

Prótese Eletrônica Auxiliar Infantil

Gabriel Genari Carmona
Programa de Engenharia Eletrônica
Universidade de Brasília - FGA
Brasília, Brasil
gabrielgcarmona@gmail.com

Tiago Rodrigues Pereira
Programa de Engenharia Eletrônica
Universidade de Brasília - FGA
Brasília, Brasil
tiagorodriguesp2@gmail.com

Resumo—Este documento apresenta uma proposta de projeto final para a matéria de Sistemas Operacionais Embarcados, cujo objetivo é de apresentar o desenvolvimento de sistemas embarcados utilizando sistemas operacionais. Consequentemente, o presente relatório, tem a finalidade apresentar uma prótese eletrônica de membro superior projetada para faixa etária de 3 a 7 anos. Com funcionalidade de abrir e fechar a mão com base em sinais eletromiográficos capturados no antebraço de um indivíduo de mão amputada.

I. INTRODUÇÃO

A utilização das próteses ortopédicas são datadas dos tempos mais antigos, sendo o registro mais antigo na Índia Antiga entre 3800 a.C e 1400 a.C [1]. O desenvolvimento delas evoluiu de forma exponencial no último século com a evolução da área biomédica utilizando componentes eletrônicos, alcançando funções de alta complexidade como mecanismos telemétricos eletrônicos de alta complexidade baseados nos joelhos humanos [2].

Conforme a Constituição Brasileira é instituída a Lei Nº 13.146 de Inclusão da Pessoa com Deficiência (Estatuto da Pessoa com Deficiência), destinada a assegurar e a promover, em condições de igualdade, o exercício dos direitos e das liberdades fundamentais por pessoa com deficiência, visando à sua inclusão social e cidadania [3]. Entretanto, grande parte das próteses com funções eletrônicas tendem a preços inacessíveis para a maior parte da população brasileira, onde uma prótese de alta capacidade esteja entre os valores de R\$46.000,00 e R\$190.000,00 [4].

Atualmente as próteses de alta capacidade possuem controle mio-elétrico obtido dos músculos presentes nos membros superiores do usuário, onde normalmente uma cirurgia de reinervação muscular é realizada para aumentar a precisão do controle mio-elétrico. Dessa forma, a prótese auxilia nas funções de segurar objetos e em apoio, onde os modelos mais avançados é possível trocar mão da prótese para realizar tarefas específicas como andar de bicicleta ou praticar ginástica.

Especificamente a população brasileira de deficientes motores com grande dificuldade é constituída por 3.698.929 pessoas, ou cerca de 2% da população brasileira total [5].

Representando um número expressivo de pessoas onde apenas 3%, cerca de 110.000, teriam alguma condição para utilizar alguma prótese de funções eletrônicas [6]. Acrescido a estes fatos, a população infantil, entre 0 e 9 anos, tem-se um número muito menor de deficientes motores que a

população adulta, devido principalmente a uma parte grande dos deficientes não nascem com ela mas adquirem após algum trauma que compromete as funções motoras [5]. Ocasionalmente uma eventual diminuição no investimento em próteses complexas nesta faixa etária, mesmo sendo as mais críticas para desenvolvimento das funções básicas.

Tornando assim a proposta de uma prótese de baixo custo com função de abrir e fechar para faixa etária de 3 a 7 anos, sendo a movimentação dos dedos realizada por servomotores. Sendo implementado um sistema embarcado que realiza o processamento do sinal de eletromiografia (EMG) capturado no antebraço e envia o comando de abertura e fechamento da mão para o servomotor.

O espectro de EMG inclui sinais que variam de 10 Hz a 1 kHz, principalmente entre 50 e 150 Hz, enquanto a voltagem possui valores de 50 μV a 9 mV. O sinal de EMG possui níveis elevados de interferência e ruído exigindo um circuito de condicionamento cuidadosamente projetado para permitir a análise do sinal.

O sinal EMG de cada músculo envolve muitas ações potenciais resultando em várias MUAPs (Motor Unit Action Potential) de cada unidade de motor. Desta forma, é possível distinguir o espectro do músculo em função da distância entre os eletrodos e as contrações com níveis de intensidade.

O estímulo para a contração muscular é geralmente um impulso nervoso, que chega à fibra muscular através de um nervo. O impulso nervoso propaga-se pela membrana das fibras musculares (sarcolema) e atinge o retículo sarcoplasmático, fazendo com que o cálcio ali armazenado seja liberado no hialoplasma. Ao entrar em contato com as miofibrilas, o cálcio desbloqueia os sítios de ligação da actina e permite que está se ligue à miosina, iniciando a contração muscular. Assim que cessa o estímulo, o cálcio é imediatamente rebombeado para o interior do retículo sarcoplasmático, o que faz cessar a contração. Dessa forma, esses sinais podem ser captados na superfície da pele por meio de eletrodos, uma vez que geram diferenças de potencial e consequentemente formam campos elétricos.

