



Viabilidade da implementação de um sistema háptico pneumático para cirurgia robótica

Liao D*, Machado DS*, Moser E*, Wagner JPD*, Ponce DAS*

**Universidade Federal de Santa Catarina Santa Catarina.*

Resumo. Robôs cirurgiões apresentaram uma grande inovação no setor da saúde. O desenvolvimento dessa inovação depende do aprimoramento da precisão, acurácia e controle desses equipamentos. Um ponto relevante é que normalmente, nessas aplicações, não há a possibilidade de dar um retorno (*feedback*) ao cirurgião sobre quais são as forças envolvidas no processo de cirurgia, como a força necessária para o corte ou sutura. A proposta deste trabalho é analisar a possibilidade de aplicação de músculos pneumáticos em robôs cirurgiões e da possibilidade de se obter um *feedback* háptico para o cirurgião durante o processo de operação. É realizada uma análise das vantagens da cirurgia robótica, são explicados os conceitos de *feedback* háptico e analisado o modelo do músculo de McKibben. Esta análise é feita juntando as ferramentas do domínio pneumático, de *feedback* háptico e de cirurgia. Duas modelagens são aqui propostas e simuladas, com a finalidade de verificar se é factível ou não a construção de um robô cirúrgico pneumático com *feedback* háptico. É concluído que não é recomendada a implementação do modelo de robô cirúrgico pneumático com *feedback* háptico aqui proposto, até , pelo menos, poder solucionar as dificuldades para compensar as respostas não lineares. Recomenda-se finalmente a implementação de um controle robusto para lidar com as não linearidades associadas aos músculos pneumáticos na cirurgia robótica.

Palavras-chaves. Músculo de McKibben; Resposta Háptica; Cirurgias minimamente invasivas; Cirurgia robótica.

Introdução. Com o passar do tempo, a aplicação robótica em mesas cirúrgicas têm aprimorado gradativamente. Cada vez mais robôs vêm sendo utilizados para a execução de cirurgias minimamente invasivas ao redor do mundo. Esse método traz diversos benefícios [1-5], como precisão de localização do efetador, segurança perante as instabilidades que um tremor da mão do médico pode causar, cirurgia com cortes menores, melhor ergonomia, visão tridimensional para os cirurgiões [16] e principalmente a diminuição do tempo de recuperação do paciente no pós-cirúrgico. Cada vez mais médicos estão se interessando e se aprimorando nessa área através de cursos e treinamentos. Apesar de todas essas vantagens, o uso de robôs em cirurgias cresce em um ritmo lento no Brasil, que contava até 2018 com apenas 41 robôs de cirurgia, demograficamente concentrados em SP e no RJ [6]. Em 2019 Santa Catarina passou a contar com esse tipo de cirurgia [7], com a compra de um robô cirurgião importado dos Estados Unidos.

Indo ao encontro deste cenário diversas universidades e institutos de pesquisas vêm investindo em na área de *soft-robots*, ou seja, robôs preparados para sentir e executar tarefas com maior mobilidade que os robôs tradicionais [8]. Essa característica dos *soft-robots* os enquadra como candidatos perfeitos para cirurgias minimamente invasivas, porém os estudos que envolvem os *soft-robots* na cirurgia ainda estão em estado de desenvolvimento e até a presente data não existem relatos de uso em situações reais. No entanto, existe um aprimoramento gradativo das tecnologias voltadas a saúde, e se dá devido aos inúmeros benefícios que o uso de técnicas de cirurgias minimamente invasivas trazem, mas apesar dos esforços existentes para trazer novos tipos de robôs essa área ainda uma lacuna muito grande entre a expectativa e a realidade possuindo um espaço muito grande para crescimento desses estudos [9]. Uma das áreas com grandes possibilidades de crescimento é o uso de *soft-robots* pneumáticos.

Okamura [10] descreve a resposta háptica como um feedback que envolve o sentimento cinestésico, ou seja, sentimento das forças envolvidas e o sentimento cutâneo, e também, sentimento tátil da ação que o cirurgião está desenvolvendo [10]. A resposta háptica, neste caso, serve para fazer com que o cirurgião sinta que faz parte do procedimento cirúrgico, não que está apenas “operando um *joystick*”. Isso garante mais transparência para o procedimento, mas exige o uso de sensores hápticos no lado do paciente e de atuadores hápticos do lado do cirurgião. No campo de sensoriamento háptico, é investigado sobre os desafios em que os robôs cirúrgicos podem ter. Entre os diversos desafios o trabalho proposto em [10] destaca a estabilidade, que pode variar de operador humano em operador humano, a força de sensoriamento tátil, as complicações decorrentes da esterilização em sensores, e por último, a performance métrica, ou seja, que as medições de deslocamento do efetuator do equipamento devem ser claras.

