

INTERFACE DE CONTROLE MIOELÉTRICA APLICADA EM CADEIRA DE RODAS MOTORIZADA

Paulo Marcos de Aguiar, Instituto Federal de São Paulo, pmaguiar@ifsp.edu.br

Amauri Bueno de Camargo Júnior, Instituto Federal de São Paulo, amauribcjr@hotmail.com

Paulo Urbano dos Santos, Instituto Federal de São Paulo, purbano@ymail.com

Tarcísio Fernandes Leão, Instituto Federal de São Paulo, leao@ifsp.edu.br

Resumo. — Utilizando-se um kit de motorização para cadeira de rodas, desenvolvido anteriormente para atender crianças foi desenvolvido um sistema de controle mioelétrico. Anteriormente o controle desta cadeira era realizado através de um joystick, no entanto um número significativo de usuários ficavam fora do grupo que teria indicação ao uso deste equipamento. Esta restrição ocorre por que muitas crianças não tem o controle suficiente na mão para realizar o controle da cadeira ou tem problemas como espasticidade e mesmo não possuem a mão. Visando a inclusão destas pessoas e, portanto, a ampliação do número de indicação ao uso da cadeira motorizada foi desenvolvida o controle através dos sinais mioelétricos gerados no ante braço dos potenciais usuários. Neste trabalho é apresentado o desenvolvimento de uma interface de controle mioelétrico aplicado à cadeira de rodas motorizada desde a aquisição e tratamento de sinais; transmissão; processamento e comando. O sistema utiliza o sensor de movimentos MYO para aquisição dos sinais mioelétricos, a qual transmite informações em modo serial, através do Bluetooth para o módulo Bluetooth conectado a plataforma de controle. A interface obtida apresentou desempenho satisfatório controlando a cadeira a uma velocidade adequada ao uso em ambientes internos e de maneira segura ao usuário, além de proporcionar mobilidade, portabilidade, e fácil adaptação do usuário ao conjunto final.

Palavras chave: Bluetooth BLE, Cadeira de Rodas Motorizada. MYO armband. Sinal Mioelétrico. Reabilitação.

1. INTRODUÇÃO

A demanda de controle para dispositivos portáteis tem aumentado significativamente. Novos conceitos foram definidos: mobilidade, portabilidade e conectividade. Desta forma, criou-se uma nova categoria de dispositivos, os “dispositivos de vestir” (*wearables*). Esta nova categoria apresenta uma tendência de incorporar a tecnologia as vestimentas comuns ou outros acessórios já presentes em nosso cotidiano. Como exemplo, pode-se citar um capuz com caixas de som incorporadas, um relógio de pulso integrado ao telefone móvel ou ainda pulseira inteligentes para monitoramento cardíaco (Meier, 2015).

Alinhado a esta tendência, há também a necessidade de interfaces com o controle integrado. Interfaces constituídas de linguagem simples, com fácil adaptação e aprendizagem de modo a controlar o equipamento de forma intuitiva retirando a obrigatoriedade de ler um extenso manual para os primeiros passos. Como exemplo pode-se citar algumas técnicas de transmissão de informações sem fio (WLAN, Bluetooth, RF, 3G/4G, entre outras). Estas técnicas aplicadas as interfaces de controle permitem o acesso instantâneo as informações de diferentes dispositivos, em momentos e locais onde os transmissores e receptores possam atuar de forma eficaz (Silva, 2013). Como exemplo pode-se citar o *Bluetooth* versão 4.0 de baixo custo energético *Bluetooth Low Energy* (BLE) compatível com a comunicação serial. Suas características de transmissão requerem ao mínimo dois dispositivos um em modo mestre e outro em modo escravo para comunicação. A configuração mestre é utilizada para buscar outros dispositivos periféricos para conexão. Assim, depois de conectar o mestre controla o modo de transmissão, definindo padrões de intervalo dos pacotes, redundância, bit de término, entre outros parâmetros. Além destes também será responsável por realizar a leitura e escrita dos parâmetros definidos como “características” nos perfis do dispositivo servidor. Assim também é necessário atribuir funções de cliente e servidor para registro dos perfis e características utilizados (Thalmic Lab, 2016).

