



## Desenvolvimento de um circuito de aquisição para resposta táctil em aplicações envolvendo biofeedback para próteses

### Development of acquisition circuit for tactile response for application related to biofeedback for prosthesis

Guilherme Antônio Ribeiro Souza<sup>1</sup>, José Jair Alves Mendes Junior<sup>2</sup>

#### RESUMO

Biofeedback é o monitoramento e uso de informações fisiológicas para ensinar pacientes, de forma voluntária a controlar ou modificar funções fisiológicas, englobando tanto o tratamento quanto a instrumentação. O biofeedback também é utilizado no auxílio do controle de próteses. O objetivo deste trabalho é apresentar um circuito para ser usado no biofeedback de próteses para detecção do contato com uma superfície e o envio de uma resposta em forma de sinal elétrico para a prótese. Para detectar este contato foram utilizados extensômetros. A variação é detectada na ponte de Wheatstone e posteriormente, o sinal é condicionado. Primeiramente, o sinal é amplificado com um ganho de 138,8 e condicionado por um filtro passa-baixa com uma frequência de corte de 15,9 Hz. Os resultados mostraram que o circuito funciona de -5,1 V até +3,8 V e a frequência de corte foi de 10,25 Hz, porém isso não afeta o funcionamento do circuito e sendo adequado para aplicações de biofeedback táctil.

**PALAVRAS-CHAVE:** Biofeedback; extensômetro; prótese.

#### ABSTRACT

Biofeedback is the monitoring and use of physiologic information to teach patients, voluntarily to control or modify physiologic functions, including to both the treatment and the instrumentation. Biofeedback is also used in the aid of prosthesis control. This work has as objective to build a circuit to be used in the biofeedback with prosthesis, it must be able to detect contact and send an electric signal to the prosthesis. Strain gauges were used in this circuit. The oscillation is detected in the Wheatstone bridge and after that the signal is conditioned. First, the signal is amplified with the gain settled to 138.8 and subsequently is filtered with a cutoff frequency of 15.9 Hz. The results showed that the circuit operates from -5.1 V to +3.8 V and the cutoff frequency fell to 10.25 Hz, although it does not affect the functionality of the circuit and could be suitable for tactile biofeedback applications.

**KEYWORDS:** Biofeedback; strain gauge; prosthesis.

## INTRODUÇÃO

*Biofeedback* é o monitoramento e uso de informações do organismo humano para ensinar pacientes, de forma voluntária, a controlar ou modificar funções fisiológicas, englobando tanto o tratamento como os instrumentos utilizados (FRANK et al., 2010; MCKEE, 2008). A aplicação desta técnica necessita de um equipamento que converta sinais fisiológicos em informações que o usuário consiga perceber usando os seus sentidos, como a visão, o tato e a audição, fornecendo uma resposta que seja útil durante a terapia (FRANK et al., 2010).

Sinais como os obtidos por eletromiografia, eletroencefalografia, temperatura corporal, frequência cardíaca e atividade eletrodermal são exemplos de informações utilizadas neste tipo de aplicações (TOLIN et al. 2020). Por sua vez, os tratamentos são abrangentes e limitados pela tecnologia para coletar as informações. Um exemplo é o

<sup>1</sup> Bolsista do Programa de Iniciação Científica Voluntária. Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Paraná, Brasil. E-mail: [gsouza.2020@alunos.utfpr.edu.br](mailto:gsouza.2020@alunos.utfpr.edu.br). ID Lattes: 4668553635979549.

<sup>2</sup> Docente no Departamento de Eletrônica (DAELN). Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Paraná, Brasil. E-mail: [jjjunior@utfpr.edu.br](mailto:jjjunior@utfpr.edu.br). ID Lattes: 1920188611669631.



tratamento para incontinência urinária, como o uso de um aparelho para medir a pressão da contração muscular para auxiliar a realização dos exercícios de fortalecimento do assoalho pélvico (FITZ et al., 2012).

O *biofeedback* também é utilizado em conjunto com próteses, nas quais auxilia a fornecer mais informações sobre a força utilizada, aumentando a precisão na realização de atividades (DOSEN et al., 2015). Além disso, o *biofeedback* pode melhorar o controle do amputado das contrações musculares para melhorar a performance de próteses mioelétricas (MONTALIVET et al., 2020).