Até a presente data os únicos relatos do uso de pneumática em cirurgia são os de uso de balões pneumáticos para a criação de um feedback háptico [11], mas não existem relatos relacionados ao uso de robôs pneumático para efetuar a cirurgia em si. A proposta deste artigo é verificar a viabilidade de se efetuar uma cirurgia minimamente invasiva com músculos pneumáticos como atuadores e utilizando o próprio músculo para dar uma resposta háptica ao cirurgião.

O primeiro músculo pneumático foi desenvolvido na década de 50 por Joseph McKibben como atuador de uma órtese de braço. Na década seguinte, por precisar de grandes quantidades de ar e por ter um comportamento altamente não linear [12], foi substituído por motores elétricos [13]. Foi revivido quando o mercado viu necessidade em construir robôs com semelhanças a anatomia humana [13-14].

A metodologia de pesquisa utilizada para analisar a possibilidade de construir um robô com sistema háptico vindo de um músculo pneumático, começa com uma revisão na literatura dos resultados e análises relacionados aos temas desejados. A pesquisa bibliográfica utilizou o banco de dados do Google Acadêmico através do Portal CAPES. Foram utilizados os seguintes termos: *pneumatic muscle*, *minimally invasive surgery*, *haptic*, *feedback*, *McKibben muscle*, *soft-robots* e *skin*. A seleção dos artigos se deu pelo método da comparação de seus resumos. Uma seleção prévia foi realizada para escolher aqueles que estavam dentro dos assuntos abordados. Em seguida, uma leitura foi efetuada para identificar as conceitos relevantes para nossa pesquisa, tais como o

comportamento e modelagem de um músculo de McKibben, aplicabilidade dos sensores hápticos, propriedades da pele humana, vantagens e desvantagens de cirurgias minimamente invasivas e características de atuadores pneumáticos.

Modelo Proposto. A partir do panorama apresentado, é aqui proposta a construção de um braço robótico movimentado via músculos pneumáticos de McKibben, com feedback tátil dado a partir da variação da pressão que a carga causa no músculo (Fig. 1).

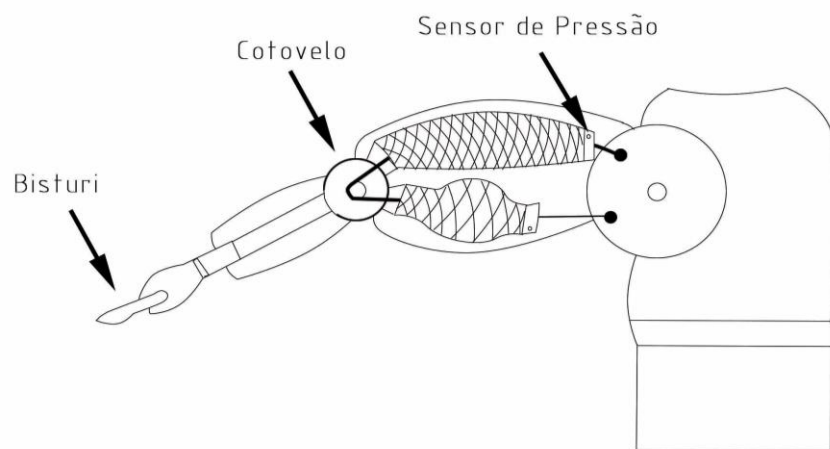


Figura 1: Esboço do braço robótico proposto. Fonte: Elaborado pelos Autores.

Para a modelagem de um braço robótico com músculos pneumáticos, é necessária a combinação de dois atuadores lineares ligados a uma articulação para realizar os movimentos de extensão e contração simulando um cotovelo. Esta modelagem está baseada em um modelo já existente [12-13]. O protótipo modelado está apresentado na Figura 2:

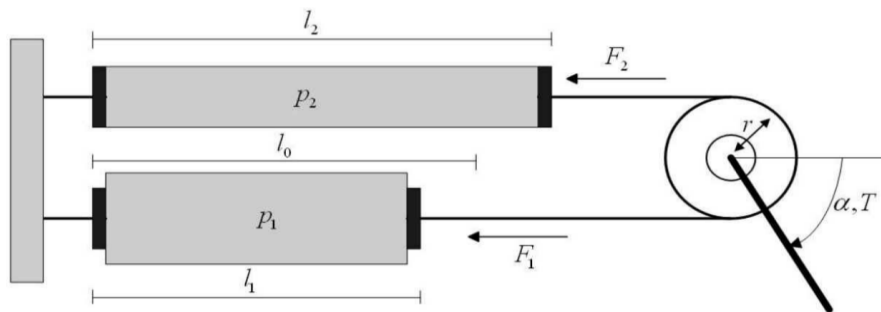


Figura 2: Modelo de construção do sistema. Baseado em [12].



