

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS

Fabio Henrique Masetto de Gaitani

**Projeto e análise de desempenho de um Atuador Elástico em Série
rotacional para exoesqueletos**

São Carlos

2021

Fabio Henrique Masetto de Gaitani

**Projeto e análise de desempenho de um Atuador Elástico em Série
rotacional para exoesqueletos**

Monografia apresentada ao Curso de Engenharia Mecânica, da Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Engenheiro Mecânico.

Orientador: Prof. Dr. Adriano Almeida
Gonçalves Siqueira

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO,
POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS
DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Dr. Sérgio Rodrigues Fontes da
EESC/USP com os dados inseridos pelo(a) autor(a).

D278p de Gaitani, Fabio Henrique Masetto
Projeto e análise de desempenho de um Atuador
Elástico em Série rotacional para exoesqueletos / Fabio
Henrique Masetto de Gaitani; orientador Adriano Almeida
Gonçalves Siqueira. São Carlos, 2021.

Monografia (Graduação em Engenharia Mecânica) --
Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de
São Paulo, 2021.

1. Atuador Elástico em Série. 2. Exoesqueleto. 3.
Robótica. 4. Reabilitação. 5. Órteses. I. Título.

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Candidato: Fabio Henrique Masetto de Gaitani

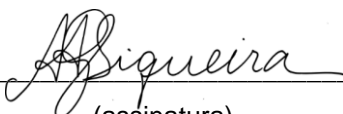
Título: Projeto e análise de desempenho de um Atuador Elástico em Série rotacional para exoesqueletos

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
Escola de Engenharia de São Carlos da
Universidade de São Paulo
Curso de Engenharia Mecânica.

BANCA EXAMINADORA

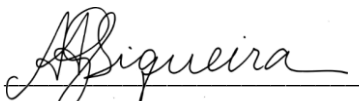
Professor Adriano Almeida Gonçalves Siqueira
(Orientador)

Nota atribuída: 10,0 (dez)


(assinatura)

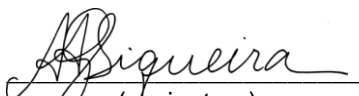
Professor Wilian Miranda dos Santos

Nota atribuída: 10,0 (dez)

p/ 
(assinatura)

Doutor Felix Mauricio Escalante Ortega

Nota atribuída: 10,0 (dez)

p/ 
(assinatura)

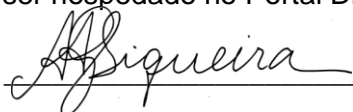
Média: 10,0 (dez)

Resultado: APROVADO

Data: 06/08/2021.

Este trabalho tem condições de ser hospedado no Portal Digital da Biblioteca da EESC

SIM ☒ NÃO ☐ Visto do orientador



RESUMO

DE GAITANI, F. H. M. **Projeto e análise de desempenho de um Atuador Elástico em Série rotacional para exoesqueletos.** 2021. Trabalho de Conclusão de Curso – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2021.

Neste trabalho, um Atuador Elástico em Série rotacional é projetado e avaliado. O atuador proposto será utilizado para atuar nas juntas do exoesqueleto modular ExoTAO (Transparent Active Orthosis), disponível no Laboratório de Reabilitação Robótica da EESC/USP. Este equipamento está sendo desenvolvido para auxiliar na reabilitação de pacientes com dificuldades motoras devido a lesões no sistema nervoso central ou na medula espinhal. A diferença do atuador proposto é a presença de uma mola torcional compacta e customizada, provendo os níveis necessários de torque e de velocidade para atuar no exoesqueleto. Estes níveis foram avaliados considerando as características dos componentes selecionados e padrões de caminhada disponíveis na literatura. Além da análise teórica, foram feitos também experimentos práticos para avaliar sua capacidade de alcançar um controle de torque satisfatório. Resposta em tempo e em frequência mostram que o atuador é capaz de reproduzir os torques necessários para atuar em conjunto com o exoesqueleto ExoTAO, atingindo bons valores de largura de banda.

Palavras-chave: Atuador Elástico em Série. Exoesqueleto. Robótica. Reabilitação. Órteses

ABSTRACT

DE GAITANI, F. H. M. **Design and performance analysis of a Rotary Series Elastic Actuator for exoskeletons.** 2021. Undergraduate Thesis – São Carlos School of Engineering, University of São Paulo, São Carlos, 2021.

In this work, a rotary Series Elastic Actuator is designed and evaluated. The proposed actuator will be used to drive the joints of the modular exoskeleton for lower limbs ExoTAO (Transparent Active Orthosis), available at the Robotic Rehabilitation Laboratory of EESC/USP. This equipment is being developed to assist in the rehabilitation of people with motor disabilities resulting from injuries to the central nervous system or to the spinal cord. The differential of the proposed actuator is the use of a customized and compact torsion spring, providing the necessary levels of torque and velocity to drive the exoskeleton. Such performance levels were evaluated considering the characteristics of the selected components and the gait patterns available in the literature. In addition to the theoretical analysis, experimental tests were also conducted with the actuator in order to evaluate its performance on achieving a satisfactory torque control. Time and frequency responses show the proposed actuator is able to reproduce the necessary torque to drive the exoskeleton ExoTAO, achieving high bandwidth values.

Keywords: Series Elastic Actuator. Exoskeleton. Robotic. Rehabilitation. Orthosis.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Exoesqueleto ExoTAO.....	18
Figura 2 – Atuador Elástico em Série rotacional desenvolvido por Kong et al. (2009).....	21
Figura 3 – Atuador Elástico em Série desenvolvido por Kong et al. (2010).....	22
Figura 4 – Atuador Elástico em Série rotacional desenvolvido por dos Santos et al. (2017). ..	23
Figura 5 – Mola torcional personalizada desenvolvida no projeto.....	24
Figura 6 – Malha utilizada nas simulações estáticas.....	25
Figura 7 – Atuador Elástico em Série rotacional desenvolvido no projeto.....	26
Figura 8 – Dimensões do AESr desenvolvido no projeto (dimensões em mm).....	28
Figura 9 – EPOS 2 70/10.....	28
Figura 10 – Configuração do experimento realizado.....	29
Figura 11 – Junta A6 do robô KUKA.....	30
Figura 12 – Tensão de Von Mises no elemento torcional.....	31
Figura 13 – Deslocamento no elemento torcional.....	32
Figura 14 – Gráfico de torque x velocidade angular na junta do quadril.....	34
Figura 15 – Gráfico de torque x velocidade angular na junta do joelho.....	35
Figura 16 – Gráfico de torque x velocidade angular na junta do tornozelo.....	35
Figura 17 – Atuador usinado e acoplado à junta do exoesqueleto.....	36
Figura 18 – Gráfico de torque x deformação.....	37
Figura 19 – Regressão linear no sentido horário.....	37
Figura 20 – Regressão linear no sentido anti-horário.....	38
Figura 21 – Gráfico de torque x tempo para uma entrada degrau de torque positivo.....	39
Figura 22 – Gráfico de torque x tempo para uma entrada degrau de torque negativo.....	39
Figura 23 – Gráfico de torque x tempo para uma entrada senoidal de 5 N.m.....	40
Figura 24 – Gráfico de torque x tempo para uma entrada senoidal de 10 N.m.....	40
Figura 25 – Gráfico da resposta em frequência.....	41
Figura 26 – Zoom na descontinuidade observada no gráfico de entrada senoidal de 10 N.m.....	41
.....	41

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Componentes e suas respectivas especificações.....	27
---	----

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	17
1.1 Motivação.....	17
1.2 Objetivos.....	18
1.3 Estrutura do Texto.....	19
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	20
2.1 Órteses e Exoesqueletos.....	20
2.1 Atuadores Elásticos em Série.....	21
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	24
3.1 Mola Torcional Personalizada.....	24
3.2 Método dos Elementos Finitos.....	24
3.3 Projeto do Atuador Elástico em Série Rotacional.....	25
3.4 Dispositivos de Controle.....	28
3.5 Verificação Experimental da Rigidez da Mola.....	29
3.6 Controle de Torque.....	30
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	31
4.1 Mola Torcional Personalizada.....	31
4.2 Análise do Torque no Motor.....	33
4.3 Usinagem do Atuador.....	36
4.4 Verificação Experimental da Rigidez da Mola.....	36
4.5 Controle de Torque.....	38
5 CONCLUSÃO.....	42
REFERÊNCIAS.....	43

1 INTRODUÇÃO

1.1 Motivação

A inserção da robótica na área da medicina sofreu grande evolução ao longo dos anos. A utilização de robôs acrescentou melhorias no trabalho de médicos e de outros profissionais da saúde, além de proporcionar uma melhor experiência para os pacientes. O uso dessa ferramenta pode ser bem amplo, auxiliando tanto em cirurgias quanto na reabilitação de pacientes (DÍAZ et al., 2011; LANFRANCO et al., 2004), sendo que a utilização de técnicas de terapia assistida por robôs tem sido intensificada (KWAKKEL et al., 2008; LAUT et al., 2016; PRANGE et al., 2009). A reabilitação de pacientes que sofreram um Acidente Vascular Cerebral (AVC) ou uma lesão medular incompleta são exemplos da aplicação desta terapia. Como vantagem, ela pode proporcionar um melhor controle dos exercícios e dos resultados no tratamento do paciente.

Para um bom desempenho do aparelho robótico na reabilitação, é necessário que o seu atuador possua algumas características fundamentais em seu projeto. É essencial que haja um controle de impedância no robô, ou seja, que seja possível controlar a interação entre o robô e o paciente, para que se possa controlar a resistência do robô ao movimento do paciente, tornando os movimentos mais fáceis ou mais difíceis de serem realizados. Além disso, é interessante que o atuador possua uma largura de banda semelhante à da movimentação muscular e também um baixo atrito.

Com esses pré-requisitos em mente, foi elaborado um Atuador Elástico em Série (AES) e, posteriormente, foi realizada uma análise de desempenho neste atuador, considerando características como o controle do torque e as respostas no tempo e em frequência. Controles estes, necessários para a adequação do atuador na junta do exoesqueleto.

