

DISPOSITIVO PARA LOCALIZAÇÃO E QUANTIFICAÇÃO DA FORÇA NO MOVIMENTO DE PINÇA.

Willian Molizane Almeida Motta¹, Karoline de Paula Bischof², Alessandro Pereira da Silva³.

Estudante do curso de Engenharia Elétrica; e-mail: willianmam@hotmail.com 1

Estudante do curso de Engenharia Biomédica; e-mail: karol.bischof@gmail.com 2

Professor da Universidade de Mogi das Cruzes; e-mail: alessandrops@umc.br 3

Área do conhecimento: Engenharia Biomédica.

Palavras-chave: Dispositivo computadorizado, Sistema supervisorio, Força de preensão e pinça, Quantificação de força.

INTRODUÇÃO

Atualmente, os movimentos manuais, incluindo os de pinça e preensão, estão presentes em praticamente todas as atividades de vida diária (AVDS) do ser humano (PARK, 2013). Contudo, diversas patologias comprometem a realização desses movimentos, assim como algumas afecções neurológicas, tal qual a Paralisia Cerebral (PC), que compromete grande parte da capacidade motora resultando em uma geração de força insuficiente (FLETT, 2003). Outra lesão que compromete o movimento de pinça é a fratura, que pode gerar um prejuízo temporário ou permanente dos movimentos da mão. Entre as diversas fraturas, destaca-se a do metacarpo, que representa cerca de 40% deste trauma, resultando na diminuição da força muscular em até 55% (HAUGHTON *et al.*, 2012). Desta forma, a avaliação da quantificação das forças aplicadas pelas mãos tem várias finalidades, tais quais a evolução do quadro clínico, traçar metas a serem alcançadas na reabilitação do paciente, comparar o plano de tratamento e avaliar os resultados obtidos por ele (BOSCHI e FRÈRE, 2013). Entretanto, a maioria dos dispositivos existentes não possui um sistema que quantifique a força aplicada de uma forma exata e precisa e, em grande parte, não possuem tanta praticidade. (DIPIETRO, SABATINI e DARIO, 2003). Assim, um periférico sensoriado, capaz de mensurar qual segmento da mão está exercendo a força e quantificá-la durante a realização do movimento de pinça possui grandes contribuições para a prática clínica, uma vez que com estes valores é possível propiciar o acompanhamento da evolução clínica do paciente.

OBJETIVO

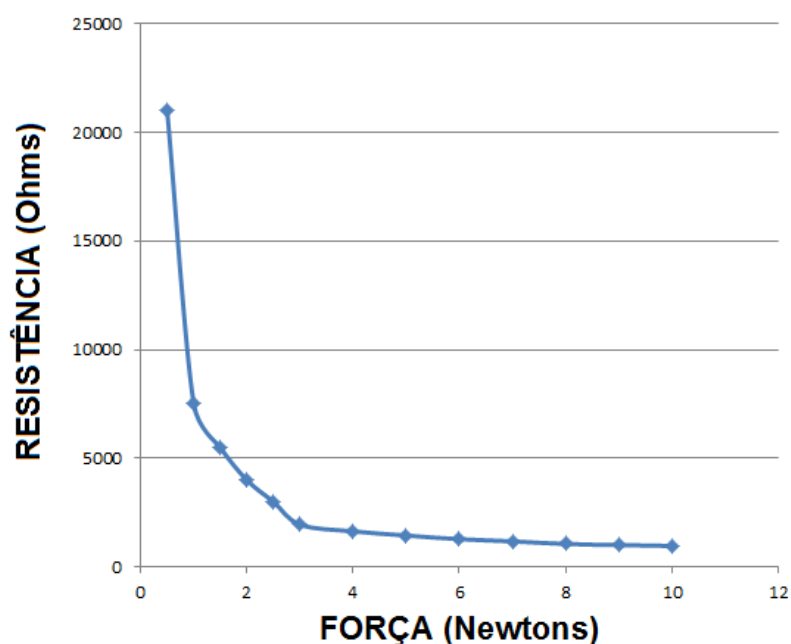
Desenvolver e construir um sistema composto por três dispositivos sensoriados que permitam quantificar a força de preensão e pinça durante a execução do movimento com a distinção de qual segmento da mão está exercendo a força.

