

FACULDADE DE TECNOLOGIA DE SÃO PAULO
DEPARTAMENTO DE SISTEMAS ELETRÔNICOS

HANIEL NUNES PEREIRA PINHEIRO

Controle de precisão para próteses mecânicas

São Paulo

2020

HANIEL NUNES PEREIRA PINHEIRO

Controle de precisão para próteses mecânicas

Trabalho de Conclusão do Curso de Graduação em Tecnologia em Microeletrônica do Departamento de Sistemas Eletrônicos da Faculdade de Tecnologia de São Paulo como requisito para a obtenção do título de Tecnólogo em Microeletrônica.

São Paulo

2020

Nome: PINHEIRO, Haniel Nunes Pereira

Título: Controle de precisão para próteses mecânicas.

Dissertação apresentada à Faculdade de Tecnologia de São Paulo para obtenção do título de Tecnólogo em Microeletrônica.

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Ainda que eu fale a língua dos homens e dos anjos, sem amor eu nada serei. – Paulo de Tarso, 1 Cor 13, 1-7

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Deus, por estar comigo em todos os instantes, por me fazer forte quando eu estive fraco e por me guiar quando estive perdido.

À minha mãe, que sempre deu seu sangue para que eu tivesse tudo do bom e do melhor e sempre me incentivou a estudar.

Ao meu pai, pois parte do seu sofrimento me serviu de aprendizado e me fez olhar para os demais, surgindo o ideal que criou este trabalho.

Ao meu orientador Ronaldo Domingues Mansano, pela oportunidade do aprendizado e pelo auxílio na realização deste trabalho.

À todos os professores e amigos da FATEC-SP pelo apoio, pelas instruções, pelas dicas e correções, que fizeram este trabalho possível.

À todos que de alguma forma contribuíram com o meu aprendizado e com o conhecimento que me permitiu executar este trabalho.

RESUMO

Neste trabalho é mostrada a construção de uma prótese mecânica que busca replicar uma mão, e a criação de um controle eletrônico que permita fácil manipulação pelo portador. A peça foi desenvolvida com o auxílio de impressora 3D, e o controle, com o uso de sensores de eletromiografia conectados ao Arduino. O objetivo é permitir um controle simples, visando um usuário que tenha uma dupla amputação dos membros superiores. Os tipos de controle desenvolvidos incluem acionamento da prótese com pulsos eletromiográficos e seleção de movimentos pré-programados através do comando de voz permitindo que o usuário consiga interagir com a prótese sem usar as mãos, atendendo as necessidades provocadas pela sua lesão. As características físicas, testes de resistência mecânicos - como tração e compressão dos dedos durante o aperto - e outros indicadores relacionados ao desempenho físico da prótese não são estudados neste trabalho. Todos os testes são realizados no próprio autor, e, portanto, não refletem a condição real de um portador de uma lesão, persona alvo do sistema.

Palavras-chave: Eletromiografia. Prótese. Arduino.

ABSTRACT

In this work was showed the construction of a prosthesis that aims replicate the hand, and demonstrate the creation of a electronic control that make this object be easy to manipulate by the user. The piece was made with the help of a 3d printer, and the control, with the use of electromyography sensors connected to the Arduino. The objective is allowing a simple control for people that has a double amputation of upper members. The types of control developed includes the activation of prosthesis with electromyographic pulses and selection of pre-programmed movements through voice commander, making possible to the user interact with the prosthesis without the use of hands. The physical characteristics, resistance tests – like measure traction and compression of fingers during the grip – and other indications of physical attributes will not be realized in this job. All the tests here detailed were made in the author and not representing the performance of the prosthesis in a real case of use.

Keywords: Eletromiography. Prosthesis. Arduino.

SUMÁRIO

| | | |
|---------|--|----|
| 1 | INTRODUÇÃO | 8 |
| 1.1 | ORIGEM HISTÓRICA DA TÉCNICA | 8 |
| 1.2 | ENTENDENDO OS BIOPOTENCIAIS | 10 |
| 1.3 | ENTENDENDO A TÉCNICA DE MEDIDA..... | 15 |
| 1.3.1 | Os Eletrodos | 17 |
| 1.3.2 | O Circuito Elétrico | 26 |
| 2 | DESENVOLVIMENTO | 34 |
| 2.1 | O CONCEITO..... | 34 |
| 2.2 | MONTAGEM | 35 |
| 2.2.1 | Prótese | 35 |
| 2.2.2 | Circuito..... | 37 |
| 2.2.2.1 | Etapa 1..... | 37 |
| 2.2.2.2 | Etapa 2..... | 39 |
| 2.2.2.3 | Etapa 3..... | 42 |
| 2.2.2.4 | Etapa 4..... | 44 |
| 2.2.2.5 | Etapa 5..... | 46 |
| 3 | RESULTADOS E ANÁLISE..... | 49 |
| 4 | CONCLUSÃO | 52 |
| 5 | SUGESTÃO PARA TRABALHOS FUTUROS..... | 53 |
| | REFERÊNCIAS | 54 |
| | APÊNDICE A – ALGORITMO DO ARDUINO..... | 57 |

1 INTRODUÇÃO

O objetivo deste trabalho é criar com o auxílio de uma máquina de repetição rápida (impressora 3D), a réplica de uma mão humana e conseguir controlá-la através da contração muscular (eletromiografia). O foco não será a criação da prótese, mas sim o controle com o músculo, portanto o modelo utilizado neste projeto será de licença gratuita proveniente da ONG japonesa HACK Berry [1].

Figura 1 – Modelo de Prótese que será utilizado no projeto.



Fonte: [1].

A eletromiografia é uma técnica utilizada para mensurar e analisar os sinais elétricos provenientes do músculo. Ela é capaz de detectar o potencial de ação de uma unidade motora simples - que consiste de um músculo, um neurônio em junção neuromuscular proveniente da medula espinhal, e a própria medula em si, envolvida pelas vértebras da coluna – permitindo analisar o desempenho do músculo. É útil no tratamento de traumas que afetam a qualidade motora do paciente, no monitoramento da capacidade muscular em atletas, entre outras aplicações.

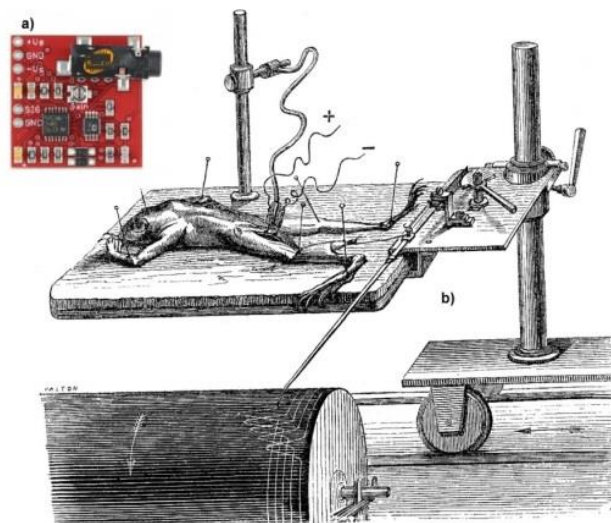
1.1 Origem Histórica da Técnica

A origem da técnica tem princípio no estudo da eletricidade no peixe elétrico em 1666, por Francesco Redi. Em 1792 Luigi Galvani descobriu que a eletricidade é capaz de provocar contrações musculares. Isso ocorreu devido ao contato de um metal carregado eletricamente com a coxa de uma rã morta. A partir deste momento, começaram os estudos da eletricidade galvânica, que, após alguns anos, foram decifradas pelo próprio Galvani, em tratar-se de reações químicas. Após um século, em 1849, Emil du Bois-Reymond, aprofundou as pesquisas no conceito da

bioeletricidade e chegou a conclusão de que seria possível medir a eletricidade produzida por um músculo. Este experimento foi realizado em 1890 por Étienne Jules-Marey, que introduziu o termo eletromiografia [3]. Em 1901, em paralelo a estas pesquisas, Willem Einthoven inventou o galvanômetro de cordas, capaz de medir com precisão os pulsos cardíacos, sem a necessidade de implantar eletrodos no coração – único modo capaz de se efetuar as medidas antes dele. Einthoven aprimorou seus conceitos sobre as medidas de eletrocardiografia e criou o triângulo de Einthoven utilizado como padrão para aferição dos dados eletrocardiográficos, a fim de evitar o diagnóstico incorreto.

Com o avanço das tecnologias a partir de 1900, o estudo da capacitância e da indutância permitiu o aprimoramento de eletrodos. Com isso, a técnica de mensuração dos sinais biocorporais se aprimorou ainda mais e a eletromiografia gradativamente migrou de interna (figura 2 – b), onde o eletrodo penetrava no músculo (também chamada de técnica invasiva), para eletromiografia de superfície (técnica não invasiva). Devido à evolução da capacidade de integração dos circuitos graças à microeletrônica, os dispositivos SMD permitiram, a partir de meados dos anos 1980, a criação de equipamentos de medidas bioelétricas como EMG, ECG, EEG, entre outros, em versão portátil alimentados à bateria, pilha, ou a própria energia térmica humana. Na figura 2-a é demonstrada a placa muscle sensor v3.0 [2], que será utilizada neste projeto para captar os sinais do músculo.

Figura 2 – Comparação entre os tamanhos das tecnologias.



Fonte: Autor.

1.2 Entendendo os Biopotenciais

A eletromiografia, como citado na seção anterior é uma técnica já aprimorada e bem entendida por engenheiros biomédicos e fisiologistas. O objetivo desta seção será demonstrar com o maior detalhamento possível os conceitos que englobam o movimento como um todo - desde a origem no cérebro, até a contração ou relaxação dos músculos – para que seja mais fácil compreender a origem e o comportamento dos biopotenciais musculares e conseqüentemente do conceito que envolverá a medida elétrica destes.

Para entender os biopotenciais, devemos primeiro analisar previamente como o movimento é originado no corpo. O cérebro envia os sinais processados em diferentes regiões do córtex para uma área específica, localizada na faixa central do crânio, denominada córtex motor primário. Este local é responsável por enviar o sinal elétrico da indução do movimento para as demais regiões cerebrais e que percorrerão a medula até o músculo.

A medula é revestida por uma camada de tecido branco - constituída de células gliais e axônios mielínicos que tem por objetivo oferecer apoio, sustentação, isolamento elétrico e/ou nutrição dos gânglios – e uma camada interna cinzenta constituída destes gânglios e neurônios, responsáveis por transportar informações. Uma grande aliada da medula na distribuição da informação pelo corpo é a coluna vertebral. As vertebrae da coluna possuem raízes, chamadas raiz dorsal e raiz ventral, a primeira é responsável por levar as informações sensoriais da pele e do corpo em geral ao sistema nervoso central, a segunda é responsável por levar as informações do cérebro até os músculos e glândulas. O pulso é propagado do cérebro até o músculo por neurônios aferentes, que partem da raiz ventral na medula e se direcionam ao músculo.

Os músculos são organizados estruturalmente em um aglomerado de células e tecidos que proporcionam o melhor desempenho possível. São compostos basicamente de fibras musculares esqueléticas, longas células cilíndricas que se aglomeram com tecido conectivo e geram os fascículos. Além destes fascículos há a presença de fibras colágenas e elásticas, nervos e vasos sanguíneos. O musculo

todo é recoberto com tecido conectivo, que envolve as fibras e os fascículos, e tendões, que ligam os músculos aos ossos.

Os músculos possuem um extenso retículo sarcoplasmático, uma organela que envolve as miofibrilas - estruturas da fibra muscular compostas pelas proteínas, dentre as quais: actina e miosina (proteínas contráteis); tropomiosina e troponina (proteínas regulatórias); titina e nebulina (proteínas acessórias gigantes). - e que libera íons Ca^{2+} . O cálcio apresenta papel fundamental na contração de todos os tipos de músculo. Outras estruturas importantes são os túbulos T e o citosol, a primeira é responsável por conduzir o potencial de ação da junção neuromuscular para o interior da fibra muscular, já a segunda fornece energia através de glicogênio (glicose) e contém muitas mitocôndrias que fornecem ATP para a contração.

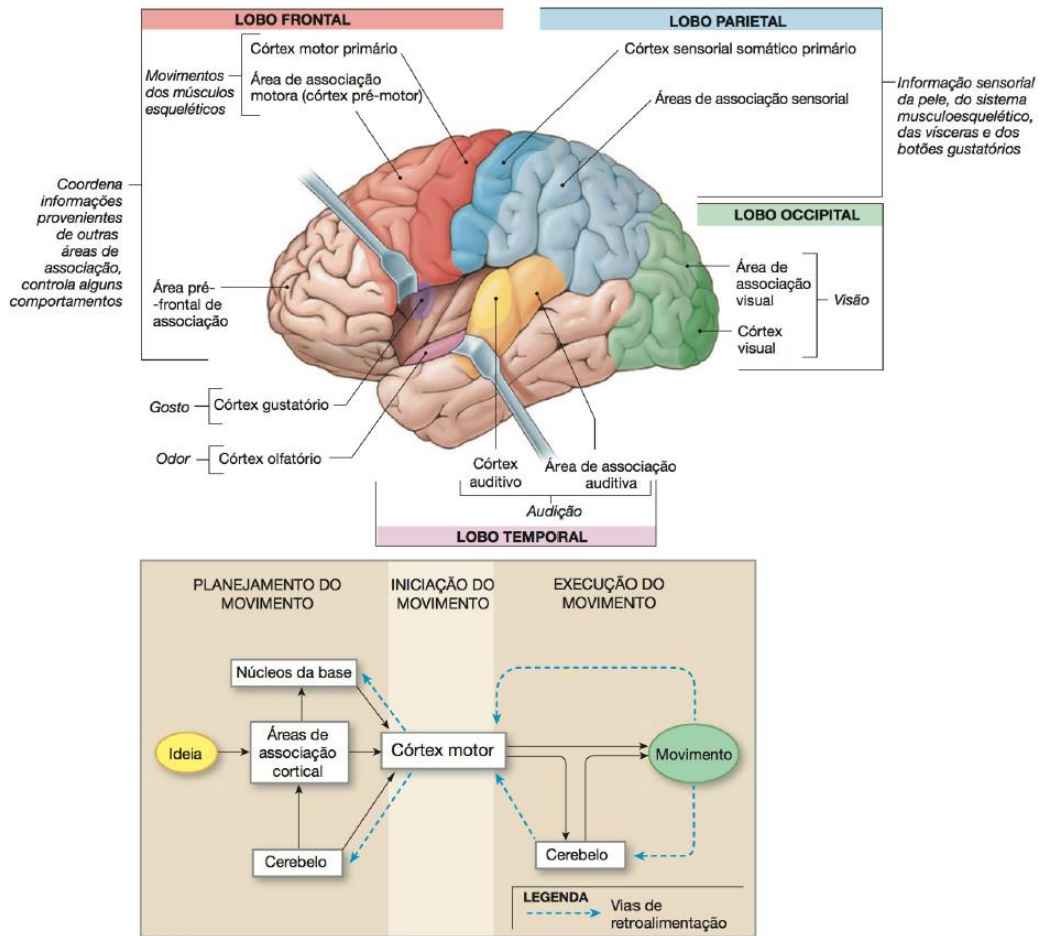
Um movimento é executado da seguinte forma:

- Alguma área do cérebro determina o movimento (figura 3), o córtex motor primário libera o potencial de ação em conjunto com a área motora de associação (pré-frontal), ambos presentes no lobo frontal. Estes exigem a liberação de acetilcolina proveniente da base cerebral, ponte cerebral e mesencéfalo, que passa pelo cerebelo. Este potencial de ação é propagado do córtex com o auxílio desta acetilcolina através das junções neurais dentro do próprio cérebro, em especial, o cerebelo.

- A acetilcolina (figura 4) é responsável por desencadear o impulso do sinal elétrico (potencial de ação) através da polarização da membrana da célula do neurônio, abrindo canais de Ca^{2+} , K^+ e Cl^- , permitindo troca iônica. A informação chega à vértebra onde as raízes ventrais responsáveis por transferir a informação ao músculo, irão atuar.

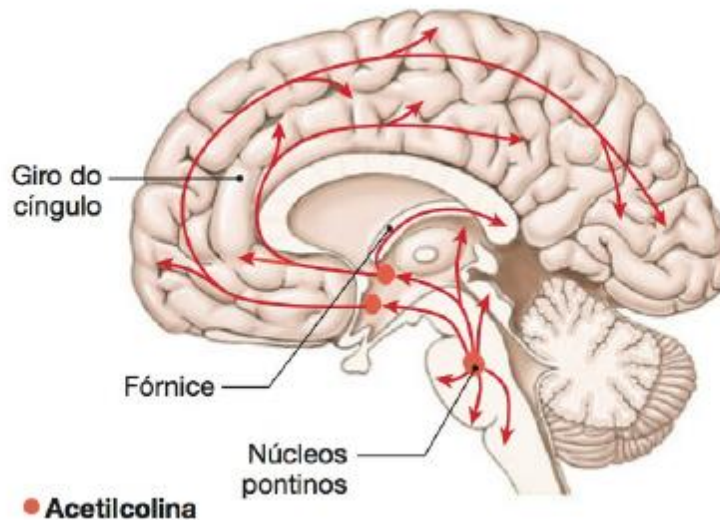
- O sinal de acetilcolina chega à junção neuromuscular (figura 5-a), propagado desde o cérebro através dos neurônios, e ao entrar em contato com as paredes da membrana celular das miofibrilas permitem que os canais de íons Na^+ e K^+ se abram, e com isso, o potencial de membrana é variado, e é transmitido pelos túbulos T até o receptor DHP (canal de cálcio) ligado mecanicamente ao retículo sarcoplasmático da miofibrilas, que armazena grande quantidade de íons Ca^{2+} como fonte de energia.

Figura 3 – Setores cerebrais e forma de interpretação do movimento.



