

DESENVOLVIMENTO DE UM ATUADOR ELÁSTICO EM SÉRIE PARA TRATAMENTO FISIOTERÁPICO DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO

Wilian M. dos Santos^a e Adriano A. G. Siqueira^{a,b}

^aLaboratório de Reabilitação Robótica – Grupo de Mecatrônica, Universidade de São Paulo em São Carlos, São Carlos, SP, Brasil. siqueira@sc.usp.br, wilianmds@sc.usp.br, <http://www.mecatronica.eesc.usp.br/>

^bCentor de Robótica de São Carlos e Centro de Estudos Avançados em Reabilitação, Universidade de São Paulo, SP, Brasil, <http://www.crob.usp.br/>, http://www.fm.usp.br/nap_near/

Palavras Chave: Reabilitação Robótica.

1 INTRODUÇÃO

Neste artigo é apresentado o projeto de um atuador elástico em série para tratamento fisioterápico da articulação do joelho. Para efetivamente auxiliar os movimentos da articulação do joelho e ao mesmo tempo garantir a segurança do paciente tal dispositivo deve ser capaz de gerar grandes torques e ser totalmente complacente com os movimentos do paciente. Atuadores convencionais não atendem os requisitos como baixa impedância de saída, *backdrivability* e resistência a impactos, que são fundamentais para tal aplicação. Uma solução simples e eficaz proposta inicialmente por Pratt e Williamson (1995) são os SEAs (*Series Elastic Actuators*), em que um elemento elástico é intencionalmente introduzido em série entre o motor/redutor e a carga, permitindo dissociar a inércia do motor e outras não linearidades da saída e isolando o sistema de choques introduzidos pela carga. Outra característica importante é que o elemento elástico pode ser utilizado como um sensor de força já que sua deformação é proporcional à força aplicada a carga, ou seja, pode-se calcular a força através da multiplicação da constante elástica da mola pela sua deformação.

Os SEAs são capazes de fornecer grandes torques e permitem a implementação de controle de impedância (Hogan, 1985), estratégia de controle essencial para ajustar a forma de interação entre o dispositivo e o paciente. Por exemplo, se desejarmos que uma órtese ativa forneça torque de apoio somente quando necessário então durante o restante do tempo o SEA deve assumir um comportamento de baixa impedância de modo que a órtese ativa ceda à medida que o paciente exerça força sobre ela. Neste trabalho é apresentado um novo SEA rotacional para o acionamento de uma órtese ativa para auxiliar a flexão/extensão da articulação do joelho durante o tratamento fisioterápico.

2 REQUERIMENTOS

Considerando os dados normalizados do caminhar descrito

por Kirtley, C (2006), a potência máxima exercida pela articulação do joelho é de aproximadamente 0,739 W/kg, com um torque máximo de 0,365 Nm/kg. Como objetivo do projeto a órtese ativa deve ser capaz de suprir 30% do pico de torque do padrão de marcha de uma pessoa saudável com aproximadamente 70 kg, ou seja, o novo SEA deve ser capaz de fornecer um torque de auxílio não inferior a 15 Nm com uma largura de banda mínima de 5 Hz. O projeto final deverá ser o mais compacto possível e sua massa deverá ser menor que 2,0 kg, pois este será montado diretamente na perna do paciente.

3 PROJETO MECÂNICO

Na Figura 1 é apresentada uma vista em corte do SEA rotacional proposto. Este é constituído de um motor DC de 150 W (RE40 da Maxon Motor), com torque máximo contínuo de 0,181 Nm e massa de 0,480 kg, um redutor de velocidade do tipo coroa/pinhão (M1-150 da HPC Gears International Ltd.) com redução de 150:1 e massa de 0,360 kg e uma mola torsional personalizada descrita em detalhes na Seção 3.1.

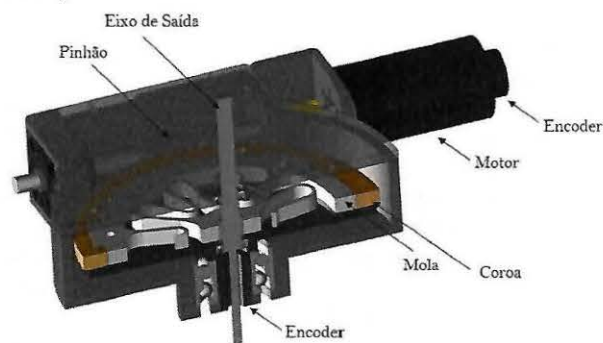


Figura 1: SEA (Vista em corte)

Todas as informações de controle necessárias, isto é, a deformação da mola e a posição do eixo de saída são obtidas através de dois encoders, posicionados no motor e no eixo de saída, com resolução de 4096 pulsos por

revolução (equivalente a 0,0878 graus) no modo de decodificação em quadratura.

3.1 Elemento elástico

O componente mais importante no projeto de um SEA é o elemento elástico sendo assim, este deve ser cuidadosamente concebido. A escolha da constante elástica deve ser tomada considerando a largura de banda para grandes forças levando em conta que baixos valores de impedância e atrito estático são desejados. Em Robinson et al. (1999) é demonstrado que para SEA quanto mais alto o valor da constante elástica maior é a largura de banda para grandes forças, por outro lado baixos valores de impedância e atrito estático requer um baixo valor para a constante elástica. Como recomendado na literatura (Sergi et al. 2012) o valor da constante elástica para SEA destinados a auxiliar os movimentos da articulação do joelho devem estar em torno de 100 a 300 Nm/rad. A partir destas considerações uma rigidez de 200 Nm/rad é considerada como valor alvo deste projeto.