Assim, para controle destes equipamentos são necessárias interfaces de controle. Nos equipamentos convencionais são encontrados modelos que geralmente restringem suas entradas a sensores mecânicos, sonoros ou reconhecimento óptico. Esses métodos utilizam as mãos, e restringem o controle a um determinado espaço ou posição. Desta forma estas interfaces podem ser distinguidas em duas abordagens principais: a interação de “mãos livres” e “olhos livres” (Meier, 2015). A interação por “mãos livres” concentra no reconhecimento do movimento dos olhos para gerar o estímulo. Já interação de “olhos livres” utiliza gestos executados pelas mãos ou outras partes do corpo sem a necessidade de fixar o olhar no objeto principal.

Como exemplo de interação de “olhos livres” podemos citar o controle direto através da utilização do Sinal Mioelétrico (SME). Este sinal é descrito como um processo estocástico por ser composto de diferentes “Potenciais de ação da unidade motora” (*Motor Unit Action Potentials* – MUAPs), pela irregularidade na taxa de disparo dos neurônios motores e a quantidade de fibras envolvidas (Deluca, 1979).

O MUAP constituído como um conjunto de disparos (potenciais de ação) somados não possui energia suficiente para acionar as unidades motoras e realizar o movimento. Para isso é necessário um conjunto de MUAPs definido como “Trem de potenciais de ação da unidade motora” (*Motor Unit Action Potential Train* – MUAPT). Desta forma, os grupamentos de fibras musculares controladas pelas unidades motoras utilizam-se da junção mioneural para se contraírem através do estímulo mioelétrico (Guyton and Hall, 1997).

Os trabalhos elaborados por Camargo (2010 e 2013) descrevem melhor as técnicas utilizadas para aquisição deste sinal. Nele são analisadas as diversas técnicas resumidas em dois grupos: invasivos, com perfuração da pele e não-invasivos, sem perfurações. Com o foco na praticidade, mobilidade e afim de se evitar infecções, foram utilizados somente elementos não invasivos. Neste trabalho para utilizar o SME oriundo dos movimentos musculares foram utilizados sensores aderidos a pele do usuário.

Os produtos que utilizam comercialmente os SME como fonte de informação para controles diversos formam uma categoria de tecnologia recente. Em 2013, Aguiar, P.M. et al. desenvolveram no Laboratório de Robótica e Reabilitação (LABORE) do Instituto Federal de São Paulo (IFSP) uma plataforma para aquisição e análise dos sinais mioelétricos para que pudessem ser utilizados no controle de sistemas voltados à reabilitação humana. Através desta plataforma é possível caracterizar o sinal que se pretende trabalhar. Plataforma que foi utilizada inicialmente na aquisição dos sinais e análise. Para se dispor dos sinais mioelétricos e de informações de posição e orientação, foi utilizado o bracelete MYO da empresa Thalmic Lab, que possui além dos sensores para SME uma unidade de medição inercial IMU. O bracelete permite a utilização dos sinais mioelétricos, gerados nos músculos do usuário, para exercer controle sobre diversos equipamentos. Na figura 1 está ilustrado o bracelete e representado o sinal mioelétrico.

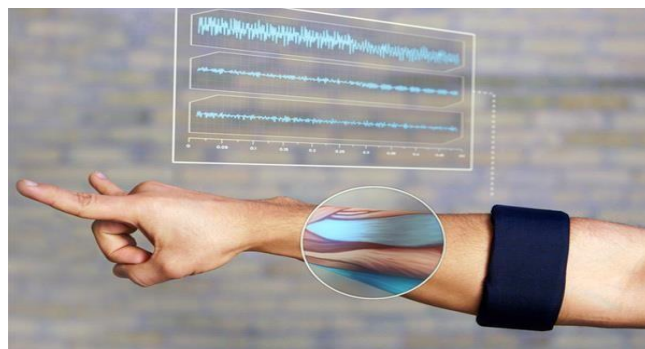


Fig. 1 - Ilustração da aquisição dos sinais mioelétricos pelo bracelete MYO. (Thalmic Lab.)