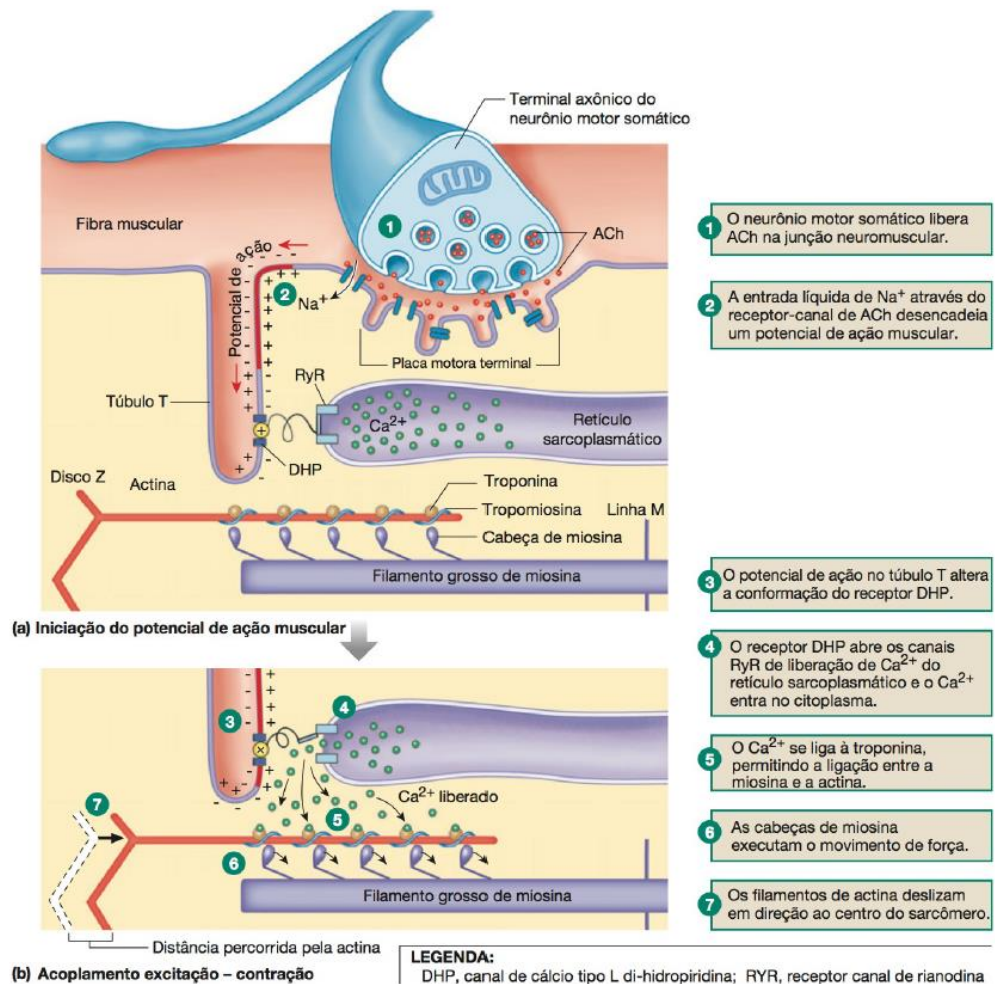
Fonte: Adaptado de Silverthorn [6].

Figura 4 – Ciclo da Acetilcolina.



Fonte: Página 318 Silverthorn.

Figura 5 – Potencial de ação irradiado na junção neuromuscular.



Fonte: Página 418 Silverthorn.

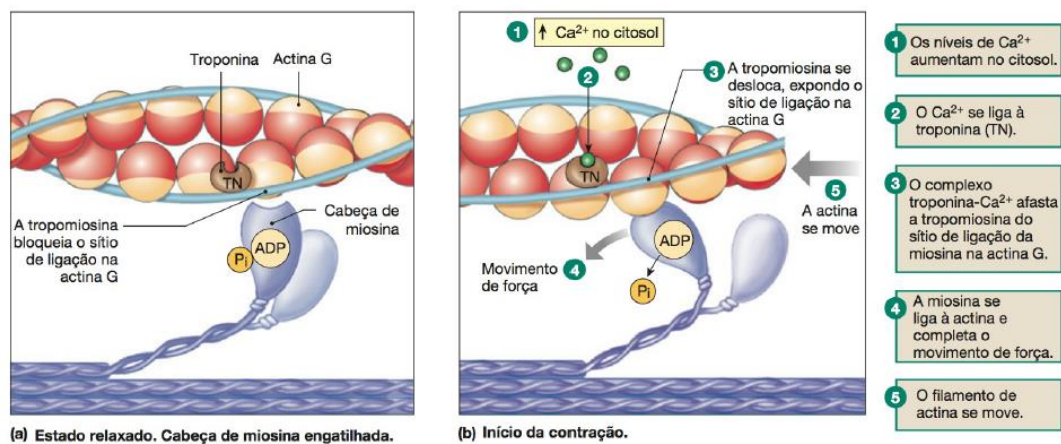
- Ao ter sua polaridade variada o DHP sofre uma alteração em sua forma, e por ação mecânica (figura 5-b), abre o canal do sarcoplasma para que os íons Ca^{2+} entrem no citoplasma da célula muscular. Estes íons Ca^{2+} vão se unir à troponina, esta vai gerar uma contração na tropomiosina, que permitirá que a miosina se una à actina. Após esta união o filamento de miosina que estava fixo e em uma posição não natural da fibra, consegue se firmar na actina e libera um íon fosfato de creatina (Pi) - proveniente da dissolução de ATP em ADP + Pi e que mais tarde será usado com o próprio ADP para recriar ATP + creatina.

- Após liberar o íon fosfato e a ligação com a molécula de actina estar firmada a molécula de miosina consegue realizar uma rotação, trazendo a molécula de actina para traz, como o movimento de puxar uma corda. Após arrastar a molécula

ao fazer este movimento ela libera a molécula de ADP contida em seu interior devido ao processo de hidrólise da ATP, conforme figura 6.

- O filamento de actina fica preso à miosina naquela posição até que a miosina absorva outra molécula de ATP, hidrolise-a em ADP + Pi. E então, com o Cálcio proveniente dos neurotransmissores (sinal cerebral do movimento), o movimento possa ser feito novamente.

Figura 6 – Demonstração da tração realizada pela miosina (azul) sobre a actina (vermelha).

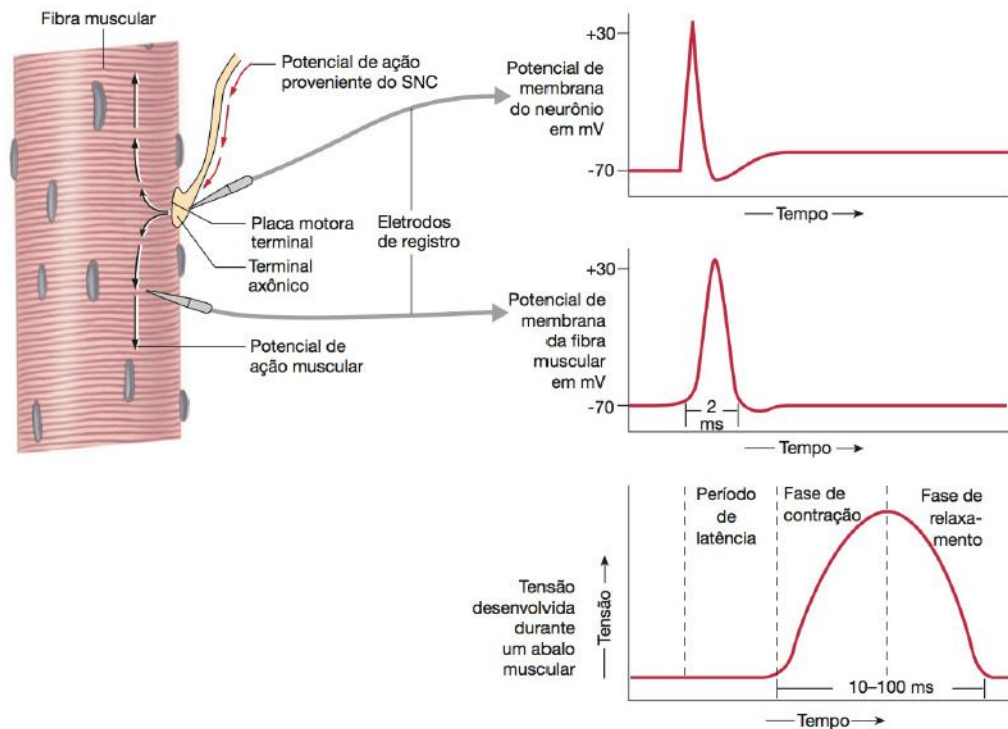


Fonte: Página 415 Silverthorn.

O potencial de ação produzido na membrana pela polarização gerada através dos canais iônicos é mensurável através de eletrodos, e é exatamente este potencial que a eletromiografia mensura. A figura 7 demonstra a diferença de tempo entre o impulso propagado pelo sistema nervoso e o pico de contração muscular demonstrado no último gráfico. Isto ocorre devido ao tempo necessário à propagação do sinal cerebral chegar à junção neuromuscular e realizar a polarização das membranas musculares.

Por fim, sintetizando as informações de modo mais claro. O cérebro é como um microcontrolador, identifica situações através de informações enviadas por neurônios ou 'sensores' presentes na pele. Estas informações são processadas e armazenadas (memória) ou disparam uma reação, que neste caso, é o movimento. O movimento é como a resposta do microcontrolador à um dado específico, e pode ser representado como tornar uma porta digital que estava em zero, em um, mudando o nível lógico do circuito, fazendo algo se mover ou acender. É partindo deste princípio que o sistema seguinte de atuação da prótese será idealizado.

Figura 7 – Demonstração do comportamento do potencial muscular.

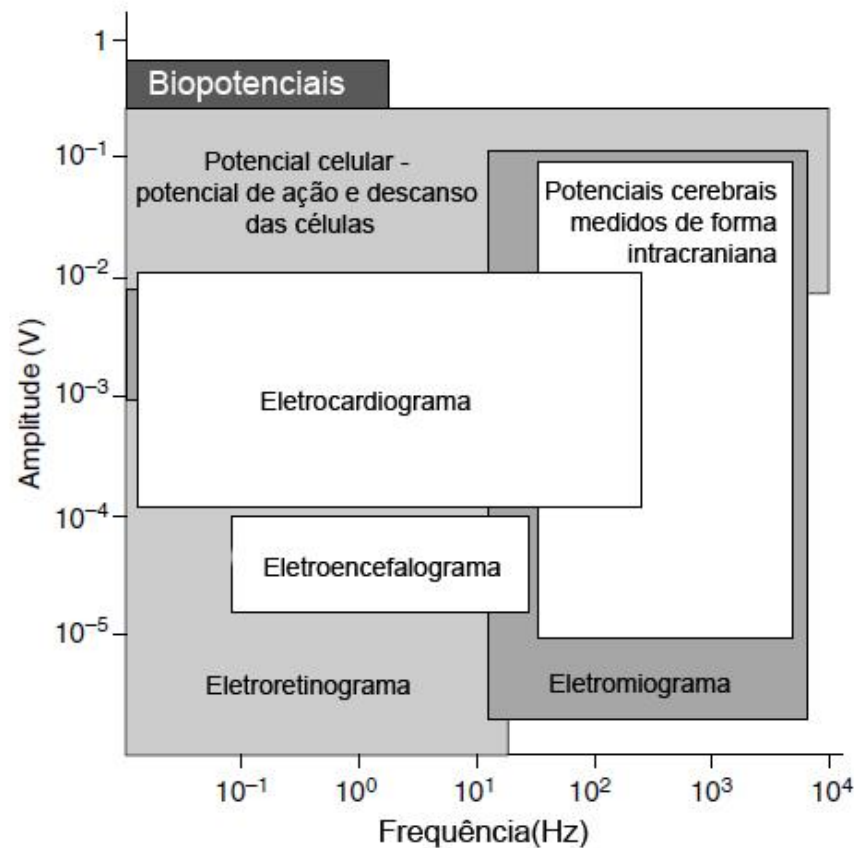


Fonte: Página 419 Silverthorn.

1.3 Entendendo a Técnica de Medida

Os sinais elétricos do corpo, em geral, possuem uma amplitude muito baixa (figura 8), em torno de milivolts ou microvolts [7]. Os músculos apresentam potenciais variados conforme seu tamanho o que resulta em uma maior quantidade de unidades motoras, ou uma maior quantidade de junções neuromusculares, aumentando a intensidade do potencial de membrana e conseqüentemente a intensidade da força. Para uma mensuração adequada, normalmente são amplificados com auxílio de amplificadores operacionais e/ou instrumentais, com o intuito de utilizar um conversor analógico-digital de poucos bits, reduzindo o preço do projeto e aplicar artimanhas técnicas com o uso dos próprios amplificadores, reduzindo ruídos e interferências eletromagnéticas na medida.

Figura 8 – Biopotenciais e a faixa de frequência correspondente.



Fonte: Adaptado de [7].

Nos dias atuais, é muito intensa a quantidade de sinais e ondas, em diversas amplitudes e frequências, interagindo diretamente com o corpo, que se comporta como um capacitor ambulante, retendo algumas cargas em si por alguns instantes até descarrega-las ao chão. A interferência mais presente é a da rede elétrica, de 60 Hz no Brasil, devido sua ampla abrangência, e por estar presente nos locais onde as medidas biocorporais são realizadas, como hospitais e clínicas, que precisam de energia elétrica para sustentar outros equipamentos.

Esta e outras ondas eletromagnéticas interagem com a superfície da pele, que acaba ficando eletrostaticamente carregada. Diversas medidas biocorporais são efetuadas com o auxílio de eletrodos que vão à superfície da pele, estes captam essas cargas superficiais com mais intensidade do que os potenciais que desejamos medir. Como solução é necessário o uso de filtros digitais e/ou analógicos no sistema de medidas para que haja a eliminação dos ruídos e interferências externos de modo que a medida obtida seja precisa e coerente com a realidade do corpo do paciente, aspecto fundamental para evitar diagnósticos incorretos.

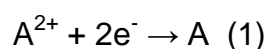
1.3.1 Os Eletrodos

A medida dos biopotenciais pode ser efetuada facilmente com eletrodos invasivos – que vão dentro do corpo – mas quando se trata de eletrodos de superfície, como já descrito, a técnica se torna mais complexa. A complexidade se dá, não só pela interferência das ondas eletromagnéticas interagindo com o corpo, mas também: devido a problemas gerados pelo movimento do eletrodo no corpo – ocasionado por má fixação; degradação da superfície do eletrodo por oxirredução o que atrapalha a captação do sinal; saturação do eletrodo – excesso de cargas acumuladas na superfície do eletrodo, impedindo a troca iônica[7]. Estes e outros fatores geram distúrbios no sinal original e são comumente chamados de artefatos.

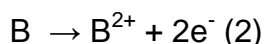
Devido aos potenciais corporais se propagarem com o artifício das trocas iônicas, o eletrodo deve ser capaz de trocar cargas com estes íons e detectar em maior ou menor grau a existência deles, conseguindo fazer a transcondutância da medida para o equipamento que afere o sinal corporal. Deste modo, o potencial eletroquímico é o que descreve adequadamente as relações de trocas de cargas no corpo, e neste caso, entre o corpo e o eletrodo também.

As reações regidas pelos potenciais eletroquímicos são denominadas reações redox, ou, de oxirredução. Nessas reações, eletrodos de materiais diferentes permitem que haja a condução de elétrons (corrente elétrica) de um eletrodo para outro. Isto ocorre por intermédio de um condutor iônico – meio por onde os elétrons irão transitar, podendo ser sólido (barra ou fio metálico) ou aquoso (solução iônica) – e depende das meia-reações de oxirredução dos materiais envolvidos conforme demonstrado nas equações 1 e 2 abaixo:

Exemplo de meia-reação de Redução (coleta elétrons, catodo):



Exemplo de meia-reação de Oxidação (cedem elétrons, anodo):



Conforme o anodo cede elétrons, estes atravessam pelo condutor iônico e entram em contato com o catodo. No catodo, reagem conforme equação 1, formando uma nova substância. A estrutura do anodo, devido ao processo contínuo de fornecer elétrons, se degrada gradativamente, até que atinge um ponto, onde não mais é capaz de fornecê-los, e neste momento, o sistema não mais conduz eletricidade, devendo ser o anodo, substituído por novo material[8].

Uma célula galvânica ou pilha – estrutura capaz de fornecer energia partindo do processo descrito acima – tem seu potencial (voltagem) estimado a partir das meia-reações. É tabelado potencial de célula padrão para diversos materiais distintos. Com estes potenciais de meia-reação é possível criar-se combinações de materiais diferentes de modo que a célula galvânica tenha o melhor equilíbrio entre alto potencial e demorada degradação, o que ocorre para potenciais elevados com pouco número de elétrons fornecidos.

Com base nas informações dos potenciais padrões de célula, e da energia livre de Gibbs fornecida pela célula galvânica, pode ser estimado o potencial de célula conforme equação de Nernst:

$$\Delta E = \Delta E^0 - \frac{RT}{nF} \ln \frac{[Produtos]^x}{[Reagentes]^y} \quad (3)$$

Onde:

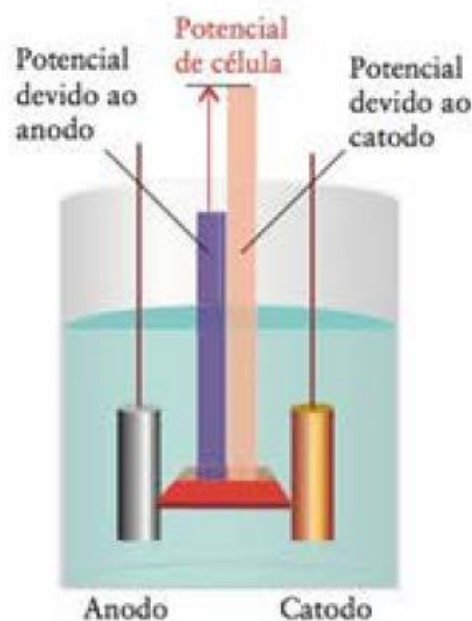
ΔE^0 = Potencial padrão da célula, encontrado a partir dos potenciais padrões das meia-reações, referente aos materiais escolhidos para se montar a célula, onde deve-se calcular : $\Delta E^0 = \Delta E_{Catodo}^0 - \Delta E_{Anodo}^0$ (figura 9) .

