

THIAGO MACEDO MENDONÇA

**PROJETO, CONSTRUÇÃO E CALIBRAÇÃO DE
MÚSCULO PNEUMÁTICO ARTIFICIAL DE
MCKIBBEN**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
2019

THIAGO MACEDO MENDONÇA

**PROJETO, CONSTRUÇÃO E CALIBRAÇÃO DE
MÚSCULO PNEUMÁTICO ARTIFICIAL DE MCKIBBEN**

Monografia de Conclusão de Curso apresentada ao
Curso de Graduação em Engenharia Mecatrônica da
Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos
requisitos para obtenção do título de **BACHAREL EM
ENGENHEIRIA MECATRÔNICA.**

Orientador: Dr. José Jean-Paul Zanlucchi de Souza
Tavares

Uberlândia - MG

2019

DEDICATÓRIA

Àqueles que sempre deram tudo de si para me motivar a perseguir meus sonhos,
meus pais.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar à Ele, que sempre esteve comigo e me possibilitou vivenciar todas as experiências que me tornaram quem eu sou hoje.

À minha família, ao meu pai Luiz Antônio, a minha mãe Maria Cecília e a minha irmã Tayane. Por todo apoio e dedicação para o meu sucesso na vida acadêmica, profissional e pessoal. À minha tia Vera e ao meu primo Túlio, que me receberam em sua casa e me permitiram ter mais uma mãe e irmão.

À minha namorada Gabriela, que sempre me deu forças e me motivou a correr lado a lado atrás de nossos sonhos.

Ao laboratório MAPL (Laboratório de Planejamento Automático da Manufatura), pela disponibilidade de recursos, ambiente receptivo à propostas, profissional e prazeroso que trabalhei por grande parte da graduação. À todos os amigos da pós-graduação, em especial Marcus Romano, Rodrigo Hiroshi e Wesley Pereira, que por meio do acompanhamento de seus trabalhos amadureci os meus conhecimentos acadêmicos para projetos e publicações científicas. Aos amigos da graduação, em especial ao Leandro, Gustavo e Kevin, que me ajudaram e caminharam comigo até este momento. Aos colegas do laboratório, pela proximidade que tivemos durante esses meses finais da conclusão deste trabalho: Alan, Guilherme, Gabriel, Lara, Luiz, Matheus, Ricardo e Viviane.

Ao Prof. Dr. José Jean-Paul Z. de Souza Tavares, por me receber de portas abertas no laboratório; sempre disposto a discutir e propor novas ideias. Obrigado pela oportunidade de participar de projetos e pela motivação para publicar e desenvolver meu potencial.

FRASE MOTIVACIONAL

“E formou o Senhor Deus o homem do pó da terra, e soprou em suas narinas o fôlego da vida; e o homem foi feito alma vivente.”

Gênesis 2:7

Mendonça, T.M. **Projeto, Construção e Calibração de um Músculo Pneumático Artificial de McKibben**. 2019. 53 f. Monografia de Conclusão de Curso (Bacharel) – Curso de Engenharia Mecatrônica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia (MG).

RESUMO

A área da pneumática é liderada por grandes empresas que desenvolvem e comercializam produtos de qualidade porém com alto custo agregado. O músculo pneumático artificial (PAM) é um atuador flexível, leve e eficiente que devido a sua razão força/peso pode gerar grandes vantagens em algumas aplicações em relação aos atuadores pneumáticos convencionais.

Este trabalho apresenta, através do projeto, construção e calibração, o estudo das características e do comportamento de um PAM de baixo custo, o que permite desenvolver funções de controle para diferentes pressões e pesos. Proporcionando soluções eficientes e financeiramente acessíveis em projetos com atuação pneumática.

Palavras chave: Músculo de McKibben, Robótica, Atuador Pneumático, Manufatura aditiva, Modelagem por Fusão e Deposição (FMD).

Mendonça, T.M. **Design, Building and Calibration of a Pneumatic Artificial Muscle of McKibben**. 2019. 53 f. Course Completion Monograph (Bacharel) - Mechatronics Engineering Course, Federal University of Uberlândia, Uberlândia (MG).

ABSTRACT

Large companies that develop and commercialize quality products with high-added cost lead the area of pneumatics. The pneumatic artificial muscle (PAM) is a flexible, lightweight and efficient actuator that, due to its force / weight ratio, can generate great advantages in some applications compared to conventional pneumatic actuators.

This work presents, through the design, construction and calibration, the study of the characteristics and behavior of a low cost PAM, which allows developing control functions for different pressures and weights. Providing efficient and affordable solutions in projects with pneumatic performance.

Keywords: McKibben's Muscle, Robotics, Artificial Pneumatic Muscle (PAM), Additive Manufacturing, Fusion and Modeling Deposition FMD.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Múltiplos sensores, válvulas, atuadores e elementos de comando da empresa FESTO.2	
Figura 2. Principais modelos de atuadores musculares pneumáticos estudados	4
Figura 3. Comparação entre musculatura PAM e Natural.	5
Figura 4. Modelo final do elo para manipuladores pneumáticos. (Scofano, 2006)	8
Figura 5. Bancada de testes. (Morgado Junior F. ,2011).....	9
Figura 6. Músculo de McKibben não condutor. (Lopes, 2014)	10
Figura 7. Manipulador movido a músculo pneumático não ferromagnético. (Lopes, 2014).....	11
Figura 8. Robô de seis pernas movido a músculos pneumáticos. (Kescher <i>et al.</i> , 2002).....	11
Figura 9. Modelo da órtese pneumática do músculo de McKibben e Paciente com Poliomielite utilizando-a.....	12
Figura 10. Órteses para pernas movidas a PAM. (Sawicki et al., 2005)	12
Figura 11. Conformação de perfil metálico utilizando um conjunto de PAM's da FESTO®.	13
Figura 12. Robô tentacular de sistema híbrido pneumático e elétrico. (Immega e Antonelli, 1995)	14
Figura 13. Válvula de entrada de ar comprimido.....	17
Figura 14. Vista em corte lateral da válvula.	17
Figura 15. Válvula fechada com encaixe móvel.	18
Figura 16. Montagem parcial do PAM.	18
Figura 17. Exemplo de Código-G.	19
Figura 18. Versão virtual da peça a ser impressa.....	20
Figura 19. Teste de estanqueidade das válvulas.....	21
Figura 20. Versão virtual em corte da peça com quatro camadas de contorno interno.	21
Figura 21. Versão virtual em corte da peça com seis camadas de contorno interno.	22
Figura 22. Montagem final do protótipo.....	23
Figura 23. Conjuntos de massa padrão (CMPs).	23
Figura 24. (A) Anteparo para realização dos testes de calibração do PAM. (B) Ponteiro e Trena milimetrada utilizados.	24
Figura 25. Exemplo da diferença de deslocamento para o PAM pressurizado.....	25
Figura 26. Deslocamento e Polinômio de comparação do PAM a 0 bar.....	27
Figura 27. Deslocamento e Polinômio de comparação do PAM pressurizado à 0,5 bar.	28
Figura 28. Deslocamento e Polinômio de comparação do PAM pressurizado à 1,0 bar.	28
Figura 29. Deslocamento e Polinômio de comparação do PAM pressurizado à 1,5 bar.	29
Figura 30. Deslocamento e Polinômio de comparação do PAM pressurizado à 2,0 bar.	30

Figura 31. Deslocamento e Polinômio de comparação do PAM pressurizado à 2,5 bar.	31
Figura 32. Deslocamento e Polinômio de comparação do PAM pressurizado à 3 bar.	32
Figura 33. Sobreposição de todos os Polinômios.....	32
Figura 34. Gráfico 3d de análise da variação do deslocamento para diferentes pressões e pesos.	34
Figura 35. Simulação do conjunto adutor-abdutor.....	37

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Tabela de referências de tubo de látex da linha normal.	16
Tabela 2. Valores da calibração dos CMPs.	23

LISTA DE ABREVIATURAS

ABS – Acrilonitrila Butadieno Estireno, do inglês *Acrylonitrile Butadiene Styrene*.

CAD – Desenho assistido por computador, do inglês *Computer Aided Drawing*.

CMP – Conjunto de Massa Padrão.

CNC – Comando Numérico Computadorizado, do inglês *Computer Numeric Command*.

FDM – Modelagem por Fusão e Deposição, do inglês *Fused Deposition Modeling*.

MEP – Malhas Expansivas de PET.

PAM – Músculo Pneumático Artificial, do inglês *Pneumatic Artificial Muscle*.

PVC – Policloreto de Vinila.

Sumário

CAPÍTULO I __ INTRODUÇÃO	1
2.1 Visão geral dos músculos artificiais pneumáticos	3
1.1 Objetivos	5
1.2 Justificativa	6
1.3 Objetivos Específicos	6
CAPÍTULO II __ FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	7
2.1 Aplicação de Músculos Artificiais Pneumáticos em Órtese para Quadril.....	7
2.2 Desenvolvimento de um Elo Pneumático de 3 Graus de Liberdade para Manipuladores Robóticos Flexíveis	7
2.2.3 Modelagem e Controle de Músculo Pneumático	9
2.2.4 Músculo de McKibben aplicado em manipulador não condutor.....	10
2.2.5 Outras citações.....	11
CAPÍTULO III __ DESENVOLVIMENTO	15
3.1 Metodologia	15
3.1.1 Fabricação do PAM.....	15
3.1.2 Seleção da Malha Expansiva	16
3.1.3 Seleção do tubo de Látex	16
3.1.4 Projeto das válvulas.....	17
3.1.5 Impressão das Válvulas	18
3.2 Montagem	22
3.3 Testes de Calibração	23
CAPÍTULO IV __ RESULTADOS E DISCUSSÕES	26
4.1 Resultados.....	26
CAPÍTULO V __ CONCLUSÃO	35
5.1 Trabalhos Futuros.....	37
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	39

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Segundo Bollman (1996) a pneumática pode ser definida como conjunto de todas as aplicações que utilizam a energia armazenada pelo ar comprimido.

Aplicações utilizando ar comprimido são datadas desde o terceiro século antes de Cristo. Devido a simplicidade de seus componentes, eficiência e baixo custo de seus componentes, vem acompanhando a nossa evolução sendo aperfeiçoada com os avanços da tecnologia.

No último século teve-se uma explosão de inovações científicas e tecnológicas. O advento da eletricidade permitiu a o desenvolvimento de acionadores para as válvulas de comando. Possibilitando a utilização de lógicas e sistemas de controle para acionamento de relés e técnicas de comando digital. Apoiando assim mecanização da automação industrial.

Na década de 80, com a introdução da micro eletrônica e da informática nas indústrias, a pneumática ganhou ainda mais força em projetos e sistemas mais complexos. Com a utilização de microprocessadores, os sistemas de processamento de sinais pneumáticos os sistemas de relés foi sendo substituído por sensores elétricos/eletrônicos e controladores programáveis.

Na engenharia industrial é a realização técnica de acionamentos lineares ou rotativos, através da utilização de atuadores pneumáticos, com seus respectivos elementos de comando, sinal e processamento de sinal, como apresentados na Figura 1.



Figura 1. Múltiplos sensores, válvulas, atuadores e elementos de comando da empresa FESTO.

As indústrias estão sempre buscando, entre as tecnologias existentes, meios de aperfeiçoar seus processos. Cada processo possui suas características e para ter um melhor desempenho essas características precisam ser consideradas para assim poder ser escolhido o tipo de tecnologia a ser aplicada.

Os sistemas pneumáticos possuem como vantagens:

- Robustez dos componentes pneumáticos inerente aos controles pneumáticos torna-os relativamente insensíveis a vibrações e golpes.
- Enorme flexibilidade de usos e aplicações;
- Durabilidade, segurança e fácil de operação;
- Praticamente insensível às mudanças de temperaturas;
- Energia facilmente armazenável e transportável;
- O ar como fluido de trabalho, não causa problemas ao meio ambiente;
- O ar é constantemente renovável pela sucção do compressor, sem canalizações de retorno;
- Facilidade de implantação e manutenção;
- Resistência a ambientes hostis. Poeira, atmosfera corrosiva, oscilações de temperatura, umidade e submersão em líquidos raramente prejudicam os componentes pneumáticos quando projetados para essa finalidade;
- Padronização e robustez dos componentes pneumáticos;
- Incremento da produção com investimento relativamente pequeno;

- Redução do número de acidentes;
- Alta velocidades de resposta dos atuadores;
- Fácil integração com a microeletrônica;
- Possibilidade de integração com sistemas de controle e automação; Boa relação potência/peso;

Os sistemas pneumáticos possuem como desvantagens ou limitações:

- Não uniformidade de deslocamento do atuador quando as forças são variáveis à compressibilidade;
- Limitação das forças máximas de trabalho. Pressões máximas de 17,23 bar;
- Pouco amortecimento, devido à baixa viscosidade do ar, propiciando oscilações no movimento;
- Maiores custos de energia com o ar comprimido, comparados com os de energia elétrica;
- Liberação de óleo nebulizado no ambiente quando não há canalizações de retorno do ar;
- Poluição sonora devido a liberação do ar comprimido.
- Manuseio do sistema de ar comprimido necessita de treinamento de segurança, proibindo a utilização do mesmo para quais quer outras funções, e evitar impactos de mangueiras soltas. Sujeito a demissão por justa causa.