O exoesqueleto citado trata-se do ExoTAO (Figura 1), um exoesqueleto robótico modular para membros inferiores desenvolvido no Laboratório de Reabilitação Robótica da USP. Este exoesqueleto possui três juntas, uma para a articulação do tornozelo, outra para o joelho e uma para o quadril do paciente.

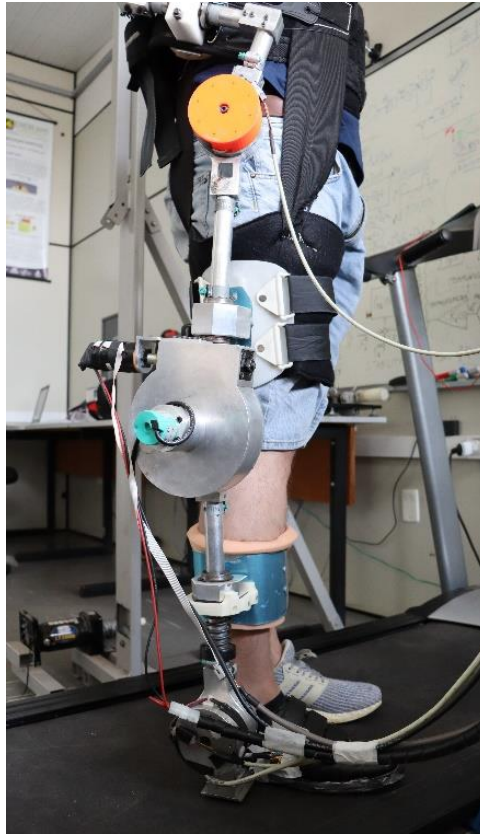


Figura 1 – Exoesqueleto ExoTAO.

Assim, a pretensão é tornar esse atuador, uma alternativa aos atuadores já existentes, inclusive aos desenvolvidos no Laboratório de Reabilitação Robótica da EESC/USP, focando em torná-lo mais compacto e mais leve, sem prejudicar sua resistência mecânica. Dessa forma, os exercícios e a reabilitação serão mais eficientes e os resultados tendem a ser mais satisfatórios.

Além da construção e usinagem do atuador, para seu correto funcionamento e uma possível aplicação do projeto no exoesqueleto, são necessários a realização de controles do sistema de atuação. No caso, foi desenvolvido um controle de torque para auxiliar no correto funcionamento do atuador em alguma das juntas do exoesqueleto.

1.2 Objetivos

Os objetivos do projeto foram realizar os devidos dimensionamentos para construir um Atuador Elástico em Série compacto e realizar um controle de torque no atuador, a fim de acoplá-lo de forma eficaz à junta do exoesqueleto ExoTAO.

1.3 Estrutura do Texto

O trabalho está organizado da seguinte forma:

No Capítulo 2 é apresentada uma revisão bibliográfica dos principais temas relacionados ao trabalho. Como uma revisão sobre órteses, exoesqueletos e Atuadores Elásticos em Série (AES).

No Capítulo 3 são apresentados os materiais utilizados no trabalho e os métodos aplicados nas simulações e testes realizados.

No Capítulo 4 são mostrados os resultados dos testes e análises realizadas no projeto.

Por fim, no Capítulo 5 são apresentadas as conclusões acerca do trabalho realizado.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Órteses e Exoesqueletos

Segundo De Rezende (2006), a palavra órtese tem origem do grego *orthósis*, formada por *orthós*, que significa reto, direto e pelo sufixo *sis*, que expressa ação. Ou seja, *orthósis* é a ação de endireitar, tornar reto.

Ainda de acordo com De Rezende (2006), as órteses são aparelhos de uso externo que têm por finalidade alinhar, prevenir ou corrigir deformidades ou melhorar a função das partes móveis do corpo. As órteses mais comuns e que podem ser vistas no cotidiano são as talas para imobilizar alguma lesão em membros ou mesmo as muletas, que auxiliam na locomoção de pessoas com alguma dificuldade de locomoção.

Porém, há também as chamadas órteses robóticas, que são menos comuns de serem vistas no cotidiano e que auxiliam pacientes com casos mais graves de derrame ou de lesões medulares graves. Essas máquinas podem tanto executar um movimento total para o paciente, sendo este totalmente dependente da órtese ou executar um movimento parcial, auxiliando o paciente em um processo de reabilitação, e permitindo a não dependência da órtese após um certo período de tempo.

Neste trabalho, o foco será em projetar um atuador para essas órteses robóticas que podem ser utilizadas para executar um movimento parcial e auxiliar um paciente no processo de reabilitação após algum derrame, AVC ou lesão medular incompleta. Os aparelhos que permitem essa reabilitação robótica são comumente chamados de exoesqueletos.

O termo exoesqueleto robótico é um pouco mais amplo, e pode ser utilizado para qualquer aparelho robótico (ou seja, que possui alguma programação para realizar um movimento de forma autônoma) que permita melhorar a função das partes móveis do corpo.

Na literatura, já foram feitos vários estudos e desenvolvidos exoesqueletos acerca de vários temas, como exoesqueletos para usos militares (JIA-YANG et al., 2020) ou para usos industriais (DE LOOZE et al., 2016), que possuem como principal função aumentar o desempenho na realização de tarefas que exijam força extrema e prevenir lesões aos usuários.

Porém, conforme descrito anteriormente, o foco do presente trabalho será nos exoesqueletos que possuem a função de auxiliar na reabilitação da locomoção de pacientes. Há também muitos estudos na literatura a respeito do tema e vários tipos de exoesqueletos já foram elaborados com esse propósito (DOLLAR; HERR, 2008; RUIZ et al., 2006).

Esses exoesqueletos citados necessitam de um atuador para permitir a movimentação de seus elos. Esse mecanismo de atuação pode possuir diversas formas e meios de atuação, podendo ser pneumáticos, elétricos, hidráulicos, etc. Os atuadores que são aplicados nos exoesqueletos precisam ter a capacidade de fornecer altos torques enquanto trabalham em altas velocidades (ÖNEN et al., 2013). Por isso, um dos principais meios aplicados na literatura para permitir a movimentação dos elos do exoesqueleto robótico são os Atuadores Elásticos em Série (RAGONESI et al., 2011).

2.2 Atuadores Elásticos em Série

Um Atuador Elástico em Série é composto por um motor com redução, ligado em série com um sistema de molas, conforme descrito por Pratt e Williamson (1995). Este atuador se baseia em adicionar uma série de molas entre o motor e uma carga, sendo que as molas desacoplam a inércia do motor e outras não linearidades da saída do sistema e o isolam de choques gerados pela carga. Além disso, também é possível usar a mola para medir a força aplicada na carga pelo efetuador.

Assim, em Kong et al. (2009) foi desenvolvido um Atuador Elástico em Série rotacional (AESr) para auxiliar a movimentação de membros inferiores, conforme visto na Figura 2. A principal diferença para um AES é a presença de uma mola torcional. Além da mola, também são elementos deste atuador um motor de corrente contínua, um redutor planetário e dois potenciômetros para detectar a deformação na mola e a posição do eixo de saída. Para o arranjo em questão (mola entre o motor e a carga), é necessário que a mola suporte os grandes torques que serão gerados, porém as molas comerciais que possuem alta resistência, também possuem alta rigidez, característica que não é interessante no projeto.

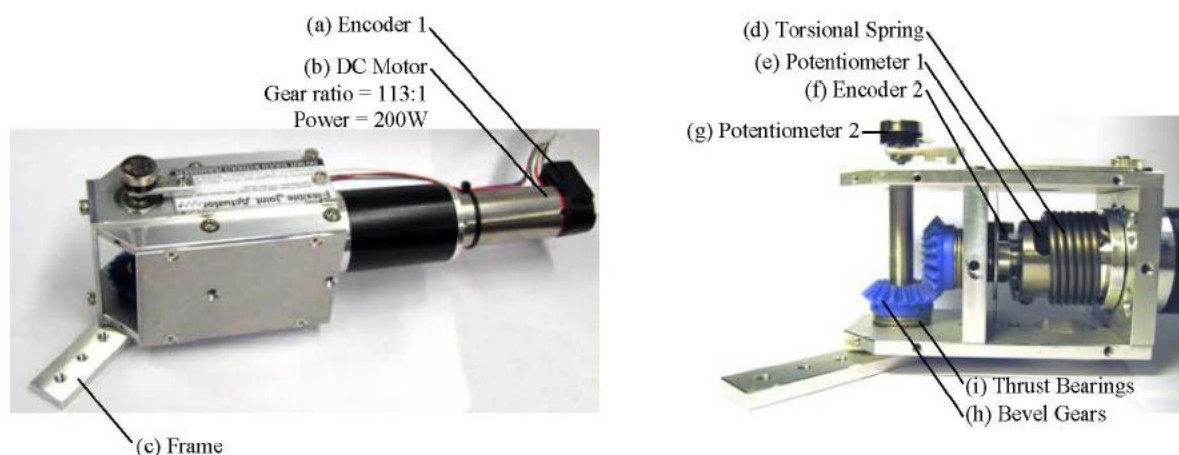


Figura 2 – Atuador Elástico em Série rotacional desenvolvido por Kong et al. (2009).

A utilização de molas com uma rigidez muito alta compromete o sistema, pois dificulta o controle preciso de força. Além disso, as não linearidades de uma mola com alta rigidez não podem ser simplesmente desprezadas. Com isso, foi desenvolvido um novo modelo de um AESr, Figura 3, pelos mesmos autores (KONG et al., 2010). Neste novo modelo, a mola foi inserida entre dois redutores de velocidade, fazendo com que possa ser utilizada uma mola menos resistente e com baixa rigidez. Porém a desvantagem desse sistema é que as não linearidades das engrenagens comprometem a medição do torque, o que acarreta incertezas ao sistema de controle.