R = constante dos gases; F = constante de Faraday; T = Temperatura absoluta; n = número de elétrons produzidos pela equação balanceada da célula; x e y = números referentes as quantidade de mols daquelas substâncias presentes na meia-reação.

Com este potencial de Nernst, é possível calcular os potenciais de membranas dos neurônios e músculos, e, portanto, concluir o quebra-cabeça, que será descrito a seguir:

- O próprio corpo, com seu balanceamento iônico - devido aos potenciais de membrana, que geram o sinal a ser medido – atua como um eletrodo, ora fornecendo elétrons(anodo), ora coletando(catodo). Para medir o potencial, portanto, deve-se ser capaz de trocar íons naturalmente com o equipamento que efetua a medida, através da superfície da pele – que atua como resistência. Para facilitar este processo, utiliza-se a solução iônica, que normalmente é um gel composto por substâncias que contém íons livres e servem como meio para o corpo fornecer os elétrons que atravessarão a pele e chegarão ao eletrodo, indo parar no circuito.

Figura 9 - Potencial de uma célula.



Fonte: [8].

- Em segundo passo, o eletrodo deve ser capaz de fixar estes íons na superfície e realizar constantemente a troca iônica com a solução, permitindo detectar o biopotencial. Portanto, o eletrodo deve ser resistente à degradação para os íons fornecidos pelo corpo – em geral: Na^+ , K^+ , Ca^{2+} , Cl^- , entre outros – e deve ser bom condutor, de modo a evitar a saturação – permanência de cargas na superfície – podendo degradar a medida. Como o ouro e a prata são

eletroquimicamente estáveis e apresentam pouca degradação por oxidação, além de bons condutores, são os materiais mais utilizados na confecção de eletrodos.

É importante ressaltar o conceito de polarização e não polarização de eletrodos. Um eletrodo polarizável é aquele que permite a condução de corrente através da troca iônica entre eletrodo e solução iônica, de modo que a concentração de íons e a carga da solução sejam modificadas. Um eletrodo não polarizável é aquele que permite a condução de corrente sem modificar a carga iônica da solução, ou seja, a solução representa um fio condutor, e o eletrodo recebe diretamente o íon da 'fonte' para o circuito. Esse tipo de eletrodo não pode ser fabricado, mas alguns modelos podem se aproximar desta situação. A vantagem do eletrodo com características mais aproximadas ao ideal não polarizável é que por ter aspectos elétricos predominantemente resistivos, aproximando-se de um condutor ideal, não sofre a influência do movimento, responsável por gerar distorções (artefatos) em diversas medidas. Estes artefatos gerados pelo movimento são muito comuns em eletrodos polarizáveis, pois ao variar a posição do eletrodo, as cargas da superfície se deslocam, e ocorre uma diferença de potencial na interface eletrodo-pele devido a estas reorganizações das cargas, fazendo com que o circuito meça sinais elétricos que não estão relacionados com a medida desejada.

Comumente encontra-se o eletrodo de Ag/AgCl ao invés de apenas Ag, mas, encontra-se o de ouro (Au, vide figura 10). O ouro é mais resistente à degradação química do que a prata, e um melhor condutor, portanto, se utilizado sozinho, é possível obter medidas com precisão e com baixa degradação – aproximando-se do ideal polarizável – mas, deve-se ter uma boa fixação do eletrodo no local da medida, pois eletrodos polarizáveis são sensíveis à movimentação do eletrodo na interface eletrodo-pele o que pode gerar artefatos e distorcer a medida, por esta razão a solução iônica utilizada na interface costuma ser composta de material aglutinante para promover aderência.

A prata ao fornecer elétrons para a reação de oxidação durante as trocas iônicas se degrada com mais facilidade, pois não há a reversibilidade da reação, ou seja, não há uma substância nas trocas iônicas, que irá reagir com Ag^+ para fazê-lo tornar-se Ag novamente, deste modo, utiliza-se eletrodos de AgCl para que ocorra essa reversibilidade, e a prata do próprio eletrodo possa se unir ao Cl^- liberado pelo corpo, reduzindo a degradação. Portanto, pode-se afirmar que o eletrodo de Ag/AgCl

se aproxima mais do tipo ideal de eletrodo não polarizável do que o eletrodo de Ag. Alguns fabricantes estimam um tempo de medida de 2-3 semanas, ou seja, entre 336 e 504 horas de tempo de medida, o que é bastante, considerando que boa parte das medidas levam menos de uma hora para serem realizadas [9].

Um eletrodo, seja ele qual for, apresenta em maior ou menor grau o efeito da polarização, e atua como um capacitor, podendo ser representado por um circuito conforme o da figura 11-a, onde E_{hc} representa o potencial da meia-célula que compõem o eletrodo, Cd representa a capacitância gerada pelas cargas acumuladas entre o eletrodo e a solução, Rd representa a fuga das cargas que ficam acumuladas entre a interface e Rs representa a resistência associada a interface formada entre o eletrodo e a pele. Por estas características similares a um capacitor, os eletrodos sofrem influência da frequência e, portanto, deve ser analisada a frequência do sinal que se quer detectar em relação à capacitância deles, para evitar que haja interferência na medida, conforme figura 11-b.

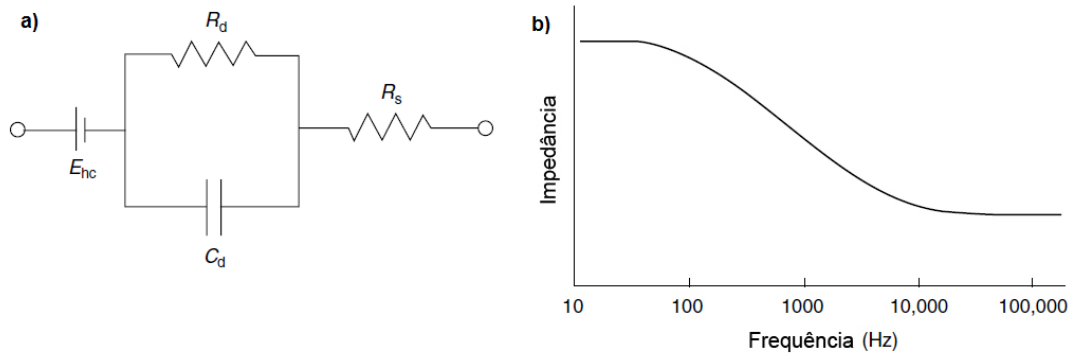
Figura 10 – Reações e potenciais de meia-célula.

| Metais e Reações | Potencial de meia célula (V) | |
|--|-------------------------------------|-------------------|
| $Al \rightarrow Al^{3+} + 3e^{-}$ | -1.706 | |
| $Ni \rightarrow Ni^{2+} + 2e^{-}$ | -0.230 | |
| $H_2 \rightarrow 2H^{+} + 2e^{-}$ | 0.000 | Referência |
| $Ag + Cl^{-} \rightarrow AgCl + e^{-}$ | +0.223 | |
| $Ag \rightarrow Ag^{+} + e^{-}$ | +0.799 | |
| $Au \rightarrow Au^{+} + e^{-}$ | +1.680 | |

Fonte: Adaptado de [7].

Além de analisarmos apenas as características da interface eletrodo-solução, é importante considerar a influência da pele no sistema. Conforme figura 12, é possível analisar as camadas da pele, e identificar que as estruturas nervosas são encontradas a partir da derme, o que indica que a camada superficial da epiderme oferece resistência à troca das cargas. O esquema do comportamento elétrico similar ao que ocorre na pele é demonstrado na figura 13.

Figura 11 – Circuito equivalente para um eletrodo de biopotencial.



Fonte:[10].

A pele é o maior órgão do corpo, e é constituída de diversos tipos de tecidos como demonstrado na figura 12. As camadas mais profundas, Derme e Hipoderme são responsáveis por conter as estruturas celulares responsáveis pelas sensações. As células da pele são renovadas constantemente a partir destas duas camadas mais profundas e são empurradas de baixo para cima. Este ciclo é natural e ocorre conforme as células da epiderme envelhecem e morrem - o que ocorre a partir da camada granulosa - fazendo com que a camada córnea seja repleta de tecido queratinoso composto deste material das células mortas proveniente da camada granulosa. Devido à queratina ser uma resina, tem características isolantes o que faz com que a camada superficial da pele tenha uma resistência elétrica diferente do tecido vivo, podendo ser representada por um capacitor em paralelo com um resistor, conforme figura 13. Como todo circuito RC, a pele também sofre influência da frequência do sinal propagado, o que significa que para cada cm^2 de pele, há uma resistência de 200 k Ω em 1 Hz e 200 Ω em 1 MHz.

Os demais tecidos abaixo da epiderme são de características puramente resistivas e apresentam facilidade para realizar trocas iônicas, o que significa que se removermos a camada de tecido morto da superfície da pele, poderemos melhorar a captação do sinal pelo eletrodo. A remoção pode ser feita de diversas formas como: esfregar a pele com algodão encharcado de solução corrosiva como álcool etílico ou acetona; lixar a pele naquele local; remover pelos e pele com pinça, entre outros. A importância das glândulas sudoríferas, associadas ao circuito pontilhado na figura 13, está relacionada à mensuração do sinal denominado GSR (Galvanic Skin Response ou Resposta Galvânica da Pele), que consiste em monitorar a pele a fim de identificar os reflexos de uma reação provocada pela alteração do estado

emocional, onde o aumento do suor influi no aumento de íons Na^+ , K^+ e Cl^- , variando a condução elétrica da pele [10].

Há uma grande variedade de eletrodos no mercado, sejam ativos, passivos ou microeletrodos. A geometria deles influi em uma variação do mecanismo de medição e conseqüentemente facilita a captação de determinados sinais. Neste trabalho não serão abordados os eletrodos ativos nem os microeletrodos, ficando restrita a análise apenas aos eletrodos de superfície, conforme figura 14. Dentre esta grande variedade, o funcionamento pode ser brevemente descrito como:

-Eletrodos de chapa de metal (figura 14-a e 14-b): Os eletrodos de chapa de metal consistem em uma chapa de metal com uma camada fina de solução iônica fazendo a interface com a pele. Podem ser confeccionados em ouro, prata, prata germânica (Níquel-Prata) e platina. Há a forma de eletrodos de sucção (14-b) – simples de fixar e desfixar, permitindo medidas repetidas em pontos diferentes. Os eletrodos de chapa de metal do modelo 14-a e 14-b são utilizados normalmente para ECG e EEG.

Figura 12 – Camadas da pele.

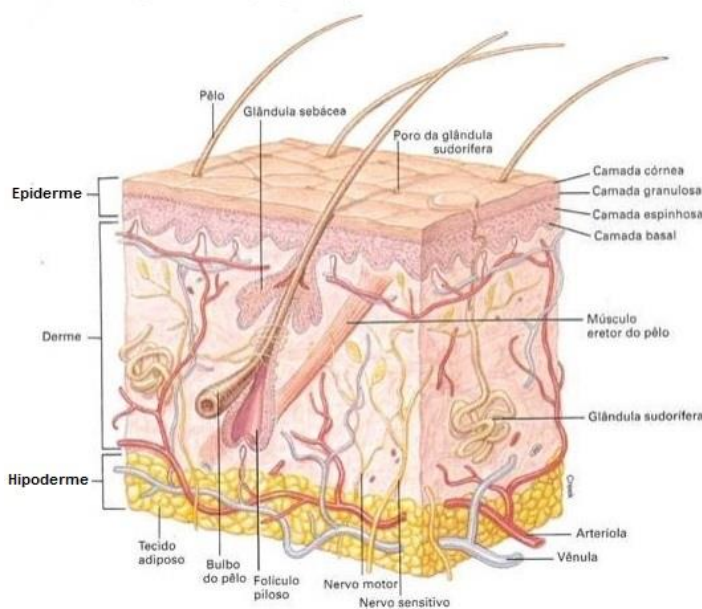


Figura 1: A pele

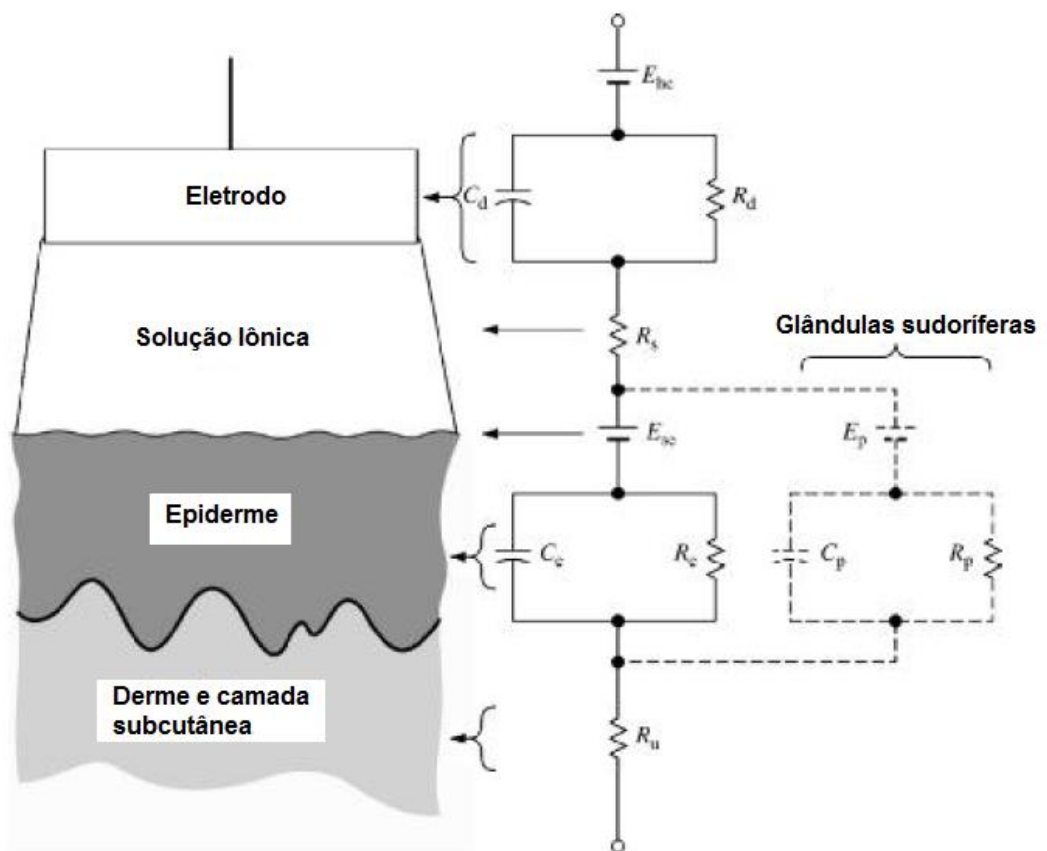
Fonte: VAN DE GRAAFF, K. M. *Anatomia Humana*. Barueri: Manole, 2003.

Fonte: <https://www.todoestudo.com.br/wp-content/uploads/2018/04/camadas-da-pele.jpg>

- Eletrodos de copo (figura 14-c e 14-d): Os eletrodos de copo possuem uma vantagem sobre os eletrodos de chapa em relação ao artefato de movimento. Devido ao contato do eletrodo com a pele se dar por meio de um gel (solução iônica), a

movimentação da pele, implica no deslocamento do gel que está em contato com ela. Este por sua vez apresenta certa resistência à variação da sua polarização, o que faz com que o deslocamento gerado pelo movimento não altere o potencial da interface eletrodo-solução, mantendo a medida estável. No caso do eletrodo 14-c é feito de metal, mas a altura do copo é variável e, portanto oferece mais resistência ao artefato do que o de metal simples. O eletrodo 14-d já apresenta o eletrodo há uma distância da pele, de forma que este não entre em contato com ela sem a presença de solução.

Figura 13 – Esquema elétrico da pele.



Fonte: Adaptado de [10].

- Outros modelos: Conforme demonstrado na figura 14, os eletrodos 14-e, 14-f, 14-g, 14-h são feitos com variações destes dois anteriores que buscam melhorar a precisão da medida, reduzir custo de fabricação e facilitar a obtenção do sinal.

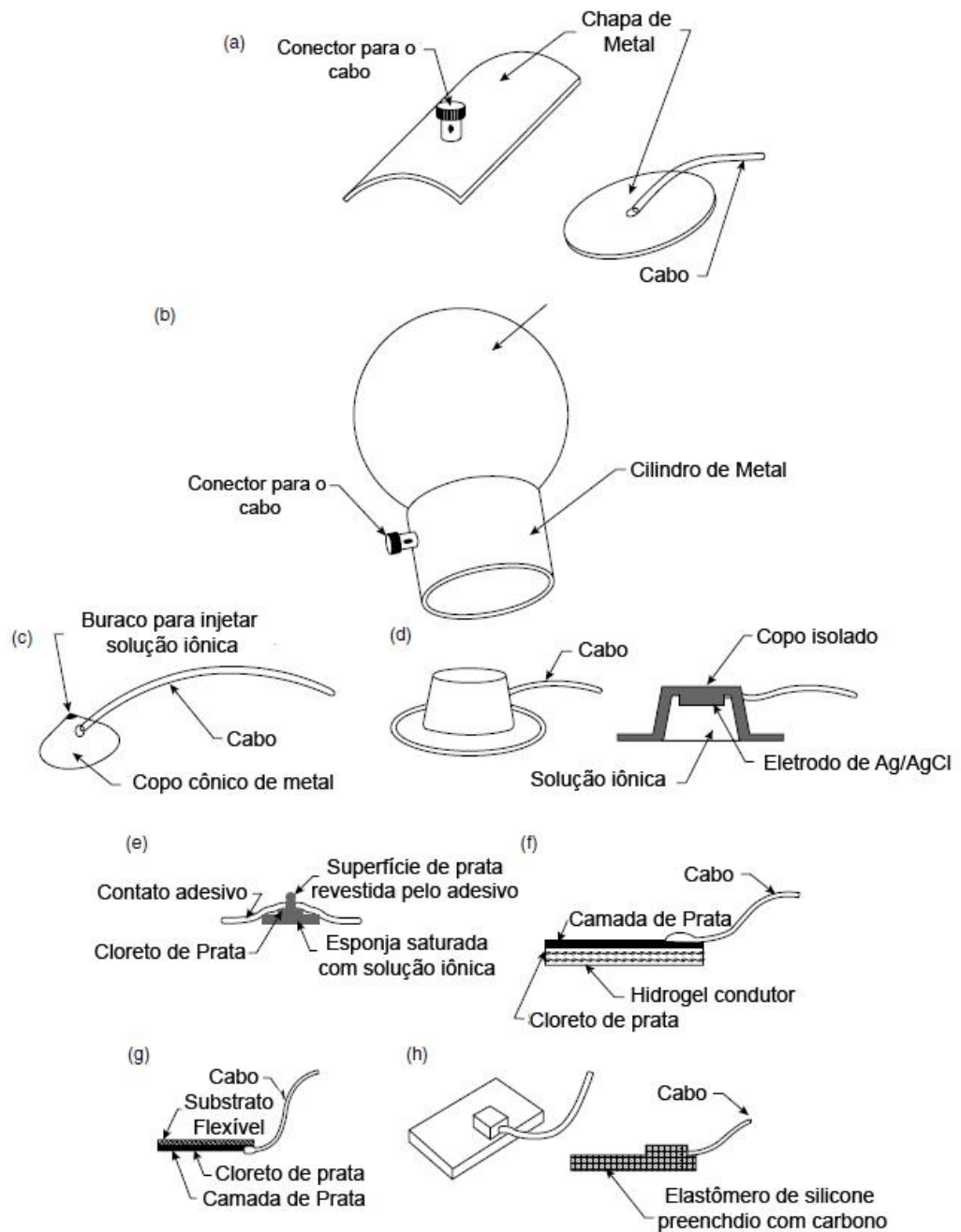
O eletrodo 14-e representa a vista de corte de um eletrodo adesivo de abas, comumente utilizado para ECG e EMG. O adesivo promove alta aderência, o eletrodo é de Ag/AgCl em conjunto com uma camada de gel que já vem no adesivo, promovendo a medida com um eletrodo pouco polarizável e de fácil fixação.

