

FELIPE MOREIRA DE ALBUQUERQUE - 8037854

**PROJETO E SIMULAÇÃO DE MECANISMO
ON-OFF PARA TRAVAMENTO DE EIXO DE
OMBRO DE EXOESQUELETO**

Trabalho apresentado à Escola Politécnica
da Universidade de São Paulo para obtenção
do Título de Engenheiro Mecatrônico.

Orientador:

Arturo Forner-Cordero

Co-orientador:

Rafael Traldi Moura

São Paulo
2021

RESUMO

Exoesqueletos de aplicação industrial são usados para redução de transtornos musculoesqueléticos relacionados ao trabalho manual e melhoria de desempenho dos operários. O objetivo deste TCC é projetar e simular um mecanismo on-off para travamento de eixo de ombro de exoesqueleto de membro superior. O mecanismo de flexão e extensão do ombro deve ser capaz de travamento em qualquer posição angular. Além disso, a posição angular do eixo de ombro do exoesqueleto deve ser controlada após o travamento. Foram implementados um came-seguidor, uma embreagem eletromagnética e um mecanismo de amortecimento para o eixo de ombro do exoesqueleto. O came-seguidor indica que o braço do exoesqueleto está na área de trabalho, por meio do acionamento de um sensor de fim de curso. A embreagem eletromagnética permite o travamento do eixo do ombro do exoesqueleto em qualquer posição angular e suporta o torque referente ao peso do membro superior exoesqueleto e do usuário e ao peso da carga. O controle on-off do mecanismo é feito por meio de um sistema de molas amortecedoras. Uma outra mola comprime o eixo do ombro para controlar a dissipação de energia, por meio do torque de atrito. Para o conforto do usuário do exoesqueleto, sete configurações de molas amortecedoras foram propostas.

Palavras-Chave – biomecatrônica, exoesqueleto, membro superior, mecanismo de travamento.

ABSTRACT

Industrial exoskeletons are used to reduce musculoskeletal disorders related to manual labor and to improve the user's performance. The goal of this work is to design and simulate an on-off locking mechanism for an upper-limb exoskeleton's shoulder axis. The shoulder's flexion and extension mechanism must be capable of locking the shoulder axis in any angular position. Also, the angular position of the shoulder axis must be controlled after locking. A cam follower, an electromagnetic clutch and a damping mechanism were implemented in the exoskeleton. The cam follower indicates that the exoskeleton's arm is in the workspace, by activating a sensor. The electromagnetic clutch holds the exoskeleton's shoulder axis at any angular position and supports the torque related to the weight of the exoskeleton's upper-limb, the wearer's upper-limb and the load. The mechanism's on-off control is made with a system of springs. Another spring compresses the shoulder axis to control the friction torque's energy dissipation. Seven spring configurations were proposed for the exoskeleton's user's comfort.

Keywords – biomechatronics, exoskeleton, upper-limb, locking mechanism.

SUMÁRIO

Parte I: INTRODUÇÃO	6
1 Contexto	7
2 Revisão bibliográfica	9
3 Estado da arte	11
Parte II: HISTÓRICO E METODOLOGIA	14
4 Histórico	15
4.1 Versão anterior do projeto	15
4.2 Análise crítica	16
5 Metodologia	17
5.1 Objetivo	17
5.2 Requisitos	18
5.3 Ferramentas	19
Parte III: SUBSISTEMAS E SOLUÇÕES PROPOSTAS	20
6 Came-seguidor	21
6.1 Acionamento de sensor na área de trabalho	21
.	21
.	22
.	22
.	23
.	23

.....	23
7 Embreagem eletromagnética	27
7.1 Escolha do mecanismo para deslocamento angular contínuo de flexão e extensão de ombro do SUPLEXO	27
7.2 Dimensionamento da embreagem eletromagnética	29
8 Controle on-off do mecanismo de flexão e extensão de ombro	33
8.1 Projeto do amortecimento do eixo do ombro do SUPLEXO	33
8.1.1 Modelo do sistema dinâmico	33
8.1.2 Modelo mecânico	34
8.1.3 Desenho dos componentes mecânicos	37
8.1.4 Dimensionamento do torque de atrito	38
Parte IV: SIMULAÇÕES E RESULTADOS	44
9 Simulações	45
10 Discussões	52
11 Conclusão	53
Referências	54

PARTE I

INTRODUÇÃO

1 CONTEXTO

Exoesqueleto é uma estrutura rígida articulada compatível com o corpo humano que suporta uma carga mecânica, especialmente na parte do corpo em que é usado, conforme o movimento do usuário [1]. Suas principais utilizações são aumentar a habilidade humana natural ou complementar habilidades insuficientes do corpo humano [2]. Na indústria, são usados para reduzir transtornos musculoesqueléticos relacionados ao trabalho manual e melhorar o desempenho dos operários [3] [4] [5].

Exoesqueletos podem ser classificados como ativos ou passivos. Os exoesqueletos ativos usam fontes portáteis de energia para converter energia elétrica, pneumática ou hidráulica em trabalho mecânico a fim de obter um movimento controlado. Ao passo que exoesqueletos passivos usam elementos passivos para reduzir a energia consumida por músculos na produção de movimento [6].

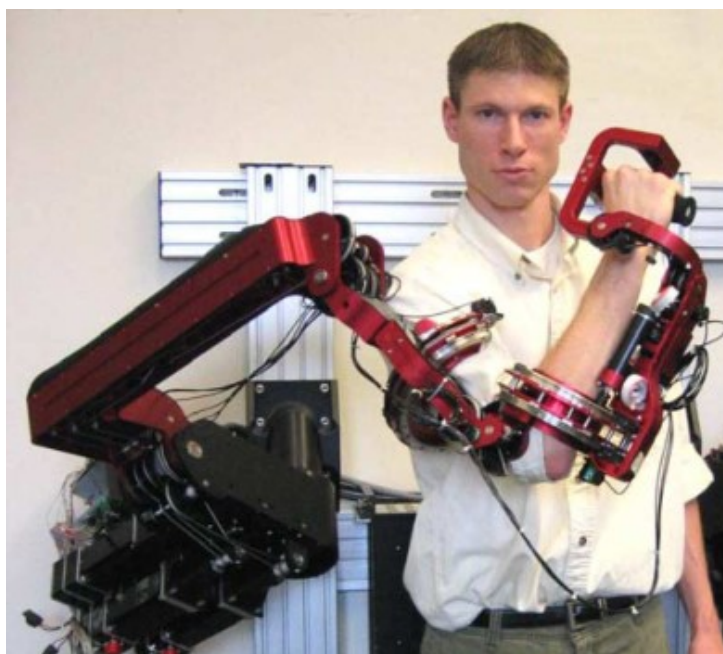


Figura 1 - Exoesqueleto ativo de membro superior extraído de [7]



Figura 2 - Exoesqueleto passivo de membro superior extraído de [8]

Na indústria automotiva, especificamente, na área de manufatura, exoesqueletos passivos e ativos oferecem vantagens e desvantagens para os operários de chão de fábrica. Exoesqueletos passivos são amplamente utilizados pois são leves, baratos [9] e de fácil implementação [10]. Por outro lado, exoesqueletos passivos são continuamente atuados e o usuário, quando deseja realizar tarefas que não necessitam o suporte fornecido pelo exoesqueleto, precisa usar a própria força para mudar de posição.

Comparativamente, exoesqueletos ativos são menos utilizados, apesar de aplicarem maiores forças e momentos, conforme a capacidade de seus atuadores e da sua estrutura. Porém, exigem uma arquitetura de controle e gastam mais energia [11].

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Uma ideia semelhante ao robô atual pode ser encontrada em 450 A.C. (antes de Cristo), quando o matemático grego Tarentum propôs um pássaro mecânico movido a vapor chamado "O Pombo" [12].