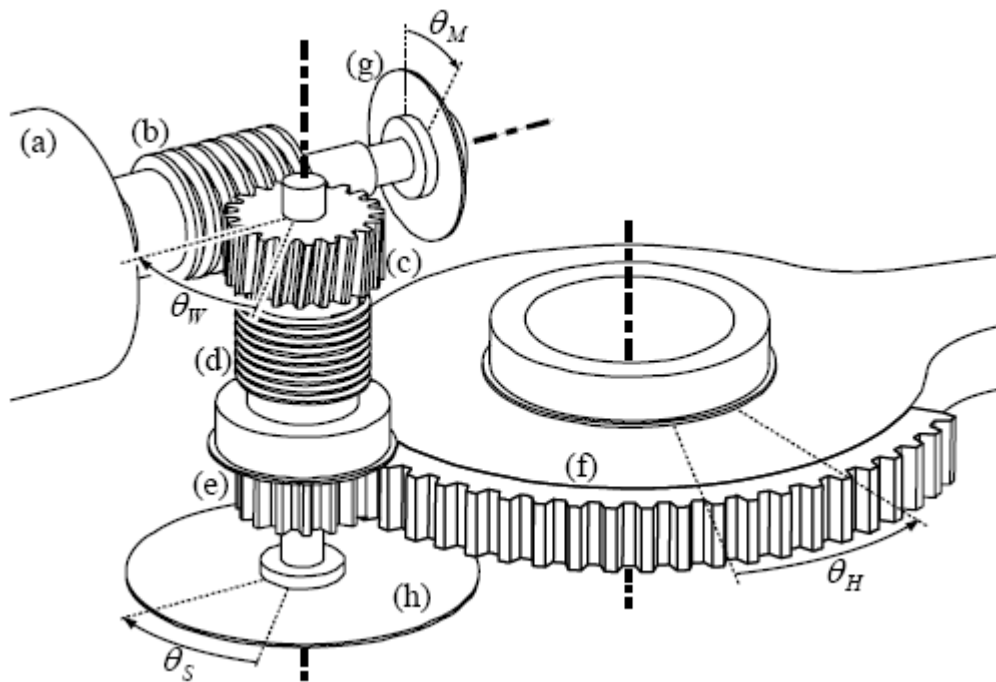


Figura 3 – Atuador Elástico em Série desenvolvido por Kong et al. (2010).

Por fim, outro método que pode ser uma alternativa às dificuldades e desvantagens descritas nos métodos anteriores, é elaborar elementos elásticos personalizados (IRMSCHER et al., 2018). Estes elementos, como são compactos, podem possuir uma grande resistência mecânica sem aumentar muito o valor da rigidez, dessa forma, eles podem ser inseridos entre o motor e a carga. No Laboratório de Reabilitação Robótica da EESC/USP já foram desenvolvidos vários atuadores para uso em exoesqueletos de membros inferiores.

No trabalho de dos Santos, et al. (2017) o atuador possui um motor, um redutor do tipo coroa – rosca sem-fim e uma mola torcional personalizada desenvolvida pelo próprio autor. Dessa forma, ele pode posicionar a mola entre o motor/redutor e a aplicação da carga, medindo tanto a deformação da mola quanto a posição do eixo de saída com precisão.

Na Figura 4 é possível ver uma vista em corte deste atuador com os seus componentes: a) motor de corrente contínua Maxon RE-40; b) redutor de velocidade do tipo coroa – rosca

sem-fim M1-150 da HPC Gears International; c) mola torcional personalizada; d) mancal de rolamentos; e) encoder incremental magneto-resistivo Maxon tipo L; f) encoder incremental óptico-eletrônico Maxon HEDS 5540

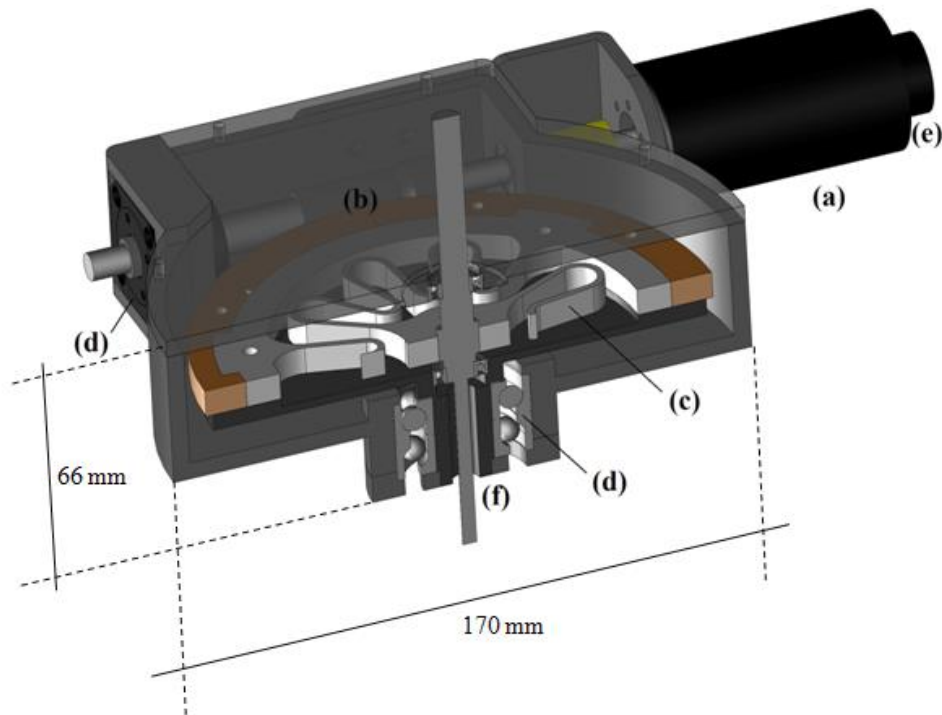


Figura 4 – Atuador Elástico em Série rotacional desenvolvido por dos Santos et al. (2017).

Vários AESr já foram desenvolvidos na literatura considerando a alternativa de utilizar elementos torcionais personalizados (CARPINO et al., 2012; CHEN et al., 2017; LAGODA et al., 2010; PAINE et al., 2015; DOS SANTOS et al. 2017). No atuador projetado este elemento foi devidamente dimensionado para resistir aos torques necessários do movimento da caminhada e procurar otimizar ao máximo as suas dimensões e peso.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Mola Torcional Personalizada

O componente elástico do atuador deve ser resistente para suportar grandes torques, porém deve possuir baixa rigidez, para um controle de força eficaz. Como essas características não são encontradas em conjunto nas molas torcionais disponíveis no mercado, foi desenvolvida uma nova mola torcional que pode ser vista na Figura 5. Para esta mola, a transferência de torque se dá entre dois anéis com diferentes diâmetros, inserindo entre esses dois anéis elementos flexíveis, que irão caracterizar a rigidez da mola. O anel mais externo será fixado à coroa, enquanto o anel interno será fixado por meio de chaveta ao eixo de saída, que será posteriormente conectado ao exoesqueleto ExoTAO.

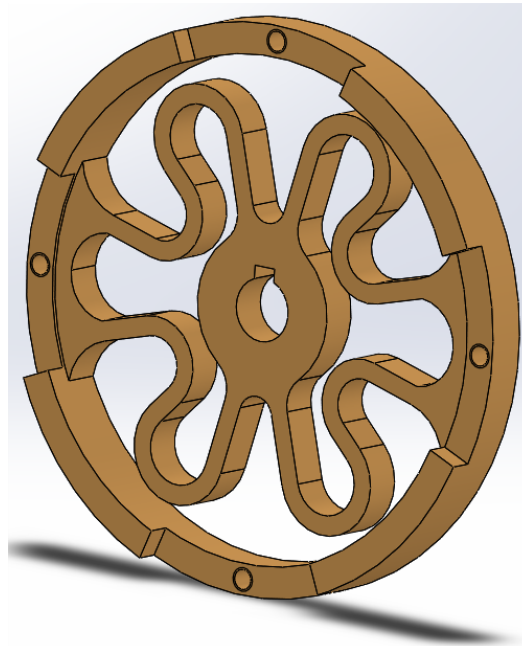


Figura 5 – Mola torcional personalizada desenvolvida no projeto.

3.2 Método dos Elementos Finitos

Para o dimensionamento das molas foi utilizado o software SolidWorks, onde foram realizadas análises estáticas nas molas, a fim de determinar a rigidez e a resistência ao torque de cada elemento. A simulação do software utilizada é baseada no método dos elementos finitos. Este método consiste em dividir o elemento único, no caso a mola, em múltiplos elementos menores, conectados por nós. Na Figura 6, pode-se ver esses elementos gerados pelo programa para a análise em questão e suas características.

Malha Detalhes	
Nome do estudo	Análise estática 1 (-Valor predeterminado-)
Tipo de malha	Malha sólida
Gerador de malhas usado	Malha padrão
Transição automática	Desativada
Incluir loops de malha automáticos	Desativada
Pontos Jacobianos	4 pontos
Tamanho do elemento	1,35275 mm
Tolerância	0,0676373 mm
Qualidade da malha	Alta
Total de nós	56183
Total de elementos	33264
Proporção máxima	4,7776
Porcentagem de elementos com proporção < 3	99,6
Porcentagem de elementos com Proporção > 10	0
% de elementos distorcidos (Jacobiana)	0
Tempo para conclusão da malha (hh:mm:ss)	00:00:05
Nome do computador	



Figura 6 – Malha utilizada nas simulações estáticas.

A análise realizada pelo software é linear, porém se aplica ao problema proposto, pois este possui baixas deformações e o comportamento do material pode ser considerado linearmente elástico. Após gerar os elementos, são adicionadas as variáveis de entrada, nesse caso a força que a mola irá sofrer. A partir dessas entradas são feitos os cálculos das características de saída necessárias nesses diversos elementos em que a peça foi dividida, gerando posteriormente os resultados gráficos necessários.