Já na figura 14-f este eletrodo é uma variação do eletrodo de chapa metálica, onde a uma chapa de prata é coberta com uma camada de cloreto de prata, e um material pegajoso é adicionado por cima com solução iônica impregnada, permitindo alta aderência, e ajuste ao contorno da pele, devido à espessura das chapas serem pequenas e proporcionarem flexibilidade.

O modelo da figura 14-g é uma variação do modelo 14-f, mas a camada de metal neste caso é muito fino, aproximadamente 1 micrometro, formando apenas um filme de metal sobre um substrato flexível de poliéster ou poliamida. É utilizado principalmente em recém-nascidos e devido ao filme de metal ser bem fino, é considerado transparente para os raios-X, o que permite realizar exames deste tipo, sem remover o eletrodo.

Por fim, o eletrodo 14-h é classificado como eletrodo seco. Pode ser fixado no local da medida por fita, ou conter adesivo na sua superfície. São feitos de grafite ou de um polímero preenchido por metal como o silicone. No caso deste segundo modelo, partículas de metal são misturadas ao silicone antes dele secar, permitindo a condução elétrica. Estes eletrodos não necessitam de gel ou solução iônica para conduzir. Podem ser fixados diretamente na pele, mas após uma ou duas horas de fixação o suor umedece a área por baixo do eletrodo e cria tensão superficial, melhorando a fixação, e, portanto, as medidas são mais bem executadas após este intervalo de tempo necessário para que esta camada de suor apareça. É aplicado em aparelhos cardiorrespiratórios infantis. Com base nestas informações é possível compreender as diferentes geometrias e materiais que compõem um eletrodo e como determinar o melhor modelo em razão da aplicação. Diversos materiais classificados como não condutores, como polímeros, tecidos, entre outros, já são capazes de conduzir eletricidade através de modificações estruturais, o que leva a uma variedade ainda maior de modelos, como os textrodes, ou eletrodos de tecido, que são confeccionados com espuma em torno do metal, para evitar feridas por contato principalmente em recém-nascidos [11].

Figura 14 – Variedades de eletrodos passivos.



Fonte: Adaptado de [7].

1.3.2 O Circuito Elétrico

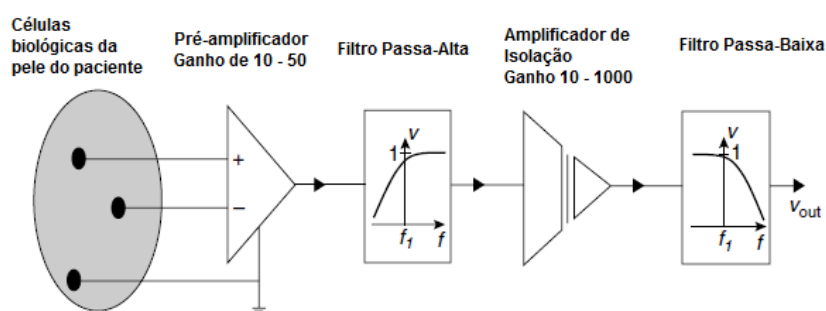
Compreendido o funcionamento dos eletrodos, responsáveis por fazer a captação do sinal elétrico e a transdução deste sinal em uma medida elétrica capaz de ser identificada, processada e tratada em forma de um sinal, pode-se avançar

para a compreensão do funcionamento do circuito elétrico que irá processar este dado.

Basicamente todo circuito para medir um sinal biológico (figura 15) é constituído de um amplificador instrumental de alta rejeição de ruído comum, acrescido de amplificadores operacionais para ganhos de tensão e filtros ativos de frequência.

O amplificador instrumental oferece alta impedância de entrada o que reduz o ruído devido a dificultar a transição das cargas da superfície da pele para dentro do amplificador. A vantagem de usar um amplificador instrumental, é que ele possui um pino de referência que dá mais liberdade para trabalhar os formatos de onda e a informação em si. Na maioria das aplicações o terminal de referência é colocado em um local no corpo do paciente que não vai atrapalhar a medida. No caso da eletromiografia, uma região com pele e osso como a superfície da palma da mão, o cotovelo, ou o joelho, são exemplos de locais para fixar o eletrodo de referência.

Figura 15 – Exemplo de um esquema geral para mensurar sinais elétricos do corpo.



Fonte: Adaptado de [12].

Para facilitar a análise, utilizarei de uma topologia comercial (figura 16), fornecido pelo fabricante do sensor demonstrado na figura 2-a, tornando mais intuitivo o entendimento da captação do sinal corporal.

O circuito está dividido em quatro blocos que podem ser seguidos pelas iniciais conectando saída de um amplificador e entrada de outro. Começando a análise pelo amplificador instrumental AD8226, é possível analisar que os sinais de entrada, denominados mid (meio) e end (fim), relacionam-se à posição do eletrodo, preso no corpo da pessoa. Este circuito é projetado para detectar a contração e relaxação de músculos e para isso, um eletrodo vai no centro do músculo (mid) e

outro na extremidade, seja superior ou inferior (end). Deste modo, quando o músculo está relaxado, não há potencial no músculo, e a diferença entre os dois eletrodos é pequena. Quando há contração, o centro do músculo apresenta maior atividade elétrica do que a extremidade devido à fibra muscular encolher quando a miosina puxa a actina, como visto na seção anterior, aumentando seu tamanho na área central e ficando menor nas extremidades. O eletrodo de referência está conectado ao terra da fonte, desse modo, a região da pele naquele ponto terá a como potencial o terra do circuito, equipotencializando o corpo em relação ao circuito. Os pinos 2 e 3, descritos como RG, referem-se à 'resistor gain' ou resistência de ganho e seguem a equação 1, disponível no datasheet do AD8226.

Ganho do AD8226[13]:

$$R_G = \frac{49,4 \text{ k}\Omega}{G-1} \quad (4)$$

Onde G é o ganho desejado.

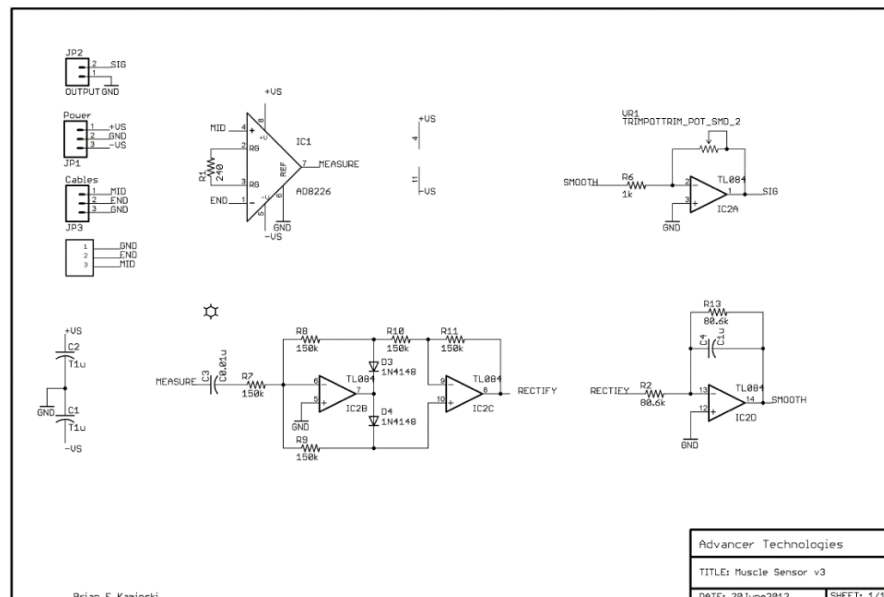
Não é recomendado utilizar ganhos muito elevados no estágio de pré-amplificação devido à possibilidade de se amplificar ruídos que acabem por ocultar o sinal original, interferindo na medida. Seguindo esta análise, o resistor de 240 resultará em um ganho aproximado de 200, já considerado elevado, mas aceitável devido à estrutura de integração da placa PCB ter proteção contra interferência eletromagnética. Se tratando de circuitos feitos em placas de prototipagem (protoboards) não é recomendável ganho acima de 100, pois a presença de ruídos nestas placas é muito maior do que nas PCB's.

A alimentação do circuito deve ser simétrica, sendo o potencial positivo, igual ao negativo. Isto é facilmente reproduzível utilizando baterias de mesmo tipo e mesma marca. Para melhorar a eficiência do circuito, adicionam-se capacitores entre os pinos de alimentação do C.I e o terra, criando filtros que reduzam interferências eletrostáticas, além de garantir a simetria da voltagem, desde que os capacitores apresentem os mesmos valores. Os amplificadores em geral apresentam baixo consumo de potencia, podendo ser alimentados com baterias de baixa tensão, mas sempre se deve consultar as características elétricas informando a tensão mínima de entrada para polarizar o circuito do amplificador presentes no datasheet.

A saída do primeiro bloco, representando o ciclo de pré-amplificação está descrita como MEASURE (medida) e segue como sinal de entrada do segundo bloco, onde há o capacitor C3. Estes amplificadores são TL084CN[14], capazes de oferecer alto ganho, e boa isolamento na entrada.

Seguindo a análise do segundo bloco, identificou-se, com a presença do capacitor, amplificador e resistores, a presença de um filtro ativo que neste caso é do tipo passa alta. A frequência de corte deste tipo de filtro é determinada pela equação 2. A associação dos resistores infere em divisões de tensões proporcionais em relação à tensão no nó de entrada onde está o resistor R7. A análise do circuito é feita detalhadamente a seguir.

Figura 16 – Esquema do circuito da placa Muscle Ware V3.0.



Fonte: <http://www.advancertechnologies.com/p/muscle-sensor-v3.html>

Frequência de corte do filtro RC:

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (5)$$

Onde F_c é a frequência de corte, R o resistor e C o capacitor.

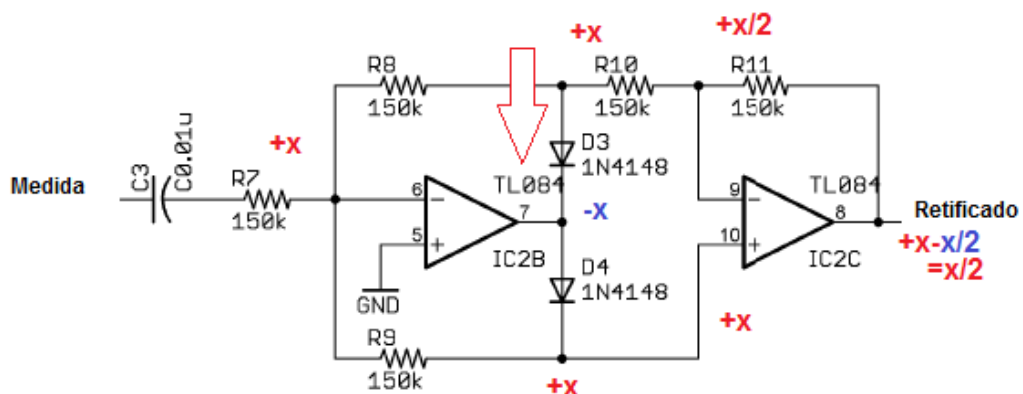
Para o caso do bloco 2 o resistor é de $150\text{k}\Omega$ e o capacitor de 10nF , resultando em uma F_c de $106,1\text{ Hz}$. Por se tratar de um filtro passa alta, apenas as frequências acima deste valor serão detectadas na saída do sensor. Como

demonstrado na figura 8, a faixa de frequência dos sinais eletromiográficos é superior a 10 Hz, mas, a maioria dos sensores e aparelhos costuma medir acima de 100Hz devido à maioria das fontes de ruído externo estarem dentro do intervalo 0-100 Hz como o ruído da rede elétrica, e outros ruídos em frequências específicas.

No datasheet do sensor Muscle Ware V3.0, o fabricante explica que optou por retificar o sinal muscular, que é alternado, tornando-o um sinal contínuo. Para isso, ele pega a variação de potencial negativa e retifica com diodos, permitindo que o sinal seja oscilante, mas apenas positivo, facilitando a detecção por um conversor analógico digital, que comumente não detecta valores negativos de tensão.

Analisando o bloco 2, quando a tensão alternada está no ciclo positivo:

Figura 17 – Análise do ciclo positivo do sinal alternado.

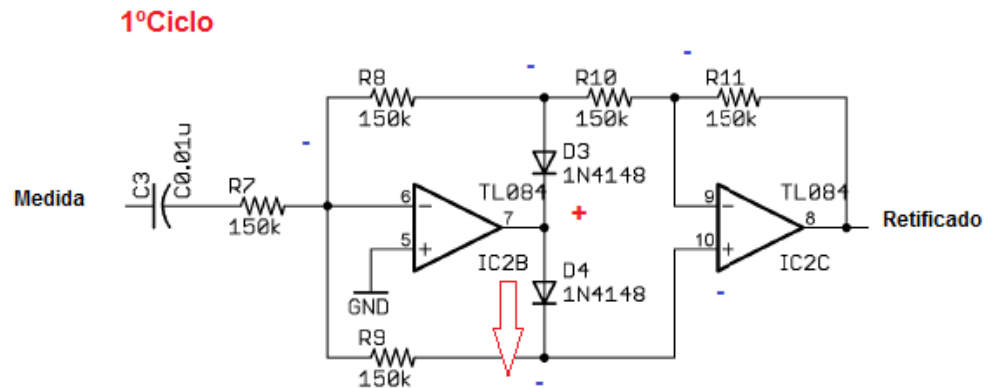


Fonte: Adaptado pelo autor a partir da imagem original.

Como é possível analisar, quando a entrada do sistema de retificação é positiva, a saída é positiva e apresenta uma parcela do valor original. Analisando o ciclo negativo (figura 18), há uma queda de tensão no diodo D4, mas tomando como não significativa a queda de tensão, essa corrente que será conduzida pelo diodo alterará os potenciais, levando à situação da figura 19.

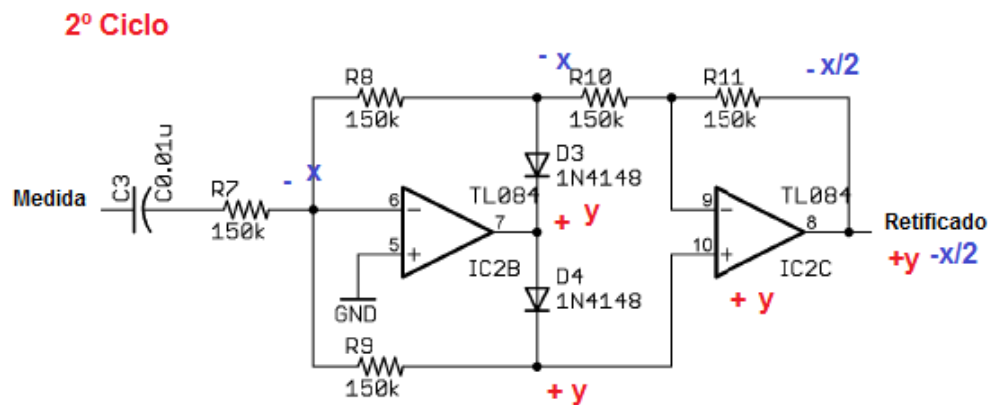
Tomando por base que o sinal da saída do primeiro amplificador será positivo e de valor igual ao da entrada, o valor positivo y deve ser igual ou muito próximo ao valor de x em módulo, resultando em: $+X - X/2 = X/2$, o mesmo resultado do ciclo positivo. Isto significa que tanto para o ciclo positivo, quanto para o negativo, a saída deste bloco sempre será uma parcela do valor de entrada, com sinal positivo.

Figura 18 – 1ª etapa do ciclo negativo;



Fonte: Adaptado pelo autor a partir da imagem original.

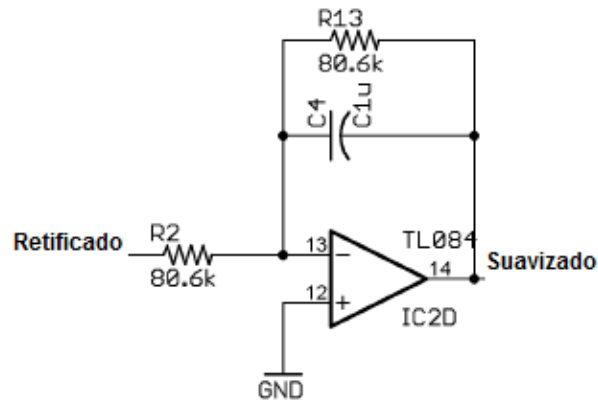
Figura 19 – 2ª etapa do ciclo negativo.