Leonardo da Vinci fez um dos primeiros projetos de robôs humanóides por volta de 1495. Seus registros contêm esboços de um cavaleiro mecânico movido por cabos e polias capaz de sentar e mover seus braços, cabeça e mandíbula. [12]

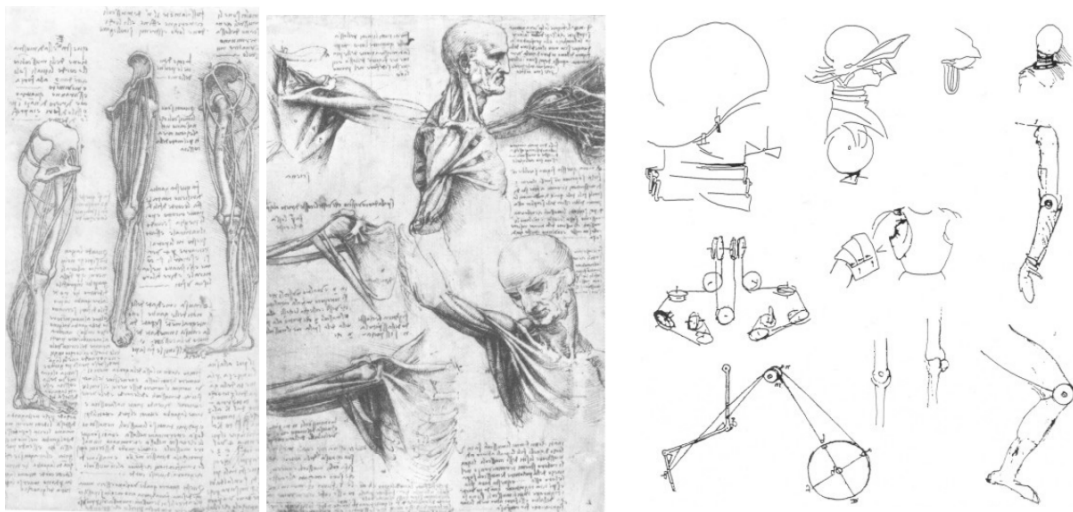


Figura 3 - Diagramas de Leonardo da Vinci extraídos de [13] apud [12]

Em 1971, a General Electric Company, em conjunto com o exército e a marinha dos Estados Unidos da América, projetaram o exoesqueleto de corpo inteiro Hardiman. Seu objetivo era amplificar a força do usuário 25 vezes, permitindo que ele sentisse a carga levantada com 25 vezes menor intensidade [14]. O Hardiman era incapaz de carregar a fonte de energia [15] e, em determinados testes, houve movimentos violentos e incontroláveis na máquina e ausência de controle em juntas [14].



Figura 4 - Exoesqueleto Hardiman extraído de [16]

Em 1971, no Instituto Milhailo Pupin, em Belgrado, um exoesqueleto de membro inferior atuado pneumaticamente foi construído para imitar a andar humano [12] [17] . O exoesqueleto de Belgrado não carregava sua fonte de energia e era capaz somente de seguir movimentos pré-programados [15]. Por outro lado, este projeto gerou Zero Moment Point control, que é usado em robôs humanoides até hoje [15]. Em 1972, uma nova versão foi projetada para a reabilitação de paraplégicos e portadores de deficiências semelhantes [12].



Figura 5 - Exoesqueleto do Instituto Milhailo Pupin extraído de [12]

3 ESTADO DA ARTE

O "PAEXO é um exoesqueleto passivo de membro superior projetado para maximizar a liberdade de movimento e o conforto do usuário enquanto providencia assistência razoável." [18]. Ele foi desenvolvido pela empresa Ottobock SE & Co. KGaA em cooperação com Volkswagen AG para operações industriais [19]. A Ottobock foi a primeira empresa de produtos ortoprotésicos em nível mundial. Testes em laboratório indicam que o uso do PAEXO reduz fadiga do ombro e fadiga fisiológica global, não aumenta fadiga na lombar, não piora o equilíbrio, nem degrada o desempenho de tarefas realizadas acima da cabeça [18].

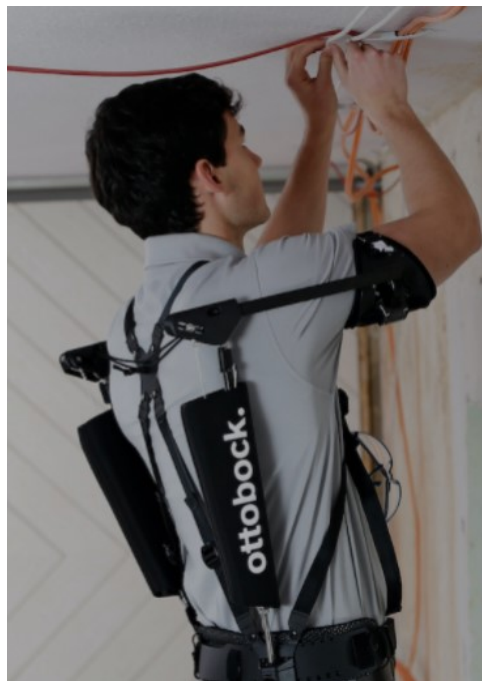


Figura 6 - Exoesqueleto PAEXO extraído de [20]

O exoesqueleto Mate, desenvolvido pela companhia IUVO, em parceria com a empresa Comau, foi projetado para auxílio na flexão e extensão de ombro de operários. Testes mostram redução significativa do músculo de membros superiores em movimentos de flexão e estabilização do ombro, sem alteração significativa de alcance do movimento em

flexão e extensão e adução e abdução do ombro [21].



Figura 7 - Exoesqueleto Mate extraído de [21]

O exoesqueleto shoulderX da empresa suitX reduz a atividade muscular em atividades estáticas e repetitivas de operários utilizando ferramentas acima da cabeça. O ajuste da amplitude de torque de pico é essencial para evitar o aumento da atividade de músculos antagonísticos [22].



Figura 8 - Exoesqueleto ShoulderX extraído de [23]

O TAMU CLEVERarm é um exoesqueleto compacto e leve utilizado para a recuperação de pacientes com deficiências de membro superior causadas por derrame. Esse exoesqueleto possui oito graus de liberdade, dos quais seis são ativos e dois são passivos, suportando o movimento de cintura escapular, articulação glenohumeral, cotovelo e punho [24]. Três graus de liberdade ativos são usados para permitir o deslocamento do centro

da articulação glenohumeral. Esta articulação é ajustada continuamente à elevação do braço por meio da arquitetura de controle. [25]. O TAMU CLEVERarm permite ajustes para ser compatível com pessoas de diferentes tamanhos e acomoda realidade virtual e aumentada para simular cenários de treinamento [25].

