

Centro Universitário da FEI

Engenharia elétrica

Controle de dispositivos eletrônicos através de contração muscular

André Luiz Prado dos Santos

Andrews Gabriel Werbiska Silva

Bruno Daniel Cardoso Rodrigues

Lucas Lemes Ignez

Universo Nunes Julião

São Bernardo do Campo

2015

André Luiz Prado dos Santos
Andrews Gabriel Werbiska Silva
Bruno Daniel Cardoso Rodrigues
Lucas Lemes Ignez
Universo Nunes Julião

**Controle de dispositivos eletrônicos através de contração
muscular**

Monografia apresentada como
exigência para obtenção do grau de
Bacharelado em Engenharia elétrica
da Centro Universitário da FEI.

Orientador: Júlio César Lucchi e Maria
Claudia F. de Castro

São Bernardo do Campo

2015

AGRADECIMENTOS

Agradecemos em primeiro lugar a nossos familiares que com todo carinho e apoio, não mediram esforços para que chegássemos até essa etapa de nossas vidas.

Aos amigos e colegas, pelo incentivo e pelo apoio constantes.

À professora Maria Claudia F. de Castro pelo pela oportunidade incrível, pela paciência na orientação e incentivo que tornaram possível a conclusão desse trabalho.

Ao professor Vanderlei Cunha Parro pelo privilégio de sua orientação durante a elaboração deste trabalho, pelo incentivo e conselhos.

E por fim, a todos os demais professores que nos acompanharam durante toda essa jornada de graduação.

Que os vossos esforços desafiem as impossibilidades, lembrai-vos de que as grandes coisas do homem foram conquistadas do que parecia impossível.

Charles Chaplin

RESUMO

O projeto propõe o controle de uma Interface Humano Máquina baseando-se somente em contrações musculares associadas a gestos e/ou movimentos específicos. As aplicações podem abranger tanto dispositivos eletrônicos (hardware) quanto softwares com diversas finalidades, podendo ir desde o entretenimento a aplicações médicas. Como exemplo pode-se mencionar softwares de games, media player, e controle de uma prótese.

Para aquisição dos sinais mio-elétricos associados à contração muscular foram utilizados quatro pares de eletrodos na região superior do antebraço e um eletrodo de referência no olecrano (proeminência óssea do cotovelo). Foi desenvolvido um circuito com amplificador de instrumentação, filtro notch 60 Hz e filtro passa faixa entre 20 – 500 Hz, utilizado para cada canal.

A extração e o armazenamento dos parâmetros necessários para a caracterização de cinco gestos e/ou movimentos foram feitos considerando um maior índice de acerto. Para isso, foram utilizados parâmetros como energia normalizada durante a execução do movimento e pico de tensão.

O processamento foi feito em linguagem C utilizando um kit arduino cuja saída de comando foi transmitida, via protocolo zigbee até a interface a ser controlada.

Palavras-chave: Sinal Mioelétrico, controle, Interface Humano Máquina, Engenharia Biomédica.

ABSTRACT

The project proposes the control of a Human Interface machine based only in muscle contractions associated with gestures and / or specific movements. Applications can cover both electronic devices (hardware) and software for various purposes, and may range from entertainment to medical applications. As an example may be mentioned games, software, media player, and prosthesis control.

To acquire the myo-electrical signals associated with muscle contraction were used four pairs of electrodes in the upper region of the forearm and a reference electrode in the olecranon (bony prominence of the elbow). A circuit was developed with instrumentation amplifier 60 Hz notch filter and band pass filter between 20 - 500 Hz, for each channel used.

The extraction and storage of the necessary parameters for characterizing five gestures and / or motions were made considering a greater success rate. To do this, were used as normalized parameters energy during the execution of the movement and peak voltage.

The processing was done in C language using an Arduino kit whose command output was transmitted via zigbee protocol to the interface to be controlled.

Keywords: Myoelectric Sign, Control, Human Machine Interface, Biomedical Engineering.

Figura 1 - Fluxo dos sinais elétricos no sistema nervoso	11
Figura 2 - Estrutura do neurônio	13
Figura 3 - Propagação do potencial elétrico	14
Figura 4- Funcionamento da interface sináptica	15
Figura 5 - Superposição dos sinais MUAPs	17
Figura 6 – Imagem superior do eletrodo utilizado	18
Figura 7 - Imagem inferior do eletrodo utilizado	18
Figura 8 - Imagem superior da localização dos eletrodos	20
Figura 9 - Foto inferior da localização dos eletrodos	20
Figura 10 - Contração isométrica com a mão fechada	21
Figura 11 - Desvio ulnar do punho com a mão fechada	22
Figura 12 - Flexão do punho com a mão fechada	22
Figura 13 - Desvio radial do punho com a mão fechada	23
Figura 14 - Mão Aberta	23
Figura 15 - Amplificador de instrumentação	26
Figura 16 - Exemplo de Acoplamento AC para Amplificadores de Instrumentação	28
Figura 17 – Configuração interna do UAF42	29
Figura 18 - Placas finais de aquisição	30
Figura 19 - Placa e seus principais blocos	31
Figura 20 - Resposta em frequência do amplificador	33
Figura 21 - Resposta em frequência do filtro Rejeita faixa (com f_0 em 60Hz)	33
Figura 22 - Resposta em frequência dos filtros passa alta e passa-baixa associados em cascata ($f_{c1}=20\text{Hz}$ e $f_{c2}=500\text{Hz}$).	33
Figura 23 - Exemplo do raciocínio do método K-means	36
Figura 24 - Ocorrência do Aliasing	40
Figura 25 - Conteúdo do registro ADCSRA	41
Figura 26 - Combinações possíveis – Prescaler	42
Figura 27 - Redes sem fios normalizadas	43
Figura 28 - Arquitetura OSI	44
Figura 29 - Estrutura de camadas do protocolo Zigbee	44
Figura 30 - Topologia Ponto a Ponto com criptografia de dados	46

Sumário

1. INTRODUÇÃO	9
2. GERAÇÃO DO SINAL MIOELÉTRICO.....	11
2.1. Transmissão do sinal Mioelétrico.....	12
2.2. Estrutura do neurônio:	12
2.3. Processo de despolarização e deslocamento dos íons:	14
2.4. Recepção do sinal Mioelétrico.....	15
2.5. Transformação dos sinais elétricos em contrações:	15
3. DETECÇÃO DO SINAL MIOELÉTRICO	18
3.1. Espaçamento entre os eletrodos e posição do cabeamento.....	23
3.2. Interferências no sinal EMG.....	24
4. AMPLIFICADOR.....	25
4.1. INA 121	27
4.2. Acoplamento AC para Amplificadores Operacionais	27
5. FILTRO.....	28
6. CIRCUITO FINAL DAS PLACAS DE AQUISIÇÃO	30
6.1. Características e componentes utilizados na confecção da placa de aquisição.....	30
6.1.1. Circuito Integrado 1: Amplificador Operacional (INA121U)	31
6.1.2. Circuito Integrado 2: Filtro Notch	31
6.1.3. Circuito Integrado 3: Filtro Passa Alta com $f_c = 20$ Hz (UAF42)	32
6.1.4. Circuito Integrado 4: Filtro Passa Baixa com $f_c = 500$ Hz (UAF42)	32
6.2. Simulações	32
7. PROCESSAMENTO DE PADRÃO DOS MOVIMENTOS	34
7.1. Método k-means	35
7.2. Normalização	36
7.3. Realimentação do indivíduo.....	38
8. PROCESSAMENTO	38
8.1. Arduino	39
8.2. Taxa de amostragem	40
9. TRANSMISSÃO SEM FIO	42
9.1. Protocolo Zigbee.....	43
9.1.1. Topologia de Rede	46
9.2. Configurações básicas do Xbee	47

10.	COMUNICAÇÃO COM O COMPUTADOR.....	48
11.	CONCLUSÃO	50
12.	REFERÊNCIAS	51
13.	APÊNDICE	52
13.1.	Programação.....	52
13.1.1.	Aquisição dos Dados	52
13.1.2.	Controle dos Dispositivos.....	57
13.2.	Tabelas de cálculo dos valores de potência e normalização	69
13.3.	Esquemático Circuito Final	79

1. INTRODUÇÃO

O sinal mioelétrico (EMG) origina-se na região do cérebro denominada córtex motor primário, e é transmitido através do sistema nervoso central e periférico para os músculos que serão contraídos. O EMG é a somatória desses sinais que realizam o acionamento dos músculos do corpo e, no nosso caso, utilizamos contrações do tipo voluntária para realizar o controle do nosso dispositivo. Por exemplo, se um amputado, que não tem uma parte de um membro, e que é capaz de gerar o sinal EMG, ou nos músculos que permaneceram após a amputação ou em outros músculos diferentes, poderia executar um movimento específico permitindo o controle de uma prótese.

Com algoritmos específicos desenvolvidos com o objetivo de reconhecer e categorizar o EMG é possível desenvolver uma Interface Homem-Máquina (IHM) que pode ser controlada por meio de um gesto graças ao sistema de reconhecimento baseado na análise do sinal EMG.

Utilizou-se para o desenvolvimento do circuito de aquisição o amplificador INA121 capaz de obter um ganho de até 1000 V/V, o UFA42 como filtro passa alta (Frequência de corte 20 Hz), filtro passa baixa (Frequência de corte 500 Hz) e como Notch 60 Hz. A fim de coletar um sinal de boa qualidade foram utilizados 4 canais de eletrodos de superfície, posicionados em torno da extremidade superior do antebraço, além de um eletrodo de referência posicionado sobre o olecrano.

O software de aquisição foi testado por 5 indivíduos que não possuem deficiência física utilizando-se de um kit Arduino programado em linguagem C com 3000 amostras/s. Dentre 13 gestos testados e analisados, com 50 repetições e intervalos de descanso para cada um, foram separados 5 movimentos para definição de controle.

Buscando reconhecer cada gesto e associá-lo a um comando, foi calculada a energia total normalizada durante a fase estática do gesto, além do cálculo do pico de tensão evitando que seja executado algum comando em um momento de repouso. Para maior separabilidade e caracterização dos gestos foi utilizado o método K-means.

A transmissão do sinal de controle é feita via protocolo Zigbee, assim, qualquer IHM pode ser controlada com até 100 metros de distância em ambientes fechados.

2. GERAÇÃO DO SINAL MIOELÉTRICO

O processo de contração muscular voluntário é originado no sistema nervoso central e transmitido para os músculos (ou conjunto de músculos) através do sistema nervoso periférico.

O sistema nervoso central é constituído, basicamente, pelo encéfalo e medula espinhal. O sistema nervoso periférico é formado por feixes de axônios, nervos e sinapses, que encaminham os sinais elétricos para o resto do corpo.

O comando origina-se em uma região do cérebro denominada córtex motor, que envia o sinal elétrico aos músculos que se deseja acionar. A comunicação neste sentido é feita através da via nervosa no sentido do músculo.

Ao mesmo tempo, outra estrutura, responsável por captar a intensidade e outras características da contração (movimento), enviam sinais para o córtex sensitivo, permitindo realizar o controle adequado do movimento. Essa estrutura é denominada de via nervosa no sentido do cérebro.

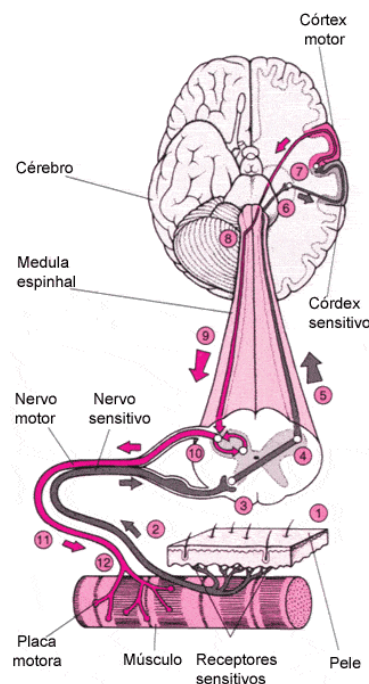


Figura 1 - Fluxo dos sinais elétricos no sistema nervoso

Referência: <http://www.sobiologia.com.br/conteudos/FisiologiaAnimal/sustentacao8.php>

O ser humano possui outro tipo de contração, considerado involuntário, denominada contração reflexiva, que ocorre nos movimentos de reflexo. Nesse tipo de contração, o sinal não é originado no cérebro, como os sinais de contração

comuns, e sim por um sistema de realimentação local, onde estimula um determinado movimento, permitindo uma resposta mais rápida do que da forma convencional. Esse tipo de contração não é o foco do nosso trabalho.

2.1. Transmissão do sinal Mioelétrico

A Transmissão dos sinais elétricos é um processo complexo, envolvendo diversas estruturas orgânicas e processos químicos que ocorrem de forma extremamente rápida.

A base para o entendimento da propagação dos sinais está baseada no funcionamento do neurônio e das sinapses, responsáveis por fazer a interface entre o sistema nervoso e músculo.

2.2. Estrutura do neurônio:

Os neurônios podem ser classificados de acordo com os seguintes tipos: Neurônios receptores, conectores e efetores. Os neurônios receptores são responsáveis por captarem as informações diretamente de receptores sensoriais, como: retina, ouvido, tato, língua, etc.

Os conectores realizam a conexão entre neurônios, servindo como ponte para transporte dos sinais elétricos.

Os efetores repassam esses sinais para os tecidos e diferentes estruturas do corpo, atuando como uma interface de comunicação, como por exemplo, o neurônio muscular que através de sinapses envia a informação para um músculo ou conjunto deles.

Genericamente, o neurônio é composto pelas seguintes partes: Corpo celular, dendrito, axônio e terminais do axônio.

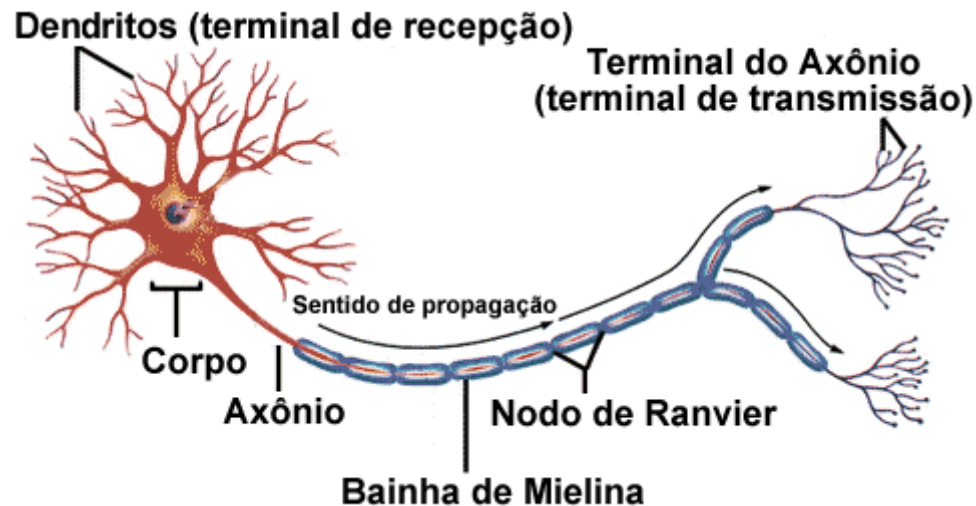


Figura 2 - Estrutura do neurônio

Referência: <http://www.infoescola.com/biologia/tecido-nervoso/>

- **Corpo celular:** é a parte do neurônio onde se encontra o núcleo e as organelas, responsáveis pela produção de energia e outras funções que coordenam o funcionamento do neurônio.
- **Dendritos:** são responsáveis por captar sinais elétricos vindos de outros neurônios ou estruturas, como receptores sensitivos.
- **Axônio:** é o prolongamento do corpo celular, que permite a propagação dos sinais elétricos e alcançar tecidos e estruturas distantes do sistema nervoso central.

Nesse prolongamento, podemos encontrar as células de Schwann, que envolvem o axônio e possuem um material lipídico em seu interior. Essa estrutura é denominada “bainha de mielina” e permite uma melhor propagação dos pulsos, por servir de isolante.

- **Terminal do axônio:** ramificações que transmitem os sinais elétricos para outros neurônios ou tecidos receptivos.

A transmissão dos sinais elétricos acontece, basicamente, sobre essa estrutura. Despolarizações consecutivas ocorrem sequencialmente promovendo um deslocamento de íons em uma determinada direção. Esse sinal elétrico é denominado potencial de ação que é uma alteração rápida de polarização existente entre o interior e o exterior de uma determinada célula.

2.3. Processo de despolarização e deslocamento dos íons:

Naturalmente, existe uma diferença de potencial (DDP) entre o meio externo e interno de uma célula, gerada pela concentração de íons com cargas opostas, separados pela membrana plasmática. Essa DDP possui uma polaridade negativa, levando em consideração o exterior da célula como referência, possuindo uma pequena variação ao longo do tempo e uma pequena permeabilidade da membrana plasmática da célula.