Este bracelete possui oito sensores de superfície utilizados no monitoramento das atividades eletromiográficas (EMG). O conjunto de sensores é utilizado para monitorar os dados de posição e orientação do braço do usuário. Também apresenta uma “unidade de medida inercial” (*Inertial Measurement Unit*-IMU) de 9 eixos, um giroscópio de 3 eixos, um acelerômetro de três eixos e um magnetômetro de 3 eixos. O bracelete utiliza *Bluetooth* 4.0 como o canal de informação para transmitir os sinais reconhecidos internamente, através de padrões configurados no momento de calibração do bracelete, para os dispositivos emparelhados.

Este bracelete vem sendo utilizado em alguns trabalhos de pesquisa como no que Cheng (2015) utiliza este sensor para controle em ambiente virtual; Chenguang et. al. (2015) o utiliza no acionamento de um braço robótico que replica o movimento do usuário durante a escrita; e Sathiyarayanan et al. (2015) que o aplicou no controle de um robô móvel.

No LABORE um estudo com uma cadeira de rodas infantil motorizada, já vem sendo realizado, no projeto inicial a cadeira foi concebida utilizando-se de um *joystick* para seu controle por parte do usuário. Com este tipo de controle diversos usuários ficam privados do uso da cadeira, pois podem não ter condições morfológicas ou de outra ordem, como espasticidade nas mãos, que permitam o controle seguro e contínuo da cadeira. Trabalhos utilizando um *joystick* inteligente que trabalhasse de forma cooperativa com o paciente vinha sendo delineado, até que a tecnologia de controle utilizando SME apresentou-se como opção factível, e então foi escolhida como nova forma de controle para as cadeiras de rodas motorizadas.

Utilizando-se o controle através do bracelete MYO será, provavelmente, propiciada a ampliação do número de indicações de cadeira de rodas motorizada. Deverão ser incluídos pacientes com dificuldades de coordenação motora da mão, má formação das mãos ou amputados. Neste trabalho as mãos são utilizadas como referência de movimentos, mas os sinais são obtidos dos músculos do antebraço. No caso de pacientes sem a mão, é necessário observar a existência de uma massa muscular mínima no antebraço para ativar o limiar do bracelete. Esta análise pode ser realizada inicialmente através da

plataforma de análise de sinais mioelétricos, caso o sinal seja muito baixo ou não se mantenha é necessário seguir um protocolo de fisioterapia para que o paciente adquira a massa muscular necessária antes da utilização do bracelete. A nova forma de controle de cadeira de rodas contribuirá também com os pacientes que podem utilizar o *joystick*, ou já o utilizam visto que levará a uma condição de *mãos livres*, o que permitirá a realização de outras tarefas.

Também contribuirá disponibilizando ao mercado uma tecnologia de fácil acesso, versátil, com capacidade de adaptação aos diferentes usuários. Ainda apresenta um baixo custo nos processos de fabricação e acessibilidade, através de elementos abertos à comunidade. Desta maneira, não possui restrições comerciais, incentivando o desenvolvimento tecnológico. Neste trabalho o foco é verificar a viabilidade do uso desta tecnologia para controle, inicialmente, de cadeira de rodas, desta maneira foram desenvolvidas interfaces e drivers para o uso do bracelete junto a cadeira de rodas. Especial atenção foi dada a comunicação entre o bracelete e o controlador, levando a realização de testes de funcionamento em períodos diversos do dia onde se pode ter diferentes interferências. Trabalho futuro onde os testes serão realizados com usuários de cadeira de rodas motorizadas, e candidatos ao seu uso, foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisas (CEP) do Instituto Federal de São Paulo.

2. DESENVOLVIMENTO

Através da análise do problema foi proposto uma arquitetura para atender aos requerimentos apresentados. A estrutura projetada foi dividida como ilustrado na Fig. 2: aquisição e tratamento; transmissão; processamento e comando.

