

A Produção do Conhecimento na Engenharia Biomédica

Nayara Araújo Cardoso
Renan Rhonalty Rocha
Maria Vitória Laurindo
(Organizadores)

Atena
Editora
Ano 2019

**Nayara Araújo Cardoso
Renan Rhonalty Rocha
Maria Vitória Laurindo**
(Organizadores)

A Produção do Conhecimento na Engenharia Biomédica

Atena Editora
2019

2019 by Atena Editora
Copyright © Atena Editora
Copyright do Texto © 2019 Os Autores
Copyright da Edição © 2019 Atena Editora
Editora Executiva: Profª Drª Antonella Carvalho de Oliveira
Diagramação: Geraldo Alves
Edição de Arte: Lorena Prestes
Revisão: Os Autores

O conteúdo dos artigos e seus dados em sua forma, correção e confiabilidade são de responsabilidade exclusiva dos autores. Permitido o download da obra e o compartilhamento desde que sejam atribuídos créditos aos autores, mas sem a possibilidade de alterá-la de nenhuma forma ou utilizá-la para fins comerciais.

Conselho Editorial

Ciências Humanas e Sociais Aplicadas

Prof. Dr. Álvaro Augusto de Borba Barreto – Universidade Federal de Pelotas
Prof. Dr. Antonio Carlos Frasson – Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Prof. Dr. Antonio Isidro-Filho – Universidade de Brasília
Prof. Dr. Constantino Ribeiro de Oliveira Junior – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Profª Drª Cristina Gaio – Universidade de Lisboa
Prof. Dr. Deyvison de Lima Oliveira – Universidade Federal de Rondônia
Prof. Dr. Gilmei Fleck – Universidade Estadual do Oeste do Paraná
Profª Drª Ivone Goulart Lopes – Istituto Internazionale delle Figlie di Maria Ausiliatrice
Profª Drª Juliane Sant’Ana Bento – Universidade Federal do Rio Grande do Sul
Prof. Dr. Julio Candido de Meirelles Junior – Universidade Federal Fluminense
Profª Drª Lina Maria Gonçalves – Universidade Federal do Tocantins
Profª Drª Natiéli Piovesan – Instituto Federal do Rio Grande do Norte
Profª Drª Paola Andressa Scortegagna – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Prof. Dr. Urandi João Rodrigues Junior – Universidade Federal do Oeste do Pará
Profª Drª Vanessa Bordin Viera – Universidade Federal de Campina Grande
Prof. Dr. Willian Douglas Guilherme – Universidade Federal do Tocantins

Ciências Agrárias e Multidisciplinar

Prof. Dr. Alan Mario Zuffo – Universidade Federal de Mato Grosso do Sul
Prof. Dr. Alexandre Igor Azevedo Pereira – Instituto Federal Goiano
Profª Drª Daiane Garabeli Trojan – Universidade Norte do Paraná
Prof. Dr. Darllan Collins da Cunha e Silva – Universidade Estadual Paulista
Prof. Dr. Fábio Steiner – Universidade Estadual de Mato Grosso do Sul
Profª Drª Girlene Santos de Souza – Universidade Federal do Recôncavo da Bahia
Prof. Dr. Jorge González Aguilera – Universidade Federal de Mato Grosso do Sul
Prof. Dr. Ronilson Freitas de Souza – Universidade do Estado do Pará
Prof. Dr. Valdemar Antonio Paffaro Junior – Universidade Federal de Alfenas

Ciências Biológicas e da Saúde

Prof. Dr. Gianfábio Pimentel Franco – Universidade Federal de Santa Maria
Prof. Dr. Benedito Rodrigues da Silva Neto – Universidade Federal de Goiás
Prof.^a Dr.^a Elane Schwinden Prudêncio – Universidade Federal de Santa Catarina
Prof. Dr. José Max Barbosa de Oliveira Junior – Universidade Federal do Oeste do Pará
Prof.^a Dr.^a Natiéli Piovesan – Instituto Federal do Rio Grande do Norte
Prof.^a Dr.^a Raissa Rachel Salustriano da Silva Matos – Universidade Federal do Maranhão
Prof.^a Dr.^a Vanessa Lima Gonçalves – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Prof.^a Dr.^a Vanessa Bordin Viera – Universidade Federal de Campina Grande

