

# Desenvolvimento de um Atuador Elástico em Série para o Acionamento da Junta do Quadril do Exoesqueleto Exo-TAO

Wilian M. dos Santos\* Felix M. Escalante Ortega\*\*  
Adriano A. G. Siqueira\*\*

\* *Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Engenharia, São João da Boa Vista, SP, (e-mail: wilian.santos@unesp.br).*

\*\* *Universidade de São Paulo (USP), Escola de Engenharia de São Carlos (EESC), Departamento de Engenharia Mecânica, São Carlos, SP, (e-mail: siqueira@sc.usp.br).*

---

**Abstract:** This article deals with the design and control of a new rotational series elastic actuator (SEAr) to drive the hip joint of the Exo-TAO exoskeleton. The proposed actuator consists of a flat DC motor, a Harmonic Drive gear and a customized torsion spring. Torque control is implemented to ensure secure and compliant interaction with the user. Experiments with the Exo-TAO, configured with zero impedance, showed that a healthy individual can walk wearing the exoskeleton with reasonable comfort and a near-natural gait pattern.

**Resumo:** Este artigo trata do projeto e controle de um novo atuador elástico em série rotacional (AESr) para o acionamento da junta do quadril do exoesqueleto Exo-TAO. O atuador proposto é constituído de um motor DC “plano”, um redutor harmônico e uma mola torcional personalizada. Um controle de torque é implementado para garantir uma interação segura e complacente com o usuário. Experimentos com o Exo-TAO, configurado com impedância zero, mostraram que um indivíduo saudável pode andar vestindo o exoesqueleto com conforto razoável e padrão de marcha próximo ao natural.

*Keywords:* Robotics; Exoskeleton; Series Elastic Actuator; Torque Control.

*Palavras-chaves:* Robótica; Exoesqueleto; Atuador Elástico em Série; Controle de Torque.

---

## 1. INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de tecnologias para a assistência e reabilitação do caminhar tem despertado grande interesse entre os pesquisadores desde o início do século XXI. Recentemente, um grande número de exoesqueletos de membros inferiores (e órteses ativas) para assistência e reabilitação tem sido desenvolvidos por vários centros de pesquisa ao redor do mundo e relatados na literatura (Contreras-Vidal et al., 2016; Chen et al., 2016).

Exoesqueletos para fins de assistência ou reabilitação devem possibilitar um comportamento complacente com o usuário, a fim de garantir adaptabilidade e segurança durante a interação. Os atuadores tradicionais rígidos e de alta precisão não atendem a esse requisito (Ham et al., 2009; Santis et al., 2008). Uma solução simples e eficaz são os atuadores elásticos em série (AES) onde um elemento elástico é introduzido intencionalmente em série entre o motor/redutor e a carga (Pratt and Williamson, 1995). A inclusão do elemento elástico permite desacoplar a inércia

do motor e outras não linearidades da saída e possibilita uma alta fidelidade no controle de torque utilizando o elemento elástico como sensor de torque.

Neste artigo é apresentado o projeto e controle de um novo atuador elástico em série rotacional (AESr) para o acionamento da junta do quadril do exoesqueleto Exo-TAO que é um exoesqueleto modular que pode ser acionado por diferentes atuadores (dos Santos et al., 2017b). Este artigo está organizado da seguinte forma: na Seção 2 são apresentados os detalhes do projeto mecânico do AESr; na Seção 3 o projeto do controlador de torque; na Seção 4 os resultados experimentais obtidos com o Exo-TAO; e na Seção 5 são apresentadas as conclusões.

## 2. ATUADOR ELÁSTICO EM SÉRIE

Nesta seção são apresentados os requisitos básicos para o projeto do AESr projetado para o acionamento da junta do quadril do exoesqueleto, a descrição detalhada dos principais componentes do sistema e a metodologia adotada para concepção da mola torcional personalizada, bem como a montagem final do dispositivo.