Podemos aproximar a aplicação do músculo de McKibben aliando movimentos comuns de um braço robótico aplicado ao protótipo visto acima. Para fazer a articulação dos músculos com uma ferramenta cirúrgica, é usado um cotovelo que sustenta uma haste. Na ponta da haste pode ser acoplada qualquer ferramenta que o cirurgião acredite ser conveniente. O que é mais interessante notar em nosso exemplo, visto na Figura 2, é o músculo que a ação do músculo precisa ser executada conjuntamente com a utilização de sensores de pressão que sejam capazes de fazer a leitura correta de pequenas variações desta. As dificuldades do projeto não se resumem apenas à construção como também ao comportamento do braço com os sinais aplicados.

O músculo de McKibben, por ter sido pioneiro na área de músculos pneumáticos, possui grande variedade de estudos realizados, o que o torna interessante para este tipo de aplicação. Arcus [12] realiza pela primeira vez a modelagem da resposta dinâmica de um sistema formado por um par de músculos. Essa modelagem é feita a partir de coeficientes determinados experimentalmente, onde ele acaba excluindo a presença das não linearidades existentes nos músculos. O fato de os coeficientes serem determinados experimentalmente faz com que o sistema tenha uma faixa de atuação limitada e que o controlador por ele desenvolvido seja válido apenas para o modelo construído por ele, porém permite que simulações numéricas sejam feitas.

Juntamente com a análise dos músculos como atuadores pneumáticos, temos também a necessidade do sensoriamento para o feedback tátil. Tiwana [15] explora os sensores presentes para imitar os sentidos humanos, dentre eles estão os sensores capacitivos, piezoelétricos, indutivos, opto-elétricos e medidores de tensão [15] e é feita uma análise com técnicas de transdução com os seus respectivos parâmetros com vantagens e desvantagens. A tabela contendo a análise dos tipos de transdutores pode ser vista na Tabela 1.

**Tabela 1:** Sensores hápticos existentes suas vantagens e desvantagens. Fonte: [15].

Técnica de Transdução	Parâmetro modificado	Vantagens	Desvantagens
Capacitivo	Mudança na capacitância	Excelente sensibilidade Boa resolução Grande alcance dinâmico	Capacitâncias parasitas Suscetibilidade a ruído Complexidade de medição
Piezo-resistivo	Mudança na resistência	Ótima resolução Grande taxa de atualização Sensores estruturados	Baixa replicabilidade Histerese Alto consumo energético
Piezoelétrico	Tensão de polarização	Alta frequência de resposta Alta sensibilidade Grande alcance dinâmico	Pobre em resolução Apenas resposta dinâmica
Indutivo LVTD	Mudança no campo magnético	Saída linear Medição uni-direcional Grande alcance dinâmico	Partes móveis Baixa resolução Volumoso Baixa confiabilidade Mais aplicável para medição de força/torque
Optoelétrico	Intensidade luminosa/Mudança de espectro	Boa faixa de operação Boa confiabilidade Alta replicabilidade Ótima resolução Imunidade a ruídos eletromagnéticos	Tamanho avantajado Não deformável
Medidores de tensão	Mudança na resistência	Boa faixa de operação Boa sensibilidade Baixo custo Produto comercial	Necessita de calibração Suscetível a mudança de temperatura Suscetível a umidade Design complexo Erros induzidos por interferência eletromagnética Não-linearidades Histerese
Sensores multi-componentes	Acoplamento de diversos parâmetros	Habilidade de superar certas limitações através da combinação de parâmetros	Alto custo de montagem Montagem discreta

No presente trabalho é proposto o sensoriamento do feedback tátil a partir da variação de pressão no músculo, foram usados os requisitos e critérios citados por [15] e são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2: Critérios de sensores utilizados pela Tiwana para atender os requisitos de uma mesa cirúrgica. Fonte: [15].

Superfície de detecção	Durável e resistente
Resolução espacial entre pontos de detecção	1-2 milímetros
Número de pontos de detecção em uma matriz	Entre 50 e 200
Sensibilidade mínima à pressão	1g
Faixa dinâmica	1000:1
Resposta a saída	Não necessariamente monoatômico
Resposta a frequência	No mínimo 100Hz
Estabilidade e repetibilidade	Bom
Histerese	Baixa

A literatura também nos mostra que a pele pode ser modelada por um sistema massa-mola-amortecedor. Dois modelos foram encontrados para a pele humana, o de Maxwell [20] e o de Voight [20]. Na Figura 3 apresentamos, respectivamente, as duas formas de compor o sistema.

