

## ADAPTAÇÃO DE UM PROJETO DE ROBÔ HUMANOIDE IMPRESSO EM 3D EM UMA PRÓTESE SENSORIAL DE MEMBRO SUPERIOR

G. P. O. Celani, M. B. Silvério, R. L. A. Pinheiro, F. A. Freitas, F. V. Carvalho, R. S. Alves, F. E. C. Costa, E. R. C. Dester

Centro de Desenvolvimento e Transferência de Tecnologia Assistiva (CDTTA), Instituto Nacional de Telecomunicações (INATEL), Santa Rita do Sapucaí, MG, Brasil.

E-mail: gustavopasqua@gec.inatel.br

**Resumo:** Este artigo aborda a possibilidade de adaptar um projeto *open source* do braço de um robô humanoide em uma prótese impressa em 3D. Foram impressas a mão, pulso e antebraço em filamento de ABS branco, aos quais foi introduzido um sistema de sensoramento para captação do toque e desenvolvido um *software* responsável por apresentar a leitura das informações captadas. Realizou-se um teste de resistência do protótipo, que suportou uma média de  $3,86 \pm 0,22\text{kg}$  e um teste de captação de dois tipos de sensores (piezoelétrico e resistivo) no qual o resistivo se mostrou mais eficiente para a proposta.

**Palavras - chave:** Prótese de mão e antebraço, sensoramento, impressão em 3D.

**Abstract:** This article discusses the possibility of adapting an open source project arm of a humanoid robot in a printed prosthesis in 3D. Hand, wrist and forearm were printed in white ABS filament that was introduced into a sensing system that captures the touch and software responsible for presenting the reading of the information. We made a prototype of the resistance test, which bore an average of  $3.86 \pm 0.22\text{kg}$  and uptake test two types of sensors (piezoelectric and resistive) at which the resistor is more efficient for the proposal.

**Keywords:** hand and forearm prosthesis, sensing, 3D printer

### Introdução

Por definição, amputação é a perda segmentar ou total de um membro. Suas consequências não se restringem ao comprometimento anatômico, sendo causas também das alterações de imagem corporal e desempenho funcional do amputado [1].

As próteses possuem funções muito além da restauração física e sua necessidade foi percebida há milhares de anos. Os relatos das primeiras próteses de membro superior (mmss) datam de cerca de 200 d.C., feitas em aço [2]. No ano de 2011, Ivan Owen desenvolveu uma prótese para uma criança sul africana e percebeu que logo teria que trocá-la em decorrência do seu crescimento. Por este motivo, Ivan começou a estudar impressoras 3D para desenvolver próteses que pudessem ser impressas. Ele desenvolveu o primeiro modelo funcional de prótese impressa em 3D [3]. Desde então, uma série de estudos foram iniciados

mundialmente e percebeu-se que o elevado custo de produção poderia ser reduzido a partir da utilização da impressão 3D na confecção das partes mecânicas das próteses. Atualmente, na internet, existem diversos projetos abertos para impressão de próteses de mmss de baixo custo, como por exemplo a ONG *Enabling the Future* [3], que disponibiliza alguns tipos de próteses com acionamento mecânico, em sua maioria para pessoas com a articulação do punho intacta.

Diante do exposto, o objetivo foi adaptar um projeto de braço mecânico de um robô humanoide impresso em 3D para ser utilizado como uma prótese sensorial.

### Materiais e métodos

**Protótipo** – Para a construção do protótipo foi escolhido o projeto *open source* de um robô humanoide INMOOV [4]. O protótipo foi totalmente impresso em 3D utilizando-se a impressora *prt1* (B3D). Usou-se como material a acrilonitrilabutadieno estireno (do inglês, *acrylonitrilebutadienestyrenes* – ABS), sendo gastos 884g de ABS, sendo necessárias aproximadamente 67h de impressão. O protótipo da prótese possui 50cm de altura, 13cm de largura e 22cm de mão, como pode ser observado na Figura 1.