Quando a membrana dessa célula é excitada, ocorre uma troca de íons de um meio para outro ocasionando uma DDP no sentido oposto do natural. Essa variação é denominada potencial de ação.

Esses potenciais são transmitidos através dos axônios, que direcionam esses impulsos até os músculos que devem ser acionados.



Figura 3 - Propagação do potencial elétrico

Referência: http://pt.wikipedia.org/wiki/Potencial_de_a%C3%A7%C3%A3o

É importante ressaltar que a amplitude dessas DDP gerada, ou potencial de ação, é praticamente a mesma quando se considera uma única célula.

A informação transmitida está baseada na frequência e no intervalo de potenciais de ação gerados pelo cérebro, ou seja, um trem de pulsos modulado no domínio da frequência.

A velocidade de propagação do potencial de ação depende de diversos fatores físicos, biológicos e do tempo levado nas etapas do processo de despolarização, porém os principais são: calibre do axônio, espessura da membrana plasmática e distância percorrida pelo sinal. Estimativas de velocidade de propagação

encontradas em literaturas e sites relacionados descrevem em torno de 0,5 a 120 m/s.

2.4. Recepção do sinal Mioelétrico

Chegando próximo ao músculo, ou conjunto de músculos que deseja-se acionar, temos a junção neuro muscular, que é uma estrutura que realiza a interface do sistema nervoso com o músculo.

A fibra nervosa inerva os músculos e se ramificam na parte externa das membranas plasmáticas das fibras musculares (sarcolema), formando uma estrutura denominada placa motora, ou conhecida também como sinapse muscular, onde o pulso elétrico é distribuído para acionar as regiões corretas e transformados em contrações através dos neurotransmissores.

2.5. Transformação dos sinais elétricos em contrações:

Os neurotransmissores são substâncias químicas produzidas pelos neurônios para realizar a biossinalização. Isso significa que é através deles que é possível realizar a comunicação entre células no nosso organismo.

Um dos principais e mais importantes neurotransmissores presentes na contração muscular é a acetilcolina, que além de controlar atividades das áreas cerebrais relacionadas à atenção, aprendizagem e memória, atuam nas junções musculares para realizar a contração de músculos lisos e fibrosos.

Na figura a seguir, podemos ver a interface sináptica e seu funcionamento básico que permite a comunicação entre o neurônio e as fibras musculares.

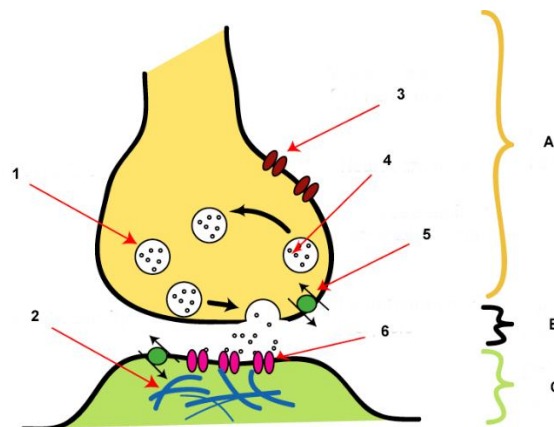


Figura 4- Funcionamento da interface sináptica

Referência: <http://pt.wikipedia.org/wiki/Neurotransmissor>

A estrutura indicada pela letra (A) é denominada célula transmissora e é a terminação de um neurônio (axônio pré-sináptico) que faz a interface com a placa motora.

A estrutura indicada pela letra (B) é denominada de fenda sináptica, e é a região onde os neurotransmissores migram para o outro lado da interface.

A estrutura indicada pela letra (C) é denominada de célula receptora (célula pós-sináptica) e é o local onde os neurotransmissores atuam através de proteínas existentes na membrana plasmática.

A célula transmissora (A) é responsável por produzir os neurotransmissores (4) e acumulá-los nas vesículas sinápticas (1). A produção é estimulada através de substâncias químicas (hormônios) que atingem os receptores celulares pré-sinápticos (3).

Quando um potencial de ação ocorre, as vesículas responsáveis por armazenar e transportar os neurotransmissores (4) se acoplam à membrana celular, liberando o seu conteúdo na fenda sináptica (B).

Proteínas especiais da célula transmissora retiram os neurotransmissores da fenda sináptica, através de bombas de receptação (5).

Os neurotransmissores atingem a célula receptora (C), e através de proteínas existentes na membrana (6) e segundos mensageiros (2) pertencentes à essa célula, geram modificações internas que produzirão uma resposta ao impulso elétrico.

Desta forma ocorre a transmissão dos pulsos elétricos às unidades que se deseja acionar. Estas estruturas são denominadas unidade motora, que é considerada a menor unidade muscular controlável.

Somando-se infinitamente o potencial elétrico (potencial de ação) devido a contração de todas as fibras musculares de uma unidade motora, tem-se o Potencial de Ação da Unidade Motora ou Motor Unit Action Potencial (MUAP).

2.6. Características físicas do sinal Mioelétrico

A duração da MUAP é de aproximadamente 2 a 10ms com amplitudes na faixa de 10 μ V a 2mV com frequência de 5 Hz a 10 kHz. Logo, como o MUAP tem uma duração relativamente pequena, as unidades motoras devem ser ativadas repetitivamente para que se possa sustentar a contração muscular por períodos maiores.

Logo, a aquisição de dados obtidos nesse trabalho, nada mais é que o somatório de vários MUAPs das unidades motoras em um período de tempo, captados pelos eletrodos na região de detecção, formando então o sinal EMG.

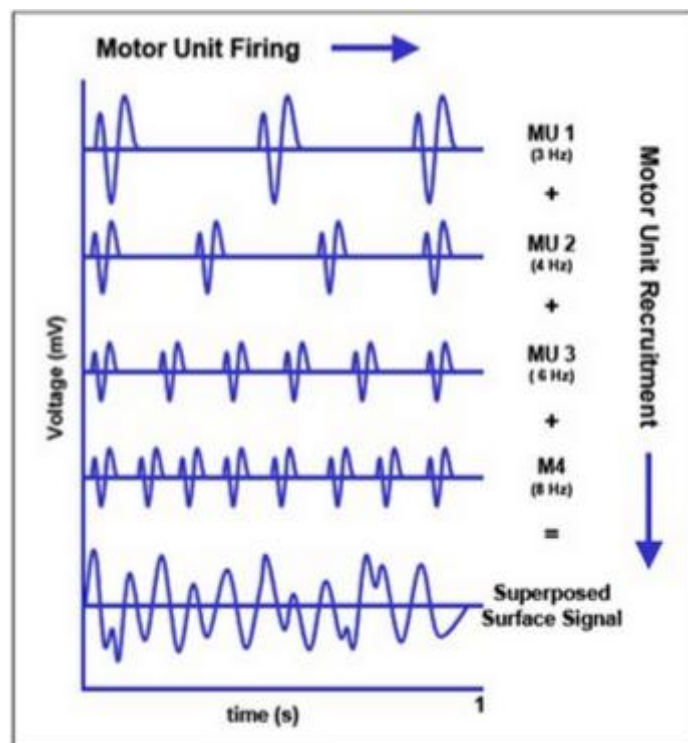


Figura 5 - Superposição dos sinais MUAPs

Referência: <http://slideplayer.com.br/slide/1595752/>

Apesar de ser um sinal extremamente irregular e ruidoso, sendo descrito como um processo estocástico, onde a amplitude do sinal é uma variável gaussiana de média zero, o sinal apresenta características suficientes para podermos caracterizá-lo.

A amplitude do sinal normalmente gira em torno de 0 a 10mV (pico a pico), com uma faixa de frequência de 0 a 1 kHz, podendo estender-se a até 10 kHz (para EMG intramuscular, não abordado neste trabalho).

A energia útil está limitada na faixa de 0 a 500 Hz com a maior parte da energia do sinal presente entre 50 Hz a 150 Hz.

3. DETECÇÃO DO SINAL MIOELÉTRICO

Para a detecção do sinal mioelétrico (EMG) são utilizados sensores chamados de eletrodos, onde a escolha do eletrodo depende entre outras variáveis do tipo de músculo que se quer estudar. No nosso caso, o eletrodo utilizado é o eletrodo de superfície passivo, conforme imagem abaixo:



Figura 6 – Imagem superior do eletrodo utilizado



Figura 7 - Imagem inferior do eletrodo utilizado

Os eletrodos passivos são normalmente produzidos de forma circular e utilizados em pares para reduzir os ruídos de origem comum no sinal adquirido junto com o auxílio de um gel condutor, com o objetivo única e exclusivamente de diminuir a impedância de contato entre o eletrodo e a pele. Por vezes é necessário remover o pelo da região que o eletrodo será fixado. Utilizado por seu custo relativamente

baixo, por obter uma excelente interface eletrodo/pele e por proporcionar uma boa representação do sinal. A desvantagem fica por conta da grande chance de ocorrência de cross-talk (interferência do movimento de um músculo no outro) e a necessidade de troca a cada uso.

Outros tipos de eletrodos para músculos que estão abaixo de outros músculos, são eletrodos do tipo invasivos, normalmente fios finos com agulhas na ponta, que perfuram a pele para a localização do músculo desejado. A grande vantagem desse tipo de eletrodo é a baixa probabilidade da ocorrência de cross-talk, porém, não é foco do nosso trabalho, já que os músculos que monitoramos não estão abaixo de outros músculos e suas desvantagens são extremamente altas quando pensamos em trabalhos acadêmicos e uso cotidiano (dor causada pela inserção, câimbras e uma grande dificuldade de repetição do experimento).

Foram utilizados quatro pares de eletrodos e um único eletrodo como referência, constituindo quatro canais de coleta de dados do sinal EMG, posicionados em diferentes regiões ao redor da porção superior do antebraço, sobre músculos superficiais e visíveis, que possuam a máxima oposição na contração dos movimentos selecionados, permitindo assim fazer o diferencial de amplitude entre os mesmos.



Figura 8 - Imagem superior da localização dos eletrodos



Figura 9 - Foto inferior da localização dos eletrodos

Para a coleta de dados foram realizados inicialmente 12 movimentos com a mão direita do indivíduo, que são:

- Desvio radial do punho com a mão aberta
- Desvio radial do punho com a mão fechada
- Desvio ulnar do punho com a mão aberta
- Desvio ulnar do punha com a mão fechada
- Flexão do punho com a mão aberta
- Flexão do punho com a mão fechada
- Extensão do punho com a mão aberta
- Extensão do punho com a mão fechada
- Contração isométrica com a mão fechada
- “Aranha”
- Mão aberta
- Mão fechada

Por possuir maior separabilidade entre os sinais (processo detalhado com maior detalhamento nos itens a seguir) foram separados os 6 movimentos abaixo:

- Contração isométrica com a mão fechada
- Desvio ulnar do punho com a mão fechada
- Flexão do punho com a mão fechada
- Desvio radial do punho com a mão fechada
- Mão Aberta



Figura 10 - Contração isométrica com a mão fechada



Figura 11 - Desvio ulnar do punho com a mão fechada



Figura 12 - Flexão do punho com a mão fechada



Figura 13 - Desvio radial do punho com a mão fechada



Figura 14 - Mão Aberta

Para cada classe de gestos e/ou movimentos foram coletadas 50 amostras de 5 indivíduos diferentes, obtendo-se assim a coleta completa para análise posterior de dados.

3.1. Espaçamento entre os eletrodos e posição do cabeamento

O mau posicionamento dos eletrodos pode implicar em medidas errôneas e conclusões não corretas do sinal EMG. Para isso, existem recomendações, estabelecidas pela organização SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-

Invasive Assessment of Muscles) que determinam uma padronização que busca a forma mais adequada para colocação dos eletrodos.

O posicionamento dos eletrodos é determinado de acordo com os seguintes aspectos:

- **Formato do eletrodo:** Existem dois formatos de eletrodos, retangular e circular. A forma não influencia no desempenho da captação do sinal, desde que a área de contato com a pele seja a mesma quando comparado um com o outro.
- **Tamanho do eletrodo:** De acordo com a SENIAM o tamanho adequado da área de condução dos eletrodos varia de 1,2 mm² à alguns centímetros² e deve ser grande o suficiente para captar os sinais de um intervalo de unidades motoras. Porém, pequena o suficiente para evitar o efeito de cross-talk. Assim foi definido um tamanho de 10 mm de diâmetro para eletrodos circulares ou 10 mm de largura/comprimento para eletrodos retangulares.
- **Distância entre os eletrodos:** A recomendação da SENIAM em relação à distância entre eletrodos é definida em 20 mm entre o centro das circunferências de condução do eletrodo evitando interferências devido a movimentações.
- **Material do Eletrodo:** O material recomendado para produção do componente condutivo de eletrodos é o AgCl (Cloreto de Prata) com camada de gel aplicada.

Essas características garantem transições de sinais estáveis e baixa influência de ruídos.

3.2. Interferências no sinal EMG

Dentro da engenharia eletrônica o ruído é um dos principais problemas na aquisição de sinais, tratando-se de um sinal com tão pouca amplitude não seria diferente, nesse caso ele pode ser originado de várias fontes e é o grande responsável pela deterioração do sinal.

- **Ruído branco,** esse ruído é emitido de diversos equipamentos eletrônicos e atinge qualquer faixa de frequência com a mesma amplitude. Esse é um tipo de ruído que não conseguimos eliminar. Desta forma utilizamos de

componentes de alta precisão para a confecção da placa de aquisição buscando minimizar esses efeitos. Além disso, na confecção do layout da placa buscou-se utilizar as técnicas corretas de construção de circuitos impressos.

- Ruídos de ambiente, este é o ruído nativo de qualquer equipamento que seja uma fonte de propagação eletromagnética, como por exemplo, luzes, transmissão de rádio e TV, celulares, entre tantos outros. Esse ruído está por volta dos 60 Hz e tem amplitude com grandeza três vezes maior que o sinal EMG, logo, filtrar esse tipo de ruído se torna essencial para o sucesso desse projeto.
- Ruído do movimento, este é o ruído relativo ao movimento entre a pele e o eletrodo de detecção e o movimento dos cabos que conectam o sensor à placa de aquisição que ocorre a cada contração que o indivíduo realiza. Esse tipo de ruído é mínimo e por muitas vezes ignorado. Porém, como sua faixa de frequência (abaixo de 20 Hz) coincide com outro ruído importante ele também acaba sendo filtrado.
- Ruído relativo à instabilidade, este é o ruído do próprio sinal EMG, que por natureza aleatória possui suas componentes de 0 à 20 Hz completamente instáveis. Logo, é necessário filtrar essa parte do sinal para evitar maiores problemas na análise do sinal EMG.
- Fenômeno do cross-talk é um fenômeno que é impossível de ser eliminado, porém, pode ser minimizada selecionando o tamanho adequado dos eletrodos, a separação ideal entre eles e o correto posicionamento.

4. AMPLIFICADOR

Após a detecção do sinal, o mesmo deve ser amplificado por razões já descritas anteriormente, devido as suas peculiaridades, buscando assim a maior fidelidade possível com o sinal original e garantindo um melhor processamento das informações.

A melhor forma de amenizar a presença de ruídos é o uso do amplificador (amp op) de instrumentação de modo diferencial que deverá rejeitar este grande sinal de interferência, comum aos dois terminais (um sinal de modo comum) e amplificar o pequeno sinal diferencial.

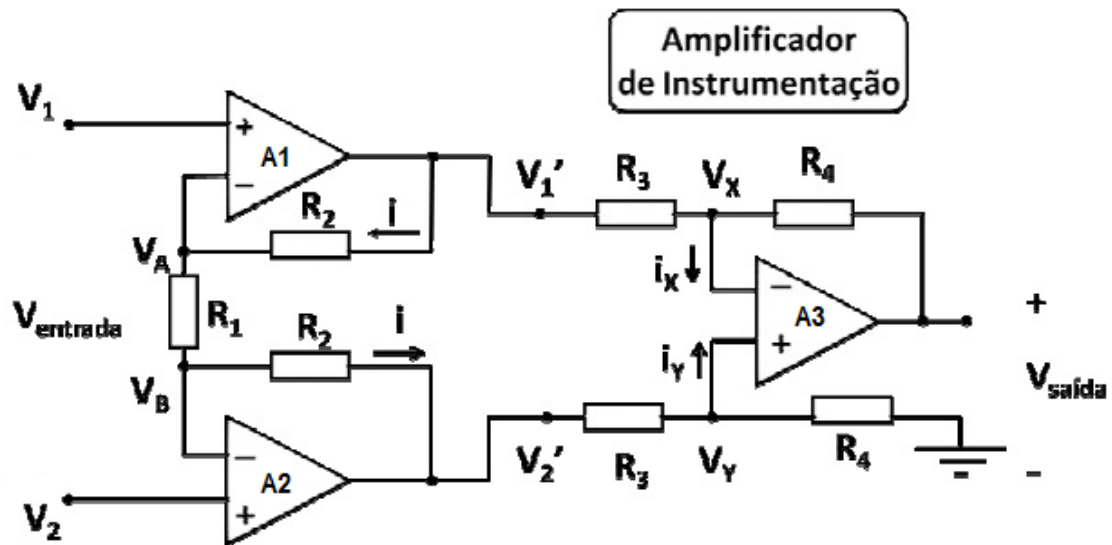


Figura 15 - Amplificador de instrumentação

Referência: FERREYRA RAMÍREZ, E. F. "Sistema de Medição Biomédica – Parte I"

O circuito é constituído por dois andares: o primeiro andar é constituído pelos amp ops A1 e A2 e as resistências associadas; o segundo é constituído pelo amp op A3 e as resistências associadas.