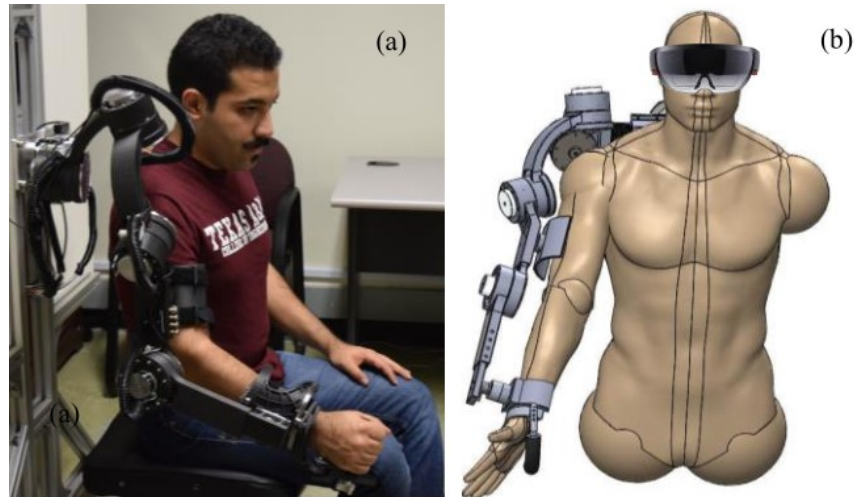


Figura 9 - TAMU CLEVERarm extraído de [24]

Um exoesqueleto de membro superior com 7 graus de liberdade atuados foi desenvolvido pela Universidade de Saga, no Japão. Esse robô foi desenvolvido para a reabilitação e movimentação de pessoas fracas. Um mecanismo de ombro de exoesqueleto com centro de rotação móvel foi usado para movimentação vertical e horizontal do ombro do usuário. Esse dispositivo tem a vantagem de ajustar a distância entre o suporte do braço e o centro de rotação da articulação de ombro do robô. [26]

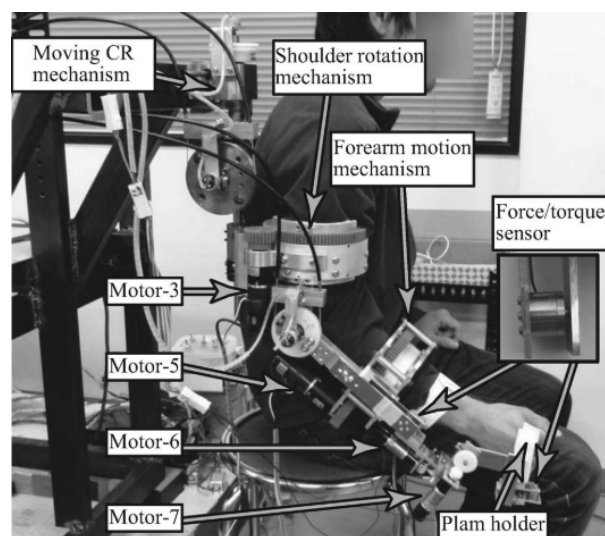


Figura 10 - Exoesqueleto da Universidade de Saga extraído de [26]

PARTE II

HISTÓRICO E METODOLOGIA

4 HISTÓRICO

4.1 Versão anterior do projeto

No contexto de exoesqueletos usados na indústria automotiva, há o exoesqueleto SUPLEXO, que está sendo projetado no Laboratório de Biomecatrônica do Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Ele tem duas juntas atuadas, permitindo flexão e extensão do antebraço, flexão e extensão do ombro e uma junta passiva de adução e abdução do ombro. [27]

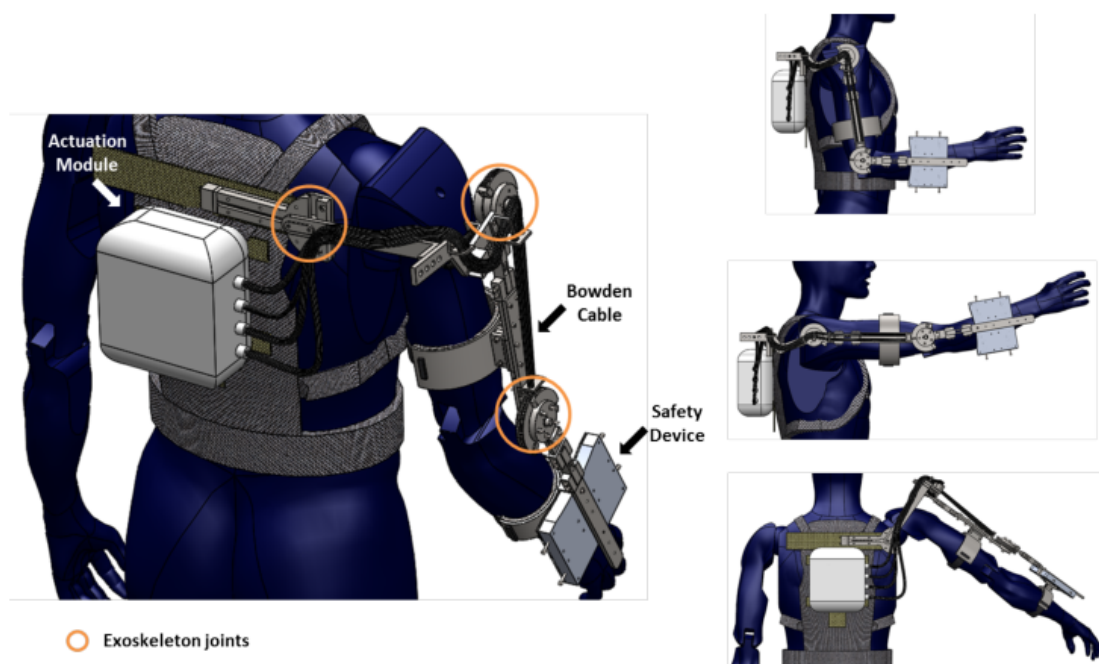


Figura 11 - SUPLEXO extraído de [27]

Em 2020, antes da realização deste TCC (trabalho de conclusão de curso), o mecanismo on-off de flexão e extensão de ombro era composto por uma dupla-corrediça e por um came. Naquela versão do projeto, o came girava guiado por duas peças: uma delas se desloca no eixo x, enquanto a outra se movimenta no eixo y. O came encostava em

um sensor de fim de curso para ativar o eletroímã responsável pelo travamento do pino, que fixava a mola que dava suporte ao braço. Este mecanismo tinha apenas uma posição angular de travamento a 160° graus a partir da linha vertical no plano lateral do corpo no sentido de baixo para cima [27] [28].

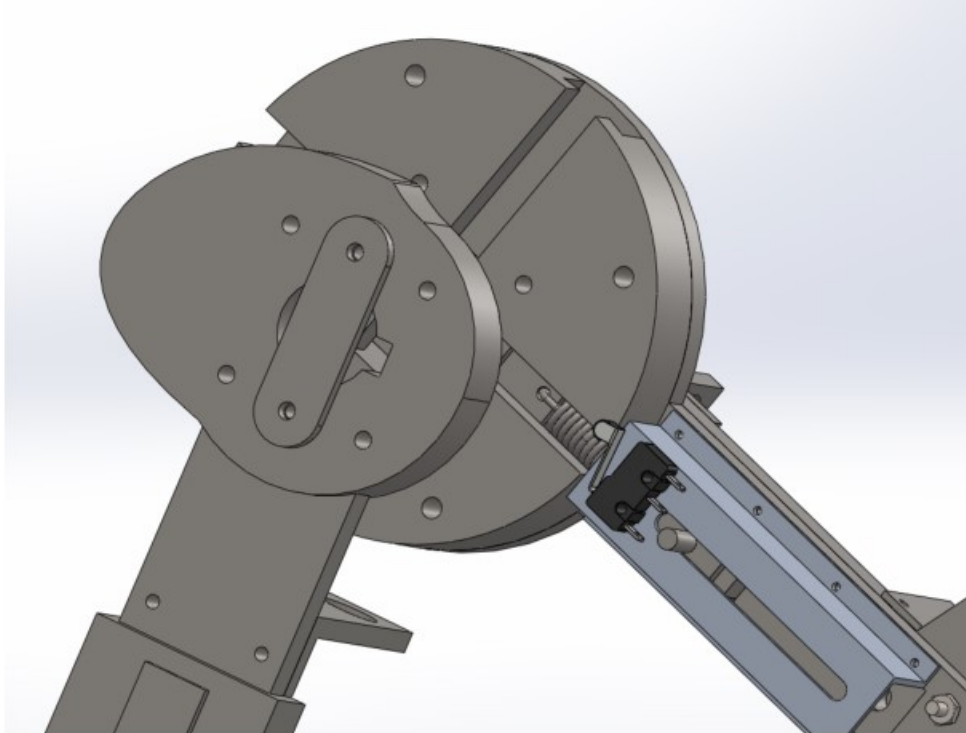


Figura 12 - Mecanismo on-off de flexão e extensão de ombro do SUPLEXO na versão anterior a este TCC, extraído de [28]

4.2 Análise crítica

Assim, o SUPLEXO apresentava apenas uma posição de travamento no mecanismo de extensão e flexão de ombro. Esta limitação restringe a área de trabalho do SUPLEXO e reduz a utilidade do exoesqueleto em ambiente industrial de manufatura.

