

# OBTENÇÃO E MANIPULAÇÃO DE SINAIS ELÉTRICOS DO CORPO HUMANO PARA SUBSIDIAR SOLUÇÕES DE REABILITAÇÃO MOTORA.

Ronaldo Amaro Macarrão Junior<sup>1</sup>, João Carlos Lopes Fernandes<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Aluno de Iniciação Científica da Escola de Engenharia Mauá (EEM/CEUN-IMT);

<sup>2</sup> Professor da Escola de Engenharia Mauá (EEM/CEUN-IMT).

**Resumo.** *A evolução das tecnologias assistivas tem proporcionado ao ser humano cada vez mais possibilidades de melhoria em seu cotidiano. Dentre as possibilidades de melhoria na qualidade de vida, a área de reabilitação motora é muito promissora e reúne a engenharia eletrônica com a medicina, ou seja, pode se obter e filtrar os impulsos elétricos do corpo humano afim de utilizá-los em soluções que auxiliem na criação de exoesqueletos, por exemplo, que possibilitem diminuir alguma limitação física, melhorando seus movimentos, suprimindo suas necessidades fisiológicas. Este trabalho tem como objetivo capturar os sinais elétricos do corpo humano com auxílio de sensores e estudar suas formas de manipulação na utilização em soluções para reabilitação motora.*

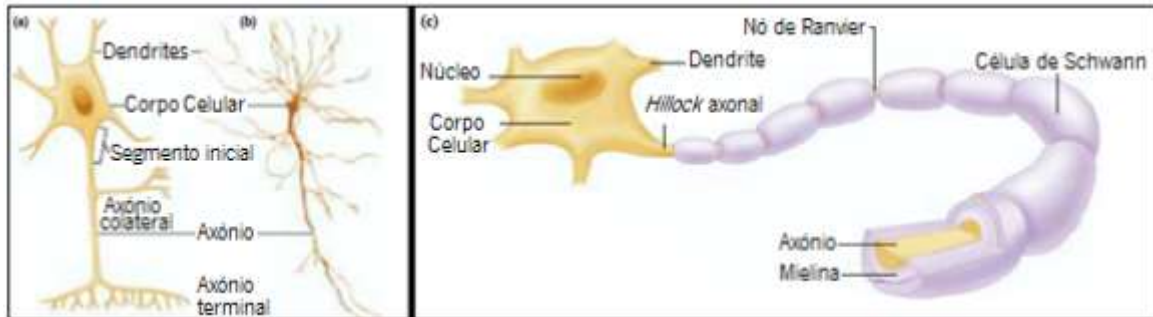
## Introdução

A célula nervosa ou neurônio, como outras células biológicas, é delimitada por uma membrana celular semipermeável, responsável pela capacidade da transmissão das informações, já o processo de contração muscular envolve o potencial de ação conduzido pelos neurônios e passam pela transmissão sináptica, são estes potenciais de ação musculares que somados representam o Sinal Eletromiográfico (SE) que possibilita a contração das fibras musculares, ou seja, a viabilidade motora de uma pessoa. Com a geração de um campo eletromagnético que percorre as fibras musculares, se colocado um eletrodo na região de sua ação, consegue-se determinar a intensidade do SE. Todos os potenciais de ação neurais são reações eletroquímicas responsáveis pela condução dos sinais nervosos nos neurônios. (MOREIRA, 2013)

Desta forma quando analisado o SE de cada músculo obtém-se a sua composição pela soma dos vários potenciais de ação musculares, resultando potenciais elétricos diferentes. A contração muscular é realizada pela seleção do número de fibras musculares que devem contrair ou relaxam, quando não existem unidades motoras, os impulsos nervosos resultariam na contração ou relaxamento de todos os músculos. O corpo celular do neurônio é a porção que contém citoplasma, núcleo e organelas. Em um neurônio motor, que comanda diretamente a contração das fibras musculares, a soma (corpo celular) está entre os dendritos e o axônio, já em certos neurônios sensoriais localiza-se discretamente à margem do axônio.

