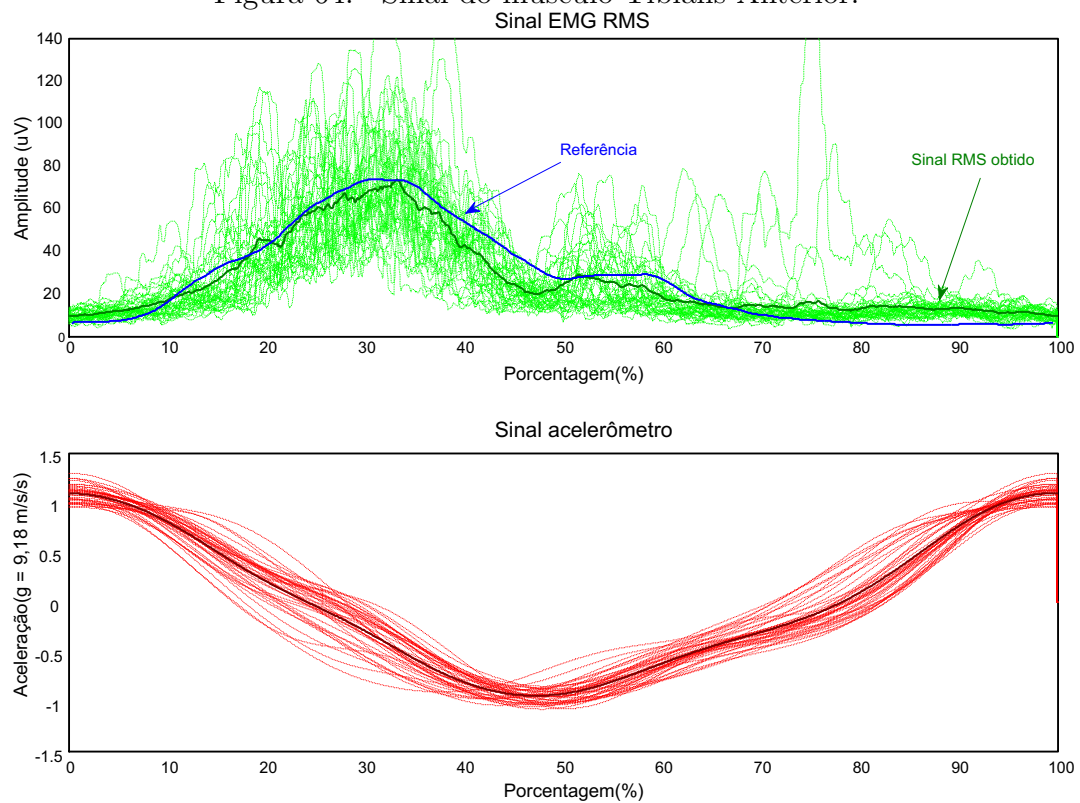


Figura 65: Sinal do músculo Gastrocnemius.