3.3 Projeto do Atuador Elástico em Série Rotacional

Tendo em vista todos os métodos já realizados na literatura conforme descrito nas seções anteriores, foi desenvolvido um novo AESr, tendo uma configuração das molas em paralelo, a fim de aumentar a resistência ao alto torque exigido.

Conforme pode ser observado na Figura 7, o atuador possui três eixos (c, h e m) que foram devidamente dimensionados para resistir aos esforços de torção em torno do eixo z. Além dos eixos, o atuador possui dois rolamentos (b) dimensionados para evitarem a rotação dos eixos em torno do eixo x e do eixo y. A fixação das molas e da coroa aos seus respectivos eixos foi feita por meio de chavetas.

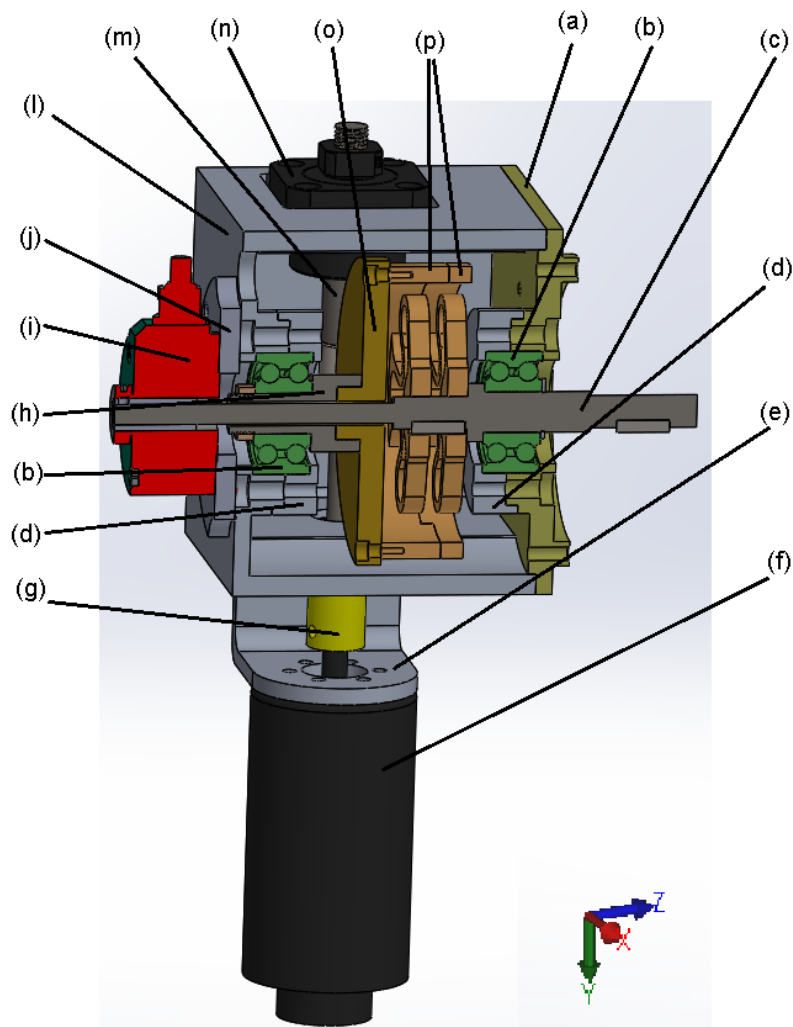


Figura 7 – Atuador Elástico em Série rotacional desenvolvido no projeto.

O eixo mais ao fundo da imagem (m) possui dois apoios, um mancal (n) e um rolamento colocado entre o eixo e a carcaça do atuador, e é conectado ao motor por meio de um acoplamento elástico (g), segurando o pinhão na posição ideal para o correto funcionamento da redução pinhão – coroa. Esta redução foi calculada para ter uma relação de 150:1. O motor é fixado à carcaça do atuador por meio de uma peça produzida especificamente para esse fim (e).

O sistema de molas foi configurado para funcionar em paralelo, ou seja, as molas são conectadas ao mesmo eixo de saída e ao mesmo eixo de entrada, dobrando a resistência ao torque. Dessa forma, a mola individualmente não precisa ter uma resistência tão alta. Porém, ao usar essa configuração a rigidez também dobra, sendo assim cada mola precisa ter uma rigidez bem baixa, para que a rigidez equivalente seja eficiente para o projeto.

Por fim, para registrar com eficácia a posição do eixo de saída foi utilizado um encoder incremental (i).

Na Tabela 1 pode-se ver a letra correspondente na Figura 7 para cada componente e também a especificação de todos os elementos pré-determinados e comprados para o atuador.

Tabela 1 – Componentes e suas respectivas especificações.

Componentes	Letra correspondente	Especificação
Tampa	(a)	
Rolamento	(b)	SKF – 3200 ATN9
Eixo mola	(c)	
Mancal	(d)	
Suporte do motor	(e)	
Motor	(f)	RE40 Maxon
Acoplamento elástico	(g)	
Eixo da coroa	(h)	
Encoder	(i)	THI40N-1CAK2R6TN- 00500
Suporte do encoder	(j)	
Carcaça	(l)	
Eixo do motor	(m)	
Rolamento do motor	(n)	
Coroa	(o)	HPC ABM0.5-150
Molas	(p)	
Pinhão		HPC W0.5-1

Por fim, pode-se ver na Figura 8 as dimensões principais do novo atuador projetado.

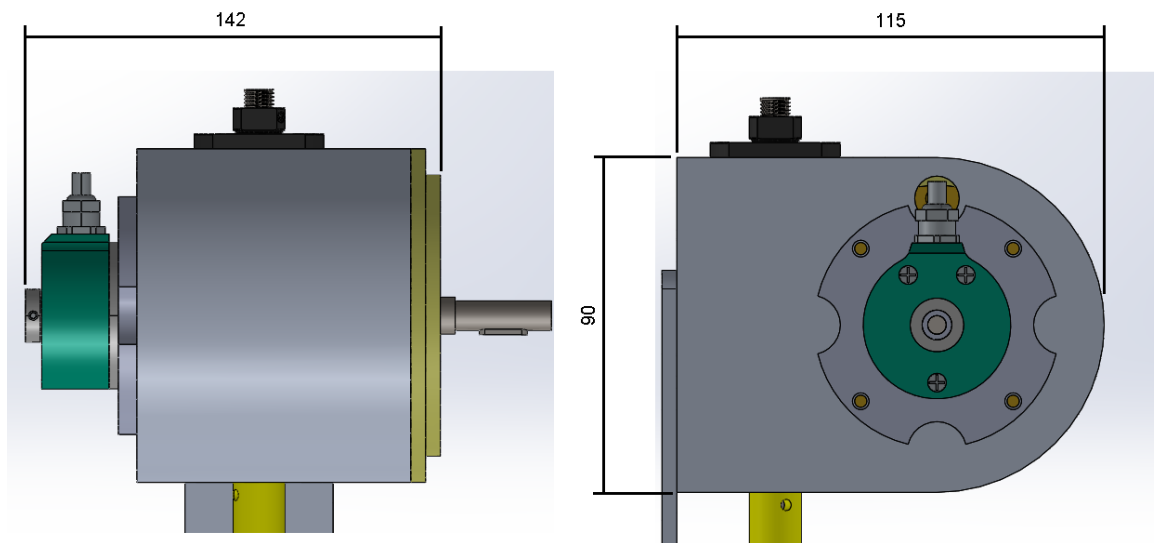


Figura 8 – Dimensões do AESr desenvolvido no projeto (dimensões em mm).

3.4 Dispositivos de Controle

Para realizar o sistema de controle no atuador proposto foi necessário a utilização de duas EPOS 2 70/10 (Figura 9) fabricadas pela Maxon Motor e uma placa CAN fabricada pela National Instruments. As EPOS são utilizadas para verificar a posição dos encoders, uma para o encoder acoplado ao motor e outra para o encoder acoplado ao eixo de saída do atuador. A comunicação entre todos os dispositivos é feita por meio de softwares apropriados para o seu uso, que já vem em conjunto com os materiais citados.



Figura 9 – EPOS 2 70/10.

3.5 Verificação Experimental da Rigidez da Mola

Com o atuador usinado, um experimento foi realizado a fim de medir o real valor da rigidez da mola utilizada no atuador. Para o experimento, foi utilizado o robô industrial KUKA KR16, este robô possui 6 juntas que podem ser movidas independentemente. Para realizar o experimento, o atuador foi fixado a uma mesa dentro do raio de ação do robô mencionado e o seu eixo de saída foi acoplado ao efetuador final do robô KUKA, onde também estava conectado um sensor de força. Esta configuração pode ser vista na Figura 10.



Figura 10 – Configuração do experimento realizado.

Com esta composição, um programa foi implementado utilizando a linguagem de programação do próprio robô, denominada KRL (KUKA Robot Language). O programa foi configurado para ativar apenas a junta A6 do robô (Figura 11) e rotacioná-la $2,5^\circ$ no sentido horário e $2,5^\circ$ no sentido anti-horário. Enquanto o robô rotaciona a sua junta, o sensor de força mede a força aplicada e gera um gráfico de torque por posição. A partir desse gráfico foi possível realizar uma regressão linear e determinar a rigidez da mola de forma experimental.



Figura 11 – Junta A6 do robô KUKA.

3.6 Controle de Torque

Para implementar o controle de torque no AES, foi utilizado um programa desenvolvido por Jardim (2009) em C++ através do programa Microsoft Visual Studio presente no computador do laboratório. Com o auxílio desse programa, foi implementado um controle de torque PI.

No programa foi possível definir os valores dos ganhos proporcional e integrativo. Para a correta realização do método de controle, o eixo de saída do atuador foi fixado, impedindo a sua movimentação.