METODOLOGIA

A instrumentação do periférico utilizou como base fixa de apoio uma plataforma de madeira de 30 x 55 cm. Foram fixados três dispositivos, sendo eles: uma maçaneta linear, um interruptor deslizante e uma chave para quantificar a força aplicada. Os dispositivos foram instrumentados por um sistema de sensoriamento, baseado em sensores do tipo FSR® 402 (*Force Sensor Resistor*) e potenciômetros, que propiciam a

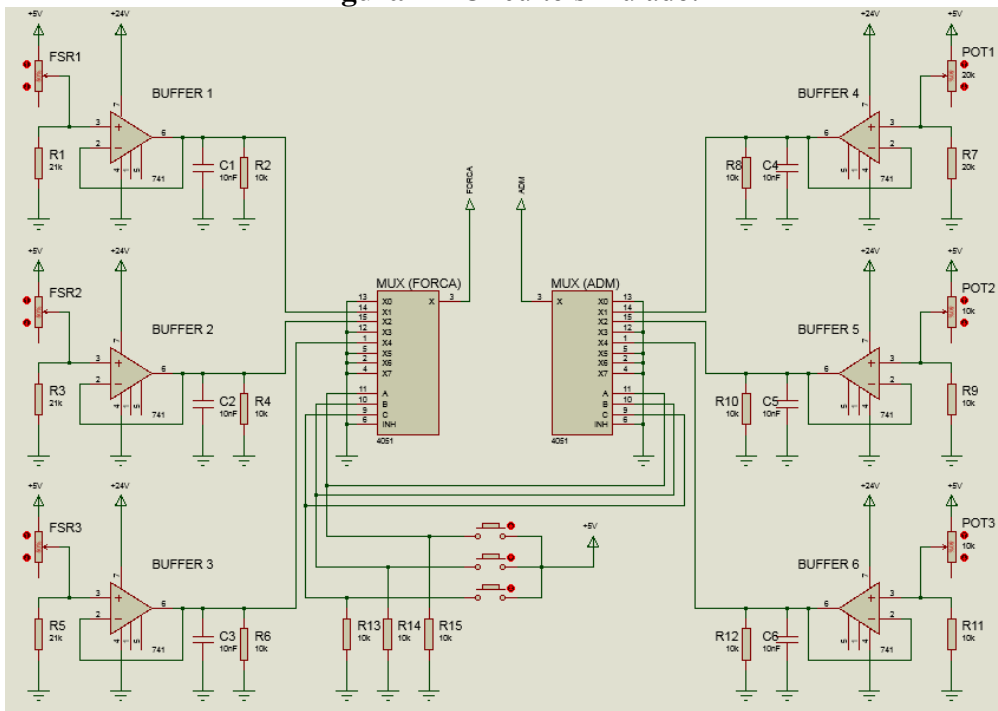
mensuração da força de preensão executada durante a realização dos movimentos de pinça polpa-lado, pinça polpa-polpa e preensão cilíndrica dos três objetos selecionados. A chave e a maçaneta utilizaram potenciômetros do tipo $\frac{3}{4}$ de voltas e o interruptor um potenciômetro linear. Com estes sensores, obteve-se uma variação do valor de resistência proporcional à força aplicada e ao deslocamento. Para tanto, utilizou-se um circuito divisor de tensão, que consiste em uma resistência elétrica em série ao sensor. Para o divisor de tensão do FSR® 402, adotou-se uma resistência referente a uma força 0,5N aplicada no sensor, o que equivale a 21k Ω . Valores de força muito abaixo do selecionado não se adequam aos parâmetros, uma vez que, por se tratar de um gráfico exponencial, se tornariam discrepantes em termos de variação de tensão.

Figura 1 – Gráfico do comportamento do sensor FSR® 402.



Para os divisores de tensão dos potenciômetros linear $\frac{3}{4}$ de voltas foram escolhidos valores iguais aos nominais dos componentes, ou seja, de 20 k Ω e 10 k Ω , respectivamente, a fim de se manter uma variação mais expressiva de tensão. Na saída do divisor de tensão foi disposto um *buffer* para a segurança do circuito e, em sua saída, um filtro passa-baixa, para assegurar a confiabilidade do sinal. O *buffer* faz uma separação entre o circuito evitando que mais componentes, ou até mesmo o computador utilizado para a leitura dos dados, sejam danificados caso algum problema ocorra. O filtro foi composto de um resistor de 10k Ω e um capacitor de 10nF, desta forma, apresenta um bloqueio na faixa de 1591,5Hz ou frequências superiores e apresenta um tempo de descarga de 0,1ms, eliminando ruídos de alta frequência. Na saída do circuito de proteção, foi utilizado um multiplexador para selecionar qual sinal presente em seu pino de entrada será expresso em sua saída. Este recurso é controlado através de uma lógica binária acionada por *microswitches*, estes acoplados em cada um dos dispositivos, de modo a fazer uma seleção de qual sinal será enviado ao computador.

Figura 2 – Circuito simulado.

