

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Vitor Henrique Martio

PRÓTESE DE MÃO E PUNHO CONTROLADA POR
SINAIS MIOELÉTRICOS

Passo Fundo

2017

Vitor Henrique Martio

PRÓTESE DE MÃO E PUNHO CONTROLADA POR SINAIS MIOELÉTRICOS

Trabalho apresentado ao curso de Engenharia Elétrica, da Faculdade de Engenharia e Arquitetura, da Universidade de Passo Fundo, como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro Eletricista, sob orientação do professor Ms. Amauri Fagundes Balotin.

Passo Fundo

2017

Vitor Henrique Martio

Prótese de Mão e Punho Controlada por Sinais Mioelétricos

Trabalho apresentado ao curso de Engenharia Elétrica, da Faculdade de Engenharia e Arquitetura, da Universidade de Passo Fundo, como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro Eletricista, sob orientação do professor Ms. Amauri Fagundes Balotin.

Aprovado em ____ de _____ de _____.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Ms. Orientador Amauri Fagundes Balotin - UPF

Prof. Dr. Adriano Luís Toazza - UPF

Prof. Dr. Paulo Sérgio Corrêa Molina - UPF

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos que de alguma forma, me ajudaram durante minha formação profissional e pessoal, em especial a minha família e amigos, que estiveram presentes nas horas difíceis e nos momentos de comemoração. Dentre meus amigos agradeço especialmente a Fabricio Dall’Agnol, pois, sem seu empenho e dedicação, a realização deste trabalho não seria possível. Por fim, agradeço a paciente, que aceitou prontamente realizar os testes necessários para a verificação do funcionamento do protótipo.

RESUMO

A protetização tem por finalidade substituir, mesmo que de forma parcial, os movimentos e/ou a aparência de um membro amputado. Existem próteses para membros superiores e inferiores em diversos níveis de amputação. Elas são divididas basicamente em três categorias: próteses estéticas, mecânicas e mioelétricas, porém, tais próteses possuem um alto custo, impossibilitando a aquisição por pacientes de baixa renda. O presente trabalho teve por finalidade desenvolver uma prótese de mão e punho de baixo custo. O protótipo realiza os movimentos de pinça, adução e abdução do punho. O movimento de pinça é realizado simulando os dedos polegar, indicador e médio, controlados por sinais mioelétricos oriundos dos músculos do membro residual do paciente, já os movimentos de adução e abdução são controlados por um sensor giroscópio. Para aquisição dos sinais, foram empregados os métodos utilizados na eletromiografia de superfície, com eletrodos dispostos na configuração bipolar. Após o sinal captado ser condicionado, digitalizado e processado por um microcontrolador, o mesmo atua nos servo motores, realizando os movimentos desejados pelo paciente. O protótipo mecânico foi impresso em uma impressora 3D, devido a versatilidade que a mesma proporciona para prototipagem e o baixo custo de fabricação. Ao final do trabalho foram realizados testes com paciente não amputado e com amputação de antebraço, onde foi possível verificar o funcionamento do protótipo, também foi realizado um comparativo técnico entre o protótipo construído e as próteses comerciais.

Palavras-Chave: Eletromiografia de superfície, prótese de mão, prótese mioelétrica.

ABSTRACT

The prosthetization is intended to replace, even partially, an amputated limb movements and appearance. There are prostheses for upper and lower limbs at different levels of amputation that are divided into three categories: esthetic, mechanical and myoelectric prostheses, however, this kind of prostheses have a high cost, which makes it purchase difficult by low-income patients. This study aimed to develop a low-cost hand and wrist prosthetic. The prototype perform tweezers movements, and wrist adduction and abduction. The tweezer movement be performed by a thumb, index and middle fingers simulation, which be controlled by myoelectric signals from the patient residual limb muscles, since a gyroscope sensor control the adduction and abduction movements. For a signal acquisition, the methods used at surface electromyography were used with arranged electrodes at the bipolar configuration, after the received signal was amplified, conditioned, digitized and processed by a microcontroller, it act in servo motors, performing the patient desired movement. The mechanical prototype was printed on a 3D printer, because of the versatility that it provides for prototyping and low manufacturing cost. At the end of the work were performed with non-amputated, patient and with amputation of the forearm, where it was possible to verify the functioning of the prototype, A technical comparison between the built prototype and commercial prostheses was also carried out.

Keywords: Surface electromyography, hand prosthesis, myoelectrical prosthesis.

LISTA DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura 1 – Movimento de flexão e extensão..... | 15 |
| Figura 2 - Movimento de abdução e adução..... | 16 |
| Figura 3 - Fileiras proximal e distal..... | 16 |
| Figura 4 - Ossos das fileiras proximal e distal. | 17 |
| Figura 5 – Músculos extensores e flexores do carpo..... | 18 |
| Figura 6 - Organização simplificada do músculo esquelético. | 19 |
| Figura 7 - Unidades motoras. | 20 |
| Figura 8 - Níveis de amputação de membro superior..... | 22 |
| Figura 9 - Prótese estética de mão. | 23 |
| Figura 10 - Prótese mecânica. | 24 |
| Figura 11 - Segurar chave; Segurar Mouse; Pinça de precisão. | 25 |
| Figura 12 - Potencial de membrana..... | 27 |
| Figura 13 - Eventos do potencial de ação..... | 27 |
| Figura 14 - Formação do sinal EMG..... | 28 |
| Figura 15 - Relação amplitude vs. frequência do sinal mioelétrico. | 29 |
| Figura 16 – Eletrodos utilizados em eletromiografia. | 30 |
| Figura 17 - Configuração bipolar com amplificador diferencial. | 31 |
| Figura 18 - Posicionamento ideal de um eletrodo de superfície..... | 32 |
| Figura 19 - Giroscópio mecânico. | 34 |
| Figura 20 - Funcionamento simplificado do protótipo..... | 35 |
| Figura 21 - Diagrama de blocos simplificado do sistema de aquisição..... | 36 |
| Figura 22- Circuito equivalente do eletrodo..... | 37 |
| Figura 23 - Posicionamento dos eletrodos..... | 37 |
| Figura 24 - Diagrama de blocos simplificado do sistema de condicionamento. | 38 |
| Figura 25 - Estágio de amplificação completo. | 40 |
| Figura 26 - Filtro passa-banda 20 - 500Hz..... | 41 |
| Figura 27 - Filtro notch - 60Hz..... | 41 |
| Figura 28 - Resposta em frequência simulada do circuito amplificador e filtros..... | 42 |
| Figura 29 – Detector de pico. | 43 |
| Figura 30 - Módulo sensor giroscópio MPU-6050..... | 44 |
| Figura 31 - Célula utilizada. | 45 |

| | |
|---|----|
| Figura 32 – A – Capacitores da fonte isolada; B – Capacitores do sistema de aquisição e microcontrolador; C – Optoacopladores..... | 46 |
| Figura 33 - Desenho 3D do protótipo mecânico. | 47 |
| Figura 34 - Fluxograma do firmware. | 48 |
| Figura 35 - Placa de aquisição de sinais; A – Conectores de entrada; B – Amplificadores; C – Filtro passa-banda; D – Filtro notch e detector de pico; E – Conector de saída. | 49 |
| Figura 36 - Resposta em frequência do sistema de aquisição. | 50 |
| Figura 37 - Disposição dos eletrodos no antebraço sob os músculos: A – Flexores do carpo; B – Extensores do carpo; C – Eletrodo de referência. | 51 |
| Figura 38 - Sinal EMG amplificado; Escalas V: 2V/div. H: 500ms/div. | 51 |
| Figura 39 - Sinal EMG amplificado e filtrado; Escalas V: 2V/div. H: 500ms/div..... | 52 |
| Figura 40 - Sinal EMG amplificado captado com cabos blindados; Escalas V: 2V/div. H: 500ms/div. | 52 |
| Figura 41 - Sinal de saída do sistema de aquisição; Escalas V: 2V/div. H: 1s/div. | 53 |
| Figura 42 - Hardwares de processamento e isolamento; A – Giroscópio; B – Optoacopladores; C – Microcontrolador. | 54 |
| Figura 43 - Protótipo mecânico. | 55 |
| Figura 44 - Placas instaladas na estrutura mecânica; A – Placa de controle; B – Placas de aquisição. | 55 |
| Figura 45 – A – Coto sem eletrodos; B – Coto com eletrodos..... | 56 |
| Figura 46 - Sinal EMG de um paciente com amputação Ab/C muito curta amplificado e filtrado; Escalas V: 2V/div. H: 500ms/div. | 56 |
| Figura 47 - Sinal EMG de um paciente com amputação Ab/C muito curta após o ajuste de ganho amplificado e filtrado; Escalas V: 2V/div. H: 500ms/div..... | 57 |
| Figura 48 - Sinal de saída do sistema de aquisição; Escalas V: 2V/div. H: 500ms/div. | 57 |
| Figura 49 - Paciente ligada a prótese..... | 58 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|--|----|
| Tabela 1 – Frequência de procedimentos de amputação no SUS por causa..... | 22 |
| Tabela 2 – Comparativo técnico entre Bebionic 3, Michelangelo e protótipo..... | 58 |

LISTA DE ABREVIATURAS

| | |
|------------------|--|
| Ab/C | Abaixo do Cotovelo |
| Ac/C | Acima do Cotovelo |
| A/D | Analógico/Digital |
| AI | Amplificador de Instrumentação |
| AMPOP | Amplificador Operacional |
| CI | Circuitos Integrados |
| CMRR | <i>Common Mode Rejection Ratio</i> |
| EMG | Eletromiografia |
| EMGS | Eletromiografia de Superfície |
| I ² C | <i>Inter-Integrated Circuit</i> |
| I/O | <i>Input/Output</i> |
| MENS | <i>Micro Electro-Mechanical Systems</i> |
| PWM | <i>Pulse Width Modulation</i> |
| SENIAM | <i>Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles</i> |
| SUS | Sistema Único de Saúde |
| UM | Unidades Motoras |

SUMÁRIO

| | |
|---|-----------|
| 1 INTRODUÇÃO | 13 |
| 1.1 OBJETIVOS | 14 |
| 1.2 JUSTIFICATIVA | 14 |
| 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA..... | 15 |
| 2.1 MOVIMENTOS DA ARTICULAÇÃO DO PUNHO | 15 |
| 2.2 ANATOMIA DO PUNHO | 16 |
| 2.2.1 Ossos do carpo | 16 |
| 2.2.2 Músculos que agem sobre o carpo | 17 |
| 2.2.3 Músculo esquelético..... | 18 |
| 2.2.4 Unidades motoras | 19 |
| 2.3 AMPUTAÇÃO | 20 |
| 2.3.1 Incidência das amputações | 21 |
| 2.3.2 Níveis de amputação de membro superior | 22 |
| 2.4 PRÓTESES DE MEMBRO SUPERIOR ATUAIS..... | 23 |
| 2.4.1 Próteses estéticas..... | 23 |
| 2.4.2 Próteses mecânicas | 24 |
| 2.4.3 Próteses mioelétricas | 24 |
| 2.5 SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS | 26 |
| 2.5.1 Potencial de ação..... | 26 |
| 2.5.2 Características do sinal EMG..... | 28 |
| 2.6 ELETRODOS | 29 |
| 2.6.1 Configuração dos eletrodos | 30 |
| 2.6.2 Posicionamento dos eletrodos | 31 |
| 2.7 AMPLIFICADOR | 32 |
| 2.8 FILTROS | 33 |
| 2.9 CONVERSOR ANALÓGICO/DIGITAL..... | 33 |

| | |
|--|-----------|
| 2.10 SENSOR GIROSCÓPIO | 34 |
| 3 DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO..... | 35 |
| 3.1 SISTEMA DE AQUISIÇÃO..... | 36 |
| 3.1.1 Eletrodos..... | 36 |
| <i>3.1.1.1 Posicionamento dos eletrodos.....</i> | <i>37</i> |
| 3.1.2 Condicionamento do sinal..... | 38 |
| <i>3.1.2.1 Estágio de amplificação</i> | <i>38</i> |
| <i>3.1.2.2 Filtros e Detector de pico.....</i> | <i>40</i> |
| 3.2 DIGITALIZAÇÃO E PROCESSAMENTO | 43 |
| 3.3 SENSOR GIROSCÓPIO | 44 |
| 3.4 FONTE DE ALIMENTAÇÃO..... | 45 |
| 3.5 PROTÓTIPO MECÂNICO | 46 |
| 3.6 FIRMWARE..... | 48 |
| 4 RESULTADOS | 49 |
| 4.1 SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE SINAIS | 49 |
| 4.2 DIGITALIZAÇÃO E PROCESSAMENTO | 54 |
| 4.3 PROTÓTIPO MECÂNICO | 54 |
| 4.4 TESTES COM PACIENTE..... | 56 |
| 4.5 COMPARATIVO | 58 |
| 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS..... | 59 |
| REFERÊNCIAS | 60 |
| APÊNDICE A – CIRCUITO COMPLETO..... | 64 |

1 INTRODUÇÃO

A amputação é definida como perda ou retirada de um membro e pode ocorrer por causas traumáticas ou patológicas. A perda de um membro por causas traumáticas, consiste na remoção acidental do membro como, por exemplo, em acidentes de trabalho, acidentes de trânsito, queimaduras, entre outras. Já a perda por causa patológica é ocasionada por causas infecciosas, parasitárias, etc.

Desde os tempos mais remotos existem registros de amputações, que eram feitas de forma precária e até mesmo cruéis, onde os pacientes submetidos ao procedimento não eram anestesiados, tampouco operados em condições mínimas de limpeza e infraestrutura. Não bastando, devido aos métodos utilizados, muitos casos resultavam em morte, ocasionada em parte por infecções bacterianas, decorrentes das cirurgias não assépticas. Os pacientes que sobreviviam ao procedimento, quando muito, se apoiavam em um par de muletas. Com o passar do tempo, grandes avanços foram feitos nos métodos cirúrgicos realizados como, por exemplo, a introdução do torniquete no século XVII, que permitia maior controle do fluxo sanguíneo, o advento da anestesia, que teve suas primeiras aplicações por meados de 1840, bem como na reabilitação dos pacientes, com técnicas de fisioterapia e o desenvolvimento de próteses cada vez mais avançadas, tanto para membros inferiores quanto superiores.

A protetização tem por objetivo substituir, mesmo que parcialmente, as funções do membro perdido. Para fins estéticos usa-se as chamadas próteses estéticas, que se assemelham muito com a aparência de um membro, tendo riqueza de detalhes como pelos, unhas e até mesmo a textura da pele. Já para fins funcionais são usadas próteses mecânicas que através de mecanismos (tirantes/espias) executam movimentos simples que auxiliam o paciente nas tarefas diárias. Porém, com o avanço da tecnologia surgiram as próteses eletromiográficas, também chamadas de biônicas. Essas fazem uso dos sinais musculares do membro residual (coto) para executar movimentos previamente programados, as próteses mais avançadas desta categoria imitam de forma similar as articulações mais minuciosas do corpo como, por exemplo, a articulação dos dedos da mão, formando diversos tipos de pinça ou até mesmo se fechando por completo.

1.1 OBJETIVOS

O presente trabalho consiste em desenvolver uma prótese de mão e punho de baixo custo, tendo como sinal principal de controle o sinal mioelétrico proveniente do membro residual do paciente. Para substituição da mão será utilizada uma garra, que realizará o movimento de pinça simulando os dedos polegar, indicador e médio possibilitando assim manusear/apoiar objetos de uso diário. Já o punho realizará o movimento de adução e abdução proporcionando maior precisão ao manusear tais objetos.

1.2 JUSTIFICATIVA

Visando a grande dificuldade que pacientes amputados enfrentam no dia a dia e o alto custo das próteses atuais, investimento muitas vezes inviável devido à baixa renda de alguns pacientes, manifestou-se a necessidade de desenvolver um protótipo que possa aliar boa funcionalidade com um baixo preço, aumentando assim, o acesso de pessoas amputadas e de baixa renda a próteses que atendam às suas necessidades, facilitando e agilizando ações comuns do dia a dia dos pacientes.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

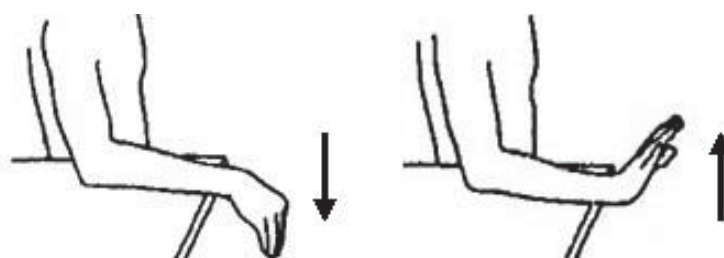
No presente capítulo serão apresentados os temas pertinentes ao desenvolvimento do protótipo proposto, buscando obter o entendimento necessário para alcançar o objetivo final deste trabalho e integrar o leitor ao projeto e a sua área de aplicação. A pesquisa foi realizada tendo como embasamento livros, trabalhos, dissertações, teses e artigos relacionados com o assunto deste trabalho.

2.1 MOVIMENTOS DA ARTICULAÇÃO DO PUNHO

O punho é uma articulação muito versátil do corpo humano, a amplitude dos movimentos é consideravelmente alta, pois essa articulação permite movimentos em torno de dois eixos perpendiculares entre si. O punho é capaz de executar os movimentos de rotação, extensão, flexão, abdução e adução (TITTEL, 2006). Sendo que, o movimento de rotação não será abordado neste estudo.

O movimento de flexão, como ilustra a Figura 1, consiste na flexão da mão em relação ao antebraço, em direção à face palmar da mesma, já o movimento de extensão representa a flexão da mão em direção a face dorsal, os movimentos de flexão e extensão, alcançam amplitude de 90 e 70 graus, respectivamente (TITTEL, 2006; MARQUES, 2014).

Figura 1 – Movimento de flexão e extensão



Fonte: Adaptado de UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO, 2000.

Na Figura 2, os movimentos de abdução e adução consistem no deslocamento lateral da mão em relação ao antebraço. Com a palma voltada para baixo, a adução é o deslocamento da mão em direção ao dedo mínimo, ou seja, desloca o punho de dentro para fora, por outro lado a abdução desloca a mão na direção do polegar, produzindo um movimento de fora para dentro, as mesmas possuem amplitude de 20 e 45 graus, respectivamente (TITTEL, 2006; MARQUES, 2014).

Figura 2 - Movimento de abdução e adução



Fonte: Adaptado de UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO, 2000.