Primeiramente foram ajustados os valores dos ganhos proporcional e integrativo e também o valor da rigidez da mola. Nos testes iniciais, foi dada uma entrada degrau para o torque de referência, com os valores de 5 N.m e 10 N.m e em um segundo teste foram repetidos esses valores, porém no sentido negativo. Após, foram feitos testes utilizando uma entrada senoidal de 5 N.m e 10 N.m e, para finalizar os testes da aplicação do controle de torque, foi realizada uma resposta em frequência, usando um sinal Chirp de 0 a 20 Hz com uma amplitude de 5 a 10 N.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Mola Torcional Personalizada

Conforme descrito no Capítulo 3, foram feitas análises estáticas no elemento elástico para definir a resistência máxima ao torque e a rigidez da mola. Para a realização das análises, foi modelada uma força a ser aplicada no anel externo da mola, enquanto o centro, onde o eixo é montado, foi modelado como um suporte fixo. Todas as análises foram feitas utilizando o software SolidWorks.

Para a análise da resistência do elemento elástico ao torque, foram analisados casos com diferentes forças sendo aplicadas na mola e observados os resultados gráficos da tensão de Von Mises. Um dos testes está representado na Figura 12, onde foi realizado o teste aplicando uma força de 700 N no anel externo da mola, o que equivale a um torque de 25,2 N.m. Os resultados mostram uma tensão de $5,982 \times 10^8$ Pa que é suportada pela mola com um coeficiente de segurança igual a 1,17.

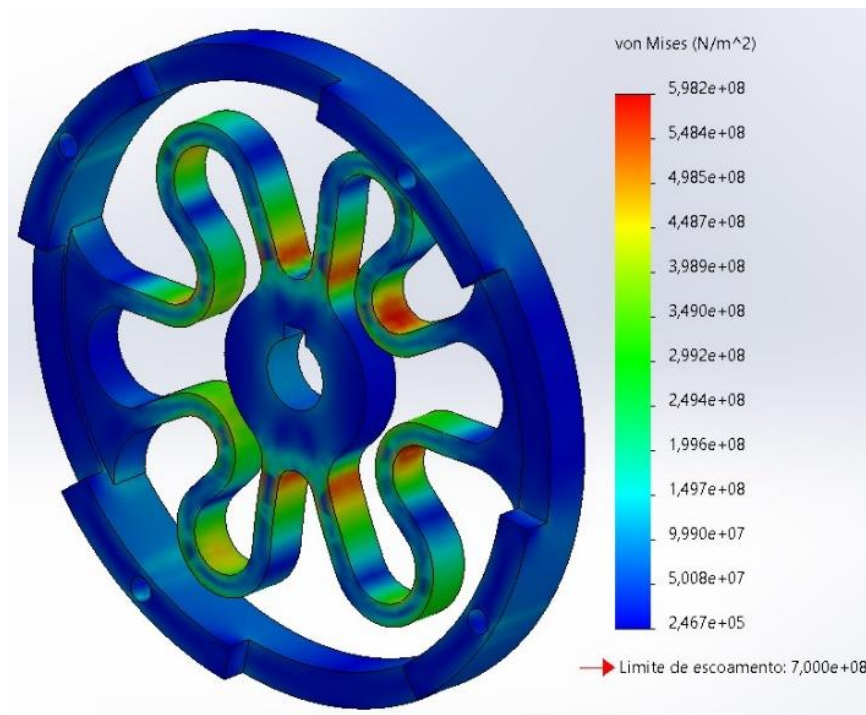


Figura 12 – Tensão de Von Mises no elemento torcional.

Para o cálculo da rigidez da mola, foi aplicada novamente aplicada uma força no anel externo da mola. Neste caso, foi utilizada uma força de módulo igual a 500 N. Com isso, foram analisados os resultados gráficos de deslocamento presentes na Figura 13.

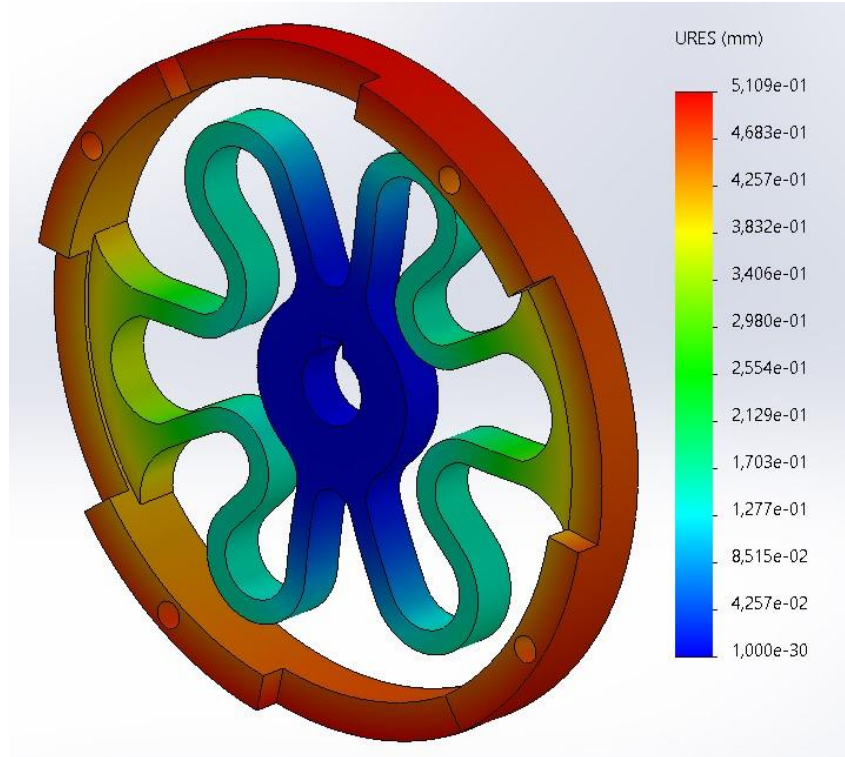


Figura 13 – Deslocamento no elemento torcional.

Para chegar no valor requerido são necessárias várias equações, primeiramente foi calculado o torque aplicado na mola por (1):

$$T = r \times F, \quad (1)$$

sendo T o torque aplicado na mola, r o raio da mola, que vale 36 mm e F a força programada para atuar na mola na análise.

Para converter a deformação em um ângulo, em radianos:

$$\theta = d/r, \quad (2)$$

onde θ é o ângulo de deformação, em radianos, d a máxima deformação calculada pela análise estática, em mm, e r definido em (1). Após ter o ângulo de deformação, foi calculada a constante elástica da mola usando (3):

$$K = T/\theta, \quad (3)$$

sendo K a constante elástica da mola, em N.m/rad, enquanto T e θ já foram previamente definidos.

Com os cálculos devidamente realizados foi possível determinar que a mola personalizada possui uma constante elástica de, aproximadamente, 130 N.m/rad. Vale ressaltar que para fins de certificação, o cálculo não foi realizado apenas uma vez com uma análise estática. Foram realizadas várias análises com diferentes forças e calculadas várias constantes elásticas.

Por fim, foi calculada a rigidez e a resistência do conjunto de molas conectado em paralelo. Para isso foi usado (4) e (5):

$$T_{m\acute{a}x,conj} = 2 \times T_{m\acute{a}x,mola}, \quad (4)$$

sendo que $T_{m\acute{a}x,conj}$ se refere ao máximo torque suportado pelo conjunto de molas em paralelo e $T_{m\acute{a}x,mola}$ se refere ao máximo torque suportado por uma mola, e conforme definido, vale 25 N.m. Assim, foi calculado que o máximo torque que o conjunto pode suportar é de 50 N.m. Já a constante elástica do conjunto de molas é dada por:

$$K_{conj} = 2 \times K, \quad (5)$$

sendo K_{conj} , conforme os cálculos realizados, igual a 260 N.m/rad.

Portanto, o conjunto de molas possui características adequadas para o seu uso em um AESr, pois possui alta resistência a torques e uma baixa rigidez, proporcionando uma melhor precisão nos cálculos de posição do eixo e da força aplicada.

4.2 Análise do Torque no Motor

Além do cálculo da mola torcional personalizada foi realizado também um cálculo do torque necessário pelo motor para atender as características do movimento da caminhada.

Para isso foram utilizados dados fornecidos por Kirtley (2006). Com esses dados para o tornozelo, para o joelho e para o quadril foi possível realizar um cálculo inverso para chegar ao torque necessário no motor, e com isso, comparar com o motor utilizado no atuador projetado.

Para os cálculos foram definidos alguns valores, como a eficiência ($\varepsilon = 0,7$) e a redução ($r = 150$) da redução coroa-pinhão. Para calcular a velocidade angular do motor, em rpm, (ω_{motor}) para cada articulação, foi utilizada a seguinte expressão:

$$\omega_{motor} = \omega \times r, \quad (6)$$

sendo ω a velocidade angular, em rpm, de cada articulação, conforme o trabalho de Kirtley (2006). Além da velocidade angular, foi calculado também o torque do motor, em mN.m, (T_{motor}) para cada articulação, conforme abaixo:

$$T_{motor} = T / (r \times \varepsilon), \quad (7)$$

sendo T o torque exercido por cada articulação, em mN.m, conforme Kirtley (2006).

Com isso, foi possível gerar gráficos para cada articulação, do torque necessário pelo motor, em mN.m, pela velocidade angular, em rpm (linha azul). Em todos os gráficos foi traçada a curva ideal do motor (linha verde) e a linha de torque contínuo máximo (linha tracejada em azul). Na Figura 14, pode-se observar o resultado para o quadril, na Figura 15, para o joelho e, por fim, na Figura 16, para o tornozelo.