As grandes empresas que lideram a produção de atuadores pneumáticos também desenvolvem e comercializam essa ferramenta (PAM), fabricada com materiais e tecnologia de ponta, aumentam a eficiência porém também o custo.

1.1 Visão geral dos músculos artificiais pneumáticos

Inovações em componentes pneumáticos e melhorias tecnológicas como métodos de controle tornaram possíveis algumas novas frentes de aplicações de sistemas pneumáticos tradicionais. Uma dessas frentes de pesquisa refere-se a área de órteses e próteses que utilizam atuadores em forma de Músculos Pneumáticos Artificiais, ou do inglês *Pneumatic Artificial Muscle(PAM)*.

Um músculo pneumático é um atuador de tração contrátil e flexível operado por pressão de gás. Na maioria dos casos, a estrutura de um PAM é composta de um tubo de

polímero interno hermético colocado dentro de uma peça flexível de construção trançada oca e peças apropriadas de encaixe de para fixação externa e pressurização. Quando a membrana interna é insuflada com ar comprimido, o gás pressurizado empurra contra sua casca externa, tendendo a aumentar seu volume. O músculo o raio aumenta e junto com a expansão radial o músculo se contrai axialmente e exerce um força de tração.

Desde a concepção pelo Dr. Joseph Laws McKibben em 1958, um número considerável de conceitos de atuadores musculares foram desenvolvidos e alguns exemplos são apresentados na Figura 2.

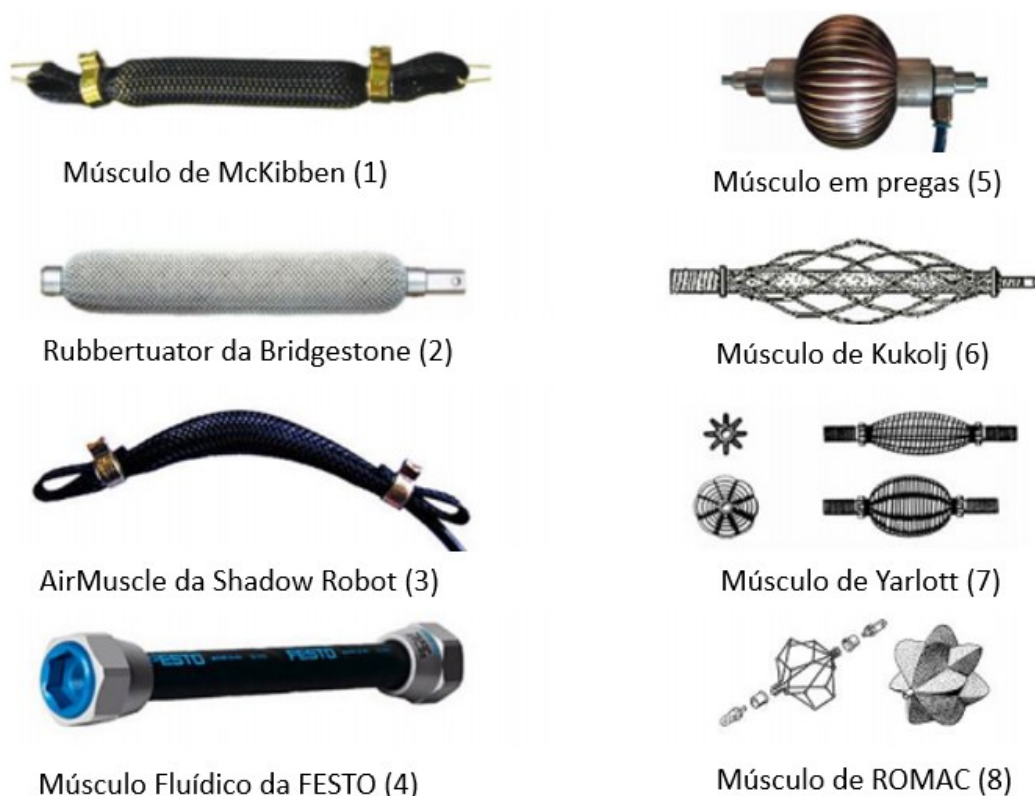
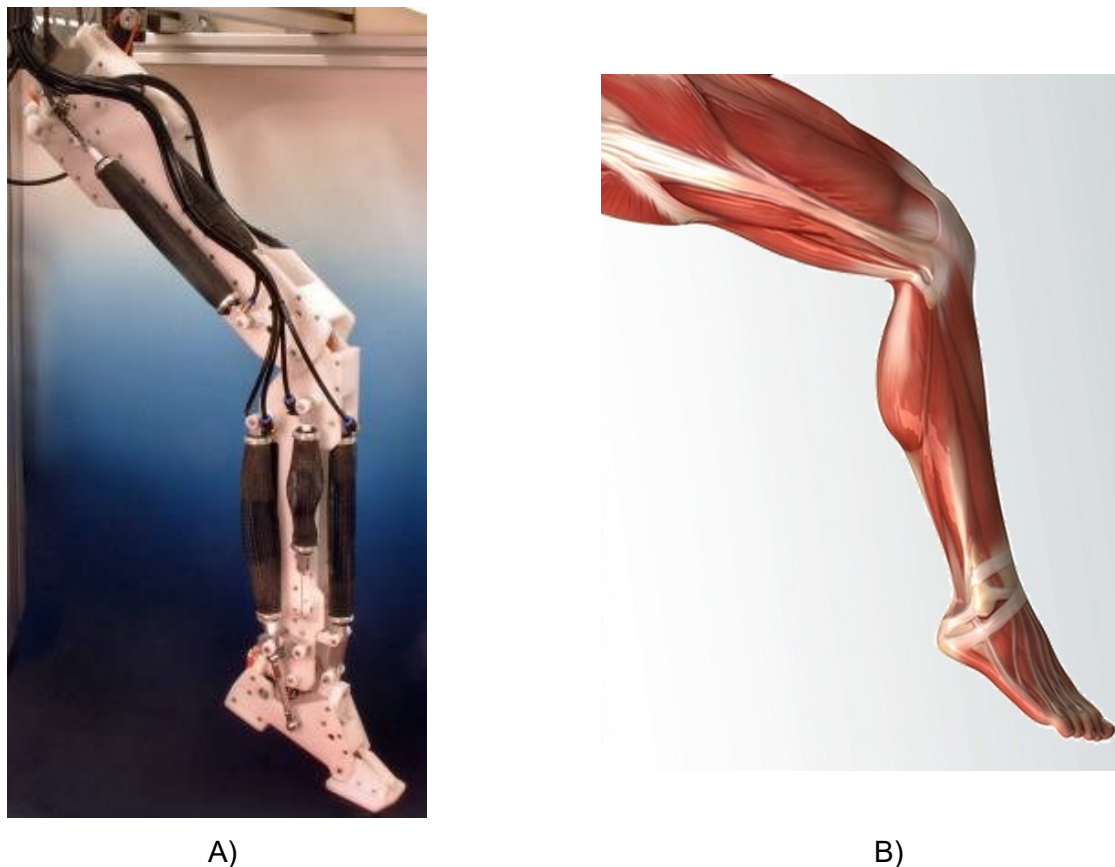


Figura 2. Principais modelos de atuadores musculares pneumáticos estudados

Existem vários tipos de músculos fluídicos baseados no uso de borracha ou algum material elástico semelhante que foram estudados na literatura científica, tais como o músculo artificial de McKibben, o Rubbertuator feito pela empresa Bridgestone, o AirMuscle feito pela Shadow Robot Company, músculo fluídico feito pela empresa Festo, o Músculo em pregas, desenvolvido pela Universidade Vrije de Bruxelas, o Músculo de Kukolj, o Músculo de Yarlott, o Músculo de ROMAC (*Robotic Muscle Actuator*) e alguns outros.

Usando princípios biológicos para projetar e controlar sistemas que tentam replicar o movimento natural humano. Devido a sua complacência adaptativa, elasticidade, flexibilidade

e baixo peso, os PAM são adequados para uso em sistemas biônicos. Como comparado na Figura 3.



- A) *Shadow Leg*, Perna artificial com atuadores *AirMuscle* da empresa *Shadow*.
B) Musculatura da perna humana.

Figura 3. Comparação entre musculatura PAM e Natural.

1.2 Objetivos

Este projeto visa a disseminação do conceito do Músculo Pneumático Artificial (PAM) para práticas de produção comercial e científica mais econômicas no campo dos atuadores pneumáticos e robóticos. Esse desenvolvimento facilita o acesso a órteses e próteses de baixo custo. Este trabalho apresenta o projeto e a calibração de um PAM fabricado com matérias primas de fácil aquisição e de baixo custo, juntamente com testes de baixas pressões

para fácil armazenamento e encontra equações para o equilíbrio entre deslocamento e pressão.

1.3 Justificativa

A utilização de atuadores do tipo PAM tem apresentado inúmeras vantagens em relação força/peso. Pode-se utilizar para inúmeros projetos na área de robótica rígida e flexível, como atuadores em órteses, próteses, robôs domésticos e comerciais, ou em atuadores flexíveis como tentáculos. O modelo de McKibben é de simples, e tem como componentes materiais de baixo custo e de fácil aquisição. Pode-se assim construir um atuador eficiente, barato, de fácil fabricação e manutenção. E ao realizar estudos de calibração pode-se entender seu comportamento podendo assim realizar o controle de deslocamento e força para aplica-los de forma precisa nos projetos mencionados.

1.4 Objetivos Específicos

- Projetar um Músculo Pneumático Artificial;
- Produzir o músculo;
- Projetar e fabricar um sistema de calibração;
- Calibrar o PAM.

CAPÍTULO II

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Aplicação de Músculos Artificiais Pneumáticos em Órtese para Quadril

No trabalho de Vimieiro *et al.* (2004), foram realizados testes com pacientes com déficit neuro-motor resultante de poliomielite. Foram realizados exames clínicos para prescrever a órtese adequada e a fabricação o molde do corpo do paciente. Foram realizados cálculos cinemáticos e dinâmicos para simular o mecanismo, determinando todos os parâmetros cinemáticos e dinâmicos do movimento do membro inferior para a paciente e determinar o ponto de fixação para o músculo. O sistema de controle do músculo mostrou-se capaz de captar o sinal mioelétrico do músculo da paciente, amplificá-lo e modulá-lo de forma a ser utilizado no comando da compressão e descompressão do músculo artificial.

2.2 Desenvolvimento de um Elo Pneumático de 3 Graus de Liberdade para Manipuladores Robóticos Flexíveis

Na dissertação de Scofano (2006), foi trabalhado o conceito de manipuladores flexíveis, apresentando um modelo semelhante a uma coluna vertebral deformável continuamente. Robôs flexíveis oferecem possibilidades atrativas para o uso em diversas aplicações, como em posicionamento em ambientes complexos com obstáculos, endoscópios ativos e manuseamento de materiais frágeis.

Trabalhando com esses conceitos, aborda-se o desenvolvimento de um elo para manipuladores pneumáticos flexíveis de longo alcance. Para obter os 3 graus de liberdade

cada elo é composto por 3 PAMs iguais com a base fixa, ao se acionar individualmente um deles a estrutura flexível é deformada no sentido do atuador acionado. Fazendo o controle gradativo desses acionamentos o manipulador consegue alcançar um volume de trabalho em praticamente todas as direções.

Foram desenvolvidas 8 gerações de elos até se encontrar o modelo que atendia os requisitos desejados. Inicialmente, nas primeiras gerações foram utilizadas mangueiras de silicone como atuadores expansíveis. Mas desejando-se alcançar mais robustez, mobilidade e controle do movimento, escolheu-se por utilizar como atuadores os músculos pneumáticos MAS-10 da *FESTO*®. Esse modelo apresenta 10 mm de diâmetro interno, vendidos em comprimentos que variam de 40 mm a 9000 mm, o que permite estender 3% e contrair 25% do comprimento total. Utilizando esse músculo foi possível o desenvolvimento de outras gerações de elos onde gradativamente os requisitos mencionados foram encontrados. Assim chega-se ao elo mostrado final na Figura 4.