No presente TCC, para permitir o funcionamento do exoesqueleto por longos períodos de tempo, é desejável ampliar a área de trabalho do SUPLEXO e minimizar o consumo energético.

5 METODOLOGIA

Com base na decomposição funcional do SUPLEXO, a partir de ideias abstratas, chegou-se às funções desejadas para este TCC, apresentadas no seguinte modelo funcional.

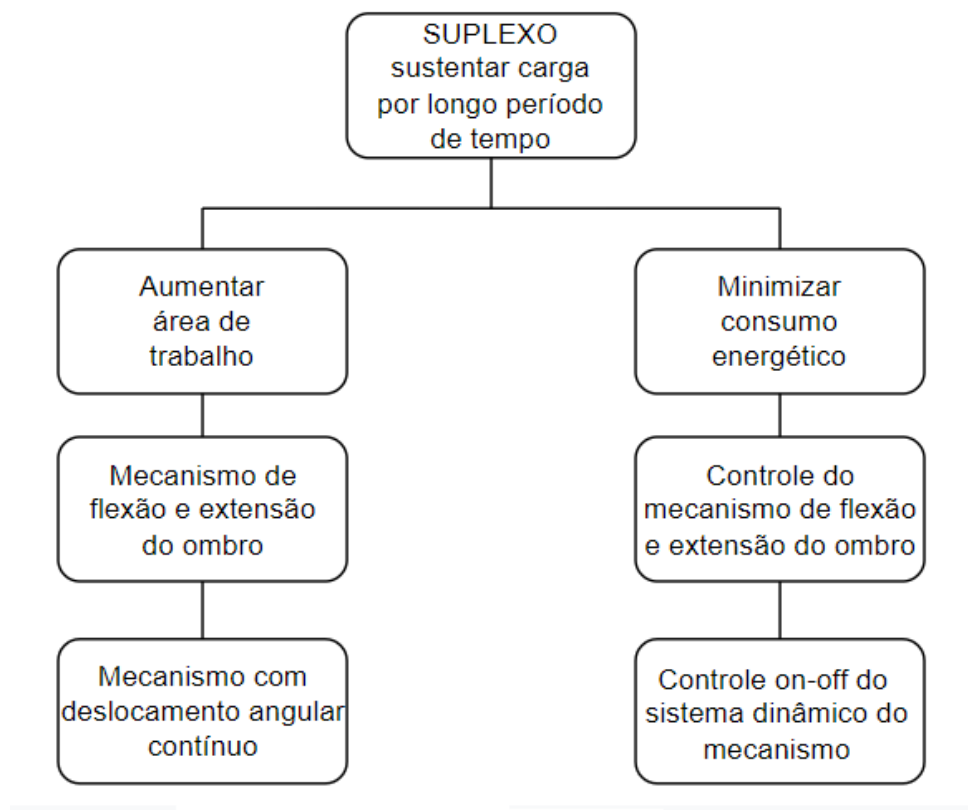


Figura 13 - Modelo funcional do SUPLEXO

5.1 Objetivo

O objetivo deste TCC é projetar e simular um mecanismo on-off para travamento de eixo de ombro do SUPLEXO. Para atingir esse objetivo, o SUPLEXO deve ter as seguintes funcionalidades: o mecanismo de flexão e extensão do ombro deve ser capaz de acionar a atuação em qualquer posição angular. Além disso, a posição angular do eixo

de ombro do SUPLEXO deve ser controlada após a atuação do mecanismo de flexão e extensão do ombro.

A partir destas funcionalidades, o projeto foi dividido em subsistemas. Em cada subsistema, foram apresentadas soluções para o funcionamento do SUPLEXO.

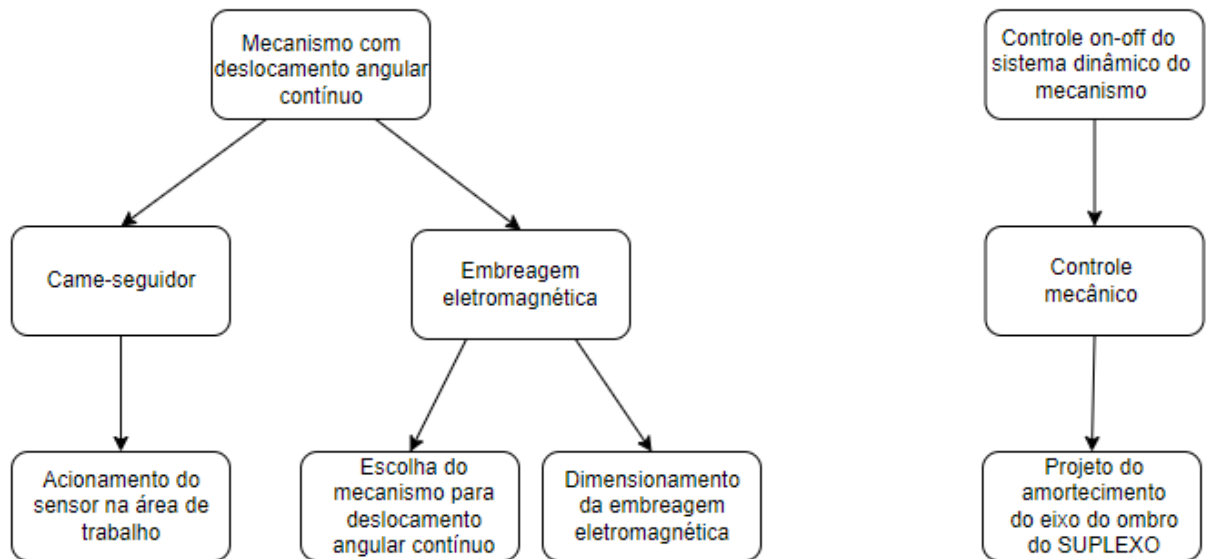


Figura 14 - Esquema de funcionalidades, subsistemas e soluções para este TCC

5.2 Requisitos

O projeto de cada solução foi feito conforme seus requisitos. Os requisitos estão sumarizados na figura 15 e também são mencionados no primeiro parágrafo das seções 6.1, 7.1, 7.2 e 8.1.

SUBSISTEMA	SOLUÇÃO PROPOSTA	REQUISITOS
Came-seguidor	Acionamento de sensor na área de trabalho	Ativar um sensor de fim de curso quando o braço do exoesqueleto estiver no intervalo de posição angular do eixo do ombro do SUPLEXO entre 90° e 180° a partir da linha vertical no plano lateral do corpo no sentido de baixo para cima
Embreagem eletromagnética	Escolha do mecanismo para deslocamento angular contínuo de flexão e extensão de ombro do SUPLEXO	Permitir o deslocamento angular contínuo de flexão e extensão de ombro
		Não ser travado totalmente
	Dimensionamento da embreagem eletromagnética	Volume
		Suportar 81,4 Nm: torque referente ao peso do braço, antebraço e mão do usuário; do braço e antebraço do exoesqueleto; e da carga
		Capacidade de ser ativada e desativada em qualquer momento
		Ter simples acoplamento
		Peso máximo: 1,5 Kg
		Diâmetro máximo: 120 mm
		Comprimento máximo: 50 mm
		Preço máximo: R\$ 10.000,00
Controle mecânico	Projeto do amortecimento do eixo do ombro do SUPLEXO	Queda máxima da posição vertical da ponta da mão do usuário: 250 mm
		Alcance inferior mínimo da ponta da mão do usuário: 100 mm
		Alcance superior mínimo da ponta da mão do usuário: 100 mm
		Comprimento máximo de 100 mm
		Diâmetro máximo de 100 mm
		Tempo máximo de parada do eixo de ombro do exoesqueleto: 1,5 s

Figura 15 - Requisitos do TCC

5.3 Ferramentas

O programa SolidWorks foi utilizado para o desenho CAD (computer-aided design) do SUPLEXO, em conformidade com as versões anteriores do projeto mecânico.