Ciências Exatas e da Terra e Engenharias

Prof. Dr. Adélio Alcino Sampaio Castro Machado – Universidade do Porto
Prof. Dr. Eloi Rufato Junior – Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Prof. Dr. Fabrício Menezes Ramos – Instituto Federal do Pará
Prof.^a Dr.^a Natiéli Piovesan – Instituto Federal do Rio Grande do Norte
Prof. Dr. Takeshy Tachizawa – Faculdade de Campo Limpo Paulista

Conselho Técnico Científico

Prof. Msc. Abrãao Carvalho Nogueira – Universidade Federal do Espírito Santo
Prof.^a Dr.^a Andreza Lopes – Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento Acadêmico
Prof. Msc. Carlos Antônio dos Santos – Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro
Prof.^a Msc. Jaqueline Oliveira Rezende – Universidade Federal de Uberlândia
Prof. Msc. Leonardo Tullio – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Prof. Dr. Welleson Feitosa Gazel – Universidade Paulista
Prof. Msc. André Flávio Gonçalves Silva – Universidade Federal do Maranhão
Prof.^a Msc. Renata Luciane Polsaque Young Blood – UniSecal
Prof. Msc. Daniel da Silva Miranda – Universidade Federal do Pará

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP) (eDOC BRASIL, Belo Horizonte/MG)	
P964	A produção do conhecimento na engenharia biomédica [recurso eletrônico] / Organizadores Nayara Araújo Cardoso, Renan Rhonalty Rocha, Maria Vitória Laurindo. – Ponta Grossa (PR): Atena Editora, 2019. Formato: PDF Requisitos de sistema: Adobe Acrobat Reader Modo de acesso: World Wide Web Inclui bibliografia ISBN 978-85-7247-382-8 DOI 10.22533/at.ed.828190106 1. Biomedicina – Pesquisa – Brasil. 2. Robótica. I. Cardoso, Nayara Araújo. II. Rocha, Renan Rhonalty. III. Laurindo, Maria Vitória. CDD 610
Elaborado por Maurício Amormino Júnior – CRB6/2422	

Atena Editora
Ponta Grossa – Paraná - Brasil
www.atenaeditora.com.br
contato@atenaeditora.com.br

APRESENTAÇÃO

A obra “A Produção do Conhecimento na Engenharia Biomédica” consiste em um livro de publicação da Atena Editora, com 21 capítulos em volume único, nos quais apresentam estratégias para as técnicas e tecnologias na produção de trabalho em saúde.

As Tecnologias em Saúde é um processo abrangente, por meio do qual são avaliados os impactos clínicos, sociais e econômicos das tecnologias em saúde, levando-se em consideração aspectos como eficácia, efetividade, segurança, custos, custo-efetividade, entre outros, a mesma deve ser compreendida como conjunto de ferramentas, entre elas as ações de trabalho, que põem em movimento uma ação transformadora da natureza. Desse modo, além dos equipamentos, devem ser incluídos os conhecimentos e ações necessárias para operá-los: o saber e seus procedimentos.

Entretanto, o sentido contemporâneo de tecnologia, portanto, diz respeito aos recursos materiais e imateriais dos atos técnicos e dos processos de trabalho, sem, contudo, fundir estas duas dimensões. Além disso, dado o grande desenvolvimento do saber técnico-científico dos dias atuais, este componente saber da tecnologia ganha qualidade estatuto social adicionais. Assim, novas tecnologias são lançadas no mercado todos os dias e com isso as demandas pela incorporação pelo sistema de saúde geradas pelas indústrias, pacientes e profissionais de saúde, têm crescido e continuará crescendo.