Figura 4. Modelo final do elo para manipuladores pneumáticos.
(Scofano, 2006)

A partir do modelo final, foram realizados experimentos com o objetivo de analisar aspectos referentes a movimentação e posicionamento da extremidade. Sendo incorporadas servo-válvulas pneumáticas para garantir o controle das pressões inseridas em cada atuador do elo. O *software LabView*® foi utilizado para implementar os sinais de controle para as servo-válvulas. Foi elaborado um modelo cinemático estático do protótipo final e os resultados obtidos foram comparados aos resultados experimentais, resultando em previsões com erros

máximos de posicionamento menores que 6%. Possibilitando assim alcançar áreas de difícil acesso para os demais tipos de atuadores.

2.2.3 Modelagem e Controle de Músculo Pneumático

Na dissertação de Morgado Junior (2011), foi realizado um trabalho de criação e validação de um modelo matemático computacional. Analisando o processo de inflar e desinflar o músculo no período de tempo de 5s.

Foram realizados testes em bancada, mostrada na Figura 5, utilizando a lógica nebulosa para o controle do músculo de modelo CZVZS-5 produzido pela *FESTO®* e simulações matemáticas do mesmo realizadas no *MATLAB®*.



Figura 5. Bancada de testes. (Morgado Junior F. ,2011)

Esse trabalho apresenta variações destoantes na comparação dos resultados dos testes com os da simulação para baixas pressões. Por especificações técnicas a válvula solenoide utilizada não é capaz de apresentar um bom funcionamento para pressões inferiores a 3 bar. Já para altas pressões os resultados são satisfatórios com variações inferiores a 10%, salvo pontos críticos.

2.2.4 Músculo de McKibben aplicado em manipulador não condutor

Na dissertação de Lopes (2014), foi trabalhada a possibilidade da fabricação de um PAM que fosse composto de materiais não metálicos para que pudesse ser utilizado em áreas onde existem fortes campos eletromagnéticos ou trabalhem com cargas elétricas.

Sendo assim, como mostra a Figura 6, foram construídos músculos no modelo de McKibben utilizando malha expansiva de nylon de 25 mm de diâmetro máximo, tubo de látex de referência 517, que apresenta diâmetro interno de 9,5 mm e espessura da parede de 1 mm e válvulas usinadas em PVC (Policloreto de Vinila).



Figura 6. Músculo de McKibben não condutor. (Lopes, 2014)

Uma bancada automatizada foi montada para realização de ensaios com dinamômetro, em que observou a relação da força para diferentes pressões e o tempo de resposta para o sistema entrar em equilíbrio.

Os testes foram comparados com modelos estáticos incluindo uma nova abordagem por tensões superficiais na malha expansiva. O modelo de equação apresentou ser eficiente porém o de tensões superficiais demonstrou ser ineficiente visto a importância do tubo de látex para o modelo.

Os testes foram realizados com controle on/off e assim foi possível atingir o valor desejado de pressão em 0,78 s com erro em regime de 1%.

Foi construído um manipulador, apresentado na Figura 7, capaz de abrir e fechar eficientemente a mão do usuário. O conjunto é pequeno e pode ser aplicável em ambientes como durante exame de ressonância eletromagnética.

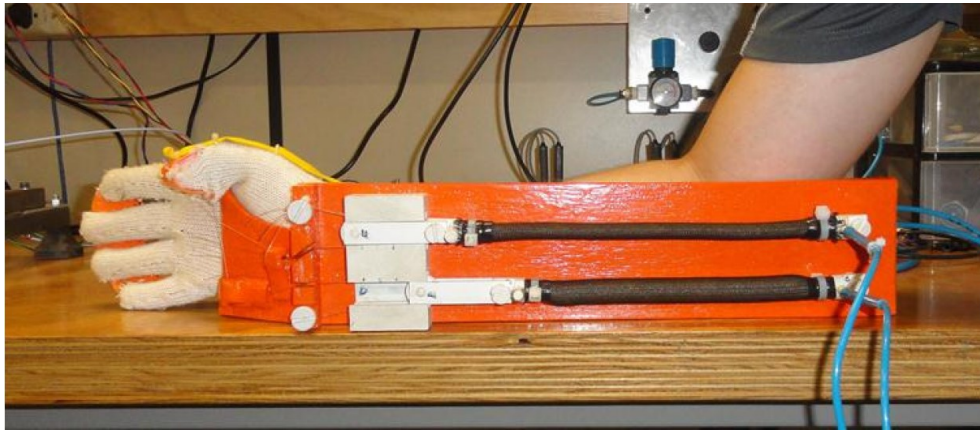


Figura 7. Manipulador movido a músculo pneumático não ferromagnético. (Lopes, 2014).

2.2.5 Outras citações

Trabalhos científicos e técnicos no passado mostraram que o desempenho do sistema pode melhorar quando alguns princípios biológicos são incorporados na concepção de soluções de engenharia. Ou seja, projetos técnicos inspirados em sistemas biológicos, onde as aplicações de métodos e processos encontrados na natureza são usados para melhorar os sistemas de engenharia e produtos tecnológicos. Como o *AirBug* desenvolvido por Kescher *et al.* (2002), com o controle de juntas de um robô de seis pernas movido a músculo pneumático na Figura 8.

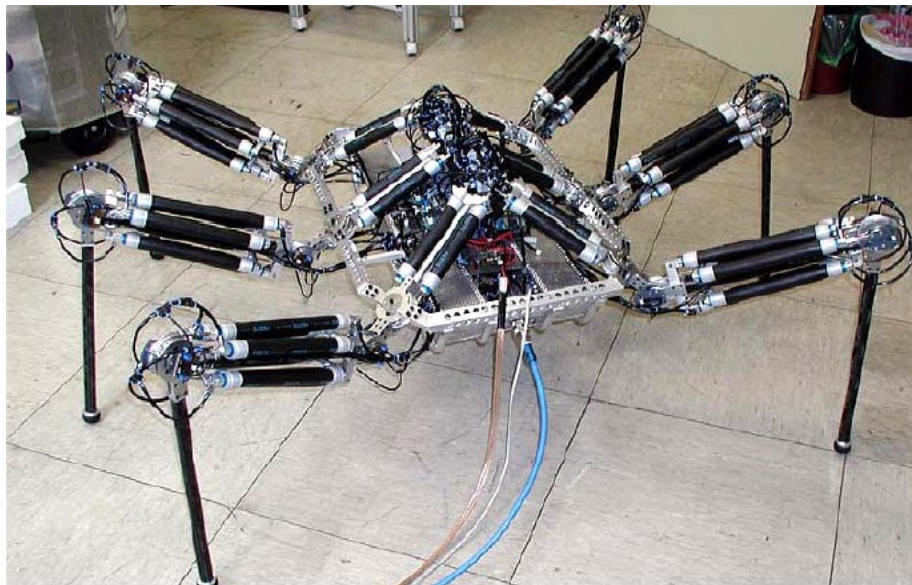


Figura 8. Robô de seis pernas movido a músculos pneumáticos. (Kescher *et al.*, 2002)

Algumas aplicações também são identificadas, particularmente em as áreas de bio-robótica e dispositivos de auxílio ortopédico para as reabilitações de pacientes com poliomielite, como no trabalho de McKibben.

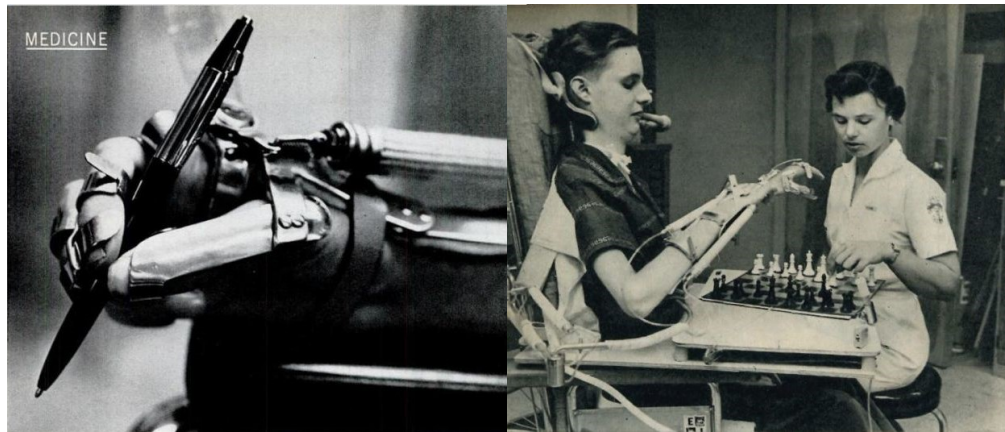


Figura 9. Modelo da órtese pneumática do músculo de McKibben e Paciente com Poliomielite utilizando-a.

Outras órteses para movimentação dos membros inferiores também foram desenvolvidas tais como o trabalho de Sawicki et al. (2005) mostrado na Figura 10.

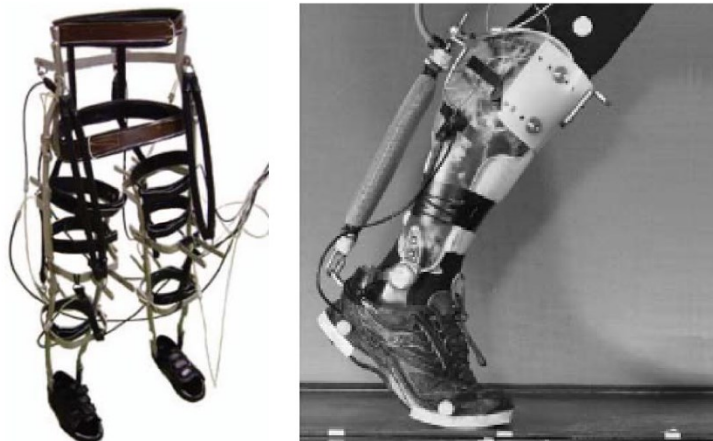


Figura 10. Órteses para pernas movidas a PAM. (Sawicki et al., 2005)

Os PAMs são progressivamente pesquisados e usados em sistemas modernos de robótica humana, oferecendo em muitos casos propriedades de conformidade natural. Os músculos fluídicos também têm grande potencial dentro de aplicações industriais para a atuação de novos dispositivos e manipuladores, como mostrado na Figura 11. Suas propriedades como compactação, alta resistência, alta relação força/peso, segurança inerente e simplicidade são recursos valiosos em sistemas avançados de manipulação.

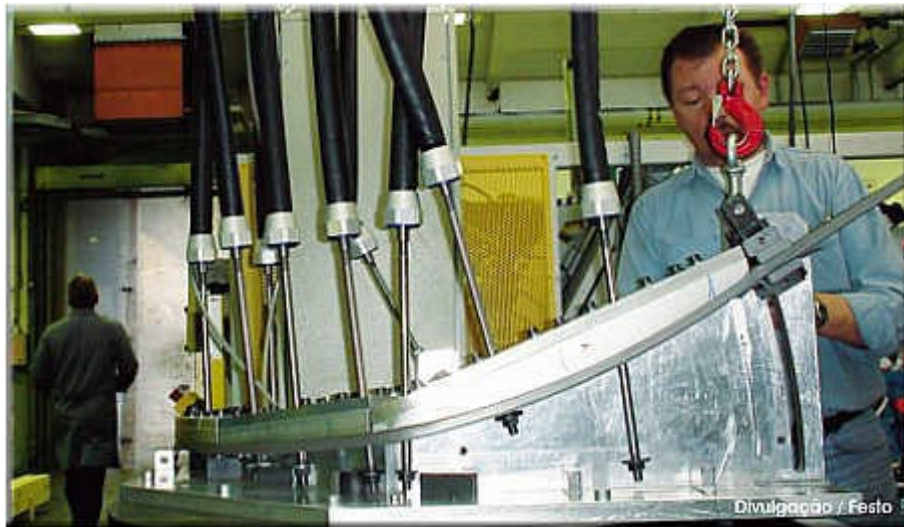


Figura 11. Conformação de perfil metálico utilizando um conjunto de PAM's da FESTO®.

Segundo Trivedi *et al.* (2008), os robôs podem ser classificados como rígidos ou flexíveis com base na conformidade de seus materiais subjacentes. Os robôs flexíveis são inerentemente compatível e exibe grandes esforços em operação normal.

Os robôs rígidos mais utilizados são cinematicamente não-redundantes. Em geral, os robôs rígidos têm múltiplas articulações flexíveis conectadas por elos rígidos. Cada junta é flexível em uma direção rotativa ou translacional para fornecer um grau de liberdade do robô. Robôs flexíveis podem se deformar com teoricamente um número infinito de graus de liberdade. Isso leva a um espaço de configuração super-redundante no qual a ponta do robô pode atingir todos os pontos no espaço de trabalho tridimensional com um número infinito de formas ou configurações. Robôs flexíveis têm uma vantagem adicional em relação a robôs rígidos, pois geram pouca resistência a forças compressivas e, portanto, podem se adaptar a obstáculos. Portanto, eles podem transportar cargas úteis suaves e frágeis sem causarem danos.