### 2.1 Requisitos de projeto

Os requisitos de projeto são baseados nos dados normalizados descritos por Kirtley (2006). Considerando que a

---

\* Este trabalho foi apoiado pela Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) processo n° 2019/05937-7, pelo Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) processo n° 159338/2018-2 e pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), código financeiro 001, PGPTA, processo n° 3457/2014.

potência máxima exercida pela articulação do quadril é de 0,63 W/kg, com um torque máximo de 0,715 Nm/kg, e o atuador do exoesqueleto deve ser capaz de fornecer 50% do pico de torque do padrão de marcha de um pessoa saudável com aproximadamente 80 kg, o novo atuador deve fornecer uma assistência de torque de aproximadamente 30 Nm. A largura de banda mínima foi determinada através da densidade espectral de potência do torque da articulação durante um ciclo de marcha. Observou-se que aproximadamente 94% da densidade espectral de potência encontram-se na faixa de 0 a 4 Hz. Sendo assim, uma largura de banda mínima de 4 Hz é definida como requisito para o projeto.

O elemento elástico deve ser cuidadosamente projetado, pois é o componente mais importante no AESr. A constante elástica da mola é definida através dos procedimentos de seleção descritos em Robinson (2000). Basicamente, definindo-se limites inferiores e superiores para a constante elástica com base na largura de banda para grandes torques e na baixa impedância de saída desejada, respectivamente. Primeiro, considere o modelo simplificado da Figura 1, que inclui a inércia equivalente,  $J_{eq}$  e amortecimento,  $B_{eq}$ . Nesse ponto, esses valores consideram apenas a inércia e o amortecimento do motor vistos através da transmissão. O torque aplicado à carga no domínio da frequência,  $\tau_l(s)$ , é dado por:

$$\tau_l(s) = \frac{k_s}{J_{eq}s^2 + B_{eq}s + k_s} \tau_m(s) - \frac{k_s(J_{eq}s^2 + B_{eq}s)}{J_{eq}s^2 + B_{eq}s + k_s} \theta_l(s), \quad (1)$$

onde  $\tau_m$  é o torque gerado pelo motor,  $\theta_l$  é a posição da carga e  $k_s$  é a constante elástica da mola.

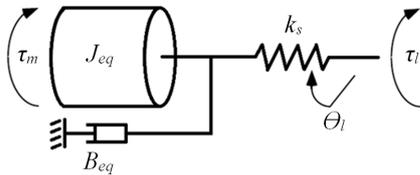


Figura 1. Modelo do Atuador Elástico em Série rotacional

A capacidade do atuador de produzir grandes torques é limitada em frequência pelo torque máximo que o motor pode gerar. Para definir a largura de banda para grandes torques, a posição da carga é considerada fixa e o torque do motor é definido pelo valor máximo  $\tau_{max}$  (torque contínuo máximo da folha de dados do motor). Portanto, a função de transferência de  $\tau_{max}$  para o torque máximo de saída,  $\tau_{l_{max}}$ , é dada por:

$$\frac{\tau_{l_{max}}(s)}{\tau_{max}(s)} = \frac{k_s}{J_{eq}s^2 + B_{eq}s + k_s}. \quad (2)$$

A frequência de saturação, ou seja, a frequência na qual a resposta do sistema começa a cair, é definida em (2) como:

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{k_s}{J_{eq}}}. \quad (3)$$

Portanto, quanto maior a constante elástica da mola, maior a largura de banda para grandes torques. A Equação (3) é usado para definir o limite inferior da constante elástica da mola. A Figura 2(a) mostra as respostas de

frequência para (2) considerando três valores de constante de mola (100 Nm/rad, 300 Nm/rad e 500 Nm/rad) e os parâmetros do motor selecionado.