A figura 7 ilustra a análise do circuito com vista à determinação do ganho, admitindo amp ops ideais. Tendo em conta que as entradas diferenciais dos amp ops A1 e A2 são curtos-circuitos virtuais, as tensões nos terminais de R1 são v_1 e v_2 e a corrente que flui nesta resistência é $i = (v_1 - v_2) / R_1$. Esta corrente flui nas resistências R2 e a lei das malhas de Kirchhoff permite concluir que:

$$V_1' - V_2' = (1 + (2R_2 / R_1)) * (V_1 - V_2) \quad (1)$$

Esta tensão constitui a tensão diferencial de entrada do segundo andar, cuja tensão de saída tem a expressão definida por um amplificador diferencial e que para o caso presente é:

$$V_{saída} = -(R_4 / R_3) * (V_1' - V_2') \quad (2)$$

Combinando as duas equações resultam na conclusão que o amplificador diferencial tem um ganho diferencial igual a:

$$A_d = V_{saída} / (V_2 - V_1) = (1 + (2R_2 / R_1)) * (R_4 / R_3) \quad (3)$$

Pode mostrar-se facilmente que um sinal de modo comum V_{CM} aplicado aos dois terminais de entrada origina tensões de saída do primeiro andar $v_1' = v_2' = V_{CM}$. Assim, se o segundo andar for perfeitamente equilibrado (resistências R_3 e R_4 perfeitamente iguais), a tensão de saída será zero, i.e., o ganho de modo comum do amplificador de instrumentação será idealmente zero. Uma vez que ambos os amp ops do andar de entrada estão ligados em montagem não inversora, a impedância de entrada quer de v_1 , quer de v_2 é idealmente infinita. Esta é uma vantagem fundamental desta configuração de amplificador de instrumentação.

Um amplificador perfeito tem seu ganho infinito, mas como sabemos que nada é perfeito, foi utilizado o INA121 que possui ganho de até 10.000 vezes que é suficiente para diferencia-lo de sinais indesejados. O ganho desse amplificador é controlado por um potenciômetro de 50k ohms.

4.1. INA 121

O INA 121 é composto por 3 amp ops com as seguintes características:

- a) Possui ganho de até 10000 V/V (ajustado por um resistor externo R_G), $G = [1 + (50k / R_G)]$;
- b) Baixa tensão de offset ($\pm 200\mu V$);
- c) Alta CMRR (106dB com $G=100$) ;
- d) Pode ser operado utilizando uma bateria de 5V. No nosso caso será realizado com alimentação de $\pm 9V$;
- e) O range de temperatura é de $-40^\circ C$ a $85^\circ C$.

Referência: Datasheet INA 121 - <http://www.ti.com/product/ina121>

4.2. Acoplamento AC para Amplificadores Operacionais

A necessidade do condicionamento de sinais AC de baixo nível, na presença tanto do ruído de modo comum e do diferencial de tensão DC prevalece em muitas aplicações. Em tais situações, o acoplamento AC para amplificadores de instrumentação é obrigatório para extrair o sinal de corrente alternada e rejeitar o ruído de modo comum e diferencial de tensão DC. Essa situação geralmente ocorre na aquisição de sinal bioelétrico, em que eletrodos metálicos polarizados produzem uma grande tensão diferencial DC aleatória, variando de $\pm 0.15V$, o que aumenta os

sinais biológicos de baixo nível. A entrada de um acoplamento AC é uma abordagem para a remoção do conteúdo diferencial DC.

O princípio deste acoplamento AC é manter a saída média em 0v, para isso colocamos um filtro passa alta com uma frequência de corte muito baixa ligado a referencia do amplificador de instrumentação.

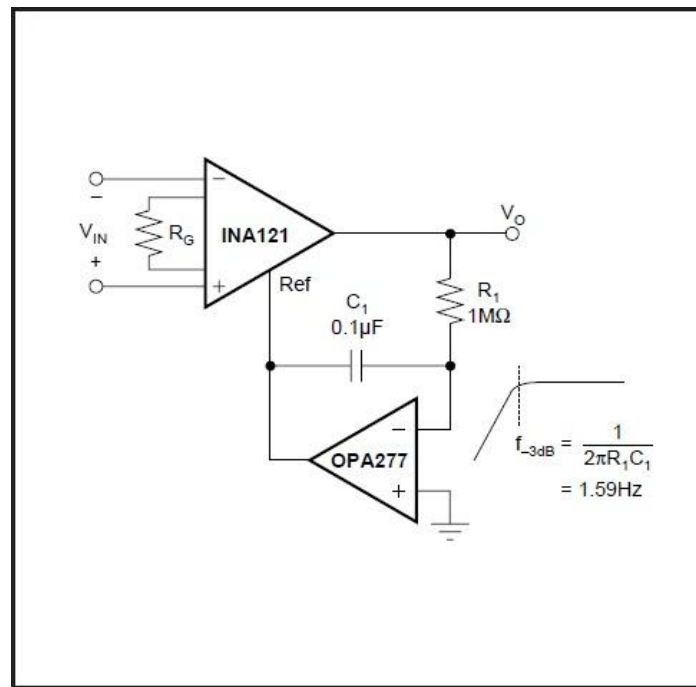


Figura 16 - Exemplo de Acoplamento AC para Amplificadores de Instrumentação

Referência: Datasheet INA 121 - <http://www.ti.com/product/ina121>

5. FILTRO

Em geral, há quatro configurações, ou montagens de filtro que podem ser utilizadas em eletromiografia: Filtro Passa-Alta (High Pass), onde todas as frequências abaixo da frequência de corte (F_c) são atenuadas; Filtro Passa-Baixa (Low Pass), onde todas as frequências maiores que a frequência de corte (F_c) são atenuadas; Filtro Rejeita Banda (Stop Band), onde todas as frequências maiores que F_{c1} e menores que F_{c2} são atenuadas; e Filtros Passa-Banda (Band Pass), que permitem que as frequências menores que F_{c1} e maiores do que F_{c2} sejam atenuadas a zero.

Lembrando que na frequência de corte tem-se uma atenuação de 0.707 e que a velocidade de atenuação do filtro (dB/década) depende da sua ordem.

Para a seleção de um filtro apropriado, deve-se observar o limite de variação de frequências do sinal específico analisado. A melhor técnica para o ajuste das características de filtro é analisar os dados, e então adaptar o comprimento de banda do filtro ao do sinal.

Recomendações do SENIAM (HERMENS et al., 2000) com relação à utilização dos filtros analógicos são:

- Passa baixa: com frequência de corte de 500 Hz, aplicado para promover uma atenuação dos componentes de frequência e ruído.
- Passa alta: com frequência de corte menor que 10 Hz para a análise espectral e 10-20 Hz para a análise do movimento.

Entretanto, o padrão recomendado pela DELSYS (2001) é de um filtro passa-banda de 20-500 Hz, para a aquisição do completo espectro do sinal EMG.

Para montagem dos filtros foi escolhido o circuito integrado UAF42. Ele é um filtro ativo universal, usa a arquitetura clássica de filtros com um amplificador inversor e dois integradores para formar um par de polos que pode ser configurado em uma ampla gama de filtros passa baixa, passa alta, e filtros passa-banda. Uma das suas aplicações é a instrumentação médica. Foram utilizados três UAF42 para montagem dos filtros passa faixa e notch 60 Hz. Cada UAF42 é composto por 3 amp ops e permite a implementação de diversos tipos de filtros, como Butterworth, Bessel e Chebyshev. Um quarto amp op idêntico aos outros 3 pode ser usado como estágio adicional.

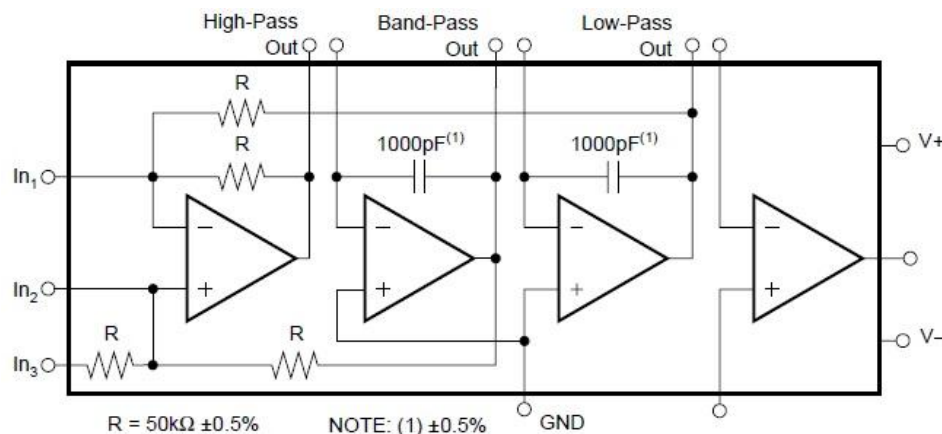


Figura 17 – Configuração interna do UAF42

Referência: Datasheet UAF42 - <http://www.ti.com/product/uaf42>

Segue equação da frequência natural do filtro retirada do Datasheet UAF42:

$$\omega_n^2 = \frac{R_2}{R_1 R_{F1} R_{F2} C_1 C_2} \quad (4)$$

6. CIRUCITO FINAL DAS PLACAS DE AQUISIÇÃO

Para realizar a aquisição dos sinais mioelétricos, provenientes dos músculos do antebraço, e enviá-los para o dispositivo de processamento (Arduíno Nano), desenvolvemos quatro placas de aquisição (uma dedicada para cada músculo que utilizaremos para executar os comandos) implementadas em circuito impresso. Cada placa corresponde a um canal (canal 1, 2, 3 e 4) onde dependendo do movimento realizado poderá acionar ou não um determinado comando.

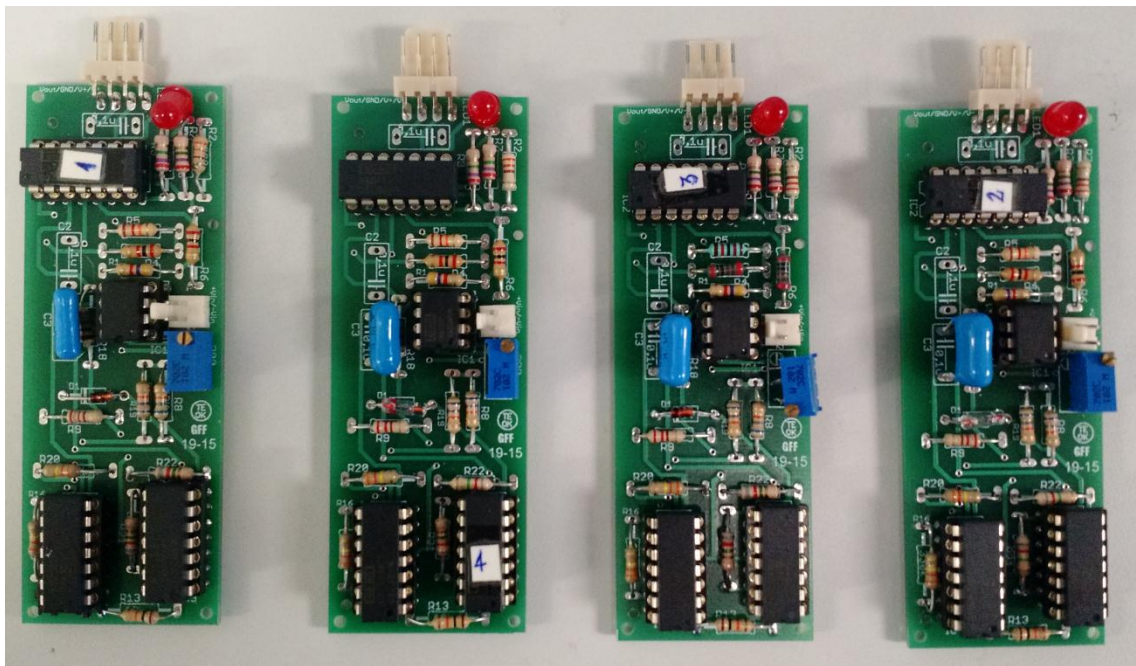


Figura 18 - Placas finais de aquisição

6.1. Características e componentes utilizados na confecção da placa de aquisição

A placa desenvolvida pelo grupo é constituída basicamente por quatro componentes principais (numerados de 1-4), que são CI's que desempenham as funções de amplificação e filtragem do sinal aqusitado.

Todos os outros componentes são considerados periféricos, utilizados para definir ganhos, frequências de corte, retificação, limitação de corrente e indicativo de alimentação do circuito.

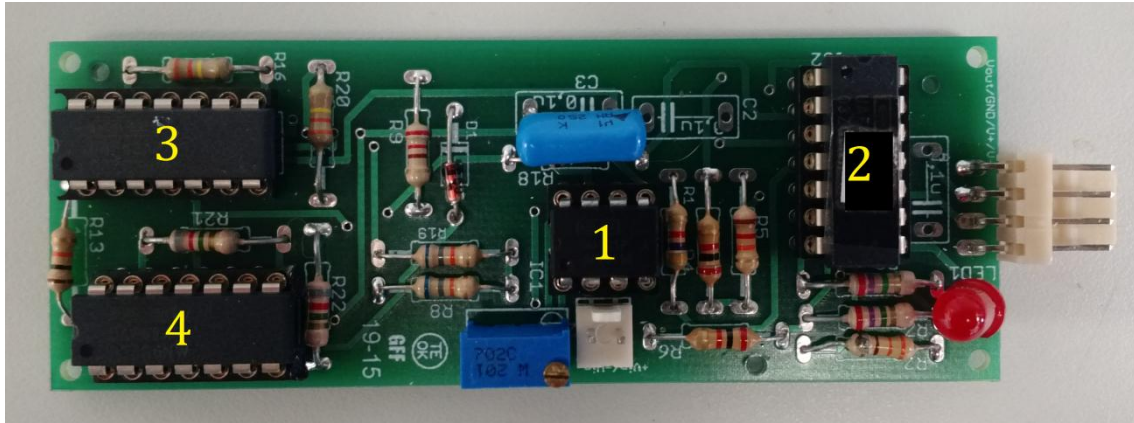


Figura 19 - Placa e seus principais blocos

6.1.1. Circuito Integrado 1: Amplificador Operacional (INA121U)

O amplificador operacional INA 121U possui um potenciômetro para fazer o ajuste do ganho no valor de 50 K Ω , permitindo que o mesmo varie de 2-10.000 V/V.

Para eliminar o sinal DC, proveniente de fontes externas e da limitação do CI em eliminar completamente o sinal comum nas entradas do mesmo à um nível desejado, utiliza-se um circuito externo ao CI (Acoplamento AC), que trabalha como um filtro passa alta com $f_c = 1,59$ Hz.

Este circuito foi implementado aproveitando um dos amplificadores operacionais que está sobrando no filtro passa baixa.

Mais detalhes sobre ele será fornecido quando falarmos sobre o Circuito Integrado 4.

6.1.2. Circuito Integrado 2: Filtro Notch

O Filtro NOTCH 60 Hz é composto somente do CI UAF42 e de resistores utilizados para definir a frequência de atenuação.

Uma característica desse filtro, é que ele possui uma inversão de fase em relação ao sinal de entrada.

Em nossa aplicação esse fator não influencia, porém mais adiante utilizaremos o filtro passa alta na configuração inversora para realizar a desinversão desse sinal somente como uma opção pessoal.

O ganho deste filtro é unitário e portanto não realiza amplificação ou atenuação do sinal de entrada.

6.1.3. Circuito Integrado 3: Filtro Passa Alta com $f_c = 20$ Hz (UAF42)

O filtro passa alta é constituído somente pelo CI UAF42 e resistores que definem seu ganho e frequência de corte.

Este filtro foi projetado para fornecer um ganho adicional de 5 V/V e desinversão do sinal de entrada (que havia sido invertido devido à configuração do filtro NOTCH 60 Hz).

Esse ganho adicional é necessário para compensar as perdas que ocorrerão em cima do diodo (Diodo de Germânio com tensão de condução igual à 0,3 V), responsável por fazer a retificação do sinal antes de enviá-lo para o Arduino Nano. A retificação é necessária, pois as entradas analógicas do Arduino Nano trabalham somente com tensões positivas.