Fonte: Adaptador pelo autor a partir da imagem original.

A saída do bloco 2, seguindo a palavra RECTIFY (retificado) irá adentrar em outro circuito amplificador, ao qual chamaremos de bloco 3. O bloco 3 retrata a topologia de um filtro ativo passa baixa, de ganho 1, ou circuito integrador mas em configuração inversora. Novamente pela equação 2, para um resistor de 80,6 kΩ e um capacitor de 1μF é de aproximadamente 2 Hz. Este filtro, em associação com o do bloco anterior, forma um filtro rejeita banda, onde perto de 2 Hz as frequências são rejeitadas e apenas à partir de 100 Hz é que elas voltam a ser detectadas, deste modo, rejeita-se todas as principais faixas de frequência que fornecem ruídos eletrostáticos ao circuito. Por fim, a saída deste bloco é chamada de SMOOTH (suavizada) e então é enviada ao último estágio.

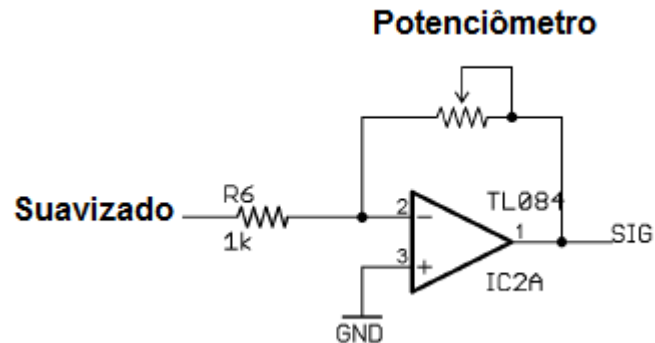
Figura 20 – Parte do circuito correspondente ao bloco 3.



Fonte: Adaptado pelo autor com base na imagem original.

O último bloco, constitui de um amplificador em configuração inversora simples, cuja função será desinverter o sinal do bloco 3 e aplicar um ganho controlado pelo potenciômetro.

Figura 21 – Parte do circuito correspondente ao bloco 4.



Fonte: Adaptado pelo autor partindo da imagem original.

Deste modo, tem-se explicada a topologia do circuito que será utilizado neste projeto. Neste caso, para a aplicação aqui necessária, um circuito retificador é muito útil, pois facilita a detecção da contração muscular, indicando quando a prótese deve variar sua posição. Para outras aplicações, pode ser necessário o uso do sinal sem a retificação, para isto basta substituir o circuito do bloco 2 por um amplificador em configuração não inversora, com um filtro passa alta igual ao da figura 18.

Há diversas topologias de filtros, com ganhos em frequências diferentes como Butterworth , Bessel, Chebyshev, filtros rejeita banda na faixa de 60 Hz e uma série de outros. Além destes há os filtros digitais, que diminuem em muito o tamanho do circuito, limitando-o ao bloco 1 e 4. Pode-se utilizar um conversor analógico digital com a tecnologia delta sigma, que é capaz de destacar a medida em meio ao ruído, facilitando a filtragem, reduzindo ou descartando os filtros [15].

Diversos fóruns, sites, e até empresas, apresentam diversas topologias de circuitos capaz de detectar biopotenciais de diferentes formas, o que agrega muito conhecimento caso seja feita a análise do circuito e entendido as etapas e as aplicações, mas ainda assim, é imprescindível a prática, só entender o funcionamento não é suficiente, visto que cada amplificador ou C.I pode ter uma tolerância diferente, cada local geográfico apresenta uma interferência eletromagnética diferente da outra, cada eletrodo apresenta um ruído comum diferente, e desta forma, mais e mais técnicas podem ser utilizadas para melhorar o sinal e diferentes topologias podem ser projetadas para se atingir o mesmo objetivo [16,17,18,19,20,21].

2 DESENVOLVIMENTO

2.1 O Conceito

Como já descrito anteriormente o objetivo deste projeto é o de desenvolver um sistema de controle de precisão para próteses mecânicas, que permita ao usuário controlar sua prótese, seja de membro superior ou inferior, através da contração muscular. A ideia é facilitar o uso e permitir diferentes tipos de movimentos sem que o usuário precise interagir mecanicamente com a prótese. Para isso, pensou-se no uso da voz, onde, por reconhecimento de palavras, o sistema possa assumir novas posições, permitindo que o usuário tenha um processo dinâmico, sem ter que parar, modificar a posição mecanicamente e tornar à atividade. Isso permitiria uma melhor fluidez na execução das atividades.

Como referência para obtenção das informações a respeito dos usuários, utilizou-se da plataforma de multimídia digital Youtube, que permitiu obter informações acerca do cotidiano de prostéticos com diversos tipos de lesões[22, 23, 24, 25]. Percebeu-se a importância do controle de modo fluido, principalmente tratando-se de usuários que perderam os dois braços. Os controles atuais costumam ser por largura e tempo de pulso. O prótico contrai uma, duas, três ou mais vezes o mesmo musculo em um intervalo curto de tempo e isso equivale à sinalização de que um comando deve ser executado pela prótese. Outros modelos trabalham com o pulso contínuo, como uma espécie de aperto, onde o tempo deste equivale a outro comando. Foi possível verificar que esse sistema não é útil para a realidade de usuários que tenham dupla amputação do membro, visto que em determinadas situações cada membro precisará de um comando diferente, dificultando o controle, pois o usuário precisará contrair músculos como os trapézios de modo independente com velocidades diferentes, prolongando o tempo de fisioterapia e adaptação para o uso do equipamento.

Entendido as dificuldades, foi iniciado o estudo em torno do circuito eletrônico que mais se adequaria a realidade de um portador de lesão deste tipo. A prótese, sendo feita para auxiliar o usuário em seu cotidiano, precisa suportar uma carga mínima de 8 horas de trabalho com a mesma qualidade no serviço. Para isso,

o microcontrolador escolhido, e todo o sistema envolvido deve consumir a menor potência possível, sem deixar a desejar no quesito qualidade mecânica – torque, resistência, impermeabilidade e tração – que devem simular uma mão de um adulto, cujo torque aproximado é de 40N por dedo[26]. Para isso, motores de baixa tensão com alto torque são cruciais. Servos para drones e aeromodelismo são os mais indicados, por serem fabricados para esse regime de funcionamento. Mas, se usados em muita quantidade podem deixar a prótese pesada; Ela deve ter o peso proporcional ao membro que substitui, que varia de pessoa para pessoa, o que torna a interação com o usuário imprescindível para o desenvolvimento de um equipamento que mais se adeque a ele.

Devido à impossibilidade de interagir com pessoas lesionadas e desenvolver um controle específico para um trauma já existente, pensou-se num sistema simples, universalista, que possa ser adaptado e aperfeiçoado se direcionado a um usuário que possa interagir com o desenvolvedor ou que queira desenvolver para si mesmo.

Com base nessas informações, buscou-se um circuito de eletromiografia que consumisse baixa potência e tivesse tamanho pequeno. Escolheu-se o Muscle Sensor V3, já analisado previamente. Sua saída sendo um sinal de 0 a 5 V permite a mensuração por entrada analógica de um microcontrolador. Para isto, escolheu-se o Arduino Nano[27], seu tamanho é pequeno, o consumo de potência é baixo e é de fácil programação. Como o Arduino possui diversos sensores, explorou-se seu módulo bluetooth HC-06[28] para criar o sistema de controle por voz via bluetooth. A ideia era utilizar um microfone acoplado ao sistema para fazer o reconhecimento das palavras, mas, por falta deste, o projeto foi executado com o uso de um aplicativo Android e o sistema bluetooth. Como elementos atuadores do sistema utilizou-se os servos SG90[29]. O detalhamento da montagem será descrito na etapa a seguir.

2.2 Montagem

2.2.1 Prótese

Primeiro obteve-se a réplica da prótese citada na introdução com o auxílio de uma impressora 3D. As figuras 22 e 23 mostram as partes separadas e montadas, respectivamente. O tutorial de montagem é fornecido pela própria organização que desenvolveu a prótese[30] e explica detalhadamente como unir cada parte. Devido à falhas na precisão da impressora 3D utilizada, a qualidade visual da prótese não ficou boa.

Figura 22- Partes da mão mecânica em plástico PLA.



Fonte: Autor.

Figura 23 – Encaixe dos motores na mão.



Fonte: Autor.

2.2.2 Circuito

Após a obtenção das partes e da montagem, iniciou-se o desenvolvimento do circuito. Para facilitar o entendimento dividiu-se esta parte em 5 etapas:

- Etapa 1 – Testar os motores e configurar o acionamento.
- Etapa 2 – Testar o módulo Bluetooth e configurar o reconhecimento de palavras.
- Etapa 3 – Testar o sensor mioelétrico e acender um led com o pulso do músculo.
- Etapa 4 – Integrar as 3 etapas anteriores e testá-las trabalhando em conjunto.
- Etapa 5 – Acionar a prótese e criar os controles de posição dos movimentos.

2.2.2.1 Etapa 1

A primeira etapa consistiu em testar o ciclo PWM criado através do chaveamento das portas do microcontrolador ao invés de utilizar a biblioteca Servo.h. Para isso, consultou-se as folhas de dados(datasheet) dos servos SG 90 com o intuito de obter a informação sobre as formas de ondas necessárias para gerar a variação de posição, conforme a figura 27.

Segundo a documentação, se o pulso for de 1 ms, o motor estará na posição -90° , se o pulso for de 1,5ms o motor estará na posição 0° e se o pulso for de 2ms a posição será $+90^{\circ}$. Com isso, deve-se chavear a porta digital onde o pino de sinal está conectado de modo que em um pulso de 20ms, a porta fique 1, 1,5 ou 2 ms em valor alto, e o restante do pulso, em valor baixo. Para isso, basta usar um laço de repetição, a função `delayMicroseconds()` e a função `digitalWrite()`. Optou-se pela função `delayMicroseconds` no lugar de `delay()` devido a sua precisão ser maior, permitindo fazer ajuste fino.

Associou-se estes comandos da seguinte forma:

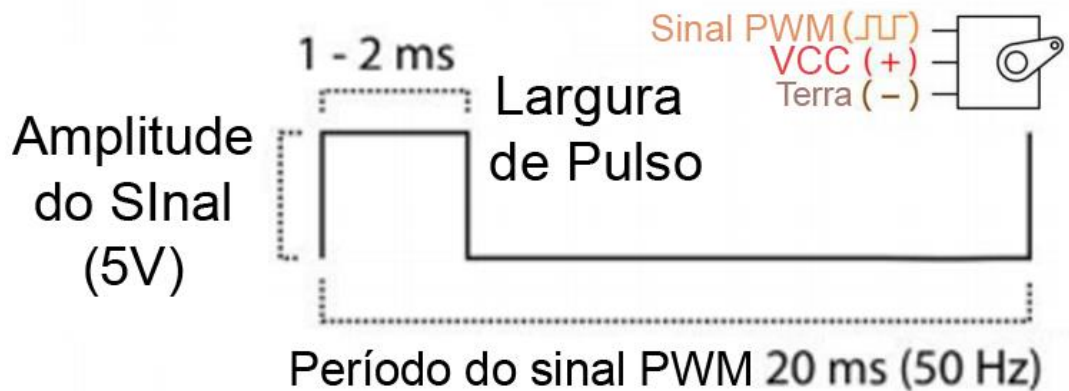
- Um pulso de nível alto é disparado;
- Há um atraso de 2 ms ou 2000 μ s;
- Um pulso de nível baixo é disparado;
- Outro atraso de 18ms ou 18000 μ s, completa o ciclo.

O código detalhado está no Apêndice A, mas vale ressaltar que a função `delayMicroseconds` comporta com precisão um atraso de até 16383 μ s e portanto utilizou-se um laço de repetição para que um conjunto de atrasos de 2000 μ s totalizem 18000 μ s, ou seja, 9 repetições.

A mesma lógica aplicada ao tempo de pulso de 2ms foi repetida para 1,5ms e 1ms, variando o valor do atraso e a quantidade de repetições do laço.

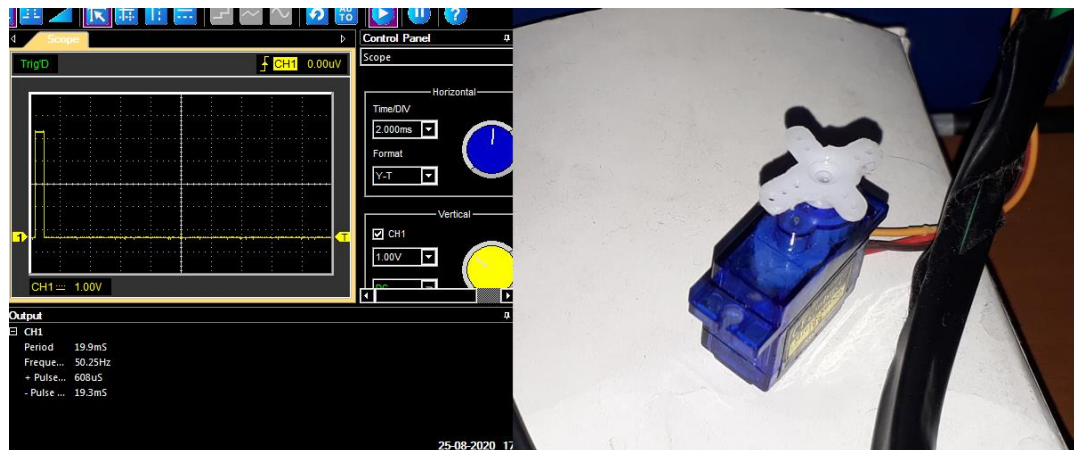
Os teste empíricos demonstraram que o motor respondeu melhor a largura de pulso de 0,6ms e 2,4ms no lugar de 1ms e 2ms respectivamente, conforme demonstrado nas figuras 28 e 29.

Figura 27 – Pulsos para realizar PWM..



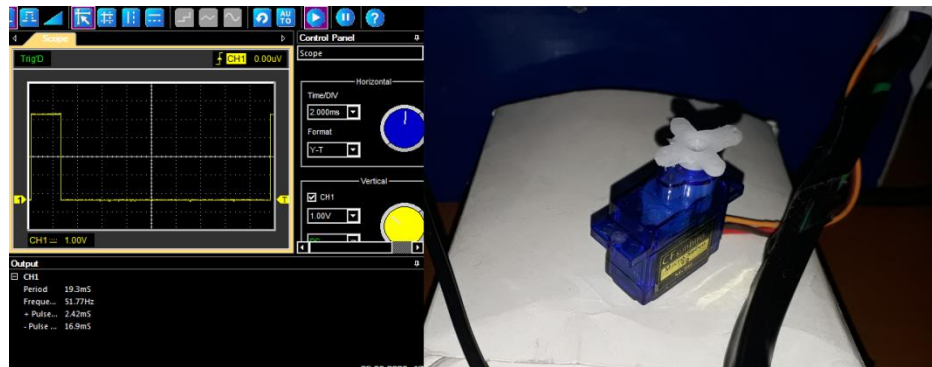
Fonte: Adaptado de [29]

Figura 28 – Demonstração do pulso de 0,6ms.



Fonte: Autor

Figura 29 – Demonstração do pulso de 2,4ms.



Fonte: Autor.

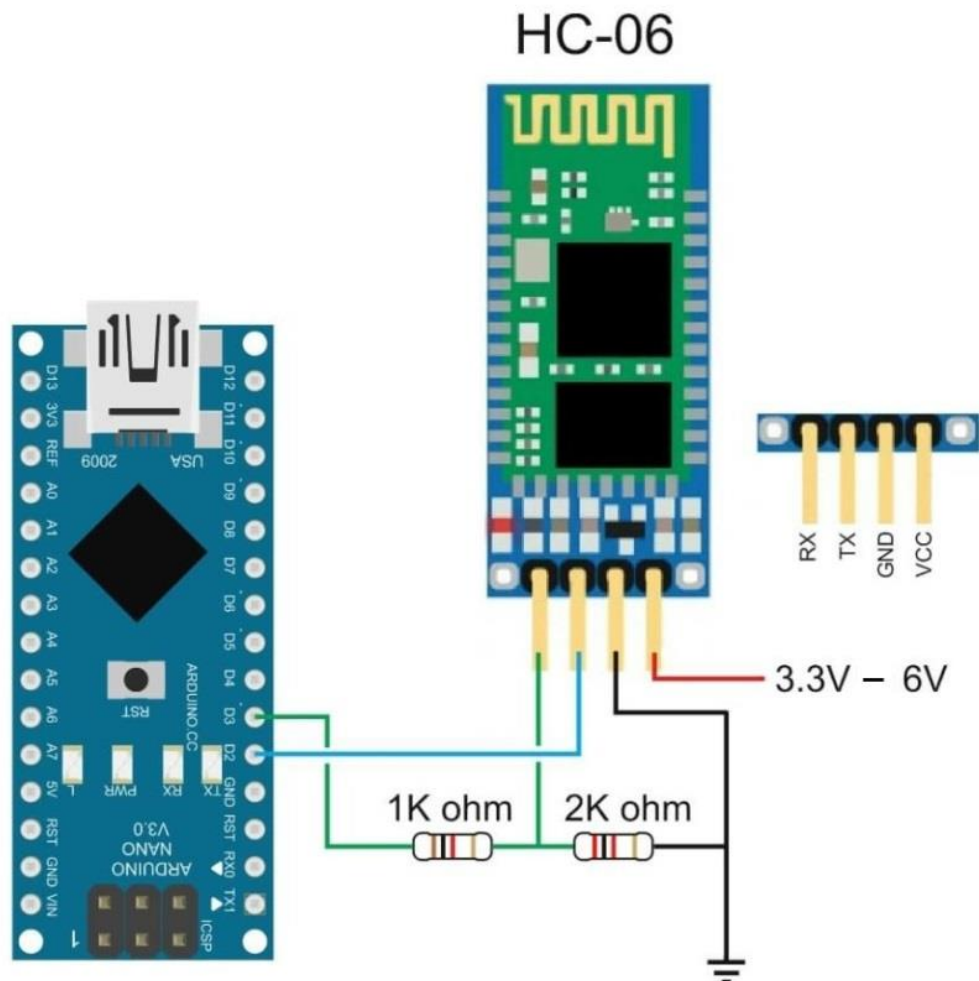
2.2.2.2 Etapa 2

Após ter conseguido definir os movimentos do servo motor, avançou-se para o desenvolvimento da comunicação via Bluetooth entre o Arduino e o celular. Para isto, utilizou-se do módulo HC-06. O Arduino por padrão tem seus pinos de comunicação RX e TX, responsáveis por fazer comunicações seriais com outros dispositivos. Optou-se por utilizar o módulo em portas alternativas a estas padronizadas para o Rx/Tx, pois desse modo a comunicação USB continuaria disponível, permitindo utilizar a conexão ao computador para fazer modificações no código ou até avaliar informações do sensor EMG com o monitor da IDE[31]. Para realizar essa adaptação de outros pinos para uma comunicação serial foi utilizada a biblioteca SoftwareSerial.h capaz de fazer essa portabilidade.