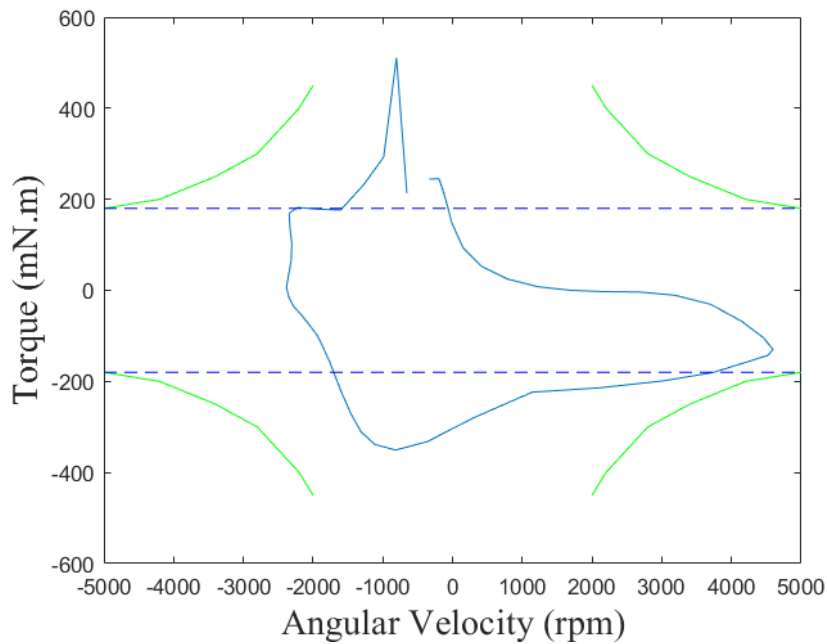


Figura 14 – Gráfico de torque x velocidade angular na junta do quadril.

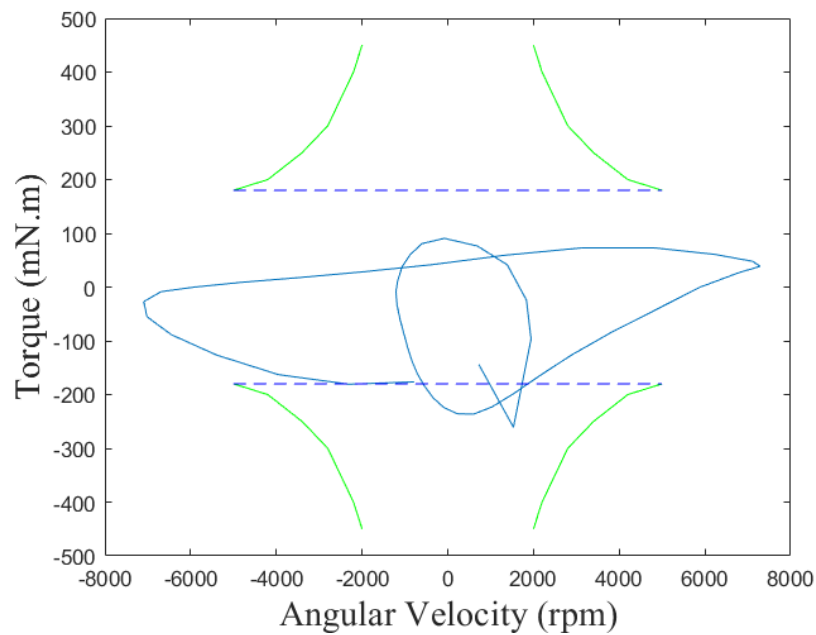


Figura 15 - Gráfico de torque x velocidade angular na junta do joelho.

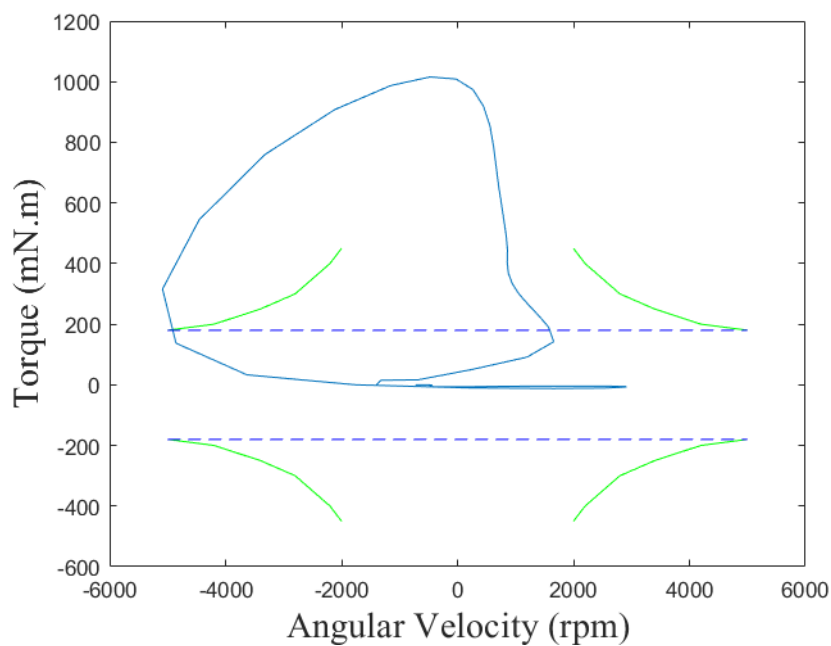


Figura 16 - Gráfico de torque x velocidade angular na junta do tornozelo.

Conforme pode ser visto, para o quadril e para o joelho, o torque permanece em sua maior parte dentro da faixa ideal de torque contínuo (entre as linhas tracejadas), com picos em determinadas rotações. Sendo assim, é possível utilizar o motor para o controle dessas duas juntas. Entretanto, para o tornozelo, o torque possui a sua maior parte acima do torque máximo suportado pelo motor. Sendo assim, o atuador poderá ser utilizado para a junta do tornozelo apenas em determinados períodos da caminhada. Como o exoesqueleto será

utilizado para reabilitação, esta limitação poderá ser ajustada ao caminhar do paciente conforme a sua necessidade.

4.3 Usinagem do Atuador

A partir do projeto desenvolvido, o atuador proposto foi usinado em uma ferramentaria própria para a sua fabricação, na Figura 17 é possível ver a parte interna do atuador com os elementos elásticos personalizados que foram desenvolvidos e o atuador montado, juntamente da junta do exoesqueleto.



Figura 17 – Atuador usinado e acoplado à junta do exoesqueleto ExoTAO.

4.4 Verificação Experimental da Rigidez da Mola

Conforme descrito na Seção 3.5, um teste foi realizado a fim de determinar a rigidez experimental da mola. Após realizar o teste, foi gerado a partir do programa um gráfico de torque por posição, mostrado na Figura 18.

Para calcular a rigidez da mola foi feita uma regressão linear no gráfico da Figura 18 e a inclinação da reta fornece a rigidez da mola. Como pode ser visto nas Figuras 19 e 20, foram encontrados dois diferentes valores para a rigidez da mola, um no sentido horário (Figura 19) e outro no sentido anti-horário (Figura 20). Portanto, no sentido horário a rigidez observada experimentalmente foi de 331,3 N.m/rad, enquanto no sentido anti-horário foi de

214,4 N.m/rad. Para efeitos do controle de torque que será explicado na próxima seção, foi considerado um valor médio de 272,85 N.m/rad.

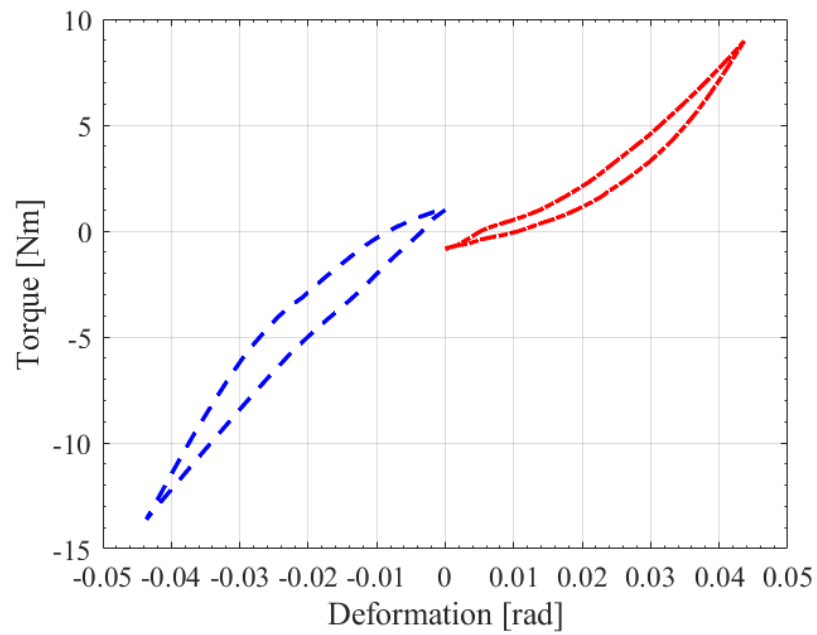


Figura 18 – Gráfico de torque x deformação.

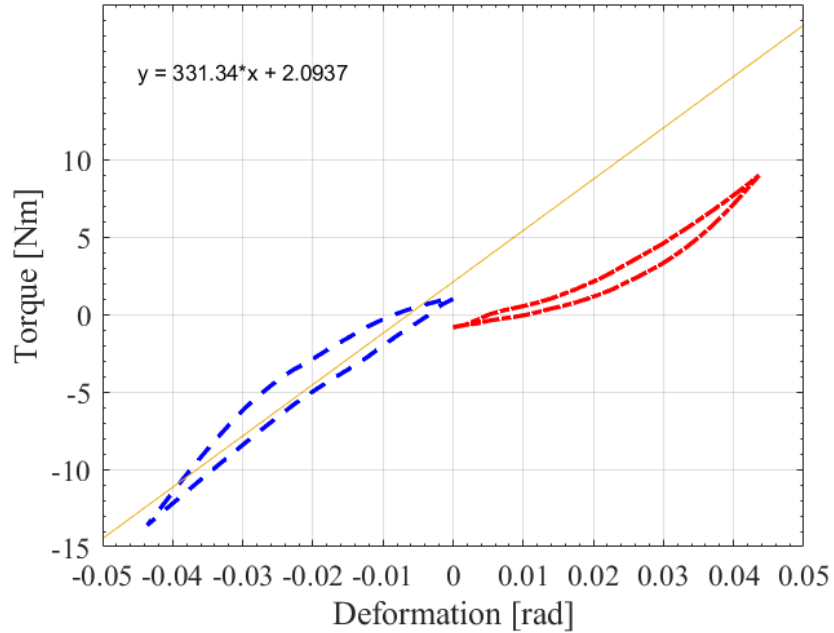


Figura 19 – Regressão linear no sentido horário.