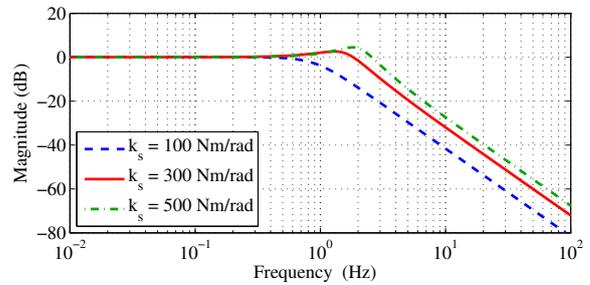
Para analisar a impedância de saída, é definido um controlador proporcional simples ( $\tau_m = K_p(\tau_d - \tau_l)$ ). Assumindo um torque desejado constante na saída ( $\tau_d = \tau_0$ ), a impedância de saída é dada por:

$$\frac{\tau_l(s)}{\theta_l(s)} = -\frac{k_s(J_{eq}s^2 + B_{eq}s)}{J_{eq}s^2 + B_{eq}s + k_s(1 + K_p)}. \quad (4)$$

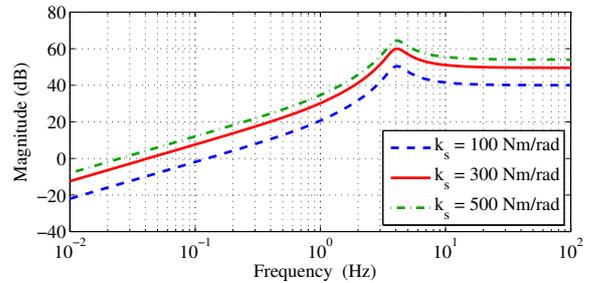
A Figura 2(b) mostra as respostas em frequência para (4). O ganho do controlador  $K_p$  é definido para que a frequência natural controlada,  $\omega_c = \sqrt{k_s(1 + K_p)}/J_{eq}$ , resulte em 5 Hz, a largura de banda mínima desejada de malha fechada. Observe que diminuir  $k_s$  linearmente reduz o perfil de impedância. Além disso, em altas frequências, a impedância de saída converge para o valor da constante da mola. Considerando esse resultado, uma constante de mola de 300 Nm/rad é definida como valor alvo para o projeto. Isso resulta em uma largura de banda para grandes torques em  $\omega_0 = 2,2$  Hz e uma impedância de saída próxima de 0 dB para baixas frequências.

## 2.2 Seleção do motor e do redutor

A máxima potência consumida na articulação do quadril é de 50 W, (Kirtley, 2006). Considerando uma margem de segurança, o motor comercial DC *brushless* de 90 W (Maxon EC90-*flat*), com massa de 600 g, foi selecionado. O rotor, multipolar, além de apresentar boa dissipação de calor, também disponibiliza alto torque na saída, sendo capaz de oferecer um torque contínuo máximo de 533 mNm. A escolha da linha *flat* da Maxon é justificada pelo



(a) Diagrama de Bode para função de transferência de grandes torques



(b) Diagrama de Bode para função de transferência de impedância

Figura 2. Diagrama de Bode da função de transferência de grandes torques e da impedância de saída do AESr

objetivo de minimização de volume do dispositivo, uma vez que tal motor se mostra adequado para projetos com restrição de espaço. O motor também conta com sensores de efeito *Hall* para a comutação da corrente.

No caso do motor selecionado, a velocidade máxima de operação é de 2080 rpm, enquanto que a velocidade angular média da articulação do quadril é de aproximadamente 20 rpm. Sendo assim, um redutor do tipo *harmonic drive* com taxa de redução de 100:1, modelo SHD-25-100-2SH-1, foi selecionado para ajustar a faixa de operação do atuador, devido à alta taxa de redução com mínima folga e baixo atrito. Os principais parâmetros do *harmonic drive* selecionado são apresentados na Tabela 1

Tabela 1. Propriedade do *Harmonic Drive* selecionado

Propriedades	Valores	Unidades
Torque de carga contínua permitido	47	Nm
Limite para torque de pico repetido	110	Nm
Limite para torque médio	75	Nm
Limite para torque de pico momentâneo	184	Nm
Velocidade máxima de entrada	5600	rpm
Limite para velocidade média de entrada	3500	rpm
Momento de inércia	0,282	kgm <sup>2</sup>

Ao se reduzir a velocidade máxima na transmissão, o máximo torque disponibilizado aumenta. Assim, o torque do sistema passa a poder ser amplificado até 53,3 Nm. Devido às baixas folgas do sistema e reduzido impacto, mesmo para altas taxas de redução, a eficiência total da transmissão é elevada, o que permite assumir que a taxa de amplificação de torque seja semelhante à taxa de redução de velocidade.

