

PROTÓTIPO DE SISTEMA PARA MEDIÇÃO DE FLEXÃO DOS DEDOS DE UMA MÃO UTILIZANDO INFRAVERMELHO PRÓXIMO

Creyton Ricardo Batista Grein, UEL, cgrein@gmail.com

Leonimer Flávio de Melo, UEL, leonimer@uel.br

Resumo. Diversos fatores podem levar uma pessoa a perder o pleno uso de suas mãos. Além de traumas e o envelhecimento natural do aparelho musculoesquelético, os acidentes cerebrovasculares (AVCs) figuram entre principais causas de incapacidade das mãos. O treinamento de reabilitação é de fundamental importância para o processo de recuperação e sistemas robóticos podem ser um auxílio para restaurar mais rapidamente as funções dos membros. Este trabalho propõe o desenvolvimento de um sistema de baixo custo utilizando infravermelho próximo para medição da flexão dos dedos de uma mão. O objetivo principal é possibilitar o espelhamento de movimentos dos dedos para utilização em sistemas de reabilitação. O sistema consiste em um par composto por emissor óptico e sensor, uma interface de software para processamento de sinais e um ambiente virtual com uma mão 3D usada como plataforma de teste. Resultados preliminares obtidos em testes no ambiente virtual demonstram que o sensor pode ser uma alternativa promissora para o controle de dispositivos de reabilitação.

Palavras chave: contração muscular, flexão dos dedos, infravermelho próximo, reabilitação, sensor óptico

1. INTRODUÇÃO

Dentre as principais causas de incapacidade das mãos destacam-se os traumas, o envelhecimento natural do aparelho musculoesquelético e patologias do sistema nervoso. Nessa última categoria, os acidentes cerebrovasculares (AVC) são os mais frequentes (Serpelloni et al., 2016).

Devido à plasticidade do cérebro humano, que é capaz de reorganização cortical após danos, o treinamento de reabilitação pode restaurar as funções dos membros e é de fundamental importância para o processo de recuperação (Serpelloni et al., 2016).

Abordagens de reabilitação tradicionais administradas pelo fisioterapeuta ou pelo próprio paciente nem sempre são satisfatórias e a reabilitação funcional da mão é particularmente desafiadora (Gandolla et al., 2016).

Desde a década de 1960 utilizam-se robôs para fins de reabilitação, com sua aplicação inicialmente focada na substituição de funções perdidas em indivíduos com deficiência física. Recentemente, tem crescido o número de pesquisas sobre o uso de robôs em fisioterapia, com a utilização de exoesqueletos projetados para operar ao lado do membro do usuário (Xie, 2016).

Este trabalho tem como proposta o desenvolvimento de um protótipo de um sistema de baixo custo para medição da flexão dos dedos das mãos através da detecção de contrações musculares a partir do antebraço utilizando infravermelho próximo (NIR).

A estrutura funcional do sistema é demonstrada na Fig. (1):

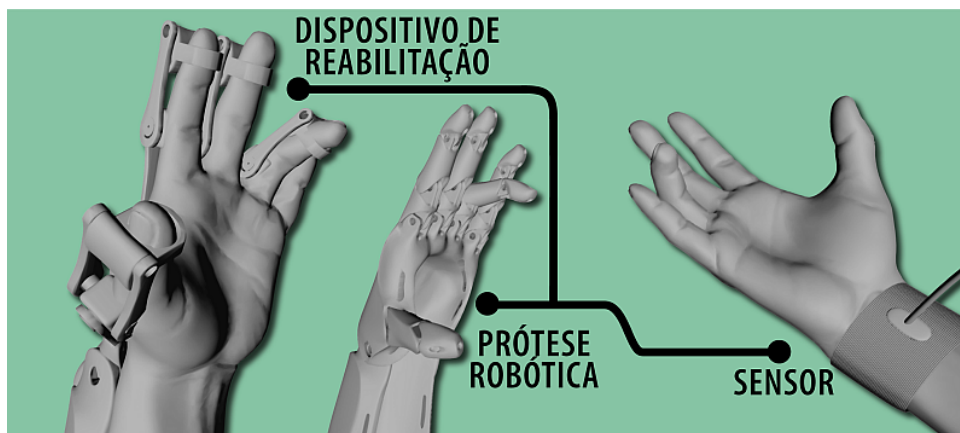


Figura 1: Estrutura funcional do sistema.

