

Implementação de Luva Inteligente para Avaliações Funcionais nos Testes de Preensão Palma Ponta-a-Ponta

Halysson Carvalho S. Junior¹, Artur F. da S. Veloso², Antônio A. Rodrigues³, Marcello A. Silva,¹
Davi L. de Oliveira⁴, Ricardo de Andrade L. Rabelo⁴ e Nicole U. Amorim⁵,
Regenildo G. de Oliveira² e José V. V. Sobral⁶

¹Faculdade FACID Devry – PI, Brasil

²Faculdade Estácio CEUT – PI, Brasil

³Faculdade FAETE – PI, Brasil

⁴Universidade Federal do Piauí – PI, Brasil

⁵Universidade Federal de Minas Gerais – MG, Brasil

⁶Instituto Federal do Maranhão (IFMA), São Luis – MA, Brasil

{arturfdasveloso, halysson1007, junioraraujo03, daviluis323, nildo.ngo, ft.alencar}@gmail.com,
ricardoalr@ufpi.edu.br e nicolle-uchoa@hotmail.com

Abstract. *In daily activities, we demand to move several organs that are coordinated by a network of body systems (muscular, nervous and osseous). In the Functional Evaluations(FE), several tests are performed, among them there is the palmar grip that analyzes the behavior of corpora systems and offers feedback to patients about possible command failures. Thus, in this work we implemented a glove, using Velostat, to assist Physiotherapists in end-to-end palmar grip tests, offering results with muscle strength progression and touch sensitivity identification. Tests were performed to determine the viability and function of the glove. In addition, we perform detailed examinations on "normal" people.*

Resumo. *Nas atividades diárias, exigimos a movimentação de diversos órgãos coordenados por uma rede de sistemas corporal (muscular, nervoso e osseo). Nas Avaliações Funcionais(AF), são realizados diversos testes dentre eles há o de preensão palmar que analisa o comportamento dos sistemas corporaes e oferecerem um feedback aos pacientes sobre possíveis falhas de comando. Dessa forma, nesse trabalho implementamos uma luva, usando Velostat, para auxiliar Fisioterapeutas em testes de preensão palmar ponta-a-ponta, oferecendo resultados com a progressão da força muscular e a identificação de sensibilidade ao toque. Foram realizados exames para determinar a viabilidade e funcionamento da luva. Além disso, realizamos exames detalhados em pessoas "normais".*

1. Introdução

Ao movimentarmos o nosso corpo, enviamos comandos específicos para os músculos e ossos que são orientados pelo Sistema Nervoso Central [Eliasz Engelhardt 2005] (SNC). Com o passar do tempo esse comandos tornam-se mais lento, por conta da degradação das células neurais, reduzindo assim a velocidade dos impulsos elétricos aos órgãos. Com

isso, é necessário a manutenção constante desse sistema para que haja uma excelente coordenação motora. Quando pensamos em fazer determinados movimentos, mas executamos outros, observamos uma falha no envio dos comandos aos nossos músculos e ossos pelo SNC. Dessa forma, há uma incoordenação que associa-se a alguma doença. Já na descoordenação, temos dificuldades em controlar nossos movimentos, causados por lesões ou pouca habilidade corporal. Nas atividades diárias (AD), utiliza-se constantemente as mãos para a comunicação, digitação, manuseio para realizar diversas tarefas. Dessa forma, há uma infinidade de órgãos trabalhando para o funcionamento de uma boa coordenação, ou seja, a estrutura anatômica e funcional complexa das mãos convergem principalmente para realização das preensões [Kapandji 2000]. Visto isso, nas AD exige-se repetidamente a quantificação da força imprimida pela a mão, a exemplo da força mínima imprimida para rosquear a tampa de uma garrafa.

As AF, são testes que utilizam os dinamômetros, equipamento responsáveis por mensurar quantitativamente a força muscular isométrica máxima da mão, para obter dados da medição palmar em pacientes. Nesses testes, há quatro tipos de movimentos recomendados utilizando dinamômetros, que são: a preensão palmar, a pinça polpa-a-polpa, a pinça trípode e a pinça lateral [Kapandji 2000]. Entretanto, neste trabalho serão utilizados os movimentos: pinça tridigital, pinça ponta-a-ponta e preensão pentadigital global, que também estão presente nas AF. A escolha destes movimentos, é aproveitar ao máximo a utilização dos sensores para detectar a força. O presente trabalho está organizado da seguinte forma, na seção II apresentamos trabalhos relacionados, presentes no atual estado da arte. Na seção III, explicamos a implementação da luva, desde a parte do hardware, passando pelo o software, até chegarmos aos bancos de testes. Na seção III, discutimos e mostramos resultados a respeito da análise feita na avaliação funcional. Por fim, as discussões, conclusões e trabalhos futuros foram comentados na seção IV.