Para atender os requisitos do projeto apresentados na seção 2 o componente elástico deve ser compactos e capazes de suportar grandes torques com uma baixa rigidez intrínseca, no entanto tais características não são encontradas nas molas torcionais disponíveis comercialmente. Por esta razão uma nova topologia de mola torsional foi desenvolvida (Figura 2), esta possui um diâmetro externo de 125 mm.

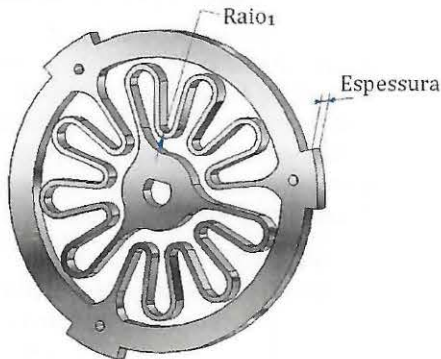


Figura 2: Nova topologia de mola torsional

O material selecionado para confecção da mola torsional é o aço AISI 6150, pois este apresenta boa tenacidade, módulo de elasticidade de 205 GPa e um elevado limite de escoamento de 1320 MPa após tratamento térmico.

Uma análise estática da distribuição de tensão na mola foi realizada através de um programa de análise por elementos finitos para assegurar que a tensão máxima seja menor do que a tensão de falha, definida para este projeto como sendo 50% do limite de escoamento do material, quando esta for submetida ao torque máximo. A análise consistiu em fixar o aro interno da mola enquanto forças tangenciais proporcionais ao torque máximo foram aplicadas no aro externo. Em uma primeira análise foi observado que a tensão máxima está concentrada no Raio₁ (Figura 2). A fim de se encontrar o menor valor de tensão para uma determinada rigidez uma análise interativa foi realizada variando os valores do Raio₁ de 2,5 a 3,5 mm para cada espessura de 5 a 8 mm a um passo de 0,5 mm. As Figuras 3 e 4 apresentam respectivamente as curvas de rigidez e tensão em função da variação destes parâmetros. Pode-se notar que a rigidez é diretamente proporcional e a tensão é inversamente proporcional a estes parâmetros.

Os valores do Raio₁ e da espessura que apresentaram

menor tensão para a rigidez de 200 Nm/rad são respectivamente 2,8 e 8 mm, o valor da tensão é de 541 MPa sendo 18% menor que a tensão de falha.

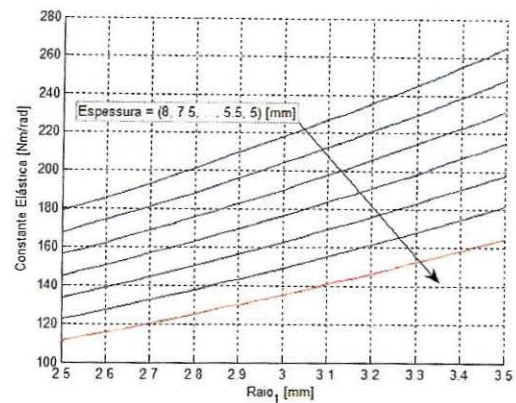


Figura 3: Valores da constante elástica em função da variação dos parâmetros geométricos.

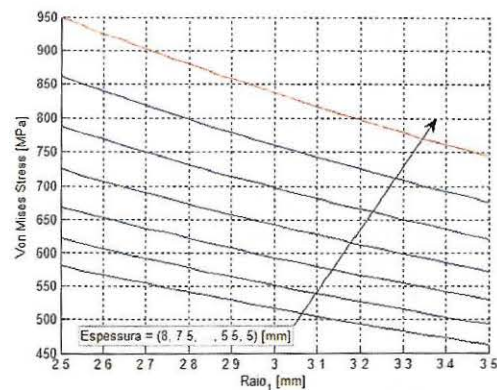


Figura 4: Valores de tensão em função da variação dos parâmetros geométricos.

4 CONCLUSÃO

Este resumo apresentou o projeto de um SEA constituído de uma mola torsional personalizada. Em relação a todos estes aspectos apresentados, pode-se concluir que este atuador é uma alternativa viável para acionar a órtese ativa para auxílio da flexão/extensão da articulação do joelho. O dispositivo está sendo construído, e os resultados experimentais serão publicados em trabalhos futuros.

REFERÊNCIAS

- Hogan, N., Impedance control: An approach to manipulation, *Journal of Dynamic Systems Measure Control*, 1985, (Parts 1-3) pp. 1-24.
- Kirtley, C., Clinical Gait Analysis: theory and practice. Churchill Livingstone, 1ª edição, 2006.
- Pratt, G and Williamson, M., Series Elastic Actuators, *Proceedings of the 1995 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Pittsburgh, USA, 1995, pp. 399-406.
- Robinson, D. W., Pratt, J., Paluska, D. and Pratt G., Series Elastic Actuator Development for a Biomimetic Walking Robot, *Proceeding of 1999 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, Atlanta, USA, 1999, pp. 561-568.
- Sergi, F., Accoto, D., Carpino, G., Tagliamonte, N. L. and Guglielmelli, E., Design and Characterization of a Compact Rotary Series Elastic Actuator for Knee Assistance During Overground Walking, *The Fourth*

*IEEE RAS/EMBS International Conference on
Biomedical Robotics and Biomechatronics*, Roma, Italy,
2012, pp. 1931-1936.