Os músculos artificiais pneumáticos têm sido usados para fazer manipuladores robóticos flexíveis semelhantes a troncos. A *Kinetic Sciences Inc.* (Immega e Antonelli, 1995), por exemplo, desenvolveu um robô tentacular, alimentado por um sistema híbrido de foles pneumáticos e motores elétricos, como mostrado na Figura 12. Suzumori *et al.* (1991) desenvolveram um micro-atuador flexível acionado pneumaticamente e hidraulicamente feito de borracha reforçada com fibras.

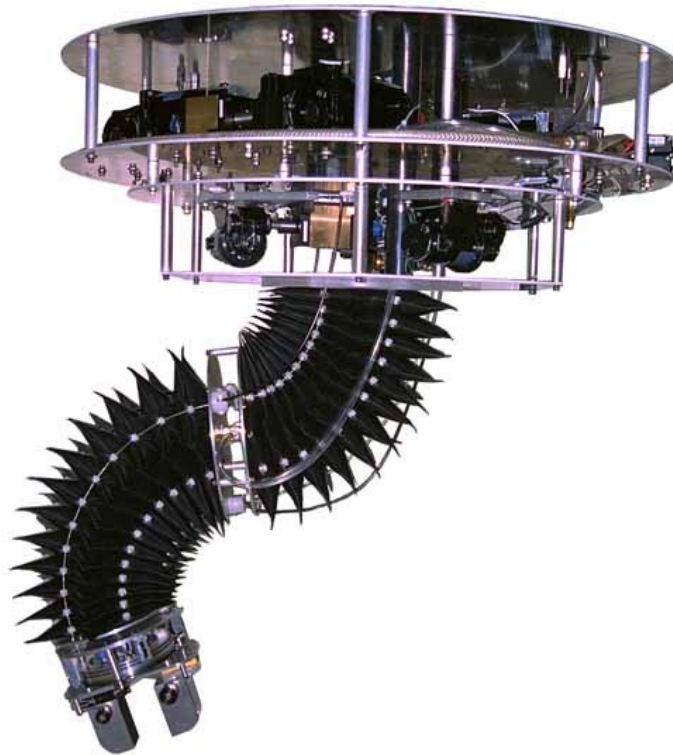


Figura 12. Robô tentacular de sistema híbrido pneumático e elétrico.(Immega e Antonelli, 1995)

Daerden e Lefeber (2002) apresentam vários tipos de atuadores pneumáticos, como por exemplo, cilindros, foles, motores pneumáticos e até mesmo motores de passo pneumáticos, são comumente usados até hoje. Um tipo menos conhecido é o PAM. Estes são, na verdade, foles inversos, ou seja, eles contraem na inflação. Sua força não depende apenas da pressão, mas também do seu estado de inflação, o que contribui para uma segunda fonte de comportamento semelhante à primeira. Eles são extremamente leves porque seu elemento central é apenas uma membrana e, ainda assim, podem transferir a mesma quantidade de energia que os cilindros, já que operam nos mesmos intervalos e volumes de pressão. Por estas razões, eles carregam um grande potencial para serem usados para alimentar robôs móveis, onde eles têm vantagens adicionais, como conexão direta, fácil substituição e operação segura, como será visto mais adiante.

Este trabalho desenvolve um atuador PAM leve e de baixo custo. Um protótipo foi implementado e calibrado. Com a execução de testes variando carga e pressão, foi identificada a função de transferência do PAM, possibilitando o desenvolvimento de um sistema de controle PAM para futuras aplicações.

CAPÍTULO III

DESENVOLVIMENTO

Nesse capítulo será apresentado a metodologia de fabricação do protótipo e da bancada de testes a serem realizados para a calibração do PAM.

3.1 Metodologia

Primeiramente, para a execução desse trabalho, foi pesquisado nas referências sobre a composição do PAM, sendo possível selecionar os componentes que melhor se enquadrassem nas especificações de baixo preço e fácil aquisição e fabricar por meio de manufatura aditiva por deposição de material fundido das peças restantes necessárias. E realizar a montagem do sistema de calibração, pesos padrão e execução dos testes. Resultados estes apresentados no próximo capítulo.

3.1.1 Fabricação do PAM

Para a fabricação do PAM foi necessário escolher o modelo e tamanho do protótipo. Consultada uma vasta quantidade de artigos na literatura e percebendo a facilidade de construção do modelo de McKibben em relação aos outros citados nas referências, este foi o modelo escolhido.

O modelo de McKibben é composto essencialmente de dois materiais. Um tubo de malha com baixa elasticidade e alta resistência e um tubo com alta elasticidade. Para esse projeto foi escolhido um tubo de Malha Expansível de Polietileno Tereftalato (PET) e um tubo de Látex.

3.1.2 Seleção da Malha Expansiva

As Malhas Expansivas de PET (MEP) são comumente utilizadas na área elétrica e eletrônica em isolamento e proteção de cabos de energia e dados. Por serem resistentes à tração, retardante à chamas e permitem uma expansão de 50 % de seu diâmetro.

Para a escolha da MEP ideal para esse projeto foi levado em consideração o volume final desejado. Assim não desejando que o conjunto do PAM ultrapassasse 20 mm de espessura expandido, foi escolhido o MEP de 13 mm.

3.1.3 Seleção do tubo de Látex

Para a escolha do tubo de Látex ideal para o projeto foi pesquisado os modelos mais comumente presentes no mercado, apresentados na Tabela 1.

Tabela 1. Tabela de referências de tubo de látex da linha normal.

Referência	200	201	202	203	204	205	206	207	208	210
Diâmetro Externo [mm]	5,00	8,00	10,00	10,00	12,00	11,50	12,80	14,00	16,50	18,50
Diâmetro Interno [mm]	2,50	4,00	5,00	6,00	6,00	8,00	8,00	8,00	12,00	12,00
Espessura [mm]	1,25	2,00	2,50	2,00	3,00	1,75	2,40	3,00	2,25	3,25

Para o estudo inicial foram construídos protótipos com juntas e conectores da FESTO® presentes no Laboratório de Ensino da Mecatrônica (LEM) sendo testados quanto à melhor modelo de tubos de látex para trabalhar nas pressões desejadas. Como é buscada a expansão radial, a escolha do tubo foi feita com base nas referências de menor espessura e que tivesse o maior raio. Para isso foi adquirido tubos de duas referências, a de número 200 e não encontrando no mercado a de número 205, foi utilizada a de número 203.

Ao ser pressurizada internamente com 4 bar um tubo de 100 mm de comprimento de referência 200. Este apresentou para 10 medidas uma expansão radial média de 93,69%. Ao pressurizar um tubo de mesmo comprimento do tipo 203 a 4 bar não foi observado expansão. Aumentando a pressão para 5 bar apresentou uma

expansão média para 10 medidas de 31,2%. Sendo assim para essas pressões o tubo de referência 200 obteve uma expansão de 300,3%.

3.1.4 Projeto das válvulas.

Após o dimensionamento do protótipo, foi projetado utilizando do software de CAD, *SolidWorks®* o primeiro modelo de válvula pneumática para o músculo. Com o auxílio de uma impressora 3D também desenvolvida no mesmo laboratório foi possível fabricar as peças e realizar testes de resistência, pressão e estanqueidade. Chegando assim no modelo final apresentado na Figura 13.



Figura 13. Válvula de entrada de ar comprimido.

Como mostrado na vista em corte da válvula na Figura 14. *Vista em corte lateral da válvula.* esta possui um furo passante para fixação, um furo cego para a entrada do acoplamento rápido de ar comprimido e uma saída prolongada por onde o ar comprimido sai da válvula e encaixa por interferência no tudo de látex para infla-lo.



Figura 14. Vista em corte lateral da válvula.

Enquanto a válvula da Figura 13 é responsável por conduzir o ar comprimido para dentro e fora do tubo de látex, na outra extremidade do tubo tem-se a válvula apresentada na Figura 15 que atua na vedação do ar comprimido e na fixação da extremidade livre do PAM.



Figura 15. Válvula fechada com encaixe móvel.

Assim, escolheu-se por utilizar 200mm do tubo de referência 200 como parte expansível e 10mm do tubo de referência 203 em cada extremidade do modelo como elemento de vedação. Como pode ser visto na Figura 16, a malha trançada de PET é colocada entre o tubo de referência 203 e uma tira comum de borracha. Esse conjunto é fixado usando braçadeiras de metal comumente utilizadas para vedação de tubos de condução de gás inflamável, por conta de sua fácil manutenção.

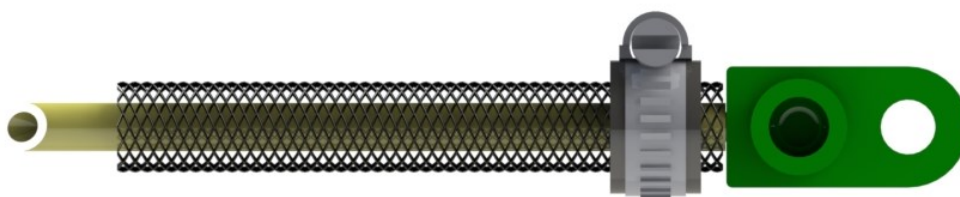


Figura 16. Montagem parcial do PAM.

3.1.5 Impressão das Válvulas

Com os avanços na tecnologia e difusão do processo de manufatura aditiva por meio da impressão 3d no meio acadêmico, é possível a fabricação rápida e de baixo custo de protótipos dos mais variados tipos, sendo fácil de substituir e modificar peças do projeto de acordo com as necessidades.

A Manufatura Aditiva funciona por Comando Numérico Computadorizado (CNC). Dessa forma, o desenho computadorizado é convertido em um código-G, como mostrado na Figura 17. Uma sequência de códigos de comandos de posição, velocidade e aceleração nos

eixos X, Y, Z, controlar a temperatura da mesa aquecida, da ponta da extrusora e a velocidade do fluxo do material.

```
;Inicio codigo
;M190 S90
G28 X0.0 Y0.0
G28 Z0.0
G92 E0.0
G28 Z0.0
G28 Z0.0
G1 Z3
M106 S255
G1 X5 Y10 E5.0
G1 Z0
G1 Y120.0 F1000.0
G1 X15.0 F500.0
M106 S0
G92 E0.0
;Fim do codigo
```

Figura 17. Exemplo de Código-G.

Determina-se assim, a ordem em que o material que sofrerá a extrusão será depositado e fundido com a camada inferior, de acordo com os pré-requisitos de dimensionamento solicitados, como por exemplo a velocidade, temperatura, altura de cada uma das camadas, a porcentagem de preenchimento, a forma que será distribuído esse preenchimento, a quantidade de camadas nas superfícies de contornos internos, externos, superiores e inferiores, entre outros.

Tendo o desenho conceitual das válvulas e analisando os requisitos estruturais de projeto, foram criadas no *software* de interface com a impressora protótipos externamente idênticos, porém com preenchimentos com diferentes quantidades de camadas nos contornos internos e externos, como mostrado na Figura 18, para assim encontrar uma vedação ideal para o ar-comprimido que será injetado no músculo. Encontrando assim a válvula com a melhor estanqueidade e resistência para a menor quantidade de material.

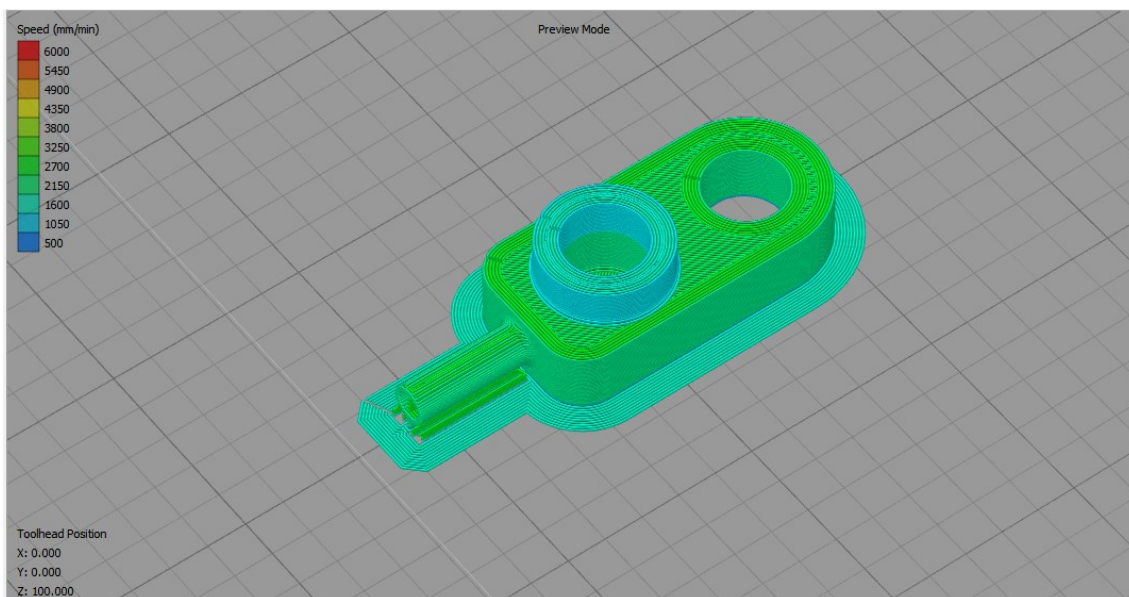


Figura 18. Versão virtual da peça a ser impressa.