6.1.4. Circuito Integrado 4: Filtro Passa Baixa com $f_c = 500$ Hz (UAF42)

O filtro passa baixa também é constituído somente pelo CI UAF42 e resistores utilizados para definir o ganho e a frequência de corte.

O filtro foi projetado para ter um ganho unitário e portanto não influencia na amplitude do sinal.

Um dos amplificadores operacionais do CI UAF42 que não é utilizado para implementar o filtro é usado para fazer o circuito de acoplamento AC para o amplificador operacional.

Obs.: Para visualização do circuito elétrico completo, visualizar página 80.

6.2. Simulações

Através de simulações realizadas no software NI Multisim 11.0, conseguimos demonstrar os resultados que desejamos ter em relação ao circuito de aquisição dos sinais mioelétricos. São eles:

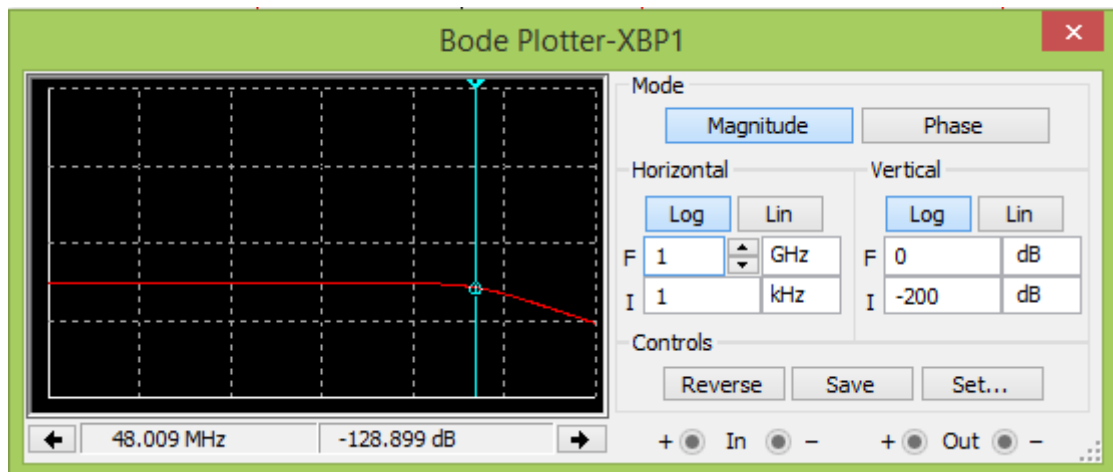


Figura 20 - Resposta em frequência do amplificador

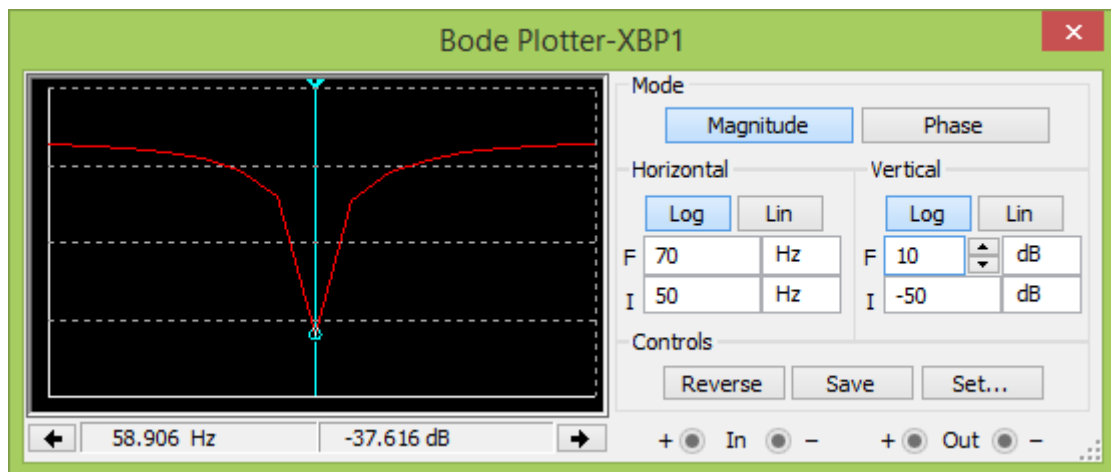


Figura 21 - Resposta em frequência do filtro Rejeita faixa (com f_0 em 60Hz)

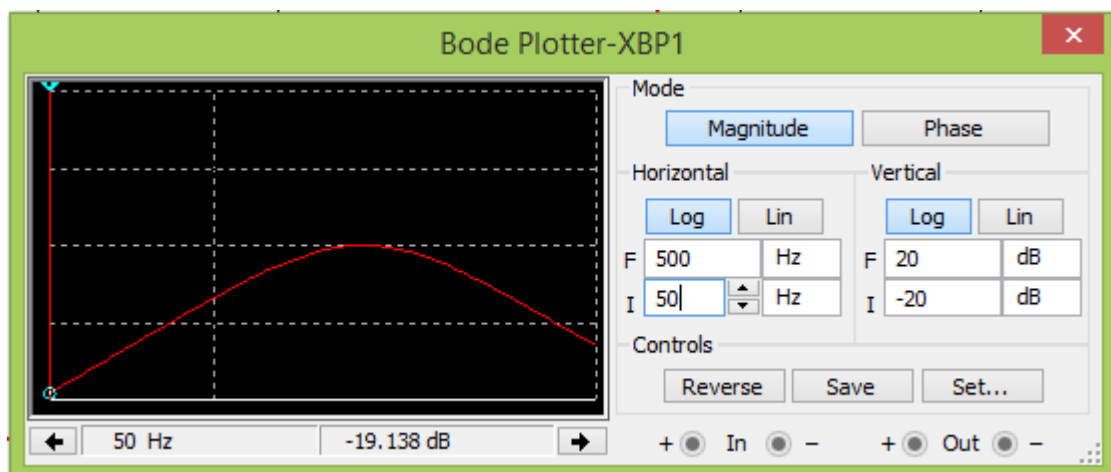


Figura 22 - Resposta em frequência dos filtros passa alta e passa-baixa associados em cascata ($f_{c1} = 20\text{Hz}$ e $f_{c2} = 500\text{Hz}$).

7. PROCESSAMENTO DE PADRÃO DOS MOVIMENTOS

O reconhecimento de padrões para sinais EMG vem sendo alvo de estudos recorrentes de diversos autores e grandes pesquisas. Existem diversas formas de classificações de padrões, que podem ir desde arquiteturas probabilísticas a arquiteturas neurais. [Rauber, 1997]

Durante a elaboração do trabalho dois pontos muito importantes foram observados:

- A diferente localização dos eletrodos cada vez que o usuário conectar o aparelho poderá trazer grande variação na característica do sinal observado.
- Existe grande diferença nas características do sinal coletado entre indivíduos diferentes.

Por esses motivos citados acima o equipamento projetado pode ser utilizado por qualquer pessoa, desde que tenha sido feito o estudo adequado do seu padrão, único e intransferível para a utilização do mesmo.

Em outras palavras, o equipamento só terá seu melhor funcionamento quando o software adequado para aquela pessoa estiver em andamento no momento da utilização.

Para caracterizá-lo dessa forma optamos pelo modelo da arquitetura probabilística, onde teríamos maior controle sobre as variáveis e saberíamos exatamente onde e como fazer alterações para aperfeiçoar e melhorar nosso sistema.

Após adquirir 35 amostras de dados para os 5 movimentos calculamos a potência de cada sinal, para cada canal, de cada movimento obtendo assim um padrão para cada pessoa, onde, por exemplo, no movimento “flexão de punho com a mão fechada”, dois canais possuíam grande valor de energia quando comparado aos outros dois canais. Essa padronização foi mantida de forma diferente para outros movimentos mediante a cada indivíduo.

Tabela 1 – Características de intensidade de sinal para um único indivíduo para um único movimento.

N	MOVIMENTO / GESTO	CANAL 01	CANA 02	CANAL 03	CANAL 04
1	Desvio radial do punho com a mão fechada	5,41E-09	4,30E-10	1,12E-09	1,72E-08
2	Desvio radial do punho com a mão fechada	7,04E-09	5,39E-10	7,34E-10	2,02E-08
3	Desvio radial do punho com a mão fechada	6,14E-09	3,03E-10	3,33E-09	1,80E-08
4	Desvio radial do punho com a mão fechada	5,76E-09	3,64E-10	1,53E-09	1,85E-08
5	Desvio radial do punho com a mão fechada	5,61E-09	3,98E-10	1,13E-09	1,68E-08

Observa-se, analisando a tabela existe um padrão para este indivíduo, logo, utiliza-se um método científico conhecido na literatura para a classificação e reconhecimento dos movimentos, o método k-means.

7.1. Método k-means

O método k-means é uma técnica de exploração de grande quantidade de dados à procura de padrões consistentes, como regras de associação ou sequências temporais, para detectar relacionamentos sistemáticos entre variáveis, detectando assim subconjuntos de dados.

Quando se tem um conjunto de objetos é natural olhar para eles tentando perceber o quão semelhantes ou diferentes eles são uns dos outros. Uma abordagem comum consiste em definir uma função de distância entre os objetos, com a interpretação de que objetos a uma distância menor são mais semelhantes uns aos outros. Assim, a distância assume um significado mais abstrato.

Por exemplo, podemos definir a distância entre pessoas como a diferença do ano em que nasceram. O k-means surge quando tentamos classificar ou organizar objetos em grupos coerentes. Dada uma função de distância, o problema é dividi-los em grupos para que, intuitivamente, objetos dentro do mesmo grupo estejam "próximos", e em diferentes grupos, "distantes".

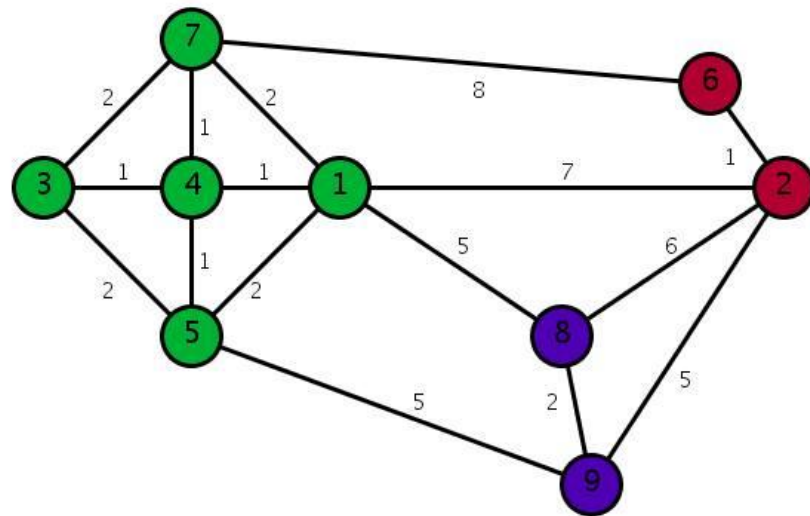


Figura 23 - Exemplo do raciocínio do método K-means

Referência: http://en.wikipedia.org/wiki/K-means_clustering

Baseando-se na imagem acima ao apagarmos uma aresta de uma árvore, criamos dois componentes conexos que também são árvores, tal fato é usado fortemente neste algoritmo. Encontrar k clusters consiste em apagar arestas de um grafo até obtermos k componentes conexos. No problema que estamos tratando, desejamos além de encontrar k componentes conexos, que estes componentes sejam o mais distante possível entre si. Definiremos o espaçamento de um conjunto de clusters de um grafo como a menor distância entre dois nós que pertencem a componentes conexos distintos.

7.2. Normalização

Para obter-se maior aproveitamento de acerto na execução dos movimentos era necessário buscar a normalização. Existiam diversas formas de buscar essa padronização:

- Padronizar os canais (baseados na maior potência de cada canal para cada indivíduo nas 50 amostras);
- Padronizar movimentos (baseados na maior potência de cada movimento para cada indivíduo, independente do canal nas 50 amostras);
- Padronizar os canais para cada amostra de movimento, ou seja, obter o maior valor de potência em um único canal naquele instante de movimento e dividir todos os outros valores por esse maior valor.

Essa última padronização foi sem dúvida a que obtivemos maior quantidade de acerto na execução de movimentos, chegando a 98% de acerto em 50 movimentos para a mesma pessoa em determinados casos.

Segue abaixo tabela de acerto utilizando-se da padronização de canais para cada amostra de instante de movimento:

Tabela 2 – Taxa de acerto para cada movimento, considerando a normalização dos dados, realizados por 5 indivíduos.

	Ind. 1	Ind. 2	Ind. 3	Ind. 4	Ind. 5
Mão Aberta	90	88	95	92	90
Desvio radial do punho com a mão fechada	88	80	85	89	94
Flexão de punho com mão fechada	92	95	92	89	90
Desvio ulnar com mão fechada	98	98	97	95	96
Contração isométrica com mão fechada	95	93	97	98	98
Média dos movimentos	92,6	90,8	93,2	92,6	93,6
Média Geral	92,56				

Quando algum outro indivíduo buscar utilizar o equipamento preparado para outro integrante, os resultados relativos à taxa de acerto são desprezíveis, conforme tabela abaixo:

Tabela 3 – Taxa de acerto para cada movimento, considerando um sexto indivíduo utilizando o software de outro indivíduo.

	Ind. 1	Ind. 2	Ind. 3	Ind. 4	Ind. 5
Mão Aberta	20	10	22	16	12
Desvio radial do punho com a mão fechada	22	21	21	12	7
Flexão de punho com mão fechada	15	32	32	8	23
Desvio ulnar com mão fechada	15	35	26	15	16
Contração isométrica com mão fechada	45	83	32	81	85
Média dos movimentos	23,4	36,2	26,6	26,4	28,6
Média Geral	28,24				

7.3. Realimentação do indivíduo

Outro fato interessante observado durante a execução do projeto é que a intensidade de força utilizada no movimento pode caracterizar uma maior ou menor potência de execução, inviabilizando a padronização no mesmo (essa intensidade de contração do músculo varia de pessoa pra pessoa e também varia com o tempo de execução do movimento, já que o indivíduo se cansa, ou seja, o músculo fadiga). A solução para esse problema apesar de simples só é observada com eficácia durante a execução de diversos testes.

Quando o indivíduo realiza o movimento e o mesmo não é identificado pelo sistema ele busca entender e refazer o movimento de outra forma (com maior ou menor intensidade), sendo assim uma realimentação, criando um mecanismo de auto regulação se faz necessário.

Esse novo movimento de entrada do indivíduo se aproxima mais do padrão de movimento desejado e o mesmo irá se readequar até que seja executado de forma idêntica ou muito próxima ao esperado.

8. PROCESSAMENTO

Após filtrar e amplificar o sinal mio elétrico é necessário aquistar, armazenar e processar esses sinais em tempo real, de forma a extrair os parâmetros necessários de controle do mesmo. Sendo assim foi necessário escolher um controlador com entradas e saída analógicas e digitais, que pudesse ser facilmente integrado com

sistemas de transmissão, por esse e outros motivos escolhemos trabalhar com a tecnologia Arduino.

8.1. Arduino

Arduino é uma plataforma open-hardware e possui seu ambiente próprio de desenvolvimento baseado em linguagem C. Uma das grandes vantagens em relação aos seus concorrentes é sua grande versatilidade já que possui diversas entradas e saídas (analógicas e digitais), fácil interfase de programação e custo relativamente baixo. Consegue apresentar diversos componentes compatíveis com ele, como módulos e sensores.

Além disso, existem também os chamados Shields, que são placas que se encaixam facilmente no hardware do Arduino e servem para expandir suas funcionalidades, assim como fizemos com nosso módulo de transmissão que será abordado com maior clareza no próximo capítulo.

Existem diversos modelos de placa Arduino, para diferentes aplicações e necessidades, o modelo de placa escolhido foi o Arduino NANO, principalmente pelas suas dimensões bem reduzidas (4,3 cm de comprimento x 1,85 cm de largura) que ajudaram na confecção de um dispositivo bem portátil.

O Arduino NANO é uma placa baseada no microcontrador ATmega328 (para placas Arduino Nano versão 3.x), desenvolvida pela Gravitech. Possui 32Kb de memória (Nano versão 3.0). Suas especificações são:

- Microcontrolador ATmega238
- 5V a tensão de operação
- 7 a 12V a tensão de entrada
- 14 portas digitais, sendo que 6 podem ser usadas como PWM
- 8 portas analógicas
- Corrente de 40mA tanto nos pinos de entrada como de saída
- Memória flash de 32Kb sendo 2Kb usados no bootloader
- 2Kb de SRAM
- 1Kb de EEPROM
- 16MHz de velocidade do clock

Referência: <http://www.arduino.cc/en/uploads/Main/ArduinoNanoManual23.pdf>

8.2. Taxa de amostragem

Na leitura das placas de aquisição de dados, as amostras são geralmente adquiridas em intervalos fixos de tempo. Contudo, pode ser necessária a alteração do intervalo no Arduino, conforme foi necessário na execução do projeto.