Os dendritos são processos celulares, tipicamente curtos e altamente ramificados de maneira a oferecer amplas áreas de contato para a recepção de informação. Estas estruturas são especializadas em receber informações e enviar estímulos para o corpo celular. Os impulsos nervosos são conduzidos do corpo celular para outros neurônios ou glândulas através do axônio. Em sua extremidade, o axônio ramifica-se formando os seus terminais, que contêm estruturas minúsculas chamadas botões sinápticos. Quando estas estruturas recebem um impulso nervoso liberam neurotransmissores, que são substâncias químicas que transmitem sinais de um neurônio para outro. (MOREIRA, 2013)

Figura 1: Estrutura de um neurônio



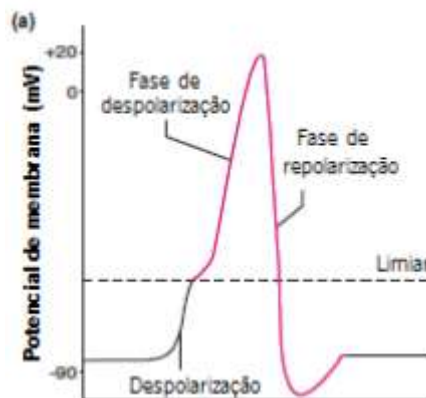
Fonte: Adaptado (KANDEL, 2014).

Os potenciais de ação neurais são reações eletroquímicas responsáveis pela condução dos sinais nervosos nos neurônios. O sinal elétrico que emana da ativação das **n** fibras musculares, sendo cada unidade motora pode conter de 3 a 2000 fibras musculares e que estão na vizinhança detectável de um eletrodo é chamado de potencial de ação da unidade motora (MUAP).

A duração de um MUAP é de aproximadamente 1 a 13ms com amplitudes na ordem dos 100μV a 2mV e banda de frequência de 5Hz a 10kHz. A manifestação elétrica de um MUAP é acompanhada por uma contração das fibras musculares. Contudo, pelo fato do MUAP ter um período relativamente pequeno (1 a 13ms), as unidades motoras precisam ser ativadas repetidamente para que seja possível a sustentação de uma contração muscular. Esta sequência resultante de MUAPs é chamada de cadeia de potenciais de ação da unidade motora (MUAP).

Os MUAPs, ao percorrem as fibras musculares, geram um campo eletromagnético nas redondezas das fibras. Este potencial elétrico referente a uma contração muscular, denominado sinal mioelétrico, pode ser detectado no exterior do corpo.

Figura 2: Representação gráfica de um MUAP



Fonte: Adaptado (KANDEL, 2014).

O sinal mioelétrico, de cada músculo, é composto pela soma dos vários potenciais de ação musculares, resultando nos diversos MUAPs de cada unidade motora, que apresentam características diferentes entre si. Contrações musculares que requerem altas forças são realizadas por grupos musculares (conjuntos de músculos que podem realizar um mesmo movimento), como por exemplo, o quadríceps femoral, trapézio (superior, médio e inferior), deltóide (anterior, médio e posterior) e tríceps braquial. Portanto o sinal mioelétrico, quando captado com eletrodos de superfície, pode conter sinais de vários músculos. (REAZ, 2006)

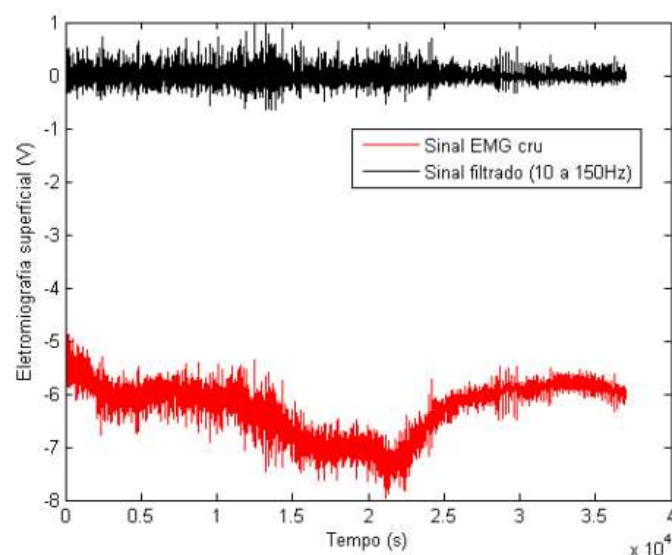
A caracterização da estrutura temporal dos sinais EMG (Eletromiográficos) é normalmente feita pela determinação dos tempos de ocorrência dos fenômenos mais importantes, como o início e

final das ativações ou a altura em que tem lugar o pico máximo de atividade. A duração dos eventos é uma variável apetecível para estudos que visem essencialmente caracterizar os padrões de coordenação dos músculos envolvidos numa determinação da tarefa motora. Para essa determinação têm que ser consideradas formas objetivas e sistemáticas de determinar o início e o final da atividade EMG.