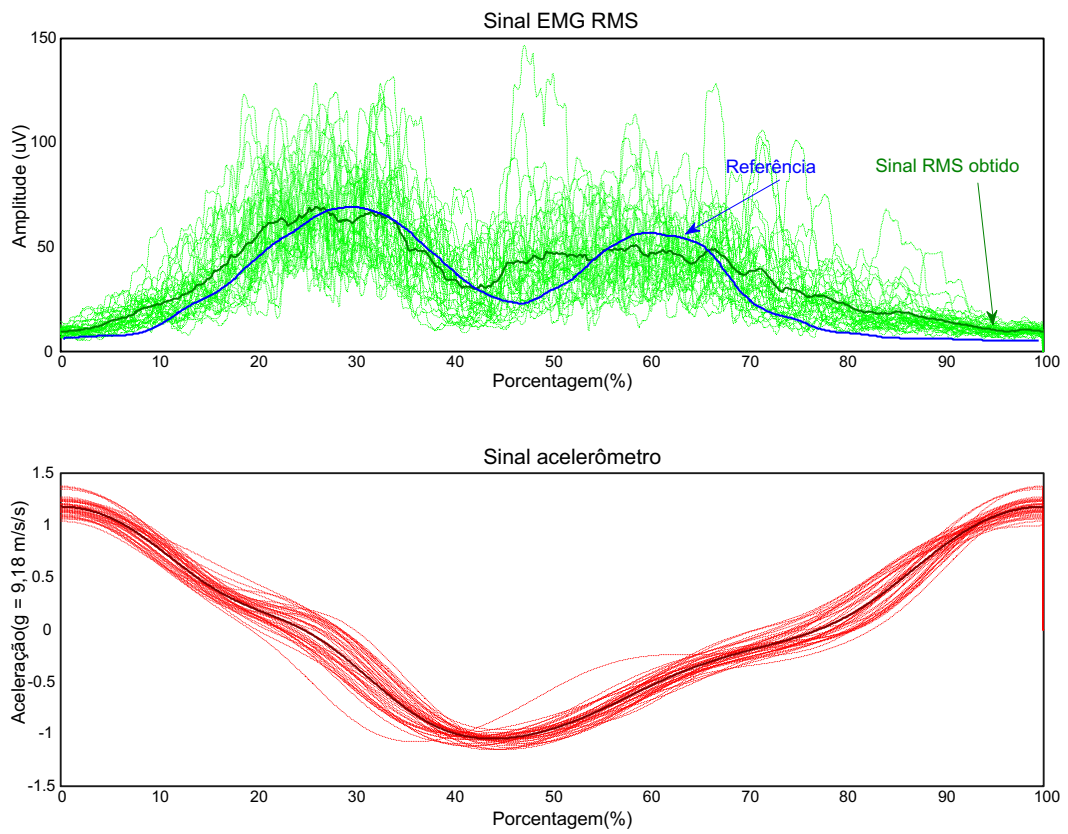


Figura 66: Sinal do músculo Lateral Gastrocnemius.

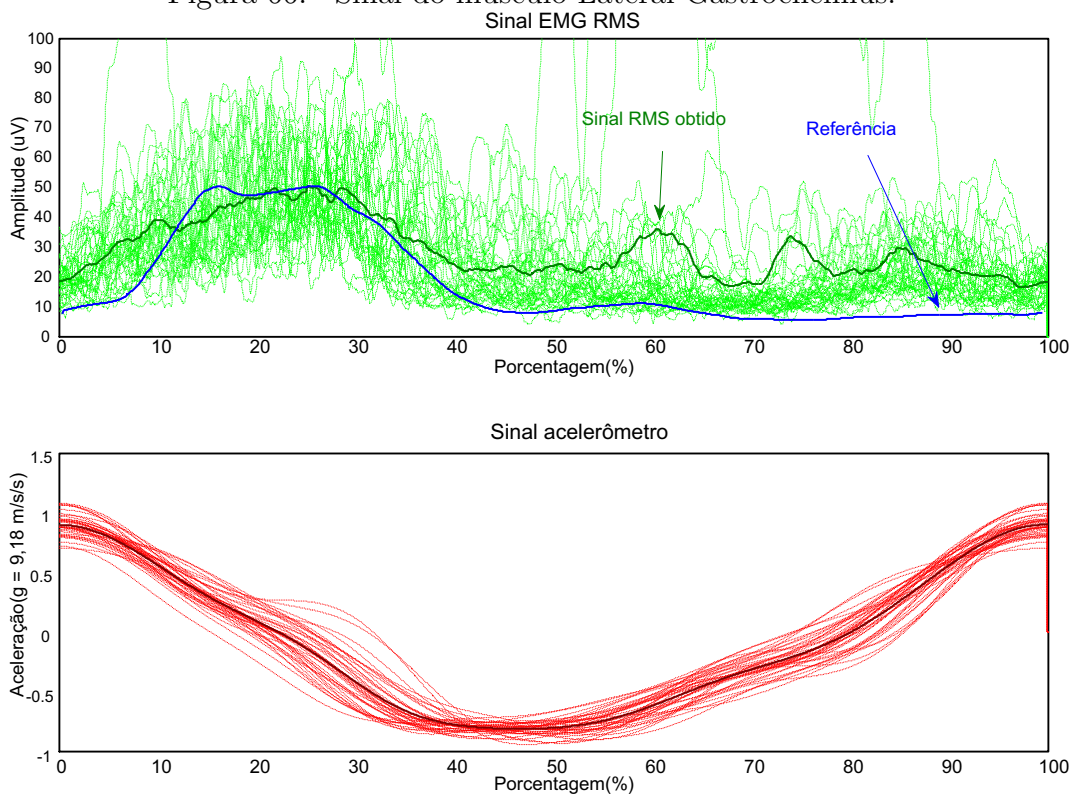


Figura 67: Sinal do músculo Soleus.