A absorção óptica do músculo no NIR é dominada pelo sangue (Tuchin, 2000) que, durante a contração, sofre depleção do sangue, possibilitando que a contração seja detectada como uma diminuição na absorção óptica do músculo (Gelmetti et al., 1998).

A utilização da luz NIR é uma técnica amplamente reconhecida para investigação da oxigenação e perfusão tecidual. O consumo de oxigênio devido à contração do músculo esquelético pode ser avaliado por medição não invasiva de diferentes absorções de hemoglobina oxigenada (HbO₂) e desoxigenada (Hb) localizada no tecido examinado (Lago et al., 1996).

O objetivo principal do sistema proposto é possibilitar o espelhamento de movimentos dos dedos para utilização no acionamento de próteses robóticas e dispositivos de reabilitação. Em pacientes onde apenas uma das mãos possua algum tipo de incapacidade, pretende-se que o sistema seja capaz de fornecer informação suficiente a respeito do nível de flexão dos dedos da mão hígida.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Para o desenvolvimento do protótipo adotou-se a abordagem mostrada no diagrama em blocos da Fig. (2):

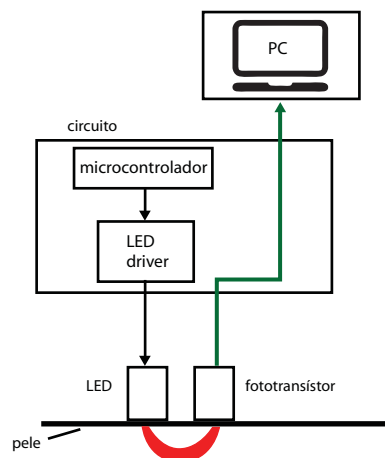


Figura 2: Diagrama em blocos do protótipo

Para o desenvolvimento do sensor foi utilizado um diodo emissor de luz (LED) infravermelho com comprimento de onda de pico λ_p em 850 nanômetros (nm), combinado com um fototransistor com faixa de largura de banda espectral entre 400 - 1100 nm.

Foi utilizado um circuito de fonte de corrente constante para garantir a mesma potência luminosa em todas as análises, com frequência de acionamento de 20 kHz.

Optou-se pela utilização de LEDs pois em determinadas aplicações, como por exemplo em instrumentação portátil, os LEDs têm vantagens significativas em relação a outras fontes de luz, porque são pequenos e baratos, consomem menor potência e produzem comprimentos de onda seletivos (Mendelson, 2000).

Para minimizar a influência de interferências de origem óptica no sensor, utilizou-se tubos de alumínio para o isolamento do LED e do fototransistor, conforme demonstra em detalhe a Fig. (3):

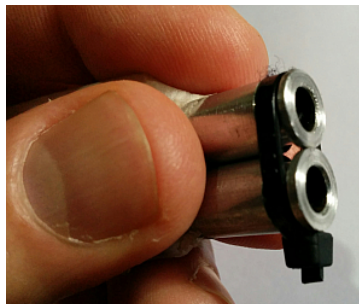


Figura 3: Isolamento de interferência óptica.

A aquisição do sinal foi feita diretamente através da entrada de áudio do computador, a uma frequência de amostragem de 44.100 Hz.

O processamento de sinais foi realizado através de uma interface em linguagem Python, demonstrada na Fig. (4):