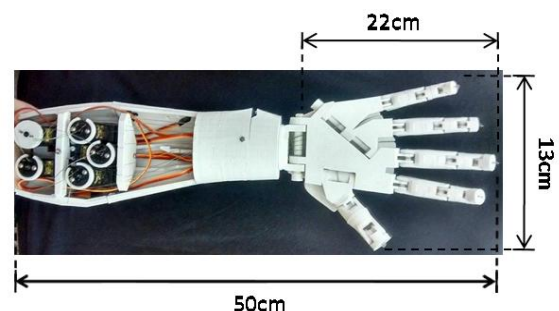


Figura 1– Dimensões do protótipo e disposição de 5 servo motores no antebraço, responsáveis pela movimentação dos dedos.

Para realizar os movimentos dos dedos e do pulso, foram utilizados, ao todo, 6 servo motores (*Tower Pro*®). Cinco foram fixados no antebraço (Figura 1) e eram responsáveis pela movimentação dos dedos de forma independente (um motor para cada um dos

cinco dedos) e o sexto motor, responsável pela movimentação do pulso, foi fixado no próprio pulso. Quando o motor é configurado para 0°, o dedo fica completamente estendido, enquanto a configuração de 180° o flexiona por completo, nas configurações entre 0° e 180° o dedo fica em uma posição intermediária.

Presos aos eixos dos motores existem fios de nylon (Dourado®), com espessura de 0,6mm constituídos 100% de poliamida com resistência de 17kgf, responsáveis por ligar os dedos aos seus respectivos motores para que ocorra o movimento. Já no processo de junção dos dedos foi utilizada uma solução preparada (Tigre®) constituída de acetona dissolvida em ABS.

O teste de resistência foi realizado em quintuplicata utilizando novos conjuntos de dedos impressos nas mesmas condições, sendo: 70% de densidade e 0,84mm de camada. Foram gastos 62g e 20,28m de filamento de ABS totalizando 9h44min para imprimir cada conjunto. O teste se consistiu na aplicação de massas sobre os dedos simulando o ato de carregar uma sacola plástica.

Com o protótipo ortogonal ao chão segurando uma sacola plástica de massa desprezível foram adicionadas, gradualmente, massas de 50g. Para cada adição de massas, o protótipo era submetido a 3 minutos ininterruptos de suporte, com intervalo de 1 minuto de descanso. Durante o descanso, a sacola contendo as massas era totalmente removida e o protótipo permanecia na mesma posição com os dedos completamente flexionados. Foram anotados a massa suportada e o tempo do teste a cada alteração estrutural (trincas no ABS). O teste foi continuado até a impossibilidade estrutural do protótipo de segurar a sacola.

No experimento foram estudados os seguintes parâmetros: a massa suportada até o trincamento de pelo menos um dos dedos (massa de trincamento), massa total suportada até a queda da sacola, bem como os tempos nos quais ocorreram cada evento e os comprimentos dos fios de nylon.

Os valores relacionados à massa de trincamento e a máxima massa suportada passaram por estatística descritiva e foram comprovados pelo teorema de Chebyshev. Os dados referentes ao comprimento dos fios apresentaram distribuição normal e foram comparados por meio do teste *t-student* com intervalo de confiança de 5% ( $p \leq 0,05$ ).

**Sensoriamento** – Para o sensoriamento do protótipo foram estudados dois tipos de sensores de pressão, o sensor piezoelétrico MEAS®, normalmente, utilizado para mensurar flexão, toque, vibração ou choque e com um menor custo, e o sensor resistivo InterlinkEletronics® (do inglês, *force sensing resistor* - FSR). Os sensores possuem, respectivamente, 3,125cm² [5] e 3,23cm² [6] de área tátil.

Para definir qual sensor se adequaria melhor a proposta, foi realizado um teste no qual, gradualmente, foram aplicados corpos de prova de ferro com massas de 50g sobre a área sensível do sensor. Cada corpo de prova permaneceu em contato com o sensor por 1 minuto e analisou-se a média da tensão de sua resposta

em uma faixa de 50g até 950g. Para analisar uma possível diferença de comportamento, os testes foram realizados com dois tipos de materiais. O ferro foi utilizado para representar materiais condutores, e para a simulação de materiais isolantes, foi colocada uma fina borracha de massa desprezível entre o sensor e o corpo de prova.

Para quantizar o toque, a variação de tensão sobre o sensor foi lida pelo microcontrolador (Arduino® Due®) analogicamente.