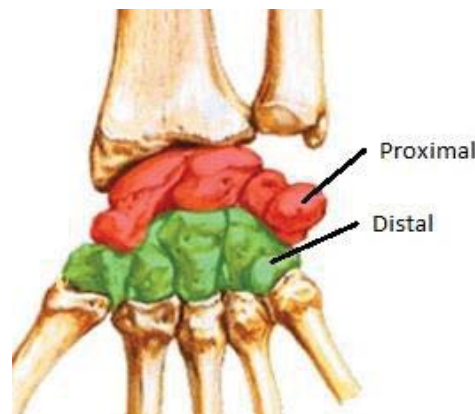
2.2 ANATOMIA DO PUNHO

O punho humano é composto por diversas partes: ossos, articulações, ligamentos e músculos. O desenvolvimento do indivíduo que engatinhava e trepava em árvores, em direção ao homem que anda e se mantém ereto, fez com que os membros superiores, e especificamente a mão, ficasse cada vez menor e mais delicada, fato que diz respeito principalmente aos ossos do carpo. O esqueleto da mão é formado por 27 ossos e 36 articulações, movidos por 39 músculos. Conferindo assim, enorme versatilidade, o que permitiu ao homem manusear desde um pesado e grande machado, até um pequeno e leve bisturi. (TITTEL, 2006, p. 158).

2.2.1 Ossos do carpo

O esqueleto da mão é dividido em três categorias: carpo, metacarpo e falanges, sendo que o carpo se relaciona diretamente com os movimentos do punho, já os ossos do metacarpo e das falanges estão relacionados principalmente com o movimento dos dedos, portanto não serão abordados neste trabalho. O carpo é formado por oito pequenos ossos que são dispostos em duas fileiras, como é possível observar na Figura 3, chamadas de Proximal e Distal (TITTEL, 2006; NETTER, 2011).

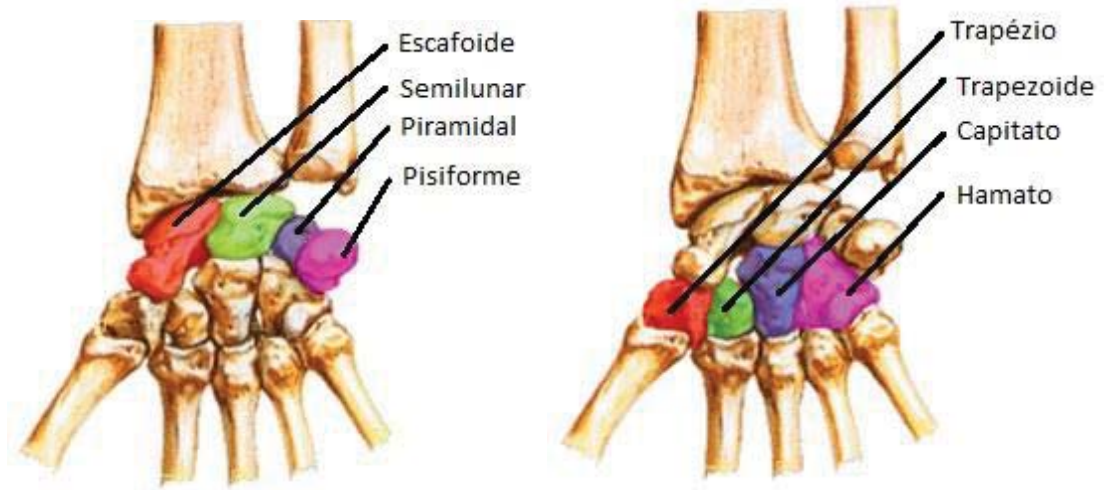
Figura 3 - Fileiras proximal e distal.



Fonte: Adaptado de NETTER, 2011.

Na Figura 4 pode-se verificar que na fileira Proximal estão localizados os ossos Escafoide, Semilunar, Piramidal e Pisiforme e na fileira Distal os ossos Trapézio, Trapezoide, Capitato e Hamato. (TITTEL, 2006; NETTER, 2011).

Figura 4 - Ossos das fileiras proximal e distal.



Fonte: Adaptado de NETTER, 2011.

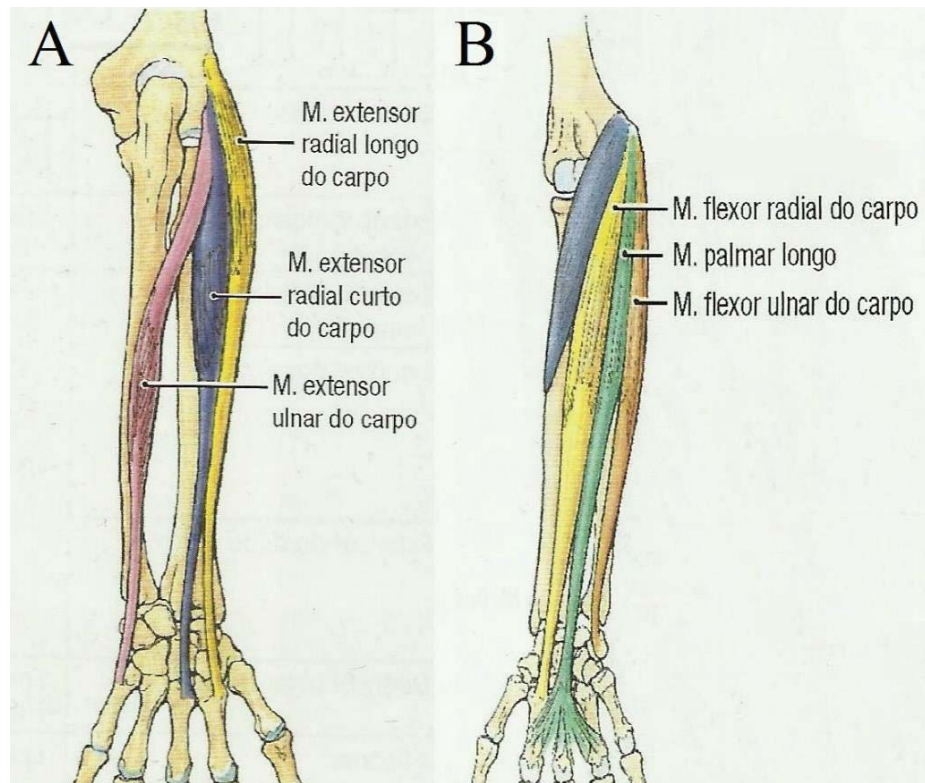
Neste trabalho faz-se necessário o entendimento do carpo, pois esta formação ossea exerce um papel de grande importância nos movimentos de flexão, extensão, adução e abdução do punho.

2.2.2 Músculos que agem sobre o carpo

O grupo muscular que age sobre o carpo, atuando em conjunto com os ossos carpais, realiza os movimentos de flexão, extensão, abdução e adução. Tais músculos possuem sua origem no antebraço e sua inserção ocorre nos ossos carpo e metacarpo, sendo que a mesma é a sua parte motora, ou seja, quando o músculo é contraído a sua inserção que é movimentada e a origem permanece estática (TITTEL, 2006; NETTER, 2011).

São responsáveis pelo movimento de flexão os músculos palmar longo, flexores ulnar e radial do carpo, no entanto, o movimento de extensão é realizado pelos músculos extensores radiais longo e curto do carpo e extensor ulnar do carpo, já o movimento de abdução fica a cargo dos músculos flexor radial do carpo e extensor radial longo do carpo e, por fim, o movimento de adução é executado pelos músculos flexor ulnar do carpo e extensor ulnar do carpo (TITTEL, 2006). Os músculos extensores e flexores do carpo são apresentados na Figura 5 – A e B respectivamente.

Figura 5 – Músculos extensores e flexores do carpo.



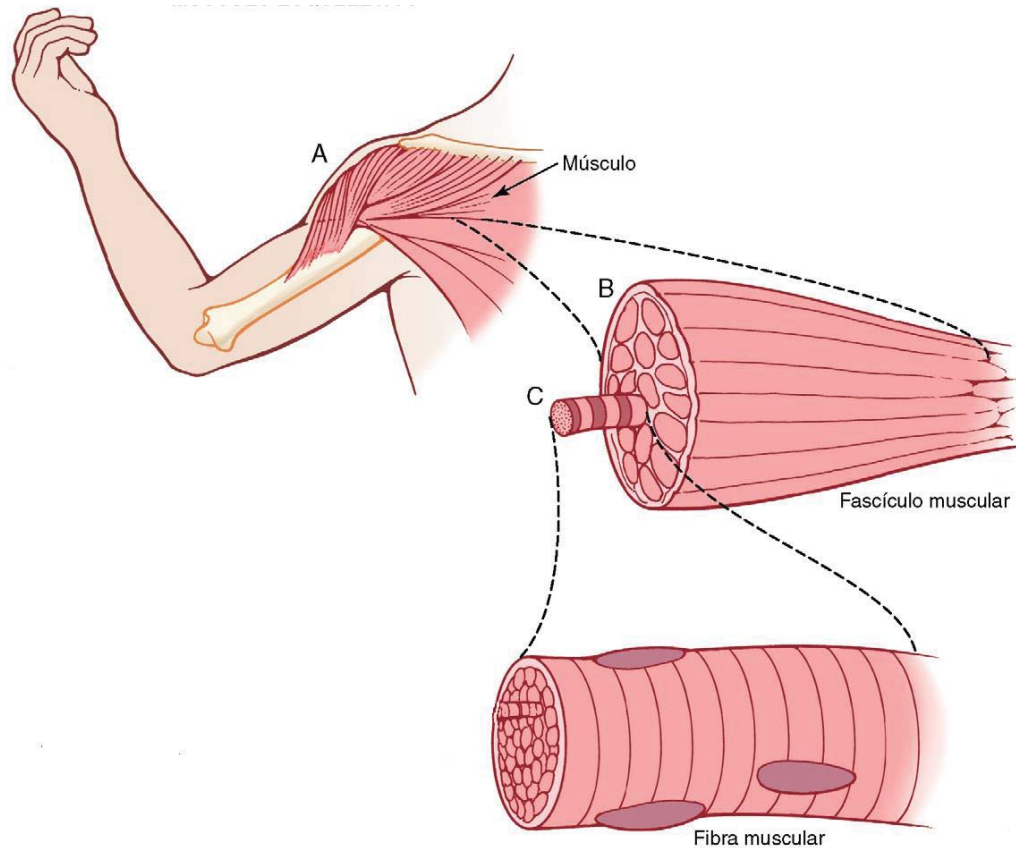
Fonte: Adaptado de AGUR; DALLEY II, 2014.

2.2.3 Músculo esquelético

No corpo humano existem três tipos de músculos, os músculos cardíacos, lisos e esqueléticos. Segundo Guyton e Hall (2011), cerca de 40% do corpo humano é composto por músculos esqueléticos e outros 10% por músculos lisos e cardíacos, que se caracterizam principalmente por ter contração involuntária, diferentemente dos músculos esqueléticos que possuem contração voluntária. A organização simplificada do músculo esquelético é mostrada na Figura 6, onde é possível observar que tais músculos são compostos por inúmeras fibras musculares, com diâmetro aproximado de 10 a 80 micrometros, e cada uma dessas fibras é formada por unidades subsequentes ainda menores. Na maioria dos músculos esqueléticos a fibra percorre o músculo de ponta a ponta, exceto por 2% das fibras.

Os músculos esqueléticos estão fixados aos ossos pelos tendões e possuem diversas funções, todas de grande importância para o organismo humano. Suas funções são: produção de movimento das articulações, estabilização das articulações, manutenção da postura, regulação do volume dos órgãos e produção de calor. (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2004).

Figura 6 - Organização simplificada do músculo esquelético.



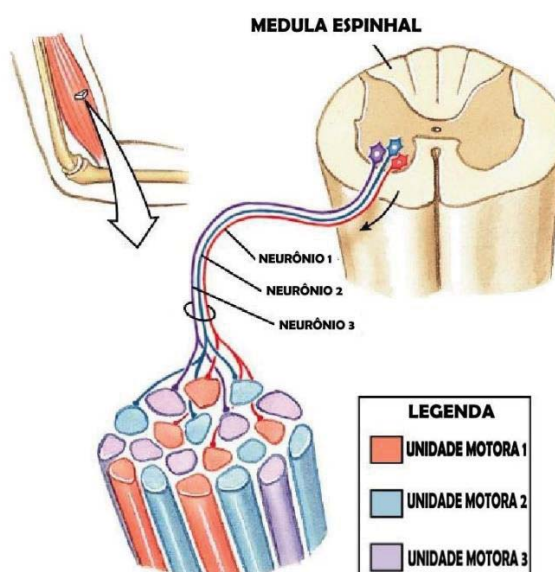
Fonte: Adaptado de GUYTON e HALL, 2011.

2.2.4 Unidades motoras

Os músculos esqueléticos possuem em sua formação diversas terminações nervosas, entre estas estão os neurônios motores, que são responsáveis por transmitir os comandos enviados pelo cérebro para as fibras musculares, desencadeando assim uma contração. Os neurônios motores se inserem nas fibras musculares próximos de sua porção média, e tal inserção é chamada de junção neuromuscular. O potencial de ação iniciado na fibra pelo sinal nervoso, viaja por toda a fibra muscular até suas extremidades. Em geral, existem apenas uma dessas junções por fibra muscular (GUYTON; HALL, 2011).

Segundo Junqueira e Carneiro (2004) um neurônio motor se une a diversas fibras musculares através de suas ramificações ou axônios, conforme mostra a Figura 7. Tal ponto de união é denominado placa motora, dessa forma, o conjunto formado de um único neurônio motor e as fibras musculares as quais o mesmo se une, são denominadas Unidades Motoras (UM).

Figura 7 - Unidades motoras.



Fonte: BENVENÚ, 2013.

Junqueira e Carneiro (2004) afirmam que uma UM pode ser formada desde uma única fibra até cerca de 160 ou mais fibras, no entanto, não são capazes de graduar sua contração, desse modo, ou estão contraídas com toda sua intensidade ou relaxadas. A variação de força que um músculo atinge se dá devido ao número de fibras que se contraem em um determinado momento, uma vez que um músculo é dividido em diversas UM, e o disparo de uma única UM proporciona uma contração de menor força do que o disparo de diversas UM.

O tamanho das unidades motoras é relacionado com a delicadeza dos movimentos exigidos pelo músculo, ou seja, músculos que realizam movimentos de baixa amplitude e alta precisão, como por exemplo, os músculos oculares, que possuem suas fibras nervosas inervadas apenas por um neurônio motor. Em contraponto a isso, tem-se os músculos que executam movimentos de maior amplitude e baixa precisão, como por exemplo, os músculos da perna, quando um neurônio motor se ramifica profundamente inervando centenas de fibras musculares. (JUNQUEIRA; CARNEIRO 2004).

2.3 AMPUTAÇÃO

A amputação é o mais antigo de todos os procedimentos cirúrgicos e era comumente empregada nas sociedades antigas, bem como em algumas sociedades primitivas atuais, como ato de punição. As primeiras cirurgias eram grosseiras, onde o membro a ser amputado era seccionado o mais rápido possível do paciente não anestesiado, e a ferida aberta era esmagada

ou cauterizada em óleo fervente. Claramente o membro residual não era adequado para o uso das próteses ainda sem refinamento, existentes na época. (CAMPBELL, 1996).

No século XVI um salto foi dado por Ambroise Paré, cirurgião militar francês. Paré criou cotos mais funcionais e próteses mais sofisticadas do que as existentes na época. No século seguinte, Morel introduziu o torniquete, fazendo com que a cirurgia de amputação evoluísse mais um passo. Com o passar do tempo, a introdução da anestesia e das técnicas assépticas, proporcionaram aos cirurgiões a criação de cotos cada vez mais funcionais e bem-acabados, ocasionando a aceleração do processo de cicatrização dentro de limites razoáveis. (CAMPBELL, 1996).

No último século, as grandes guerras mundiais impulsionaram as pesquisas na área, uma vez que muitos feridos nos campos de batalha tinham seus membros amputados. Novas técnicas foram surgindo, cuidados pré e pós-operatórios, novas técnicas de reabilitação, próteses cada vez mais avançadas, entre outros aspectos que surgiram com o objetivo de devolver ao paciente amputado um lugar normal e produtivo na sociedade. (CAMPBELL, 1996).

2.3.1 Incidência das amputações

A maioria da incidência de perda de membros ocorre em idosos, estando principalmente ligada à doença vascular com ou sem diabetes. Em adultos jovens, a amputação está relacionada principalmente com os resultados de lesões ou de suas sequelas. A maioria dos amputados são do sexo masculino, devido a seus riscos vocacionais e a maior incidência de doenças. (CAMPBELL, 1996).

Em sua maioria, as amputações são realizadas por motivo de doença vascular periférica, seja aterosclerótica (doença inflamatória crônica caracterizada pela formação de placas dentro dos vasos sanguíneos), diabetes, etc. Esta indicação é mais comum em pessoas idosas, visto que tanto a diabetes quanto doenças vasculares são mais comuns nesta faixa etária (CAMPBELL, 1996).

A segunda indicação mais comum é o traumatismo, sendo caracterizada como principal designação em adultos com menos de cinquenta anos de idade. Lesões que necessitam de amputação ocorrem, na maioria dos casos, quando o aporte sanguíneo ao membro está irreparavelmente destruído ou quando a lesão é tão grave que uma reconstrução razoável não pode ser alcançada (CAMPBELL, 1996). Na Tabela 1 verifica-se a frequência de procedimentos de amputação realizados pelo SUS (Sistema Único de Saúde) em 2011.

Tabela 1 – Frequência de procedimentos de amputação no SUS por causa.

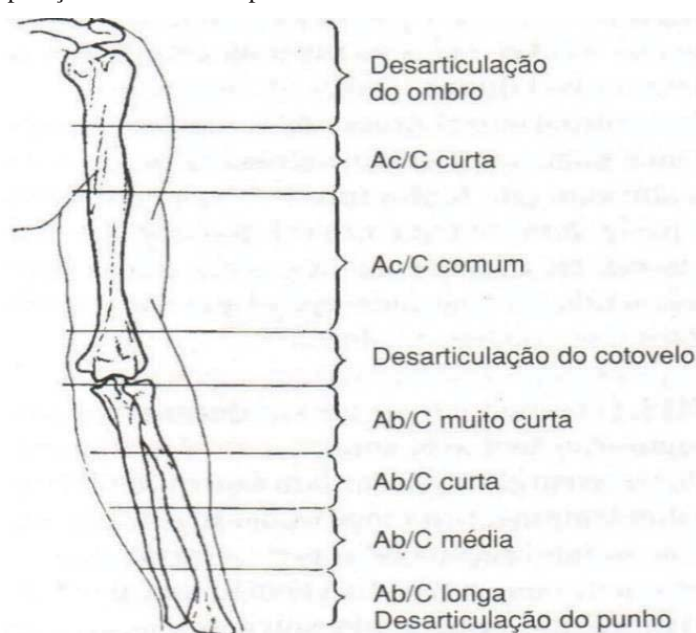
| Causas | Frequência | % |
|--|---------------|-------------|
| 1 Causas externas | 16.294 | 33,1% |
| 2 Algumas doenças infecciosas e parasitárias | 8.808 | 17,9% |
| 3 Doenças do aparelho circulatório | 7.905 | 16,1% |
| 4 Diabetes | 6.672 | 13,6% |
| 5 Gangrena (não classificada em outra parte) | 5.136 | 10,4% |
| 6 Doenças do sistema osteomuscular e do tecido conjuntivo | 2.961 | 6,0% |
| 7 Neoplasias | 957 | 1,9% |
| 8 Doenças da pele e do tecido subcutâneo | 230 | 0,5% |
| 9 Malformação congênitas, deformidades e anomalias cromossômicas | 202 | 0,4% |
| Total | 49.165 | 100% |

Fonte: SIHSUS, 2011, apud MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013.