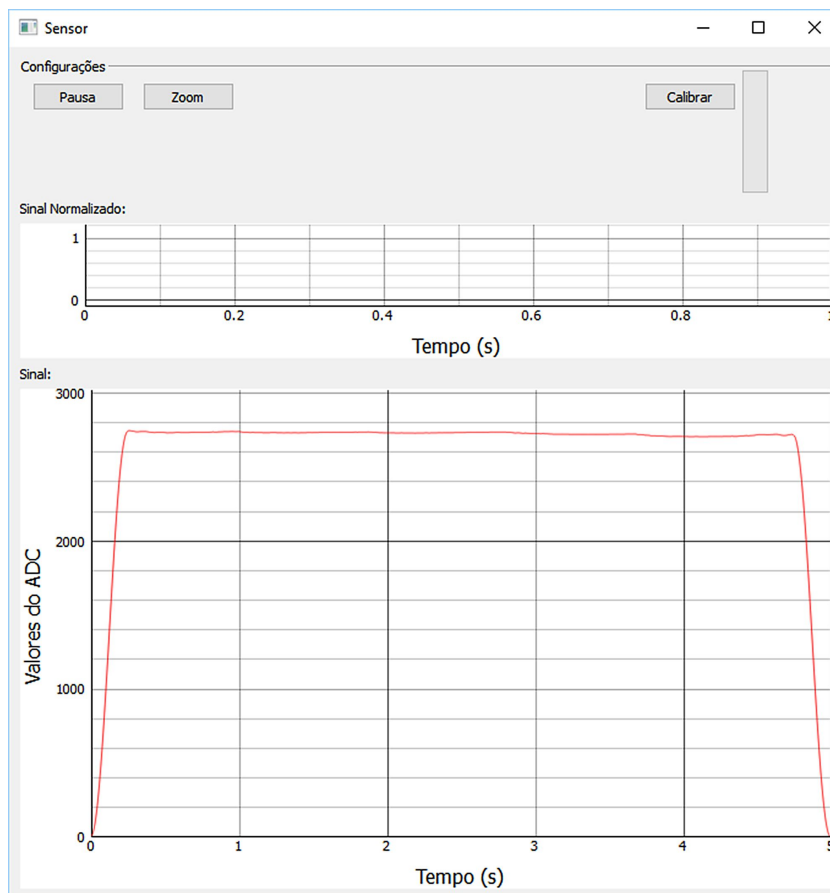


Figura 4: *print screen* da interface em Python desenvolvida para o processamento de sinais demonstrando o sinal captado pelo sensor em um momento onde não ocorre nenhuma contração.

Como a luz infravermelha é captada por reflexão, observa-se nos gráficos um alto *offset*, que varia de acordo com o local de posicionamento do sensor.

O processamento do sinal foi executado em duas etapas. Primeiramente, foi aplicada uma filtragem passa-banda (com ênfase em uma faixa estreita próxima a 20 kHz) no domínio da frequência. Em seguida, foi aplicada a transformada de Hilbert para obtenção do sinal analítico, gerando o contorno (envoltório ou envelope) do sinal filtrado. Na mudança de domínio utilizou-se algoritmos FFT (Fast Fourier Transform) e IFFT (Inverse Fast Fourier Transform).

A interface conta com uma rotina para calibração do sensor conforme demonstra a Fig. (5):

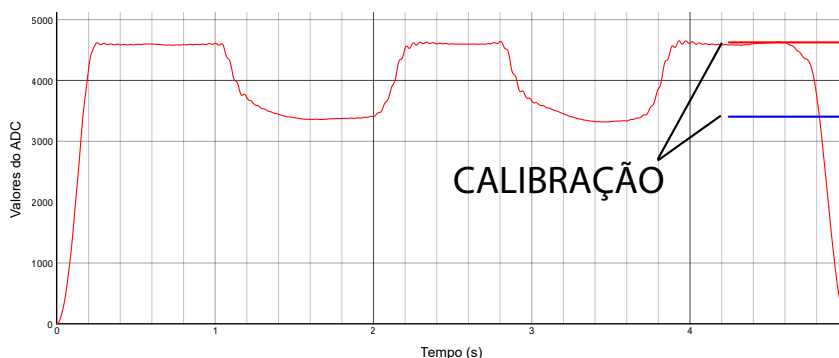


Figura 5: Calibração do sensor.

O processo estipula uma faixa de operação que posteriormente é convertida em um valor percentual, conforme o dedo se move em flexão ou extensão.

Como plataforma de testes para o sensor, foi desenvolvido um ambiente virtual em 3D para receber o sinal do sensor após o processamento e simular a flexão dos dedos quase em tempo real.