Os músculos do antebraço que movimentam o punho, a mão e os dedos são muitos e variados. Esses músculos que integram esse grupo que atua nos dedos são conhecidos como músculos extrínsecos da mão, pois se originam fora da mão e se inserem nela.

Conforme a figura 2 é perceptível que com a grande quan-

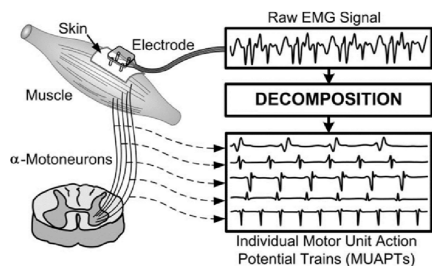


Figura 1: Representação da aquisição de um EMG

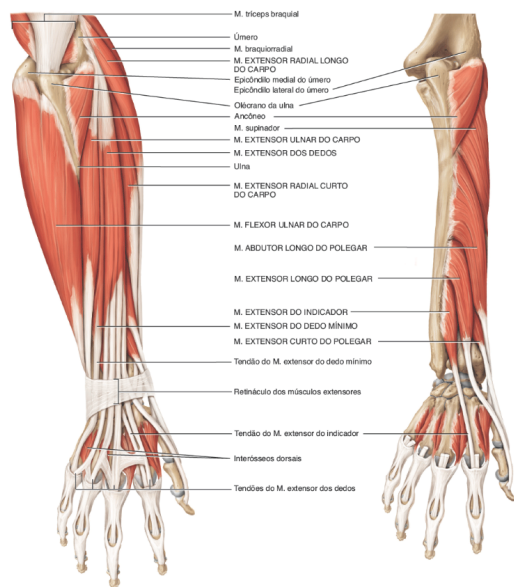


Figura 2: Musculatura do antebraço

tidade de músculos adjacentes para a aquisição das MUAPs existe a influência do *crossstalk*, em que o tem-se o sinal captado em um músculo entretanto o sinal é gerado em outro músculo. Sendo assim, a localização dos eletrodos é de grande importância, pois a localização incorreta pode causar resultados indesejados, assim como aumento de interferências no sistema. Consequentemente, foi analisado que para a melhor aquisição do sinal eletromiográfico, os eletrodos positivo e negativo devem estar adequadamente posicionados enfileirados na parte interna do antebraço, com a mesma distância entre eles conforme a figura 3. Sendo necessário eletrodos como o de tipo de gel sólido com sensor de prata (Ag/AgCl) MP43 circular de 43mm da marca MedPex.

Existem algumas considerações importantes a serem feitas em relação a qualidade do sinal além do posicionamento dos eletrodos, que são: tipos de fibras musculares, diâmetro das fibras, distâncias entre as fibras, tipo de tecido em cada fibra, ponto de captação do sinal, distribuição espacial das unidades motoras, quantidade de unidades motoras recrutadas e propriedades dos eletrodos utilizados para detecção do sinal. Dessa forma, todos esses fatores podem alterar o sinal de EMG.



Figura 3: Posicionamento dos eletrodos no antebraço

II. DESENVOLVIMENTO

A solução proposta de implementar uma prótese de baixo custo para faixa etária de 3 a 7 anos controlada por sinais de eletromiográfica (EMG) temos que os principais objetivos desse projeção são:

- Desenvolver prótese de mão de baixo custo com função de pegar objetos de diferentes tamanhos e formatos;
- Classificar sinais eletromiográficos dos membros superiores do usuário final referentes a movimentos da mão;
- Automatizar processo de abertura e fechamento por meio de software embarcado.

Onde o escopo proposto é de implementar com base em uma plataforma utilizada de prótese feita em impressão 3D para tamanho reduzido para o público-alvo. Sendo este crianças amputadas de parte de um dos membros superiores na faixa etária entre 3 a 7 anos de idade.

Tendo em vista o escopo do produto e adicionando a limitações de ser um produto de baixo custo, variando entre 800-1500 reais para implementação completa, o principal foco desse projeto é na solução eletrônica com software embarcado, deixando melhorias mecânicas da prótese de lado.

Além disso, por se tratar de um protótipo inicial e as necessidades burocráticas para fazer testes de equipamentos biomédicos, ou seja, necessidade da liberação para testes externos com pessoas do público alvo seja feita por um conselho de ética os testes serão feitos em escala reduzida. Onde o intuito é de demonstrar que a tecnologia implementada funciona para pessoas sem dificuldades motoras.

A. Requisitos funcionais:

- Abrir e fechar mão robótica com tempo variável;
- Capturar sinais de eletromiografia (EMG);
- Classificar sinais de EMG em aberto e fechado;
- Detectar mau contato nos eletrodos;

B. Requisitos não-funcionais:

- Módulo de controle e processamento utilizar um computador de placa única com sistema operacional;
- Utilizar sistema operacional Linux;
- Módulo de controle e processamento portátil;
- Alimentação dos sistemas deve ser portátil

- Módulo de controle e processamento deve funcionar de forma offline;
- Adquirir sinais de EMG com componentes de frequência de até 800Hz;
- Janelamento do sinal de EMG ser de 500 ms com sobreposição ajustável;
- Programa de processamento e controle em linguagem C/C++;

Analisando os requisitos funcionais e não funcionais levantados, as limitações aplicadas pelo escopo geral e os objetivos gerais pode-se afirmar que a principal vantagem do projeto comparado com a solução existente de estado da arte é de ser um produto de baixo custo onde são aplicadas tecnologias semelhantes (controle por sinais de EMG).