**Software** – Foi desenvolvido um *software* em Java que permite o acompanhamento de cada sensor. Ele fornece informações como o *status* do sensor (ativo ou inativo) e a intensidade do toque em uma escala de 0 a 100, sendo 0 a ausência de toque e 100 a intensidade máxima captada pelo sensor (Figura 2).

Na Figura 2, à esquerda, tem-se a disposição dos sensores (numeração feita para facilitar a identificação e tornar a interface gráfica do *software* mais clara ao usuário), sendo que em vermelho são sensores inativos, enquanto em verde, aqueles que estão em contato com alguma superfície. A representação da intensidade também é feita por meio de esferas na região do toque, que têm raios proporcionais à intensidade aplicada.

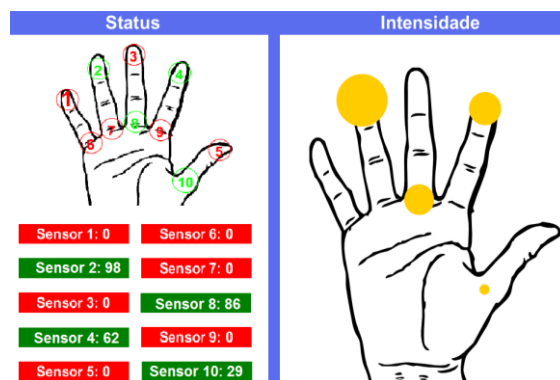


Figura 2 - Interface gráfica do software. Exemplo de ativação dos sensores 2, 4, 8 e 10 com diferentes intensidades.

## Resultados

**Protótipo** – O protótipo tem uma massa total de 902g, sendo capaz de movimentar independentemente seus 5 dedos e punho utilizando 6 servo motores. Isto possibilita o manuseio de inúmeros objetos.

**Resistência** – Em todos os cinco experimentos observou-se que o dedo mínimo trincou (Figura 3), sendo que em três, o dedo chegou a soltar a sacola.

Pela estatística descritiva, constatou-se que o protótipo resiste a uma carga média de  $3,86 \pm 0,22$ kg (mediana de 3,90kg). O tempo total médio para que a sacola viesse ao chão foi de 2h52min42s, com desvio padrão de 13min46s.

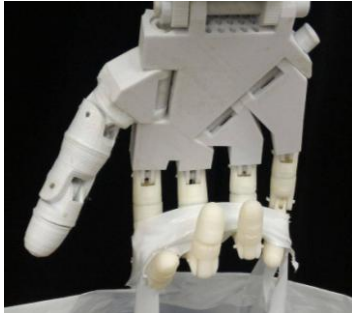


Figura 3 - Distribuição desigual da tensão da carga sobre os dedos da prótese.

Na Tabela 1, apresentam-se os valores das massas e os tempos de trincamento do dedo mínimo, a carga máxima e o tempo total em que a carga foi suportada pelo protótipo para cada teste.

Tabela 1: Teste de resistência do protótipo. Apresenta-se a massa e o tempo de trincamento do dedo mínimo, o tempo e valor da carga máxima suportada e o tempo total de duração do teste.

Teste	Massa trinc. mínimo (kg)	Tempo trinc. mínimo (h)	Carga máxima (kg)	Tempo total (h)
1	3,55	2:35:10	3,95	2:59:10
2	3,25	2:15:17	3,50	2:30:17
3	3,65	2:40:25	3,90	2:55:25
4	3,90	2:55:02	4,10	3:07:02
5	3,60	2:36:35	3,85	2:51:35

trinc: trincamento;

A média da carga máxima suportada pelo protótipo foi 3,86Kg, com desvio padrão de 0,22Kg e variância de 0,05Kg<sup>2</sup>. Utilizando o intervalo das massas obtidas no teorema de *Chebyshev* (3,50Kg a 4,10Kg), constatou-se uma confiabilidade dos resultados de 89,48% (Figura 4).