A plataforma Matlab e o editor de planilhas Microsoft Excel foram usados para cálculos numéricos, devido ao fácil acesso e familiaridade do autor deste TCC com tais programas. Além disso, Matlab foi usado para a simulação de sistemas dinâmicos.

PARTE III

SUBSISTEMAS E SOLUÇÕES PROPOSTAS

6 CAME-SEGUIDOR

6.1 Acionamento de sensor na área de trabalho

O requisito do came-seguidor é ativar um sensor de fim de curso quando o braço do exoesqueleto estiver na área de trabalho: intervalo de posição angular do eixo do ombro do SUPLEXO entre 90° e 180° a partir da linha vertical no plano lateral do corpo no sentido de baixo para cima.

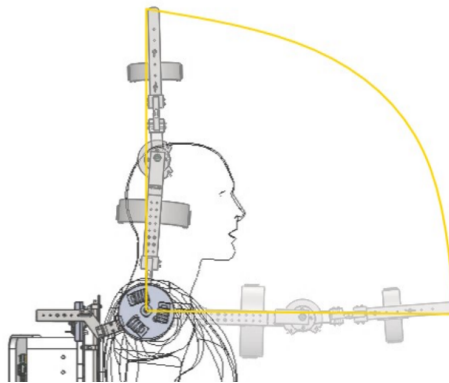


Figura 16 - Área de trabalho do SUPLEXO.

Nesse contexto, o came tem a mesma rotação que o eixo do ombro do SUPLEXO durante o movimento de flexão e extensão do ombro e o seguidor é a ponta do sensor, que está fixo no exoesqueleto.

O desenho do came foi feito com equacionamento do perfil pela curva cicloidal [29]. A condição de continuidade da arrancada, derivada da aceleração, foi desconsiderada devido à baixa velocidade angular de braço de exoesqueletos. A diferença de altura para ativação e desativação do sensor de fim de curso foi utilizada para a conformação do came.

Dessa maneira, chegou-se às seguintes equações 6.1, 6.2 e 6.3, mostradas em gráficos na figura 17.

$$\begin{aligned}
s(\phi) &= 17.5 & , \text{ para } 0^\circ \leq \phi < 45^\circ \\
s(\phi) &= -\frac{H}{2\pi} \sin 8\phi + \frac{4H}{\pi} \phi & , \text{ para } 45^\circ \leq \phi < 90^\circ \\
s(\phi) &= 30.5 & , \text{ para } 90^\circ \leq \phi < 180^\circ \\
s(\phi) &= \frac{H}{2\pi} \sin 8\phi - \frac{4H}{\pi} \phi + H & , \text{ para } 180^\circ \leq \phi < 225^\circ \\
s(\phi) &= 17.5 & , \text{ para } 225^\circ \leq \phi < 360^\circ
\end{aligned}$$

(6.1)

$$\begin{aligned}
v(\phi) &= 0 & , \text{ para } 0^\circ \leq \phi < 45^\circ \\
v(\phi) &= -\frac{4H}{\pi} \cos 8\phi + \frac{4H}{\pi} & , \text{ para } 45^\circ \leq \phi < 90^\circ \\
v(\phi) &= 0 & , \text{ para } 90^\circ \leq \phi < 180^\circ \\
v(\phi) &= \frac{4H}{\pi} \cos 8\phi - \frac{4H}{\pi} & , \text{ para } 180^\circ \leq \phi < 225^\circ \\
v(\phi) &= 0 & , \text{ para } 225^\circ \leq \phi < 360^\circ
\end{aligned}$$

(6.2)

$$a(\phi) = 0 \quad , \text{ para } 0^\circ \leq \phi < 45^\circ$$

$$a(\phi) = \frac{32H}{\pi} \sin 8\phi \quad , \text{ para } 45^\circ \leq \phi < 90^\circ$$

$$a(\phi) = 0 \quad , \text{ para } 90^\circ \leq \phi < 180^\circ$$

$$a(\phi) = -\frac{32H}{\pi} \sin 8\phi \quad , \text{ para } 180^\circ \leq \phi < 225^\circ$$

$$a(\phi) = 0 \quad , \text{ para } 225^\circ \leq \phi < 360^\circ$$

(6.3)

s - Deslocamento radial do came [mm]

v - Velocidade radial do came [mm/s]

a - Aceleração radial do came [mm/s²]

H - Diferença de altura para ativação e desativação do sensor de fim de curso: H = 30,5 mm - 17,5 mm = 13 mm

ϕ - Posição angular do eixo do ombro do exoesqueleto a partir da linha vertical no plano lateral do corpo no sentido de baixo para cima

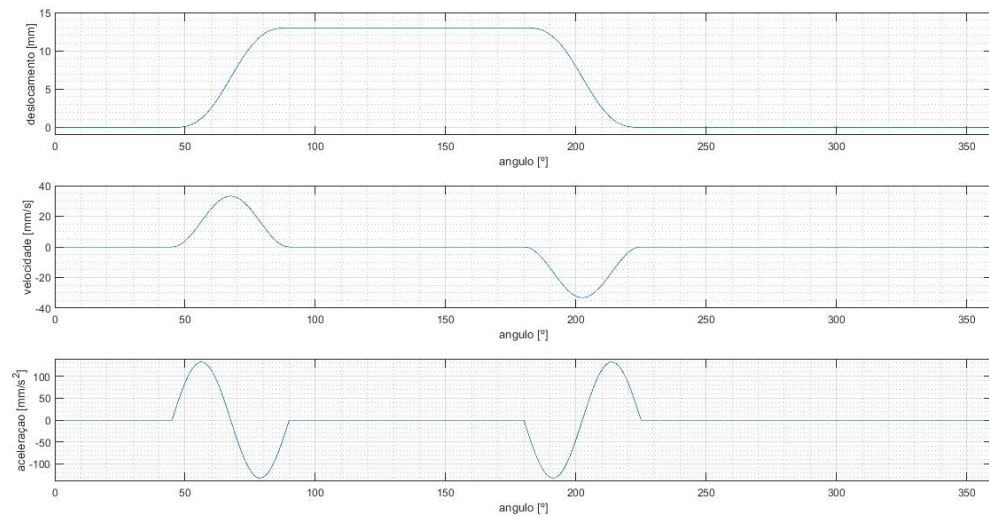


Figura 17 - Deslocamento, velocidade e aceleração radiais do came em função do ângulo de rotação do eixo de ombro do SUPLEXO

O desenho do came-seguidor no SolidWorks, na figura 18, foi feito utilizando a ferramenta spline para valores da curva $s(\phi)$ a cada 5° , incluindo espaço para a chave no furo do eixo para que a rotação do eixo do ombro do exoesqueleto seja a mesma rotação do came.