2.3.2 Níveis de amputação de membro superior

O nível da amputação é determinado, principalmente, por considerações cirúrgicas, onde a regra fundamental é a preservação do máximo comprimento compatível com o bom julgamento cirúrgico. (CAMPBELL, 1996). Conforme é possível observar na Figura 8, há cinco tipos distintos de amputação de membro superior e três tipos de desarticulação, esta, por sua vez, consiste em remover uma parte através de uma articulação.

Figura 8 - Níveis de amputação de membro superior.



Fonte: Adaptado de CAMPBELL, 1996.

2.4 PRÓTESES DE MEMBRO SUPERIOR ATUAIS

A protetização tem por objetivo substituir, mesmo que parcialmente, as funções do membro perdido, tanto para fins estéticos quanto funcionais.

Nos últimos anos, o avanço tecnológico permitiu que as próteses substituíssem de forma cada vez mais eficiente os membros perdidos, dessa forma, as próteses estéticas ficaram cada vez mais realistas e as próteses mecânicas e mioelétricas cada vez mais funcionais. A seguir serão apresentadas as características de cada uma das próteses citadas anteriormente, bem como seus objetivos.

2.4.1 Próteses estéticas

As próteses estéticas em relação as outras categorias, são mais leves e se assemelham muito com o membro amputado. Conforme mostra a Figura 9, são visualmente agradáveis, possuem riqueza de detalhes, como pelos, unhas e até mesmo a textura da pele. No entanto, não realizam movimentos próprios, somente podem ser locomovidas com o auxílio da mão oposta, ou seja, não são consideradas próteses ativas. (SAMPOL, 2010).

Figura 9 - Prótese estética de mão.



Fonte: FOLLOWUP CLINICAL CENTER, 2016

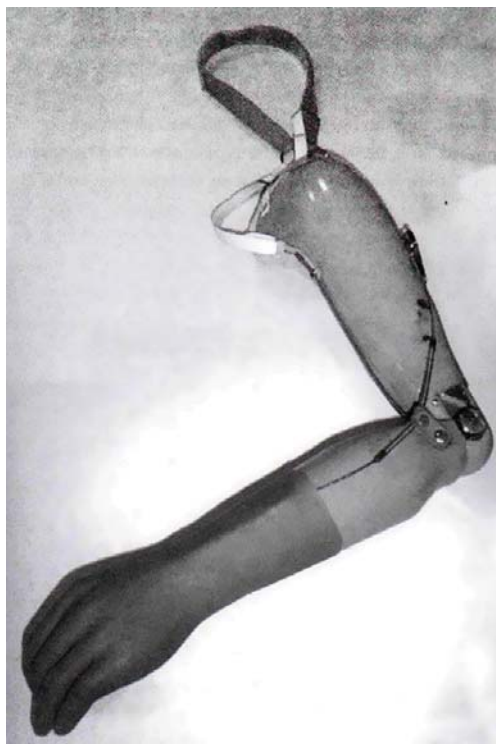
O objetivo da prótese estética é reestabelecer o visual natural do membro, justificando sua riqueza de detalhes. É comumente utilizada por pacientes que dão preferência a aparência

do que a funcionalidade e podem ser utilizadas para todos os níveis de amputação, conforme reitera Sampol (2010).

2.4.2 Próteses mecânicas

As próteses mecânicas, na maioria das vezes, não são tão realistas quanto as próteses estéticas, porém, podem executar alguns movimentos simples, sendo acionadas pelo próprio paciente por meio do membro residual, ou de tirantes presos ao corpo. Para o segundo caso, realizando curtos movimentos de outras articulações, a tração dos tirantes realiza o deslocamento da prótese. Por exemplo, através de tirantes presos ao ombro pode-se realizar o movimento de articulação do cotovelo. (SAMPOL, 2010). A Figura 10 apresenta um modelo de prótese mecânica.

Figura 10 - Prótese mecânica.



Fonte: Adaptado de FERNANDES, 2007.

2.4.3 Próteses mioelétricas

As próteses mioelétricas fazem uso de sinais EMG (Eletromiográficos) para controlar os movimentos da prótese e são captados através de eletrodos não invasivos, posicionados

sobre a pele em pontos específicos, para que possa ser feita a captação correta do sinal, para o seu posterior condicionamento. (SAMPOL, 2010).

Tais próteses fazem uso de motores de pequeno porte para simular o movimento das articulações do membro perdido. Através de sensores, monitoram alguns aspectos simples que muitas vezes acontecem de forma automática para pessoas não amputadas. Por exemplo, uma pessoa não amputada, ao segurar um objeto, sabe através do tato, qual pressão deve ser exercida para que o objeto não se desprenda da mão. Como o paciente amputado não possui mais o membro, logo, acaba não tendo também o tato, dessa forma, tais sensores captam quando a pressão exercida no objeto à ser apanhado está suficientemente adequada para que o mesmo não escorregue, ajustando a pressão do objeto até que seja apropriada.

No mercado atual, existem inúmeras próteses mioelétricas, porém a mais avançada é a prótese Bebionic 3, projetada no Reino Unido e fabricada pela RSLSteeper, vendida no ano de 2017 para a empresa alemã Ottobock. A Bebionic 3 realiza quatorze tipos diferentes de pinça, além do movimento de rotação do punho. Essa prótese é tão versátil que é capaz de segurar objetos pequenos, como canetas, moedas, até mesmo agulhas. Porém, toda essa tecnologia tem um preço, a Bebionic 3 no Brasil chega a custar até R\$ 180.000,00. A Figura 11 apresenta a Bebionic 3 realizando alguns movimentos.

Figura 11 - Segurar chave; Segurar Mouse; Pinça de precisão.



Fonte: Adaptado de CONFOPÉS, 2016.

2.5 SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS

Guyton e Hall (2011, p. 87) afirmam que “as fibras musculares esqueléticas são inervadas por grandes fibras nervosas que se originam nos grandes neurônios motores da medula espinhal. Cada fibra nervosa, depois de penetrar no feixe, se ramifica e estimula centenas de fibras musculares.” Tais neurônios conduzem um sinal elétrico, conhecido como potencial de ação, que se propaga ativando todos os ramos da fibra muscular de uma unidade motora, ocasionando assim uma contração muscular. O resultado da somatória de potenciais de ação, originados de diversas unidades motoras é o sinal EMG.

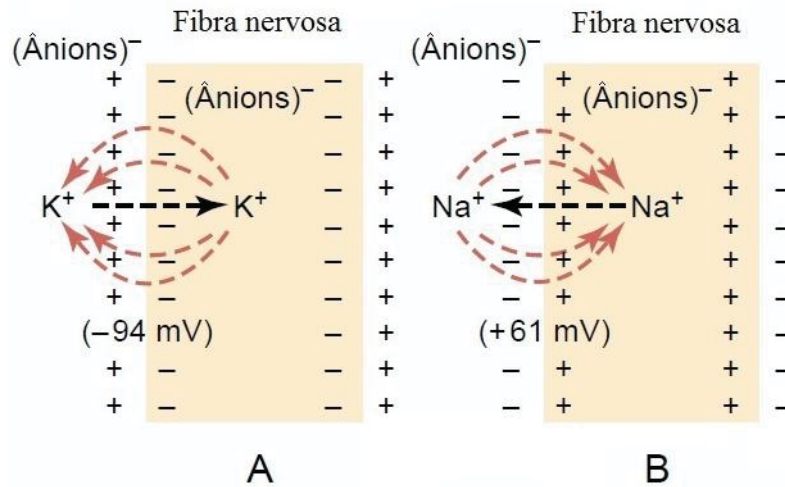
2.5.1 Potencial de ação

Existem potenciais elétricos através das membranas de praticamente todas as células do corpo. Algumas células, como as nervosas e as dos músculos, são capazes de gerar impulsos eletroquímicos, conhecidos como potenciais de membrana. Esses impulsos são usados para transmitir sinais por toda a membrana dos nervos e músculos (GUYTON; HALL, 2011).

O potencial de membrana é causado pela diferença entre as concentrações de íons nas duas faces da membrana, tal concentração pode ocorrer com íons de potássio (K^+) e íons de sódio (Na^+). A Figura 12–A ilustra o processo com a concentração de K^+ , considera-se neste instante que a membrana é permeável somente a K^+ e impermeável a todos os outros íons. Como a concentração de K^+ do lado de dentro da membrana é consideravelmente maior, existe uma forte tendência para que os íons se difundam para o lado de fora através da membrana, levando consigo cargas elétricas positivas, causando eletropositividade na face externa e eletronegatividade na face interna, devido aos ânions que permaneceram na face interna da membrana, causando assim um potencial de difusão de cerca de 94mV (GUYTON; HALL, 2011).

O mesmo fenômeno é ilustrado na Figura 12–B, porém, para os íons de Na^+ ocorre o processo inverso, onde há alta concentração de Na^+ do lado de fora da membrana, que se difundem para o lado de dentro, causando assim polaridade oposta à Figura 12–A e com potencial em torno de 61mV (GUYTON; HALL, 2011).

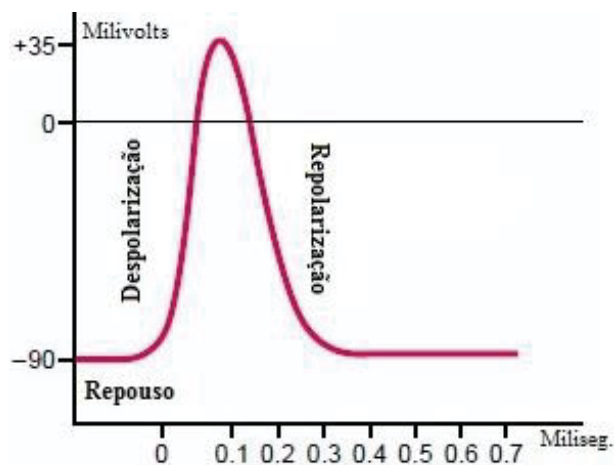
Figura 12 - Potencial de membrana.



Fonte: Adaptado de GUYTON; HALL, 2011

Os potenciais de ação são rápidas alterações do potencial de membrana, que se propagam com grande velocidade por toda a membrana da fibra nervosa. Cada potencial de ação começa por alteração súbita do potencial de membrana normal negativo, para um positivo, por fim, retornando ao estado negativo inicial. O potencial de ação típico é mostrado na Figura 13, onde o estado de repouso é o estado da membrana anterior ao potencial de ação, considera-se que a membrana está polarizada devido a sua tensão interna de -90 mV . Além disso a despolarização ocorre devido a membrana ficar subitamente permeável a íons de sódio, elevando assim a tensão interna da membrana para 35 mV . Por fim, os canais de sódio se fecham e os canais de potássio se abrem, causando assim a repolarização da fibra, trazendo a tensão interna novamente para -90 mV (GUYTON; HALL, 2011).

Figura 13 - Eventos do potencial de ação.



Fonte: Adaptado de GUYTON; HALL, 2011.

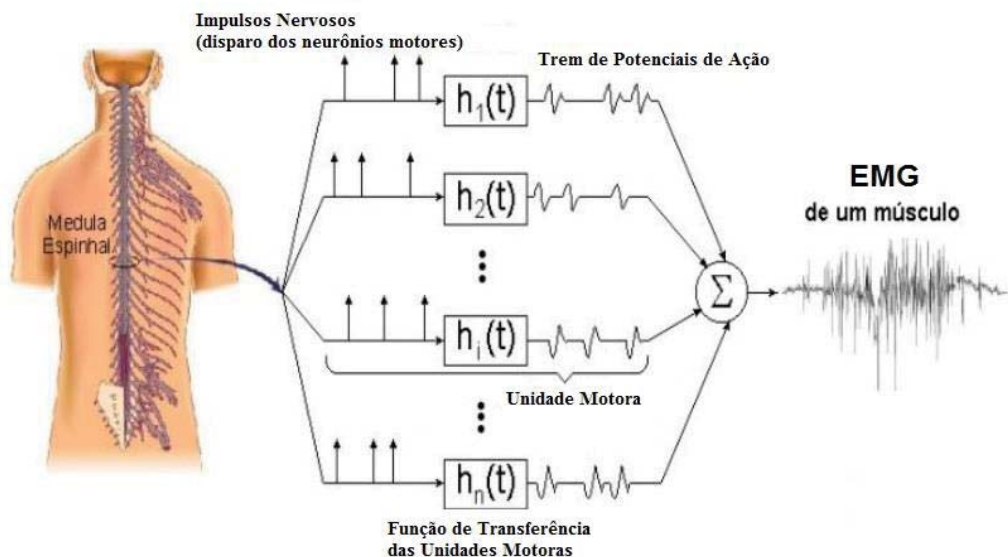
2.5.2 Características do sinal EMG

Os sinais EMG podem variar amplamente, dependendo do tipo de análise feita sobre o sinal, o método de captação adotado, o músculo que está sendo analisado, comprimento do músculo, efeitos do tecido/pele sobre ele, entre outros. Em função disso o estudo da eletromiografia é diferenciado quando se usam eletrodos internos ou externos (KONRAD, 2006).

Utilizando eletrodos internos (fio ou agulha) é possível captar sinais de uma única unidade motora, maiores amplitudes e espectro de frequência são obtidos com essa técnica. Todavia, esse método exige excelente esterilização, tanto do eletrodo quanto da pele. Além disso, alguns inconvenientes devem ser observados, como o risco de quebra dos eletrodos dentro do músculo e o desconforto do paciente (CUNHA, 2002).

Na EMGS (Eletromiografia de Superfície), que pode ser definida como o método de interesse deste projeto, utilizam eletrodos externos, que em contato com a pele captam os potenciais elétricos provindos dos músculos. O sinal captado, conforme mostra a Figura 14, é a somatória dos potenciais de ação das diversas unidades motoras presentes na área de captação do eletrodo (CUNHA, 2002; ORTOLAN, 2002).

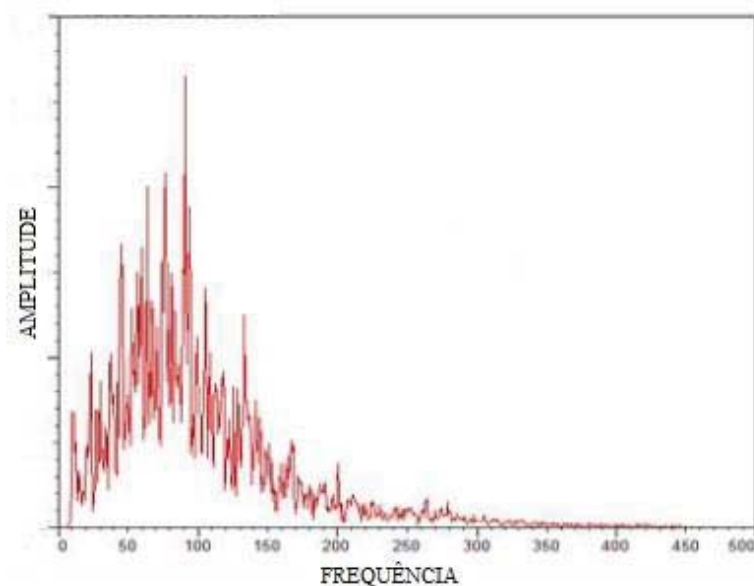
Figura 14 - Formação do sinal EMG.



Fonte: Adaptado de ORTOLAN, 2002.

Na Figura 15 é ilustrada uma análise de amplitude em relação a frequência do sinal de EMGS, o sinal está na faixa de 20 à 500Hz, sendo que entre 20 e 50Hz tem-se um crescimento abrupto do sinal, dentro da faixa de 50 à 80Hz normalmente ocorrem as maiores amplitudes, cerca de 10mV, por fim, na faixa de 80 à 250Hz, o sinal diminui gradativamente, tendendo a zero entre 250 à 500Hz (KONRAD, 2006; FORTI, 2005).

Figura 15 - Relação amplitude vs. frequência do sinal mioelétrico.



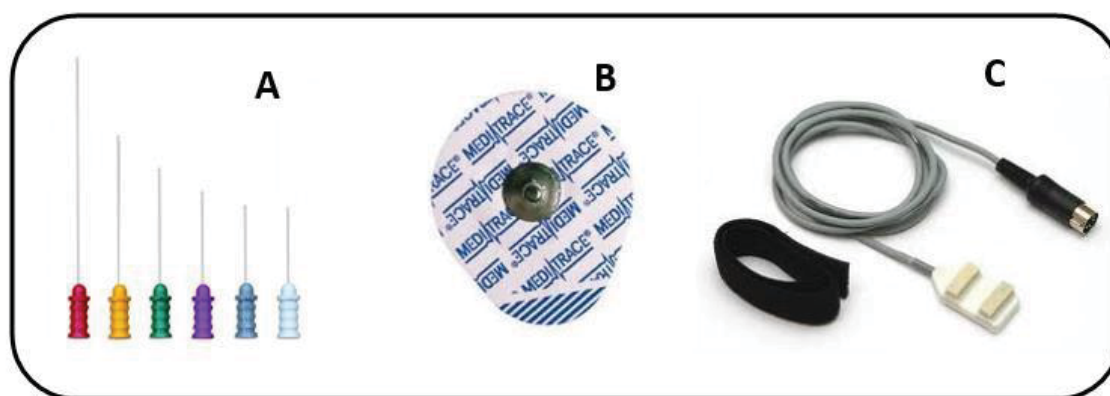
Fonte: Adaptado de KONRAD, 2006.

2.6 ELETRODOS

Existem duas divisões principais dos eletrodos utilizados em captação de sinais EMG, os invasivos e os de superfície. Os eletrodos invasivos do tipo fio ou agulha, apresentados na Figura 16 – A, são utilizados apenas em aplicações mais específicas, quando há necessidade de monitorar o potencial de apenas uma unidade motora ou atividades de músculos situados em camadas mais profundas, visto que possuem uma área de captação menor do que os eletrodos de superfície e são inseridos diretamente no ponto onde se deseja fazer o monitoramento. Dessa forma, os eletrodos invasivos acabam eliminando alguns ruídos provindos dos músculos próximos ao ponto de interesse. Por ser invasivo, se faz necessária a excelente esterilização do local onde será aplicado e também de supervisão médica, uma vez que, ao inserir uma agulha de maneira errônea, pode-se causar danos ao paciente (BRONZINO, 2006; ORTOLAN, 2002).