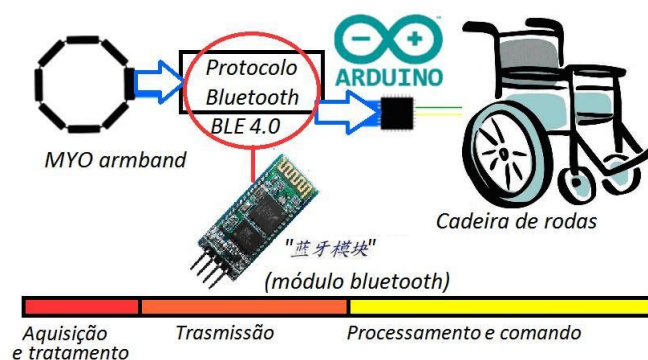


Fig. 2 - Arquitetura proposta para interface.

2.1 Aquisição e tratamento

Para aquisição do sinal, a interface utiliza o sensor de leitura de sinais mioelétricos “**MYO armband**”. Este equipamento foi selecionado por possuir um conjunto de sensores confiável para captura do sinal mioelétrico (SME), que se dá em configuração diferencial presente em cada módulo. Esta abordagem sensorial permite ao equipamento atenuar os ruídos e amplificar a entrada (Camargo, 2010). Ao utilizar o MYO é possível captar o sinal mioelétrico resultante da atividade muscular do antebraço ao realizar um movimento com a mão correspondente ou movimento simulado equivalente, no caso de amputados. O SME então é filtrado, amplificado e processado por um microcircuito integrado. Em sequência, o sinal digital de saída é analisado e comparado com os padrões pré-configurados. Estes padrões são “treinados” pelo usuário durante a etapa de ajustes do sensor MYO, durante a primeira vez que o usuário veste o dispositivo, com auxílio de um computador. A partir disto, o sensor MYO já com seu sistema de processamento próprio embarcado identifica as seguintes posições de controle do usuário: “punho”, “dedos esticados”, “flexão da mão”, extensão da mão” e “dupla batida”, ilustrado na Fig.3.



Fig. 3 - Poses padrão do MYO armband. (Adaptado de Thalmic Lab.)

2.2 Transmissão

O dispositivo MYO oferece como modo de transmissão o uso do protocolo *BLUETOOTH 4.0 BLE*. Entretanto, diferente da maioria dos módulos encontrados no mercado limitados apenas a função de escravo, o módulo CC41-A da empresa BOLUTEK, oferece também a função mestre além de seu custo reduzido.

Nesta etapa foi identificado que o MYO só transmite em modo escravo, e utiliza uma taxa de transmissão diferente do módulo CC41-A que atua no modo mestre. Esta diferença impossibilita o módulo de buscar e encontrar o bracelete. Além disto o módulo *bluetooth* também não possui funções para alterar esses parâmetros. Neste momento foi necessário a atualização do programa base *firmware* do módulo *bluetooth* para corrigir a falha de sincronismo.

2.3 Processamento e comando

O módulo CC41-A após conectar o sensor MYO, transmite as informações por serial para o Arduino UNO (Arduino, 2016). Esta plataforma micro controlada foi escolhida por apresentar uma taxa de processamento compatível com a interface proposta, baixo custo e uma base de conhecimento consolidada, o que facilita seu uso nesta fase do projeto. Através dela as informações recebidas por serial são processadas e produzem quatro sinais de saída. Os sinais de saída gerados são enviados aos módulos de comando, estes são constituídos por um circuito de acionamento por relés dos motores da cadeira de rodas motorizada. Foram estruturados para isolar o circuito de controle do circuito de potência, garantido assim a confiabilidade ao se reduzir ruídos, bem como sua proteção contra sobrecargas. Na figura 4 pode-se ver a cadeira de rodas com *kit* de motorização utilizada neste estudo.



Fig. 4 - Cadeira de rodas motorizada -LABORE.

A partir da arquitetura proposta foi construído uma interface estruturada em módulos: comunicação *Bluetooth*, plataforma controladora, comando dos motores.