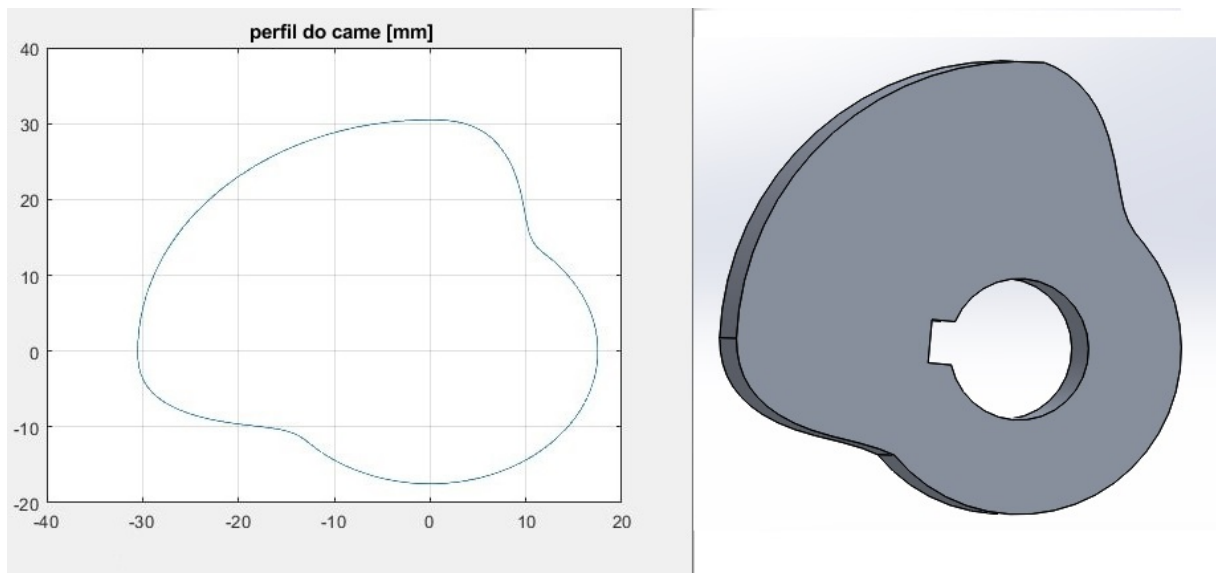


Figura 18 - Perfil do came no Matlab, à esquerda, e a peça do came no SolidWorks, à direita.

O desenho final do came está na figura 19.

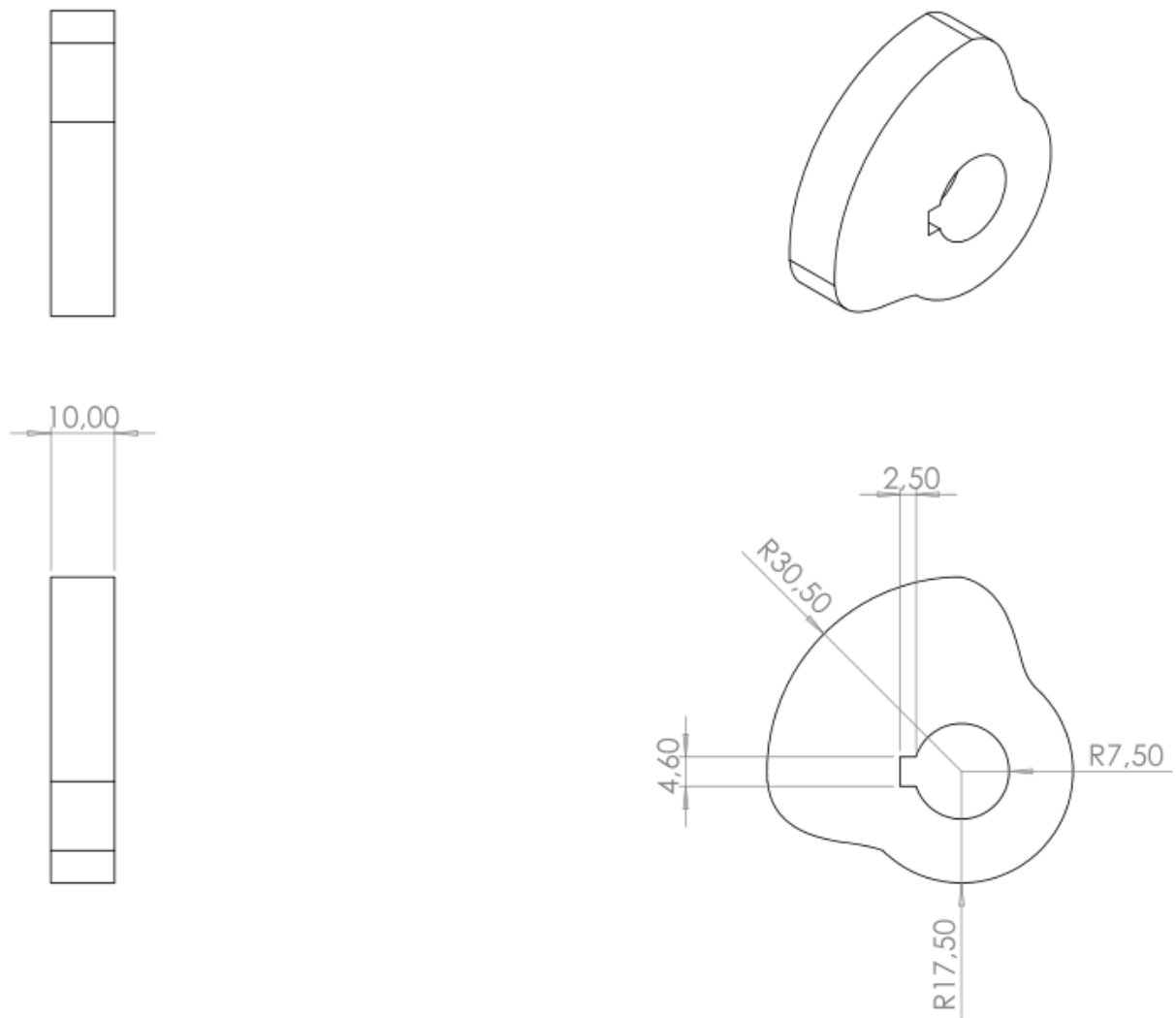


Figura 19 - Desenho do came

Assim, o came seguidor aciona um sensor de fim de curso quando o exoesqueleto está na área de trabalho, permitindo o travamento, de acordo com o requisito da seção 6.1.

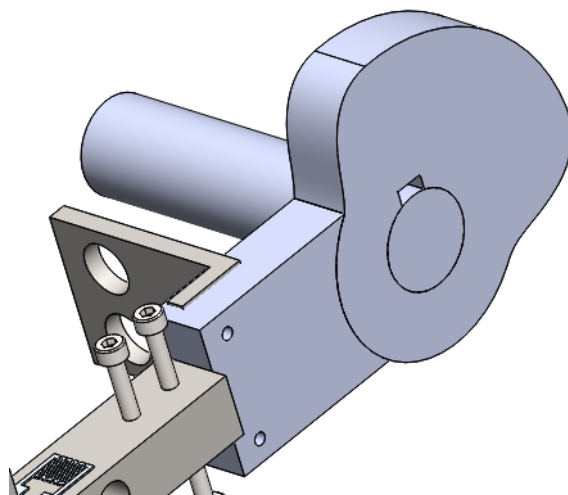


Figura 20 - Eixo do ombro do SUPLEXO acoplado ao came

7 EMBREAGEM ELETROMAGNÉTICA

7.1 Escolha do mecanismo para deslocamento angular contínuo de flexão e extensão de ombro do SUPLEXO

Como requisito de escolha de mecanismo, deve-se permitir o deslocamento angular contínuo de flexão e extensão de ombro. Além disso, ele não deve ser travado totalmente, para possibilitar seu controle. Outro requisito considerado é o volume.

As seguintes propostas foram levantadas: engrenagens acopladas, engrenagem sobreposta à dupla-corrediça, engrenagem e parafuso sem-fim e embreagem eletromagnética.