As propriedades do material que sofre a extrusão são contínuas no filamento que desenha cada camada. Porém a diferença de temperatura entre as camadas pode reduzir a coesão das mesmas e diminuindo assim a resistência a tração e a efeitos cortantes nos planos entre as camadas.

Para que as calibrações sejam validadas de modo correto, o valor nominal medido no regulador de pressão deve indicar a mesma pressão no interior do tubo de látex, ou seja, não pode haver vazamentos.

Para garantir a estanqueidade das válvulas, foram impressos quatro protótipos, com quantidade de camadas nas superfícies de contorno de respectivamente, 3, 4, 5 e 6. Foram realizados testes de estanqueidade onde as peças tiveram a extremidade de saída de ar vedadas e na entrada foram submetidas a pressão de 3 bar. Assim cada válvula foi submersa individualmente em água para verificar vazamentos, como pode ser observado na Figura 19.



Figura 19. Teste de estanqueidade das válvulas.

As válvulas que possuíam menos linhas de contorno interno (3 e 4), como mostrado na Figura 20, ao serem pressurizadas romperam a coesão em alguns pontos apresentando assim vazamentos.

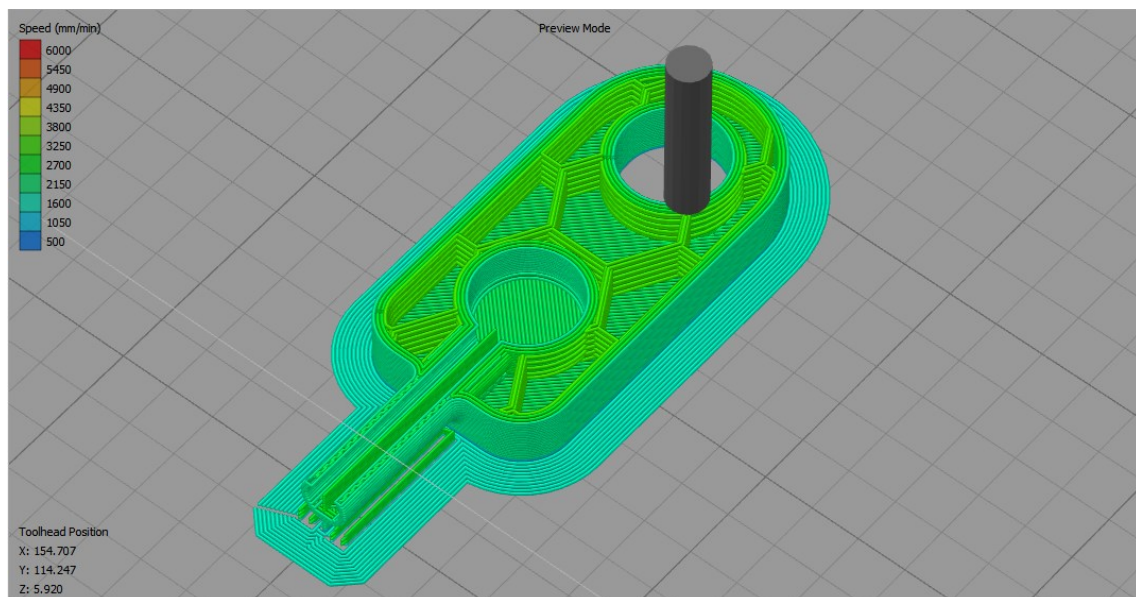


Figura 20. Versão virtual em corte da peça com quatro camadas de contorno interno.

Nas válvulas que possuíam mais linhas de contorno interno (5 e 6), como é mostrado na Figura 21, os vazamentos até 3 bar foram contidos.

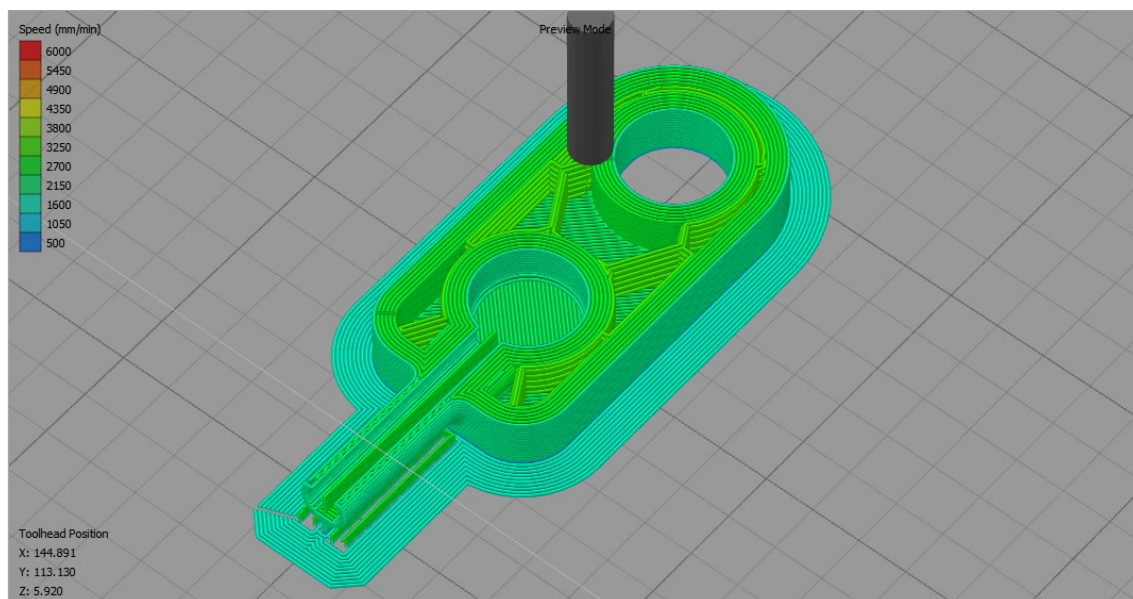


Figura 21. Versão virtual em corte da peça com seis camadas de contorno interno.

Para assegurar a estanqueidade, foi aplicada uma fina camada de epóxi sobre a superfície externa da peça. Ao realizar esse procedimento percebe-se que mesmo as peças com poucas linhas de contorno apresentaram estanqueidade para a pressão de trabalho. Isso garante que as peças que já resistiam tenham uma vida útil e resistência a fadiga ainda maiores, provando-se assim a possibilidade de trabalhar com componentes fabricados por impressão 3d para a utilização na pneumática, com baixo custo, de rápida e fácil manufatura, leves e com resistência adequada para esse tipo de trabalho.

3.2 Montagem

O modelo desenvolvido tem 200 mm de comprimento de tubo de látex, de referência 200. O encaixe das válvulas possui 10 mm de comprimento cada, reduzindo assim 20 mm de comprimento expansível. Resultando em um PAM de comprimento deformável de 180 mm, como mostra a Figura 22.



Figura 22. Montagem final do protótipo.

3.3 Testes de Calibração

Inspirado em Morgado Junior (2011), este trabalho utiliza uma célula de carga para realizar medições em seis diferentes valores de pressão. O modelo de medição adotado foi o levantamento de blocos de massa padronizados para diferentes pressões. É necessária a calibração dos pesos de massa padrão para validar o experimento e garantir a sua repetitividade para as mesmas condições. Foram utilizados nove Conjuntos de Massa Padrão (CMPs), onde cada um continha dois blocos de alumínio fundido, como mostrado na Figura 23.



Figura 23. Conjuntos de massa padrão (CMPs).

Pesou-se cada CMP 30 vezes em uma balança de resolução de 1 g para validar as medições e minimizar os erros dos instrumentos de medição. Dessa forma para cada CMP foi coletada a média da soma e o desvio padrão, apresentados na Tabela 2.

Tabela 2. Valores da calibração dos CMPs.

Nº Conjunto	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Peso (g)	0 ± 0	374 ± 0	683 ± 0	$1058 \pm 0,3399$	$1408 \pm 0,7399$	$1739 \pm 1,1126$	$2013 \pm 1,5356$	$2334 \pm 1,8755$	$2682 \pm 1,8755$	$3005 \pm 2,2755$

Para iniciar os testes, o PAM foi fixado num anteparo na posição vertical, mostrada na Figura 24 A. Na válvula de entrada de ar foi conectado uma válvula de uma via com acionamento por alavanca. Na válvula fechada com encaixe móvel foi fixado um ponteiro e o recipiente a serem colocados os CMPs. Na lateral foi fixada uma trena milimetrada onde o ponteiro indica a variação do deslocamento representada na Figura 24 B.

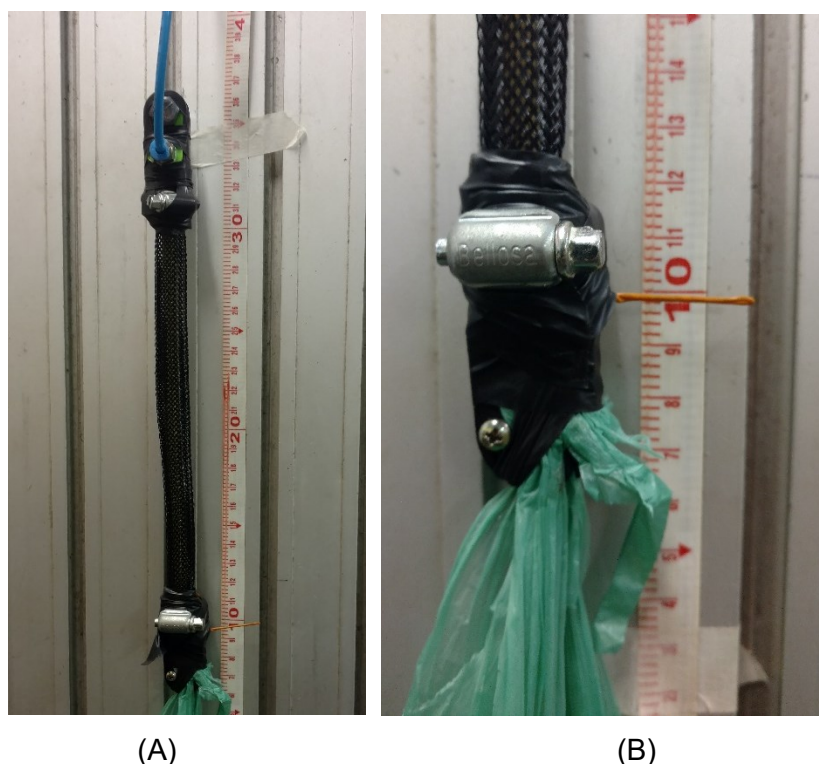


Figura 24. (A) Anteparo para realização dos testes de calibração do PAM. (B) Ponteiro e Trena milimetrada utilizados.

Foram analisados seis valores de pressão. Para cada um deles foram feitos 30 sequências de carregamentos e descarregamentos dos 9 CMPs. Registrando o deslocamento referente a força exercida pelo peso do novo conjunto e então pressurizando o PAM era registrado o novo valor de deslocamento, representada na Figura 25.