Definido os pinos da comunicação com o módulo Bluetooth, é necessário testá-los. O módulo trabalha com tensão de 3,3V, portanto deve-se atentar à voltagem de saída dos pinos de comunicação do Arduino(5V), sendo necessário criar um divisor de tensão na saída do pino escolhido como Tx (responsável pela transmissão ao módulo). O divisor pode ser criado de diversas formas a figura 30 mostra um exemplo desta associação.

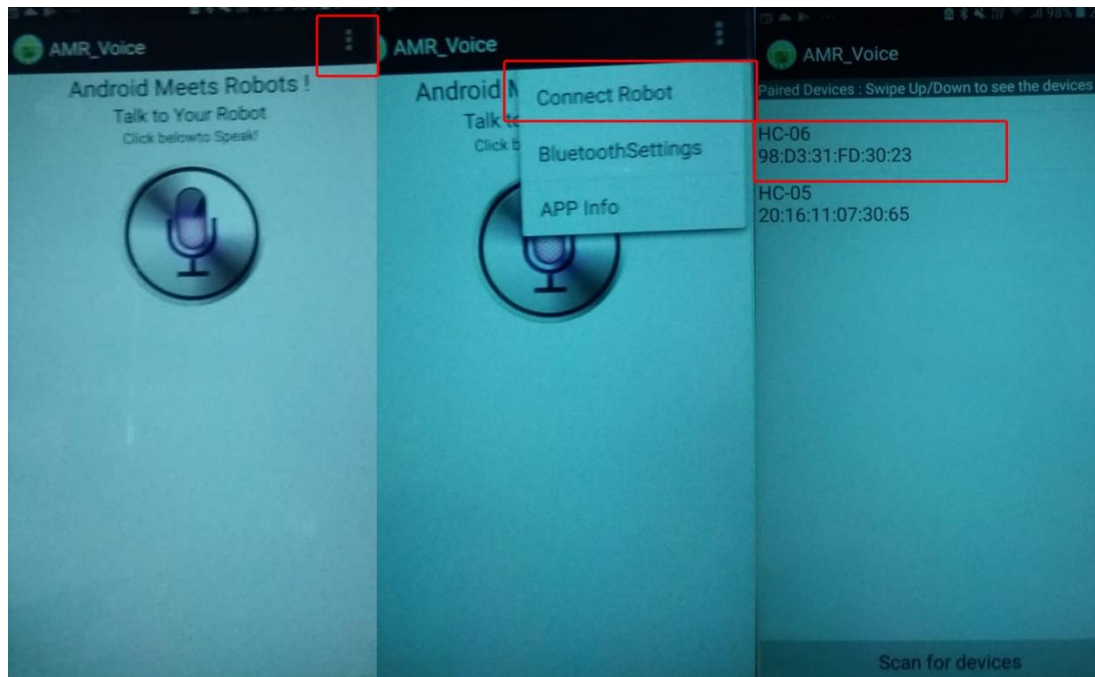
Para testar o sinal, o aplicativo BT Voice Control (Android) [32] vai ser utilizado. Com ele é possível enviar palavras para o Arduino. Associando estas à restrições(if e else), é possível determinar quando um comando deve ser executado pela prótese. A figura 31 mostra como utilizar o aplicativo, e as figura 32 demonstra a troca de informações entre o microcontrolador e o celular.

Figura 30– Detalhamento da conexão do módulo HC-06 ao Arduino.



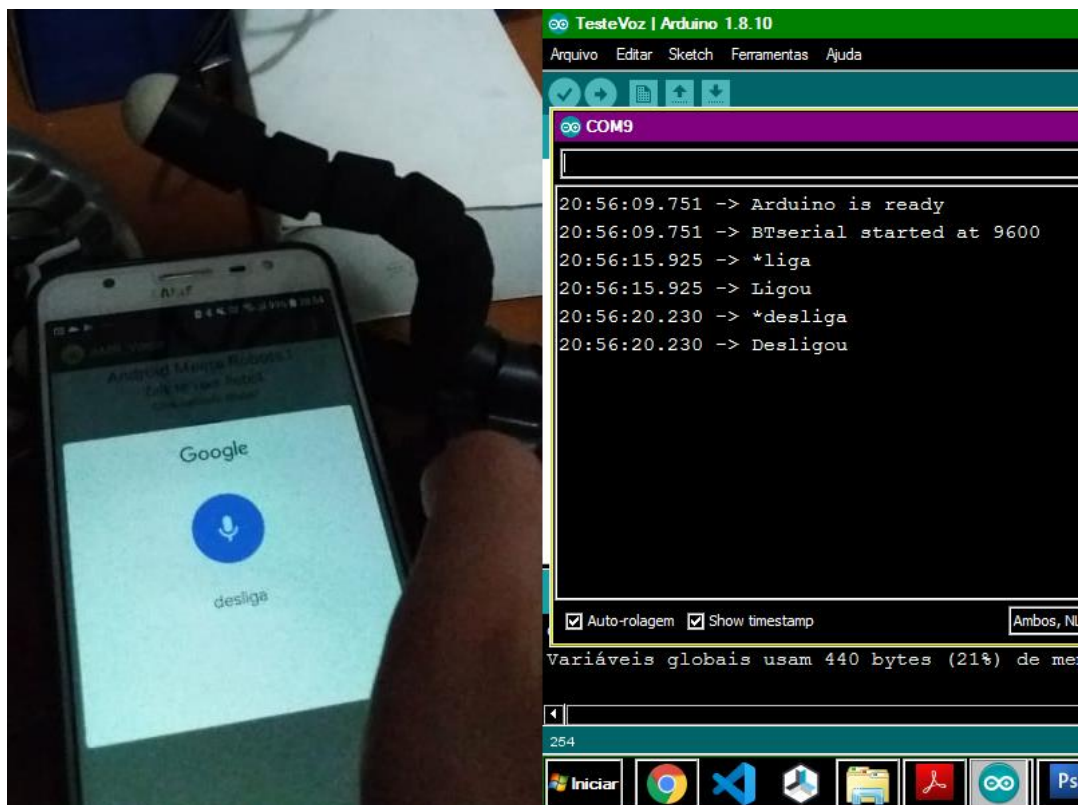
Fonte: https://http2.mlstatic.com/modulo-sensor-placa-bluetooth-hc-06-hc06-arduino-D_NQ_NP_836161-MLB29078635882_122018-F.jpg

Figura 31– Demonstração de como realizar a conexão ao módulo pelo aplicativo.



Fonte: Autor

Figura 32– Demonstração da captação da informação enviada via Bluetooth.



Fonte: Autor

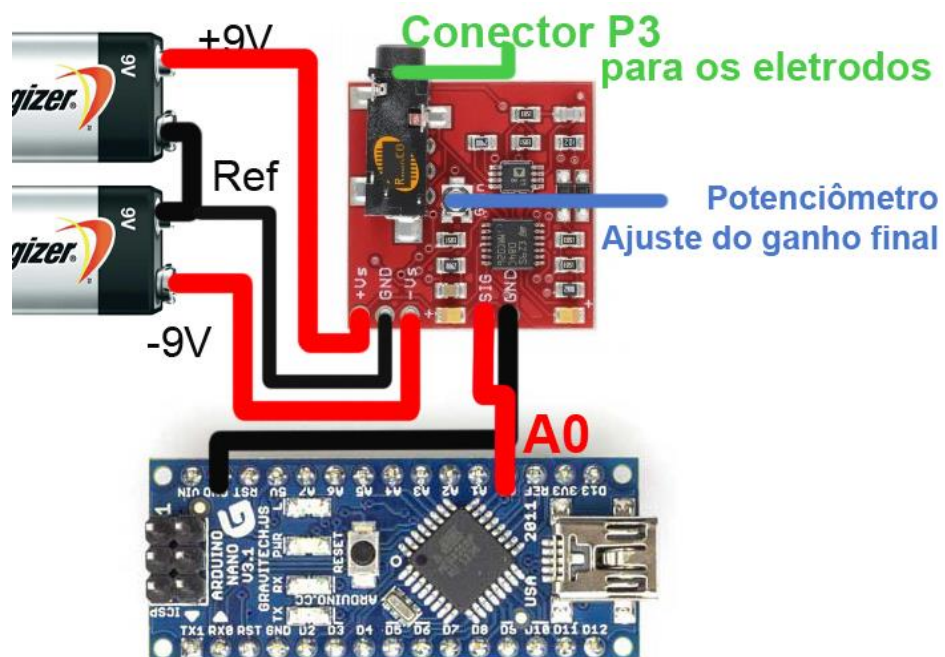
2.2.2.3 Etapa 3

O sensor mioelétrico utilizado neste projeto, muscle sensor v3, da Advancer Technologies trabalha com alimentação positiva e negativa, o valor de tensão de alimentação simétrica indicado pelo fabricante é de +/-9V. Para os testes realizados neste trabalho, não foram utilizadas baterias. Fontes de corrente contínua de 9V foram alinhadas em série, fazendo a polarização do circuito. O módulo possui um conector do tipo P3 para inserção dos eletrodos. Basta conectá-los ao sistema para já ser possível registrar a variação do sinal ao tocar a sua superfície.

O circuito acompanha um resistor variável do tipo SMD que controla o ganho da última etapa de amplificação, permitindo facilitar a medida no caso de sinais de baixa amplitude. O sinal de saída varia de acordo com a fonte de alimentação (saturação do amplificador) e com o ganho total.

O sistema é simples de ser conectado ao Arduino, basta conectar o pino terra (GND) do circuito ao terra do microcontrolador, e colocar o pino de saída (SIG) em uma das entradas analógicas. Por fim, basta utilizar o comando `analogRead()` para efetuar a leitura do sinal, que poderá ser monitorado via IDE (monitor serial). A figura 33 demonstra como fazer as conexões.

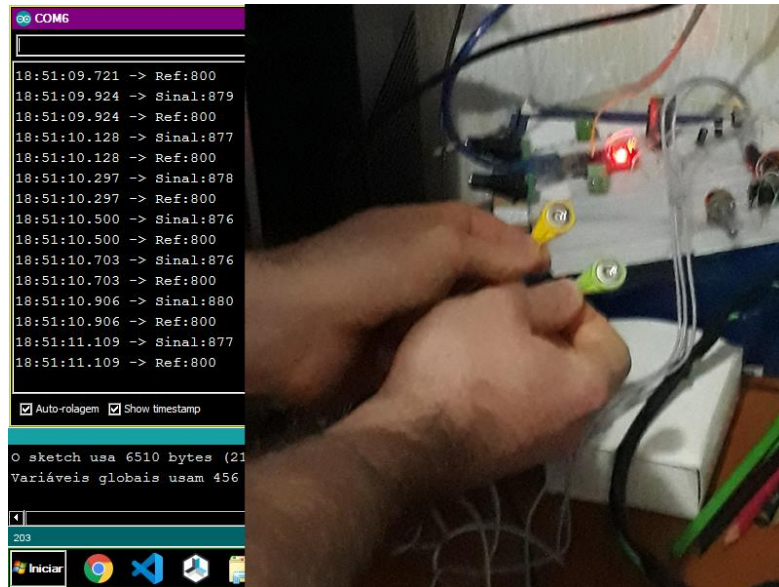
Figura 33 – Conexões entre o sensor EMG e o microcontrolador.



Fonte: Autor.

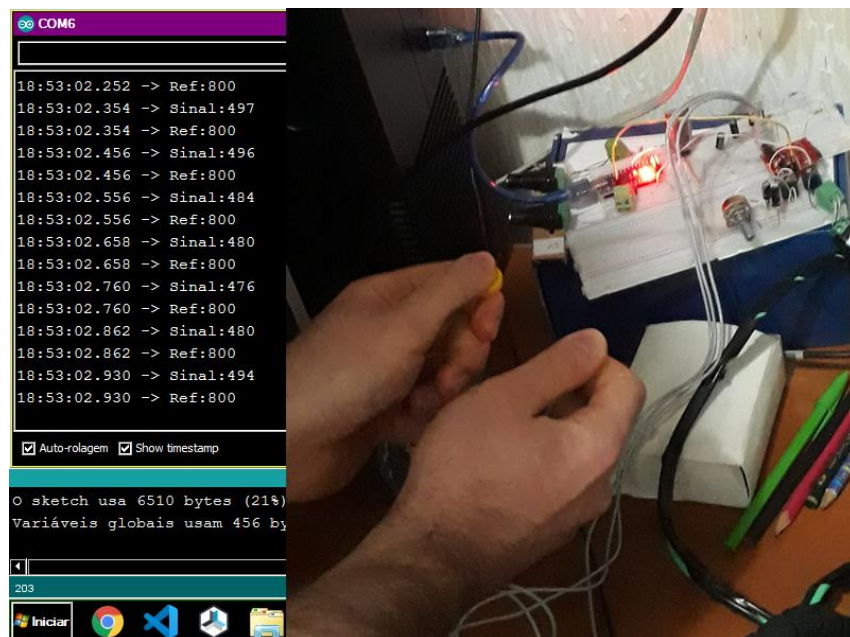
Para realizar o teste do módulo, basta conectá-lo conforme o esquema acima, plugar os eletrodos que o acompanham(Ag) e colocar o dedo no eletrodo amarelo e no verde. Ele detectará uma diferença de potencial entre os dois dedos e acenderá o led do pino 13. As figuras 34 e 35 demonstram a detecção do toque e a variação do sinal de entrada.

Figura 34– Demonstração do circuito sem tocar no eletrodo.



Fonte: Autor.

Figura 35– Demonstração do circuito ao tocar no eletrodo.



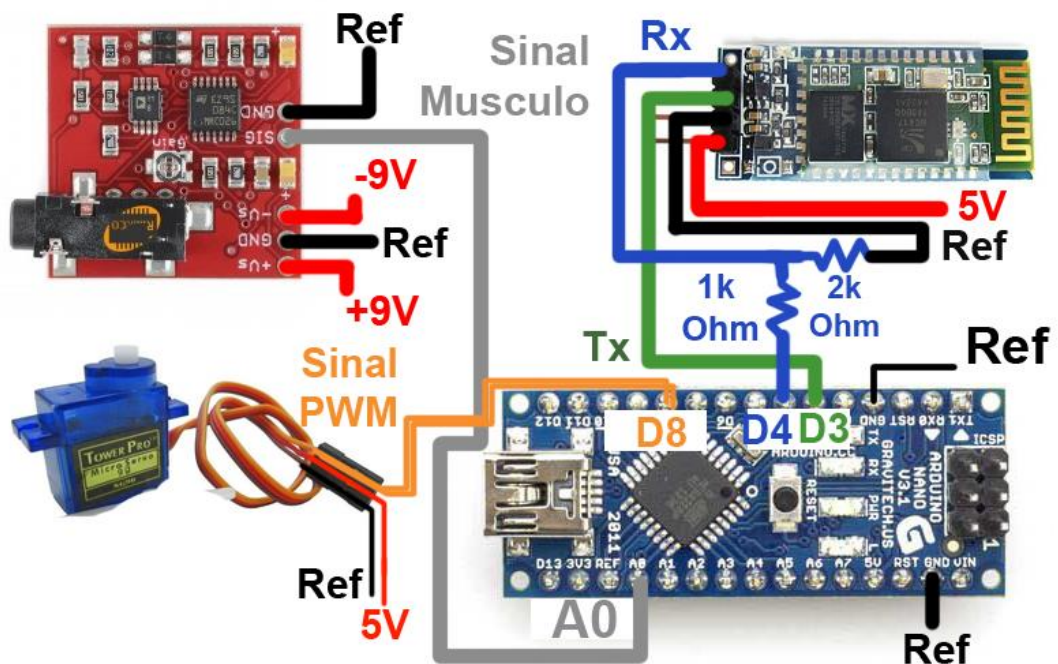
Fonte: Autor.

2.2.2.4 Etapa 4

Após cada parte do circuito estar projetada e testada, faz-se a conexão de ambas ao microcontrolador para um teste em conjunto, permitindo uma avaliação do comportamento. A ideia é verificar se os motores vão funcionar corretamente quando o potencial do músculo variar e se o comando de voz consegue definir quais motores acionam, permitindo a criação das posições da mão. Na figura 36 estão detalhadas as conexões.