Desta forma, para aumentar ou diminuir o intervalo de tempo entre amostras, a principal questão prende-se com a periodicidade da própria amostragem, visto que quanto maior for maior terá de ser também a capacidade de processamento e armazenamento.

Ao estudar-se a amostragem, é necessária a sensibilização para um dos fenômenos que podem ocorrer, como o Aliasing.

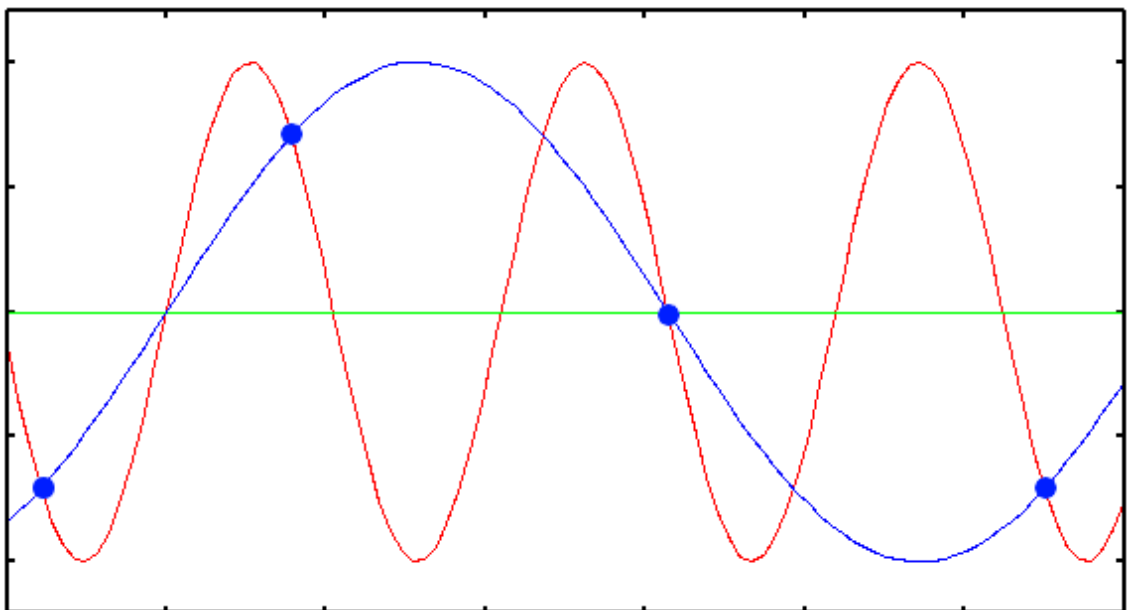


Figura 24 - Ocorrência do Aliasing

Referência: <http://svi.nl/AliasingArtifacts>

Para evitá-lo deve-se respeitar o teorema de Nyquist que basicamente, diz que a taxa de amostragem deve ser no mínimo duas vezes a maior frequência que desejamos registrar, que no nosso caso é de 1kHz (conforme já explicado anteriormente).

A figura 13 representa a reconstrução de uma onda originalmente como a vermelha e sem respeitar o teorema de Nyquist resulta, por exemplo, na onda azul.

A solução nesse caso é aumentar a taxa de amostragem no Arduino, o que resulta essencialmente em aumentar a velocidade do conversor analógico-digital (ADC).

O conversor analógico digital presente no Arduino possui 10 bits de resolução e está preparado para uma tensão variável de 0 até 5 volts, gerando binários de 0 até 1023, que dependem obviamente do sinal colocado na entrada.

Com exceção da primeira conversão que leva 25 ADC ciclos de clock, pois efetua a inicialização do ADC, uma conversão demora 13 ADC ciclos de clock. Ou seja, se tivermos um clock de 1MHz vamos ter, aproximadamente:

$$N^{\circ} \text{ de amostras por segundo} = \frac{10^6}{13} \approx 77.000$$

Porém, nem sempre a maior taxa de amostragem é a mais indicada. Seria errado pensarmos deste modo, pois ao aumentar a taxa de amostragem também aumenta o espaço e o processamento necessários para os dados.

Assim, foi necessário procurar a menor taxa de amostragem que conseguisse satisfazer os nossos objetivos, pois não teríamos nenhuma melhoria no nosso objetivo aumentando excessivamente a taxa de amostragem já que iríamos exigir esforços de processamento grandiosos.

O input clock do ADC encontra-se dividido por um “fator de divisão”, chamado de Prescaler. O valor deste fator deve ser modificado, alterando o valor do conteúdo do registro ADCSRA.

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

Figura 25 - Conteúdo do registro ADCSRA

Referência: <http://www.arduino.cc/en/uploads/Main/ArduinoNanoManual23.pdf>

ADPS2	ADPS1	ADPS0	Division Factor
0	0	0	2
0	0	1	2
0	1	0	4
0	1	1	8
1	0	0	16
1	0	1	32
1	1	0	64
1	1	1	128

Figura 26 - Combinações possíveis – Prescaler

Referência: <http://www.arduino.cc/en/uploads/Main/ArduinoNanoManual23.pdf>

Os bits que nos interessam na execução do projeto são o ADPS2, ADPS1 e o ADPS0 e, com isso, na figura 15 podemos analisar quais as combinações destes três bits e a partir desta fazer alguns cálculos que nos possibilitam definir a taxa de amostragem adequada.

De modo empírico chegamos a uma taxa de amostragem de 3000 amostras por segundo, conforme demonstrações abaixo:

Input clock = 0,3MHz * 13 ciclos de clock gastos na conversão,
portanto Input clock = 4MHz (4)

Sabendo-se que o Arduino escolhido tem um clock de sistema de 16MHz, o fator de divisão utilizado foi o de 4, conforme abaixo:

$$\text{Fator de divisão} = \frac{16\text{MHz}}{4\text{MHz}} \approx 4 \text{ (5)}$$

Esse valor é utilizado no código de programação para definir a taxa de amostragem que teremos do sinal a ser aquisitado, que como dito anteriormente assume um valor máximo de 1kHz.

9. TRANSMISSÃO SEM FIO

As recomendações do IEEE, nomeadamente as recomendações da série IEEE 802.11, são o exemplo mais conhecido para os protocolos de redes sem fio, sendo considerada a existência de quatro grandes grupos:

- WPAN - Wireless Personal Area Network

- WLAN – Wireless Local Area Network
- WMAN – Wireless Metropolitan Area Network
- WWAN – Wireless Wide Area Network

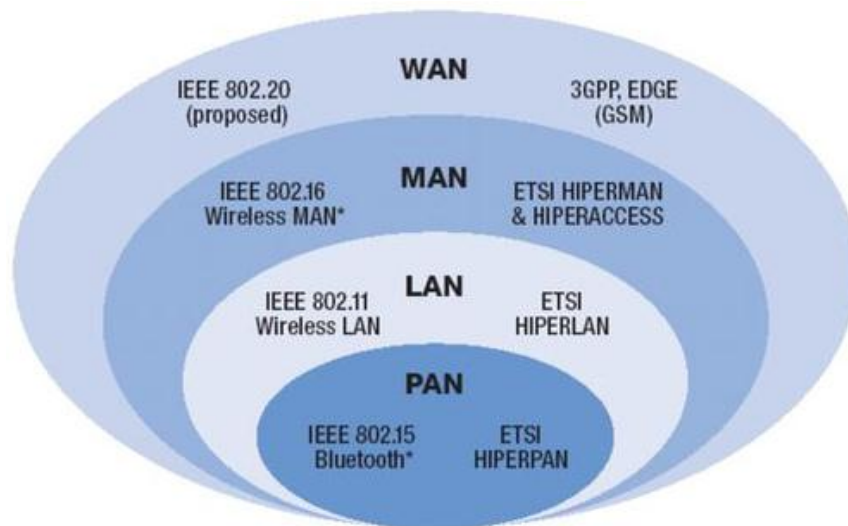


Figura 27 - Redes sem fios normalizadas

Referência: <https://niltonfelipe.wordpress.com/tag/rfd/>

Nesse contexto das redes WPAN existentes, a mais recente e promissora é a que o protocolo Zigbee IEEE 802.15.4.

9.1. Protocolo Zigbee

O protocolo Zigbee permite comunicações robustas e opera na frequência ISM (Industrial, Scientific and Medical radio bands) que nesse caso utiliza a frequência de 915MHz na América Latina. A taxa de transferência de dados para essa frequência em especial é de 40kbps.

O Zigbee foi escolhido para o desenvolvimento desse projeto, pois em sua concepção tem objetivos que se enquadram perfeitamente as necessidades do grupo que são:

- Consumo energético baixo e implementação simples, com interfaces de baixo custo;
- Dois estados de funcionamento: 'active' para transmissão e recepção e 'sleep' quando inativo;
- Segurança de operação (simplicidade de configuração e redundância de dispositivos).

A arquitetura do protocolo Zigbee, tal como em outros protocolos, é composta por camadas, formando uma estrutura hierárquica. Cada entidade de serviço fornece uma interface para a camada superior através do ponto de acesso SAP (Service Access Point). Cada SAP suporta um determinado número de primitivas de serviço para ativar a funcionalidade, que será solicitada pela camada imediatamente superior.

O protocolo Zigbee é baseado na camada OSI, conforme mostra a figura abaixo:



Figura 28 - Arquitetura OSI

Referência: <https://stefanievera.wordpress.com/>

Porém, define apenas camadas necessárias para atingir um conjunto de funcionalidades pré-definidas, conforme figura abaixo:

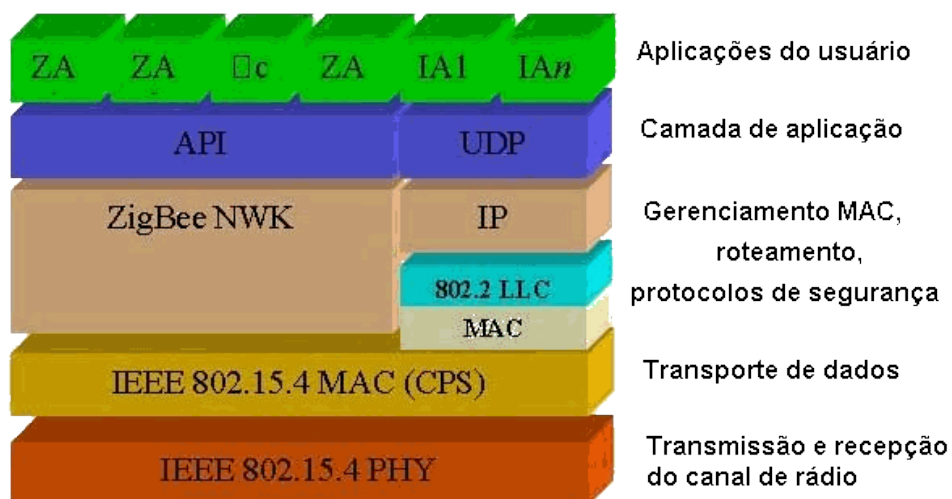


Figura 29 - Estrutura de camadas do protocolo Zigbee

Referência: http://www.projetederedes.com.br/artigos/artigo_zigbee.php

As duas camadas inferiores, a camada física (PHY) e a camada de controle de acesso ao meio (MAC), foram definidas pelas norma IEEE 802.15.4. As camadas de rede restantes foram concebidas especificamente para o protocolo Zigbee. Tais camadas são a camada de rede (NWK) e o Framework para a camada de aplicação (API). Nesta última camada estão incluídas a subcamada de suporte aplicativo (APS), que asseguram a ligação da camada de aplicação e o objeto de dispositivo Zigbee (ZDO - ZigBee Device Object).

Seguidamente descrevem-se as camadas do protocolo Zigbee:

- IEEE 802.15.4 PHY - A camada física (PHY) foi projetada para acomodar as necessidades de interfaces de baixo custo, permitindo níveis elevados de integração. O uso da técnica de transmissão de Sequência Direta permite que os equipamentos sejam muito simples, possibilitando implementações com custos reduzidos.
- IEEE 802.15.4 MAC - A camada de controle de acesso ao meio foi prevista para permitir topologias múltiplas com baixa complexidade, onde a gestão de energia, por exemplo, não requer modos de operação complexos. Esta camada também permite que um dispositivo com funcionalidade reduzida (RDF) opere na rede sem a necessidade de grandes quantidades de memória disponíveis, podendo controlar também um grande número de dispositivos sem a necessidade de colocá-los "em espera", como ocorre em algumas tecnologias sem fio.
- Zigbee NWK - A camada de rede utiliza um algoritmo que permite implementações da pilha de protocolos, visando equilibrar os custos das unidades em aplicações específicas. É o caso do consumo das baterias, procurando produzir soluções específicas para a aplicação, com boa relação preço qualidade.
- É formada pela subcamada de suporte à aplicação, que fornece uma interface entre a camada de rede e a camada de aplicação através de um conjunto geral de serviços que são usados pelo ZDO10 e os objetos da aplicação definidos pelo fabricante. Os serviços fornecidos no suporte à aplicação são:
 - Discovery - este serviço verifica a existência de outros pontos ativos na área de alcance do dispositivo, para serviços de troca de dados;

- Binding - este serviço interliga os vários dispositivos, tendo em conta as necessidades e serviços.

9.1.1. Topologia de Rede

Com uma vasta área de possibilidades de aplicação, o protocolo Zigbee possui diversas estruturas de redes, admitindo diferentes topologias como topologia em estrela, malha, árvore, entre tantos outro, porém, como nossa comunicação é somente dois componentes Xbee foi utilizada a estrutura ponto a ponto.



Figura 30 - Topologia Ponto a Ponto com criptografia de dados

Referência: <http://www.rogercom.com/ZigBee/ZigBeePag03.htm>

Porém, apesar da topologia bem simples, os dados são criptografados de forma que os Xbee conversem somente entre eles sem interrupção externa de outras comunicações utilizando o mesmo protocolo de transmissão.

De modo a facilitar a compreensão da configuração dos equipamentos no protocolo Zigbee em diversos tipos de topologias de rede é importante citar alguns conceitos utilizados. Sabe-se que os componentes da rede Xbee são caracterizados em três tipos conforme IEEE 802.15.4 conforme segue abaixo:

- Coordenador ZigBee é o coordenador (coordinator) geral de toda a rede. Trata-se de um dispositivo com recursos completos.
- Roteador ZigBee o roteador (router) é o elemento da rede ZigBee que pode agir como coordenador no seu espaço particular de operação, sendo capaz de gerir (rotear) mensagens entre dispositivos e suportar associações. Trata-se de um dispositivo com recursos completos.
- Escravo ou dispositivo final (Endpoint) ZigBee é o elemento da rede ZigBee que não é coordenador ou roteador e encontra-se nos extremos da rede. É o responsável pela comunicação com os dispositivos de aquisição e atuação com o meio físico. Trata-se de um dispositivo com recursos reduzidos.

9.2. Configurações básicas do Xbee

Existem diversos parâmetros que precisam ser configurados corretamente para que os dois módulos possam se comunicar perfeitamente, embora que com as configurações padrão os dois módulos devem ser capazes de falar um com os outro.

Os módulos precisam estar na mesma rede, conforme definido no 'parâmetro ID'. Além disso, precisam estar no mesmo canal, como definido pelo 'parâmetro CH'. Finalmente é de fundamental importância definir o endereço dos módulos em sua rede, nesse caso, do módulo transmissor e do receptor, isso é definido pelo 'parâmetro DH e DL'.

Salientando que essa conexão só irá acontecer entre módulos Xbee de mesma rede e mesmo canal, se os módulos estão em redes diferentes eles não podem se comunicar independente de seus endereços.

Na elaboração do projeto foi utilizado um Xbee configurado como 'Router' localizado na transmissão dos dados aquisitados. O outro Xbee foi configurado como 'Endpoint' de forma que o mesmo seja o elemento final da rede de transmissão, conectado no computador a ser controlado.

Além disso, para otimização de espaço e compatibilidade de protocolos de comunicação foi utilizado o Xbee Shield para rápida interlocução entre o módulo Xbee e a placa Arduino. Baseando-se no módulo Xbee MaxStream o módulo pode comunicar a uma distância máxima de 1,6 km ao ar livre, desde que haja linha de vista entre os dois comunicadores.

Portanto, o Xbee Shield é utilizado nesse caso como modo de comando e programado pela rede de transmissão com a configuração adequada.

10.COMUNICAÇÃO COM O COMPUTADOR

Para controlar diversos programas no computador, é preciso uma interface capaz de fazer essa conversão de dados entre linguagem de máquina e dados digitais recebidos via Xbee instantaneamente, a ferramenta escolhida para esse controle foi o Gobetwino.