### 2.3 Mola torcional personalizada

Para atender aos requisitos de projeto apresentados na seção 2.1 a mola torcional personalizada apresentada em dos Santos et al. (2017a) foi aperfeiçoada. Uma vista esquemática em perspectiva da mola torcional é apresentada na Figura 3. Na configuração apresentada, a transferência de torque ocorre entre os dois anéis sendo que a elasticidade é obtida com a interposição de elementos flexíveis entre eles. Observe que os elementos flexíveis foram projetados com a intenção de atuar em pares de compressão e extensão, ou seja, quando um elemento flexível for comprimido, o outro adjacente é estendido, compensando as diferenças entre a compressão e extensão do elementos flexíveis para ambos os sentidos (negativo e positivo) de deformação da mola.

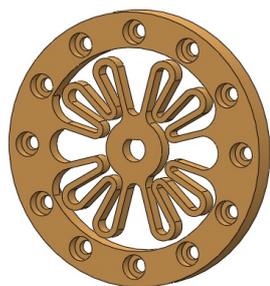


Figura 3. Vista esquemática em perspectiva da mola torcional personalizada

A forma e as dimensões de tais elementos flexíveis foram definidas através de um processo de análise por elementos finitos. O material selecionado para análise e confecção da mola torcional é o aço AISI 6150, pois este apresenta boa tenacidade e um elevado limite de escoamento após tratamento térmico (têmpera e revenimento), Tabela 2.

Tabela 2. Propriedade mecânica do aço AISI 6150 (Walsh, 1999)

Propriedades	Valores	Unidades
Módulo de elasticidade	205	GPa
Limite de escoamento	1320	MPa
Coefficiente de Poisson	0,291	adimensional
Dureza Rockwell	60	HRC
Densidade	7833	kg/m <sup>3</sup>

A mola torcional, mostrada na Figura 4, foi fabricada através de usinagem por eletroerosão a fio (*Wire Electrical Discharge Machining* - WEDM).



Figura 4. Mola torcional personalizada

### 2.4 Análise por elementos finitos

Uma análise estática da distribuição de tensão na mola foi realizada através do Método dos Elementos Finitos (MEF), utilizando o software ANSYS®, para assegurar que a tensão máxima seja menor do que a tensão de falha, definida para este projeto como sendo 90 % do limite de escoamento do material, quando esta for submetida ao torque máximo. A análise por elementos finitos teve também como objetivo a determinação da constante elástica da mola.

A ideia principal do MEF consiste em uma discretização do domínio geométrico da estrutura a qual se quer analisar em sub-regiões de geometria simples. Ao conjunto de sub-regiões dá-se o nome de malha de elementos finitos. A qualidade dos elementos da malha é função de sua regularidade, ou seja, quanto o elemento é equilátero. O elemento utilizado para gerar a malha nesse estudo foi o SOLID 185, hexaédrico definido por oito nós com três graus de liberdade em cada nó (translações nodais em x, y, z), este permite a degeneração em prismas ou tetraedros quando usados em regiões irregulares.

A análise consistiu em fixar o anel interno da mola enquanto forças tangenciais ( $f$ ) proporcionais ao torque máximo ( $\tau_{max}$ ) foram aplicadas no anel externo,

$$f = \frac{\tau_{max}}{2\pi R^2 E}, \quad (5)$$

sendo  $R$  e  $E$  respectivamente o raio e a espessura da mola.

A rigidez é calculada através da razão entre o torque aplicado e a deformação angular correspondente obtida na simulação. O raio externo da mola foi fixado em  $R = 45$  mm definido pelo diâmetro da saída do redutor *harmonic drive*. O valor obtido na simulação para o parâmetro de espessura da mola  $E$  que apresenta menor tensão para a constante elástica ( $k_s$ ) desejada de 300 Nm/rad é de 5 mm.

Nas condições descritas, a tensão máxima de *von Mises stress* obtida pelo MEF aplicando-se um torque de 30 Nm é de 1177 MPa que corresponde a aproximadamente 89 % do limite de escoamento do material, respeitando assim o limite estabelecido nesse projeto para tensão de falha.