2.4 Comunicação Bluetooth

A fim de corrigir a falha de sincronismo com o equipamento MYO, foi programado pelo grupo MYO DEVELOPERS um novo programa base *firmware* personalizado. Este programa base utiliza a estrutura física do controlador no módulo BLE para corrigir a falha de sincronismo. Ele também acelera o processo de conexão já atribuindo os parâmetros de comunicação transmitidos pelo MYO. Para gravar o novo programa base no módulo, foi utilizado o Arduino UNO com programa específico, o programa na extensão “.bin” a ser gravado e o acesso de programação (*debugger*) ao microcontrolador 8051 integrado no CI controlador do módulo BLE, mostrado na Fig. 5 com a adição de três terminais.



Fig. 5 - Módulo Bluetooth BLE 4.0 após atualizar o programa base.

O programa base desenvolvido é compatível com todos os módulos de comunicação *Bluetooth* BLE 4.0 baseados no circuito integrado CC2541 da *Texas Instruments*. Para as arquiteturas baseadas no CI 2540 também foi desenvolvido outro *firmware* personalizado.

Após atualizado e ser alimentado, o CC41-A inicia uma rotina de busca no ambiente pelo equipamento MYO. Ao receber um pedido de conexão o dispositivo MYO responde com as informações e parâmetros necessários para comunicação, definindo-o como servidor e o outro equipamento como cliente. Também informa quais serviços (perfis) e variáveis (características) possui e então está apto a gerenciar, com isso foi elaborada a conexão mostrada na figura 6.

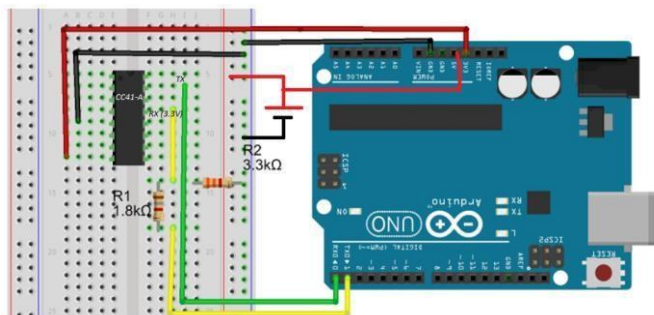


Fig. 6 - Diagrama de conexão do módulo Bluetooth e o Arduino Uno.

2.5 Plataforma controladora

Estruturado numa mesma placa de fenolite, foi reunido a plataforma Arduino UNO, o módulo BLE e um suporte de baterias padrão AA número 5, para alimentação. Também foi construído um divisor de tensão para reduzir a entrada de 5V para 3.3V, na transmissão serial do Arduino UNO para o módulo. As saídas controladas do Arduino foram conectadas a quatro diodos *LED* para sinalizar seu funcionamento. Estas por sua vez são transmitidas ao módulo de comando. Uma ilustração explicativa da posição de elementos do conjunto final é mostrada na figura 7, seguido pela foto do conjunto na figura 8.

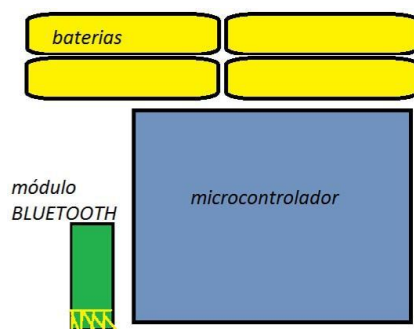


Fig. 7 - Ilustração explicativa do conjunto final.



Fig. 8 – Foto da plataforma controladora.

No Arduino foi desenvolvido um programa utilizando a biblioteca de serviços e características do MYO para obter as poses lidas pelo sensor. Como medida de segurança foi atribuído a pose “Dupla batida” para travar e destravar o sensor. As outras poses foram usadas para atuar em quatro pinos de saída fornecendo nível lógico 1 (5V) para acionamento dos motores, de acordo com a tabela 1.

Tabela 1 - Saída do Arduino.