Gobetwino é um programa que usa os dados recebidos na entrada serial para controlar programas no computador. Basicamente ele atua sobre a orientação do Arduino para fazer algumas coisas que o mesmo não conseguiria fazer sozinho, definindo um conjunto de comandos que podem ser usados para executar comandos reais.

A troca de informações entre o Gobetwino e o Arduino é constante, e por isso, o sistema se torna realimentado, a cada comando que o Arduino manda o Gobetwino executar, ele retorna com alguma informação do programa que foi executado.

Esse programa foi usado para executar as seguintes funções dentro do VLC conforme definido abaixo:

- Inicializar o programa no computador, diretamente ou através de algum arquivo associado;
- Passar para a próxima música ou vídeo;
- Passar para a música ou vídeo anterior;
- Pausar;
- Executar / Play;
- Encerrar a execução do programa.

Foi controlado também a ferramenta PowerPoint, executando os seguintes comandos:

- Inicializar o programa no computador, diretamente ou através de algum arquivo associado;
- Abrir modo apresentação;
- Ir para próximo slide;
- Voltar ao slide anterior;
- Encerrar a execução do programa.

Além, desses programas clássicos, pode-se controlar qualquer outro programa do computador, e dessa forma, foi controlado um jogo de entretenimento conhecido mundialmente, o “Tetris”, executando os comandos a seguir:

- Inicializar o jogo de modo direto ou através de algum emulador;
- Girar a peça em todos os sentidos;
- Levar a peça tanto para a esquerda, quanto para a direita (trata-se de um jogo 2D onde os únicos movimentos possíveis são esquerda e direita);
- Encerrar a execução do jogo.

11.CONCLUSÃO

Os resultados obtidos na conclusão do projeto mostraram-se bem satisfatórios quando comparados aos esperados, conseguimos controlar qualquer dispositivo desde que a integração seja feita de forma correta.

O sucesso do projeto pode ser atribuído a vários fatores de extrema importância como a correta confecção da placa de aquisição que nos possibilitou visualmente identificar um padrão existente para cada individuo em cada movimento podendo assim buscar o melhor método para categorizá-los.

O outro ponto que deve ser destacado é sobre utilizar um método probabilístico para obtenção de um padrão de movimento, com a escolha do K-means foi possível separar os movimentos em clusters de forma clara e objetiva, desenvolvendo em seguida o devido software de caracterização, buscando otimizar ao máximo a carga de processamento necessário.

No momento da caracterização a necessidade de normalização do sinal ficou nítida já que a energia embutida no movimento depende diretamente da força executada por quem utiliza o equipamento, logo, normalizar a energia no instante da execução do movimento nos possibilitou obter ganhos de até 98% de acerto.

12. REFERÊNCIAS

- I. ALMEIDA, M.A.F. (1997). “Filtragem Digital de Sinais Biomédicos”. Florianópolis. 116p. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina.
- II. BARROS, K.R. (2005). “Metodologia para classificação de sinais EMG para controle de próteses com baixo esforço computacional” – Tese de Mestrado em Engenharia Elétrica Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia – Brasil.
- III. DE LUCA, Carlos J. & BASMAJIAN, John V. “Muscles Alive: Their Functions Revealed by Eletromyography”. Baltimore, Wiliams & Wilkins 5ª Edição, 1985.
- IV. GALLANT, P.J.; MORIN, E.L.; PEPPARD, L.E. “Feature-based classification of myoeletric signals using artificial neural networks”. Med. & Biol. Eng & Compt., 1998.
- V. DELSYS INC. (1996) Tutorials & WhitePapers: “A discussion on Surface Electromyography: Detection and Recording”, disponível em <www.delsys.com>, acessado em: novembro de 2014.
- VI. WEBSTER, J.G. “Medical Instrumentation: Application and Design” Houghton Mifflin Company 3ª edição, 1998
- VII. MITRA, S. K., “Digital Processing of Continuous-Time Signals”. Digital Signal Processing, 3ª Edição, 2006
- VIII. GRUPO VIRTUOUS (2008) “O mecanismo da contração muscular”, disponível em: <<http://www.sobiologia.com.br/conteudos/FisiologiaAnimal/sustentacao8.php>>, acessado em: fevereiro 2015.
- IX. INFOESCOLA (2006) “Tecido Nervoso”, disponível em: <<http://www.infoescola.com/biologia/tecido-nervoso/>>, acessado em: setembro de 2014.
- X. TROIA, Diego “Eletromiografia”, disponível em: <<http://slideplayer.com.br/slide/1595752/>>, acessado em: março de 2015.
- XI. NILTON, Felipe “Zigbee Introdução”, disponível em: <https://niltonfelipe.wordpress.com/tag/rfd/>, acessado em: setembro de 2014
- XII. J. U. Chu, I. Moon, Y. J. Lee, S. K. Kim, M. S. Mun, “A Supervised Feature-Projection-Based Real-Time EMG Pattern Recognition for Multifunction Myoelectric Hand Control”, IEEE/ASME Trans. Mechatronics, v. 12, n. 3, June, p. 282 – 290, 2007.
- XIII. Z. O. Khokhar, Z. G. Xiao, C. Menon, “Surface EMG pattern recognition for real-time control of a wrist exoskeleton”, BioMedical Engineering OnLine, 9:41, p. 1 – 17, 2010. doi:10.1186/1475-925X-9-41
- XIV. T. Hastie, R. Tibshirani, J. Friedman, The Elements of Statistical Learning Data Mining, Inference, and Prediction, 2nd Ed., Springer, 2008
- XV. DATADHEET Xbee, disponível em: <http://www.digi.com/pdf/ds_xbeezbmodules.pdf>, acessado em: outubro de 2014.
- XVI. DATASHEET Arduino Nano, disponível em: <<http://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardNano>>, acessado em: dezembro de 2014

13.APÊNDICE

13.1. Programação

13.1.1. Aquisição dos Dados

```
int led = 13;
```

```
int sensorValue1;
```

```
int sensorValue2;
```

```
int sensorValue3;
```

```
int sensorValue4;
```

```
int a=0;
```

```
const int amostras = 3000;
```

```
float voltage1 = 0;
```

```
float voltage2 = 0;
```

```
float voltage3 = 0;
```

```
float voltage4 = 0;
```

```
float m1=0;
```

```
float m2=0;
```

```
float m3=0;
```

```
float m4=0;
```

```
float s1=0;
```

```
float s2=0;
```

```
float s3=0;
```

```
float s4=0;
```

```
float maior1=0;
```

```
float maior2=0;

float maior3=0;

float maior4=0;

float maior12=0;

float maior34=0;

float maior=0;

float s1nor=0;

float s2nor=0;

float s3nor=0;

float s4nor=0;

void setup() {

    // put your setup code here, to run once:

    Serial.begin(9600);

    pinMode(led, OUTPUT);

}

void loop() {

    digitalWrite(led, LOW);

    delay(2000);

    digitalWrite(led, HIGH);

    a=1;

    if(a==1)

    {

        s1=0;
```

```
s2=0;

s3=0;

s4=0;

maior1=0;

maior2=0;

maior3=0;

maior4=0;

s1nor=0;

s2nor=0;

s3nor=0;

s4nor=0;

    analise();

Serial.print("Canal 1: ");

Serial.print(s1);

Serial.print(" Norm 1: ");

Serial.print(s1nor);

    Serial.print(" Max 1: ");

Serial.print(maior1);

Serial.print("_____ Canal 2: ");

    Serial.print(s2);

Serial.print(" Norm 2: ");

Serial.print(s2nor);

    Serial.print(" Max 2: ");
```

```
Serial.print(maior2);

Serial.print("_____Canal 3: ");

Serial.print(s3);

Serial.print(" Norm 3: ");

Serial.print(s3nor);

Serial.print(" Max 3: ");

Serial.print(maior3);

Serial.print("_____Canal 4: ");

Serial.print(s4);

Serial.print(" Norm 4: ");

Serial.print(s4nor);

Serial.print(" Max 4: ");

Serial.println(maior4);

Serial.println(" proxima medida");

}

float calc(float x, float y){

    x=x*x;

    y=y+x;

    return y;

}

void analise(){

    s1=0;

    s2=0;
```



```
s3=0;

s4=0;

maior1=0;

maior2=0;

maior3=0;

maior4=0;

maior=0;

for (int i=0;i<amostras;i++){

    sensorValue1 = analogRead(A1);

    voltage1 = sensorValue1 * (5.0 / 1023.0);

    s1 = calc(voltage1,s1);

    maior1 = max(voltage1,maior1);

    sensorValue2 = analogRead(A2);

    voltage2 = sensorValue2 * (5.0 / 1023.0);

    s2 = calc (voltage2,s2);

    maior2 = max(voltage2,maior2);

    sensorValue3 = analogRead(A3);

    voltage3 = sensorValue3 * (5.0 / 1023.0);

    s3 = calc (voltage3,s3);

    maior3 = max(voltage3,maior3);

    sensorValue4 = analogRead(A4);

    voltage4 = sensorValue4 * (5.0 / 1023.0);

    s4 = calc (voltage4,s4);
```

```
    maior4 = max(voltage4,maior4);  
  
    }  
  
    maior12=max(s1,s2);  
  
    maior34=max(s3,s4);  
  
    maior=max(maior12,maior34);  
  
    s1nor=s1/maior;  
  
    s2nor=s2/maior;  
  
    s3nor=s3/maior;  
  
    s4nor=s4/maior;
```

13.1.2. Controle dos Dispositivos

```
#include <SoftwareSerial.h>
```

```
int led = 13;  
  
int sensorValue1;  
  
int sensorValue2;  
  
int sensorValue3;  
  
int sensorValue4;  
  
const int amostras = 3000;  
  
float voltage1 = 0;  
  
float voltage2 = 0;  
  
float voltage3 = 0;  
  
float voltage4 = 0;  
  
float m1=0;  
  
float m2=0;
```

```
float m3=0;
```

```
float m4=0;
```

```
float s1=0;
```

```
float s2=0;
```

```
float s3=0;
```

```
float s4=0;
```

```
float maior1=0;
```

```
float maior2=0;
```

```
float maior3=0;
```

```
float maior4=0;
```

```
float maior12=0;
```

```
float maior34=0;
```

```
float maior=0;
```

```
float s1nor=0;
```

```
float s2nor=0;
```

```
float s3nor=0;
```

```
float s4nor=0;
```

```
int comando=0;
```

```
int fim=0;
```

```
String mov="nd";
```

```
void setup() {
```

```
  Serial.begin(9600);
```

```
pinMode(led, OUTPUT);

}
```

```
void loop() {

    comando=0;

    digitalWrite(led, HIGH);

    analyse(2500);

    if (mov=="MA"){

        Serial.println("#S|VLC|[]#");// Escolhe VLC como programa a controlar

        delay(2500);

        Serial.println("#S|SENDK|[0&^1]#");//Abre última lista

        delay(500);

        Serial.println("#S|SENDK|[0&{f}]#");//Full screnn

        delay(100);

        comando=1;

        digitalWrite(led, LOW);

        while(comando==1)

        {

            analyse(2000);

            if(mov=="MA"){

                Serial.println("#S|SENDK|[0&{p}]#");//Play e pause

                delay(500);

            }

        }

    }

}
```

```

else if (mov=="FE"){

    do{ //mantem comando

        Serial.println("#S|SENDK|[[0&^{\DOWN}]]#");//Abaixa Volume

        analise3(1500);

    }while(mov=="fe");

    }//abaixa volume

else if (mov=="FD") {

    do{ //mantem comando

        Serial.println("#S|SENDK|[[0&^{\UP}]]#");//Aumenta Volume

        analise2(1500);

    }while(mov=="fd");

}

else if (mov=="FB"){

    Serial.println("#S|SENDK|[[0&{n}]]#");//proximo vídeo

    }

else if(mov=="PU"){

    Serial.println("#S|SENDK|[[0&{u}]]#");//encerra programa

    comando=0;

    delay(1000);

    }

} //while VLC

} //if VLC

else if (mov=="PU") {

```

```

        Serial.println("#S|PWT|[]#"); // Escolhe Power point como programa a
        controlar

        delay(2000);

        comando=2;

        digitalWrite(led, LOW);

while(comando== 2){

    analise(2000);

        if (mov=="FD") {

            Serial.println("#S|SENDK|[]0&{RIGHT}}#"); //Próximo slide

        }

        else if (mov=="FE") {

            Serial.println("#S|SENDK|[]0&{LEFT}}#"); //Volta slide

        }

        else if(mov=="PU"){

            Serial.println("#S|SENDK|[]0&{%F4}}#"); //Encerrar POWER POINT

            delay(1000);

            comando=0;

        }

    } // while ppt

    } //if ppt

    else if (mov=="FE") {

        Serial.println("#S|PAC|[]#"); // Escolhe jogo como programa a controlar

        delay(1000);

```

```

comando=3;

digitalWrite(led, LOW);

Serial.println("#S|SENDK|[[0&{F2}]]#");//novo jogo

while(comando==3){

  analise(2000);

  if (mov=="FD") {

    do{

      Serial.println("#S|SENDK|[[0&{RIGHT}]]#");//direita

      analise2(1500);

    }

    while(mov=="fd");

  }

  else if (mov=="FE") {

    do{ //mantem comando

      Serial.println("#S|SENDK|[[0&{LEFT}]]#");//esquerda

      delay(200);

      analise3(1500);

    }while(mov=="fe");

  }

  else if (mov=="FB"){

    Serial.println("#S|SENDK|[[0&{UP}]]#");//vira peça

  }

```

```

        else if(mov=="MA"){

Serial.println("#S|SENDK|[0&{F3}]#");//pausa

        }

else if (mov=="PU"){

    Serial.println("#S|SENDK|[0&{%F4}]#");//Encerrar jogo

    delay(1000);

    comando=0;

    }

} //if jogo

} //while jogo


} //fecha voip

float calc(float x, float y){

    x=x*x;

    y=y+x;

    return y;

}

void analise( int amostra){

    s1=0;

    s2=0;

    s3=0;

    s4=0;

    maior=0;

```



```
maior1=0;

maior2=0;

maior3=0;

maior4=0;

for (int i=0;i<amostras;i++){

    sensorValue1 = analogRead(A1);

    voltage1 = sensorValue1 * (5.0 / 1023.0);

    s1 = calc(voltage1,s1);

    maior1 = max(voltage1,maior1);

    sensorValue2 = analogRead(A2);

    voltage2 = sensorValue2 * (5.0 / 1023.0);

    s2 = calc (voltage2,s2);

    maior2 = max(voltage2,maior2);

    sensorValue3 = analogRead(A3);

    voltage3 = sensorValue3 * (5.0 / 1023.0);

    s3 = calc (voltage3,s3);

    maior3 = max(voltage3,maior3);

    sensorValue4 = analogRead(A4);

    voltage4 = sensorValue4 * (5.0 / 1023.0);

    s4 = calc (voltage4,s4);

    maior4 = max(voltage4,maior4);

}

maior12=max(s1,s2);
```

```
maior34=max(s3,s4);

maior=max(maior12,maior34);

s1nor=s1/maior;

s2nor=s2/maior;

s3nor=s3/maior;

s4nor=s4/maior;


mov=movimento();

}

void analise2( int amostra){

    s3=0;

    s4=0;

    maior=0;

    maior3=0;

    maior4=0;

    for (int i=0;i<amostras;i++){

        sensorValue3 = analogRead(A3);

        voltage3 = sensorValue3 * (5.0 / 1023.0);

        s3 = calc (voltage3,s3);

        maior3 = max(voltage3,maior3);

        sensorValue4 = analogRead(A4);

        voltage4 = sensorValue4 * (5.0 / 1023.0);

        s4 = calc (voltage4,s4);
```

```

    maior4 = max(voltage4,maior4);

}

maior34=max(s3,s4);

s3nor=s3/maior34;

s4nor=s4/maior34;


mov=movimento2();

}

void analise3( int amostra){

    s2=0;

    s4=0;

    maior=0;

    maior2=0;

    maior4=0;

    for (int i=0;i<amostras;i++){

        sensorValue2 = analogRead(A2);

        voltage2 = sensorValue2 * (5.0 / 1023.0);

        s2 = calc (voltage2,s2);

        maior2 = max(voltage2,maior2);

        sensorValue4 = analogRead(A4);

        voltage4 = sensorValue4 * (5.0 / 1023.0);

        s4 = calc (voltage4,s4);

        maior4 = max(voltage4,maior4);

```

```

    }

    maior=max(s2,s4);

    s2nor=s2/maior;

    s4nor=s4/maior;


    mov=movimento2();

}


String movimento(){

    if (s4nor == 1 && maior4>=3.2 && maior3>=1.8){

        return "MA";

    }

    else if(s3nor==1 && maior2>=1.7 && maior3>=2.8 && maior4<2) {

        return "FE";

    }


    else if (s4nor==1 && maior3>=0.8 && maior4>=3 && maior1>=0.8) {

        return "FD";

    }


    else if(s3nor==1 && maior3>=2.2 && maior4>=1 && maior4<=3 && maior2<=1.6){

        return "FB";

    }

```

```
else if (s1nor==1 && maior1>=2.5) {  
    return "PU";  
}  
  
else{  
    return "nd";  
}  
}  
  
String movimento2(){  
    if (s4nor==1 && maior3>=0.5 && maior4>=2.5 && maior1>=0.5) {  
        return "fd";  
    }  
  
    else if(s3nor==1 && maior2>=1.2 && maior3>=2 && maior4<1) {  
        return "fe";  
    }  
  
    else{  
        return "nd";  
    }  
}
```

13.2. Tabelas de cálculo dos valores de potência e normalização

Tabela 4 – Valores de potência e normalização do movimento e/ou gesto contração isométrica com a mão fechada para o indivíduo 1.