Os eletrodos de superfície passivos, mostrado na Figura 16 – B, são mais práticos de serem aplicados, visto que, diferentemente dos eletrodos invasivos, não precisam de acompanhamento médico e não causam tanto desconforto no paciente. Possuem ampla área de captação, por este motivo, estão mais sujeitos a ruídos oriundos de músculos próximos a área onde estão fixados, seu uso é restrito ao monitoramento de músculos situados nas camadas superficiais. Existem também eletrodos de superfície ativos, mostrado na Figura 16 – C, no entanto, diferentemente do passivo, possui um pré-condicionamento no encapsulamento do próprio eletrodo. (BRONZINO, 2006; ORTOLAN, 2002).

Figura 16 – Eletrodos utilizados em eletromiografia.



Fonte: BENVEGNÚ, 2013.

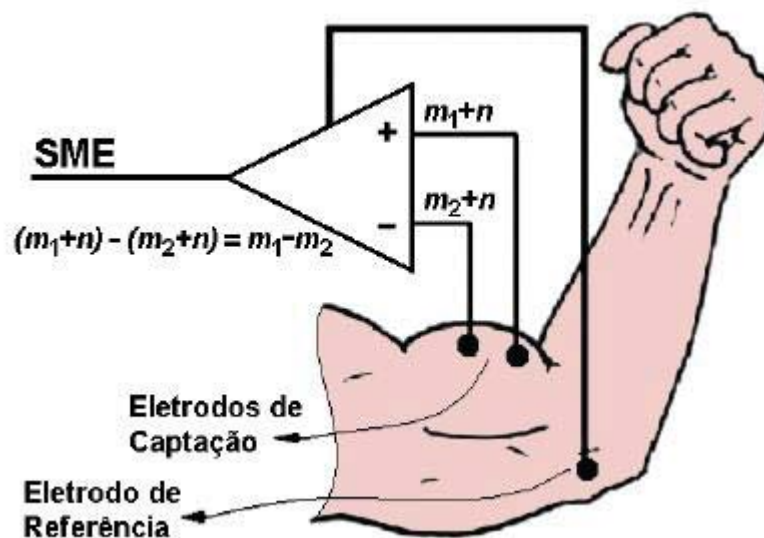
2.6.1 Configuração dos eletrodos

Existem basicamente três tipos de configuração de eletrodos utilizadas em aquisição de sinais EMG, a monopolar, bipolar e multipolar. Em ambas as configurações, se faz necessário o uso de um eletrodo de referência, o qual deve ser colocado em uma área não afetada pelo músculo que está sendo monitorado. A configuração monopolar é muito susceptível a ruídos, tornando assim uma relação sinal/ruído muito baixa. É utilizada principalmente quando o músculo a ser investigado não é suficientemente grande para comportar a configuração bipolar, uma vez que existe uma distância recomendada entre os eletrodos, para melhor captação do sinal (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

As configurações bipolar e multipolar são as mais utilizadas em estudos que envolvem contração voluntária de músculos esqueléticos. Sua principal vantagem está no uso da amplificação diferencial, pois o sinal detectado em dois locais distintos é subtraído e sua diferença é amplificada, obtendo assim como resultado, a rejeição de qualquer sinal comum

aos dois eletrodos (MARCHETTI; DUARTE, 2006; ORTOLAN, 2002). A Figura 17 ilustra a configuração bipolar com amplificador diferencial, onde m_1 e m_2 são sinais EMG e n é o ruído associado aos dois sinais.

Figura 17 - Configuração bipolar com amplificador diferencial.



Fonte: ORTOLAN, 2002.

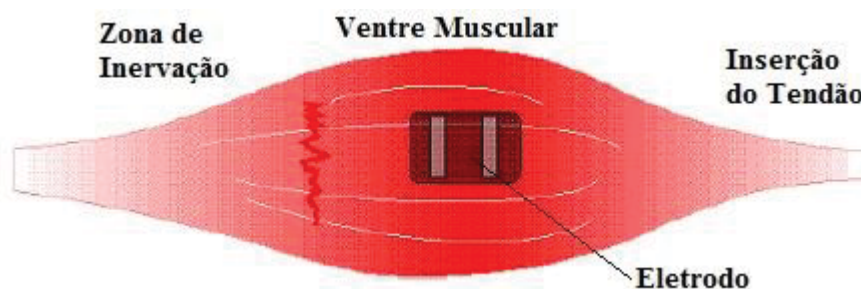
2.6.2 Posicionamento dos eletrodos

Para o posicionamento de eletrodos ser efetivo, são necessários alguns preparos em relação à pele. Os pelos devem ser removidos, a pele deve ser esfoliada, para retirar as células mortas, que frequentemente geram alta impedância, além de ser crucial uma limpeza com álcool e, após seca, uma aplicação de um gel condutor, que contém íons de cloro (Cl). O posicionamento dos eletrodos é de extrema importância para obter uma boa captação dos sinais EMG, portanto deve-se evitar dispor os eletrodos no ponto de inserção do músculo, pois quando contraído o mesmo se move, podendo ocasionar o deslocamento do eletrodo para uma área indesejada (DE LUCA, 2002; KONRAD, 2006).

Os eletrodos de captação devem estar situados no ventre do músculo e perpendiculares as fibras musculares, Figura 18 mostra o posicionamento ideal para um eletrodo de superfície. O SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) recomenda uma distância entre eletrodos de aproximadamente 20mm, porém, estudos realizados por De Luca (2002), apontam que a redução da distância entre os eletrodos de captação diminui o ruído causado por músculos próximos a área de interesse.

O eletrodo de referência deve ser colocado em áreas como articulações e ósseas, para evitar interferência dos músculos periféricos à medição, e o mais próximo possível do par de eletrodos (DE LUCA, 2002; KONRAD, 2006; FORTI, 2005).

Figura 18 - Posicionamento ideal de um eletrodo de superfície.



Fonte: Adaptado de DE LUCA, 2002.

2.7 AMPLIFICADOR

Como foi visto, os sinais EMG possuem um potencial elétrico muito baixo, cerca de 10mV de pico (KONRAD,2006). Devido a esta característica faz-se necessário o uso de um amplificador de sinais, que deve ser aplicado em dois estágios, pré-amplificação e amplificação. Tais estágios fornecerão ganho de tensão para o sinal captado pelos eletrodos, facilitando assim seu processamento.

Segundo Forti (2005), os amplificadores utilizados nesse tipo de aplicação devem possuir alta impedância de entrada, porém, admite-se um valor pelo menos dez vezes maior do que a impedância da pele, para que eletrodos de superfície pudessem estimar uma impedância em torno de $1M\Omega$, que pode ser reduzida se aplicados os métodos de preparação da pele recomendados pelo SENIAM antes da fixação do eletrodo. Os amplificadores devem possuir também alto CMRR (*Common Mode Rejection Ratio*), para assim proporcionar uma boa relação sinal/ruído na saída do amplificador. De Luca (2006) sugeriu que o CMRR deve ser maior que 85dB.

Ainda segundo De Luca (2006), o estágio de pré-amplificação deve ser empregado o mais próximo possível dos eletrodos. Eletrodos de superfície ativos trazem a pré-amplificação dentro do próprio encapsulamento, porém, uma distância de 10cm entre os eletrodos e a pré-amplificação é aceitável.

2.8 FILTROS

A principal função dos filtros é atenuar as faixas de frequência que não são interessantes para a aplicação em questão. Visto que o sinal EMG é analógico, são utilizados filtros analógicos, basicamente divididos em duas classes: ativos e passivos. Konrad (2006) sugere o uso de filtros ativos à base de amplificadores operacionais na configuração Butterworth de segunda ordem ou superior, para aquisição de sinais EMG.

Como o sinal EMG está contido em uma faixa de frequência de 20 a 500Hz, o SENIAM recomenda a utilização de um filtro passa-banda, composto por um filtro passa-baixa, com frequência de corte de 500Hz, em série com um filtro passa-alta, com frequência de corte de 20Hz, abrangendo assim todo o espectro do sinal. No entanto, tais valores podem ser modificados para atender as especificações de cada aplicação (MARCHETTI; DUARTE, 2006; FORTI, 2005). Konrad (2006) salienta que para algumas aplicações a implementação do filtro notch de 60 Hz, destinado a eliminar o ruído proveniente da rede elétrica, acaba se tornando inviável, pois como as maiores amplitudes do sinal EMG estão contidas entre 50 e 80 Hz tal filtro acaba atenuando uma região importante do sinal.

2.9 CONVERSOR ANALÓGICO/DIGITAL

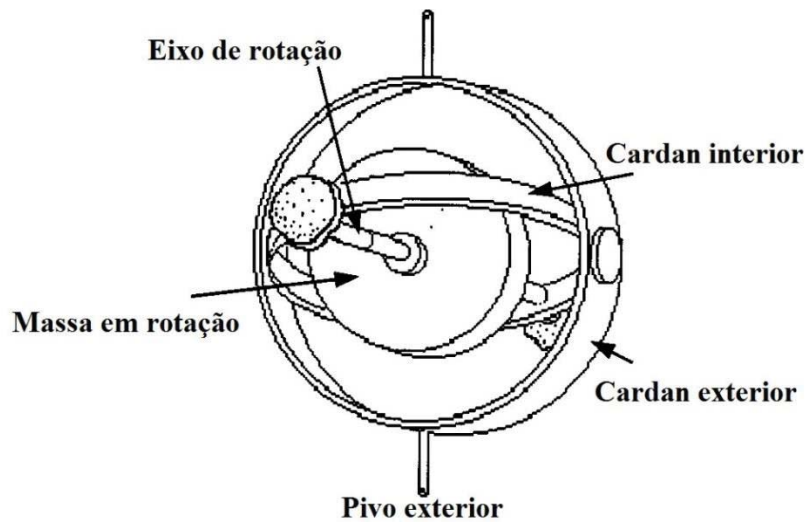
Como o sinal EMG é um sinal analógico, é necessário que se faça o uso de um conversor A/D (Analógico/Digital) após o estágio de amplificação. Desta forma, com o sinal digitalizado, é possível, através de um microcontrolador, fazer as análises necessárias.

Um critério de extrema importância no conversor A/D é a escolha de uma frequência de amostragem adequada. Segundo o teorema de Nyquist, a frequência de amostragem deve ser pelo menos duas vezes maior do que a frequência máxima do sinal (LOEWENSTEIN, 2000). Conforme afirmou Konrad (2006), as maiores amplitudes do sinal EMG acontecem entre 20 e 250 Hz, o que resultaria em uma frequência de amostragem de no mínimo 500 Hz, porém tratando deste assunto o SENIAM recomenda considerar uma faixa de 20 a 500 Hz, resultando assim em uma frequência de amostragem mínima de 1000 Hz.

2.10 SENSOR GIROSCÓPIO

Giroscópios são dispositivos capazes de medir variação angular em torno de seus eixos. Há alguns anos existiam duas grandes categorias: giroscópios mecânicos e ópticos, sendo que dentro destas categorias existem muitos tipos diferentes disponíveis. O primeiro giroscópio foi construído por Foucault em 1852, com uma roda girando no centro fixa no espaço, enquanto a plataforma girava em torno da roda, conforme mostra a Figura 19, operava sobretudo com base na conservação do momento angular. (HALIT; FUNG, 2000).

Figura 19 - Giroscópio mecânico.



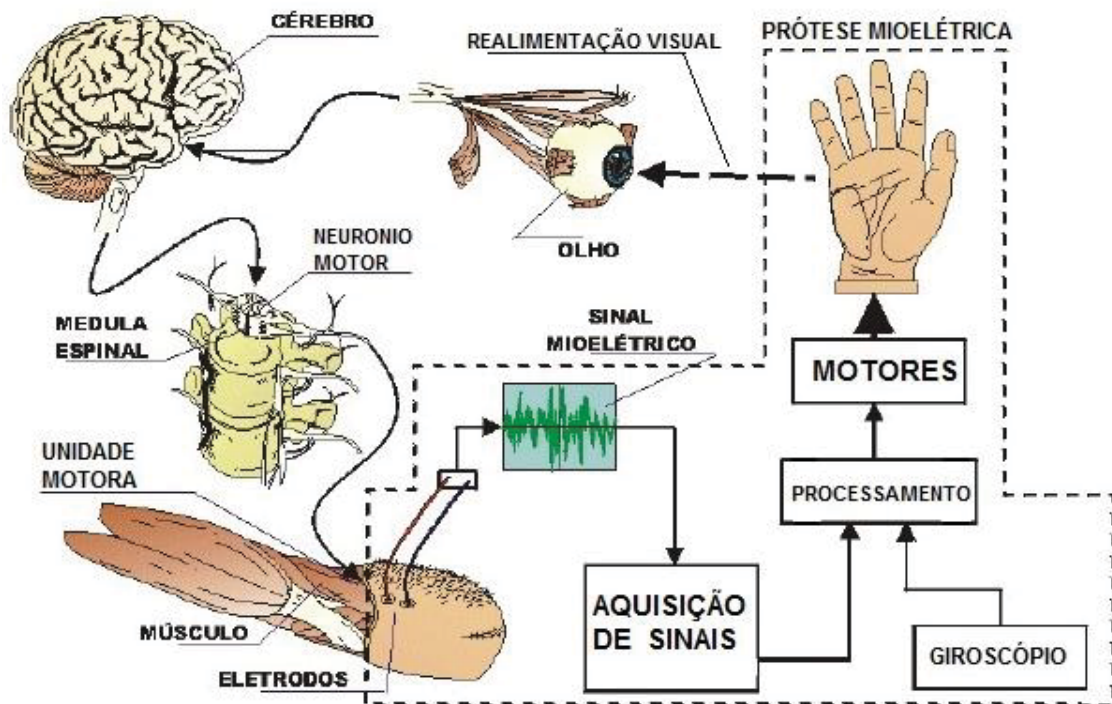
Fonte: Adaptado de HALIT; FUNG, 2000.

O crescimento da micro tecnologia e o advento dos microssistemas formados por elementos mecânicos e eletrônicos chamados MEMS (*Micro Electro-Mechanical Systems*), tornaram possível a implementação de giroscópios eletrônicos integrados em pastilhas de silício, inserindo no mercado dispositivos baratos, compactos e mais precisos que seus semelhantes fabricados em escala maior, pois são produzidos utilizando a mesma técnica empregada na construção de circuitos integrados. Apesar de ser uma tecnologia que data das últimas décadas, os MEMS já são largamente aplicados na indústria aeronáutica e automobilística (REIMBOLD, et al., 2012; MNX, 2016).

3 DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO

O protótipo proposto consiste em uma prótese de mão e punho, tem como sinal de controle para a abertura e fechamento da garra, os sinais mioelétricos, que são provenientes dos músculos remanescentes do membro residual do paciente. Já o movimento do punho, fica a cargo de um sensor giroscópio. A prótese destina-se a pacientes que tiveram amputação de antebraço de níveis: Ab/C (Abaixo do Cotovelo) muito curta, curta e média, seja por causas traumáticas ou patológicas. O diagrama simplificado do funcionamento do protótipo é mostrado na Figura 20.

Figura 20 - Funcionamento simplificado do protótipo.



Fonte: Adaptado de CUNHA, 2002.

Em linhas gerais, o protótipo funciona da seguinte forma: a partir da aquisição dos sinais mioelétricos captados pelos eletrodos, o microcontrolador identifica se o sinal foi proveniente de uma extensão ou flexão de punho, atuando sobre o servo motor, fazendo com que o mesmo abra ou feche a garra, respectivamente. A realimentação do sistema fica por conta do paciente, que irá relaxar os músculos extensores ou flexores do carpo, fazendo com que a garra cesse o movimento de abertura ou fechamento na amplitude desejada.

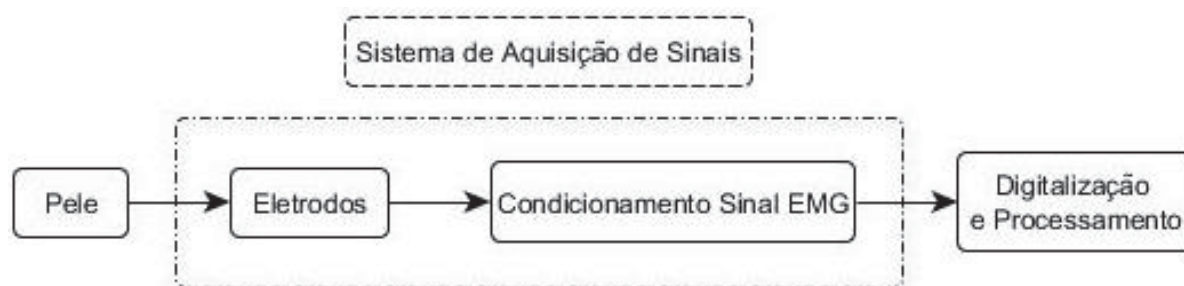
O giroscópio fornece a posição angular na qual a garra se encontra, em relação ao vetor de força da gravidade. O microcontrolador trata essa informação e atua no servo motor

que controla os movimentos do punho, fazendo com que o mesmo se mantenha sempre perpendicular à força da gravidade, facilitando assim algumas operações realizadas pelo paciente.

3.1 SISTEMA DE AQUISIÇÃO

O sistema de aquisição de sinais, apresentado de forma simplificada na Figura 21, é um tópico de extrema importância para este projeto, pois, uma boa captação e condicionamento do sinal EMG facilita sua digitalização e processamento, impondo assim menos dificuldades durante a implementação do protótipo. Logo, a escolha dos componentes que foram utilizados no hardware do sistema foi criteriosa, pois suas características influenciam diretamente na qualidade do sinal obtido.

Figura 21 - Diagrama de blocos simplificado do sistema de aquisição.

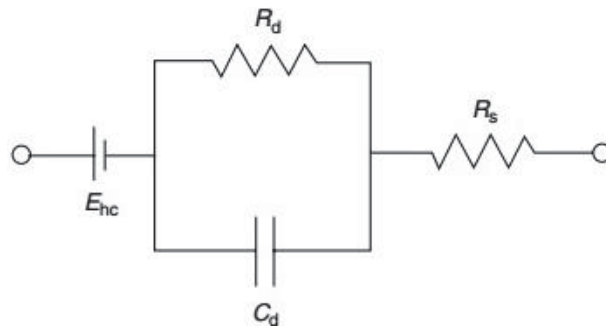


Fonte: Próprio Autor.

3.1.1 Eletrodos

Os eletrodos de superfície passivo Ag/AgCl foram utilizados neste trabalho, devido a sua praticidade e baixo custo. Eles são compostos basicamente de um disco de prata (Ag), coberto por uma camada de cloreto de prata (AgCl), suas características favorecem a captação do sinal, como, por exemplo, a baixa resistência entre o eletrodo e eletrólito, dispensando assim o uso de gel condutor. Na Figura 22 é apresentado o esquema elétrico do eletrodo citado. Segundo Forti (2005) os eletrodos de superfície passivo Ag/AgCl foram utilizados em 57 de 144 pesquisas publicadas na área de eletromiografia de superfície.

Figura 22- Circuito equivalente do eletrodo.



Fonte: BRONZINO, 2006.