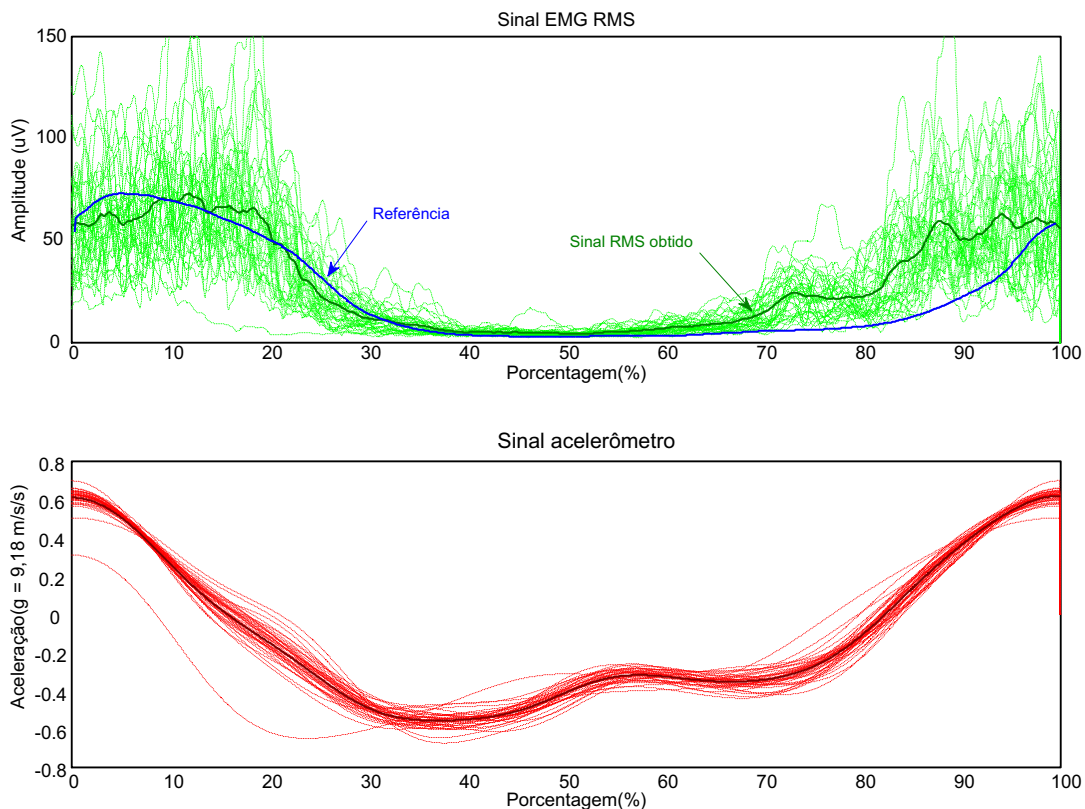


Figura 68: Sinal do músculo Vastus Medialis.