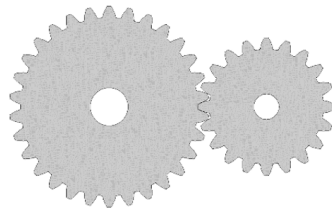


Figura 21 - Engrenagens acopladas

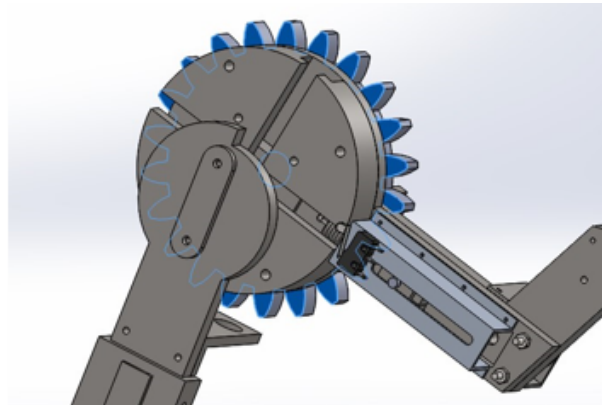


Figura 22 - Engrenagem sobreposta à dupla-corrediça

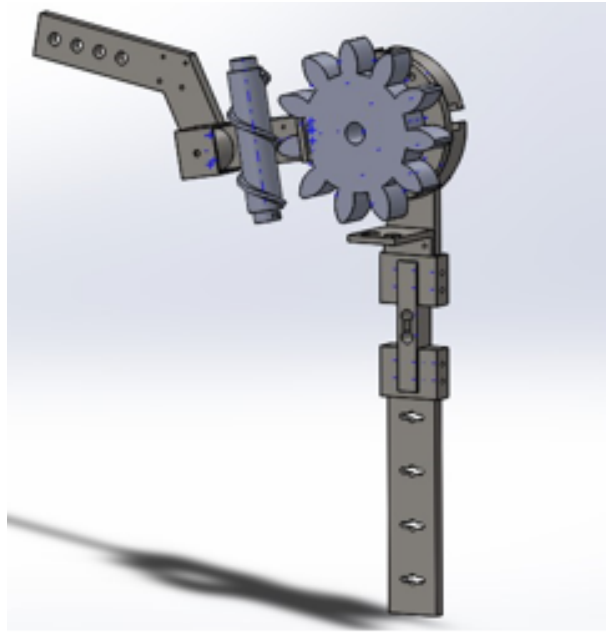


Figura 23 - Engrenagem e parafuso sem-fim

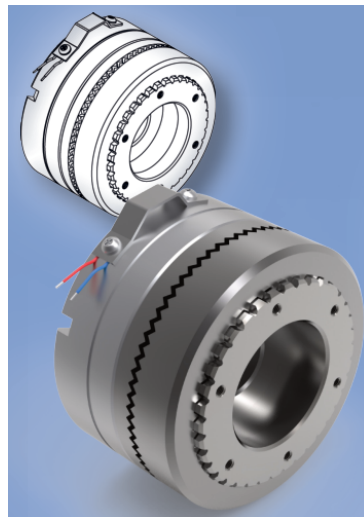


Figura 24 - Embreagem eletromagnética extraída de [30]

As propostas engrenagens acopladas, engrenagem sobreposta à dupla-corrediça e engrenagem e parafuso sem-fim foram descartadas, pois seria necessário aumentar o tamanho da engrenagem, com mais dentes, para aproximar-se de deslocamento angular contínuo. Além disso, o travamento dos dentes com pino transversal não permitiria controle. Adicionalmente, a proposta engrenagem sobreposta à dupla-corrediça traria dificuldades ao controle, pois o deslocamento do centro de rotação da dupla corredeira não tem relação matemática linear com o ângulo de rotação da engrenagem acoplada.

Portanto, a embreagem eletromagnética foi escolhida, por ser compacta, permitir o acoplamento de um sistema de amortecimento e possibilitar deslocamento angular

contínuo, conforme os requisitos da seção 7.1.

7.2 Dimensionamento da embreagem eletromagnética

Um requisito para a escolha da embreagem é ser capaz de suportar torque referente ao peso do braço, antebraço e mão do usuário; o braço e o antebraço do exoesqueleto; e a carga desejada. Além disso, ter capacidade de ser ativada e desativada em qualquer momento e ter simples acoplamento ao eixo de ombro do SUPLEXO. Outros requisitos adicionais são ter peso inferior a 1,5 Kg, ter menos que 120 mm de diâmetro, menos que 50 mm de comprimento e custar até R\$ 10.000,00.

Para dimensionar o torque suportado pela embreagem eletromagnética, foi feito o seguinte modelo da figura 25:

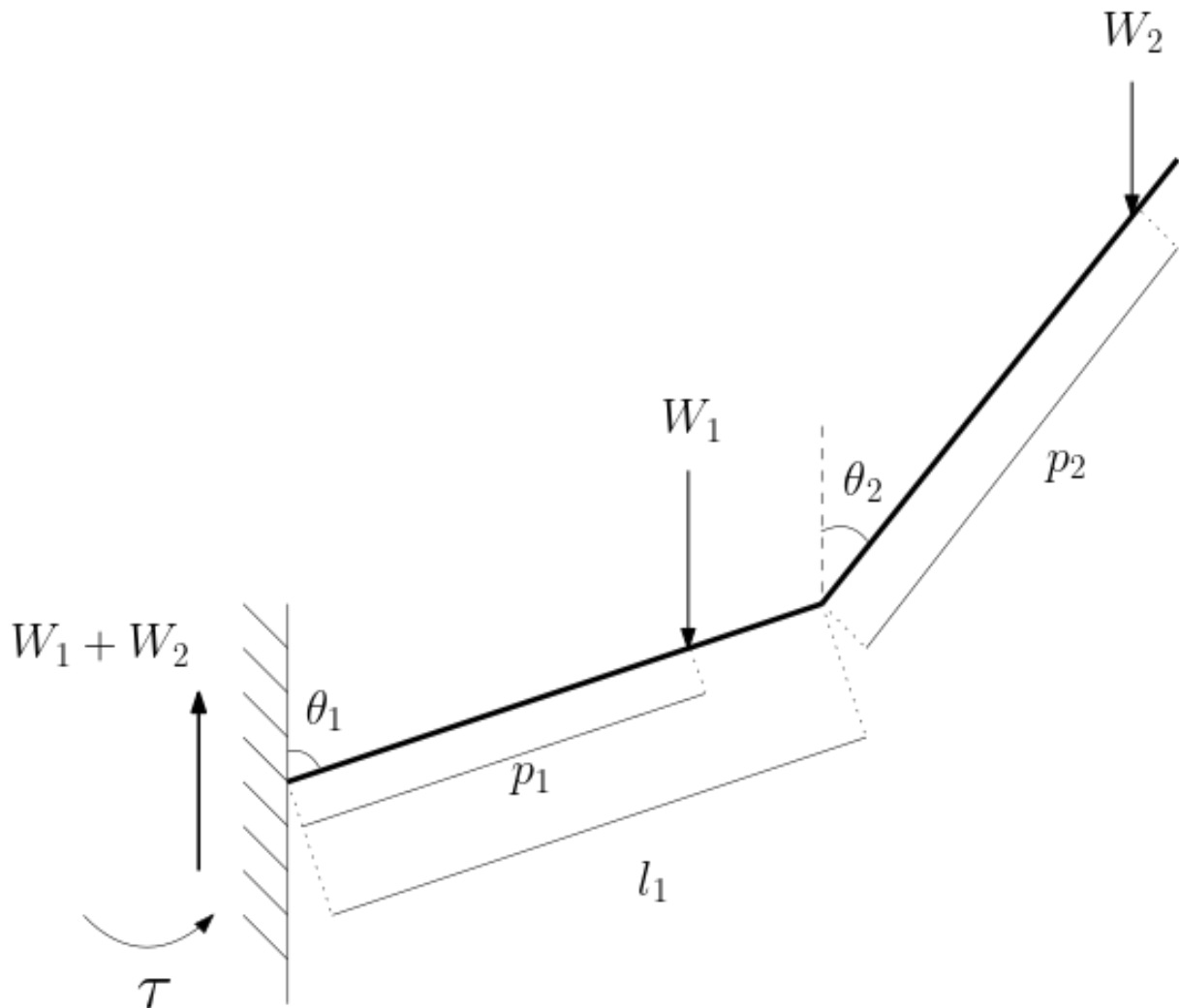


Figura 25 - Modelo para dimensionamento da embreagem eletromagnética

W_1 - Peso do braço do exoesqueleto e do usuário

W_2 - Peso do antebraço do exoesqueleto e do usuário, da mão do usuário e da carga suportada na mão do usuário.