Com o intuito de colaborar com os dados já existentes na literatura, este volume traz atualizações sobre novas tecnologias que implementam melhores estratégias terapêuticas, que podem inovar o tratamento dos pacientes de um modo mais prático e resolutivo, assim esta obra é dedicada tanto à população de forma geral, quanto aos profissionais e estudantes da área da saúde. Dessa forma, os artigos apresentados neste volume abordam: aplicabilidade da robótica em terapia para reabilitação de pacientes com perdas de membros; jogo educativo para avaliação cognitivo-motor de deficientes intelectuais, avaliação da resposta da frequência cardíaca de adultos durante teste cardiopulmonar; tecnologias aplicadas à oftálmica como forma de melhorar a qualidade de vida; exposição à radiação ionizante em cirurgias ortopédicas; considerações sobre o espectro luminoso da descarga eletrocirúrgica; desenvolvimento de hidrogéis de quitosana associados a Ibuprofeno para liberação controlada; sistema de identificação de alimentos baseado em imagens de porções alimentares; a hemólise como fator interferente em parâmetros bioquímicos; planejamento em área estética de implante instalado tardiamente pós exodontia - relato de caso clínico e epidemiologia do Alzheimer.

Sendo assim, almejamos que este livro possa colaborar com informações relevantes aos estudantes e profissionais de saúde sobre diferentes tecnologias e técnicas aplicada à saúde, que podem ser usadas para aprimorar a prática profissional, e também para a população de forma geral, apresentando informações atuais sobre

técnicas e tecnologias aplicadas à saúde.

Nayara Araújo Cardoso

Renan Rhonalty Rocha

Maria Vitória Laurindo

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

Gustavo Pasqua de Oliveira Celani

Instituto Nacional de Telecomunicações (INATEL)

Guaxupé – MG

Roberto Luiz Assad Pinheiro

Instituto Nacional de Telecomunicações (INATEL)

Niterói – RJ

Mariana Brandão Silvério

Instituto Nacional de Telecomunicações (INATEL)

Bom Repouso – MG

Rani Sousa Alves

Instituto Nacional de Telecomunicações (INATEL)

Barra Mansa – RJ

Elisa Rennó Carneiro Dester

Instituto Nacional de Telecomunicações (INATEL)

Santa Rita do Sapucaí – MG

Fabiano Valias de Carvalho

Instituto Nacional de Telecomunicações (INATEL)

Santa Rita do Sapucaí – MG

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 antebraço, sensoramento, impressão 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: Forearm prosthesis, sensoring, 3D printer.

1 | 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 (Spence, 2000).

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 (Silva, 2008). 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.

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*, 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 humanóide impresso em 3D para ser utilizado como uma prótese sensorial.

2 | PROTÓTIPO

Para a construção do protótipo foi escolhido o projeto *open source* de um robô humanóide INMOOV (Langevin, 2015). 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.

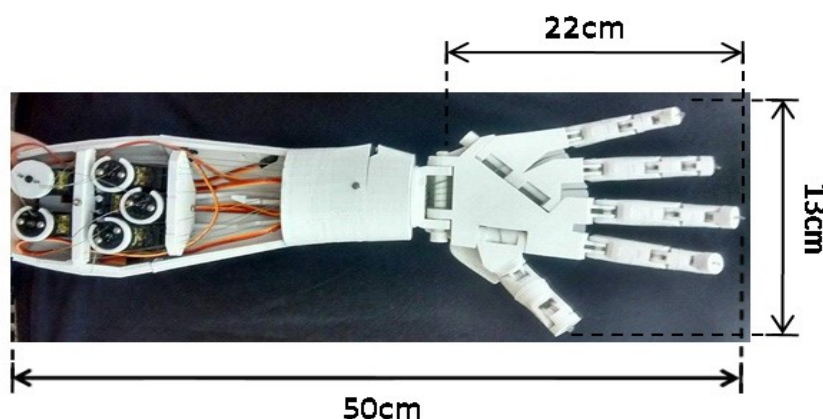


Figura 1 – Dimensões do protótipo e disposição de 5 servo motores no antebraço, responsáveis pela movimentação dos dedos.

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% ($p \leq 0,05$).

3 | 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 (Measurement, 2008) e 3,23cm² (Bebionic, 2016) 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.

4 | 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.