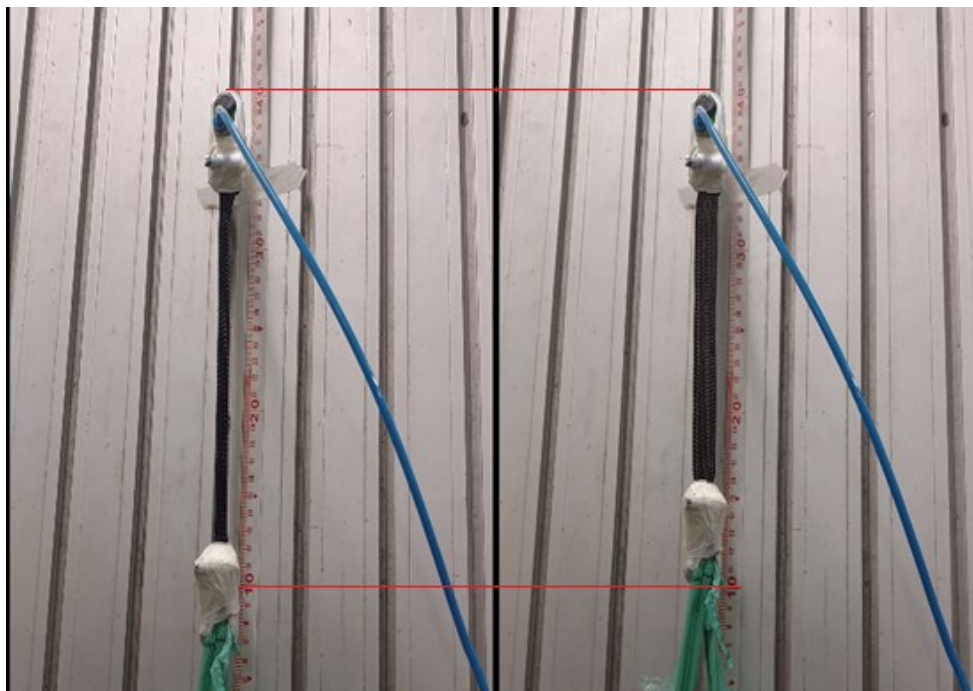


Figura 25. Exemplo da diferença de deslocamento para o PAM pressurizado.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Com as informação coletadas, utilizando o *MATLAB*®, foi possível ordenar os dados coletados realizando análise gráfica e observando a mudança na característica física do músculo para cada pressão e peso diferentes. Sendo possível encontrar os polinômios (p_0 ; $p_{0,5}$; $p_{1,0}$; $p_{1,5}$; $p_{2,0}$; $p_{2,5}$; $p_{3,0}$) que melhor representassem a posição da extremidade do músculo, para cada uma das seis diferentes pressões trabalhadas (0 bar; 0,5 bar; 1 bar; 1,5 bar; 2 bar; 2,5bar; 3 bar), de acordo com a variação da massa (w) aplicada.

4.1 Resultados

Ao observar o comportamento do músculo nas extremidades dos dados coletados, foi possível observar, na Figura 26, que para a pressão de 0 bar, o conjunto apresenta um comportamento não linear, semelhante a um comportamento visco-elástico. Isso se deve ao deslocamento no início do carregamento, que é conectado ao coeficiente elástico do tubo de látex e à acomodação da tela de PET trançada, e no final do carregamento, sendo restringido pelo limite da acomodação na malha expansível de PET, pois suas fibras não possuem comportamento elástico.

Com essa informação, foi possível estipular computacionalmente um polinômio quinta ordem (Eq. 1) que melhor se adequasse aos pontos de interesse. O erro quadrático médio para esta equação polinomial é de $3.2948 \cdot 10^{-3} cm$.

$$p_0 = -7.9691 \cdot 10^{-17} * w^5 + 8.1791 \cdot 10^{-13} * w^4 - 3.2479 \cdot 10^{-9} * w^3$$

$$+6.2787 * 10^{-6} * w^2 - 6.1331 * 10^{-3} * w - 4.9771 * 10^{-3} \quad (1)$$

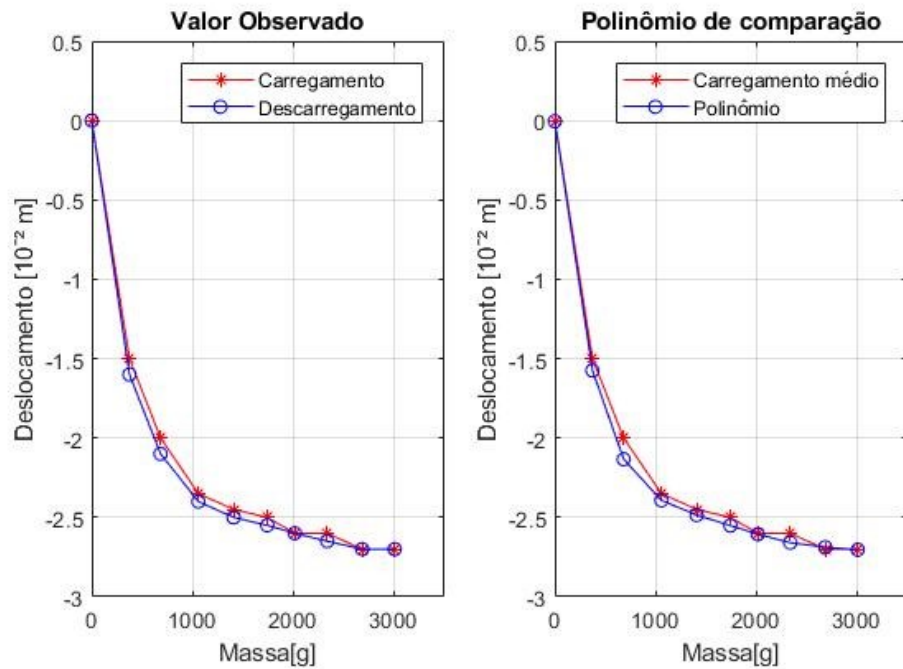


Figura 26. Deslocamento e Polinômio de comparação do PAM a 0 bar.

Para a pressão de 0,5 bar apresentado na Figura 27, a posição do PAM é descrita pelo polinômio de quinta ordem (Eq. 2). O erro quadrático médio para esta equação polinomial é de $1.5081 * 10^{-3} cm$.

$$p_{0,5} = -1.6941 * 10^{-16} * w^5 + 1.4685 * 10^{-13} * w^4 - 4.8426 * 10^{-9} * w^3 + 7.7418 * 10^{-6} * w^2 - 6.5350 * 10^{-3} * w + 8.8281 * 10^{-2} \quad (2)$$

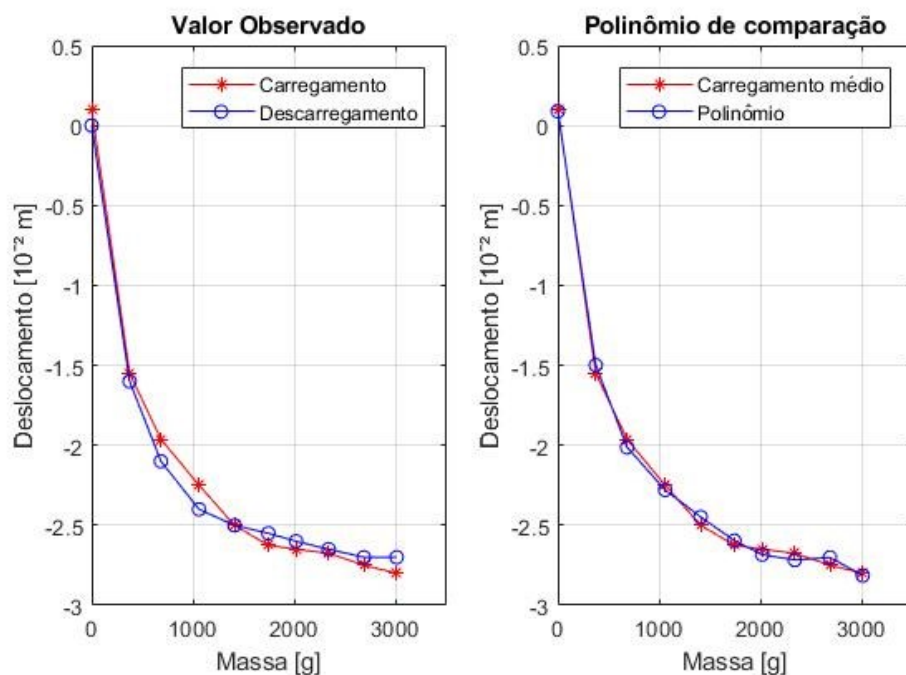


Figura 27. Deslocamento e Polinômio de comparação do PAM pressurizado à 0,5 bar.

Para a pressão de 1 bar apresentado na Figura 28, o comportamento do PAM é descrito pelo polinômio de sexta ordem (Eq. 3). O erro quadrático médio para esta equação polinomial é de $2.9053 \cdot 10^{-1} \text{ cm}$.

$$p_{1,0} = 3.1065 \cdot 10^{-19} \cdot w^6 - 3.0622 \cdot 10^{-15} \cdot w^5 + 1.1494 \cdot 10^{-11} \cdot w^4 - 2.0507 \cdot 10^{-8} \cdot w^3 + 1.8111e^{-5} \cdot w^2 - 8.6642e^{-3} \cdot w + 2.9657e^{-1} \quad (3)$$

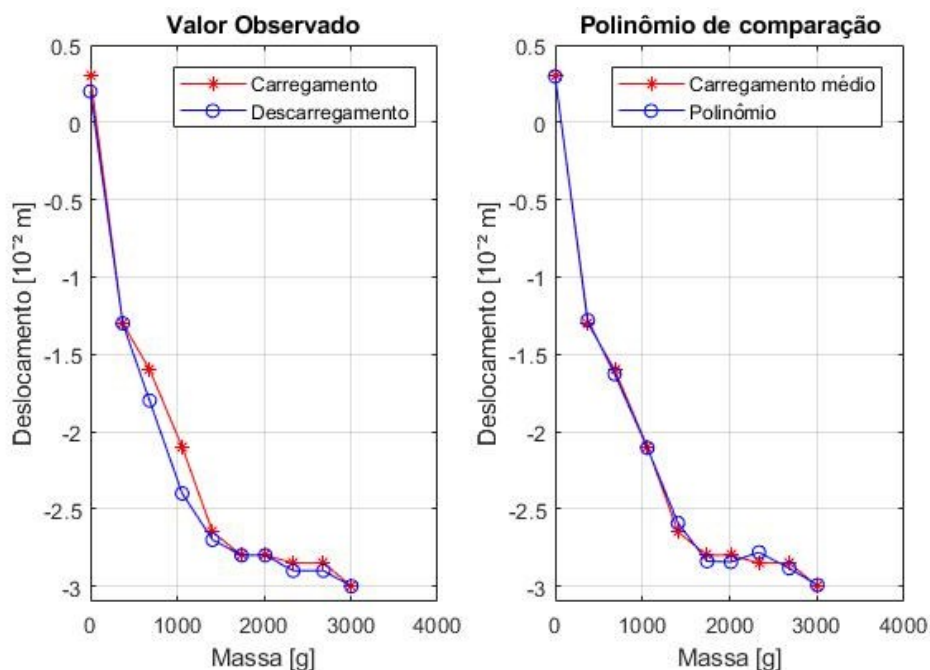


Figura 28. Deslocamento e Polinômio de comparação do PAM pressurizado à 1,0 bar.

Para a pressão de 1,5 bar apresentado na Figura 29, o comportamento do PAM é descrito pelo polinômio de sexta ordem (Eq. 4). O erro quadrático médio para esta equação polinomial é de $7.48276 \cdot 10^{-5} \text{ cm}$

$$\begin{aligned}
 p_{1,5} = & 4.6119 \cdot 10^{-23} * w^6 - 4.4970 \cdot 10^{-15} * w^5 + 1.67769 \cdot 10^{-11} * w^4 \\
 & - 2.98428 \cdot 10^{-8} * w^3 + 2.590498 \cdot 10^{-5} * w^2 - 1.09396 \cdot 10^{-2} * w \\
 & - 5.473588 \cdot 10^{-1}
 \end{aligned} \quad (4)$$

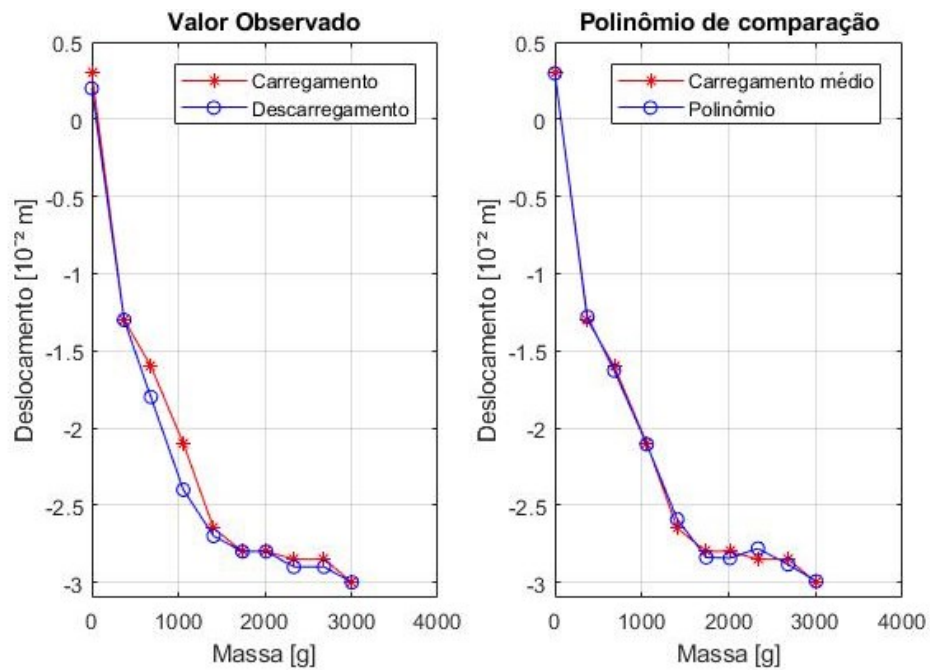


Figura 29. Deslocamento e Polinômio de comparação do PAM pressurizado à 1,5 bar.