O sinal EMG, detectado com eletrodos de superfície, apresenta normalmente uma amplitude de distribuição aproximadamente gaussiana, com média igual a zero e desvio padrão da ordem dos microvolts. A amplitude da curva EMG varia com a quantidade de atividade elétrica detectada no músculo a cada momento e fornece informação sobre a intensidade de ativação do músculo. O sinal EMG apresenta um leque de amplitudes que varia entre 50 microvolts e 5 milivolts pico a pico. As frequências características do sinal EMG situam-se entre 5 e 10kHz. No entanto, a energia mais significativa vai apenas até aos 500Hz, sendo muitas vezes desprezível acima dos 250Hz sendo que seu máximo se situa até 150Hz. (REAZ, 2006)

A distribuição das frequências do sinal EMG (Eletromiográfico) é função de um conjunto amplo de fatores de diversa ordem como sejam a composição do músculo, as propriedades dos eletrodos e o local onde são colocados no músculo, as características do potencial de ação das fibras musculares ativas e os processos de coordenação intramuscular. A figura 1, evidencia um exemplo do espectro de frequência do sinal EMG.

Figura 3: Espectro de frequência do sinal EMG



Fonte: Adaptado (LUCA, 2002).

## Material e Métodos

Existem dois tipos principais de eletrodos: de superfície e agulha. Sendo que o primeiro ainda está dividido em eletrodos passivos e ativos. Os eletrodos ativos de superfície têm amplificadores e filtros já embarcados, para melhorar a leitura de sinal (não precisam de gel condutor, diminuem a presença de artefatos pelo movimento e aumentam a razão sinal/ruído). Já os passivos não possuem amplificadores e demandam o uso de gel e uma extensa preparação da superfície da pele. Esses tipos de eletrodos têm a vantagem de não causar dor e desconforto, suas leituras são mais facilmente reproduzidas, são fáceis de aplicar e são ideais para estudo de movimentos. As desvantagens são a grande área de aplicação, sujeito a ruídos provenientes da rede elétrica, movimentos relativos (artefatos), *crosstalk* (proveniente de outros músculos), batimento cardíaco (ECG), ruídos eletromagnéticos, entre outros. Pode-se também obter os sinais mediante o reconhecimento dos sinais eletromiográficos. (KAMEN, 2010)

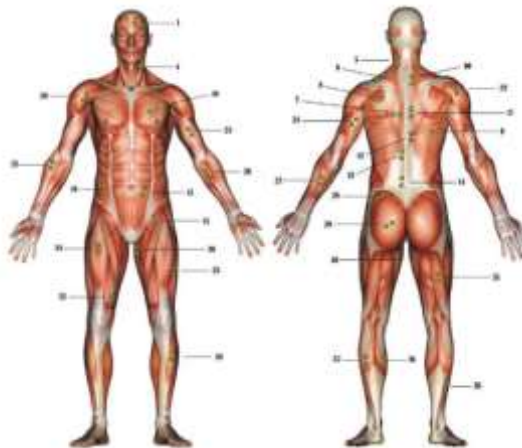
A aquisição não invasiva do SE (sinal elétrico), utilizando eletrodos de superfície, é um método conveniente apesar de produzir uma informação grosseira sobre o músculo em investigação.

Em relação à aquisição de sinais eletromiográficos, a mais importante propriedade verificada é a distribuição da energia do sinal e a faixa de frequência do sinal. O espectro de sinal captado pelo eletrodo depende: (BASMAJIAN, 1985)

- a) do tipo de fibra muscular cujo sinal deseja-se captar, devem ser consideradas as fases dinâmicas de polarização e de despolarização específicas para cada músculo.
- b) das características do volume condutor: o campo elétrico é influenciado pela forma, condutividade e permissividade dos tecidos.
- c) do posicionamento e estrutura física dos eletrodos, especialmente a distância entre os elementos de captação.
- d) as fontes eletrofisiológicas de sinal dentro do corpo como volume condutor, resultando em um campo elétrico na superfície da pele. Cada unidade motora contribui independentemente de cada outra, e a separação de cada uma destas diferentes fontes é tão mais difícil, quanto maior for a distância entre os eletrodos.
- e) na detecção dos sinais eletrofisiológicos na superfície da pele deve-se levar em conta as propriedades elétricas da pele, do eletrodo, bem como as características do sinal.