C. Descrição de Hardware

Na figura 4 nos apêndices pode ser visualizado o diagrama de blocos geral da solução de *hardware* proposto para solução. Onde está demonstrado de forma geral tanto os principais componentes utilizados como a conexão entre eles.

REFERÊNCIAS

- [1] PARATLETISMO, Braskem. Evolução das próteses na Linha do Tempo. Disponível em: <<https://www.braskem.com.br/paratletismo-infografico>>. Acesso em: 22 fev. 2021.
- [2] Morris, Beverly A., et al. e-Knee: evolution of the electronic knee prosthesis: telemetry technology development. *JBJS* 83.2_{suppl}1 (2001): S62-66
- [3] Lei Brasileira 13.146 de Inclusão da Pessoa com Deficiência. Disponível em: <<https://www2.camara.leg.br/legin/fed/lei/2015/lei-13146-6-julho-2015-781174-norma-actualizada-pl.html>>. Acesso em: 22 fev. 2021
- [4] OTTOBOCK. Empresa de próteses. Próteses de Membro Inferior. Disponível em: <<https://www.ottobock.com.br/prosthetics/membros-superiores/>>. Acesso em: 22 fev. 2021.
- [5] IBGE. Censo Demográfico 2010. <Disponível em: <http://www.ibge.gov.br>> Acesso em 23 fev. 2021.
- [6] ABOTEC. Associação Brasileira de Ortopedia Técnica. Avaliação de acessibilidade da população para próteses. Disponível em: <<http://www.abotec.org.br/novosite/index.html>>. Acesso em: 23 fev. 2021.
- [7] DUFF, Susan V. et al. Innovative evaluation of dexterity in pediatrics. *Journal of Hand Therapy*, v. 28, n. 2, p. 144-150, 2015.
- [8] ZUNIGA, Jorge et al. Cyborg beast: a low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences. *BMC research notes*, v. 8, n. 1, p. 10, 2015.
- [9] Myo & PO, MyPo 2.0 . "Disponível em: <https://www.thingiverse.com/thing:2409406>". Acesso em 23 fev. 2021 .
- [10] C. Sapsanis, G. Georgoulas, A. Tzes, D. Lymberopoulos, e.g. Improving EMG based classification of basic hand movements using EMD in 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 13 (EMBC 13), July 3-7, pp. 5754 - 5757, 2013. "Disponível em: <https://archive.ics.uci.edu/ml/datasets/sEMG+for+Basic+Hand+movements>". Acesso em 24 fev de 2021 .
- [11] ALKAN, Ahmet; GÜNAY, Mücahid. Identification of EMG signals using discriminant analysis and SVM classifier. *Expert systems with Applications*, v. 39, n. 1, p. 44-47, 2012.

APÊNDICE IMAGENS

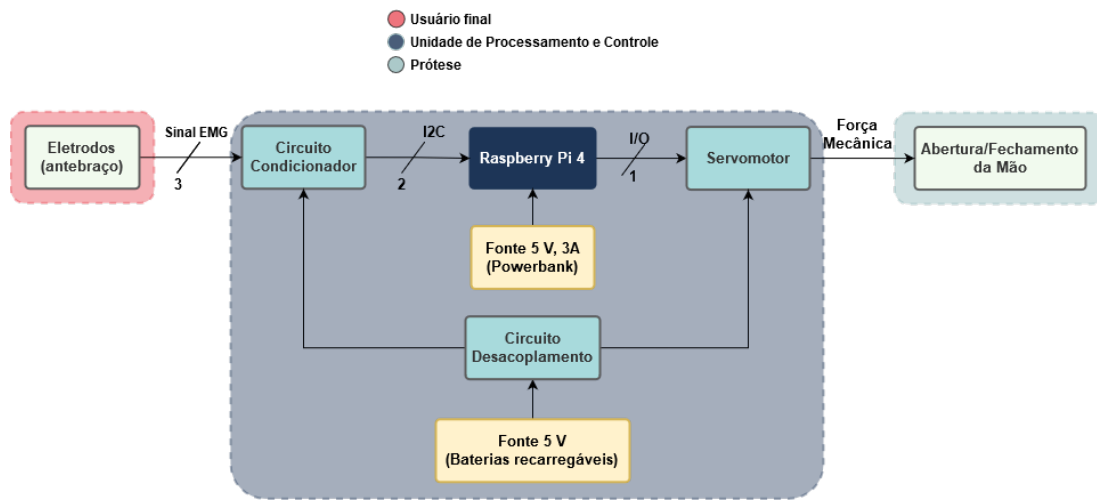


Figura 4: Diagrama de Blocos da Solução