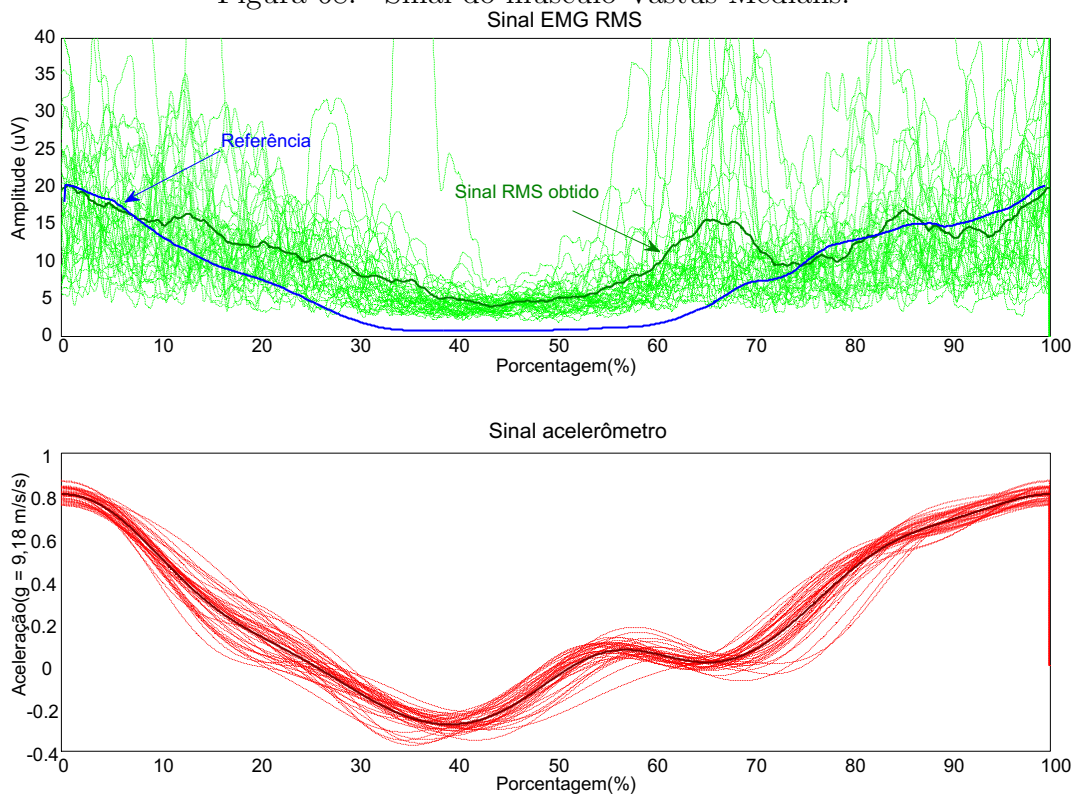


Figura 69: Sinal do músculo Rectus Femoris.