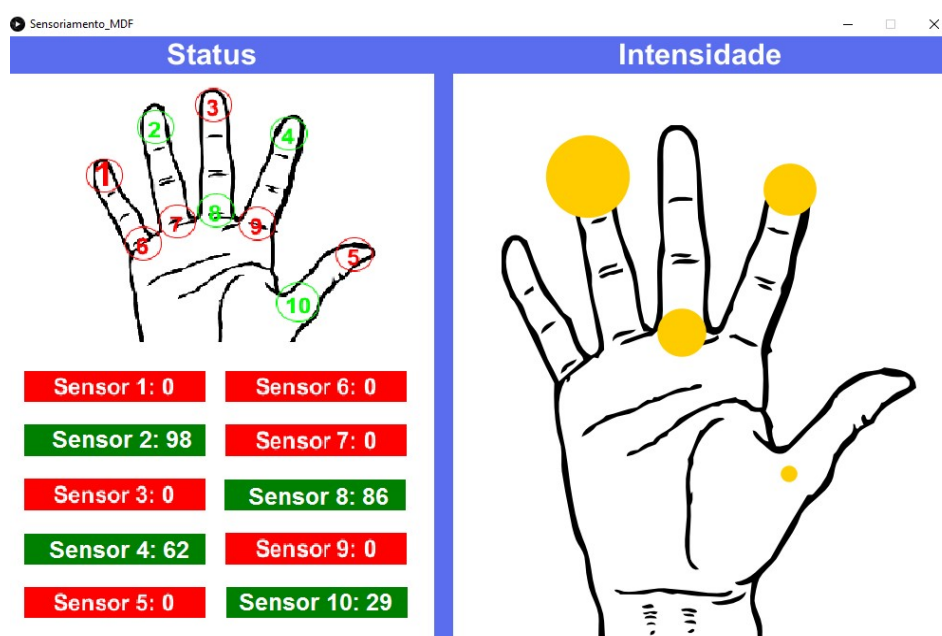


Figura 2 - Interface gráfica do software.

Exemplo de ativação dos sensores 2, 4, 8 e 10 com diferentes intensidades.

5 | RESULTADOS

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.

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 $3,86 \pm 0,22\text{kg}$ (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.

Número do Teste	Massa de trincamento dedo mínimo (Kg)	Tempo de trincamento dedo mínimo (h)	Carga máxima suportada (Kg)	Tempo total suportado (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

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.

A média da carga máxima suportada pelo protótipo foi 3,86Kg, com desvio padrão de 0,22Kg e variância de 0,05Kg². 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).

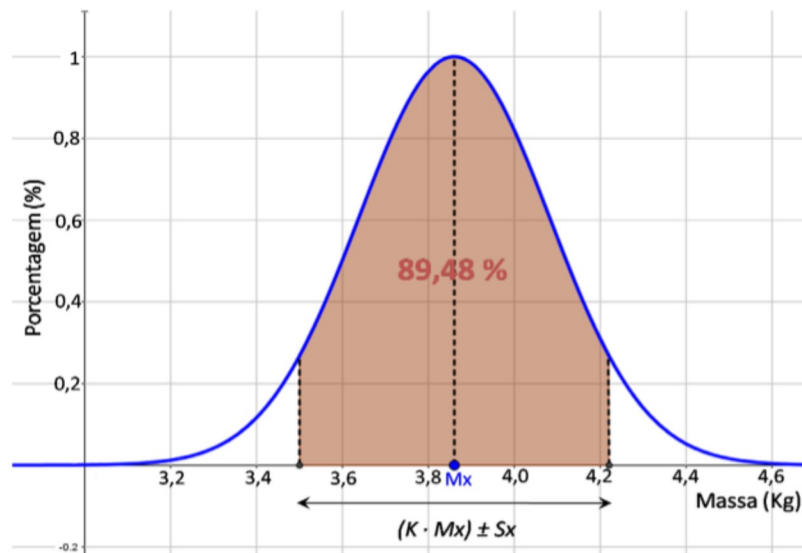


Figura 4 - Gráfico de análise das cargas máximas suportadas.

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.

No que se refere ao 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.