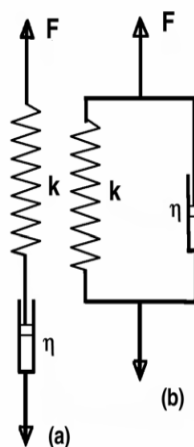


Figura 3: Sistemas massa-mola-amortecedor. Fonte: [20].

A partir de nossa pesquisa foi encontrada uma análise da pressão necessária para o rompimento da pele em idosos, que é da ordem de 21×10^6 Pa [17]. Analisando os resultados obtidos

experimentalmente por Arcus [12] e por Phatak [18], mesmo que o músculo consiga alcançar a pressão necessária para romper a pele, se a força necessária for muito alta talvez o músculo não consiga efetuar um movimento com tamanho suficiente para realizar a incisão desejada. Arcus [12] mostra que mesmo que o músculo vença a resistência da pele, a mudança dinâmica da carga, ou seja, o rompimento da pele, mostrada na Figura 4 talvez não seja acompanhada pelo controlador, visto que este é aproximado e com operação limitada a um intervalo, aliado com o fato de existirem diversas não linearidades.

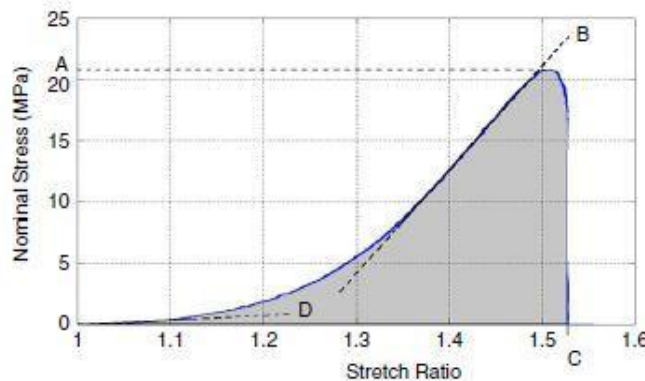


Figura 4: Gráfico de tensão e deformação de uma pele.Fonte: [17].

Na Figura 6 é apresentado um modelo dinâmico baseado em Arcus [12] e Phatak [18]. Esse modelo foi implementado no software MATLAB® adequando o diagrama de blocos proposto por MATLAB [19]. Os parâmetros de simulação foram modificados conforme as especificidades da aplicação seguindo os parâmetros propostos por Mohamed [21], os valores utilizados podem ser encontrados na Tabela 3 abaixo.

Tabela 3: Valores das constantes do sistema massa-mola-amortecedor.

Simulação	Constante da mola (N*m/rad)	Constante do amortecedor (N*m/(rad/s))
1	9,00	0,50
2	31,00	4,00

Para realizar a simulação, foi aplicado no modelo uma carga (Bloco Load na Fig. 5) e uma tensão de entrada do sistema (Bloco Voltage Signal Fig. 5).

Conforme já mencionado, a pele humana pode ser modelada como um sistema massa-mola-amortecedor [20 e 21]. Portanto, a carga foi modelada também como um sistema massa- mola-amortecedor, cujo diagrama de blocos está representado na Figura 6.

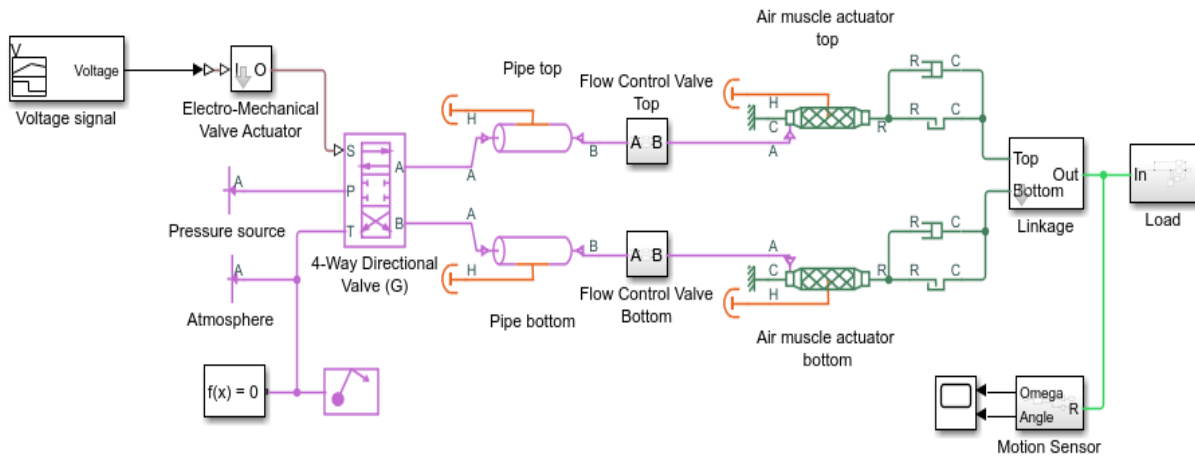


Figura 5: Modelo baseado em sistema massa mola com dois músculos de McKibben [19]