2. Trabalhos Relacionados

O atual estado da arte representa uma realidade crescente para pesquisas e investimentos em tecnologias wearable [Dario Guida and Database 2017] [Giovanelli and Farella 2016], presente em diversas áreas, desde a saúde até a robótica avançada [Anton Polishchuk and Dahiya 2016] [Edoardo Battaglia and Catalano 2016]. Neste contexto, alguns trabalhos utilizam Velostat/Liquistat, apresentado detalhadamente na próxima seção, estão sendo criados e desenvolvidos a fim de substituir sensores rígidos e inflexíveis. Em [Masoud Kalantari and Kovacs 2012] os autores propuseram um modelo matemático capaz de calcular a força aplicada sobre os compósitos de polímeros semicondutores (CPS) em variações de resistência elétrica quando aplica-se diferentes forças. No trabalho de [Eunseok Jeong and Kim 2008] e [Celestine Preetham and Krishnapura 2013], os autores desenvolveram uma luva com sensores piezo resistivos para reconhecimento da linguagem gestual, direcionada por surdos-mudos. O objetivo desse trabalho era identificar o alfabeto dos dedos para promover uma melhor comunicação entre a língua falada com o braile. Em ambos os trabalhos, a “tradução” das linguagens são imprimidas na tela do smartphone junto com uma saída de áudio para cada frase construída. Diferente dos outros modelos de sensores de ponto único, a qual o Velostat/Liquistat está entre dois eletrodos polarizados, o trabalho [Z. Del Prete and R. Steindler 2001], apresenta sensores em forma de matriz para realizar o mapeamento de força, possibilitando mensurar valores de 1 a 500K Pa.

Assim, o presente trabalho visa utilizar conceitos concretizados pelo atual estado da arte para desenvolver um hardware capaz de mensurar e identificar a força exercida por uma rede sensores durante os testes de pressão palmar ponta-a-ponta.

3. Implementação

Neste trabalho foi implementado uma luva com sensores wearable associada a uma arquitetura proposta (Fig.1). Organizada da seguinte forma, A) Hardware: componentes on-Board e comunicações sem fio, B) Implementação do Software: código do executado, aplicação mobile e variáveis de análises.

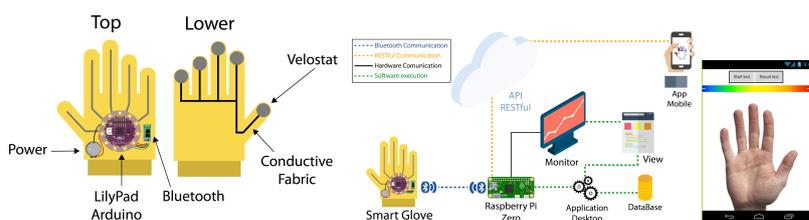


Figura 1. Arquitetura Proposta

3.1. Implementação do Hardware

3.1.1. Componentes On-Board e Comunicação sem fio

Para desenvolver os sensores foram utilizados: velostat, linha e tecidos condutores. O Velostat é um material composto por poliolefina impregnada com carbono e resistividade de volume inferior a 500 Ohms/cm. Já o tecido e a linha condutora compõem-se de nylon em prata com resistividade superficial de 1 Ohm/sq. Funcionamento dos sensores, baseia-se no trabalho apresentado em [Hangxin Liu 2017], o qual foi configurado em um arranjo sanduíche (tecido-velostat-tecido) e unido por um divisor resistivo com uma resistência de 10k ohm. Para a relação entre força-tensão seguiu-se o modelo matemática de [Hangxin Liu 2017], para CPS,

$$F = 0.569 \log(44.98V) \quad (1)$$

onde F representa a força exercida sobre os sensores e V representa a tensão de saída. Na figura 1, é apresentado o circuito da Luva Inteligente. O microcontrolador selecionado foi o Atmega168V, acoplado ao Arduino LilyPad com uma interface entre os sensores e o módulo Bluetooth. Realizando a leitura dos sinais analógicos, identificando os intervalos de tensão sobre o sensor e retornando a força aplicada. Já o Raspberry está atuando como um computador, sendo responsável por coletar dados da luva e envia-lo para a nuvem, via comunicação RESTful. Trabalhando para receber e cadastrar os dados para um servidor na nuvem além de imprimir os resultados na views.

Para a comunicação do Raspberry com o servidor é necessário a Internet. Já na nuvem está sendo executada uma Interface de Programação de Aplicativos (IPA) REST com o banco de dados. Ainda nesta IPA, terão alguns métodos que serão responsáveis por disponibilizar os dados para aplicativos mobile, que por sua vez, poderão ter uma comunicação bidirecional com a nuvem via REST. Para a conectar a luva com o Raspberry foi selecionado o Bluetooth RN-41 classe 1 com uma taxa de transmissão serial (RX/TX) de 115200bps, próprio para o Arduino LilyPad.