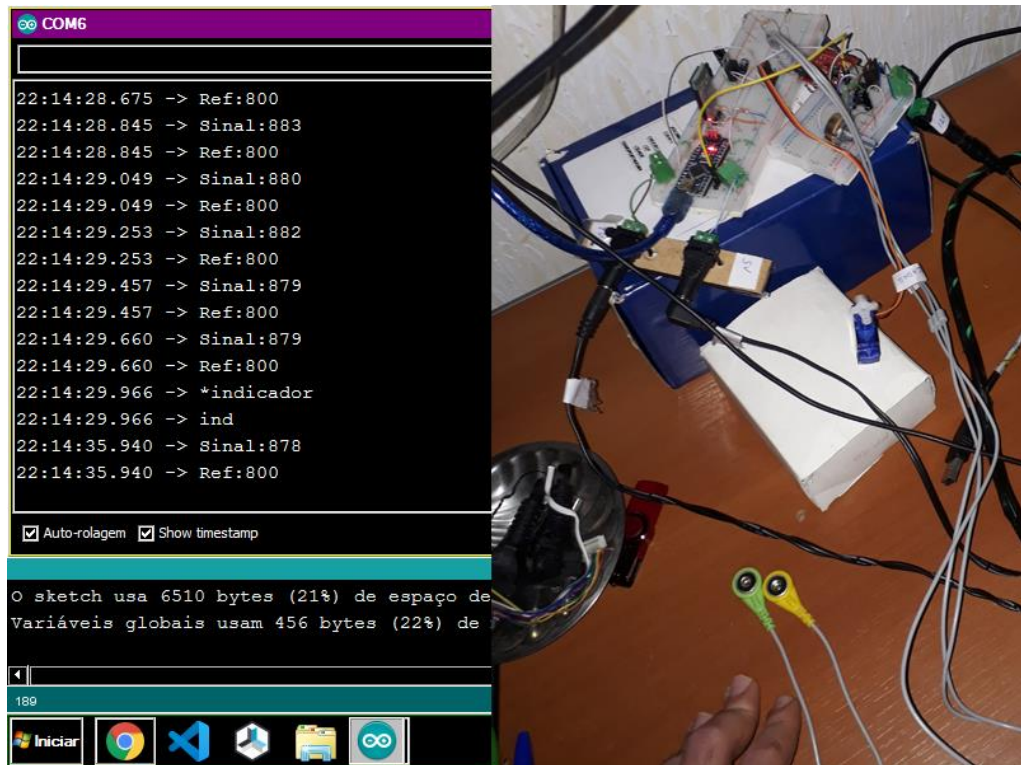
Como o módulo muscular é polarizado pelo toque dos dedos, os testes desta etapa foram feitos de modo similar ao da etapa anterior. Ao dizer 'indicador', o microcontrolador ativa a porta do sinal pwm, e estabelece uma posição inicial, definida por um ciclo de 1ms. Após 1 segundo, ele desativa a porta para que o motor não fique sendo acionado o tempo todo. Quando o sinal do músculo for menor do que a referência, o ciclo pwm muda para 2ms, a porta é ativada novamente e o motor é acionado, mudando de posição. A porta é então desativada após 1s e até que o sinal do músculo volte a ser maior que a referência, o motor permanece naquela posição. As figuras 37 e 38 demonstram o funcionamento.

Figura 36 – Conexões eletrônicas da Etapa 4.



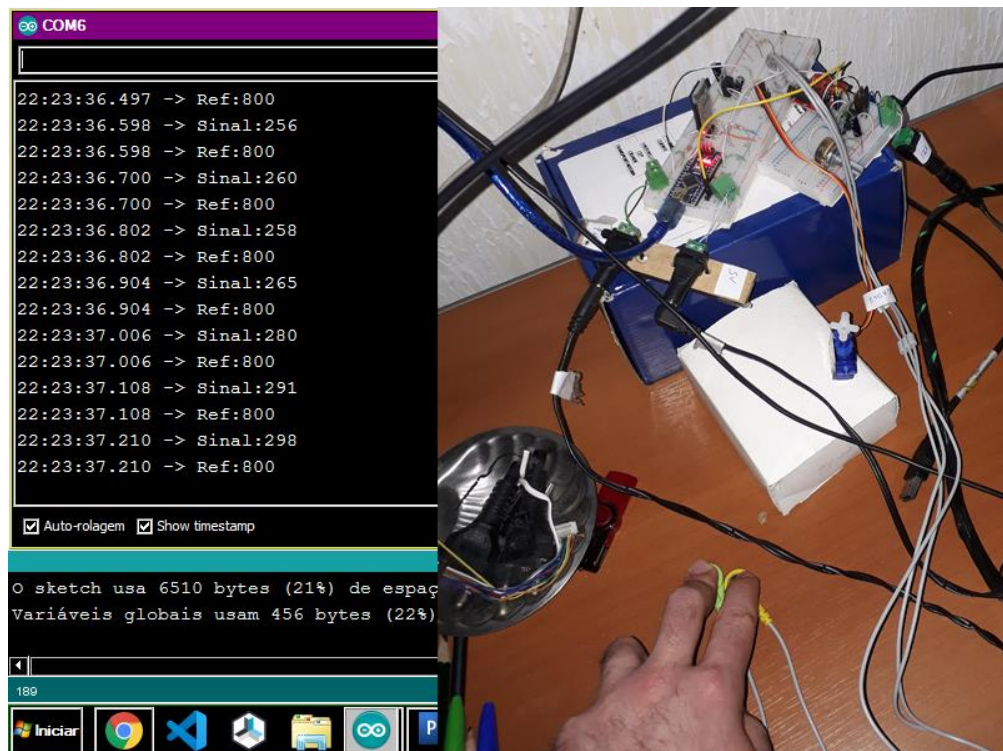
Fonte: Autor.

Figura 37 – Escolhendo a porta a ser ativada pelo comando 'indicado'.



Fonte: Autor.

Figura 38 – Demonstração do acionamento do motor.



Fonte: Autor.

2.2.2.5 Etapa 5

Por fim, após todas as etapas anteriores funcionarem corretamente, conecta-se os servos da mão no circuito e começa-se a projetar as posições. Foram idealizados os seguintes movimentos:

- Apenas do dedão, definido pela palavra dedão.
- Apenas do indicador, definido pela palavra indicador.
- Abrir e fechar a mão em forma de punho, definido pela palavra punho.
- Pinçar, definido pela palavra pinça.
- Ligar, definido pela palavra liga.
- Desligar, definido pela palavra desliga.

Estabeleceu-se que para trocar de posição a ser executada, deve-se dizer a palavra 'liga'. A prótese então reproduz o último movimento escolhido. Escolhe-se o novo movimento, dizendo a palavra-chave que o seleciona, como 'punho' por exemplo. A prótese reproduz o movimento, mostrando o que foi escolhido. Este sendo o correto, diz-se 'desliga' e pode-se reproduzi-lo com a contração muscular. Sendo o incorreto, diz-se outra palavra-chave, até se achar o que se quer.

Para executar os testes corretamente utilizou-se de eletrodos descartáveis de gel, pois providenciam melhor fixação. São demonstrados na figura 39. Os testes foram realizados no grupo muscular do antebraço, mas qualquer músculo que seja bem controlado pelo prótese poderá ser utilizado. O eletrodo de referência deve ser posicionado em um local que não contenha músculos, para que estes não interfiram no acionamento através de uma contração secundária e para que as cargas superficiais e a resistência da pele não sejam levadas em consideração na amplificação, podendo gerar ruído no sinal, e conseqüentemente, acionamentos incorretos. A figura 40 demonstra o posicionamento dos eletrodos. O eletrodo sinalizado pela cor azul é um ponto alternativo onde os fios sinalizados pelas cores verde e vermelho podem ser conectados. Estes fios são os responsáveis por captarem o sinal enquanto o fio sinalizado pela cor amarelo capta o potencial de referência.

Figura 39 – Eletrodos de gel para melhorar fixação.

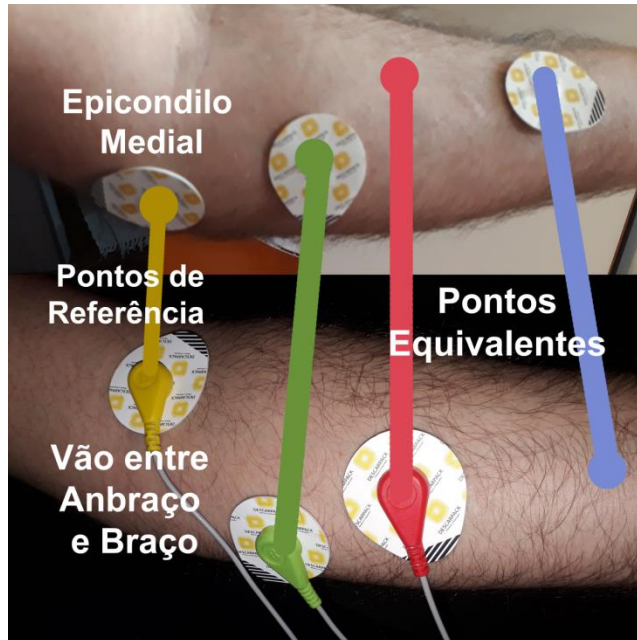


Fonte: Autor.

Ao posicionar os fios dos eletrodos nos auxiliares de gel, o sistema irá medir as diferenças entre os potenciais; Estes valores variam por influência de diversos fatores - quanto maior o músculo maior a quantidade de junções neuromusculares que o corpo utiliza para polariza-lo, o que muda seu potencial em relação à um menor, além disso, as condições da pele como suor, pelos, gordura e camadas de células mortas. Como estes sinais oscilam, não é possível configurar no microcontrolador um valor fixo que sirva de base para comparação entre a contração e a não contração, portanto, posicionou-se um potenciômetro em uma outra entrada analógica, de modo que a sua variação altere o valor de comparação utilizado para definir o acionamento. Quando o valor do circuito for menor do que o sinal enviado pela placa + 50 o led 13 do Arduino irá apagar e o microcontrolador irá acionar a prótese. Caso contrário, permanecerá aceso, e enquanto neste estado, o microcontrolador não aciona os motores. O valor 50 é somado à referência para evitar acionamentos involuntários, visto que o sinal muscular oscila em algumas dezenas de unidades constantemente A figura 41 mostra as conexões finais do circuito, com a inserção dos 3 motores e do potenciômetro.

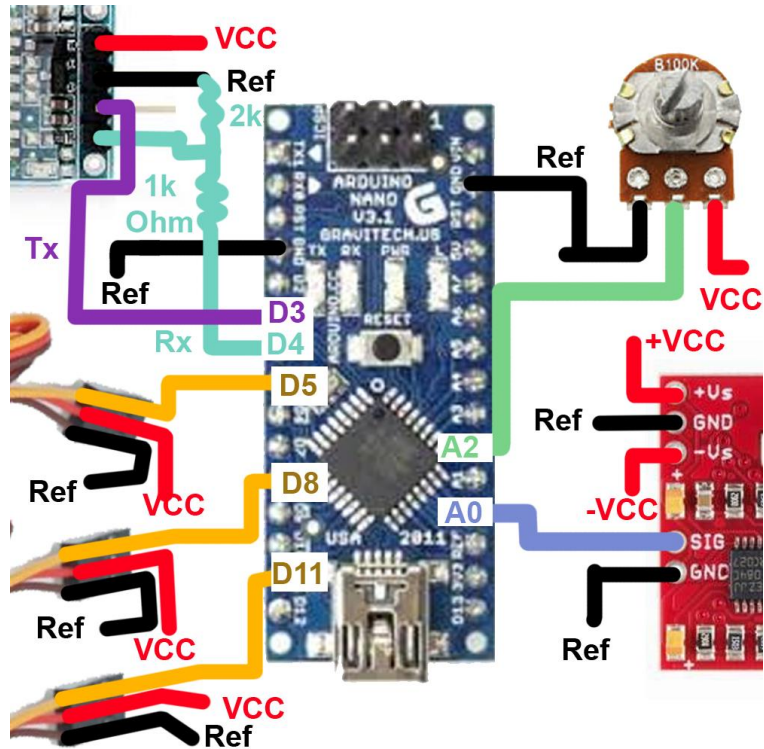
Verificou-se que cada motor estava consumindo entre 400 e 600 mA, e para acionar 3 motores seria necessário mais que 1 A de corrente. As baterias ou fontes utilizadas para acioná-los devem ser capazes de fornecer no mínimo 2A ao circuito.

Figura 40 – Eletrodos posicionados no braço.



Fonte: Autor.

Figura 41 – Conexões eletrônicas finais.

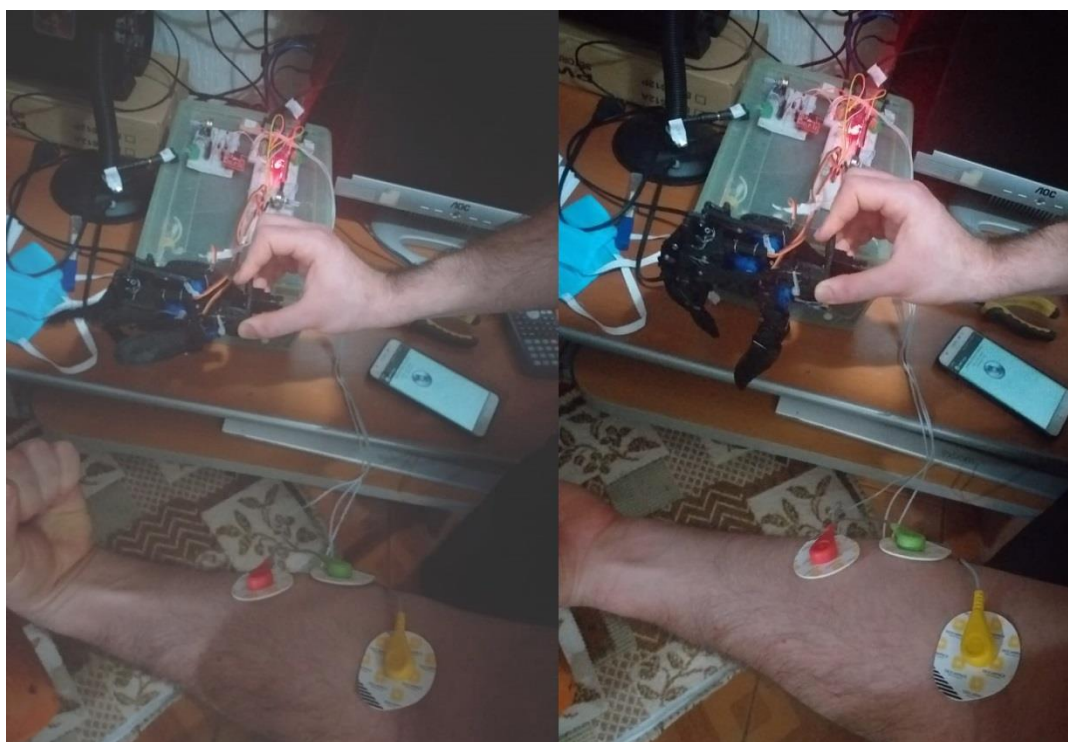


Fonte: Autor.

3 RESULTADOS E ANÁLISE

Os resultados obtidos após a etapa final são demonstrados através das figuras 42, 43, 44 e 45. Todas as posições de controle citadas na etapa 5 foram desenvolvidas, mas as figuras apresentam apenas as mais complexas, 'pinçar' e 'punho', pois demonstram o funcionamento do dedo e do indicador em sua ativação, provando que as outras duas posições representadas pelo nome dos respectivos dedos também funcionam. Na figura 42 está demonstrado como posicionar os eletrodos e o movimento pinçar sendo acionado ao contrair o antebraço.

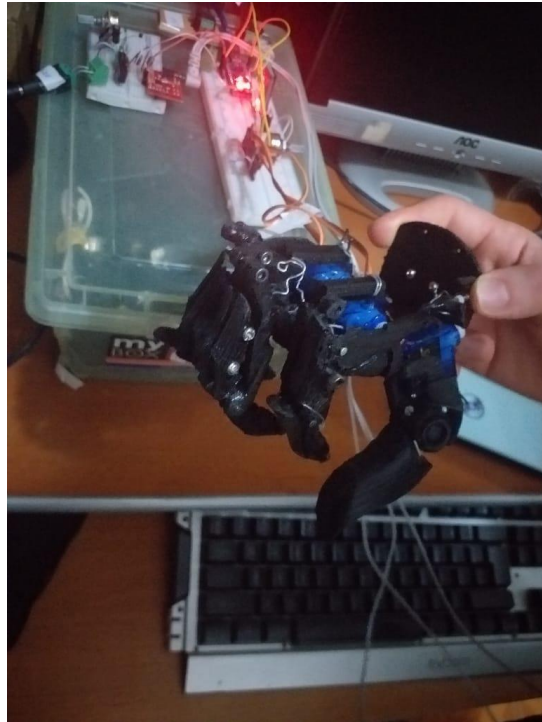
Figura 42 – Eletrodos fixados e acionamento da posição pinçar..



Fonte: Autor.

Conforme explicado no tópico anterior quando o músculo é contraído o sinal do sensor fica menor que o da referência, a luz do led 13 apaga e a mão executa o comando(abrir ou fechar). Na figura 43 o comando já foi executado, o led 13 acendeu novamente pois o músculo já relaxou, mas a prótese salvou a posição definida que seria 'punho' -> Fechar.

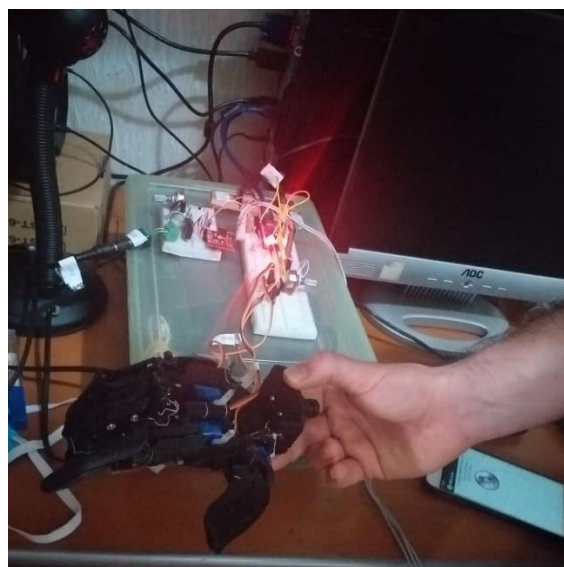
Figura 43– Posição punho quando acionada.



Fonte: Autor.

Ao contrair o músculo novamente o estado anterior é invertido e nesse caso a mão abre conforme na figura 44. Estes ciclos de acionamento são os mesmos para todas as posições e dessa forma permitem o uso da prótese para movimentação de objetos. A figura 45 demonstra a posição pinçar no estado abrir com uma resolução melhorada..

Figura 44– Posição punho quando no estado 'abrir',



Fonte: Autor.

Figura 45 – Posição pinça em estado abrir com resolução maior.