Pose	A	B	C	D	Movimento
Punho	1	0	1	0	Afrente
Dedos estendidos	0	1	0	1	Atrás
Flexão do punho	1	0	0	1	Rotaciona à esquerda
Extensão do punho	0	1	1	0	Rotaciona à direita

2.6 Comando dos motores

Foi elaborado módulo de tamanho reduzido para facilitar acoplamento mecânico a cadeira de rodas. Este por sua vez é constituído de uma configuração direta de acionamento através dos sinais lógicos 1 (5V) e 0 (0V) como acionadores em dois relés para acionamento do motor. Ao ativarmos um relé o outro permanece inativo fornecendo assim uma diferença na polaridade do motor, atuando na direção desejada. Sua construção foi estruturada para resistir as correntes de alimentação requeridas pelos motores da cadeira de rodas, medidas em torno de 1A à 3A, dependendo da massa do conjunto e ainda manter os padrões de portabilidade e tamanho reduzido. Este módulo foi construído em duplicata, constituindo o conjunto de acionamento para cada motor. Durante os testes do conjunto final, a cadeira apresentou uma velocidade média equivalente com a escada rolante, em torno de 2,5 km/h, garantindo a segurança do usuário em ambientes internos, onde se propõe a utilização.

3. TESTES E RESULTADOS

Todos os equipamentos foram testados, quanto ao funcionamento, ao final de cada etapa e foram todos positivos. Estes testes foram realizados em bancada com cada placa e *driver* elaborados, e também com todo o conjunto integrado. Os testes foram qualitativos e realizados em série de 20 ciclos (liga/verifica resposta/desliga), e foram realizados em 3 dias e em 3 séries (cada série de 20 ciclos), 1 série por período (manhã; tarde e noite). Após estes testes em bancada, todo equipamento foi montado na cadeira de rodas. Foram realizados os ajustes mecânicos do embarcamento do equipamento na cadeira de rodas, o conjunto foi ligado e foi verificado seu funcionamento. A cadeira de rodas se desloca a uma velocidade média de 2,3 km/h, pois é destinada ao público infantil e para uso em ambientes internos. Os de controle da cadeira, nesta fase inicial, resumiram-se a verificar se os usuários eram capazes de controlar a cadeira de rodas, seguir rotas previamente definidas, e se a resposta do sistema não excedia o tempo de percepção do usuário e dos observadores. Estes testes ocorreram somente com usuários não cadeirantes (8 usuários ligados ao LABORE) tanto dentro do laboratório como em outros ambientes fechados mais amplos. Todos os usuários foram capazes de controlar a cadeira de rodas e completar a rota estabelecida. A resposta do sistema de controle foi satisfatória, do ponto de vista qualitativo, onde não houve nenhuma interrupção de serviço e tempo de resposta que chegasse a incomodar o usuário e os observadores. Nestes testes foi verificado se os diferentes usuários completavam as tarefas de locomoção determinadas, e se não ocorriam falhas no sistema. Todos os usuários puderam controlar a cadeira de rodas, tanto estando na própria cadeira como à distância, simulando o chamado da cadeira. As tarefas sempre envolviam o deslocamento da cadeira por um circuito definido utilizando-se todas as posições e orientações convencionais, como deslocamento retilíneo, rotação no próprio eixo, e curva com raio progressivo. Não foram testados deslocamentos ascendentes e descendentes. Os testes quantitativos, com pacientes, seguindo diferentes protocolos, fazem parte de um trabalho, futuro, já submetido ao comitê de ética em pesquisa com seres humanos (CEP) do Instituto Federal de São Paulo.