Este ambiente foi criado em código html/javascript e pode ser acessado com auxílio de um navegador. A Fig. (6) mostra o ambiente virtual:

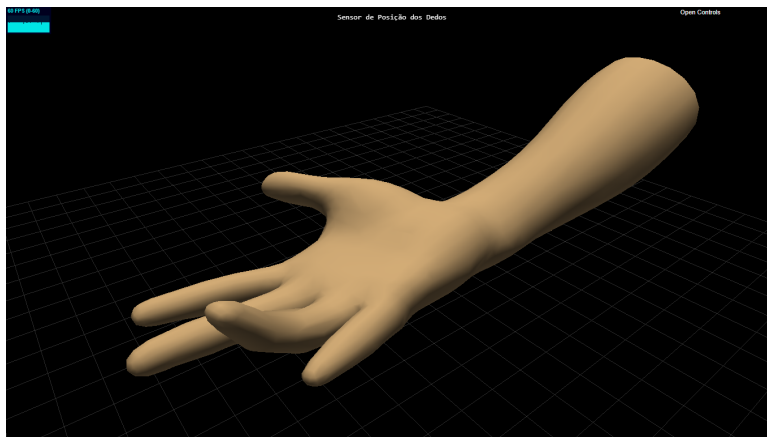


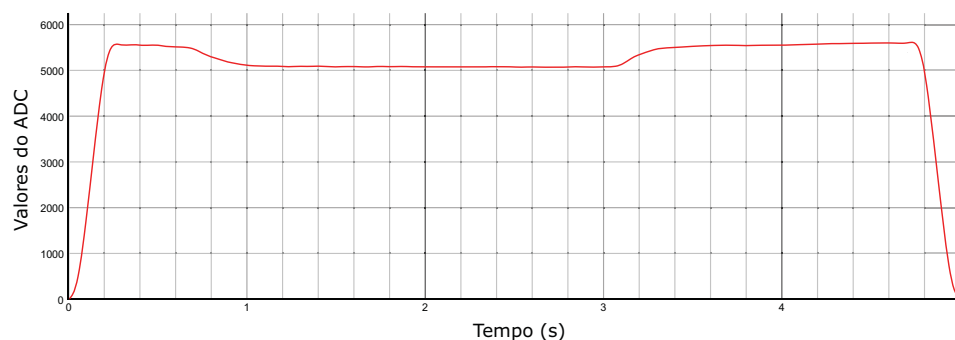
Figura 6: *print screen* da aplicação da plataforma de testes virtual.

3. RESULTADOS

Posicionando-se o sensor sobre músculos responsáveis pela flexão dos dedos, obteve-se uma diminuição no nível do sinal do sensor, conforme demonstra a Fig. (7a e 7b):



(a)



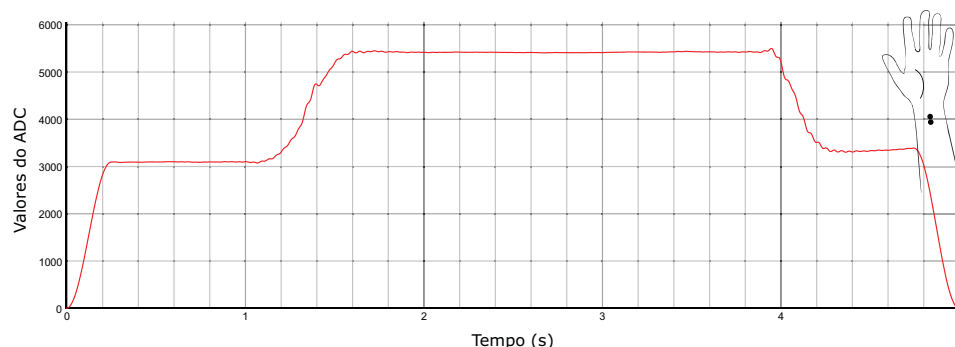
(b)

Figura 7: Sensor sobre o músculo (a) e sinal captado (b) durante flexão sustentada do dedo anelar.

Posicionando-se o sensor sobre regiões próximas ao pulso observou-se, de maneira oposta, um aumento no nível do sinal do sensor, conforme demonstra a Fig. (8a e 8b):



(a)



(b)

Figura 8: Sensor próximo ao pulso (a) e sinal captado (b) durante flexão sustentada do dedo médio.

A Fig. (9) demonstra movimentos de flexão repetidos pelo dedo mínimo através do sensor posicionado próximo ao pulso.