Fonte: Autor.

Ao tentar realizar este feito de carregar coisas com a prótese, deparou-se com dois empecilhos, o primeiro é que a má impressão da prótese danificou algumas estruturas das junções dos dedos e o movimento destes em algumas situações, trava. O segundo é que os motores só apresentam 2kgf sendo necessário uma pressão de 4kgf ou maior para cada dedo de modo a replicar a tração humana. Como o objetivo do trabalho é o desenvolvimento do controle eletrônico, não se projetou uma nova prótese, mas esta não satisfaz as necessidades de um possível usuário.

Analisando as condições testadas, o sistema eletrônico funcionou conforme o esperado. Possui fácil calibração e controle e atende às expectativas idealizadas com o projeto que originou este trabalho. Mas, em situação ideal, como esta proposta ao controle da prótese durante a realização do projeto, não é capaz de se prever as falhas e as dificuldades que o sistema terá ao ser usado por um próstético em seu cotidiano. Portanto, a análise feita neste trabalho é parcial e não compreende os problemas gerados pela rotina de um usuário, que incluem:

- artefatos produzidos por suor, que geram acionamentos incorretos.
- desconforto no uso da prótese por muitas horas.
- defeito da peça quando submetida a determinado stress.
- dificuldade de carregar uma carga por muito tempo.

Esses e outros fatores precisam ser aprimorados e desenvolvidos com auxílio de um usuário real, onde será possível o desenvolvimento de uma prótese direcionada a ele, com os tamanhos proporcionais ao corpo, e com toda a caracterização eletrônica em função das necessidades dele, incluindo compartimentos hermeticamente fechados, pensando em dias chuvosos ou interação com a água.

Para solucionar as falhas mecânicas apresentadas pela prótese, motores com mais torque podem ser utilizados, além da possibilidade de implementação de sistemas de transmissão por engrenagens - como aqueles presentes em caixas de câmbio automotivo - e conjuntos de catracas - similares àqueles presentes em varas de pesca. Isso melhoraria a transmissão de força, diminuindo a complexidade da montagem e o número de motores, e, conseqüentemente, o peso e o consumo de potência. Isso requer um novo design e um projeto com embasamento anatômico, focando nos graus de liberdade essenciais para os ambientes e até o desenvolvimento de próteses para diferentes situações. Uma forma para trabalhos braçais, outra para lazer social, entre outros modelos. Cada uma com sua característica principal bem explorada e desenvolvida, de modo a permitir o prótese executar os movimentos com precisão.

4 CONCLUSÃO

Pode-se concluir com a realização deste projeto, a dificuldade e a complexidade por detrás do desenvolvimento de próteses biônicas. Bem diferente dos braços robóticos do ambiente industrial, estas precisam manter o balanceamento do peso do usuário, e ainda sim fornecer uma capacidade de controle nos acionamentos muito elevada, além da força e resistência necessárias para o dia-a-dia do usuário.

O sistema poderia ter sido aprimorado com redes neurais, mas este tipo de aprimoramento visa o controle do acionamento em meio a artefatos de movimento e de suor, que possam polarizar o eletrodo incorretamente. Como os testes deste trabalho foram realizados em regime estático, e com apenas dois eletrodos, não

houve a detecção de artefatos e, portanto, não foi possível gerar este controle. Ainda assim, mesmo que fossem simulados propositalmente, servindo de base para a criação da rede, não haveria a garantia de que o sistema, quando usado por um usuário real, se comportasse de forma correta, pois o ambiente dinâmico propiciado por um usuário real é aliado à rotina e às qualidades biocorporais dele (quantidade de suor liberada, oleosidade da pele, entre outros) que costumam variar de indivíduo para indivíduo. Portanto, o uso de redes neurais para controle da atuação deve ser personalizado para cada indivíduo.

5 SUGESTÃO PARA TRABALHOS FUTUROS

O trabalho pode ser aperfeiçoado de muitas formas, são elas:

- Implementação de um sistema com eletrodos de superfície, que permitam a transmissão do sinal via Bluetooth devido à presença de um circuito apropriado agregado ao eletrodo.

- Aprimoramento do sistema de comunicação por voz através de um circuito com reconhecimento de palavras de modo automático, constituído de um microfone, um microcontrolador e unidades de memória capazes de salvar os dados ali. Permitira ao prótico controlar a prótese com a voz, sem a necessidade do celular.

- Estudo de caso em pacientes próticos em conjunto a centros de fisioterapia, visando utilizar casos reais para aperfeiçoar o sistema através de redes neurais para supressão de artefatos, melhorias no design mecânico, e outras informações que só o portador de uma lesão é capaz de fornecer.

Há ainda muitos outros sistemas de controle que podem ser desenvolvidos em conjunto com o usuário e profissionais de saúde, envolvendo situações mais avançadas como:

- a implementação de circuitos associados à unidade motora mais próxima da lesão, capaz de fazer a transmissão dos sinais que vêm diretamente pelo nervo (sistema presente no Hugh Herr[23]);

- estruturas metálicas (ligas de titânio) que serão fixas ao osso funcionando como uma extensão dele (ósseo integração, presente no Christopher[22]) onde, como aprimoramento do sistema já existente, o circuito de transmissão que entra em contato com os nervos musculares poderia ser inserido, e esta junção faria tanto o papel físico de suporte e extensão do osso quanto o papel biônico de transmissão de sinais do corpo para a prótese.

REFERÊNCIAS

- 1 exiii HACKBerry. **HACK Berry**. Disponível em: <www.exiii-hackberry.com/>. Último acesso em: 03 set. 2020.
- 2 Advancer Technologies. **Muscle Sensor V3.0**. Disponível em: <www.advancertechnologies.com/p/muscle-sensor-v3.html />. Último acesso em: 03 set 2020.
- 3 REAZ, M.B.I. HUSSAIN, M.S. MOHD-YASIN, F. **Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications**. NCBI, v. 8, 2006, p. 11-35, 23 mar. 2006.
- 4 SILVERTHORN, D. U. **Fisiologia Humana: uma abordagem integrada**. 5ª edição. Porto Alegre: Artmed, 2010. Cap 9, p. 296-330.
- 5 SILVERTHORN, D. U. **Fisiologia Humana: uma abordagem integrada**. 5ª edição. Porto Alegre: Artmed, 2010. Cap 12, p. 406-445.
- 6 SILVERTHORN, D. U. **Fisiologia Humana: uma abordagem integrada**. 5ª edição. Porto Alegre: Artmed, 2010. Cap 13, p. 446-466.
- 7 BRONZINO, J. D. **The Biomedical Engineering Handbook: Medical Devices and Systems**. 3ª edição. Florida: CRC Press, 2006. Cap 47, p. 904-917.
- 8 ATKINS, P. JONES, L. **Princípios de química: questionando a vida moderna e o meio ambiente**. 5ª edição. Porto Alegre: Bookman, 2012. Cap 13, p. 515-560.
- 9 A-M Systems. **Sintered Ag/AgCl wire electrode**. Disponível em: <www.a-msystems.com/p-382-sintered-agagcl-wire-electrode.aspx>. Último acesso em: 03 set 2020.
- 10 WEBSTER, J. G. **Medical Instrumentation: Application and design**. 4ª edição. John Willey & Sons, 2010. Cap 5, p. 189-240.

- 11 LÖFHEDE, J. SEOANE, F. MAGNUS, T. **Textile Electrodes for EEG Recording: A Pilot Study**. *Sensors*, v. 12, 2012, p. 16907-16919, 7 dez. 2012.
- 12 BRONZINO, J. D. **The Biomedical Engineering Handbook: Medical Devices and Systems**. 3ª edição. Florida: CRC Press, 2006. Cap 47, p. 968-981.
- 13 Analog Devices. **Datasheet AD8226**. Disponível em: <www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8226.pdf>. Último acesso em: 03 set 2020.
- 14 Texas Instruments. **Datasheet TL084CN**. Disponível em: <www.ti.com/lit/ds/symlink/tl084.pdf?ts=1588713926824>. Último acesso em: 03 set 2020.
- 15 Texas Instruments. **How Delta Sigma ADC's Works**. Disponível em: <www.ti.com/lit/an/slyt423a/slyt423a.pdf?ts=1588713354828>. Último acesso em: 03 set 2020.
- 16 Instructables. **Muscle EMG Sensor's for a Microcontroller**. Disponível em: <www.instructables.com/id/Muscle-EMG-Sensor-for-a-Microcontroller/>. Último acesso em: 03 set. 2020.
- 17 Open EEG. **Schematic Design of Open EEG Circuit**. Disponível em: <http://openeeg.sourceforge.net/doc/modeeg/modeeg_design.html>. Último acesso em: 03 set 2020.
- 18 Instructables. **Super simple ECG Circuit**. Disponível em: <<https://www.instructables.com/id/Super-Simple-Electrocardiogram-ECG-Circuit/>>. Último acesso em: 03 set 2020.
- 19 Backyard Brains. **EMG Spiker Box Circuit v1.0**. Disponível em: <www.backyardbrains.com/products/files/EMGSpikerBox.v.1.0.pdf>. Último acesso em: 03 set 2020.
- 20 Backyard Brains. **Brain Neuron Activity Circuit v1.3**. Disponível em: <www.backyardbrains.com/products/files/SpikerBox.v.1.3c.sch.pdf>. Último acesso em: 03 set 2020.
- 21 Open BCI. **Cyton Biosensing Board**. Disponível em: <www.shop.openbci.com/collections/frontpage/products/cyton-biosensing-board-8-channel?variant=38958638542>. Último acesso em: 03 set 2020.
- 22 Youtube. **Christopher Lindher – Triple Amputee**. Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=q818VbKmrDE&ab_channel=ChristofferLindhe-TripleAmputee>. Último acesso em 03 set 2020..
- 23 Youtube. **TED**. Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=PLk8Pm_XBJE&ab_channel=TED>. Último acesso em 03 set 2020.

- 24 Youtube, **The Guardian**. Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=GgTwa3CPriE&ab_channel=TheGuardian>. Último acesso em 03 set 2020.
- 25 Youtube, **Open Bionics**. Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=1x8TWbHVYro&ab_channel=OpenBionics> . Último acesso em 03 set 2020.
- 26 LAU, B. G. **An intelligent Prosthetic Hand using Hybrid Actuation and Myoelectric Control**. 2009. Cap. 3 P. 49.
- 27 Arduino. **Arduino Nano**. Disponível em: <<https://store.arduino.cc/usa/arduino-nano>>. Último acesso em: 23 set 2020.
- 28 Olimex, **Bluetooth Serial HC-06 Datasheet**. Disponível em: <<https://www.olimex.com/Products/Components/RF/BLUETOOTH-SERIAL-HC-06/resources/hc06.pdf>>. Último acesso em: 03 set. 2020.
- 29 Tower Pro. **Datasheet Servo SG 90**. Disponível em: <http://www.ee.ic.ac.uk/pcheung/teaching/DE1_EE/stores/sg90_datasheet.pdf>. Último acesso em: 03 set 2020.
- 30 Exii. **Hackberry Handbook**. Disponível em: <https://drive.google.com/file/d/1PRwfRj_9YZufUQf6H0Qul472Q7CWE_M0/view>. Último acesso em: 03 set 2020.
- 31 Arduino. **IDE Arduino Software**. Disponível em: <<https://www.arduino.cc/en/main/software>>. Último acesso em: 03 set. 2020.
- 32 SimpleLabsIN, **BT Voice Serial**. Disponível em: <https://play.google.com/store/apps/details?id=robotspace.simplelabs.amr_voice&hl=pt_BR>. Último acesso em: 03 set. 2020.

APÊNDICE A – ALGORITMO DO ARDUINO

```

//Comunicacao HC-05 e USB-----
#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial BTserial(3, 4); // SRX | STX
// D2 pin of NANO is SRX-pin of NANO; it will have connection with TX-pin of
HC-05
// D3 pin of NANO is STX-pin of NANO; it will have connection with RX-pin of
HC-05 via voltage divider.

//Variaveis -----
String voice = "";
int SinalEmg =0, Ref = 0, pos = 0;
boolean a=true, on=false, off=false;
//=====
=====
//Funcoes que controlam os dedos -----
void IndAbrir(){
    digitalWrite (8, HIGH);
    delayMicroseconds(600);
    digitalWrite(8, LOW);
    for(int i=0; i<32; i++) delayMicroseconds(600); //32 loops de
600microsegundos, totalizando 20ms.
}
void IndFechar(){
    digitalWrite (8, HIGH);
    delayMicroseconds(2400);
    digitalWrite(8, LOW);
    for(int i=0; i<7; i++) delayMicroseconds(2400); //12 loops de
1500microsegundos, totalizando 20ms.
}
void OutrosAbrir(){
    digitalWrite (5, HIGH);
    delayMicroseconds(600);
    digitalWrite(5, LOW);
    for(int i=0; i<32; i++) delayMicroseconds(600); //32 loops de
600microsegundos, totalizando 20ms.
}
void OutrosFechar(){
    digitalWrite (5, HIGH);
    delayMicroseconds(2400);
    digitalWrite(5, LOW);
    for(int i=0; i<7; i++) delayMicroseconds(2400); //12 loops de
1500microsegundos, totalizando 20ms.
}
void DedaoAbrir(){
    digitalWrite (11, HIGH);
    delayMicroseconds(2400);
    digitalWrite(11, LOW);
}

```

```

    for(int i=0; i<7; i++) delayMicroseconds(2400); //12 loops de
1500microsegundos, totalizando 20ms.
}
void DedaoFechar(){
    digitalWrite (11, HIGH);
    delayMicroseconds(600);
    digitalWrite(11, LOW);
    for(int i=0; i<32; i++) delayMicroseconds(600); //32 loops de
600microsegundos, totalizando 20ms.
}
//=====
=====
//Outras funcoes
void Sense(){
    for(int i=0; i<2; i++){
        digitalWrite (13, HIGH);
        delay(300);
        digitalWrite (13, LOW);
        delay(300);
    }
}
void punhoAbrir(){
    for(int i = 0; i<=15; i++){ //Executa a função por 2s, tempo suficiente pros
motores atingirem a posição.
        IndAbrir();
        DedaoAbrir();
        OutrosAbrir();
    }
}
void punhoFechar(){
    for(int i = 0; i<=15; i++){
        IndFechar();
        DedaoFechar();
        OutrosFechar();
    }
}
void pincaAbrir(){
    for(int i = 0; i<=100; i++){
        IndAbrir();
        DedaoFechar();
        OutrosFechar();
    }
}
void pincaFechar(){
    for(int i = 0; i<=100; i++){
        IndFechar();
        DedaoFechar();
        OutrosFechar();
    }
}
}

```

```

void Dedao(){ // Move o dedão
    for(int i = 0; i<=100; i++)
        DedaoAbrir();
    for(int i = 0; i<=100; i++)
        DedaoFechar();
    for(int i = 0; i<=100; i++)
        DedaoAbrir();
}
void Ind(){ //Move o indicador
    for(int i = 0; i<=100; i++)
        IndAbrir();
    for(int i = 0; i<=100; i++)
        IndFechar();
    for(int i = 0; i<=100; i++)
        IndAbrir();
}

void movPunho(){ //Faz o movimento de abrir e fechar.
    punhoAbrir();
    punhoFechar();
    punhoAbrir();
}

void movPinca(){ //Faz o movimento de pinçar
    pincaAbrir();
    pincaFechar();
    pincaAbrir();
}

void AcionarPosicao(){
    if(pos == 1 && a == false)
        punhoFechar();
    if(pos == 1 && a == true)
        punhoAbrir();
    if(pos == 2 && a == false)
        pincaFechar();
    if(pos == 2 && a == true)
        pincaAbrir();
    if(pos == 3 && a == false)
        for(int i = 0; i<=100; i++)
            DedaoFechar();
    if(pos == 3 && a == true)
        for(int i = 0; i<=100; i++)
            DedaoAbrir();
    if(pos == 4 && a == false)
        for(int i = 0; i<=100; i++)
            IndFechar();
    if(pos == 4 && a == true)
        for(int i = 0; i<=100; i++)
            IndAbrir();
}
//Comandos a serem executados por padrao-----

```

```

void setup()
{
  pinMode(13, OUTPUT);
  pinMode(5, OUTPUT);
  pinMode(8, OUTPUT);
  pinMode(11, OUTPUT);
  Serial.begin(9600);
  Serial.println("Arduino is ready");
  BTserial.begin(9600);
  Serial.println("BTserial started at 9600");
}
void loop() {
  //Leitura do EMG - EMG abre e fecha a mão. -----
  SinalEmg=analogRead(A0);
  Serial.print("Sinal:");
  Serial.println(SinalEmg);

  Ref=analogRead(A2); //Potenciometro para logica
  Serial.print("Ref:");
  Serial.println(Ref);
  delay(100);
  //Mostra quando o sinal é maior que o sinal do potenciometro. -----
  if(SinalEmg<(Ref+50)){ // Estado normal.
    digitalWrite (13, HIGH);
  }
  else{
  //Aciona a funcao posicao sempre que o sinal for menor que o valor do
  resistor.
    digitalWrite (13, LOW);
    if(a == false) {a=true;}
    else if(a == true){ a=false;}
    AcionarPosicao();
    delay(100);
  }
  //Sinal controlado pela voz - modulo bluetooth -----
  while(BTserial.available()) {
    delay(10);
    char c = BTserial.read();
    if (c == '#') {break;}
    voice += c;
  }
  //Escolhe a posição do movimento -----
  if (voice.length() > 0) {
    Serial.println(voice);
    if (voice == "*liga") //Se eu disser liga.
    {
      on = true;
      Serial.println("Ligou");
    }
    if(voice == "*punho" && on == true){

```

```
    movPunho();
    Serial.println("Punho");
    pos = 1;
}
if(voice == "*pinça" && on == true){
    movPinca();
    pos = 2;
}
if(voice == "*dedão" && on == true){
    Dedao();
    pos = 3;
}
if(voice == "*indicador" && on == true){
    Serial.println("ind");
    Ind();
    pos = 4;
}
}
else if (voice == "*desliga")// Se eu disser desliga
{
    on = false;//Inabilita escolher uma nova posicao.
    Serial.println("Desligou");
}
voice="";
}
}
```