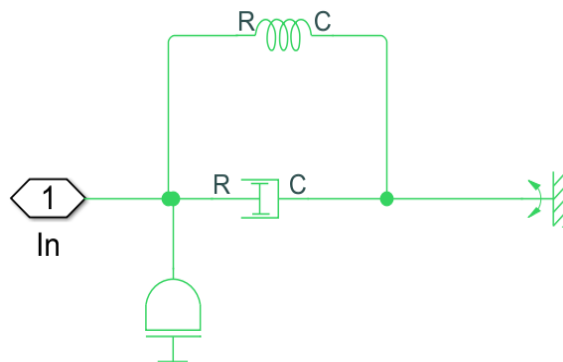


Figura 6: Bloco “Load” - Sistema massa mola com amortecimento e sensor de fim de curso.
Fonte: Autores.

Simulação e resultados: A entrada utilizada para a simulação foi um degrau, conforme podemos observar na Figura 7.

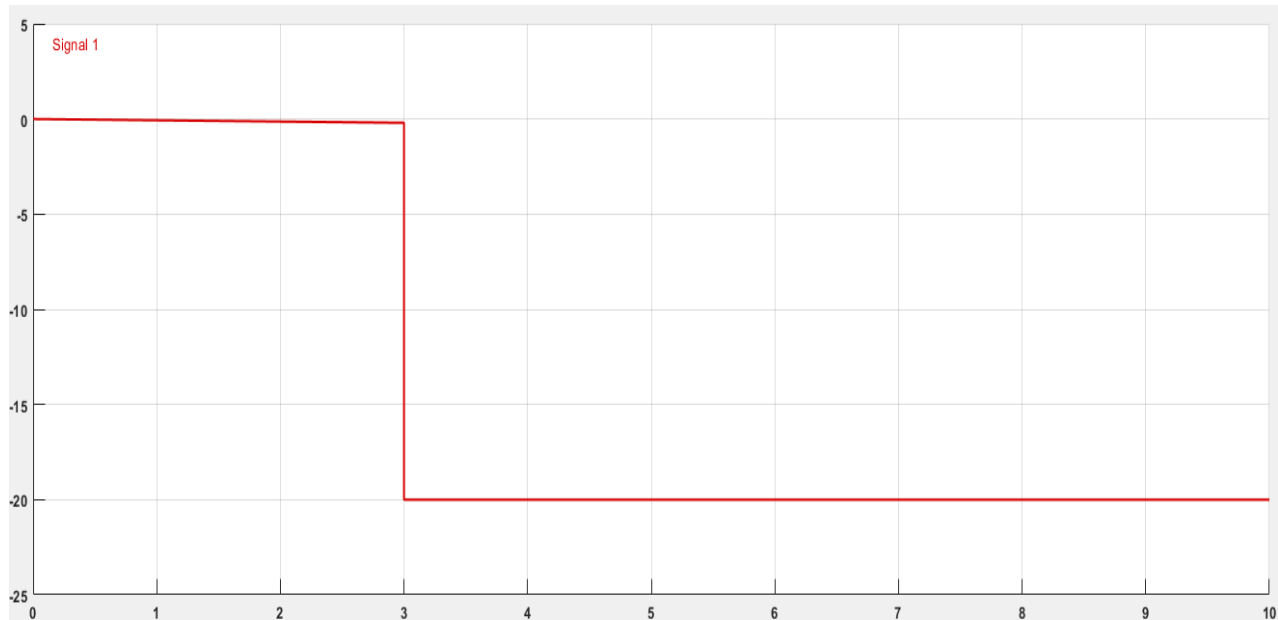


Figura 7: Degrau como tensão de entrada do sistema (Volts) versus tempo (Segundos). Fonte: Autores.

As Figuras 8 e 9 mostram a simulação com os parâmetros da Tabela 3.