Para a pressão de 2 bar apresentado na Figura 30, o comportamento do PAM é descrito pelo polinômio de terceira ordem (Eq. 5). O erro quadrático médio para esta equação polinomial é de $5.26333 \cdot 10^{-2} \text{ cm}$.

$$\begin{aligned}
 p_{2,0} = & -1.341133 \cdot 10^{-16} * w^5 + 1.2049 \cdot 10^{-12} * w^4 - 4.1436 \cdot 10^{-9} * w^3 \\
 & + 6.8791 \cdot 10^{-6} * w^2 - 5.9761 \cdot 10^{-3} * w - 2.07746 \cdot 10^{-3}
 \end{aligned} \quad (5)$$

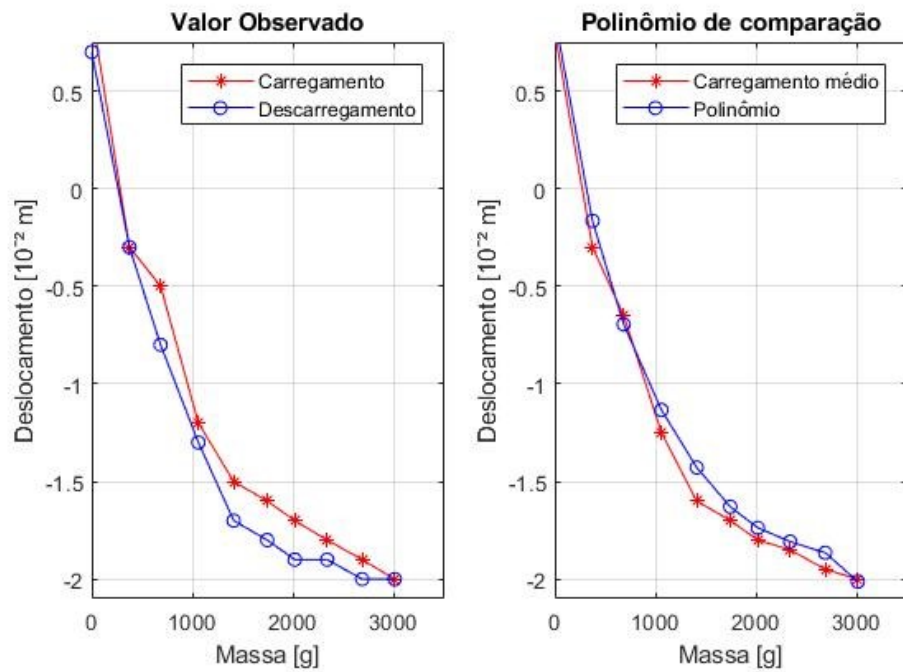


Figura 30. Deslocamento e Polinômio de comparação do PAM pressurizado à 2,0 bar.

Para a pressão de 2,5 bar apresentado na Figura 31, o comportamento do PAM é descrito pelo polinômio de primeira ordem (Eq. 6). O erro quadrático médio para esta equação polinomial é de $1.1090 \cdot 10^{-3} \text{ cm}$.

$$p_{25} = -707.3322 \cdot 10^{-6} \cdot w + 1.1426 \quad (6)$$

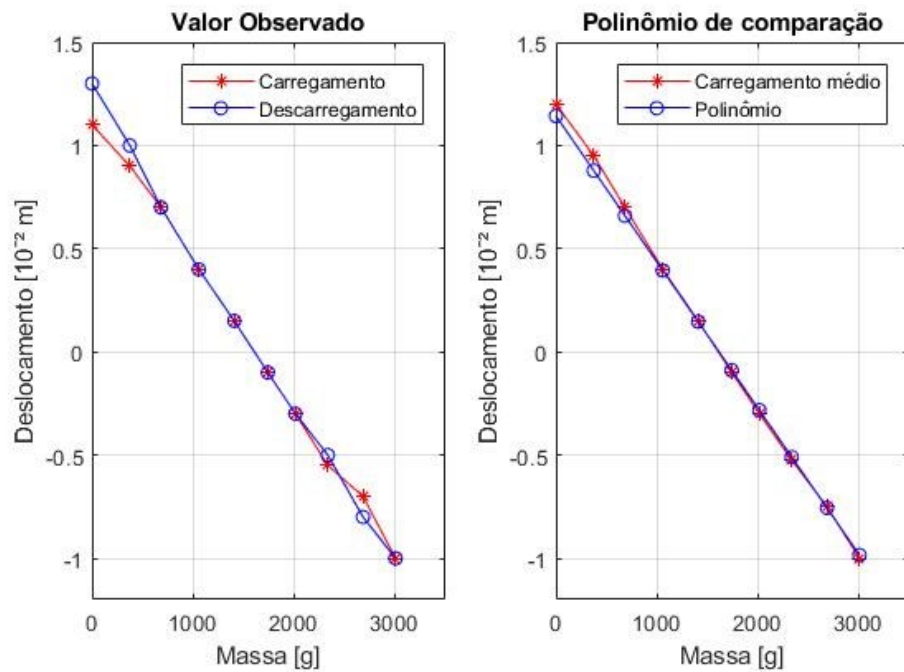


Figura 31. Deslocamento e Polinômio de comparação do PAM pressurizado à 2,5 bar.

Para a pressão de 3 bar, o comportamento do PAM é descrito pelo polinômio de primeira ordem (Eq. 7) que melhor se adequa aos pontos de interesse apresentados na Figura 32. O erro quadrático médio para esta equação polinomial é de $1.5693 \cdot 10^{-3} \text{ cm}$.

$$p_{3,0} = -628.7206 \cdot 10^{-6} \cdot w + 1.4623 \quad (7)$$

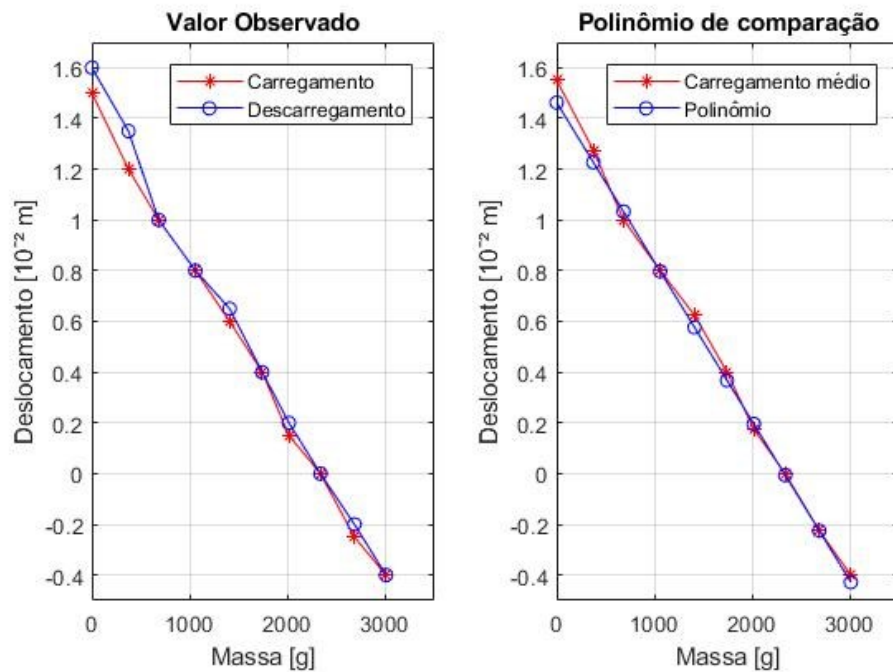


Figura 32. Deslocamento e Polinômio de comparação do PAM pressurizado à 3 bar.

A partir da sobreposição dos gráficos de todos os polinômios apresentada na Figura 33, podemos compreender melhor o comportamento do músculo. Relacionando o deslocamento devido ao peso para a pressão de 0 bar com os valores para as outras pressões.

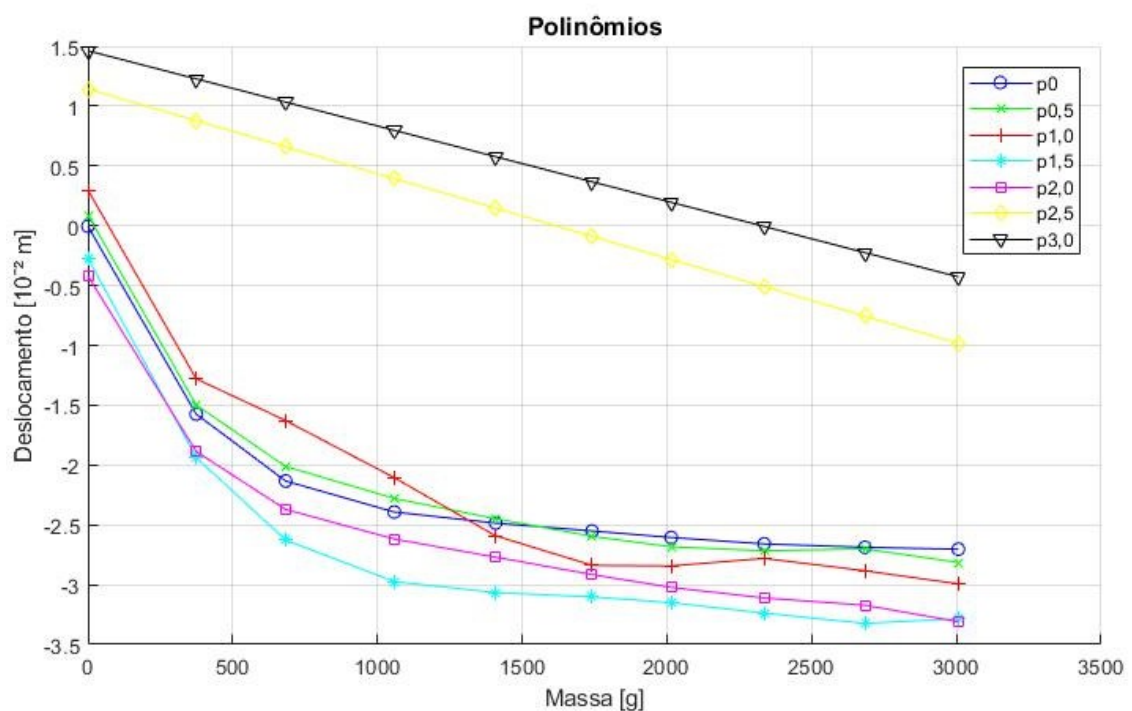


Figura 33. Sobreposição de todos os Polinômios.

Comparando os valores de posição dos polinômios para o massa de 3 kg nas pressões de 0 à 3 bar percebe-se um deslocamento de 22.8 mm que equivale a 26.42% do comprimento inicial do músculo (180 mm). Comparado ao modelo DMSP – 10 – 100N da FESTO®, este apresenta para as mesmas condições de pressão e força um deslocamento próximo a 10% do comprimento, como mostra a Figura 34.

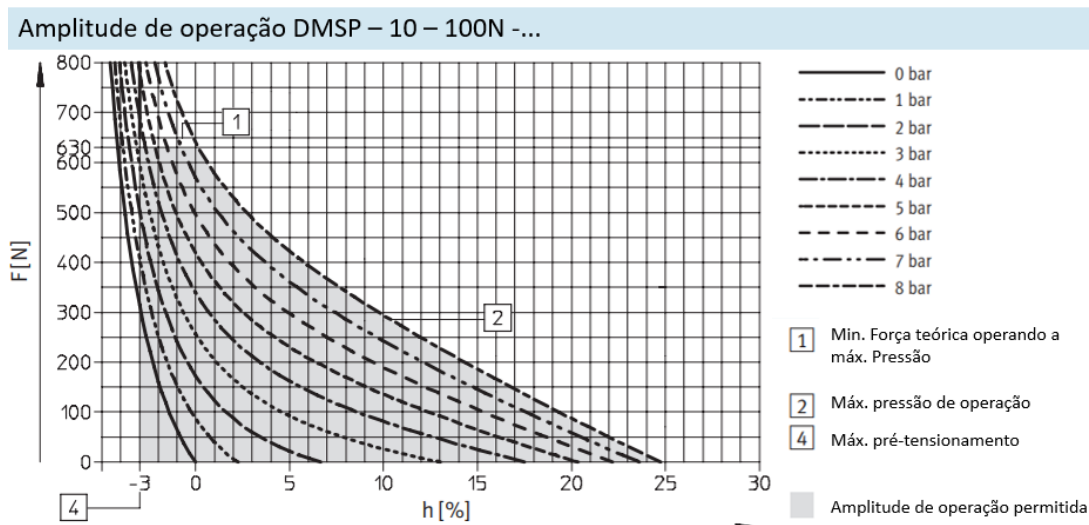


Figura 34. Amplitude de operação *Fluidic Muscle* FESTO®.