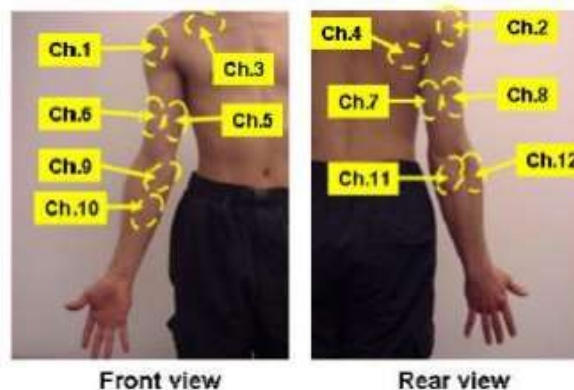
Os eletrodos de agulha são inseridos no interior do músculo. Estes têm uma maior largura de banda de captação, área de leitura mais específica, e captam músculos mais profundos ou áreas específicas destes. No entanto, a agulha causa grande desconforto, pode levar a espasmos musculares e câimbras e não tem boa repetibilidade. Para alguns músculos principalmente os mais internos que não estão na superfície da pele, eletrodos de agulha são a única opção. As figuras 2 e 3 mostram respectivamente os pontos do corpo humano e onde devem ser inseridos os eletrodos tanto os invasivos quanto não invasivos para captura de sinais. (PHINYOMARK, 2009)

Figura 4: Pontos do corpo humano



Fonte: Adaptado pelo autor (RAMOS, 2013).

Figura 5: Pontos de captura nos braços



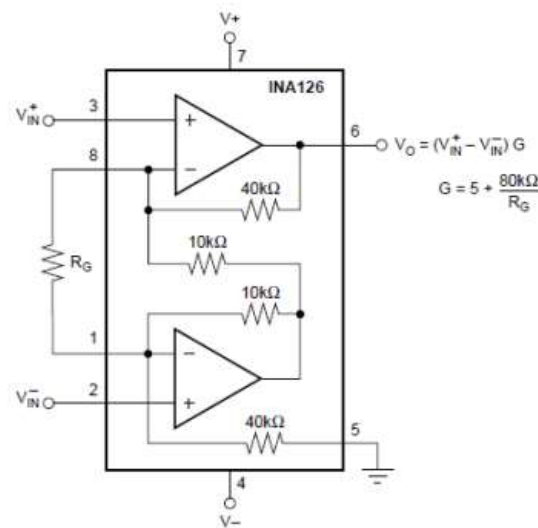
Fonte: Adaptado pelo autor (BARROS, 2014)

O algoritmo mais utilizado para a detecção das EMG é o conhecido como *Single Threshold Protocol* (STP). Este algoritmo utiliza o modelo do ruído, tipicamente gaussiano, sendo as amostras de sinal obtidas como *outliers*. O modelo do ruído é treinado a partir de um segmento inicial de sinal antes que o utilizador faça qualquer contração muscular. Conhecendo o modelo do ruído, o sinal é analisado amostra a amostra sendo a detecção dos EMG efetuada por seleção dos outliers. Um outlier é detectado se se verificar a condição imposta pela Equação (1), onde  $x_i$  é a amostra dos EMG,  $\mu$  a média do ruído,  $\sigma$  a sua variância e  $k$  um fator que determina o nível do *threshold* a partir do qual se considera que a amostra é sinal e não ruído. (JUNIOR, 2016)

$$|x_i - \mu| > k\sigma \quad (\text{Equação 1})$$

O tratamento do sinal EMG (Eletromiográfico) é feito através da amplificação analógica e cascadeamento de filtros digitais. Primeiro o sinal bruto é captado pelos eletrodos e então amplificado por um amplificador diferencial operacional fisiológico com um ganho estimado de 805. Como ele possui uma alta impedância de entrada será garantido que o circuito seja ideal para captação de sinais biológicos tão pequenos quanto o EMG ou sinais eletroencefalográficos (EEG). Seu ganho pode ser ajustado entre 5 e 10000 através do uso de resistor. A diferença entre as tensões elétricas  $V_{IN+}$  e  $V_{IN-}$  é amplificada e multiplicada pelo ganho  $G$ . O amplificador deve ser alimentado por reguladores de tensão, que tem como função garantir que não existiram diferenças de potencial nas capturas dos sinais (ruído). (MITRA, 2006) (ANALOG DEVICES, 2011)

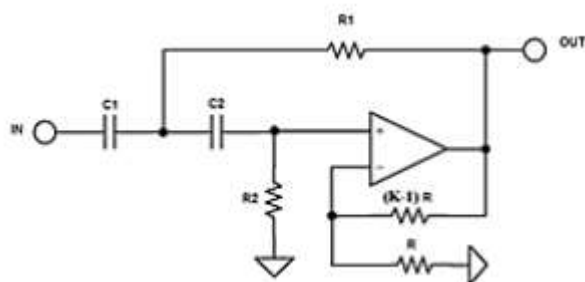
Figura 6: Amplificador



Fonte: Adaptado de (TEIXERA et al, 2012)