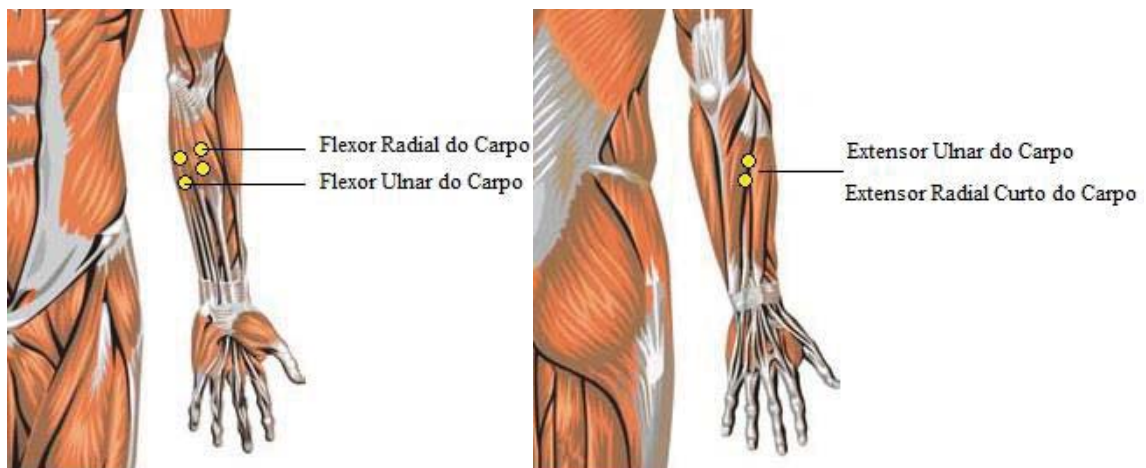
Onde:

- E_{hc} = Diferença de potencial eletrodo-eletrólito;
- R_d = Resistência associada com a interface eletrodo-eletrólito;
- C_d = Capacitância associada com a interface eletrodo-eletrólito;
- R_s = Resistência do eletrólito.

3.1.1.1 Posicionamento dos eletrodos

Como a prótese é controlada pela contração dos músculos flexores e extensores do carpo, é imprescindível que os eletrodos sejam posicionados corretamente, para que assim seja feita a captação correta e da melhor forma possível do sinal EMG. Konrad (2006) sugeriu alguns posicionamentos de eletrodos de superfície, onde as disposições indicadas para os músculos flexores radial e ulnar do carpo e extensores radial curto do carpo e extensor ulnar do carpo são apresentadas na Figura 23.

Figura 23 - Posicionamento dos eletrodos.

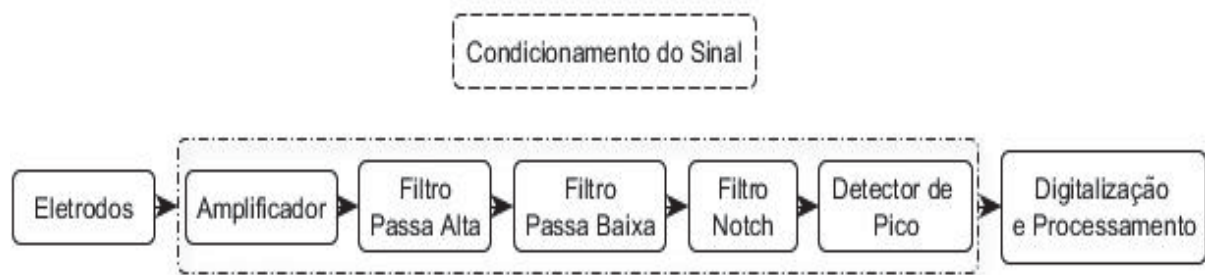


Fonte: Adaptado de KONRAD, 2006.

3.1.2 Condicionamento do sinal

No condicionamento do sinal, foi fornecido ganho de tensão ao sinal captado, o sinal amplificado foi filtrado utilizando um filtro passa banda, composto por um filtro passa-alta e um passa-baixa, com frequência de corte de 20 e 500Hz respectivamente e um filtro notch de 60Hz. Além disso, o sinal foi submetido a um detector de pico, obtendo assim, somente valores positivos de tensão, para em seguida, ser digitalizado e processado. O diagrama de blocos do sistema de condicionamento do sinal é mostrado na Figura 24.

Figura 24 - Diagrama de blocos simplificado do sistema de condicionamento.



Fonte: Próprio autor.

3.1.2.1 Estágio de amplificação

Como o sinal EMG possui amplitude máxima de 10mV, fornecer ganho de tensão a este sinal se torna indispensável. O uso de amplificadores que possuam alta impedância de entrada e alto CMRR é indicado para a aquisição de sinais bioelétricos. Neste caso, como o sistema é alimentado por bateria, também é interessante que o amplificador possua baixo consumo quando estiver em *standby*. Devido a baixa amplitude do sinal, a amplificação deve ser feita em dois estágios, o primeiro estágio realiza a captação e pré-amplificação do sinal, já o segundo, fornece um ganho de tensão variável adicional, para ajustar a amplitude do sinal com maior precisão. Levando em consideração estas observações, no primeiro estágio foi utilizado o AI (Amplificador de Instrumentação) INA129 e no segundo o AMPOP (Amplificador Operacional) TL071. Estes CIs (Circuitos Integrados) possuem diversas características que sugerem seu uso neste projeto, são elas:

- Alta impedância de entrada: $10^{10}\Omega$ min;
- Alto CMRR: 120dB min.;
- Baixo ruído: $18nV/\sqrt{Hz}$ máx;
- AI Indicado para instrumentação médica.

Considerando as maiores amplitudes de tensão geradas pelos sinais EMG, e a tensão de alimentação bipolar do circuito de $\pm 5V$, conforme a equação 1, se obtém o ganho máximo do estágio de amplificação.

$$Ganho = \frac{10V}{10mV} = 1000 \quad (1)$$

Porém, sabe-se que somente as maiores amplitudes do sinal alcançam 10mV, portanto, o ganho máximo do estágio de amplificação será sobre dimensionado, sendo que o ganho do primeiro e segundo estágio são de 50 e 0 a 100 respectivamente, fornecendo ganho máximo de 5000. Calcula-se o resistor de ganho do primeiro estágio na equação 2.

$$G = 1 + \frac{49.4 k\Omega}{R_{GAI}} \Rightarrow R_{GAI} = \frac{49.4 k\Omega}{50 - 1} \cong 1k\Omega \quad (2)$$

Para o segundo estágio, adota-se $R1 = 1k\Omega$, e utiliza-se a equação 3 para obter o valor do potenciômetro para regulagem de ganho.

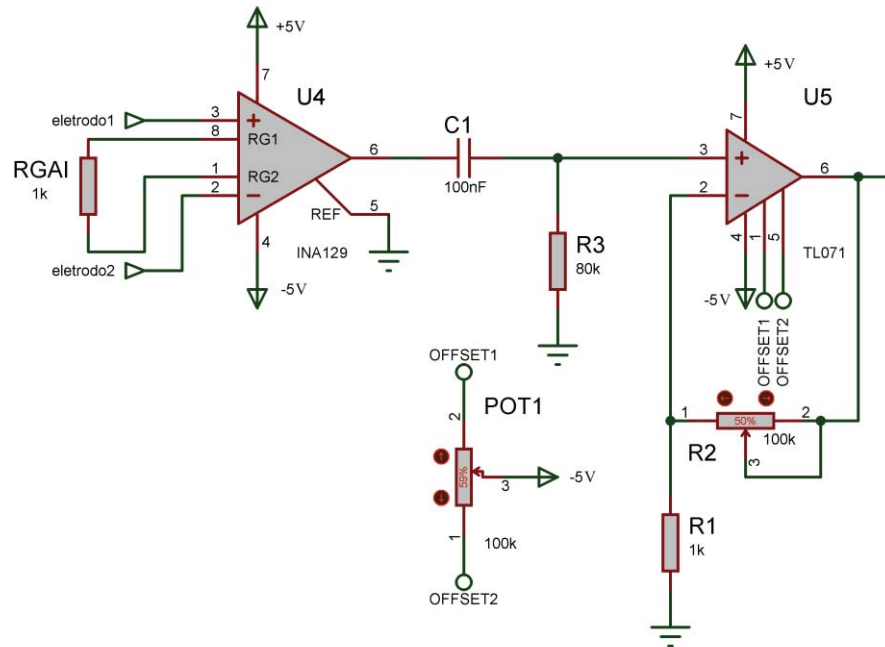
$$G = 1 + \frac{R_{2pot}}{R_1} \Rightarrow R_{2pot} = (100 - 1) \cdot 1k\Omega \cong 100k\Omega \quad (3)$$

Para garantir que níveis DC não fossem amplificados pelo segundo estágio de amplificação, foi projetado um filtro RC passa alta com frequência de corte de aproximadamente 20Hz. Para o projeto adotou-se $C1 = 100nF$, e se calcula $R3$ conforme equação 4.

$$F_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R_3 \cdot C_1} \Rightarrow R_3 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 20Hz \cdot 100nF} \cong 80k \quad (4)$$

Os circuitos dos amplificadores do sistema de aquisição são mostrados na Figura 25.

Figura 25 - Estágio de amplificação completo.



Fonte: Próprio autor.

3.1.2.2 Filtros e Detector de pico

Filtrar e retificar o sinal também é indispensável, pois assim, consegue-se restringir o mesmo somente na faixa de frequência e tensão de interesse. Para tanto, foi utilizado o AMPOP TL072. O mesmo possui características que são de grande importância para este projeto, são elas:

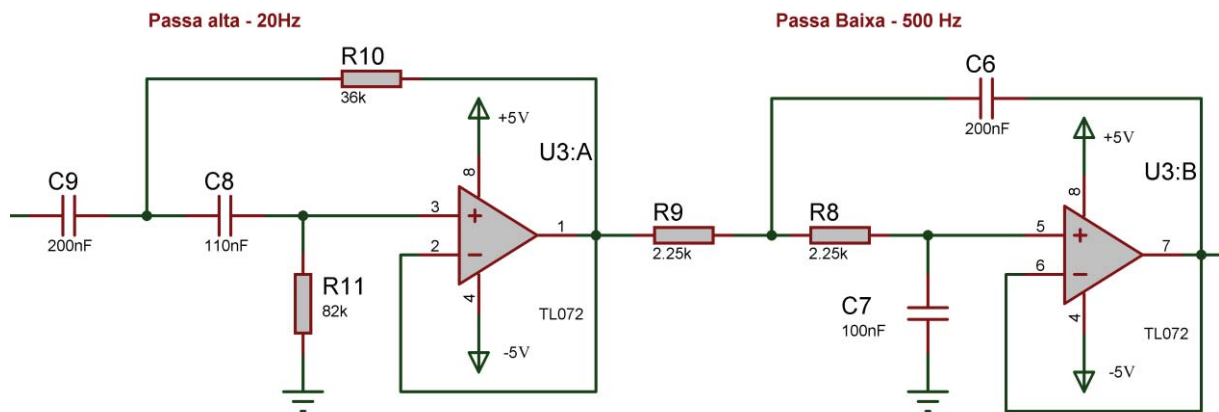
- Dois AMPOPS no mesmo encapsulamento;
- Alta impedância de entrada: $10^{12}\Omega$;
- Baixo ruído: $18nV/\sqrt{Hz}$;
- Baixo consumo.

Os projetos dos filtros foram feitos através do software FilterPro da Texas Instruments. Utilizou-se resposta Buterworth, por possuir características lineares na banda passante e topologia Sallen-Key, por possuir boa estabilidade, baixa impedância de saída, necessitar de poucos componentes externos e ser de fácil aplicação (PERTENCE, 2015).

Foram projetados filtros de segunda ordem, pois, segundo De Luca (2002), uma atenuação de 40dB/dec é suficiente para obter sinais de boa qualidade.

O circuito dos filtros passa-alta, com frequência de corte de 20Hz e passa-baixa, com frequência de corte de 500Hz, cascateados caracterizando um filtro passa-banda, é mostrado na Figura 26.

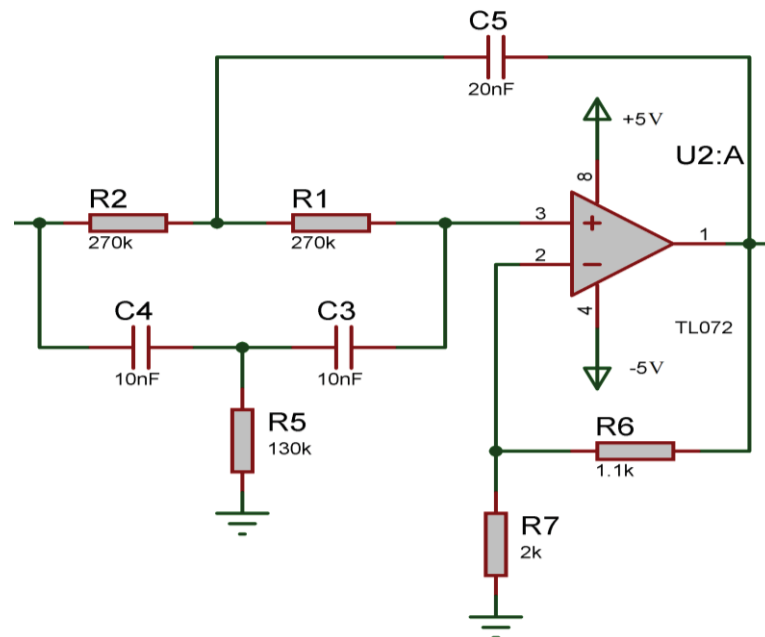
Figura 26 - Filtro passa-banda 20 - 500Hz.



Fonte: Próprio autor.

O filtro notch projetado com frequência central de 60Hz é apresentado na Figura 27.

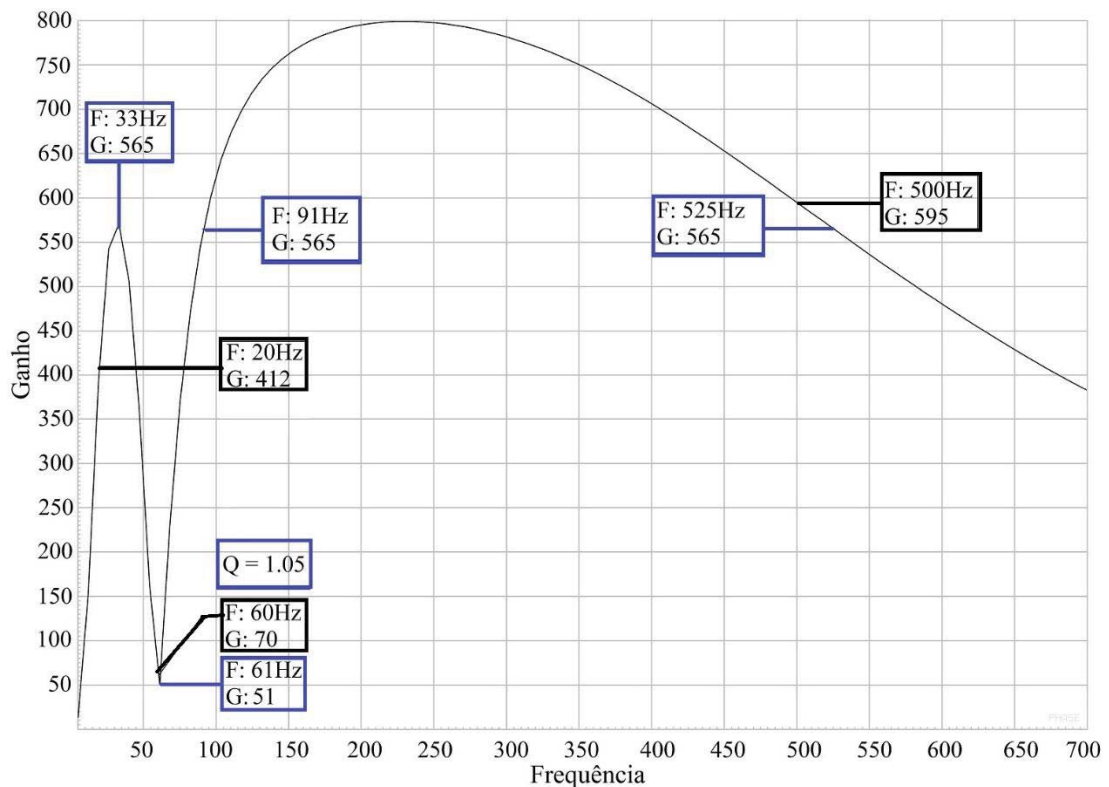
Figura 27 - Filtro notch - 60Hz.



Fonte: Próprio autor.

De posse do projeto dos amplificadores e dos filtros, foram feitas simulações para verificar o desempenho dos mesmos. Com o intuito de realizar a análise da resposta em frequência do circuito, uma das simulações foi realizada injetando uma tensão senoidal de 10mVpp na entrada do circuito, com frequências desde 5 até 700Hz e regulando o ganho para se obter uma tensão de saída de 8Vpp na banda passante. A resposta obtida é mostrada na Figura 28.

Figura 28 - Resposta em frequência simulada do circuito amplificador e filtros; em preto, frequências de interesse; em azul, frequências de corte e fator de qualidade.



Fonte: Próprio autor.

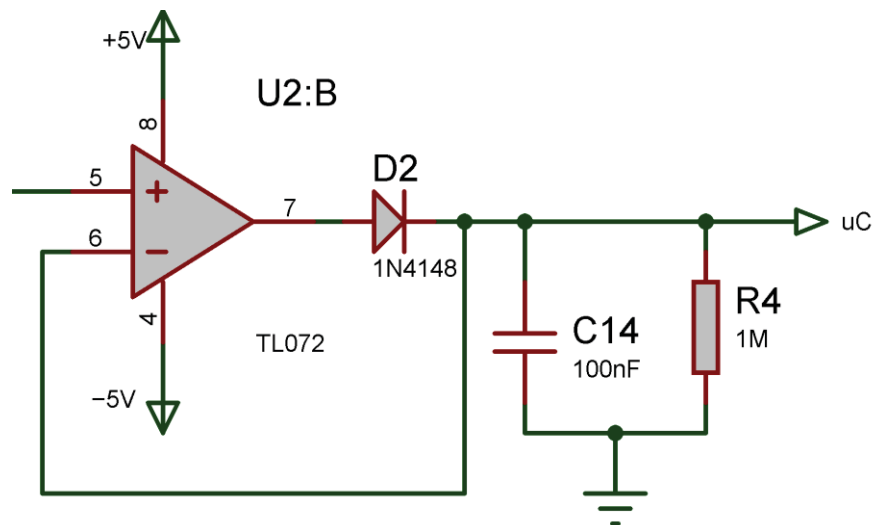
Para o projeto do detector de pico, utilizou-se a estrutura de retificador de precisão de meia onda, seguida de um capacitor e um resistor, caracterizando assim, um detector de pico, uma estrutura simples, que utiliza poucos componentes externos ao AMPOP e é extremamente funcional, ceifando a parte negativa do sinal, fornecendo, assim, somente tensões positivas ao microcontrolador. A tensão de *ripple* é calculada como mostra a equação 5, onde V_R é a tensão de *ripple*, V_o a tensão de pico na carga, F a frequência mínima do sinal, R a resistência de saída do circuito e C o valor do capacitor que é calculado na equação 6. Para o cálculo, adota-se, um *ripple* máximo de 1V, resistência de saída de $1M\Omega$, forçada através de um resistor de *pull-down* e que a saturação dos AMPOPS se dá em 4V.

$$V_R = \frac{V_o}{2 \cdot F \cdot R \cdot C} \quad (5)$$

$$C = \frac{4}{2 \cdot 20 \text{ Hz} \cdot 1V \cdot 1M\Omega} = 100nF \quad (6)$$

O circuito do detector de pico é mostrado na Figura 29.