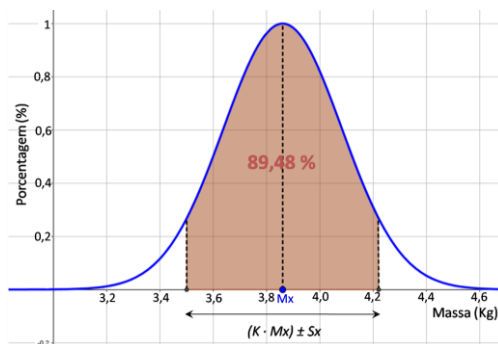


Figura 4 - Gráfico de análise das cargas máximas suportadas. Onde  $Mx$  é a média (3,86Kg),  $Sx$  é o desvio padrão (0,22Kg) e  $K$  é a constante proveniente do teorema de *Chebyshev* (1,39 para este caso).

Os dados referentes ao comprimento dos fios apresentaram distribuição normal e suas variações não foram significativas.

**Sensoriamento** – Quando em contato direto com apenas 1 corpo de prova de 50g (condutor), o sensor piezoelétrico atingiu seu máximo de tensão mensurável. E quando colocado um material isolante (borracha) entre o sensor e o corpo de prova, não houve resposta do sensor.

Entretanto o sensor resistivo, apresentou um comportamento logarítmico semelhante para os ambos tipos de materiais (isolante e condutor). As respostas médias medidas no intervalo de tempo dos dois tipos de sensores são demonstradas na Figura 5.

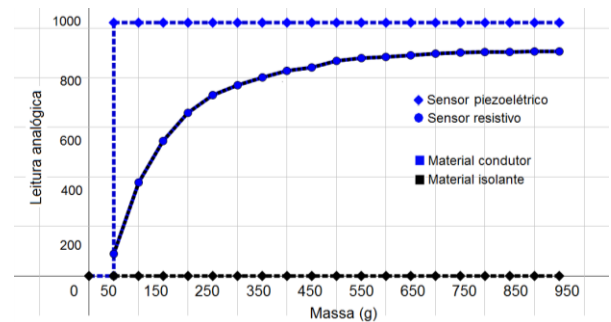


Figura 5 - Comportamento dos sensores de pressão resistivo e piezoelétrico para o contato com corpos de prova.

## Discussão

Houveram alguns parâmetros passados pelo projeto que foram alterados para uma otimização do protótipo. Dentre eles, dois se destacam: a densidade, que precisou ser aumentada de 30% [4] para 80% devido à fragilidade e deformação das peças impressas; e as espessuras de algumas peças que tiveram que variar de 0,84mm a 1,68mm, dependendo da necessidade.

Como a configuração de posição dos dedos pode ser feita de 0° a 180°, existem 180 posições diferentes em que o dedo pode se encontrar. Isto proporciona uma maior precisão em seus movimentos.

Com a realização do teste de resistência, observou-se que este modelo do protótipo não está adequado para um modelo funcional. A partir da visualização da Figura 3, pode-se constatar que a anatomia da prótese fez com que a carga não se distribuisse igualmente entre os quatro dedos, tensionando mais os dedos indicador e mínimo. Possivelmente, o rompimento da articulação proximal do dedo mínimo se deu ao fato deste dedo ser menos resistente que o dedo indicador, uma vez que possui menos material e também pelo efeito de alavanca causado pela anatomia do protótipo.

Quando comparada sua resistência com a resistência de próteses existentes no mercado, o protótipo chega a ter uma resistência 11 vezes menor que uma prótese de mão biônica [6]. Porém, é válido levar em consideração que os materiais utilizados em

sua confecção são diferentes do protótipo testado. Isto mostra que, possivelmente, além da anatomia do protótipo o seu material também contribuiu para sua baixa resistência. Todavia, testes funcionais de resistência são ainda necessários para avaliar o real desempenho do protótipo.

A partir do teste realizado com os sensores, foi constatado que o sensor resistivo (*InterlinkEletronics*®) seria a melhor escolha se comparado ao sensor piezoelétrico (MEAS®). Isto se deu ao fato do sensor resistivo apresentar um comportamento logarítmico preciso [7] para ambos os tipos de materiais, enquanto o sensor piezoelétrico não ter respondido adequadamente aos materiais, corroborando com a literatura [8]. Isto pode ter ocorrido pelo fato da borracha possuir certa elasticidade, o que, consequentemente, amortece a deformação do sensor e impede o efeito piezoelétrico [10]. A partir da determinação do melhor tipo de sensor, serão acoplados 10 sensores resistivos no protótipo, sendo 5 nas falanges distais e 5 nas falanges proximais a fim de conferir um amplo sensoramento e melhor controle dos movimentos.