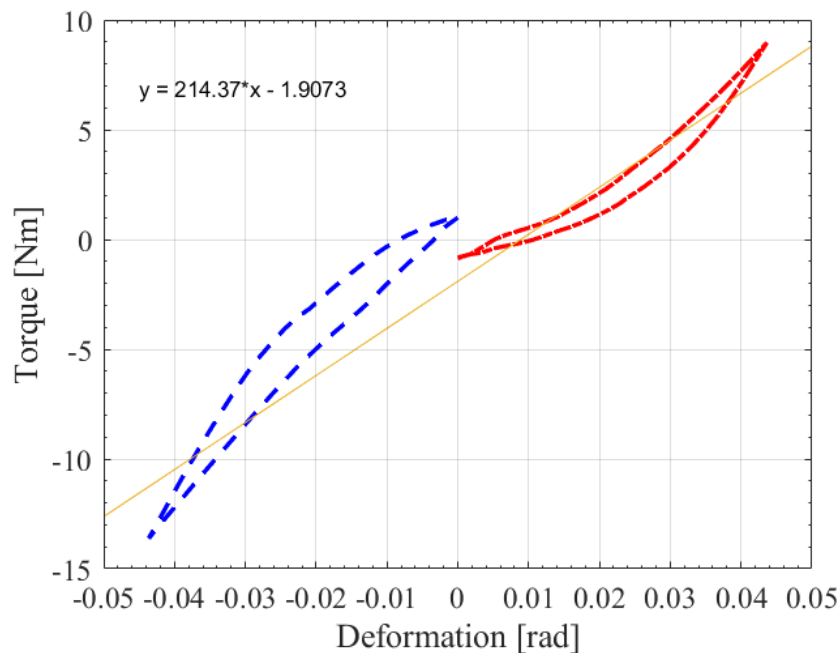


Figura 20 – Regressão linear no sentido anti-horário.

Comparando os resultados obtidos com a simulação em elementos finitos e com o modelo experimental é possível concluir que as simulações foram bem condizentes com o modelo real e aproximaram de forma satisfatória o valor real da rigidez do elemento elástico.

4.5 Controle de Torque

Para a realização do controle de torque no atuador, primeiramente foram definidos alguns valores essenciais para o funcionamento correto do sistema de controle. A rigidez da mola utilizada nesse controle foi o valor médio definido anteriormente na Seção 4.4 como 272,85 N.m/rad. Além da rigidez, foram ajustados os valores de ganho como sendo 200 para o proporcional e 4 para o integrativo.

Nos testes iniciais, foi dada uma entrada degrau para o torque de referência, com os valores de 5 N.m e 10 N.m (Figura 21) e em um segundo teste foram repetidos esses valores, porém agora no sentido negativo (Figura 22). Após, foram feitos testes utilizando uma entrada senoidal de 5 N.m e 10 N.m, os resultados podem ser vistos respectivamente, nas Figuras 23 e 24.

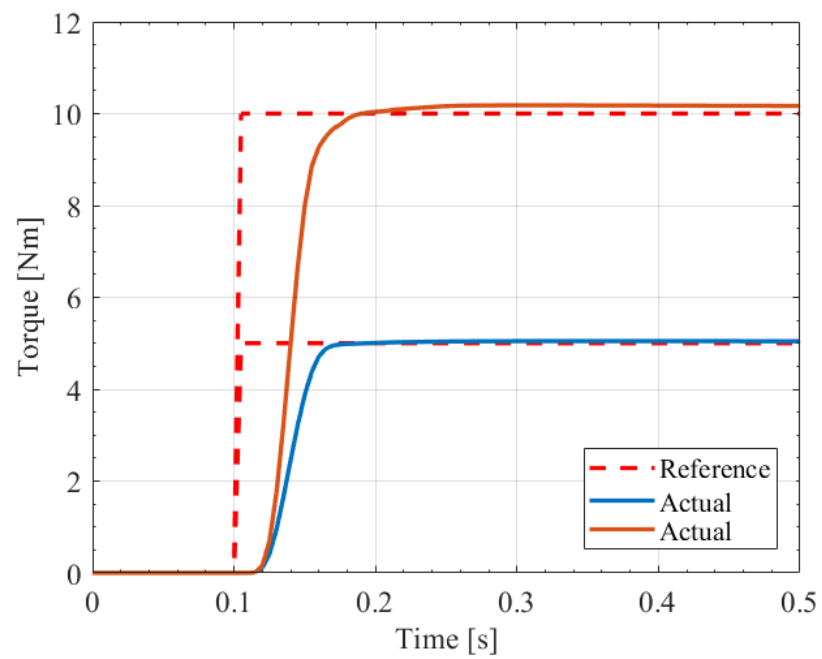


Figura 21 – Gráfico de torque x tempo para uma entrada degrau de torque positivo.

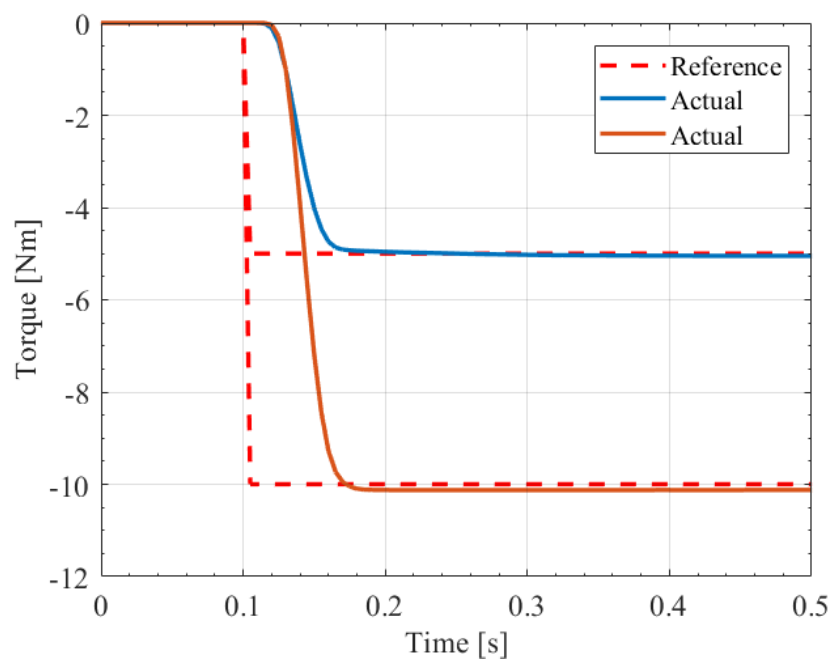


Figura 22 - Gráfico de torque x tempo para uma entrada degrau de torque negativo.

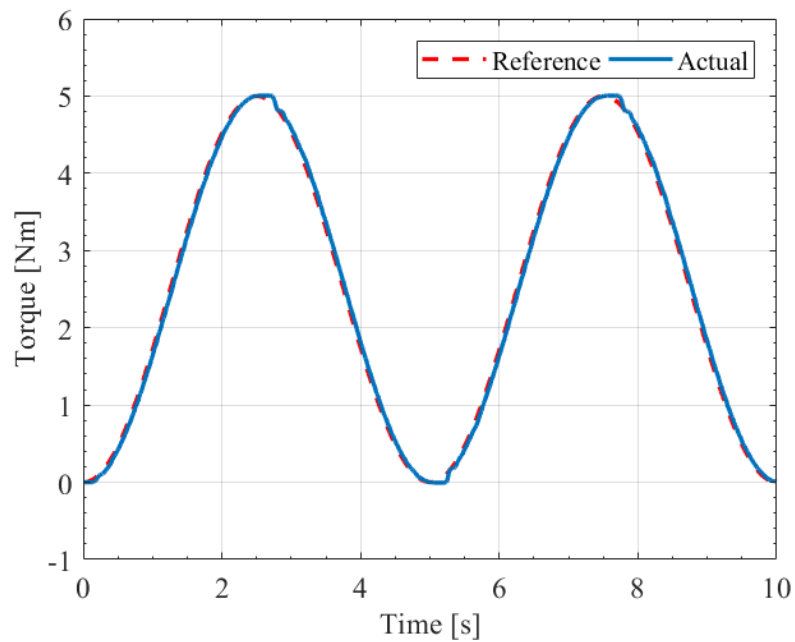


Figura 23 – Gráfico de torque x tempo para uma entrada senoidal de 5 N.m.

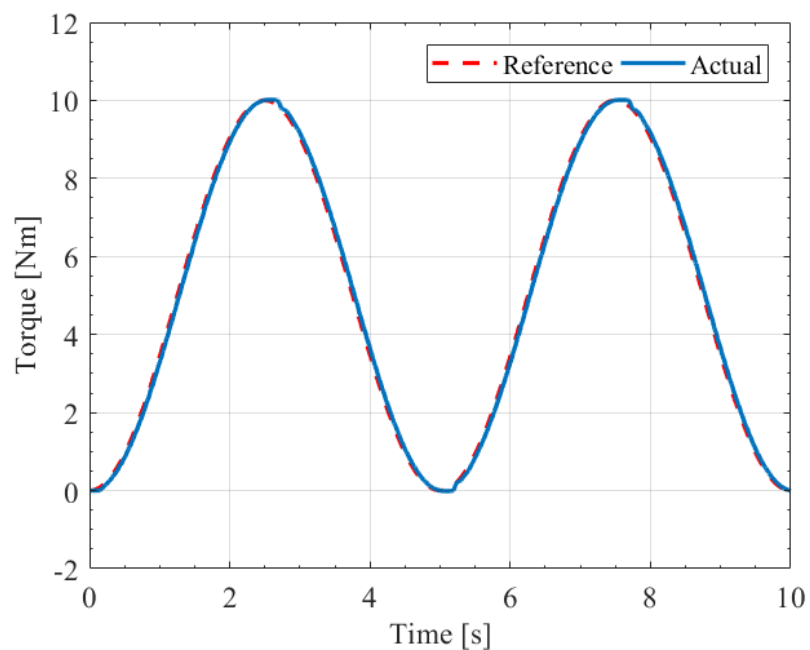


Figura 24 - Gráfico de torque x tempo para uma entrada senoidal de 10 N.m.