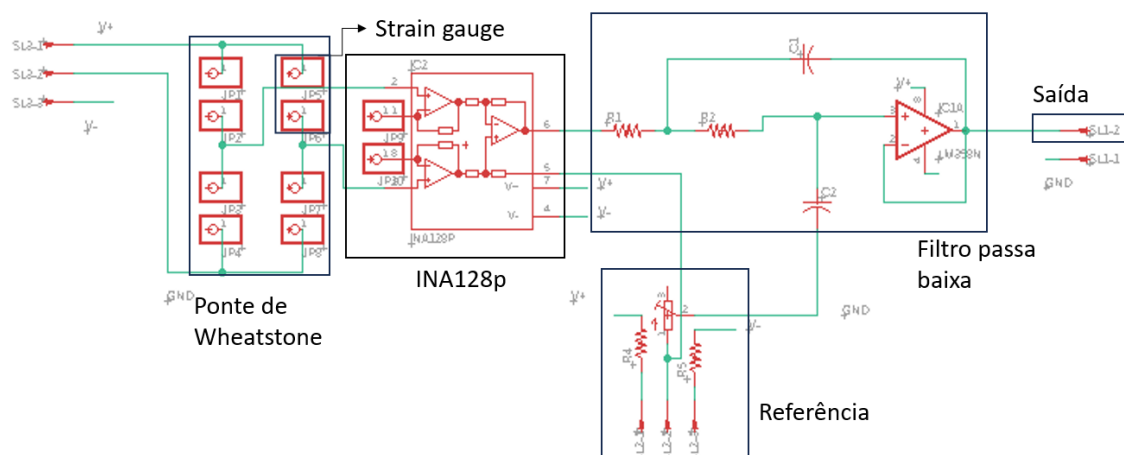
Nesta premissa, este trabalho tem como objetivo apresentar um circuito para ser usado para *biofeedback* de próteses, focando do desenvolvimento de um sistema capaz de identificar o contato com outra superfície (*biofeedback* para resposta tátil). Dessa forma, ao usuário com a prótese tocar qualquer dispositivo, um sistema de atuação fornecerá uma resposta de tal forma que seja proporcional a força empregada. Por isso, é necessário de um circuito que possa transformar essa informação em um sinal elétrico para ser a entrada de um sistema de *biofeedback*. Assim sendo, foi feito o projeto e teste de um circuito baseado em extensômetros (*strain gauges*) para ser usado em *biofeedback* em próteses.

## MATERIAIS E MÉTODOS

Para detectar o contato da prótese com uma superfície foi utilizado um extensômetro (*strain gauge*), dispositivo que sofre alteração na sua resistência elétrica proporcional a sua deformação física. Eles são amplamente utilizados para medições de tensões estáticas e dinâmicas, tendo baixo custo e alta precisão.

O esquemático do circuito desenvolvido é apresentado na Figura 1, sendo empregado um extensômetro modelo BF350, um *strain gauge* linear com uma direção de deformação, o qual possui 351  $\Omega$  de resistência e aproximadamente 1 $\Omega$  de variação.

Figura 1 – Esquemático do circuito no software Eagle.



Fonte: Autoria própria.

O primeiro estágio do circuito de condicionamento de sinal foi uma ponte de *Wheatstone*, um circuito muito utilizado com extensômetros capaz de detectar as pequenas oscilações de resistência. O sinal de saída da ponte precisa ser ajustado, já que este possui ruídos e na ordem dos milivolts. A ponte foi conectada a um circuito amplificador de



instrumentação. O circuito integrado utilizado foi o INA128p, o ganho é calculado através da equação (1) fornecida no datasheet do circuito integrado:

$$G = 1 + \frac{50000}{R_g}. \quad (1)$$

Sendo  $G$  (adimensional) o ganho do amplificador e  $R_g$  o resistor de ganho em ( $\Omega$ ). O resistor de ganho utilizado foi de  $350 \Omega$ , substituindo na equação (1) o ganho resultante é de 138,9 (adimensional).