A variação de tensão provocada por um dos sensores é lida pelo microcontrolador Arduino® *Due*® analogicamente, ou seja, em uma escala que varia de 0 a 1023, devido ao fato deste microcontrolador possuir um conversor analógico/digital (A/D) de 10-bits [9]. Observou-se que entre 50g e 200g o sensor resistivo obteve um comportamento próximo de linear, indicando melhor desempenho nesse intervalo. Isto ocorreu porque no circuito divisor de tensão, presente na leitura do sensor, foi utilizado um resistor de 10kΩ, porém, este valor de resistência pode ser alterado a fim de se obter uma resposta mais precisa para diferentes faixas de massa [7].

Para realizar o *feedback* sensível ao usuário, pretende-se usar estimulação eletrotátil, como sugerido por Nohama, Lopes e Cliquet [11]. Pretende-se também implantar um sistema de controle eletromiográfico que permitirá que o usuário controle o protótipo por estímulos musculares. Almeja-se produzir uma nova prótese otimizando suas características como, por exemplo, seu peso e sua resistência, além de sua anatomia para que ela se encaixe melhor em um modelo funcional. A partir de testes em pacientes amputados, deseja-se avaliar a funcionalidade do protótipo.

## Conclusão

Pode-se concluir que o protótipo ainda não está adequado para substituir um membro superior amputado. Isto se evidencia em decorrência de sua elevada massa total e sua baixa resistência. O sensor resistivo *InterlinkEletronics*® foi escolhido para o sensoramento do protótipo uma vez que apresentou melhores resultados se comparado ao sensor piezoelétrico MEAS®. Futuramente, o software passará por um processo de melhorias e detalhamentos, além disso, outros testes serão realizados no protótipo, tais como resistência mecânica, peso e funcionalidade anatômica.

## Agradecimentos

Os autores agradecem à FAPEMIG pelas bolsas de estudo da pesquisa e o CDTTA pela disponibilidade de recursos, equipamentos e infraestrutura.

## Referências

- [1] Spence AP. Anatomia humana básica. São Paulo: Manole; 2000.
- [2] Silva E. Amputados de Membros Superiores, em Terapia Ocupacional [internet]. 2008. Disponível em: <https://tocupacional.wordpress.com/2008/08/10/amputados-de-membros-superiores-mmss/> Acessado em: 27/10/2015.
- [3] Enabling the future [internet]. Acessado em: 20/02/2016. Disponível em: <http://enablingthefuture.org/>.
- [4] Langevin G. Hand and Forarm - InMoov Open Source 3D Printed Life-Size Robot [internet]. Acessado em: 18/11/2015. Disponível em: <http://www.inmoov.fr/hand-and-forarm>.
- [5] Measurement. S.LTD with Crimps Vibrations Sensor/Switch.LTD0-028k piezo vibration rev1. 2008.
- [6] Bebionic. Technical Information [internet]. Acessado em: 29/01/2016. Disponível em: [http://bebionic.com/distributor/documents/bebionic3\\_Tech\\_Manual\\_web.pdf](http://bebionic.com/distributor/documents/bebionic3_Tech_Manual_web.pdf).
- [7] Interlink Eletronics. FSR - Force Sensing Resistor, Integration Guide and Evaluation Parts Catalog. Version 1.0. Rev D.
- [8] Camargo DR. Desenvolvimento de um Protótipo de uma Prótese Antropomórfica para Membros Superiores. Universidade de São Paulo. pp. 124, 2008.
- [9] ATMEL, ATmega 640/V - 1280/V - 1281/V 2560/V - 2561/V 8-bit Atmel microcontroller with 16/32/64KB In-System Programmable Flash Datasheet. pp. 268
- [10] Massucato F, Martins GL, Silva H, Paula TR. Análise das Propriedades Mecânicas de Materiais Poliméricos [internet]. Universidade Estadual de Campinas. Acessado em 10/07/2016. Disponível em: <http://www.fem.unicamp.br/~assump/Projetos/2010/g5>.
- [11] Nohama P, Lopes AV, Cliquet AJr. Electrotactile Stimulator for Artificial Proprioception - Artificial Organs. ISSN: 0160.564-X. pp. 225-230, 1995.