### 2.5 Caracterização experimental

A caracterização experimental da mola foi realizada com auxílio do manipulador robótico Kuka KR16 que possui em seu efetuator um sensor de força/torque, (Delta SI-660-60 da ATI *Industrial Automation*) com resolução de 10/1333 Nm e torque nominal de 60 Nm. A parte externa da mola foi fixada na bancada e o centro da mola foi fixado no efetuator do robô, Figura 5. O manipulador robótico foi programado a acompanhar um perfil de posição que consiste em uma sequência de passos (0,10 graus, durante 12 s) em ambos os sentidos (negativo e positivo) nas condições de carga e descarga enquanto que o torque foi medido pelo sensor. O resultado obtido é mostrado na Figura 6. É possível observar uma histerese na curva tensão-deformação em ambos os sentidos da mola. Uma regressão linear foi realizada, fornecendo uma estimativa média para a constante elástica de  $k_s = 266$  Nm/rad.

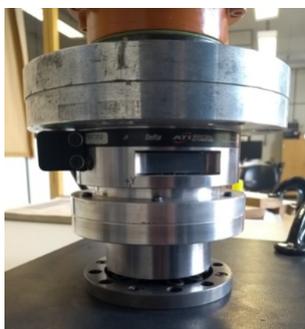


Figura 5. Configuração experimental para caracterização da mola torcional personalizada

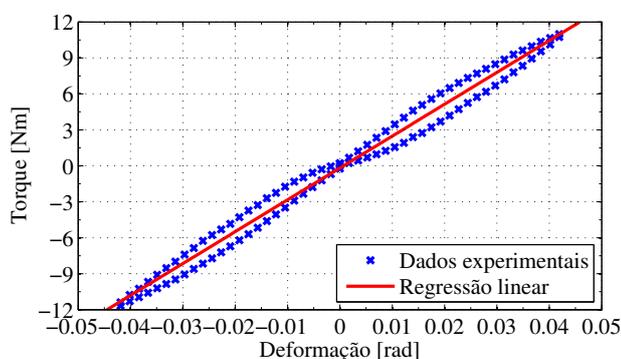


Figura 6. Resultado da caracterização experimental da mola torcional personalizada

A constante elástica da mola, determinada experimentalmente, é aproximadamente 11 % menor que o valor obtido pela análise de elementos finitos. Esta discrepância é provavelmente devido às propriedades reais do material serem diferentes das utilizadas na simulação.

### 2.6 Montagem final

Na Figura 7 é ilustrada uma vista em corte do AESr mostrando os principais componentes, incluindo:

- (1) motor DC “plano” sem escova de 90 W (Maxon EC90-flat);
- (2) redutor de velocidade do tipo *harmonic drive* (SHD-25-100-2SH-1);
- (3) mola torcional personalizada;
- (4) *encoder* magnético AksIM<sup>TM</sup> (Renishaw).

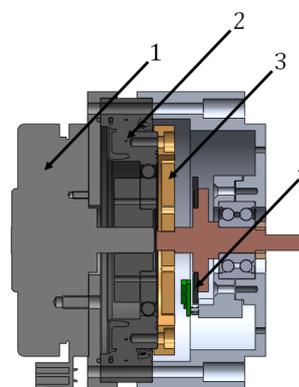


Figura 7. Vista em corte mostrando os principais componentes do atuador

O *encoder* utilizado na saída do atuador, Figura 8, é o *encoder* magnético AksIM<sup>TM</sup> da empresa Renishaw. O AksIM<sup>TM</sup> é um codificador rotativo absoluto de alto desempenho, projetado para integração em aplicações com espaço limitado. Este *encoder* consiste de um anel magnetizado axialmente resistente à corrosão e de uma placa de leitura. Possui um sistema de auto-monitoramento avançado que checka inúmeros parâmetros internos e indica erros, avisos e outros status de forma digital e por meio de LEDs coloridos. É projetado para aplicações industriais e médicas. A aquisição de dados é feita pelo protocolo de comunicação SPI com 16 bits de resolução. Na Figura 8 é apresentado a montagem final do AESr, a massa total é de aproximadamente 2,5 kg.