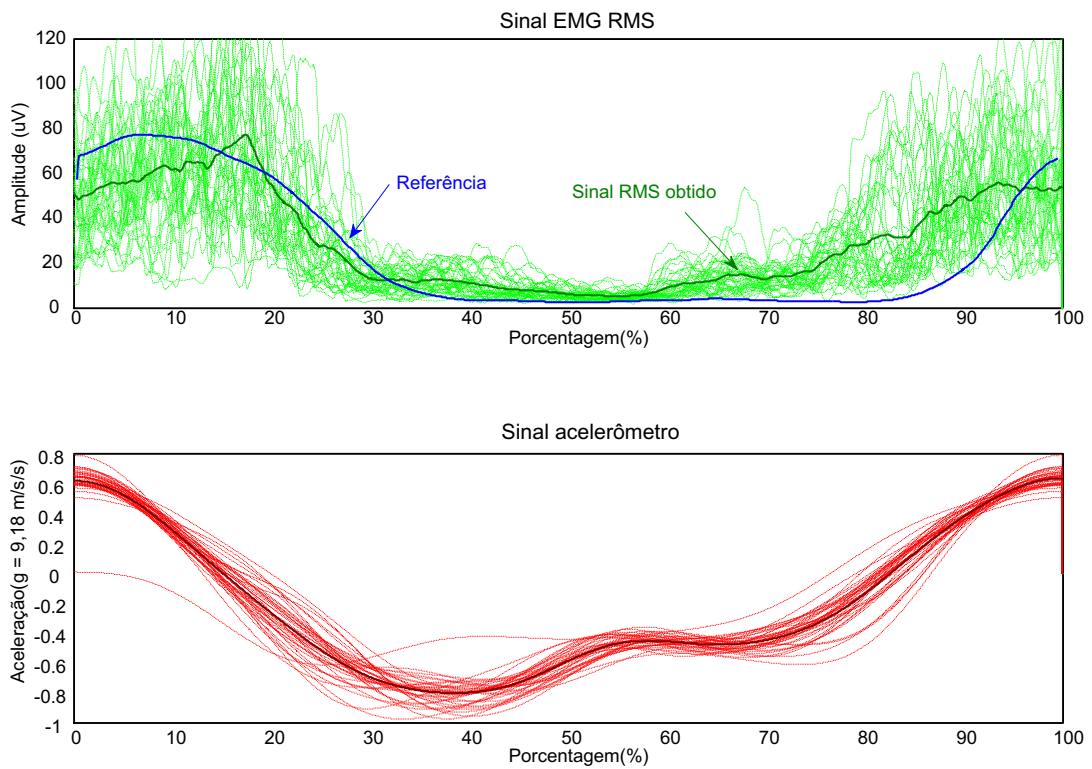


Figura 70: Sinal do músculo Vastus Lateralis.

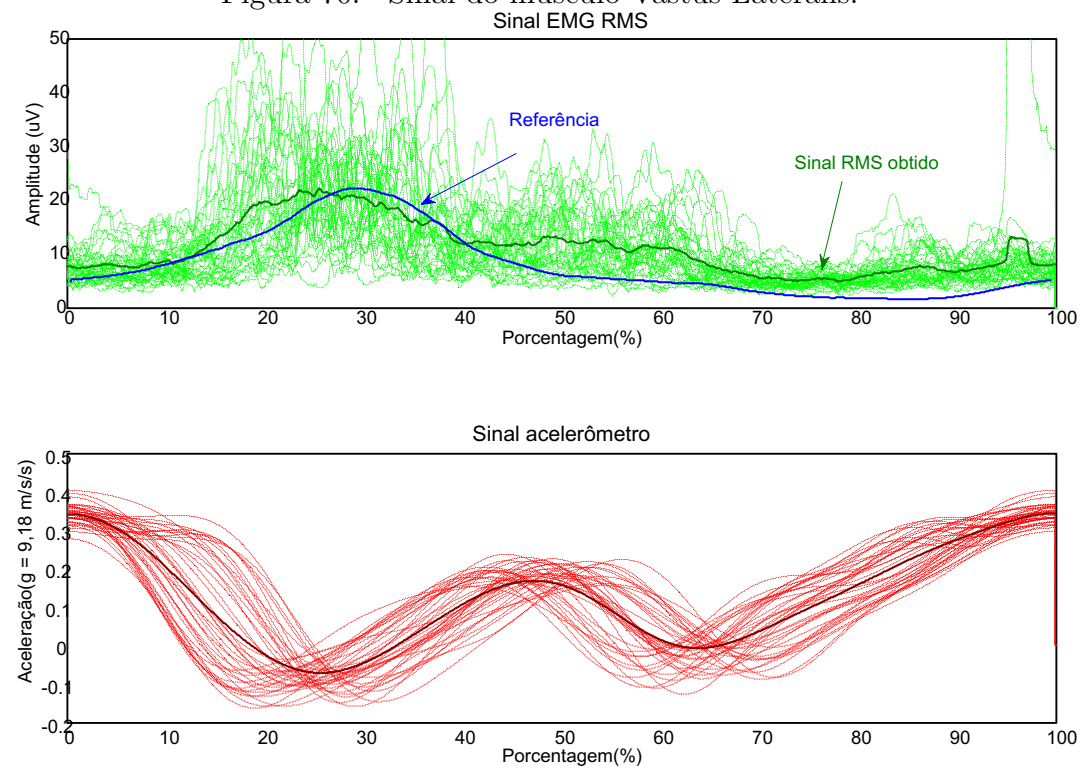


Figura 71: Sinal do músculo Biceps Femoris.