Figura 29 – Detector de pico.



Fonte: Próprio autor.

3.2 DIGITALIZAÇÃO E PROCESSAMENTO

A digitalização e processamento foram feitos por um microcontrolador, responsável por: digitalizar o sinal analógico recebido do sistema de aquisição de sinais, receber os dados enviados pelo giroscópio e, após realizar o processamento, controlar os atuadores que realizam os movimentos da prótese. Para tanto foi utilizado o microcontrolador PIC18F252, pois conta com os periféricos necessários a implementação do projeto, possuindo:

- Dois canais A/D;
- Quatro *timers*;
- Um módulo comunicação I2C.

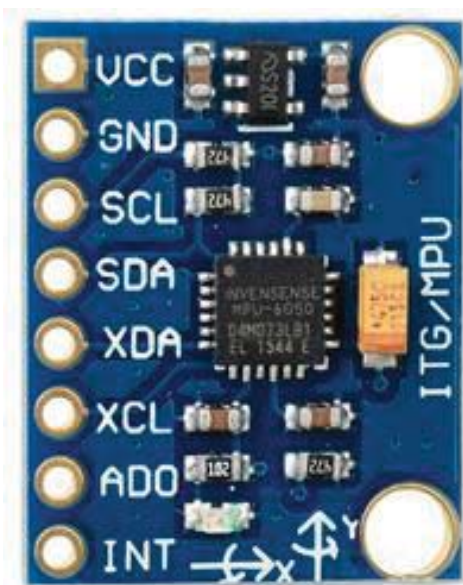
Embora o sinal EMG possua frequências variando de 20 a 500 Hz, o que implicaria em uma frequência de amostragem de no mínimo 1kHz, espera-se que, após condicionado, o sinal se torne quase DC, portando, foi utilizada uma frequência de amostragem de 400Hz.

3.3 SENSOR GIROSCÓPIO

A função do giroscópio neste projeto é medir a posição angular da garra e ajustá-la sempre de forma perpendicular ao vetor da gravidade, realizando assim os movimentos de adução e abdução do punho, possibilitando ao usuário manusear objetos com mais suavidade e precisão.

Sendo um dos principais objetivos deste projeto aliar boa funcionalidade ao baixo custo, foi utilizado o sensor giroscópio MPU-6050, o mesmo é apresentado na Figura 30, visto que tal sensor, além de possuir um giroscópio de três eixos, conta também com um acelerômetro de três eixos, sensor de temperatura e comunicação I2C, características que facilitam a implementação do protótipo proposto, possibilitando ainda futuros aprimoramentos. O sensor é comercializado em um módulo que contém o hardware mínimo necessário para o seu funcionamento, tornando assim seu tamanho físico extremamente reduzido.

Figura 30 - Módulo sensor giroscópio MPU-6050.



Fonte: Próprio autor.

3.4 FONTE DE ALIMENTAÇÃO

Considerando o consumo dos principais componentes dos circuitos de aquisição e controle, chegou-se a corrente de operação dos mesmos de aproximadamente 80mA e para os motores e optoacopladores corrente em torno de 1A, atingindo picos de 2,5A.

A célula de carregamento portátil de celular, apresentada na Figura 31, foi utilizada para alimentar o circuito. Algumas características desta bateria são: o tamanho reduzido, serem recarregáveis, possuir tensão de saída de 5V, compatível com a tensão de trabalho dos CIs utilizados e atenderem o consumo de corrente do circuito, com autonomia calculada na equação 7. Para alimentação do sistema de aquisição e controle, foram utilizadas duas células ligadas em série, obtendo tensão bipolar de $\pm 5V$.

$$Autonomia_{Aquisição\ e\ Controle} = \frac{2,6Ah}{80mA} = 32,5h \quad (7)$$

Um pack de baterias recarregáveis com saída de 6,6V e 4,4Ah, foi utilizado para a alimentação dos motores e optoacopladores. Escolhido por possuir maior capacidade de fornecimento de corrente, tem sua autonomia calculada na equação 8.

$$Autonomia_{Motores} = \frac{4,4Ah}{1A} = 4,4h \quad (8)$$

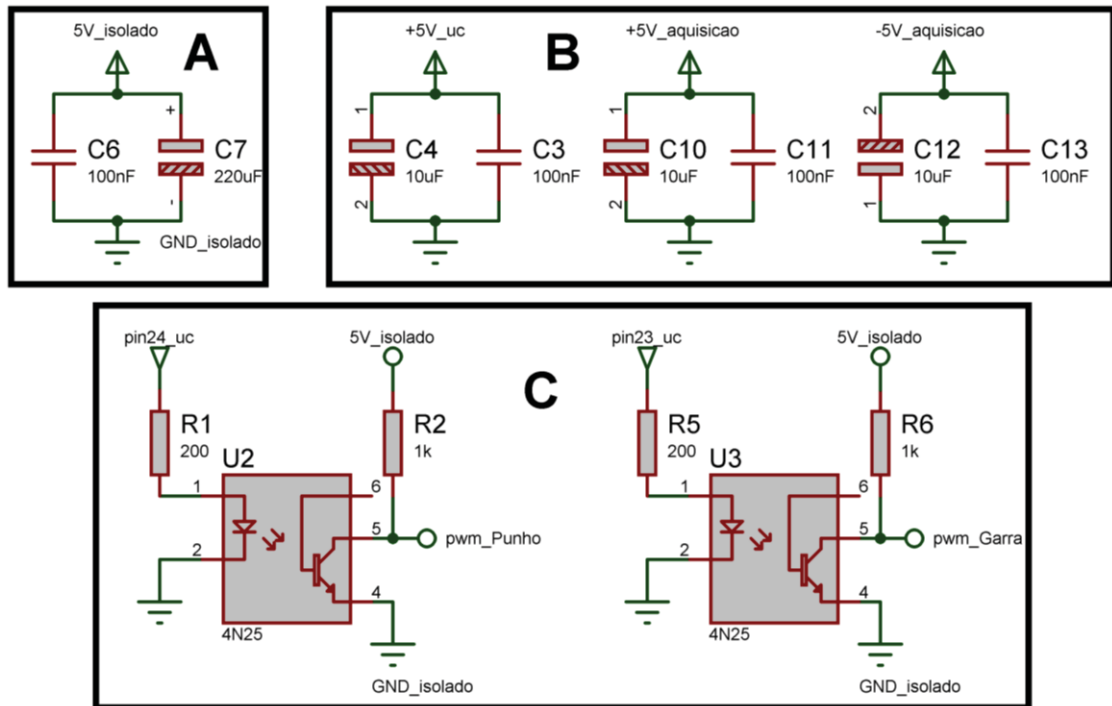
Figura 31 - Célula utilizada.



Fonte: Próprio autor.

Para o controle PWM (*Pulse Width Modulation*) dos motores foram utilizados optoacopladores 4N25, garantindo assim, o isolamento completo das alimentações. O circuito dos optoacopladores e das alimentações são mostrados na Figura 32.

Figura 32 – A – Capacitores da fonte isolada; B – Capacitores do sistema de aquisição e microcontrolador; C – Optoacopladores.

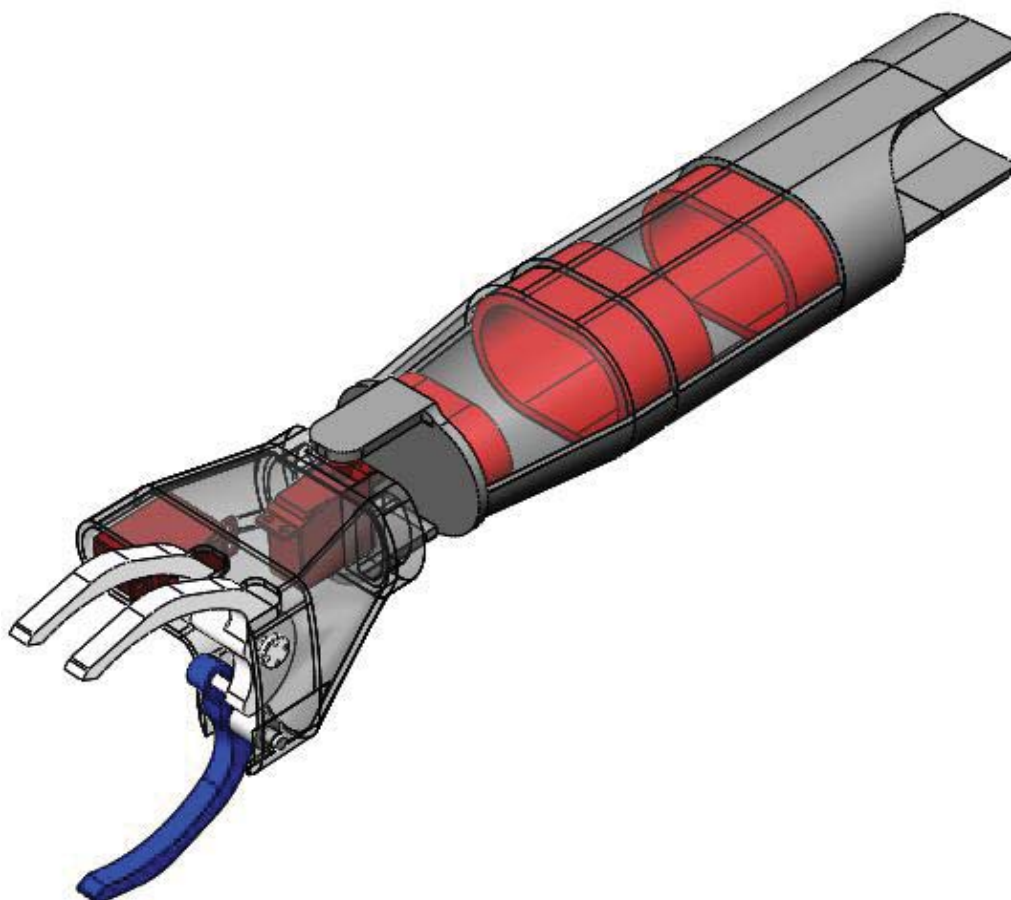


Fonte: Próprio autor.

3.5 PROTÓTIPO MECÂNICO

O protótipo mecânico da prótese, foi desenvolvido pelo acadêmico de engenharia mecânica Fabricio Dall'Agnol. Devido ao baixo custo aliado à versatilidade, as peças foram fabricadas utilizando uma impressora 3D. Foram utilizados servo motores Tower Pro MG995, por terem tamanho reduzido, possuírem controle de posição integrado e torque máximo de 10 Kg/cm, características que possibilitam a realização dos movimentos de abdução, adução do punho, abertura e fechamento da garra. O modelo desenhado em 3D é apresentado na Figura 33.

Figura 33 - Desenho 3D do protótipo mecânico.



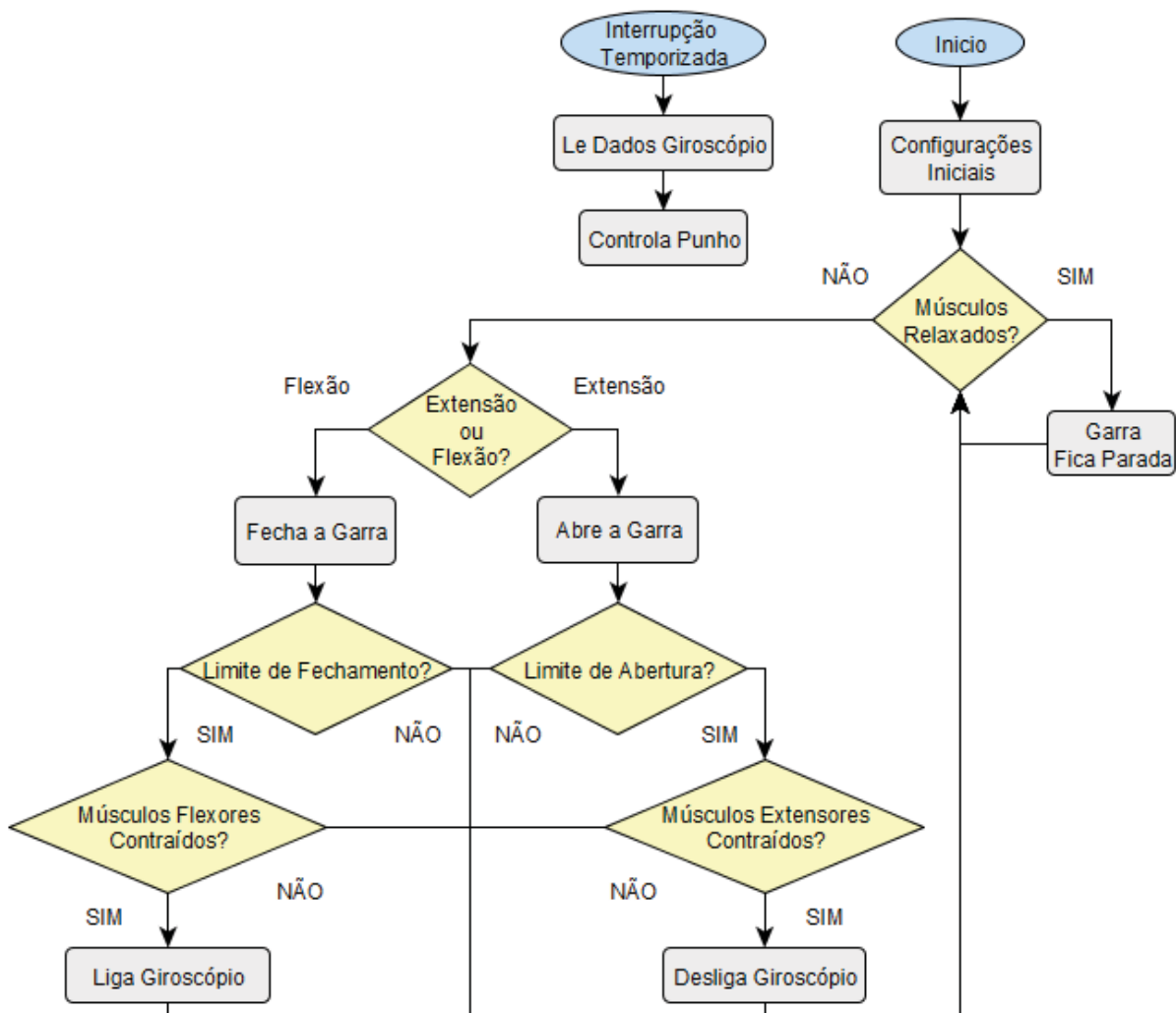
Fonte: Próprio autor.

A Figura 33 também apresenta a diferenciação entre as peças pela transparência e por cores. A mão e a tampa superior do antebraço são apresentadas em transparência na cor cinza, para que possa ser verificada a localização dos servo motores, que são mostrados na cor vermelho escuro e o espaço vazio no interior do antebraço, onde são posicionadas as placas de aquisição de sinal, controle e também as baterias; a base inferior do antebraço e o encaixe do membro residual são mostrados na cor cinza; na cor vermelha são apresentados as buchas dos encaixes internos, que fazem a conexão entre o punho e o antebraço, e entre o antebraço e o encaixe do coto; por fim, as peças que simularão os dedos polegar, indicador e médio são mostrados nas cores azul e branca respectivamente.

3.6 FIRMWARE

O firmware implementado, realiza as configurações necessárias dos periféricos do microcontrolador, digitalização e processamento dos sinais EMG condicionados, leitura do sensor giroscópio e, com base nos dados obtidos, realiza o controle dos atuadores e na habilitação do funcionamento do giroscópio. A Figura 34 ilustra o fluxograma detalhado do firmware implementado.

Figura 34 - Fluxograma do firmware.



Fonte: Próprio autor.

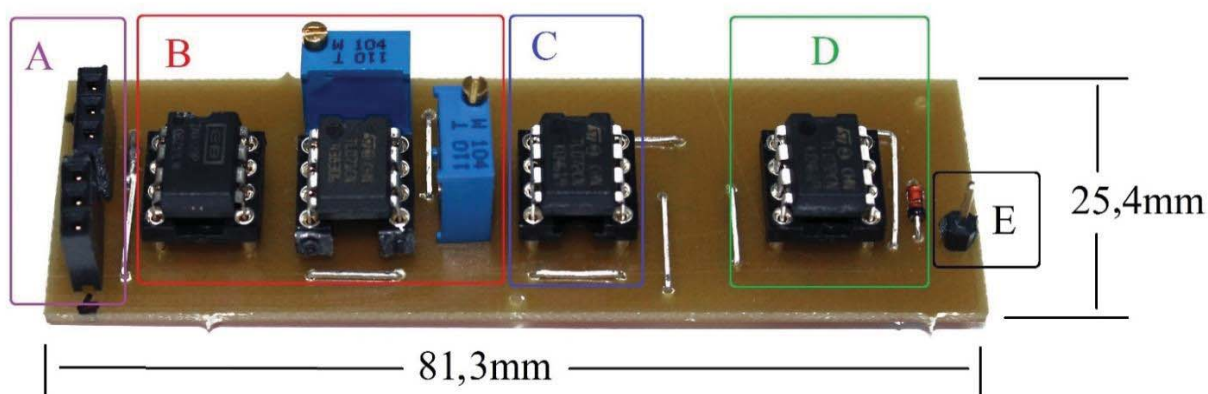
4 RESULTADOS

Neste capítulo, estão apresentados os resultados obtidos do desenvolvimento das partes deste trabalho, divididas em: os circuitos de aquisição, condicionamento, digitalização e processamento do sinal, apresentados por completo no Apêndice A, o protótipo mecânico, assim como a integração dos mesmos. Conjuntamente, são mostrados os resultados obtidos na realização de testes em paciente não amputado e com amputação de antebraço.

4.1 SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE SINAIS

A fim de comprovar a teoria, foram montados um hardware de digitalização e processamento e dois hardwares de aquisição de sinais; A Figura 35 ilustra com detalhes a placa protótipo construída de um dos hardwares de aquisição, que é destinado a monitorar os músculos flexores do carpo, que, após condicionados, digitalizados e processados realizam o controle do fechamento da garra, já o segundo, realiza o condicionamento do sinal proveniente dos músculos extensores do carpo, que, por outro lado, após digitalizados e processados, realizam o controle da abertura da garra. As placas foram confeccionadas de forma modular, com finalidade de facilitar seu encaixe dentro da estrutura mecânica da prótese.