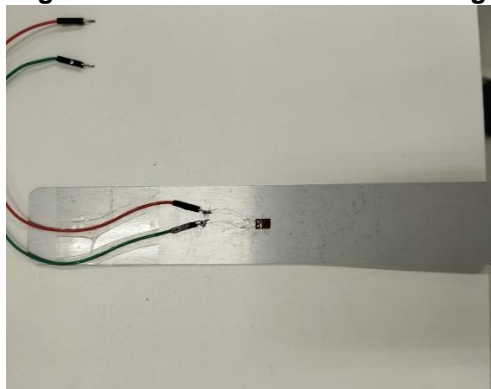
Para evitar a saturação do amplificador, foi montado um circuito capaz de alterar a tensão de referência do amplificador de instrumentação utilizando um trimpot. Dessa forma, a tensão de saída pode ser configurada para o valor desejado. Depois, um filtro passa baixa ativo foi montado para atenuar os ruídos do sinal e aumentar a precisão do circuito. A frequência de corte do filtro foi calculada através da equação (2):

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}. \quad (2)$$

Sendo  $f_c$  (Hz) a frequência de corte,  $R$  ( $\Omega$ ) o valor do resistor e  $C$  (F) o valor do capacitor do filtro. Nesta equação, foram considerados os resistores  $R_1$  e  $R_2$  da Figura 1 como iguais (para manter o valor de  $R$ ) e os capacitores  $C_1$  e  $C_2$  como iguais (para manter o valor de  $C$ ). Foram utilizados resistores de  $100 \text{ k}\Omega$  e capacitores de  $100 \text{ nF}$ , substituindo na equação (2) a frequência de corte resultante é de  $15,92 \text{ Hz}$ .

Após o projeto, o circuito foi desenvolvido no software Eagle e foi montado em uma placa, usando o processo de manufatura de circuito impresso. Com o protótipo desenvolvido, primeiro foi testado a resposta do extensômetro colado em uma régua metálica, conforme apresentado na Figura 2.

Figura 2 – Montagem do extensômetros em uma régua de alumínio.

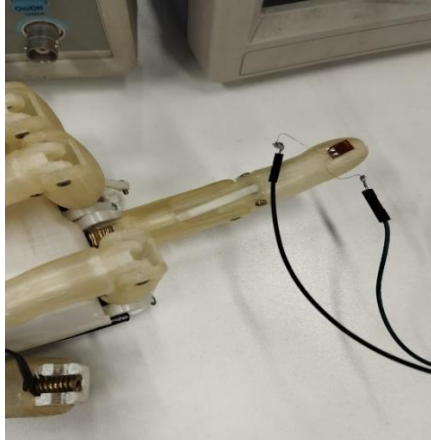


Fonte: Autoria própria.

Posteriormente, foi testado substituindo o *strain gauge* por um trimpot e observando a tensão de saída para diferentes resistências, entre  $350 \Omega$  a  $371 \Omega$ , com variação de  $1 \Omega$ . Para avaliar a funcionalidade do filtro, foi utilizado um gerador de funções que emitiu uma onda senoidal de um  $1 \text{ V}$  e foi medido a tensão de saída para diferentes frequências, obtendo-se 10 pontos por década de frequência, sendo montado um o diagrama de Bode. Por fim, o extensômetro foi colado na ponta do dedo de uma prótese e depois testado seu funcionamento, conforme apresentado na Figura 3.



Figura 3 – Extensômetro conectado à prótese.

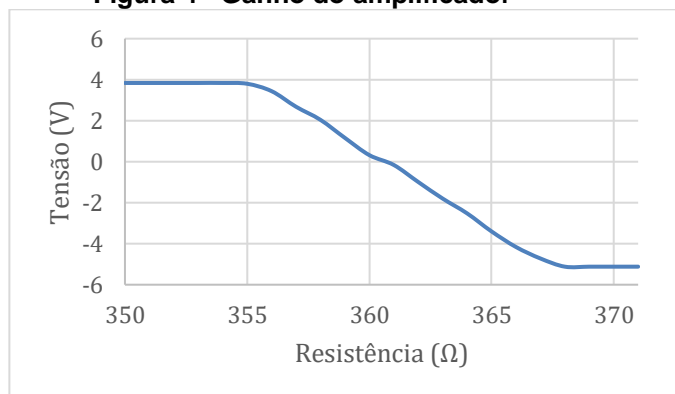


Fonte: Autoria própria.