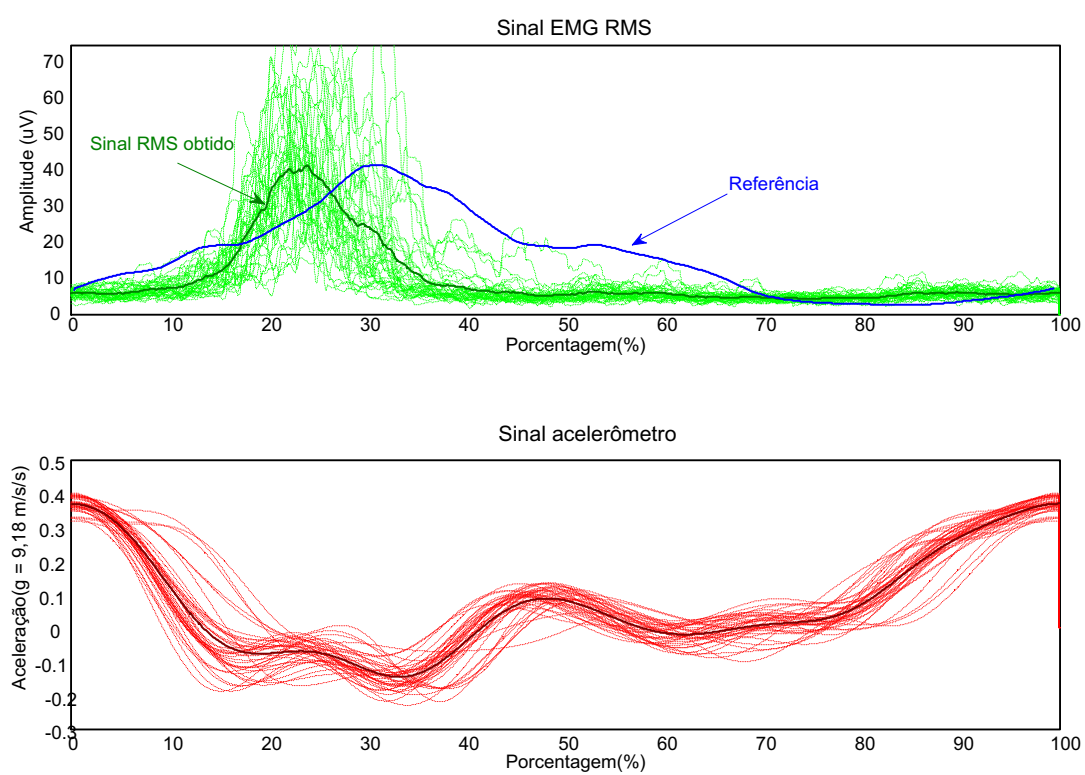


Figura 72: Sinal do músculo Semitendinosus.

5 *Conclusão e trabalhos futuros*

Este trabalho apresentou o desenvolvimento de um tipo de sensor de EMG à seco com acelerômetro integrado, e considerando-se todas as partes do sistema: o transdutor, o circuito analógico e digital, o projeto mecânico, os softwares embarcados e interface com o usuário.

Os resultados aproximaram-se dos esperados embora o sensor apresentasse um ruído de linha de base maior que o determinado pela literatura, assim como demonstrou certa sensibilidade a ruídos gerados pela movimentação do sensor sobre a pele. Objetivando a melhora do sensor, pesquisas futuras devem ser realizadas endereçando estes aspectos, além de realizar ensaios para verificar se o sensor atende às normas ABNT NBR IEC 60601-1, as quais guiam os projetos de equipamentos médicos no Brasil,

A inserção do acelerômetro no sensor revelou-se útil para a correlação do sinal de eletromiografia com o movimento realizado pelo membro. Fica evidenciado nos resultados que é possível sincronizar os sinais do EMG baseando-se no sinal do acelerômetro. Portanto, o sensor é capaz de fornecer a informação do movimento mecânico para a contextualização dos eletromiogramas, fornecendo assim uma base de dados úteis para o usuário interpretar os sinais. Contudo, neste trabalho, o sinal de acelerômetro foi obtido de movimentos cíclicos, sendo a inspeção visual simples suficiente para a quantificação movimento. Trabalhos futuros devem ser realizados para a generalização dos resultados deste trabalho para movimentos não cíclicos do corpo humano, em que a análise passa a ser mais complexa, à exemplo em aplicação de quantificação da marcha.