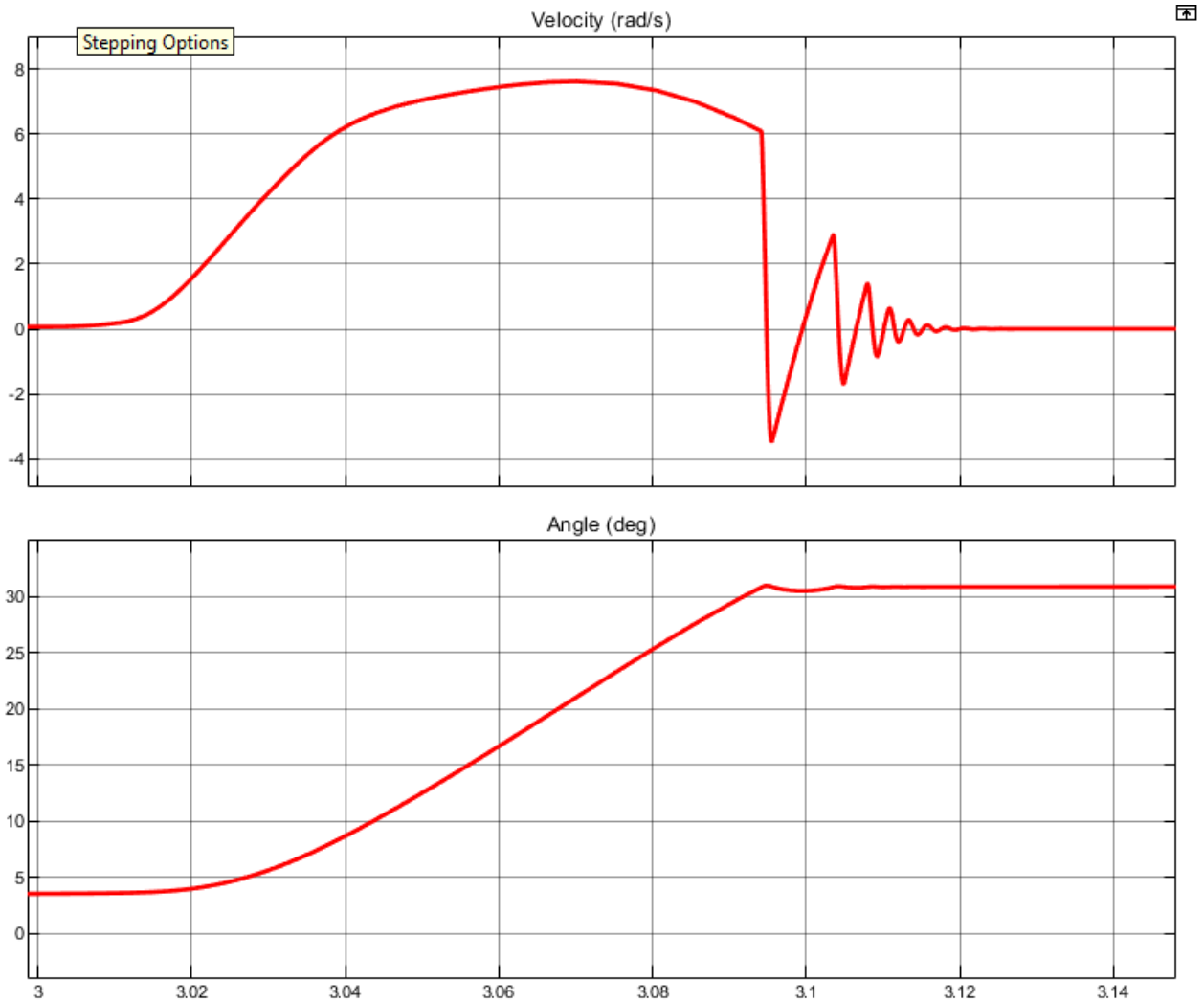


Figura 8: Resultado da simulação número 1, velocidade do músculo (rad/s) e posição angular (graus) em relação ao tempo (Segundos) com os parâmetros da primeira linha da tabela. Fonte: Elaborado pelos Autores.