3.2. Implementação do Software e Variáveis de análises

O código executado no microcontrolador processa os valores convertidos e envia para o Raspberry via Bluetooth em dois pacotes, valores de tensão (V) e de força (N). Em seguida, repassa para IAP na nuvem, para armazenar em um banco de dados, possibilitando acesso pela aplicações mobile e web sites. Os dados recebidos contém os valores codificados correspondem aos cinco sensores e no início de cada leitura é atribuído um identificador do dedo. Ao acessar a aplicação via Internet, são imprimido os dados gerados por cada dedo, apresentando a intensidade de força aplicada em escala de cores, por fim produz gráficos de linhas para cada movimento realizados (Figura1)

Nos bancos de teste deste trabalho, foram abordados sobre os tipos de pacientes, testes e cenários. Para cada paciente identifica-se o sexo, a idade e o histórico de lesões. Alinhando as informações, o software do Arduino executa diversos laço de decisão. Calibrado, a operação do hardware manter-se. Os testes foram realizados entre homens de 21 à 45 anos, sem histórico de doença neuromuscular. Nos movimentos de preensão dedica-se cinco segundos de análise com intervalos de dois segundos entre os testes. Os movimentos foram repetidos duas vezes, respeitando as condições iniciais. Para os teste de preensão palmar ponta-a-ponta estão:

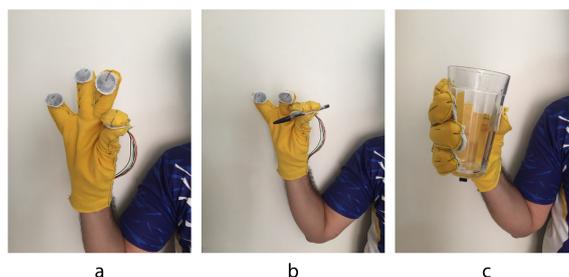


Figura 2. Testes realizados

Na figura 2, são apresentados os testes feitos neste trabalho. Na pinça, Na pinça, o paciente preensão de precisão do tipo esférica, no entanto há apenas uma sobreposição dos dedos com o músculo flexor profundo do indicador e músculo flexor do polegar, ou seja, a união entre os dedos indicador e polegar. (Fig.2a). Para realizar o movimento Pinça Tridigital, o paciente realiza uma preensão de precisão do tipo esférico com músculos flexor profundo dos dedos indicador e meio e músculo flexor longo do polegar, ou seja, a união do dedos polegar, indicador e meio contra um objeto de pequeno volume. (Fig. 2b). Na Pinça Pentadigital Global, é realizado a preensão de força do esférica, trabalhando os músculos flexor profundo e músculo flexor longo do polegar, porém com auxílio dos músculos flexor superficial do dedo e dos interósseos, ou seja, o paciente imprimi uma força contra o objeto e o mesmo devolve com uma força resultante de igual valor para a manutenção do equilíbrio (Fig.2c).

4. Resultados e discussões

Os resultados preliminares obtidos nesse artigo mostraram a mensuração da quantidade de força aplicada sobre os sensores nos testes de preensão palmar ponta-a-ponta. As mensurações foram realizadas com a mão dominante de cada paciente (nesse caso a mão direita) seguindo o protocolo descrito na subseção testes. Em virtude da falta de pesquisas

sobre a utilização dos dinamômetros no teste de preensão palmar do tipo ponta-a-ponta esse papel atestou os padrões de normalidade do grupo avaliado com a supervisão do fisioterapeuta desse estudo. Nessa seção também apresentamos os comportamento gráficos durante a realização de cada teste dividida em dois tipo de gráficos o primeiro em tensão por tempo e o segundo de força por tempo.