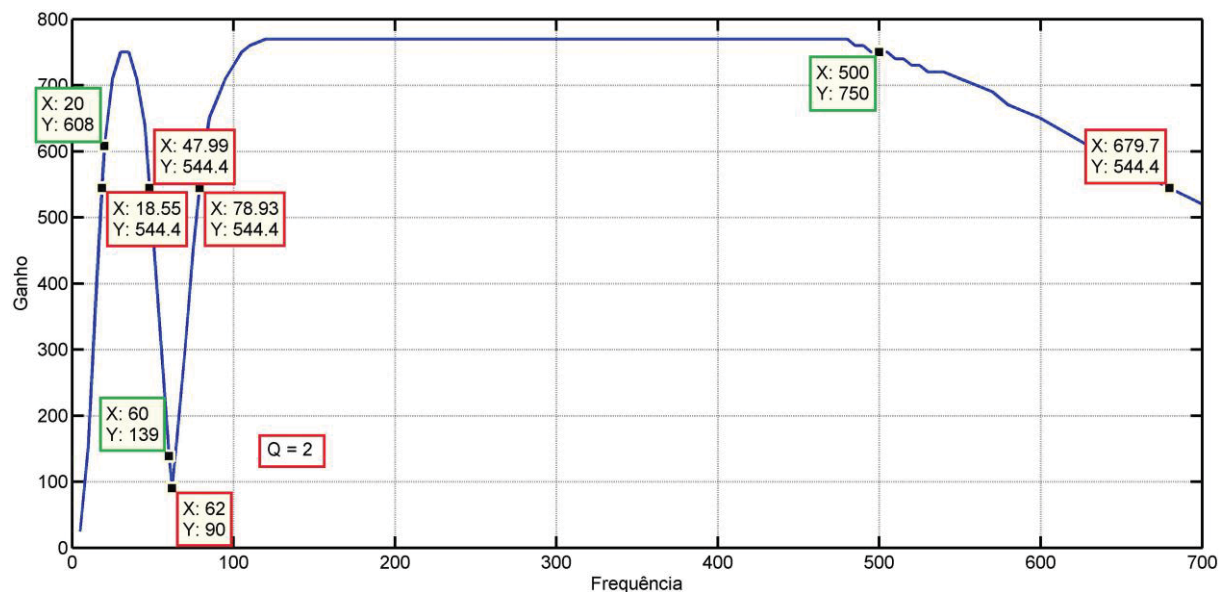
Figura 35 - Placa de aquisição de sinais; A – Conectores de entrada; B – Amplificadores; C – Filtro passa-banda; D – Filtro notch e detector de pico; E – Conector de saída.



Fonte: Próprio autor.

Antes de iniciar os testes com os sinais EMG, foi realizada a análise da resposta em frequência do circuito com o intuito de verificar o desempenho dos filtros, a mesma é apresentada na Figura 36. O levantamento foi feito coletando 81 amostras, injetando uma tensão senoidal de 10mVpp na entrada do circuito, com frequências desde 5 até 700Hz e regulando o ganho para obter-se uma tensão de saída de aproximadamente 8Vpp na banda passante.

Figura 36 - Resposta em frequência do sistema de aquisição; em verde, frequências de interesse; em vermelho, frequências de corte e fator de qualidade.

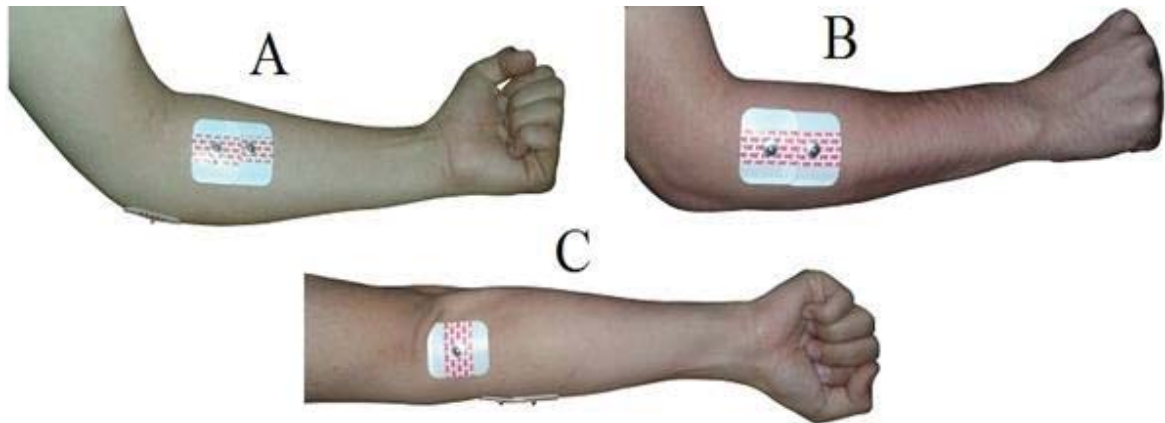


Fonte: Próprio autor.

Após verificar a funcionalidade do circuito de aquisição, foram iniciados os testes com um paciente do sexo masculino não amputado, monitorando os sinais provenientes dos músculos do antebraço.

Os eletrodos de superfície utilizados para captar o sinal, foram dispostos em configuração bipolar, ou seja, dois eletrodos de captação para cada grupo muscular, com espaçamento de 2cm entre eletrodos, colocados no ventre dos músculos a serem monitorados de forma perpendicular às fibras musculares e um eletrodo de referência. Foi necessária realizar a depilação do local de aplicação dos eletrodos, para que os mesmos conseguissem aderir adequadamente a pele. A Figura 37, mostra a disposição dos eletrodos no antebraço do paciente.

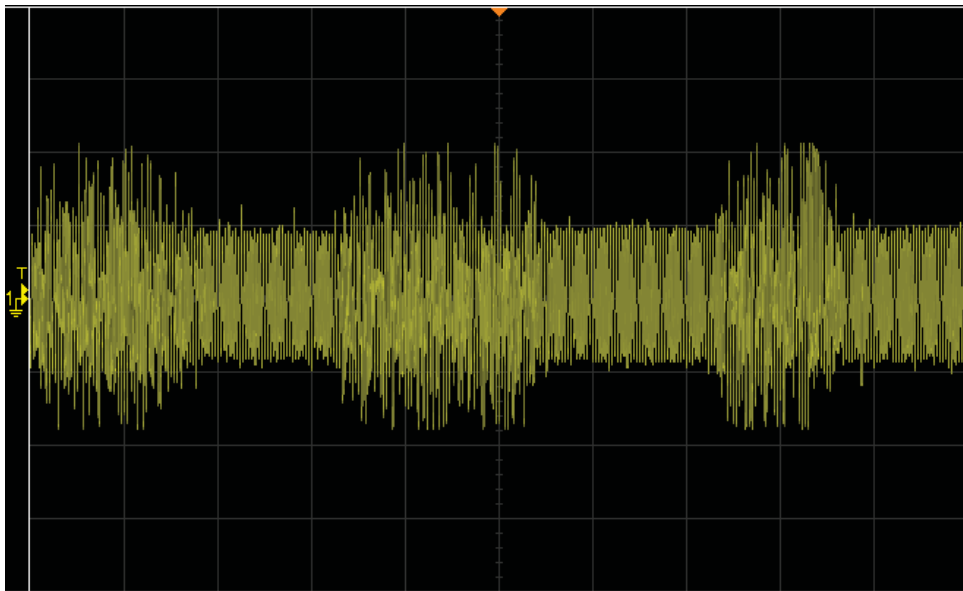
Figura 37 - Disposição dos eletrodos no antebraço sob os músculos: A – Flexores do carpo; B – Extensores do carpo; C – Eletrodo de referência.



Fonte: Próprio autor.

Com os eletrodos corretamente posicionados, e de posse do hardware de aquisição, foram realizados os primeiros testes de captação do sinal EMG, inicialmente, captando somente o sinal proveniente dos músculos flexores do carpo. A Figura 38 apresenta o sinal captado logo após o estágio de amplificação, onde, é possível verificar a forte influência de ruído.

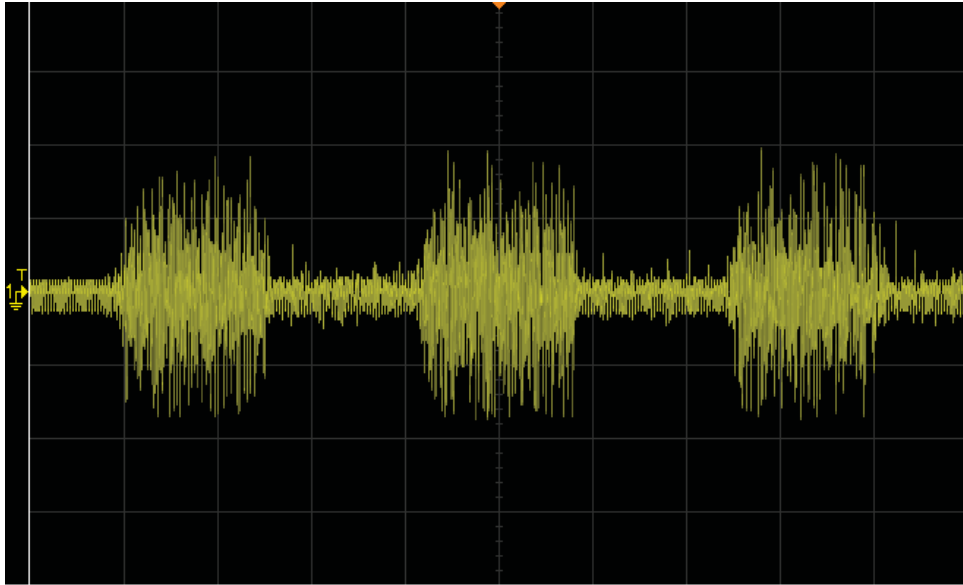
Figura 38 - Sinal EMG amplificado; Escalas V: 2V/div. H: 500ms/div.



Fonte: Próprio autor.

Após o sinal ser filtrado, pode-se notar, através da Figura 39, a redução significativa do ruído, em especial o ruído de 60Hz.

Figura 39 - Sinal EMG amplificado e filtrado; Escalas V: 2V/div. H: 500ms/div.

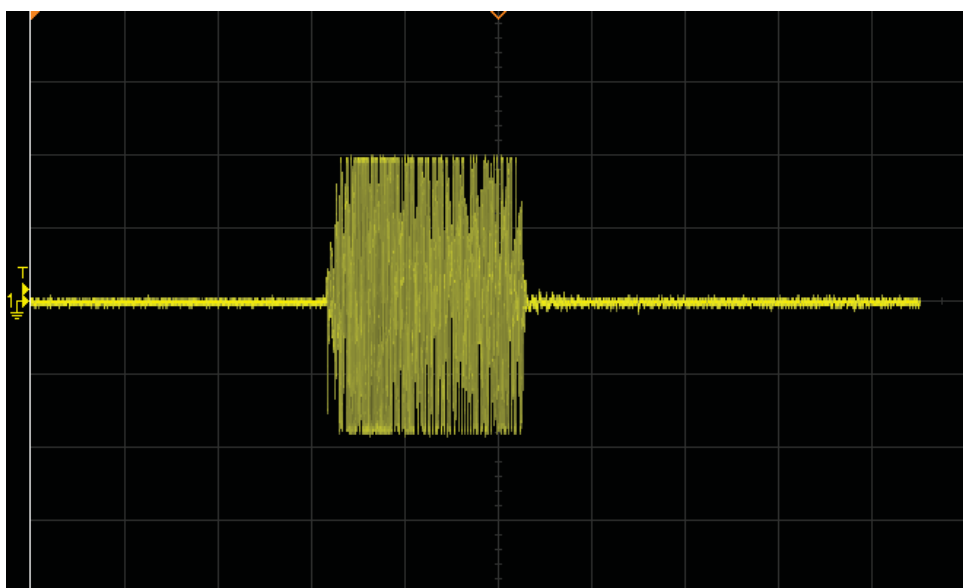


Fonte: Próprio autor.

Cabe salientar, que os resultados apresentados acima, foram obtidos com cabos de captação que não possuíam blindagem, proporcionando assim um canal de entrada para ruídos indesejados. Os resultados obtidos a seguir, foram realizados nas mesmas condições dos testes anteriores, porém, utilizou-se cabos de captação blindados.

A Figura 40 apresenta o sinal captado logo após o estágio de amplificação, pode-se verificar a notável diferença entre o sinal captado utilizando cabos sem blindagem e com blindagem.

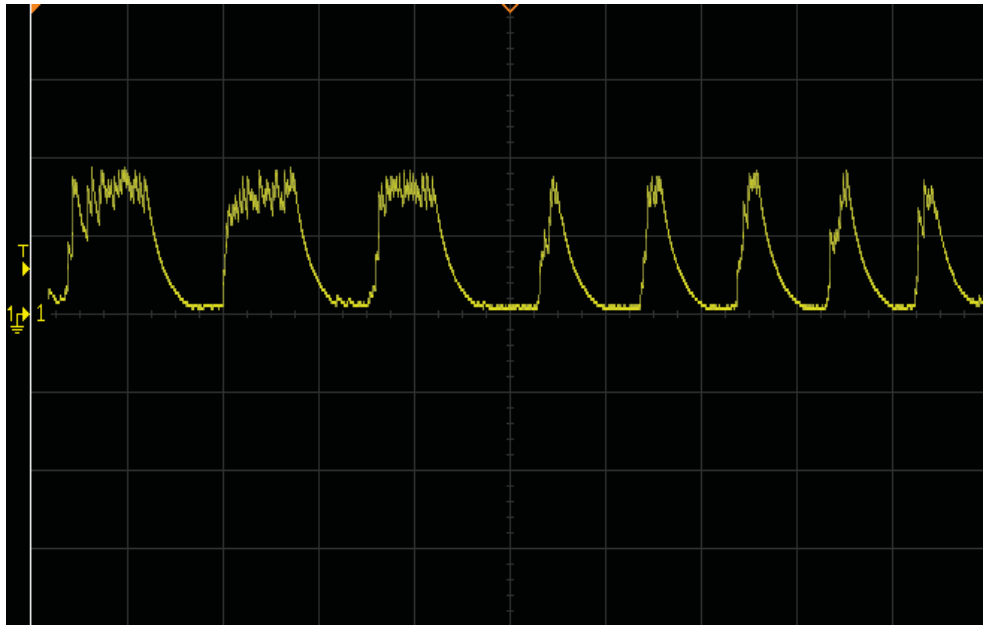
Figura 40 - Sinal EMG amplificado captado com cabos blindados; Escalas V: 2V/div. H: 500ms/div.



Fonte: Próprio autor.

Após o sinal ser amplificado e filtrado, resta apenas submetê-lo ao detector de pico, antes que o mesmo seja enviado ao microcontrolador para digitalização e processamento. A Figura 41 apresenta o sinal de saída do sistema de aquisição de sinais, o mesmo é proveniente de três contrações longas e cinco contrações curtas dos músculos flexores do carpo.

Figura 41 - Sinal de saída do sistema de aquisição; Escalas V: 2V/div. H: 1s/div.



Fonte: Próprio autor.

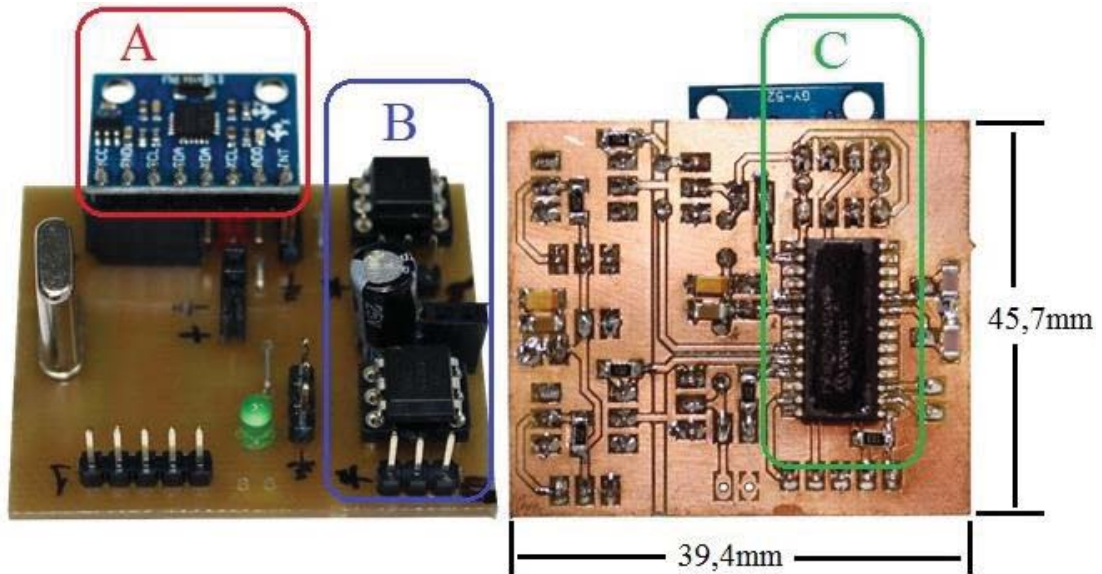
Analisando os sinais mostrados anteriormente, pode-se afirmar que o hardware projetado atendeu as necessidades do protótipo, convertendo o sinal de entrada em um sinal adequado para ser digitalizado e processado pelo microcontrolador. Mesmo que o ruído proveniente da rede elétrica tenha sido reduzido radicalmente pela utilização de cabos blindados, o filtro notch foi mantido no circuito, pois, muitas vezes durante os testes, o ruído era intenso o suficiente para influenciar no sinal mesmo com a blindagem dos cabos.

Cabe salientar que, o sinal obtido, serve para controle dos motores da prótese e não para análise, portanto, a parcela do sinal perdida no filtro notch não é relevante para bom funcionamento do protótipo.

4.2 DIGITALIZAÇÃO E PROCESSAMENTO

O hardware de processamento foi confeccionado juntamente com o hardware de isolamento das fontes. A Figura 42 apresenta o hardware desenvolvido.

Figura 42 - Hardwares de processamento e isolamento; A – Giroscópio; B – Optoacopladores; C – Microcontrolador.



Fonte: Próprio autor.

A frequência de amostragem de 400Hz utilizada, foi suficiente para realizar a digitalização do sinal, já que, após condicionado, o sinal passou a ser quase contínuo.

4.3 PROTÓTIPO MECÂNICO

A partir do projeto elaborado, e após alguns ajustes realizados nas primeiras versões, chegou-se a versão final do protótipo mecânico. O mesmo, apresentado na Figura 43, não demonstrou qualquer resistência aos movimentos realizados pelos servo motores, atingindo amplitudes máximas da garra de 150mm de abertura e 60mm internos quando fechada, por sua vez, os movimentos de abdução e adução chegaram a amplitude de 70°.