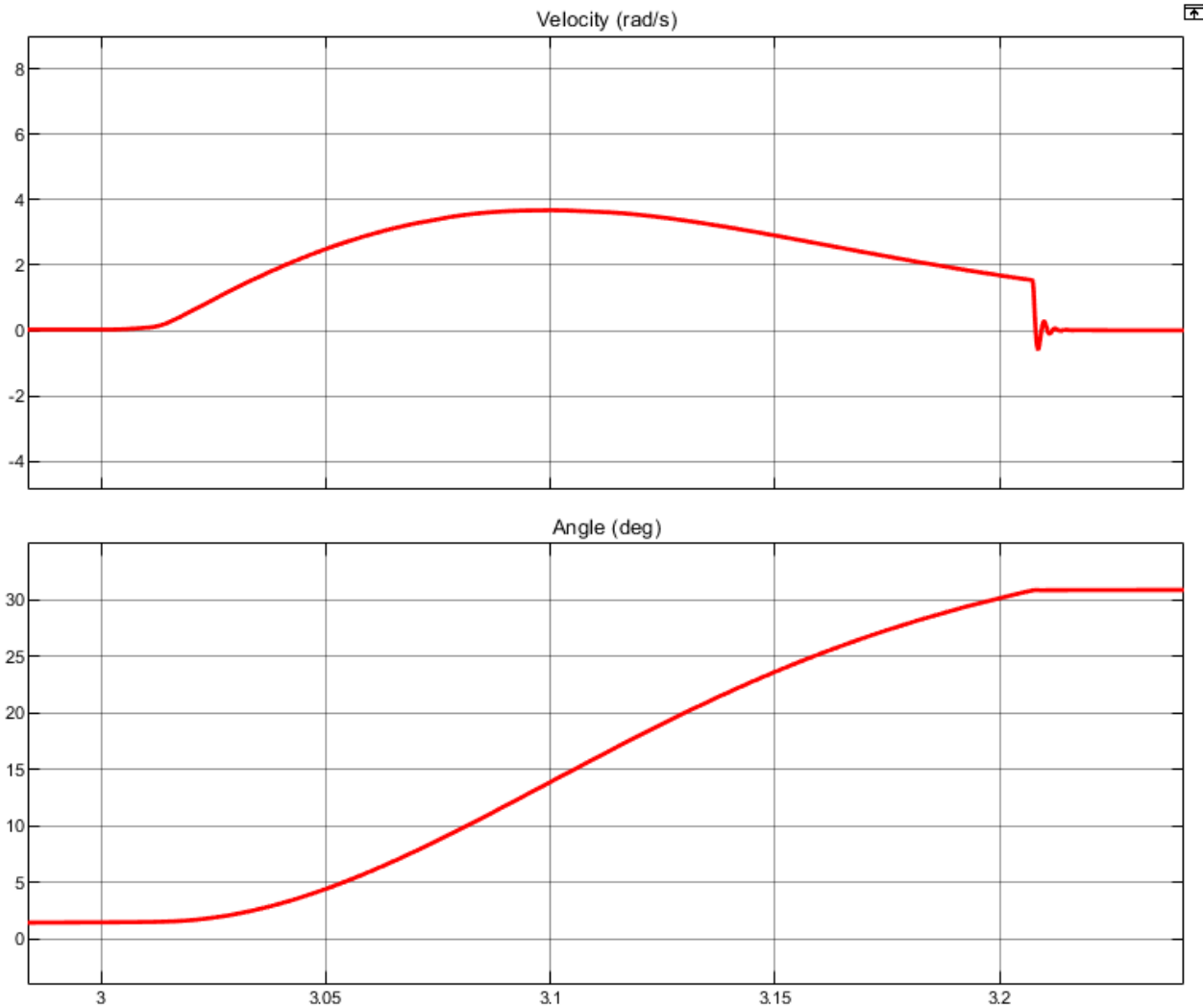


Figura 9: Resultado da simulação número 2, velocidade do músculo (rad/s) e posição angular (graus) em relação ao tempo (s), com os parâmetros da segunda linha da tabela. Fonte: Elaborado pelos Autores

Conclusão. Após a realização da pesquisa baseada em nossa revisão bibliográfica e a simulação em MATLAB realizada, infere-se que o sistema modelado não pode ser utilizado como atuador em procedimentos cirúrgicos. Apesar do músculo modelado tanto por Arcus [12] quanto por Phatak [18] terem a capacidade de contração necessária para o rompimento da pele, as não-linearidades presentes no comportamento do sistema, mesmo com uma malha fechada de controle [12] tornam inviável o seu uso em operações tão delicadas. As Figuras 9 e 10 mostra uma oscilação relativamente grande na velocidade quando o sistema entra em regime permanente, isso significa

que controle do equipamento fica desgovernado, ou seja, a não linearidade do sistema o torna não-ideal para a aplicação proposta neste trabalho.

Quanto ao sensoriamento tátil proposto por Tiwana [15], os requisitos necessários para o atendimento de uma mesa cirúrgica não são atendidos em sua plenitude. As pressões envolvidas nos procedimentos são muito grandes e as suas variações muito abruptas. Isto torna difícil o uso de um robô pneumático para a aquisição de um feedback tátil.

È recomendado o desenvolvimento de algum outro modelo matemático que considere a implementação de controle robusto, para poder compensar as não-linearidades associadas aos músculos.

No entanto, as vantagens da flexibilidade e tamanho destes robôs, aliada com a possibilidade de um feedback tátil de qualidade, traz uma perspectiva de cenário muito positivo com cirurgias minimamente invasivas eficientes, e com cirurgias envolvidas profundamente no processo cirúrgico. Também cabe a recomendação para o desenvolvimento e pesquisa em novos materiais para diminuir as características não lineares dos atuais músculos pneumáticos, o que promoveria a quebra do paradigma das não linearidades associadas a esses atuadores.

Referências.