Para finalizar os testes do controle de torque, foi realizada uma resposta em frequência, usando um sinal Chirp de 0 a 20 Hz com uma amplitude de 5 a 10 N.m (Figura 25). É importante notar que quanto menor o torque, maior será a largura de banda do atuador. Para um torque de 5 N.m, a largura de banda foi de, aproximadamente, 14,5 Hz e para um torque de 10 N.m a largura de banda foi de 12,4 Hz.

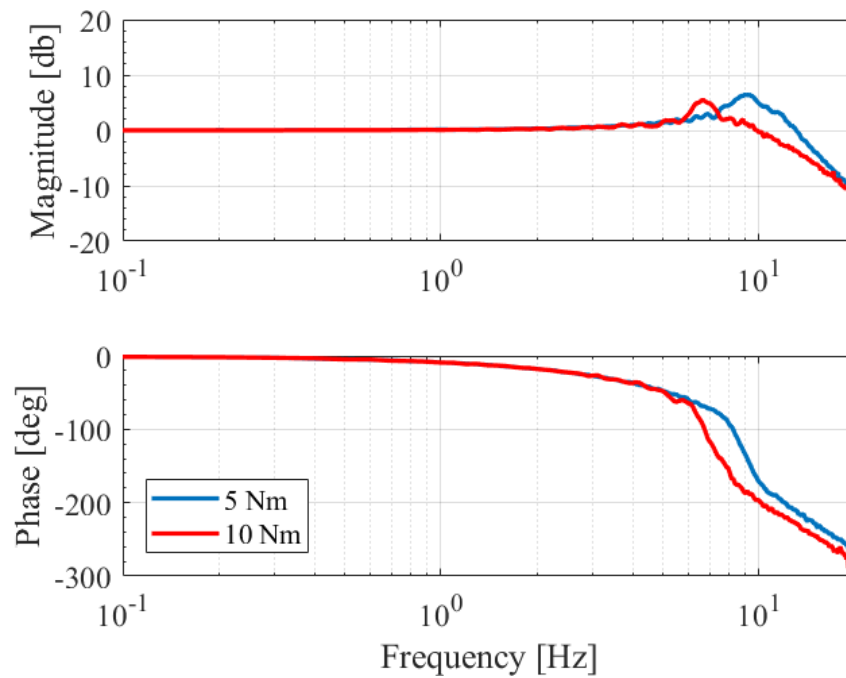


Figura 25 – Gráfico da resposta em frequência.

Como pôde ser visto nos gráficos, o atuador respondeu de forma satisfatória ao controle de torque aplicado, seguindo a entrada de referência com uma boa precisão. Algumas pequenas discontinuidades podem ser notadas na curva real quando dada uma entrada de torque senoidal (Figura 26). Essas discontinuidades podem ser devido a pequenas folgas no sistema, uma vez que considerando a rigidez da mola, uma pequena folga no sistema pode representar uma alta variação de torque.

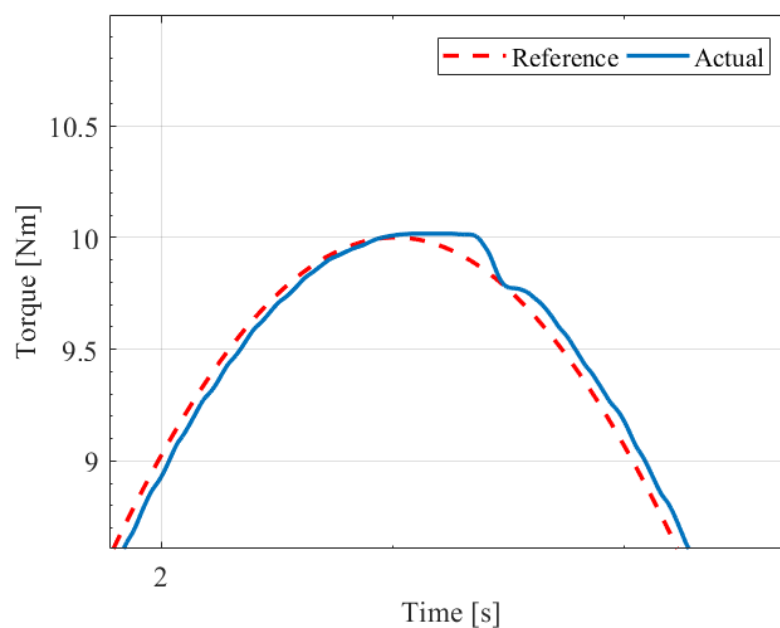


Figura 26 – Zoom na discontinuidade observada no gráfico de entrada senoidal de 10 N.m.

5 CONCLUSÃO

A partir do projeto e das análises teóricas e experimentais que foram realizadas, é possível concluir que o AESr que foi desenvolvido pode ser utilizado juntamente do exoesqueleto ExoTAO, cumprindo com suas principais funções.

O motor é consistente com a atuação de qualquer uma das juntas do exoesqueleto, enquanto o elemento elástico, em conjunto com o encoder e com o sistema de controle é capaz de realizar um bom controle de torque para o alto desempenho do atuador no exoesqueleto.

REFERÊNCIAS

CARPINO, Giorgio et al. A novel compact torsional spring for series elastic actuators for assistive wearable robots. **Journal of Mechanical Design**, v. 134, n. 12, p. 121002, 2012.

CHEN, Bing et al. Design and characterization of a magneto-rheological series elastic actuator for a lower extremity exoskeleton. **Smart Materials and Structures**, v. 26, n. 10, p. 105008, 2017.

DE LOOZE, Michiel P. et al. Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load. **Ergonomics**, v. 59, n. 5, p. 671-681, 2016.

DE REZENDE, Joffre Marcondes. PRÓTESE, PRÓSTESE, ÓRTESE. **Revista de Patologia Tropical/Journal of Tropical Pathology**, v. 35, n. 1, p. 71-72, 2006.

DÍAZ, Iñaki; GIL, Jorge Juan; SÁNCHEZ, Emilio. Lower-limb robotic rehabilitation: literature review and challenges. **Journal of Robotics**, v. 2011, 2011.

DOLLAR, Aaron M.; HERR, Hugh. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: challenges and state-of-the-art. **IEEE Transactions on robotics**, v. 24, n. 1, p. 144-158, 2008.

DOS SANTOS, Wilian M.; CAURIN, Glauco AP; SIQUEIRA, Adriano AG. Design and control of an active knee orthosis driven by a rotary series elastic actuator. **Control Engineering Practice**, v. 58, p. 307-318, 2017.

IRMSCHER, Cornelius et al. Design, optimisation and testing of a compact, inexpensive elastic element for series elastic actuators. **Medical engineering & physics**, v. 52, p. 84-89, 2018.

JARDIM, Bruno. **Atuadores elásticos em série aplicados no desenvolvimento de um exoesqueleto para membros inferiores**. 2009. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.

JIA-YONG, Z. H. O. U. et al. A preliminary study of the military applications and future of individual exoskeletons. In: **Journal of Physics: Conference Series**. IOP Publishing, 2020. p. 102044.

KIRTLEY, Christopher. **Clinical gait analysis: theory and practice**. Elsevier Health Sciences, 2006.

KONG, Kyoungchul; BAE, Joonbum; TOMIZUKA, Masayoshi. Control of rotary series elastic actuator for ideal force-mode actuation in human–robot interaction applications. **IEEE/ASME transactions on mechatronics**, v. 14, n. 1, p. 105-118, 2009.

KONG, Kyoungchul; BAE, Joonbum; TOMIZUKA, Masayoshi. A compact rotary series elastic actuator for knee joint assistive system. In: **2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation**. IEEE, 2010. p. 2940-2945.

KWAKKEL, Gert; KOLLEN, Boudewijn J.; KREBS, Hermano I. Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review. **Neurorehabilitation and neural repair**, v. 22, n. 2, p. 111-121, 2008.

LAGODA, Claude et al. Design of an electric series elastic actuated joint for robotic gait rehabilitation training. In: **2010 3rd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics**. IEEE, 2010. p. 21-26.

LANFRANCO, Anthony R. et al. Robotic surgery: a current perspective. **Annals of surgery**, v. 239, n. 1, p. 14, 2004.

LAUT, Jeffrey; PORFIRI, Maurizio; RAGHAVAN, Preeti. The present and future of robotic technology in rehabilitation. **Current physical medicine and rehabilitation reports**, v. 4, n. 4, p. 312-319, 2016.

ÖNEN, Ümit et al. Design and actuator selection of a lower extremity exoskeleton. **IEEE/ASME Transactions on Mechatronics**, v. 19, n. 2, p. 623-632, 2013.

PAINE, Nicholas et al. Actuator control for the NASA-JSC valkyrie humanoid robot: A decoupled dynamics approach for torque control of series elastic robots. **Journal of field robotics**, v. 32, n. 3, p. 378-396, 2015.

PRANGE, G. B. et al. Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke. **J Rehabil Res Dev**, v. 43, n. 2, p. 171-184, 2009.

PRATT, Gill A.; WILLIAMSON, Matthew M. Series elastic actuators. In: **Proceedings 1995 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Human Robot Interaction and Cooperative Robots**. IEEE, 1995. p. 399-406.

RAGONESI, Daniel et al. Series elastic actuator control of a powered exoskeleton. In: **2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**. IEEE, 2011. p. 3515-3518.

RUIZ, A. F. et al. Exoskeletons for rehabilitation and motor control. In: **The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2006. BioRob 2006**. IEEE, 2006. p. 601-606.