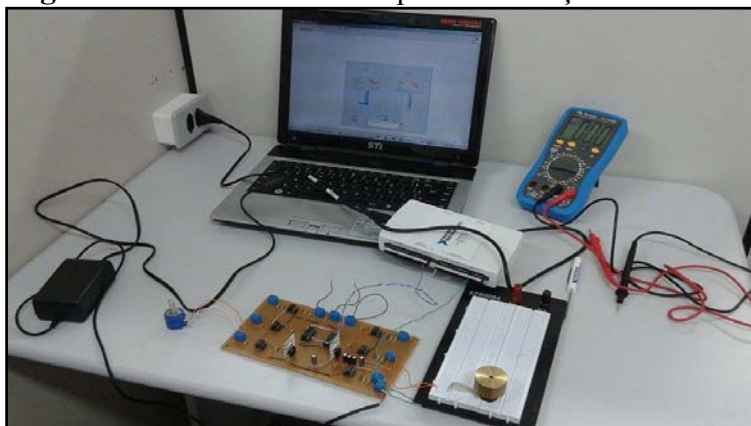


O sinal de saída foi enviado para uma placa de aquisição de dados (DAQ NI USB-6212) conectada ao computador através de uma porta USB. Foi utilizada a plataforma *LabView*® para a criação do programa para análise e representação gráfica dos dados obtidos pelo circuito. O programa dependia diretamente das funções da variação de tensão dos sensores pela força aplicada, para tanto, foram obtidas as mesmas através de medições e calculados os valores médios. Através destas funções, foi possível indicar ao usuário o valor de força correspondente ao aplicado através de gráficos de barras com a opção de salvar os resultados.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Finalizado o desenvolvimento do programa e do protótipo, foi necessária sua validação, para tanto, foram utilizados objetos de massa específica e o circuito conectado ao computador para a análise dos dados (Figura 3).

Figura 3 – Bancada montada para a validação do sistema.



Os resultados obtidos se encontraram dentro do esperado, com os valores referentes aos potenciômetros com uma exatidão de 100% e os referentes ao FSR® 402 com uma margem de erro de $\pm 2\%$, valor padrão do componente. Com os resultados, também se analisou os parâmetros mínimos de funcionamento do dispositivo, onde a força mínima necessária para as medições é de 0,5N para haver deslocamento dos potenciômetros e variação de tensão notável pelo FSR® 402. Não foi estipulado um valor máximo de força que o dispositivo capta, mas percebe-se que o mesmo se encontra na ordem de cerca de 10N, pois, apesar do FSR® 402 apresentar uma sensibilidade para uma força de até 20N, as variações a partir de 10N são mínimas, o que resulta em uma variação de tensão inexpressiva ao circuito. Desta forma, pode-se perceber que o projeto desenvolvido apresenta uma contribuição considerável no que diz respeito à análise da força nos movimentos de pinça polpa-polpa, pinça polpa-lado e pinça cilíndrica, uma vez que além de assegurar que o movimento realizado é o correto através dos *microswitches*, ele analisa o deslocamento realizado e a força aplicada de forma precisa e prática, o que o diferencia dos projetos similares já existentes.

CONCLUSÃO

O objetivo deste projeto consistia no sensoriamento de três dispositivos presentes nas (AVDS) no que diz respeito ao movimento de prensão e pinça. Foi possível perceber que o protótipo cumpre sua função ao apresentar resultados satisfatórios ao reproduzir com fidelidade o valor de força e deslocamento aplicados nos testes realizados. Através da realização deste projeto, também foi possível aplicar conhecimentos de diversas áreas da engenharia elétrica, tal qual o conceito de eletrônica analógica e digital, medidas elétricas e desenvolvimento de interfaces com o computador. Em relação ao circuito eletrônico, foi possível perceber como o comportamento real dos componentes influencia nos resultados finais obtidos, o que contribuiu para algumas alterações do circuito teórico no decorrer de sua montagem. Este estudo apresenta possibilidades de ampliação e melhorias em uma próxima etapa no que diz respeito a uma transcrição do circuito para um sistema digital e ampliação do número de dispositivos sensorizados.

REFERÊNCIAS

BOSCHI, S.R.M.S.; FRÈRE, A.F. Grip and pinch capability assessment system for children. **Medical Engineering & Physics**, v. 35, p. 623-635, 2013.

DIPIETRO, L.; SABATINI, A.; DARIO, P. Evaluation of an instrumented glove for hand-movement acquisition. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 40, p. 179-190, 2003.

FLETT, P.J. Rehabilitation of spasticity and related problems in childhood cerebral palsy. **Journal of Paediatrics and Child Health**, v. 39, p. 6-14, 2003.

HAUGHTON, D.N.; JORDAN, D.; MALAHIAS, M.; HINDOCHA, S. e KHAN, W.. Principles of Hand Fracture Management. **Open Orthop**, v. 6, p. 43–53, 2012.

PARK, Y.. Effects of Taping Application Type on Grip Power, Pinch Power, and EMG Activity. **Science Journal of Public Health**. v. 1, p. 239-243, 2013.