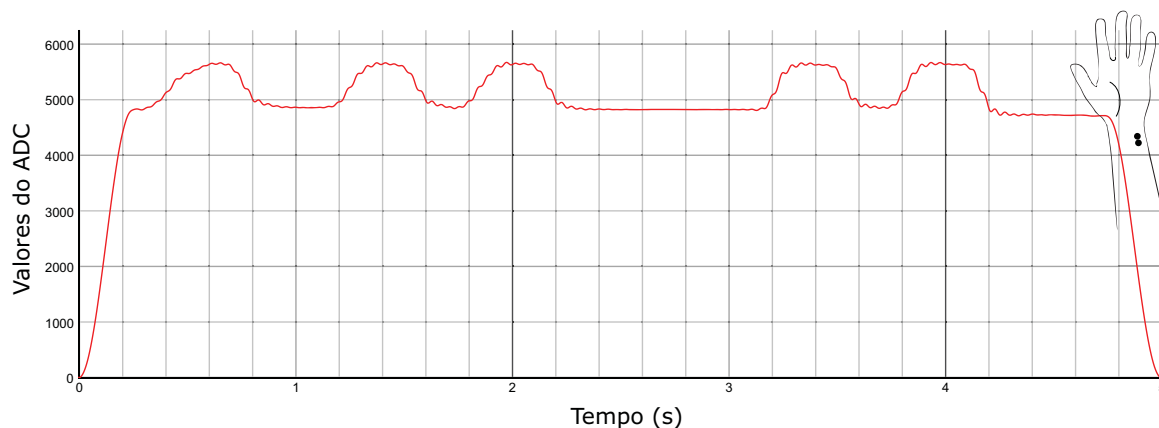


Figura 9: Flexões repetidas do dedo mínimo.

Observou-se que a pulsação arterial tem influência mínima sobre o sinal do sensor, a não ser que o mesmo seja posicionado em locais específicos, tais como, extremidades distais dos dedos ou diretamente sobre as artérias radial e ulnar.

4. CONCLUSÃO

O principal problema encontrado no desenvolvimento do sensor foi a calibração, haja visto que poucos movimentos no antebraço demonstraram ser suficientes para que houvesse uma defasagem nos pontos de referência da calibração.

No estágio atual de desenvolvimento, ainda não foi possível comprovar de maneira adequada que a variação do sinal está relacionada somente à alterações de concentração dos níveis de hemoglobina que ocorre durante a perfusão sanguínea no tecido. Há a necessidade de se comprovar qual é a contribuição da movimentação dos tecidos (pele, tendões, etc.) na variação do sinal.

Todavia, os resultados obtidos em testes no ambiente virtual demonstram que o sensor pode ser uma alternativa promissora e de baixo custo para o controle de dispositivos de reabilitação.

5. REFERÊNCIAS

- GANDOLLA, M. ET AL. **Technical validation of an integrated robotic hand rehabilitation device: Finger independent movement, emg control, and eeg-based biofeedback.** In **2016 IEEE 2nd International Forum on Research and Technologies for Society and Industry Leveraging a better tomorrow (RTSI)**, pp. 1–5. 2016.
- GELMETTI, A.; GIARDINI, M. E.; LAGO, P.; PAVESI, R.; ZAMBARBIERI, D.; MAESTRI, R. e FELICETTI, G. **Preliminary study of muscle contraction assessment by nir spectroscopy.** SPIE, 1998.
- LAGO, P. ET AL. **Optical nir monitoring of skeletal muscle contraction.** In **BiOS Europe'96**, pp. 130–137. International Society for Optics and Photonics, 1996.
- MENDELSON, Y. **Optical sensors.** In J. D. Bronzino, ed., **The biomedical engineering handbook**, chap. 50. CRC Press, 2000.
- SERPELLONI, M. ET AL. **Preliminary study of a robotic rehabilitation system driven by emg for hand mirroring.** In **2016 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)**, pp. 1–6. 2016.
- TUCHIN, V. **Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis.** Spie Press Series. SPIE Optical Engineering Press, 2000.
- XIE, S. **Advanced Robotics for Medical Rehabilitation.** Springer Tracts in Advanced Robotics. Springer International Publishing, 2016.

6. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à CAPES pelo apoio financeiro.

7. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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