N	CANAL 01 (10 ⁻⁹)	CANA 02 (10 ⁻⁹)	CANAL 03 (10 ⁻⁹)	CANAL 04 (10 ⁻⁹)	C 01 Norm	C 02 Norm	C 03 Norm	C 04 Norm
1	22,000	1,708	0,871	0,953	1,00	0,08	0,04	0,04
2	20,499	1,965	0,586	0,925	1,00	0,10	0,03	0,05
3	18,122	1,508	0,245	0,777	1,00	0,08	0,01	0,04
4	15,600	1,047	0,113	0,570	1,00	0,07	0,01	0,04
5	21,977	1,579	0,184	0,811	1,00	0,07	0,01	0,04
6	16,779	1,880	0,298	0,845	1,00	0,11	0,02	0,05
7	6,664	0,539	0,161	0,509	1,00	0,08	0,02	0,08
8	23,848	2,239	0,194	0,969	1,00	0,09	0,01	0,04
9	29,534	2,567	0,195	1,080	1,00	0,09	0,01	0,04
10	21,654	1,504	0,208	0,857	1,00	0,07	0,01	0,04
11	18,674	1,672	0,145	0,790	1,00	0,09	0,01	0,04
12	20,870	1,558	0,164	0,711	1,00	0,07	0,01	0,03
13	9,578	0,847	0,125	0,557	1,00	0,09	0,01	0,06
14	14,181	0,966	0,233	0,458	1,00	0,07	0,02	0,03
15	16,900	1,360	0,293	0,800	1,00	0,08	0,02	0,05
16	6,000	0,384	0,090	0,398	1,00	0,06	0,01	0,07
17	5,294	0,392	0,072	0,395	1,00	0,07	0,01	0,07
18	9,018	0,685	0,201	0,610	1,00	0,08	0,02	0,07
19	12,367	1,106	0,300	0,866	1,00	0,09	0,02	0,07
20	16,329	1,511	0,478	0,865	1,00	0,09	0,03	0,05
21	13,045	1,064	0,228	1,020	1,00	0,08	0,02	0,08
22	13,440	1,093	0,143	0,815	1,00	0,08	0,01	0,06
23	11,190	1,337	0,299	0,694	1,00	0,12	0,03	0,06
24	9,806	0,945	0,277	0,472	1,00	0,10	0,03	0,05
25	14,249	0,906	0,455	0,431	1,00	0,06	0,03	0,03
26	7,751	0,690	0,626	0,403	1,00	0,09	0,08	0,05
27	6,121	0,483	0,348	0,312	1,00	0,08	0,06	0,05
28	4,775	0,416	0,250	0,256	1,00	0,09	0,05	0,05
29	3,338	0,298	0,145	0,201	1,00	0,09	0,04	0,06
30	7,597	0,504	0,155	0,265	1,00	0,07	0,02	0,03
31	10,461	0,824	0,774	0,392	1,00	0,08	0,07	0,04
32	12,063	1,114	0,675	0,500	1,00	0,09	0,06	0,04
33	10,774	0,774	0,478	0,367	1,00	0,07	0,04	0,03
34	8,006	0,657	0,288	0,291	1,00	0,08	0,04	0,04
35	5,595	0,446	0,379	0,255	1,00	0,08	0,07	0,05

Tabela 5 – Valores de potência e normalização do movimento e/ ou gesto mão aberta para o indivíduo 1.

N	CANAL 01 (10⁻⁹)	CANA 02 (10⁻⁹)	CANAL 03 (10⁻⁹)	CANAL 04 (10⁻⁹)	C 01 Norm	C 02 Norm	C 03 Norm	C 04 Norm
1	0,652	0,209	2,866	27,344	0,02	0,01	0,10	1,00
2	0,719	0,340	3,448	29,906	0,02	0,01	0,12	1,00
3	1,233	1,248	6,169	26,644	0,05	0,05	0,23	1,00
4	0,929	1,699	3,926	22,735	0,04	0,07	0,17	1,00
5	0,651	0,339	3,649	27,942	0,02	0,01	0,13	1,00
6	0,622	0,217	3,229	18,007	0,03	0,01	0,18	1,00
7	0,495	0,139	2,269	20,332	0,02	0,01	0,11	1,00
8	0,525	0,197	3,650	23,589	0,02	0,01	0,15	1,00
9	0,433	0,174	2,774	20,370	0,02	0,01	0,14	1,00
10	0,532	0,246	2,700	25,002	0,02	0,01	0,11	1,00
11	0,436	0,225	3,172	20,411	0,02	0,01	0,16	1,00
12	0,425	0,231	2,756	25,109	0,02	0,01	0,11	1,00
13	0,552	0,176	3,013	24,112	0,02	0,01	0,12	1,00
14	0,741	1,595	3,379	27,216	0,03	0,06	0,12	1,00
15	0,612	0,963	2,806	19,865	0,03	0,05	0,14	1,00
16	0,460	0,183	2,283	17,075	0,03	0,01	0,13	1,00
17	0,598	0,179	2,035	21,831	0,03	0,01	0,09	1,00
18	0,607	0,171	2,523	25,404	0,02	0,01	0,10	1,00
19	0,675	0,273	3,554	22,767	0,03	0,01	0,16	1,00
20	0,567	0,184	2,426	20,779	0,03	0,01	0,12	1,00
21	0,613	0,254	3,195	22,409	0,03	0,01	0,14	1,00
22	0,721	0,236	3,526	28,115	0,03	0,01	0,13	1,00
23	0,836	0,303	3,930	27,005	0,03	0,01	0,15	1,00
24	0,690	0,240	2,950	25,113	0,03	0,01	0,12	1,00
25	0,634	0,206	2,672	27,161	0,02	0,01	0,10	1,00
26	0,587	0,214	2,662	24,201	0,02	0,01	0,11	1,00
27	0,635	0,196	3,203	21,297	0,03	0,01	0,15	1,00
28	0,638	0,239	2,891	26,178	0,02	0,01	0,11	1,00
29	0,766	0,276	2,610	21,658	0,04	0,01	0,12	1,00
30	0,497	0,218	2,609	21,087	0,02	0,01	0,12	1,00
31	0,693	0,341	3,619	22,463	0,03	0,02	0,16	1,00
32	0,655	0,275	3,380	26,630	0,02	0,01	0,13	1,00
33	0,630	0,152	2,595	19,614	0,03	0,01	0,13	1,00
34	0,553	0,153	2,124	16,133	0,03	0,01	0,13	1,00
35	0,392	0,128	2,374	21,954	0,02	0,01	0,11	1,00

Tabela 6 – Valores de potência e normalização do movimento e/ ou gesto Desvio ulnar do punho com a mão fechada para o indivíduo 1.

N	CANAL 01 (10 ⁻⁹)	CANA 02 (10 ⁻⁹)	CANAL 03 (10 ⁻⁹)	CANAL 04 (10 ⁻⁹)	C 01 Norm	C 02 Norm	C 03 Norm	C 04 Norm
1	0,381	2,733	9,613	3,829	0,04	0,28	1,00	0,40
2	0,291	2,166	8,386	3,651	0,03	0,26	1,00	0,44
3	0,249	2,259	7,332	3,682	0,03	0,31	1,00	0,50
4	0,219	1,520	6,000	1,188	0,04	0,25	1,00	0,20
5	0,251	2,596	8,725	1,798	0,03	0,30	1,00	0,21
6	0,235	1,908	10,889	1,883	0,02	0,18	1,00	0,17
7	0,240	4,243	9,631	0,940	0,02	0,44	1,00	0,10
8	0,251	2,061	10,356	1,335	0,02	0,20	1,00	0,13
9	0,263	5,600	10,250	0,751	0,03	0,55	1,00	0,07
10	0,313	4,115	10,974	1,993	0,03	0,37	1,00	0,18
11	0,363	2,868	11,078	2,078	0,03	0,26	1,00	0,19
12	0,312	5,525	13,750	1,572	0,02	0,40	1,00	0,11
13	0,204	3,067	10,945	1,353	0,02	0,28	1,00	0,12
14	0,300	4,508	6,337	0,814	0,05	0,71	1,00	0,13
15	0,241	2,689	11,485	0,520	0,02	0,23	1,00	0,05
16	0,214	3,820	9,761	0,388	0,02	0,39	1,00	0,04
17	0,325	9,598	11,459	1,360	0,03	0,84	1,00	0,12
18	0,201	6,237	8,889	0,953	0,02	0,70	1,00	0,11
19	0,236	3,382	7,614	0,854	0,03	0,44	1,00	0,11
20	0,406	4,234	10,923	1,980	0,04	0,39	1,00	0,18
21	0,213	3,208	8,054	0,980	0,03	0,40	1,00	0,12
22	0,232	2,400	9,904	1,039	0,02	0,24	1,00	0,10
23	0,197	2,934	7,287	0,568	0,03	0,40	1,00	0,08
24	0,219	5,879	6,949	0,994	0,03	0,85	1,00	0,14
25	0,200	4,891	5,248	0,669	0,04	0,93	1,00	0,13
26	0,256	6,067	11,815	1,188	0,02	0,51	1,00	0,10
27	0,220	3,113	4,245	1,126	0,05	0,73	1,00	0,27
28	0,222	3,734	5,307	0,783	0,04	0,70	1,00	0,15
29	0,203	2,415	3,316	1,171	0,06	0,73	1,00	0,35
30	0,175	2,598	3,407	1,573	0,05	0,76	1,00	0,46
31	0,158	1,968	2,829	0,706	0,06	0,70	1,00	0,25
32	0,180	2,810	4,874	1,265	0,04	0,58	1,00	0,26
33	0,274	4,589	4,632	0,799	0,06	0,99	1,00	0,17
34	0,190	7,168	4,846	0,633	0,03	1,00	0,68	0,09
35	0,176	6,441	6,103	1,063	0,03	1,00	0,95	0,17

Tabela 7 – Valores de potência e normalização do movimento e/ ou gesto flexão do punho com a mão fechada para o indivíduo 1.

N	CANAL 01 (10⁻⁹)	CANA 02 (10⁻⁹)	CANAL 03 (10⁻⁹)	CANAL 04 (10⁻⁹)	C 01 Norm	C 02 Norm	C 03 Norm	C 04 Norm
1	0,548	1,631	3,813	10,199	0,05	0,16	0,37	1,00
2	0,498	0,929	4,075	11,754	0,04	0,08	0,35	1,00
3	0,525	0,785	3,555	9,630	0,05	0,08	0,37	1,00
4	0,453	0,584	3,216	10,949	0,04	0,05	0,29	1,00
5	0,256	0,390	1,902	5,535	0,05	0,07	0,34	1,00
6	0,234	0,323	2,789	4,747	0,05	0,07	0,59	1,00
7	0,363	0,467	3,544	6,365	0,06	0,07	0,56	1,00
8	0,238	0,358	2,000	6,218	0,04	0,06	0,32	1,00
9	0,321	0,435	3,127	8,023	0,04	0,05	0,39	1,00
10	0,432	0,466	2,568	7,613	0,06	0,06	0,34	1,00
11	0,195	0,342	3,068	6,559	0,03	0,05	0,47	1,00
12	0,391	0,401	3,164	6,273	0,06	0,06	0,50	1,00
13	0,241	0,360	1,682	4,245	0,06	0,08	0,40	1,00
14	0,303	0,329	2,856	8,659	0,04	0,04	0,33	1,00
15	0,288	0,478	2,230	5,794	0,05	0,08	0,38	1,00
16	0,364	0,420	2,912	6,269	0,06	0,07	0,46	1,00
17	0,229	0,405	2,689	6,108	0,04	0,07	0,44	1,00
18	0,296	0,338	2,391	5,441	0,05	0,06	0,44	1,00
19	0,212	0,343	1,902	6,415	0,03	0,05	0,30	1,00
20	0,287	0,349	2,176	6,012	0,05	0,06	0,36	1,00
21	0,371	0,341	2,630	7,758	0,05	0,04	0,34	1,00
22	0,220	0,237	2,262	4,869	0,05	0,05	0,46	1,00
23	0,226	0,246	3,115	4,263	0,05	0,06	0,73	1,00
24	0,218	0,205	1,871	4,141	0,05	0,05	0,45	1,00
25	0,178	0,216	2,073	3,926	0,05	0,06	0,53	1,00
26	0,281	0,234	1,970	4,243	0,07	0,06	0,46	1,00
27	0,256	0,307	2,915	6,287	0,04	0,05	0,46	1,00
28	0,250	0,265	2,283	3,702	0,07	0,07	0,62	1,00
29	0,260	0,574	2,827	5,181	0,05	0,11	0,55	1,00
30	0,230	0,273	2,073	5,446	0,04	0,05	0,38	1,00
31	0,139	0,198	2,006	2,554	0,05	0,08	0,79	1,00
32	0,139	0,171	2,658	4,209	0,03	0,04	0,63	1,00
33	0,102	0,150	2,148	2,537	0,04	0,06	0,85	1,00
34	0,109	0,189	2,168	4,408	0,02	0,04	0,49	1,00
35	0,127	0,150	0,656	2,848	0,04	0,05	0,23	1,00

Tabela 8 – Valores de potência e normalização do movimento e/ ou gesto desvio radial do punho com a mão fechada para o indivíduo 1.

N	CANAL 01 (10 ⁻⁹)	CANA 02 (10 ⁻⁹)	CANAL 03 (10 ⁻⁹)	CANAL 04 (10 ⁻⁹)	C 01 Norm	C 02 Norm	C 03 Norm	C 04 Norm
1	5,408	0,430	1,125	17,186	0,31	0,03	0,07	1,00
2	7,035	0,539	0,734	20,196	0,35	0,03	0,04	1,00
3	6,136	0,303	3,330	17,969	0,34	0,02	0,19	1,00
4	5,756	0,364	1,526	18,525	0,31	0,02	0,08	1,00
5	5,611	0,398	1,134	16,845	0,33	0,02	0,07	1,00
6	4,570	0,357	0,726	21,881	0,21	0,02	0,03	1,00
7	6,497	0,270	1,138	17,366	0,37	0,02	0,07	1,00
8	3,766	0,436	0,721	15,554	0,24	0,03	0,05	1,00
9	3,697	0,354	0,573	15,106	0,24	0,02	0,04	1,00
10	2,817	0,178	0,585	15,119	0,19	0,01	0,04	1,00
11	2,722	0,413	0,522	11,420	0,24	0,04	0,05	1,00
12	2,594	0,241	0,850	9,113	0,28	0,03	0,09	1,00
13	2,140	0,174	0,909	12,206	0,18	0,01	0,07	1,00
14	1,623	0,153	0,576	11,212	0,14	0,01	0,05	1,00
15	4,728	0,376	0,676	9,382	0,50	0,04	0,07	1,00
16	1,683	0,268	0,634	8,644	0,19	0,03	0,07	1,00
17	1,326	0,283	0,494	10,362	0,13	0,03	0,05	1,00
18	2,545	0,309	0,786	11,123	0,23	0,03	0,07	1,00
19	1,377	0,211	1,021	9,298	0,15	0,02	0,11	1,00
20	1,183	0,283	0,905	6,726	0,18	0,04	0,13	1,00
21	1,719	0,267	1,298	9,806	0,18	0,03	0,13	1,00
22	1,328	0,253	1,239	9,299	0,14	0,03	0,13	1,00
23	1,863	0,314	1,280	7,586	0,25	0,04	0,17	1,00
24	1,087	0,189	1,369	8,867	0,12	0,02	0,15	1,00
25	1,586	0,131	1,989	7,460	0,21	0,02	0,27	1,00
26	1,410	0,195	2,999	8,633	0,16	0,02	0,35	1,00
27	1,904	0,254	1,126	9,260	0,21	0,03	0,12	1,00
28	1,514	0,230	1,005	9,484	0,16	0,02	0,11	1,00
29	2,370	0,241	1,732	9,139	0,26	0,03	0,19	1,00
30	3,484	0,208	3,300	14,355	0,24	0,01	0,23	1,00
31	4,535	0,249	1,012	12,897	0,35	0,02	0,08	1,00
32	2,896	0,337	1,165	9,180	0,32	0,04	0,13	1,00
33	2,500	0,185	2,043	9,642	0,26	0,02	0,21	1,00
34	2,731	0,218	0,797	9,370	0,29	0,02	0,09	1,00
35	1,571	0,084	0,692	6,840	0,23	0,01	0,10	1,00

Tabela 9 – Valores de potência e normalização do movimento e/ou gesto contração isométrica com a mão fechada para o indivíduo 2.