Após a captura o sinal deve ser filtrado utilizando um filtro passa-alta *Butterworth* de segunda ordem. A importância deste filtro será eliminar a faixas de baixas de frequência que possam comprometer a qualidade do sinal. A escolha da banda de frequência utilizada deve levar em consideração as frequências características e possíveis interferências de outros sinais relacionados a eletromiograma, de forma a garantir que seja possível retirar o máximo de informação de cada sinal, com um nível de ruído controlado. A figura 5, apresenta um modelo de filtro 1. (OKAWA, 2013)

Figura 7: Filtro 1



Fonte: Adaptado de (TEIXERA et al, 2012)

## Resultados e Discussão

Não foi possível a realização da captura dos sinais, decorrente da necessidade da submissão do projeto a um comitê de ética. Os tipos de eletrodos que serão utilizados, mesmo sendo de superfície podem ser considerados evasivos, já os invasivos não serão utilizados nos testes devido ao fato de causarem desconforto inviáveis na aplicação dos testes.

Os levantamentos bibliográficos realizados e a análise dos circuitos, são suficientes e fornecem sustentabilidade para os próximos passos, que serão: captura e tabulação dos sinais e definição dos sensores necessários (sensores de instrumentação médica), que será realizada após a submissão a um comitê de ética e sua aprovação.

## Conclusões

Com este projeto foi possível perceber que o corpo humano é muito complexo e possui muita relação com a engenharia elétrica e eletrônica, pois uma das suas principais funções, que é a da locomoção, está extremamente relacionada com impulsos elétricos, pois eles são os responsáveis pela movimentação dos músculos.

Assim foi possível concluir que a utilização dos impulsos elétricos em soluções de reabilitação é extremamente importante. Desta forma a criação de uma tabela que forneça este subsistidos (valores elétricos por musculo) auxiliará muito em soluções ligadas a reabilitação motora. Para a criação desta tabela será necessário a captura dos sinais de vinte a trinta pessoas com características físicas diferentes, pois existem diferença significativas para cada biótipo. Como estes sinais são muito susceptíveis a interferência será necessária a utilização de componentes eletrônicos específicos, diferentes dos convencionais utilizados na eletrônica, eles devem ser do mesmo tipo utilizado na instrumentação médica. A utilização destes componentes e a captura dos sinais elétricos deverá ser realizada em trabalhos futuros.

## Referências Bibliográficas

Analog Devices. Datasheet do OPA211, Manual de Amplificador Operacional, 2011.

Barros, K. R. de. Metodologia para classificação de sinais emg para controle de próteses com baixo esforço computacional. Uberlândia: UFU, 2014

Basmajian, J. V.; Luca, C. J. D., "Description and Analysis of the EMG Signal," em *Muscles Alive: their functions revealed by electromyography*, Baltimore, Williams & Wilkins, 1985, pp. 64-101.

Junior, José. Desenvolvimento de uma armband para captura de sinais eletromiograficos para conhecimento de movimentos. 2016. Dissertação (Mestrado em Engenharia Eletrica) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Ponta Grossa, 2016.

- Kamen, G.; Gabriel, D. A. Essentials of electromyography. University of Massachuttes: Human Kinetics, 2010.
- Kandel, Eric et al. Princípios de Neurociências-5. AMGH Editora, 2014.
- Luca, C. J. D. Surface electromyography: detection and recording. University Hospital: DelSys Incorporated, 2002. v. 10.
- Mitra, S. K. Digital signal processing. New York NY: McGraw-Hill, 2006.
- Moreira, C. Neurónio. Revista de Ciência Elementar. Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa. Lisboa: 2013.
- Okawa, E. D. Twin-T notch filter design tool. 2013. Disponível em: . Acesso em: 30 maio 2018.
- Phinyomark, A.; Limsakul, C.; Phukpattaranont, P. A novel feature extraction for robust emg pattern recognition. Journal of Computing, v.3, n.4, p. 12-20, anual. 2009.
- Ramos, João A. Controle de Torque de um Exoesqueleto Atuado por musculos pneumáticos utilizando sinais eletromiograficos. 2013. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Pontifícia Universidade Católica, São Paulo, 2013.
- Reaz, Mamun Bin Ibne, M. S. Hussain, and Faisal Mohd-Yasin. "Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications." Biological procedures online 8.1 2006.