- (1) Motta G. Artroplastia minimamente invasiva do joelho Minimally invasive total knee arthroplasty. 2007;(September 2007):269–77.
- (2) M AL, Marcelo L, G JG. Padronização da técnica para cirurgia cardíaca videoassistida : experiência inicial. 2008.
- (3) Pêgo-Fernandes PM, Gaiotto FA, Guimarães-Fernandes F. Estado atual da cirurgia de revascularização do miocárdio. Rev Med. 2014;87(2):92.
- (4) Poffo R, Bonin M, Selbach RA, Pilatti M. Troca valvar mitral minimamente invasiva video assistida. Rev Bras Cir Cardiovasc. 2007;22(4):491–4.
- (5) Amaral R, Marchi L, Oliveira L, Coutinho T, Castro C, Coutinho E, et al. Opção minimamente invasiva lateral para artrodese intersomática tóraco-lombar. Coluna/Columna. 2017;10(3):239–43.
- (6) EXAME (2018). “Aumenta o número de cirurgias robóticas no Brasil” - <https://exame.abril.com.br/negocios/dino/aumenta-o-numero-de-cirurgias-roboticas-no-brasil/>. Acessado em: junho de 2019.
- (7) Jornal Nossa Santa Catarina (2018). “Robô cirurgião é apresentado no Hospital Santa Isabel em Blumenau”- <https://www.nsctotal.com.br/noticias/robo-cirurgiao-e-apresentado-no-hospital-santa-isabel-em-blumenau>. Acessado em: junho de 2019.
- (8) Trivedi D, Rahn CD, Kier WM, Walker ID. Soft robotics: Biological inspiration, state of the art, and future research. Appl Bionics Biomech. 2008;5(3):99–117.
- (9) Cianchetti M, Ranzani T, Gerboni G, Nanayakkara T, Althoefer K, Dasgupta P, et al. Soft Robotics Technologies to Address Shortcomings in Today’s Minimally Invasive Surgery:



- The STIFF-FLOP Approach. *Soft Robot* [Internet]. 2014;1(2):122–31. Available from: <https://www.liebertpub.com/doi/10.1089/soro.2014.0001>.
- (10) Okamura AM. Haptic Feedback in Robot-Assisted Minimally Invasive Surgery. 2009;102–7. Available from: <https://www.semanticscholar.org/paper/Teleoperation-System-with-Force-Feedback-Joystick-Niksirat-Hassanzadeh/12fb1539181c0da28e5fd7a995d7ca8e0c46af83>.
 - (11) Elsayed Y, Vincensi A, Lekakou C, Geng T, Saaj CM, Ranzani T, et al. Finite Element Analysis and Design Optimization of a Pneumatically Actuating Silicone Module for Robotic Surgery Applications. *Soft Robot*. 2014;1(4):255–62.
 - (12) Arcus AG. Modeling of a Dynamic McKibben Style Muscle System Using Material Properties. 2018;
 - (13) Tondu B, Lopez P, Pires JN, Rodriguez AG, Eduardo N, Rodriguez N, et al. The McKibben muscle and its use in actuating robot-arms showing similarities with human. 2009;24(6):432–9.
 - (14) Tondu B, Lopez P. Modeling and Control of McKibben Artificial Muscle Robot Actuators. *Control Syst*. 2000;20(2):15–38.
 - (15) Tiwana MI, Redmond SJ, Lovell NH. A review of tactile sensing technologies with applications in biomedical engineering. *Sensors Actuators, A Phys* [Internet]. 2012;179:17–31. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.sna.2012.02.051>
 - (16) Hospital Sírio Libanês. “Vantagens e Segurança da Cirurgia Robótica” - <https://www.hospitalsiriolibanes.org.br/hospital/especialidades/centro-cirurgia-robotica/Paginas/vantagens-seguranca-cirurgia-robotica.aspx>. Acessado em: junho de 2019.
 - (17) Ní Annaidh A, Bruyère K, Destrade M, Gilchrist MD, Otténio M. Characterization of the anisotropic mechanical properties of excised human skin. *J Mech Behav Biomed Mater* [Internet]. 2012;5(1):139–48. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2011.08.016>
 - (18) Phatak AS, Day SW, Lamkin-Kennard K. Relationship between force applied and velocity of contraction of air muscles. *ASME Summer Bioeng Biomech Biotransport Conf*. 2016;2 page abstract and poster.
 - (19) MathWorks (2019). “Antagonistic McKibben Muscle Actuator” - <https://www.mathworks.com/help/physmod/hydro/examples/antagonistic-McKibben-muscle-actuator.html>. Acessado em: junho de 2019.
 - (20) Cowin SC, Doty SB. *Tissue Mechanics*. Springer; 2007. 682 p.
 - (21) Mohamed A, Alkhaledi K, Cochran D. Estimation of mechanical properties of soft tissue subjected to dynamic impact. *J Eng Res*. 2014;2(4):87–101.