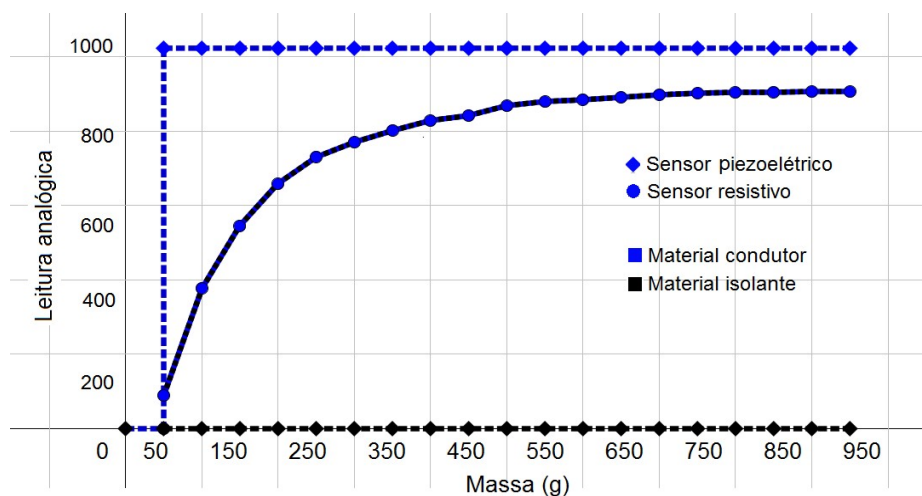


Figura 5 - Comportamento dos sensores de pressão resistivo e piezoelétrico.

6 | 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% (Langevin, 2015) 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 (Bebionic, 2016). 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 (Interlink Eletronics, 2016) para ambos os tipos de materiais, enquanto o sensor piezoelétrico não ter respondido adequadamente aos materiais, corroborando com a literatura (Camargo, 2008). Isto pode ter ocorrido pelo fato da borracha possuir certa elasticidade, o que, conseqüentemente, amortece a deformação do sensor e impede o efeito piezoelétrico (Massucato, 2010). 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 sensoriamento 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 (ATMEL). 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 10k Ω , porém, este valor de resistência pode ser alterado a fim de se obter uma resposta mais precisa para diferentes faixas de massa (Interlink Eletronics, 2016).

Para realizar o *feedback* sensível ao usuário, pretende-se usar estimulação eletrotátil, como sugerido por Nohama, Lopes e Cliquet (Nohama, 1995). 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.

7 | 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.

8 | AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à FAPEMIG pelas bolsas de estudo da pesquisa e ao CDTTA (Centro de Desenvolvimento e Tratamento de Tecnologia Assistiva) pela disponibilidade de recursos, equipamentos e infraestrutura.

REFERÊNCIAS

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. 2016.

Bebionic. **Technical Information**. Disponível em: http://bebionic.com/distributor/documents/bebionic3_Tech_Manual_web.pdf. Acessado em: 29/01/2016.

Camargo DR. **Desenvolvimento de um Protótipo de uma Prótese Antropomórfica para Membros Superiores**. Universidade de São Paulo. pp. 124, 2008.

Interlink Eletronics. **FSR - Force Sensing Resistor, Integration Guide and Evaluation Parts Catalog**. Version 1.0. Rev D. 2016.

Langevin G. **Hand and Forarm - InMoov Open Source 3D Printed Life-Size Robot**. 2015. Disponível em: <http://www.inmoov.fr/hand-and-forarm>. Acessado em: 18/11/2015.

Massucato F, Martins GL, Silva H, Paula TR. **Análise das Propriedades Mecânicas de Materiais Poliméricos**. 2010. Universidade Estadual de Campinas. Disponível em: <http://www.fem.unicamp.br/~assump/Projetos/2010/g5>. Acessado em 10/07/2016.

Measurement. **S.LTD with Crimps Vibrations Sensor/Switch.LTD0-028k piezo vibration**. Rev1. 2008.

Nohama P, Lopes AV, Cliquet AJr. **Electrotactile Stimulator for Artificial Proprioception - Artificial Organs**. ISSN: 0160.564-X. pp. 225-230, 1995.

Silva E. **Amputados de Membros Superiores, em Terapia Ocupacional**. 2008. Disponível em: https://tocupacional.wordpress.com/2008/08/10/amputa_dos-de-membros-superiores-mmss/. Acessado em: 27/10/2015.

Spence AP. **Anatomia humana básica**. São Paulo: Manole, 2000.