A decisão da utilização de envios dos dados para a placa que irá processar os dados por meio do protocolo Bluetooth® apresentou-se vantajosa, pois a não utilização de cabos permite liberdade de movimento, portanto, a gama de movimentos possíveis a serem analisados é aumentada, e medições mais próximas da realidade são obtidas, ao contrário de sensores com fios.

Os resultados aqui explicitados foram coletados de apenas nove músculos durante o

movimento de pedalada de apenas um sujeito. Verificou-se que o sensor é capaz de captar sinal de EMG coerente. Entretanto, para validação clínica do sensor, pesquisas já estão em andamento para a quantificação da precisão mesmo, e consequentemente, delimitar o uso deste no aspecto clínico.

Referências

- [1] GUYTON ARTHUR CLIFTON; HALL, J. E. *Tratado de Fisiologia Médica*. [S.l.]: Guanabara Koogan S.A., 1997. ISBN 9788535237351.
- [2] WEBSTER, J. G. *Medical Instrumentation - Application and Design*. [S.l.]: John Wiley and Sons, 1998. ISBN 0-471-15368-0.
- [3] LUCA, C. J. D. Physiology and mathematics of myoelectric signals. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, BME-26, n. 6, p. 313 –325, june 1979. ISSN 0018-9294.
- [4] GEDDES L. A.; BAKER, L. E. *Principles of Applied Biomedical instrumentation*. [S.l.]: Jonh Wiley and Sons, Inc, 1989. ISBN 0-471-60899-8.
- [5] KONRAD, P. *The ABC of EMG - A Practical Introduction for to Kinesiological Electromyography*. [S.l.], 2005.
- [6] LADEGAARD, J. Story of electromyography equipment. *Muscle and Nerve*, Wiley Subscription Services, Inc., A Wiley Company, v. 25, n. S11, p. S128–S133, 2002. ISSN 1097-4598. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1002/mus.10176>>.
- [7] NORAXON. *SEMG-Muscle-Chart*. <http://www.noraxon.com/emg/SEMG-Muscle-Chart.pdf>, 2012.
- [8] MURATA. *Datasheet NFM18PC*. [S.l.], 2011.
- [9] JM, H. T. W. Neuromechanics of muscle synergies during cycling. *J Neurophysiol*, n. 101, p. 843 a 854, 2009.
- [10] BASMAJIAN JOHN V. E LUCA, C. J. D. *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. Quinta. [S.l.]: Williams e Wilkins, 1985. ISBN 978-0683004144.
- [11] WEGE, A.; ZIMMERMANN, A. Electromyography sensor based control for a hand exoskeleton. p. 1470 –1475, dec. 2007.
- [12] LEE STEPHEN; KRUS, J. *Biopotential Electrode Sensors in ECG/EEG/EMG Systems*. [S.l.], 2008.
- [13] BISCHOFF C.; A.FUGLSANG-FREDRIKSEN; VENDELBO, L. S. A. Standards of instrumentation of emg. *Recommendations for the Practice of Clinical Neurophysiology: Guidelines of the international Federation of Clinical Neurophysiology*, 1999.
- [14] PRUTCHI DAVID; NORRIS, M. *Design and Development of Medical Electronic Instrumentation*. [S.l.]: John Wiley and Sons, 2005. ISBN 0-471-67623-3.
- [15] FRIDLUND ALAN J.; CACIOPPO, J. T. Guidelines for human electromyographic research. *The Society for Psychophysiological Research*, v. 23, n. 5, 1986.