## RESULTADOS E DISCUSSÕES

Iniciando com os testes do circuito com o extensômetro sendo substituído por um *trimpot*, a Figura 4 apresenta a relação do ganho do amplificador pela variação de resistência. O circuito foi alimentado com uma tensão simétrica de 5V. Pode-se observar que os limites de funcionamento são de -5,1V a +3,8V, isso ocorre, pois, os circuitos integrados requerem uma parte da tensão positiva para a alimentação de seus circuitos internos, sendo consumido este repasse para a saída. Pode-se notar que a região de interesse para a sensibilidade do utilizado é de 355  $\Omega$  a 368  $\Omega$ , a qual apresenta uma relação linear com a saída, ou seja, é a região de interesse do uso do sensor.

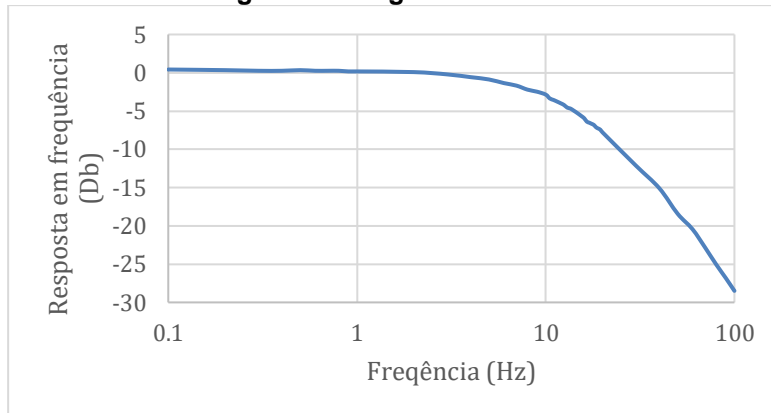
Figura 4 - Ganho do amplificador



Fonte: Autoria própria

Por sua vez, a Figura 5 apresenta a resposta em frequência do circuito de filtragem. Nota-se que há um comportamento esperado de um filtro passa-baixa, pois a frequência de corte é a frequência em que a tensão de saída é igual a 70% da tensão de entrada (ou -3 dB). Como a frequência calculada foi de 15,9 Hz, notou-se que com os dados coletados que a frequência de corte obtida foi de aproximadamente 10,25 Hz, a qual pode ser decorrente da incerteza entre os resistores e capacitores comerciais. Porém, este valor continua válido para uso no sistema de sensoriamento, pois atenua os ruídos de alta frequência de uma forma mais abrupta, sendo o requisito desta aplicação.

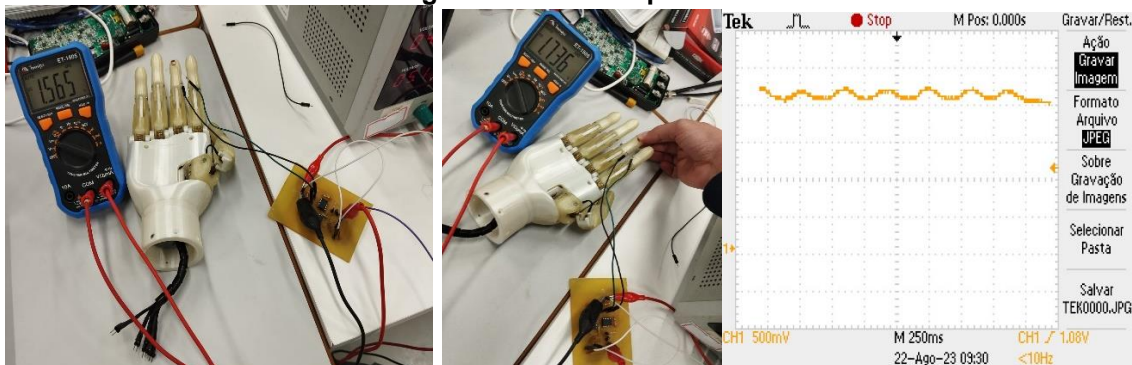
Figura 5 – Diagrama de Bode



Fonte: Autoria própria

Por fim, foi testado o circuito com o extensômetro instalado na prótese. Como a superfície do dedo não é plana o strain gauge está sempre deformado conseqüentemente o desgaste dele é maior e a saída do circuito é diferente em comparação ao strain gauge instalado na régua.