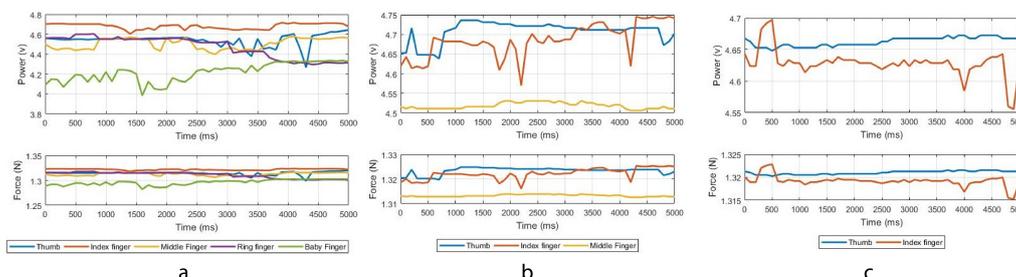


Figura 3. Resultados obtidos

Nos testes de pinça apresentando nos gráficos da Fig.3c, foram observados no primeiro segundo os pacientes imprimem uma força de acomodação entre os dedos indicadores e polegares. No outros quatro segundos houve uma baixa variação dos valores de força. Para atestar os padrões de normalidades o fisioterapeuta acompanhou a posição de equilíbrio da união dos em questão. Com a estabilidade desses dedos foi validado a normalidade, ou seja coordenação motora aceitável para esse movimento. Nos testes pinça tridigital apresentando nos gráficos da Fig. 3b, os dedos indicadores e polegares, durante os primeiros alguns segundos, mostraram variações bruscas de tensão, no entanto para a relação força-tempo os intervalos ficaram próximos. Já para o dedo do meio, houve mínimas variações tanto de força quanto de tensão. Nesse teste também observamos o polegar como base de sustentação e os dedos indicador e polegar como somando de forças que anulam com a força de sustentação ou seja a manutenção do equilíbrio estático. Os testes de preensão global pentadigital apresentado na Fig. 3a, apresentaram resultados diferentes dos demais testes durante o primeiro segundo, tanto para a tensão como para a força. Neste teste, a utilização de todos os dedos da mão, ofereceram uma melhor distribuição da força para segurar e controlar um objeto de grande volume.

5. Conclusões e Trabalhos Futuros

Neste artigo, modelamos um hardware simplificado com tecnologia wearable de sensores táteis, sensíveis á força, presentes nas extremidades de cada dedo. O objetivo desse trabalho é estudar a força aplicada sobre os sensores, analisar o comportamento da força em pessoas normais nos teste e retornar um feedback aos fisioterapeutas das quantidades mínimas e máximas aplicada em cada teste. Para os trabalhos futuro, a hardware e sua arquitetura, poderá ter melhorias para identificar os valores de força com maior precisão, promover teste com um extenso espaço amostral em pacientes de diversas faixa etárias e utilizar os resultados presente no banco de dados para o treinamento de máquina na tentativa de identificar os padrões de normalidade em relação ao sexo e a idade. Após o êxito nessa fase, o novo hardware vai ser capaz de auxiliar no tratamento e reabilitação em pacientes com problemas neuromusculares ocasionado na mão como: Síndrome de Guilan Barré, Acidentes vasculares [Shyamal Patel and Bonato 2010] e dentre outros enfermos.

Assim serão comparados os outros modelos de implementação de luva inteligente e algoritmos de identificação da força exercida. Adicionalmente, serão vistas novas métricas para outros tipos de testes, como a força exercida na mão como um todo, e o ângulo realizado por cada dedo.

Referências

- Anton Polishchuk, William Taube Navaraj, H. H. and Dahiya, R. (2016). Multisensory smart glove for tactile feedback in prosthetic hand. *ELSEVIER*, page 1605 – 1608.
- Celestine Preetham, Girish Ramakrishnan, S. K. A. T. and Krishnapura, N. (2013). Hand talk- implementation of a gesture recognizing glove. *IEEE*.
- Dario Guida, A. B. and Database, P. (2017). A weightbit: An advancement in wearable technology. *IEEE*, pages 672 – 677.
- Edoardo Battaglia, Matteo Bianchi, A. A. and Catalano, M. G. (2016). Thimblesense: A fingertip-wearable tactile sensor for grasp analysis. *IEEE*, 9(1):121– 133.
- Elias Engelhart, Sonia M.T. Brucki, J. L. S. C. O. V. F. J. L. F. A. V. (2005). Treatment of alzheimer's disease: recommendations and suggestions of the scientific department of cognitive neurology and aging of the brazilian academy of neurology. *Scielo*, 4.
- Eunseok Jeong, J. L. and Kim, D. (2008). Finger-gesture recognition glove using velostat. *IEEE*, 38(4):206–210.
- Giovanelli, D. and Farella, E. (2016). Force sensing resistor and evaluation of technology for wearable body pressure sensing. *Hindawi*, page 313.
- Hangxin Liu, Xu Xie, M. M. M. E. (2017). A glove-based system for studying hand-object manipulation via joint pose and force sensing. *IEEE*, pages 6617 – 6624.
- Kapandji, A. (2000). Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana. *Panamericana*, pages 174–295.
- Masoud Kalantari, J. D. and Kovacs, J. (2012). A new approach for modeling piezoresistive force sensors based on semiconductive polymer composites. *IEEE*, 17:572–581.
- Shyamal Patel, Richard Hughes, T. H. J. S. M. A. and Bonato, J. G. D. P. (2010). A novel approach to monitor rehabilitation outcomes in stroke survivors using wearable technology. *IEEE*, 98:450 – 461.
- Z. Del Prete, L. Monteleone, R. S. Z. D. P. L. M. and R. Steindler (2001). A novel pressure array sensor based on contact resistance variation: Metrological properties. *SCIENTIFIC INSTRUMENTS*, 72(2):1548.