- [16] CRAM JEFFREY; KASMAN, G. *The Basics of Surface Electromyography*. [S.l.]: Jone and Bartlett, LLC, 1998. ISBN 978-0-7637-3274-5.
- [17] LAFERRIERE, P.; LEMAIRE, E.; CHAN, A. Surface electromyographic signals using dry electrodes. *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, v. 60, n. 10, p. 3259 –3268, oct. 2011. ISSN 0018-9456.
- [18] SEKI, M. et al. Filtering essential tremor noise on surface emg based on squared sine wave approximation. p. 7487 –7491, 30 2011-sept. 3 2011. ISSN 1557-170X.
- [19] UEDA, K.; KOBAYASHI, H. A study on man-machine interface using emg signals over the whole body. p. 2851 –2855, sept. 2011. ISSN pending.
- [20] SASAKI, Y.; KONDO, T. A proposal of emg-based teleoperation interface for distance mobility. p. 2904 –2909, oct. 2011. ISSN 1062-922X.
- [21] YI, Z. et al. Design of a surface emg based human-machine interface for an intelligent wheelchair. v. 3, p. 132 –136, aug. 2011.
- [22] AMBROSINI, E. et al. An emg-controlled neuroprosthesis for daily upper limb support: A preliminary study. p. 4259 –4262, 30 2011-sept. 3 2011. ISSN 1557-170X.
- [23] WINTER, B. B.; WEBSTER, J. G. Driven-right-leg circuit design. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, BME-30, n. 1, p. 62 –66, jan. 1983. ISSN 0018-9294.
- [24] DISSELHORST-KLUG, C.; SILNY, J.; RAU, G. Improvement of spatial resolution in surface-emg: a theoretical and experimental comparison of different spatial filters. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, v. 44, n. 7, p. 567 –574, july 1997. ISSN 0018-9294.
- [25] HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for semg sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 10, n. 5, p. 361 – 374, 2000. ISSN 1050-6411. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641100000274>>.
- [26] VUGT, J. van; DIJK, J. van. A convenient method to reduce crosstalk in surface emg. *Clinical Neurophysiology*, v. 112, n. 4, p. 583 – 592, 2001. ISSN 1388-2457. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1388245701004825>>.
- [27] YOSHIDA, T.; MASUI, N. A study on discharge current and radiation noise of esd from charged metal and charged human body. p. 1 –6, oct. 2008. ISSN 0197-2618.
- [28] KRUSE JOHN; LEE, S. *Biopotential Electrode Sensors in ECG/EEG/EMG Systems*. [S.l.], 2008.
- [29] ASSAMBO, C.; BURKE, M. Amplifier input impedance in dry electrode ecg recording. p. 1774 –1777, sept. 2009. ISSN 1557-170X.
- [30] (SENIAM), S. for surface electromyography: the European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles. *D.F. Stegeman, H.J. Hermens*. [S.l.].
- [31] WILLIAMS, T. *EMC for product designers*. [S.l.]: Elsevier Ltd, 2007. ISBN 978-0-75-068170-4.

- [32] ARCHAMBEAULT, B. R. *PCB Design for Real-World EMI Control*. [S.l.]: Kluwer Academic Publisher, 2002. ISBN 1402071302.
- [33] SAAB, A. *Experiments-suggest-methods-for-CMRR-measurement*. <http://www.eetimes.com/electronics-news/4169587/Experiments-suggest-methods-for-CMRR-measurement-Part-2>, 2004.
- [34] TAM, H.; WEBSTER, J. G. Minimizing electrode motion artifact by skin abrasion. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, BME-24, n. 2, p. 134 –139, march 1977. ISSN 0018-9294.
- [35] DOREL, S.; COUTURIER, A.; HUG, F. Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 18, n. 5, p. 857 – 865, 2008. ISSN 1050-6411. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641107000491>>.
- [36] IEEE. *Standard Specification for Polyoxymethylene (Acetal) for Medical Application*. [S.l.].
- [37] KITCHIN CHARLES; COUNTS, L. *A Designer s Guide to Instrumentation Amplifiers*. 3. ed. [S.l.]: Analog Device Inc., 2006.
- [38] INSTRUMENTS, T. *Datasheet TPD4E004*. [S.l.], 2008.
- [39] BOYLESTAD ROBERT L.; NASHIELSKY, L. *Dispositivos Eletrônicos e Teoria de Circuitos*. Oitava. [S.l.]: Prentice-Hall, 2004. ISBN 8587918222.
- [40] OPPENHEIM ALAN V.; W.SCHAFFER, R. *Discrete-Time Signal Processing*. [S.l.]: Prentice-Hall, Inc, 1999. ISBN 0-13-754920-2.
- [41] WHEELER, K. et al. Surface emg model of the bicep during aging: A preliminary study. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*. [S.l.: s.n.], 2011. p. 7127 –7130. ISSN 1557-170X.