Figura 6 – Teste da prótese



Fonte: Autoria própria.

## CONSIDERAÇÕES FINAIS

Posto isto, verifica-se que o circuito proposto pode ser utilizado para análise de resposta tátil para próteses e aplicações de *biofeedback*. Observando os resultados, tensões de saída de -5,1 V a +3,8 V foram obtidas. O filtro possui um desvio em sua frequência de corte de 35,53%, porém isso não afeta a sua funcionalidade, pois, 10,25 Hz continua atenuando os ruídos de alta frequência, sendo esse o objetivo do filtro. Uma das dificuldades do trabalho é a calibração do sinal com o INA128, pois a ponte de Wheatstone está sempre desequilibrada devido ao erro dos resistores e capacitores comerciais. Além disso, a prótese utilizada não é muito adequada para acoplar o extensômetro nela provocando um desvio em relação ao extensômetro na régua.

Em aplicações futuras, a prótese pode ser desenhada para acomodar melhor o *strain gauge* para poder ser instalado na parte interna do dedo por exemplo. Além disso, um modelo diferente de extensômetro pode ser usado, como modelos com mais de uma direção de deformação que possibilitariam detecção de diferentes ângulos de contato.





## Conflito de interesse

Não há conflito de interesse.

## Agradecimentos

Agradeço ao professor orientador José Jair Alves Mendes Júnior e ao laboratório Bioteca da Universidade Federal do Paraná de Curitiba pela ajuda na realização deste trabalho.

## REFERÊNCIAS

McKEE, M. G. **Biofeedback an overview in the context of heart-brain medicine.**

Cleveland clinic journal of medicine, Cleveland, v. 75, suplemento 2. Março 2008.

Disponível em: <<https://atriumhealth.org/documents/northeastinternalintegrative/research-library/biofeedback/biofeedbackoverviewcontext.pdf>>

Frank, D. L.; KHORSHID, L.; Kiffer, J. F.; MORAVEC, C. S.; McKEE, M. G. **Biofeedback in medicine: who, when, why and how?** Ment Health Fam Med. 2010 Junho; 7(2): 85–91. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2939454/>>

TOLIN, D. F.; DAVIES, C. D.; MOSKOW, D. M.; HOFFMAN, S. G. **Biofeedback and Neurofeedback for Anxiety Disorders: A Quantitative and Qualitative Systematic Review.** Advances in Experimental Medicine and Biology, Vol. 1191, ed Kim Y. K.

(Singapore: Springer;), 265–289. 2020. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32002934/>>

FITZ, F. F.; RESENDE, A. P. M.; STUPP, L.; COSTA, T. F.; SARTORI, M. G. F.; GIRÃO, M. J. B. C.; CASTRO, R. A. **Efeito da adição do biofeedback ao treinamento dos músculos do assoalho pélvico para tratamento da incontinência urinária de esforço.** Revista Brasileira de Ginecologia. Obstet. Vol. 34 (11). Nov. 2012. Disponível em: <<https://www.scielo.br/j/rbgo/a/CjCSSfRXFDvDS5dQbVRHYgN/>>

DOSEN, S.; MARKOVIC, M.; SOMER, K.; GRAIMANN, B.; FARINO, D. **EMG Biofeedback for online predictive control of grasping force in a myoelectric prosthesis.** Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. Junho 2015. Disponível em: <<https://link.springer.com/article/10.1186/s12984-015-0047-z>>

MONTALIVET, E.; BAILLY, K.; TOUILLET, A.; MARTINET, N.; PAYSANT, J.; JARRASÉ, N. **Guiding the Training of Users With a Pattern Similarity Biofeedback to Improve the Performance of Myoelectric Pattern Recognition.** IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 28 (8). ID: 32746295. Agosto 2020. DOI: 10.1109/TNSRE.2020.3003077. Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/document/9119483>>