Para esse estudo limitou-se a pressão máxima de trabalho à 3 bar pois em testes iniciais obtivemos rompimento do PAM à 4 bar. Melhorias foram feitas permitindo alcançar pressões de 5 bar, porém não podendo garantir a repetitividade de todas as amostras necessárias optou-se assim por trabalhar em pressões de até 3 bar.

A Figura 35 demonstra a união de todos os dados coletados e apresenta em forma de superfície 3 dimensional. Assim podemos organizar as equações para controle do PAM para controlar seu posicionamento mesmo com variação na força exercida em sua extremidade.

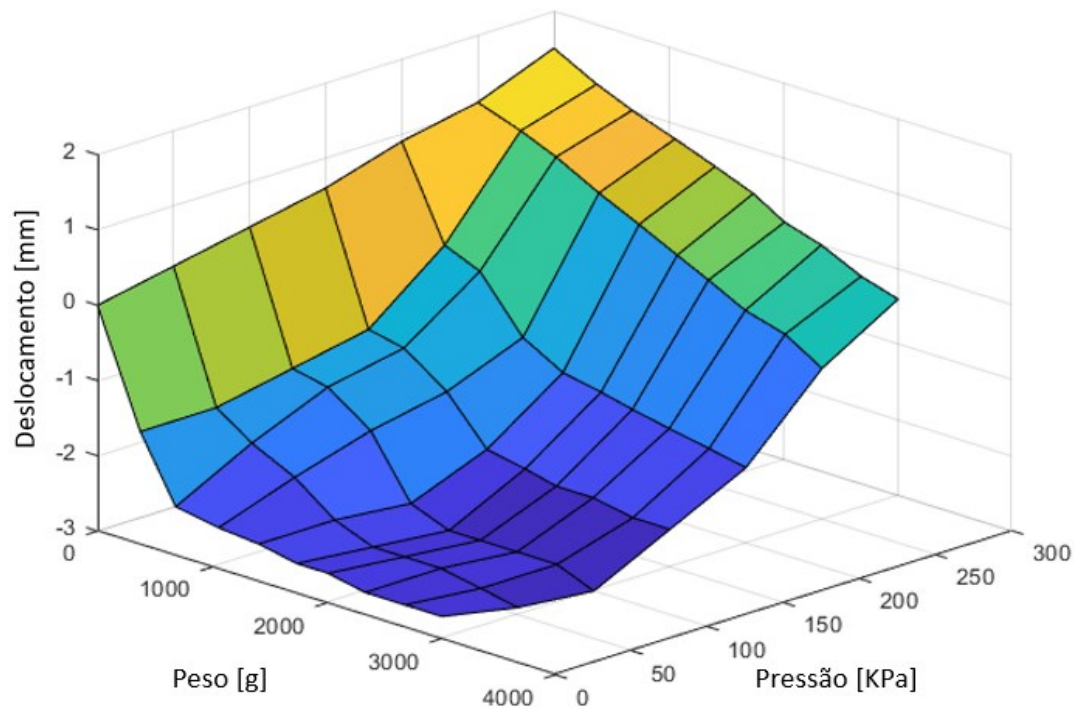


Figura 35. Gráfico 3d de análise da variação do deslocamento para diferentes pressões e pesos.

A partir da análise gráfica do comportamento do músculo nas extremidades do espectro de dados coletados é possível observar que à 0 bar o conjunto apresenta um comportamento não linear, similar ao comportamento visco elástico. Isso é devido ao desvio entre o início do carregamento estando relacionado ao coeficiente elástico do tubo de látex e a acomodação das MEP, que não apresentam comportamento elástico.

CAPÍTULO V

CONCLUSÃO

Com o levantamento dos dados coletados neste trabalho e com a análise polinomial realizada, é possível controlar o músculo para permanecer em uma determinada posição, para qualquer peso dentro da amplitude de funcionamento trabalhada, realizando a variação da pressão de entrada por meio de uma válvula proporcional.

O preço médio encontrado no mercado para a aquisição de um músculo fluídico de modelo DMSP-10 da empresa FESTO® com dimensões próximas ao fabricado nesse trabalho, foi de R\$ 450,00 desconsiderando o frete. O PAM desenvolvido foi montado com componentes adquiridos no mercado local e tem custo total de R\$ 45,00 por unidade, o que se encaixa no requisito estipulado de baixo custo e fácil acesso aos componentes.

Quanto ao controle, nota-se que o comportamento do PAM varia com a pressão, indo de visco-elástico para elástico puro. Em baixas pressões, o protótipo implementado foi identificado com uma equação polinomial de quinto grau, enquanto que para pressões maiores que 2,5 bar ele pode ser identificado como uma equação polinomial de primeiro grau. Sendo assim, para um controle mais preciso deve-se trabalhar com pressões superiores a 2,5 bar.

Referente a eficiência, comparando-se o DMSP com o PAM para pressões próximas à 3 bar e para forças menores de 5 kg, o PAM desenvolvido nesse trabalho atua linearmente e apresenta deslocamentos maiores. Porém, para forças superiores, o PAM fadigaria ou seria necessário um conjunto em paralelo, enquanto que um só DMSP mesmo com menor deslocamento, atuaria dentro de sua amplitude de funcionamento. Sendo assim, o PAM pode

ser indicado para atuar em projetos que não trabalhem em faixas altas de força e pressão, como próteses, órteses, reduzindo consideravelmente o custo de fabricação destes.

5.1 Trabalhos Futuros

Como trabalhos futuros, pretende-se aplicar o PAM na produção de órteses e próteses a partir da imitação de sistemas musculares adutor-abdutor permitindo o controle de sistemas rotativos com baixos ângulos de amplitude, como mostrado na Figura 36. Acoplando um torquímetro e um encoder ao eixo do protótipo serão realizados testes para as pressões onde o PAM se comporta de forma linear. Determinando assim sua área de trabalho para essa configuração. Também será testada a vida útil de cada PAM com ensaios destrutivos para a pressão máxima e a quantidade de fadiga por meio de acionamentos repetitivos sem perder sua eficiência.

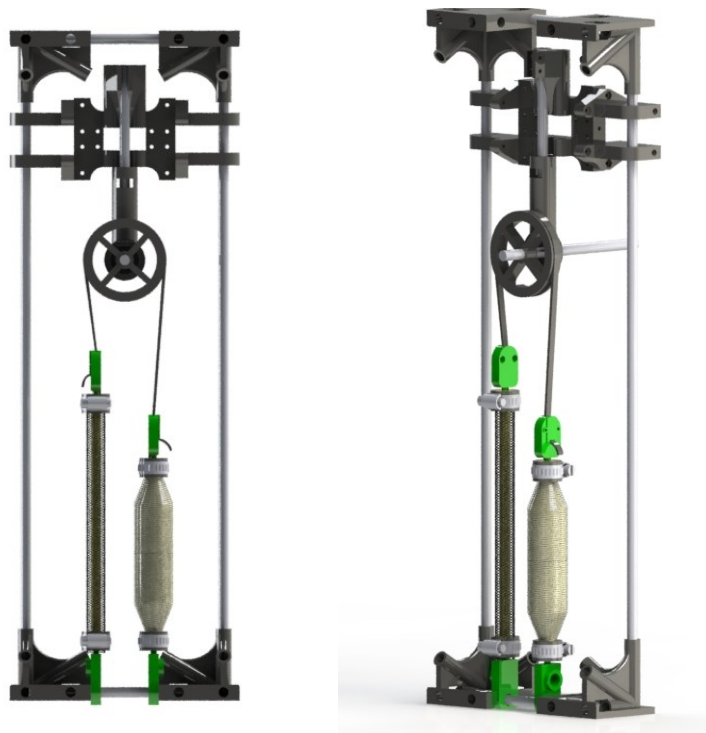


Figura 36. Simulação do conjunto adutor-abdutor.

Deseja-se também realizar testes com PAMs fabricados com dimensionamentos diferentes de comprimento e espessura, verificando assim pressões possíveis a serem trabalhadas com cada modelo, assim podendo fabricar modelos para atender cada função e dimensionamento para todo tipo de projeto.

Além disso conjuntos desse PAM podem ser utilizados em sistemas de robôs flexíveis. Como atuadores em cada elo de manipuladores tentaculares, como apresentado no trabalho de Scofano (2006).

Esse projeto abre possibilidades para toda a área de aplicação de órteses e próteses, atuadores de baixo custo e para robótica leve, bem como um projeto aberto para o desenvolvimento e compartilhamento de novas tecnologias para garantir a legibilidade e a viabilidade de produção.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Múltiplos sensores, válvulas, atuadores e elementos de comando da empresa FESTO.

Disponível em: < <https://www.kbi-rw.com/festo> >. Acesso 20 Jan. 2019.

Shadow Leg, perna artificial com atuadores *AirMuscle* da empresa *Shadow*. Disponível em:

<<http://davidbuckley.net/FR/ShadowLeg/ShadowLeg.htm>>. Acesso 10 Jul. 2019.

Musculatura da perna humana. Modificado de:

<<https://study.com/academy/lesson/muscular-function-and-anatomy-of-the-legs-major-muscle-groups.html>>. Acesso 10 Jun. 2019.

Modelo da órtese pneumática do músculo de McKibben e Paciente com Poliomielite utilizando-a. Disponível em: <<http://cyberneticzoo.com/bionics/1957-artificial-muscle-joseph-laws-mckibben-american/>>. Acesso 10 Jun. 2019.

Conformação de perfil metálico utilizando um conjunto de PAM's da FESTO®. Disponível em:

<https://www.revistafatorbrasil.com.br/ver_noticia.php?not=25210>. Acesso 10 Jun. 2019.

Amplitude de operação *Fluidic Muscle* FESTO®. Modificado de:

<https://www.festo.com/rep/en_corp/assets/pdf/info_501_en.pdf>. Acesso 11 Jun. 2019.

Bollmann, Arno: Fundamentos Da Automação Industrial Pneutonica, Projetos De Comandos Binários Eletropneumáticos. Abhp, 1996.

Daerden F, Lefeber D. 2002. Pneumatic artificial muscles: actuators for robotics and automation. Eur J Mech Environ Eng.

Immega G, Antonelli K. 1995. The ksi tentacle manipulator. In: IEEE Int Conf Robotics Automation. Nagoya, Aichi, Japan: IEEE, p. 3149–3154.

Lopes, Ivo da Paz. Músculo de McKibben aplicado em manipulador não condutor/I.P; Lopes. São Paulo, 2014.

T. Kerscher, J. Albiez and K. Berns, "Joint control of the six-legged robot AirBug driven by fluidic muscles," Proceedings of the Third International Workshop on Robot Motion and Control, 2002. RoMoCo '02., Bukowy Dworek, Poland, 2002, pp. 27-32. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=1177079&isnumber=26435>>. Acesso em 11 Mai. 2019.

Morgado Junior, Fernando d'Assunção. Modelagem e Controle de Músculo Pneumático/ Fernando d'Assunção Morgado Junior, - Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia, 2011.

G. S. Sawicki, K. E. Gordon and D. P. Ferris, "Powered lower limb orthoses: applications in motor adaptation and rehabilitation," 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005., Chicago, IL, 2005, pp. 206-211. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=1501086&isnumber=32216>>. Acesso em 11 Mai. 2019.

Scofano, Felipe dos Santos. Desenvolvimento de um Elo Pneumático de 3 Graus de Liberdade para Manipuladores Robóticos Flexíveis. Rio de Janeiro, 2006. 200p. Dissertação de Mestrado - Departamento de Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

Suzumori K, Iikura S, Tanaka H. 1991. Development of flexible microactuator and its application to robotic mechanisms. IEEE International Conference on Robotics and Automation. Sacramento, CA: IEEE, Vol. 1, pp. 1622–1627.

Trivedi Deepak, Rahn Christopher D., Kier William M., and Walker Ian D., "Soft Robotics: Biological Inspiration, State of the Art, and Future Research," Applied Bionics and Biomechanics, vol. 5, no. 3, pp. 99-117, 2008. Disponível em: <<https://doi.org/10.1080/11762320802557865>>. Acesso em 12 Mai. 2019

Vimieiro Claysson B., Nascimento Breno G., Martins Henrique R., Nagem Danilo A. P., Pinotti Marcos. “Aplicação de Músculos Artificiais Pneumáticos em Órtese para Quadril”, Anais do 2º Congresso Brasileiro de Extensão Universitária. Belo Horizonte – MG. 2004.