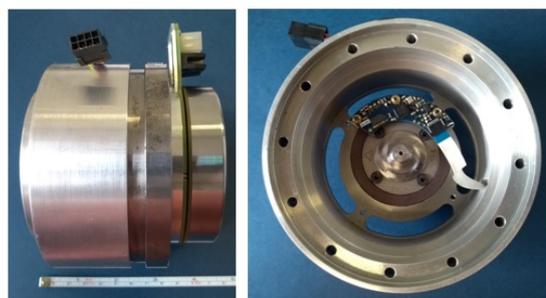


Figura 8. Montagem final do AESr e do *Encoder* magnético AksIM<sup>TM</sup> de saída

### 3. CONTROLE DE TORQUE

Na Figura 9 é apresentado o diagrama de blocos do controle de torque do AESr. O controlador PI foi implementado em um computador convencional através de uma placa NI PCI-8513 CAN/XS e um *driver* de potência denominado EPOS2 70/10 *Positioning Controller*, fabricado pela empresa suíça Maxon Motor. As características de desempenho utilizadas para determinação dos ganhos do controlador são apresentadas na subseção seguinte.

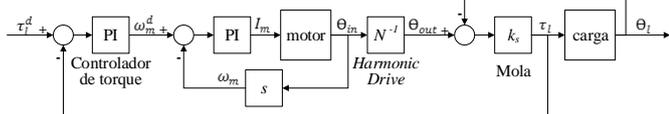


Figura 9. Diagrama de blocos do controle de torque

#### 3.1 Análise da resposta transitória

As características de desempenho do controlador de torque foram especificadas em termos da resposta transitória para uma entrada degrau, os ganhos do controlador foram definidos para uma melhor desempenho de modo a obter respostas rápidas com baixo sobressinal. Deste modo, os parâmetros do controlador foram ajustados empiricamente de maneira que o desempenho da resposta ao degrau apresenta-se um sobressinal máximo inferior a 10 % do valor nominal e um tempo de subida inferior a 50 ms. A resposta ao degrau foi obtida com o bloqueio eixo de saída do AESr. Como pode ser observado na Figura 10, o sistema respondeu com um sobressinal máximo de 6 % e um tempo de subida de 45 ms.

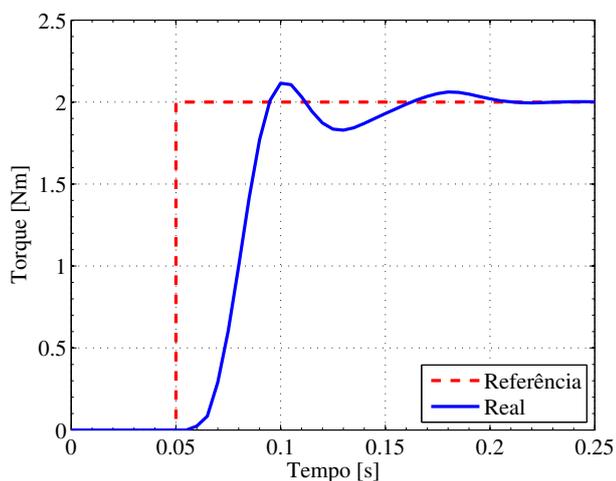


Figura 10. Resposta transitória para entrada degrau

Como uma validação preliminar, o AESr foi programado para seguir um perfil senoidal de torque, com amplitude de 2 Nm e frequência de 0,2 Hz, durante 30 s com o eixo de saída travado. Na Figura 11 é mostrado a média do torque de saída do AESr e o torque de referência (desejado). O AESr segue o torque de referência com erro RMS menor que 5 % e atraso máximo de 100 ms.