N	CANAL 01 (10 ⁻⁹)	CANA 02 (10 ⁻⁹)	CANAL 03 (10 ⁻⁹)	CANAL 04 (10 ⁻⁹)	C 01 Norm	C 02 Norm	C 03 Norm	C 04 Norm
1	2,988	0,212	0,129	0,134	1,00	0,07	0,04	0,04
2	1,058	0,127	0,148	0,128	1,00	0,12	0,14	0,12
3	3,435	0,251	0,158	0,454	1,00	0,07	0,05	0,13
4	1,027	0,121	0,100	0,095	1,00	0,12	0,10	0,09
5	1,030	0,122	0,091	0,087	1,00	0,12	0,09	0,08
6	4,215	0,286	0,151	0,179	1,00	0,07	0,04	0,04
7	1,229	0,143	0,096	0,114	1,00	0,12	0,08	0,09
8	1,315	0,188	0,121	0,122	1,00	0,14	0,09	0,09
9	0,974	0,140	0,056	0,060	1,00	0,14	0,06	0,06
10	0,709	0,081	0,060	0,060	1,00	0,11	0,08	0,08
11	0,659	0,211	0,128	0,117	1,00	0,32	0,19	0,18
12	0,683	0,146	0,047	0,068	1,00	0,21	0,07	0,10
13	1,070	0,204	0,087	0,088	1,00	0,19	0,08	0,08
14	1,231	0,251	0,116	0,106	1,00	0,20	0,09	0,09
15	2,830	0,295	0,129	0,129	1,00	0,10	0,05	0,05
16	2,011	0,260	0,158	0,127	1,00	0,13	0,08	0,06
17	1,677	0,274	0,118	0,105	1,00	0,16	0,07	0,06
18	2,759	0,342	0,159	0,153	1,00	0,12	0,06	0,06
19	2,815	0,278	0,112	0,140	1,00	0,10	0,04	0,05
20	1,891	0,220	0,114	0,109	1,00	0,12	0,06	0,06
21	3,937	0,359	0,139	0,175	1,00	0,09	0,04	0,04
22	2,003	0,291	0,149	0,138	1,00	0,15	0,07	0,07
23	1,519	0,367	0,111	0,100	1,00	0,24	0,07	0,07
24	4,223	0,390	0,119	0,148	1,00	0,09	0,03	0,03
25	1,514	0,455	0,250	0,191	1,00	0,30	0,17	0,13
26	3,927	0,986	0,164	0,250	1,00	0,25	0,04	0,06
27	2,715	0,560	0,145	0,194	1,00	0,21	0,05	0,07
28	3,076	1,438	0,191	0,248	1,00	0,47	0,06	0,08
29	1,315	1,043	0,105	0,184	1,00	0,79	0,08	0,14
30	2,037	1,471	0,143	0,215	1,00	0,72	0,07	0,11
31	0,879	0,802	0,110	0,178	1,00	0,91	0,13	0,20
32	0,829	0,528	0,122	0,165	1,00	0,64	0,15	0,20
33	2,676	1,523	0,139	0,261	1,00	0,57	0,05	0,10
34	1,479	1,032	0,133	0,182	1,00	0,70	0,09	0,12
35	2,247	1,572	0,172	0,247	1,00	0,70	0,08	0,11

Tabela 10 – Valores de potência e normalização do movimento e/ ou gesto mão aberta para o indivíduo 2.

N	CANAL 01 (10⁻⁹)	CANA 02 (10⁻⁹)	CANAL 03 (10⁻⁹)	CANAL 04 (10⁻⁹)	C 01 Norm	C 02 Norm	C 03 Norm	C 04 Norm
1	0,548	0,421	0,756	9,838	0,06	0,04	0,08	1,00
2	0,326	0,830	1,269	10,269	0,03	0,08	0,12	1,00
3	0,340	0,175	0,577	9,980	0,03	0,02	0,06	1,00
4	0,292	0,237	0,497	8,137	0,04	0,03	0,06	1,00
5	0,297	0,388	0,646	10,235	0,03	0,04	0,06	1,00
6	0,281	0,368	0,590	10,358	0,03	0,04	0,06	1,00
7	0,318	0,450	0,509	8,114	0,04	0,06	0,06	1,00
8	0,294	0,272	0,466	7,536	0,04	0,04	0,06	1,00
9	0,333	0,384	0,644	10,229	0,03	0,04	0,06	1,00
10	0,363	0,474	0,703	13,802	0,03	0,03	0,05	1,00
11	0,322	0,329	0,527	9,521	0,03	0,03	0,06	1,00
12	0,206	0,247	0,323	5,291	0,04	0,05	0,06	1,00
13	0,254	0,400	0,492	8,629	0,03	0,05	0,06	1,00
14	0,235	0,297	0,365	7,089	0,03	0,04	0,05	1,00
15	0,227	0,356	0,416	7,837	0,03	0,05	0,05	1,00
16	0,214	0,243	0,431	7,510	0,03	0,03	0,06	1,00
17	0,215	0,395	0,409	7,391	0,03	0,05	0,06	1,00
18	0,251	0,325	0,391	6,051	0,04	0,05	0,06	1,00
19	0,188	0,189	0,308	7,430	0,03	0,03	0,04	1,00
20	0,276	0,283	0,495	8,644	0,03	0,03	0,06	1,00
21	0,190	0,251	0,268	5,712	0,03	0,04	0,05	1,00
22	0,245	0,368	0,435	7,773	0,03	0,05	0,06	1,00
23	0,214	0,253	0,335	6,696	0,03	0,04	0,05	1,00
24	0,228	0,361	0,448	5,790	0,04	0,06	0,08	1,00
25	0,201	0,390	0,302	4,123	0,05	0,09	0,07	1,00
26	0,210	0,295	0,287	5,902	0,04	0,05	0,05	1,00
27	0,218	0,277	0,380	5,252	0,04	0,05	0,07	1,00
28	0,230	0,146	0,334	5,265	0,04	0,03	0,06	1,00
29	0,273	0,146	0,431	7,611	0,04	0,02	0,06	1,00
30	0,236	0,281	0,377	6,268	0,04	0,04	0,06	1,00
31	0,234	0,310	0,516	7,398	0,03	0,04	0,07	1,00
32	0,281	0,396	0,566	9,593	0,03	0,04	0,06	1,00
33	0,274	0,337	0,592	9,642	0,03	0,03	0,06	1,00
34	0,269	0,302	0,442	6,913	0,04	0,04	0,06	1,00
35	0,369	0,335	0,535	8,345	0,04	0,04	0,06	1,00

Tabela 11 – Valores de potência e normalização do movimento e/ ou gesto Desvio ulnar do punho com a mão fechada para o indivíduo 2.

N	CANAL 01 (10⁻⁹)	CANA 02 (10⁻⁹)	CANAL 03 (10⁻⁹)	CANAL 04 (10⁻⁹)	C 01 Norm	C 02 Norm	C 03 Norm	C 04 Norm
1	0,624	27,872	21,302	1,007	0,02	1,00	0,76	0,04
2	0,457	21,649	16,500	0,877	0,02	1,00	0,76	0,04
3	0,500	25,195	13,036	0,855	0,02	1,00	0,52	0,03
4	0,341	17,694	10,424	0,602	0,02	1,00	0,59	0,03
5	0,293	19,824	11,600	0,562	0,01	1,00	0,59	0,03
6	0,301	18,960	6,633	0,642	0,02	1,00	0,35	0,03
7	0,230	14,999	5,668	0,636	0,02	1,00	0,38	0,04
8	0,433	13,007	11,019	3,575	0,03	1,00	0,85	0,27
9	0,273	13,344	9,274	0,879	0,02	1,00	0,69	0,07
10	0,354	17,708	9,843	1,271	0,02	1,00	0,56	0,07
11	0,305	16,862	7,055	1,037	0,02	1,00	0,42	0,06
12	0,255	12,507	4,913	0,806	0,02	1,00	0,39	0,06
13	0,251	12,962	7,618	0,576	0,02	1,00	0,59	0,04
14	0,236	8,163	4,458	0,627	0,03	1,00	0,55	0,08
15	0,213	14,257	8,088	0,480	0,01	1,00	0,57	0,03
16	0,290	26,949	6,245	0,615	0,01	1,00	0,23	0,02
17	0,198	10,990	2,884	0,378	0,02	1,00	0,26	0,03
18	0,227	11,794	7,514	0,482	0,02	1,00	0,64	0,04
19	0,179	8,827	3,638	0,317	0,02	1,00	0,41	0,04
20	0,245	9,432	5,319	0,423	0,03	1,00	0,56	0,04
21	0,226	11,323	5,818	0,549	0,02	1,00	0,51	0,05
22	0,242	14,236	7,494	0,568	0,02	1,00	0,53	0,04
23	0,215	13,409	3,776	0,522	0,02	1,00	0,28	0,04
24	0,258	11,744	5,443	0,545	0,02	1,00	0,46	0,05
25	0,209	11,843	4,980	0,509	0,02	1,00	0,42	0,04
26	0,253	12,306	6,646	0,513	0,02	1,00	0,54	0,04
27	0,294	12,402	8,195	0,965	0,02	1,00	0,66	0,08
28	0,269	11,465	6,080	0,478	0,02	1,00	0,53	0,04
29	0,299	17,405	6,159	0,533	0,02	1,00	0,35	0,03
30	0,275	11,493	5,749	0,512	0,02	1,00	0,50	0,04
31	0,219	9,871	4,128	0,452	0,02	1,00	0,42	0,05
32	0,201	9,546	8,736	0,413	0,02	1,00	0,92	0,04
33	0,267	13,885	10,996	0,436	0,02	1,00	0,79	0,03
34	0,220	8,259	6,018	0,287	0,03	1,00	0,73	0,03
35	0,226	14,276	4,883	0,324	0,02	1,00	0,34	0,02

Tabela 12 – Valores de potência e normalização do movimento e/ ou gesto flexão do punho com a mão fechada para o indivíduo 2.

N	CANAL 01 (10 ⁻⁹)	CANA 02 (10 ⁻⁹)	CANAL 03 (10 ⁻⁹)	CANAL 04 (10 ⁻⁹)	C 01 Norm	C 02 Norm	C 03 Norm	C 04 Norm
1	0,418	4,654	12,529	7,427	0,03	0,37	1,00	0,59
2	0,557	3,500	10,210	6,827	0,05	0,34	1,00	0,67
3	0,613	4,658	14,970	6,922	0,04	0,31	1,00	0,46
4	0,565	5,317	11,909	7,245	0,05	0,45	1,00	0,61
5	0,408	2,925	10,111	8,290	0,04	0,29	1,00	0,82
6	0,661	4,087	11,094	7,761	0,06	0,37	1,00	0,70
7	0,370	4,796	6,690	5,075	0,06	0,72	1,00	0,76
8	0,292	3,499	6,548	5,082	0,04	0,53	1,00	0,78
9	0,325	0,923	3,040	3,726	0,09	0,25	0,82	1,00
10	0,308	1,976	7,496	4,504	0,04	0,26	1,00	0,60
11	0,283	2,038	4,232	4,637	0,06	0,44	0,91	1,00
12	0,457	2,586	4,369	2,996	0,10	0,59	1,00	0,69
13	0,269	4,401	5,088	3,705	0,05	0,86	1,00	0,73
14	0,312	4,917	6,237	4,505	0,05	0,79	1,00	0,72
15	0,302	2,128	4,012	3,412	0,08	0,53	1,00	0,85
16	0,406	5,561	6,586	4,758	0,06	0,84	1,00	0,72
17	0,566	3,367	5,558	5,394	0,10	0,61	1,00	0,97
18	0,236	1,532	3,553	3,224	0,07	0,43	1,00	0,91
19	0,323	2,884	3,385	4,212	0,08	0,68	0,80	1,00
20	0,306	3,729	5,092	4,431	0,06	0,73	1,00	0,87
21	0,326	3,481	5,674	4,173	0,06	0,61	1,00	0,74
22	0,440	3,393	5,761	4,808	0,08	0,59	1,00	0,83
23	0,322	3,221	3,760	3,492	0,09	0,86	1,00	0,93
24	0,313	2,946	4,512	3,762	0,07	0,65	1,00	0,83
25	0,318	4,048	5,581	4,662	0,06	0,73	1,00	0,84
26	0,300	4,928	4,998	3,430	0,06	0,99	1,00	0,69
27	0,271	4,715	7,381	4,723	0,04	0,64	1,00	0,64
28	0,223	2,598	3,082	2,309	0,07	0,84	1,00	0,75
29	0,242	1,169	4,038	3,007	0,06	0,29	1,00	0,74
30	0,174	1,766	3,059	2,302	0,06	0,58	1,00	0,75
31	0,182	0,972	3,516	2,672	0,05	0,28	1,00	0,76
32	0,276	4,864	10,186	4,603	0,03	0,48	1,00	0,45
33	0,216	2,745	5,752	3,219	0,04	0,48	1,00	0,56
34	0,196	2,326	3,932	3,381	0,05	0,59	1,00	0,86
35	0,205	5,211	3,306	3,991	0,04	1,00	0,63	0,77

Tabela 13 – Valores de potência e normalização do movimento e/ ou gesto desvio radial do punho com a mão fechada para o indivíduo 2.

N	CANAL 01 (10⁻⁹)	CANA 02 (10⁻⁹)	CANAL 03 (10⁻⁹)	CANAL 04 (10⁻⁹)	C 01 Norm	C 02 Norm	C 03 Norm	C 04 Norm
1	4,186	0,436	12,523	4,939	0,33	0,03	1,00	0,39
2	3,093	0,245	13,185	2,934	0,23	0,02	1,00	0,22
3	2,030	0,467	11,156	2,840	0,18	0,04	1,00	0,25
4	1,486	0,142	4,616	2,688	0,32	0,03	1,00	0,58
5	1,889	0,093	2,560	2,218	0,74	0,04	1,00	0,87
6	0,816	0,111	1,764	1,125	0,46	0,06	1,00	0,64
7	0,860	0,080	2,131	1,238	0,40	0,04	1,00	0,58
8	1,841	0,297	4,287	3,103	0,43	0,07	1,00	0,72
9	1,733	0,200	4,151	2,324	0,42	0,05	1,00	0,56
10	0,888	0,148	3,407	1,540	0,26	0,04	1,00	0,45
11	0,784	0,095	2,858	1,378	0,27	0,03	1,00	0,48
12	0,846	0,136	4,967	1,460	0,17	0,03	1,00	0,29
13	0,780	0,377	4,579	1,801	0,17	0,08	1,00	0,39
14	1,270	0,538	7,217	2,329	0,18	0,07	1,00	0,32
15	1,274	0,612	8,140	2,828	0,16	0,08	1,00	0,35
16	1,531	0,206	4,010	2,708	0,38	0,05	1,00	0,68
17	1,267	0,121	3,717	2,377	0,34	0,03	1,00	0,64
18	0,932	0,127	2,474	1,637	0,38	0,05	1,00	0,66
19	0,896	0,213	1,769	1,541	0,51	0,12	1,00	0,87
20	0,867	0,189	2,560	1,527	0,34	0,07	1,00	0,60
21	0,706	0,269	2,504	1,967	0,28	0,11	1,00	0,79
22	0,674	0,140	1,500	1,238	0,45	0,09	1,00	0,83
23	0,896	0,478	2,801	1,418	0,32	0,17	1,00	0,51
24	1,581	0,498	2,726	3,505	0,45	0,14	0,78	1,00
25	0,998	0,141	2,149	1,193	0,46	0,07	1,00	0,56
26	1,597	0,142	2,190	2,145	0,73	0,06	1,00	0,98
27	0,811	0,092	2,941	1,548	0,28	0,03	1,00	0,53
28	0,661	0,182	2,633	1,397	0,25	0,07	1,00	0,53
29	0,612	0,130	3,870	1,179	0,16	0,03	1,00	0,30
30	0,591	0,132	2,391	1,290	0,25	0,06	1,00	0,54
31	0,792	0,203	2,915	1,604	0,27	0,07	1,00	0,55
32	0,790	0,153	2,612	1,561	0,30	0,06	1,00	0,60
33	0,894	0,141	2,512	1,134	0,36	0,06	1,00	0,45
34	0,780	0,081	2,860	1,248	0,27	0,03	1,00	0,44
35	1,121	0,169	3,460	1,528	0,32	0,05	1,00	0,44

13.3. Esquemático Circuito Final