O tempo de realização do movimento da garra de fechada para aberta ou aberta para fechada, situou-se em um segundo, assim como os movimentos do punho, que quando submetido a uma variação angular de 90°, leva aproximadamente um segundo para se estabilizar.

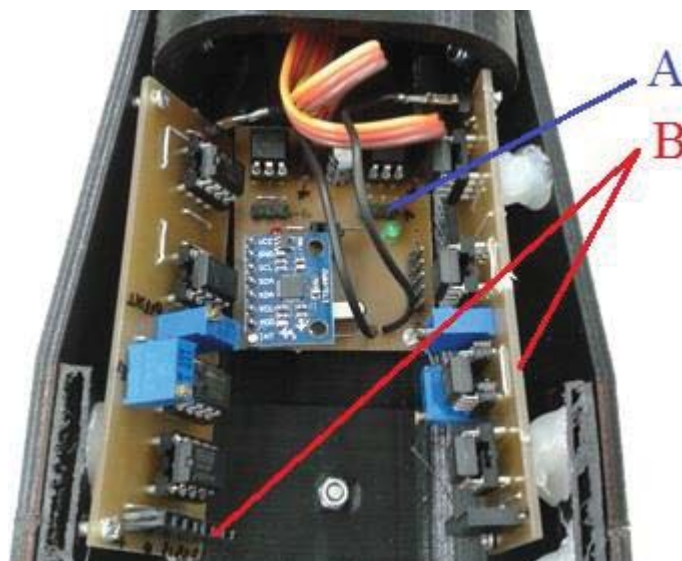
Figura 43 - Protótipo mecânico.



Fonte: Próprio autor.

O espaço interno da prótese, mesmo com limites pequenos, alocou adequadamente as placas de aquisição, digitalização e processamento, como é mostrado na Figura 44, porém, se mostrou insuficiente para acomodação das baterias, que ultrapassaram os limites estipulados no projeto.

Figura 44 - Placas instaladas na estrutura mecânica; A – Placa de controle; B – Placas de aquisição.

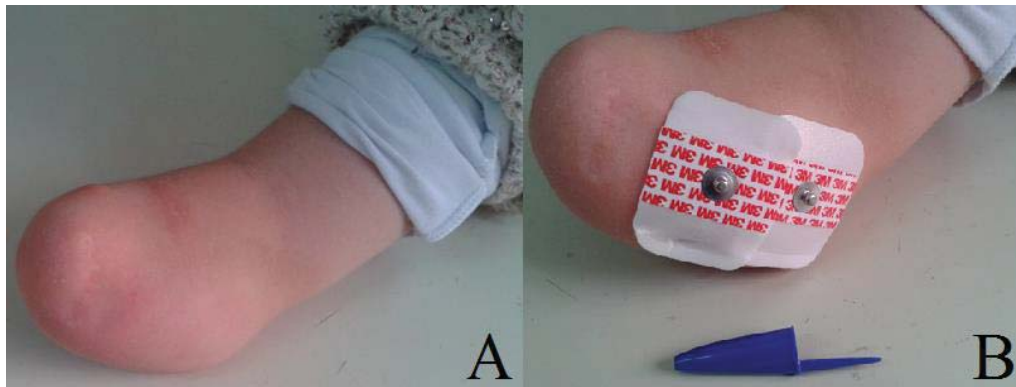


Fonte: Próprio autor.

4.4 TESTES COM PACIENTE

O sistema de aquisição de sinais foi testado em uma paciente do sexo feminino com má formação congênita do antebraço direito, com amputação Ab/C muito curta. O coto da paciente e a disposição dos eletrodos no mesmo são mostrados na Figura 45.

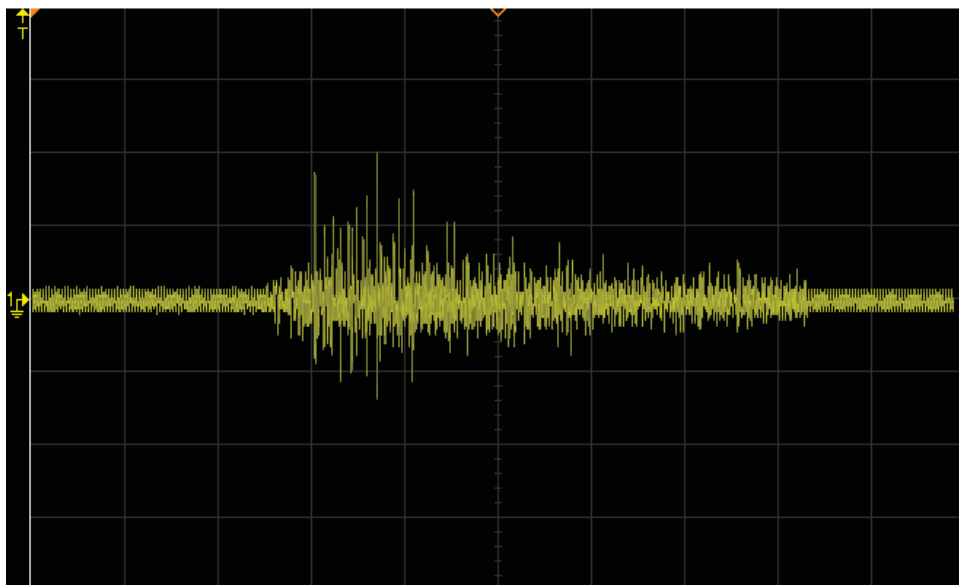
Figura 45 – A – Coto sem eletrodos; B – Coto com eletrodos.



Fonte: Próprio autor.

Inicialmente, foi realizado o monitoramento do sinal dos músculos flexores do carpo, o sinal obtido é apresentado na Figura 46. É possível perceber uma diferença considerável na amplitude do sinal, quando comparado com o sinal obtido de um paciente não amputado.

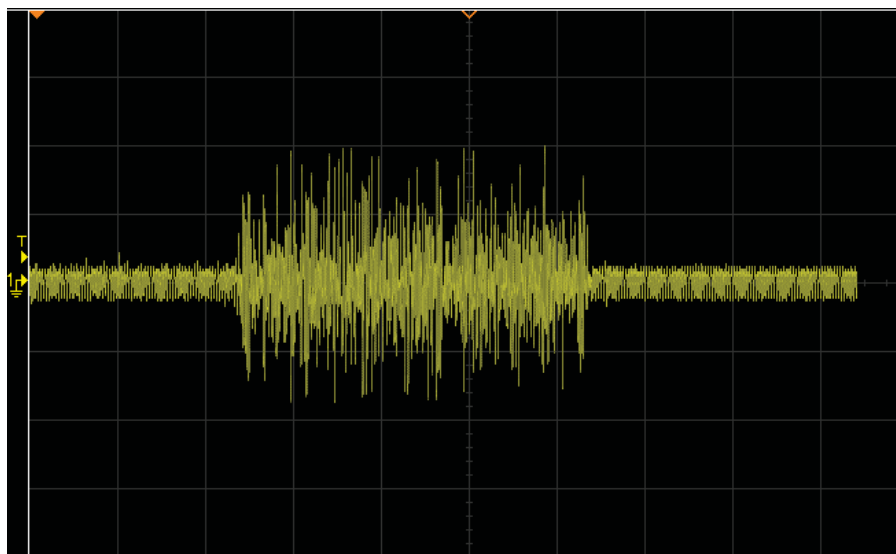
Figura 46 - Sinal EMG de um paciente com amputação Ab/C muito curta amplificado e filtrado; Escalas V: 2V/div. H: 500ms/div.



Fonte: Próprio autor.

Para contornar tal problema, foi necessário ajustar o ganho do segundo estágio de amplificação, obtendo assim, um sinal de maior amplitude, possibilitando a digitalização adequada para o controle dos servo motores. O sinal captado após o reajuste do ganho é apresentado na Figura 47.

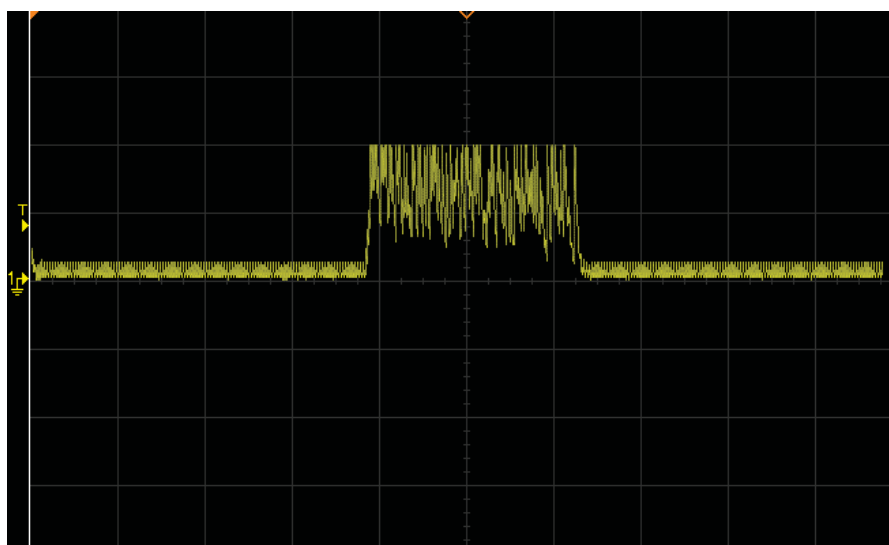
Figura 47 - Sinal EMG de um paciente com amputação Ab/C muito curta após o ajuste de ganho amplificado e filtrado; Escalas V: 2V/div. H: 500ms/div.



Fonte: Próprio autor.

Após ser submetido a retificação, obteve-se o sinal mostrado na Figura 48. Devido à escassez de picos de tensão no sinal amplificado e filtrado, a tensão de *ripple* é maior do que a projetada, porém, o sinal ainda possui qualidade e amplitude adequadas para a digitalização.

Figura 48 - Sinal de saída do sistema de aquisição; Escalas V: 2V/div. H: 500ms/div.



Fonte: Próprio autor.

Após o ajuste do ganho, o protótipo final foi testado na paciente, como mostra a Figura 49. Em linhas gerais o mesmo se comportou como o esperado, atendendo aos comandos realizados pela paciente, que conseguiu controlar sem dificuldades os movimentos da prótese.

Figura 49 - Paciente ligada a prótese.



Fonte: Próprio autor.

4.5 COMPARATIVO

Com base nos manuais técnicos das próteses mioelétricas comerciais, Bebionic 3 e Michelangelo, foram coletados os dados de amplitude de alguns movimentos, tempo para finalização dos mesmos e preços de venda. De posse dos mesmos dados técnicos relativos ao protótipo desenvolvido e seu custo aproximado de fabricação, foi realizado um comparativo entre as próteses. É possível verificar, através dos dados apresentados na Tabela 2, que as próteses se equivalem em alguns aspectos e possuem alguns diferenciais, no caso do protótipo, os movimentos de abdução e adução, inexistentes nas outras próteses.

Tabela 2 – Comparativo entre Bebionic 3, Michelangelo e protótipo.

| | Bebionic 3 | Michelangelo | Protótipo |
|-------------------------------|-----------------|-----------------|-------------|
| Tempo máximo de abre - fecha | 1s | ** | 1s |
| Amplitude de aberta - fechada | Idem mão humana | Idem mão humana | 150 – 60mm |
| Amplitude de abdução | * | * | 70° |
| Amplitude de adução | * | * | 70° |
| Rotação do punho | 360° | 360° | * |
| Flexão do punho | * | 75° | * |
| Extensão do punho | * | 45° | * |
| Preço/Custo | R\$180.000,00 | ** | R\$2.000,00 |

* Obs.: Não realiza o movimento. ** Obs.: Não informado pelo fabricante.

Fonte: Próprio autor; OTTOBOCK, 2017.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

No decorrer deste trabalho foi realizada uma fundamentação teórica, trazendo tópicos relevantes ao desenvolvimento do projeto. Dificuldades nos indispensáveis temas concernentes a anatomia do antebraço, origem e características dos sinais EMG foram encontradas, principalmente por pertencer a outras áreas de estudo.

O hardware de aquisição de sinais desenvolvido, além de ter se mostrado suscetível a ruídos externos, atenuados a partir da utilização de cabos com blindagem e ao ruído gerado pelos motores, eliminado com a separação das alimentações, também apresentou complicações quando submetido ao teste com a paciente amputada. A amplitude do sinal captado era consideravelmente menor, devido à expressiva redução do tecido muscular no coto da paciente, resultado da má formação congênita do membro. Ao realizar o ajuste do ganho no segundo estágio de amplificação, o sistema de aquisição tornou a apresentar um sinal adequado para digitalização e controle dos servo motores da prótese.

Ao unir os protótipos eletrônico e mecânico, foi possível verificar o funcionamento pleno do projeto, que atendeu os objetivos propostos nesse trabalho. Os movimentos da garra, funcionaram respondendo de forma precisa e imediata as contrações realizadas pelo usuário. Já os movimentos do punho, tem uma resposta mais lenta, não conseguindo acompanhar bruscas variações angulares, porém, o mesmo realizou os movimentos de abdução e adução de forma bem-sucedida, alcançando amplitudes de movimento maiores do que o punho humano.

Por fim, para obter-se desempenho máximo do projeto, sugere-se o uso de eletrodos ativos, pois, além de possuírem pré-condicionamento do sinal, poderiam ser fixados a estrutura mecânica da prótese, evitando o excesso de cabos e o leve desconforto em utilizar eletrodos de superfície. Ainda, propõe-se a utilização de baterias com maior capacidade de corrente, principalmente para a alimentação dos motores, possibilitando a utilização de maior torque dos mesmos e proporcionando maior autonomia. Melhorias também podem ser feitas no protótipo mecânico, projetando um local específico para fixação dos eletrodos, placas e baterias.

REFERÊNCIAS

AGUR, A. M. R.; DALLEY II, A. F. **Grant - Atlas de anatomia**. 11. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2014.

BENVEGNÚ, T. **Ferramenta para aquisição e análise de sinais mioelétricos**. Universidade de Passo Fundo. Passo Fundo. 2013.

BRONZINO, J. D. **Medical devices and Systems**. 3. ed. New York: Taylor & Francis Group, 2006.

BURR-BROWN CORP. **All Datasheet**, 1993. Disponível em: <<http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/56853/BURR-BROWN/PGA204.html>>. Acesso em: 15 Outubro 2016.

CAMPBELL, W. C. **Cirurgia ortopédica de Campbell**. São Paulo: Manole, v. II, 1996.

CONFORPÉS. **Conforpés**, 2016. Disponível em: <<http://www.conforpes.com.br/superior/mao-bionica>>. Acesso em: 15 out. 2016.

CUNHA, F. L. **Mão de São Carlos, uma prótese multifunção para membros superiores: Um estudo dos mecanismos, atuadores e sensores**. Universidade de São Paulo. São Paulo. 2002.

DE LUCA, C. J. **Surface electromyography: detection and recording**. [S.l.]: DelSys Incorporated, 2002.

DE LUCA, C. J. Electromyography. In: WEBSTER, J. G. **Encyclopedia of medical devices and instrumentation**. Boston: John Wiley Publisher, 2006.

FERNANDES, ANTONIO CARLOS; AACD (ORGANIZAÇÃO) (COORD.). **AACD medicina e reabilitação: Princípios e prática**. São Paulo: Artes Médica, 2007.

FOLLOWUP CLINICAL CENTER. **Ortopedia Follow UP**. Disponível em: <<http://www.ortopediainfollowup.com.br/start-br/>>. Acesso em: 15 out. 2016.

FORTI, F. **Análise do sinal eletromico em diferentes posicionamentos, tipos de eletrodos, ângulos articulares e intensidade de contração**. Universidade Metodista de Piracicaba. Piracicaba. 2005.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de fisiologia médica**. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

HALIT, E.; FUNG, C. C. Position, Location, Altitude Measurement: Inertial Navigation. In: WEBSTER, J. G. **The Measurement, instrumentation, and sensors handbook**. Boca Raton: CRC Press, 2000. Cap. 10.

JUNQUEIRA, L. C. U.; CARNEIRO, J. **Histologia básica**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.

KONRAD, P. **The ABC of EMG - A practical introduction of kinesiological electromyography**. Scottsdale: Noraxon U.S.A Inc., 2006.

LOEWENSTEIN, E. B. Analog-to-Digital Converters. In: WEBSTER, J. G. **The Measurement, instrumentation, and sensors handbook**. Boca Raton: CRC Press, 2000. Cap. 85.

MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. **Instrumentação em eletromiografia**. Universidade de São Paulo. São Paulo. 2006.

MARQUES, A. P. **Manual de Goniometria**. 3^a. ed. Barueri, São Paulo: Manole, 2014.

MICROCHIP TECHNOLOGY INC. **Microchip**, 2006. Disponível em: <<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39564c.pdf>>. Acesso em: 15 Outubro 2016.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Diretrizes de atenção à pessoa amputada**. 1. ed. Brasília - DF: Secretária da Saúde, 2013.

MNX. **MEMS Exchange**, 2016. Disponível em: <<https://www.mems-exchange.org/MEMS/what-is.html>>. Acesso em: 12 Setembro 2016.

MOTOROLA INC. **All Datasheet**, 1997. Disponível em: <<http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/5779/MOTOROLA/TL071.html>>. Acesso em: 15 Outubro 2016.

NETTER, F. H.; RIBEIRO, E. C. (.). **Atlas de anatomia humana**. 5. ed. Rio de Janeiro: Saunders Elsevier, 2011.

ORTOLAN, R. L. **Estudo e avaliação de técnicas de processamento do sinal mioelétrico para controle de sistemas de reabilitação**. Universidade de São Paulo. São Paulo. 2002.

OTTOBOCK. **Site da Ottobock**. Disponível em: <http://bebionic.com/the_hand/technical_information>. Acesso em: 05 jun. 2017.

OTTOBOCK. **Site da Ottobock**. Disponível em: <<http://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/michelangelo-prosthetic-hand/>>. Acesso em: 05 jun. 2017.

PERTENCE JR, A. **Amplificadores operacionais e filtros ativos: eletrônica analógica**. 8. ed. Porto Alegre: Bookman, 2015.

REIMBOLD, M. M. P. et al. **MEMS (Micro Electro-Mechanical Systems): A importância da micro-tecnologia no ensino de engenharia nas universidades brasileiras**. XL Congresso Brasileiro de Educação em Engenharia. Belém: [s.n.]. 2012. p. 0-12.

SAMPOL, A. V. **Manual de prescrição de órteses & próteses: cuidados e indicações**. Rio de Janeiro: Águia Dourada, 2010.

TITTEL, K. **Anatomia descritiva e funcional do corpo humano**. 14^a. ed. São Paulo: Santos, 2006.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO. Dez minutos de pausa. **Espaço Aberto**, São Paulo, Janeiro 2000. Disponível em: <<http://www.usp.br/espacoaberto/arquivo/2000/janeiro00/dicas.html>>. Acesso em: 16 ago. 2016.

APÊNDICE A – CIRCUITO COMPLETO