4. CONCLUSÕES

A arquitetura proposta da interface de controle mioelétrico apresentou desempenho satisfatório nos testes, no escopo deste trabalho, cujo objetivo específico foi verificar a viabilidade do uso da tecnologia apresentada para o controle de cadeira de rodas motorizadas, destacando-se a comunicação entre o bracelete e o controlador. O conjunto elaborado atendeu aos requisitos da estrutura proposta de controle e os objetivos apresentados. Assim, constitui um meio confiável de comunicação entre o bracelete MYO e o controlador, desde que seja mantida a conexão ativa mesmo em modo de

“aguardo” (*standy-by*). O conjunto do sistema apresentou bom desempenho, facilidade de uso, e aparente boa repetibilidade. Os testes com pacientes serão realizados futuramente, bem como o teste de repetibilidade do sistema a fim de garantir a segurança dos usuários de cadeira de rodas motorizadas. Normalmente as cadeiras são controladas através de *joysticks* o que acaba limitando seu uso a um grupo que tenha boa coordenação com a mão e boa cognição. Como neste projeto o controle se dá por sinal mioelétrico, o número de pacientes com indicação médica ao uso de cadeira de rodas motorizadas deve ser ampliado, visto que inclusive pacientes que não tem a mão poderão comandar a cadeira apresentada. Desta maneira este trabalho contribui diretamente para a inclusão de mais pacientes ao conjunto dos que podem utilizar cadeiras de rodas motorizadas, e, portanto, levará a uma maior independência e consequente melhor qualidade de vida, caso os futuros testes com pacientes se mostrem positivos.

3. REFERÊNCIAS

MEIER, N. Gesture based input methods for wearable devices. Media Informatics at the University of Munich, Germany, 2015.

SILVA, C.M.A. Pulseira Inteligente Para Aplicações Industriais e de Lazer. Master in Electrical and Computer Engineering Specialization of Autonomous Systems. Electrical Engineering Department. Porto Higher Institute Engineering, 2013.

DELUCA, C.J., Physiology and mathematics of myoelectric signals. IEEE Transaction on Biomedical Engineering, v.26, n.6, p.313-325. 1979.

GUYTON, A.C.; HALL, J.E. Tratado de fisiologia médica. 9ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 1997.
CAMARGO JR., A.B. Implementação de um Sistema Para Captura e Processamento de Sinais Mioelétricos. 4º Congresso Científico da Semana Tecnológica – IFSP. Anais do CONCISTEC'13. Bragança Paulista, SP, Brasil 2225 de outubro de 2013.

CHENG, Z. Gesture Control in a Virtual Environment. Master of Computing of Australian National University Semester 1, 2015.

AGUIAR, P.M.; MARTINS, H. M. ; Barbosa, P.R. . Development of Platform for Ectromyographic Signal Acquisition and Analysis. In: 22nd International Congress of Mechanical Engineering -COBEM, 2013, RIBEIRAO PRETO. 22nd International Congress of Mechanical Engineering -COBEM, 2013.

CHENGUANG, Y.; SAI, C.; PEIDONG, L.; ZHIJUN, L. Teleoperated robot writing using EMG signals. Center for Robot. & Neural Syst., Plymouth Univ., Plymouth, UK. IEEE International Conference on Information and Automation - p2264 - 2269. 2015.

SATHIYANARAYANAN, M.; MULLING, T.; NAZIR, B. Controlling a Robot Using a Wearable Device (MYO). School of Computing, Engineering and Mathematics, University of Brighton, United Kingdom. IJEDR1503035 International Journal of Engineering Development and Research (ijedr.org), IJEDR | Volume 3, Issue 3 | ISSN: 23219939, 2015.

© Thalmic Lab. 2016. Disponível em: <<https://www.myo.com/>> & <<https://developer.thalmic.com/>>. Último acesso em: 16/05/2016.

CAMARGO JR., A.B. Estudo da Eletromiografia e de Técnicas para Captura e Processamento de Sinais Mioelétricos. Artigo apresentado no Workshop de Inovação Tecnológica do IFSP – campus Guarulhos, SP, Brasil 10-11 de novembro de 2010.

© Arduino. 2016. Disponível em: <<https://www.arduino.cc/en/Guide/HomePage>>. Último acesso em: 16/05/2016.

4. AGRADECIMENTOS

Agradeço a utilização das instalações e equipamentos do Laboratório de Robótica e Reabilitação, LABORE do Instituto Federal de São Paulo, Câmpus São Paulo.

5. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.