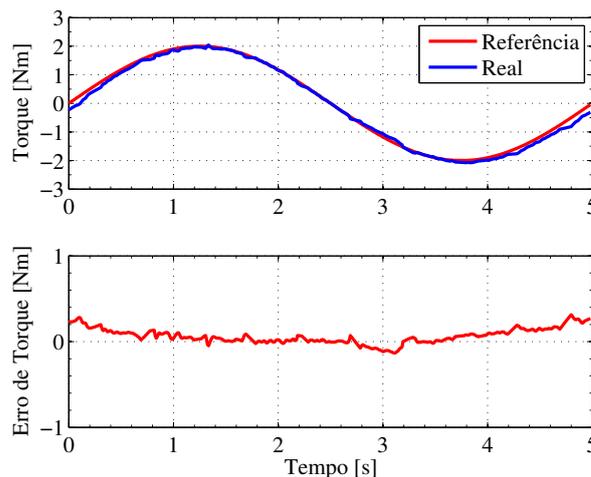


Figura 11. Resposta à entrada senoidal

### 4. EXOESQUELETO EXO-TAO

O Exo-TAO é um exoesqueleto modular formado por seis juntas independentes que podem ser acionadas por diferentes atuadores passivos e/ou ativos (dos Santos et al., 2017b). Neste trabalho, foram construídos dois AESr idênticos para o acionamento das juntas do quadril do Exo-TAO, conforme ilustrado na Figura 12. As juntas dos joelhos foram acionadas por outros dois AESr apresentados em dos Santos et al. (2017a); de Gaitani et al. (2022).



Figura 12. AESr acoplado ao exoesqueleto

Para verificar a atuação complacente dos AESr, um sujeito saudável vestindo o Exo-TAO, configurado com impedância zero, ou seja, com os torques desejados para os atuadores das juntas definidos como zero, foi instruído a caminhar por 2 minutos em uma esteira na velocidade de 2 km/h. As posições angulares e os torques das juntas do quadril e do joelho foram aquisitados. Os primeiros e últimos vinte passos foram descartados da análise. Na Figura 13 são apresentadas as curvas das médias de posição e torque (linhas sólidas), juntamente com o desvio padrão, das juntas do quadril e do joelho direito. Os dados obtidos da perna esquerda são semelhantes e, por isso, foram omitidos. Para fins de comparação, também são apresentadas as curvas

de posição do padrão de marcha de uma pessoa saudável descritas na literatura (linhas tracejadas).

Os resultados mostram que os padrões de caminhada estão relativamente próximos aos descritos na literatura. No entanto, a amplitude de movimento foi reduzida, o que era esperado, uma vez que a dinâmica do Exo-TAO não foi compensada. O exoesqueleto foi configurado com impedância zero e sem compensação de gravidade, portanto, o usuário teve que deslocar toda a massa do exoesqueleto durante o caminhar.

Outra característica importante a ser avaliada no experimento é a complacência dos atuadores, que em outras palavras, é a capacidade de se deslocarem conforme uma ação ativa do usuário. Esta pode ser mensurada pelo torque de interação entre o usuário e o exoesqueleto que, para o caso em que o torque desejado é definido como zero, é o próprio torque medido pela mola do atuador. Na Figura 13 são apresentados os torque medidos para as juntas do quadril e do joelho. Note que ambos os torques de interação são relativamente baixos se comparados com os torques articulares do usuário durante o caminhar que, segundo dados da literatura (Kirtley, 2006), podem chegar a aproximadamente 60 Nm na articulação do quadril e 30 Nm na articulação do joelho, quando considerado uma pessoa com 80 kg.

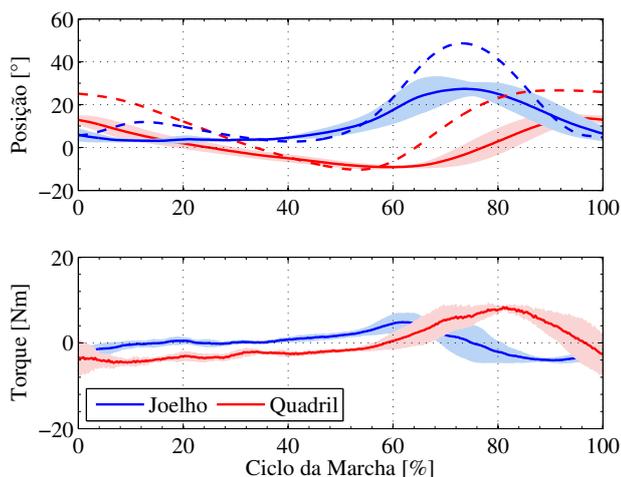


Figura 13. Posição e torque das juntas do quadril e do joelho direito

## 5. CONCLUSÃO

Neste trabalho foi projetado e construído um novo atuador elástico em série rotacional para o acionamento da junta do quadril do exoesqueleto Exo-TAO. O projeto foi realizado com o objetivo de satisfazer um conjunto de requisitos definidos com base nos dados do caminhar descritos na literatura. A montagem final do AESr, constituído de um motor DC “plano”, um redutor harmônico e uma mola torcional personalizada, apresentou uma massa total de aproximadamente 2,5 kg. Um controlador de torque foi implementado para garantir uma interação complacente com o usuário. As características de desempenho do controlador foram especificadas em termos de resposta transitória para uma entrada em degrau. A estratégia de controle adotada apresentou respostas rápidas com baixo sobressinal.

Experimentos com o Exo-TAO, configurado com impedância zero, mostraram que um indivíduo saudável pode caminhar vestindo o exoesqueleto com conforto razoável e padrão de marcha próximo ao natural.

## AGRADECIMENTOS

Este trabalho foi apoiado pela Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) processo n° 2019/05937-7, pelo Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) processo n° 159338/2018-2 e pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), código financeiro 001, PGPTA, processo n° 3457/2014.

## REFERÊNCIAS

- Chen, B., Ma, H., Qin, L.Y., Gao, F., Chan, K.M., Law, S.W., Qin, L., and Liao, W.H. (2016). Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons. *Journal of Orthopaedic Translation*, 5, 26 – 37. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jot.2015.09.007>. Special Issue: Orthopaedic Biomaterials and Devices.
- Contreras-Vidal, J.L., Bhagat, N.A., Brantley, J., Cruz-Garza, J.G., He, Y., Manley, Q., Nakagome, S., Nathan, K., Tan, S.H., Zhu1, F., and Pons, J.L. (2016). Powered exoskeletons for bipedal locomotion after spinal cord injury. *Journal of Neural Engineering*, 13(3), 1–16. doi: 10.1088/1741-2560/13/3/031001.
- de Gaitani, F.H.M., dos Santos, W.M., and Siqueira, A.A.G. (2022). Design and performance analysis of a compact series elastic actuator for exoskeletons. *Journal of Control, Automation and Electrical Systems*, 33, 1012–1021. doi:<https://doi.org/10.1007/s40313-021-00863-1>.
- dos Santos, W.M., Caurin, G.A.P., and Siqueira, A.A.G. (2017a). Design and control of an active knee orthosis driven by a rotary series elastic actuator. *Control Engineering Practice*, 58, 307–318. doi:<https://doi.org/10.1016/j.conengprac.2015.09.008>.
- dos Santos, W.M., Nogueira, S.L., de Oliveira, G.C., Peña, G.G., and Siqueira, A.A.G. (2017b). Design and evaluation of a modular lower limb exoskeleton for rehabilitation. In *2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 447–451. doi:10.1109/ICORR.2017.8009288.
- Ham, R.V., Sugar, T.G., Vanderborght, B., Hollander, K.W., and Lefeber, D. (2009). Compliant actuator designs. *Robotics Automation Magazine, IEEE*, 16(3), 81–94.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. Churchill Livingstone, first edition.
- Pratt, G. and Williamson, M. (1995). Series elastic actuators. In *Proceedings of the 1995 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Pittsburg, PA, USA.
- Robinson, D.W. (2000). *Design and analysis of series elasticity in closed-loop actuator force control*. Ph.D. thesis, Massachusetts Institute of Technology, Massachusetts.
- Santis, A.D., Siciliano, B., Luca, A.D., and Bicchi, A. (2008). An atlas of physical human robot interaction. *Mechanism and Machine Theory*, 43(3), 253–270.
- Walsh, R.A. (1999). *Electromechanical design handbook*. McGraw-Hill, third edition.