l_1 - Comprimento do braço do exoesqueleto e do usuário

p_1 - Distância da junta do ombro à pulseira do braço do exoesqueleto

p_2 - Distância da junta do cotovelo à pulseira do antebraço do exoesqueleto

τ - Torque da embreagem eletromagnética

θ_1 - Ângulo do braço do exoesqueleto e do usuário com a vertical

θ_2 - Ângulo do antebraço do exoesqueleto e do usuário com a vertical

Foram adotadas as seguintes hipóteses: usuário parado; equilíbrio estático; braço e antebraço do exoesqueleto rígidos; carga segurada pela mão do usuário aplicada na direção vertical; embreagem eletromagnética suporta τ ; carga $L = 5$ Kg; coluna vertebral do usuário suporta $W_1 + W_2 + L$; comprimento de braço e antebraço do usuário igual ao comprimento de braço e antebraço do exoesqueleto; e comprimento máximo de braço e de antebraço do exoesqueleto dentre os valores ajustáveis do SUPLEXO, equivalentes ao caso que exige máximo torque da embreagem eletromagnética.

Assim, chegou-se à seguinte equação:

$$\tau = W_1 p_1 \sin(\theta_1) + W_2 [l_1 \sin(\theta_1) + p_2 \sin(\theta_2)] \quad (7.1)$$

Os valores de momento de inércia e comprimento foram extraídos de [31] e os valores de massa extraídos de [32].

Assim, chega-se a $\tau = 40.7 Nm$, para a configuração de máximo torque: $\theta_1 = \theta_2 = 90^\circ$. Utilizando fator de segurança 2, chega-se a $\tau_{seg} = 81.4 Nm$

Na figura 26, as seguintes embreagens eletromagnéticas foram analisadas para compra: VCE-10 (jbj Techniques Limited); TMC-10 (jbj Techniques Limited); TMF-10 (jbj Techniques Limited); GDF82F (Telcomec srl); GDF82P (Telcomec srl); GDR82F (Telcomec srl); GDR82FB (Telcomec srl); GDR82P (Telcomec srl); GDR82PB (Telcomec srl); GDRC82F (Telcomec srl); GDRC82P (Telcomec srl); GLR114B (Telcomec srl); GLR114 (Telcomec srl); GLRC114 (Telcomec srl); GLR95B (Telcomec srl); TEM-10 (Teckno-freio); TMRR-10 (Teckno-freio); e TEMR-10 (Teckno-freio)

Fornecedor	Marca	Série	Modelo	Torque [Nm]	Peso [kg]	Preço [R\$]	Diâmetro [mm]	Comprimento [mm]
nauticexpo	jbj	VC Electromagnetic Clutch	VCE-10	101,686	5,81			
		TMC Electromagnetic Clutch	TMC-10	101,686	5,9			
			TMF-10	101,686	5,9			
powerclutch	telcomec	embreagens dentadas	GDF82F	100	1,5	9760		
			GDF82P	100	1,5	9760		
			GDR82F	100	0,85	7350	82	40
			GDR82FB	100	0,85	7350	82	40
			GDR82P	100	0,85	7350	82	40
			GDR82PB	100	0,85	7350	82	40
		embreagens multidisco	GDR82F	100	1	7350	82	42
			GDR82P	100	1	7350	82	42
			GLR114B	100	2	4980	114	44,5
			GLR114	100	2	4980	114	44,5
			GLRC114	100	2	4980	114	49,5
Teckno-Freio	Teckno-Freio	Monodisco Polar com Rolamento TEMR	TEM-10	100	8	2350		
		Monodisco Polar TEM	TMRR-10	100	5	4570		
		Multidisco com Rolamento e Regulagem TMRR	TEMR-10	100	8	2420		

Figura 26 - Comparação para escolha de embreagem eletromagnética

Após a análise das alternativas, escolheu-se a embreagem eletromagnética GDR82PB - A1 - C2 da Telcomec, vista na figura 27. Ela fornece 100 Nm de torque, mais que os 81,4 Nm necessários. Pesa 0,85 Kg, menos que o 1,5 Kg máximo. Custa R\$ 7.350,00, menos que os R\$ 10.000,00 limites. Tem 82 mm de diâmetro, menor que os 120 mm requeridos. Tem 40 mm de comprimento, menos que os 50 mm desejados. É presa ao eixo simplesmente por chaveta e pode ser ativada por comando elétrico instantaneamente, atendendo aos requisitos da seção 7.2.

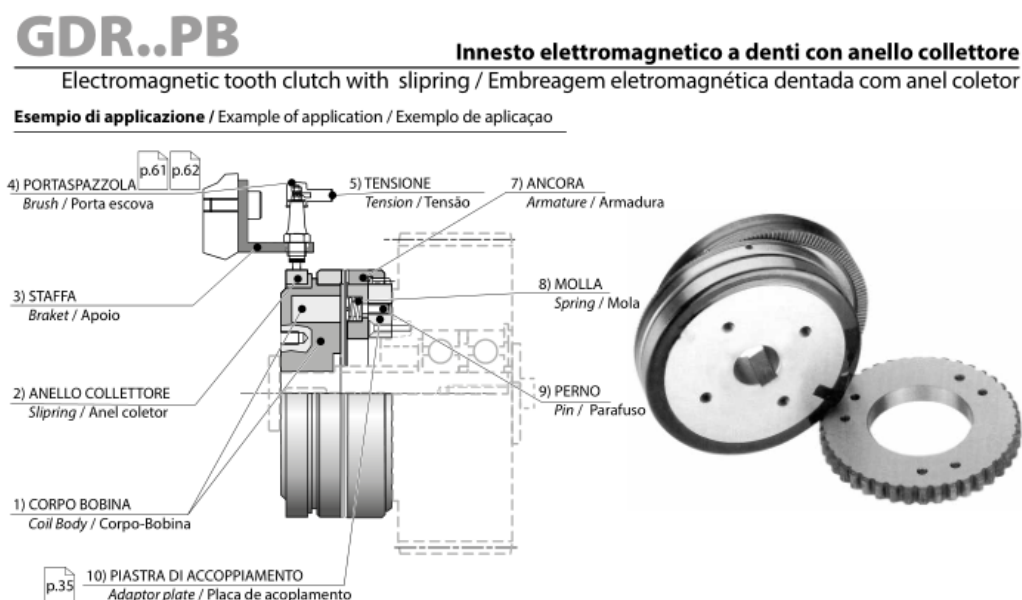


Figura 27 - Embreagem escolhida GDR82PB - A1 - C2 extraída do [30]

A embreagem foi acopada ao eixo do ombro do SUPLEXO. O eixo gira livremente com a embreagem desligada. Quando a embreagem é ligada, o eixo do ombro é travado pela embreagem eletromagnética.

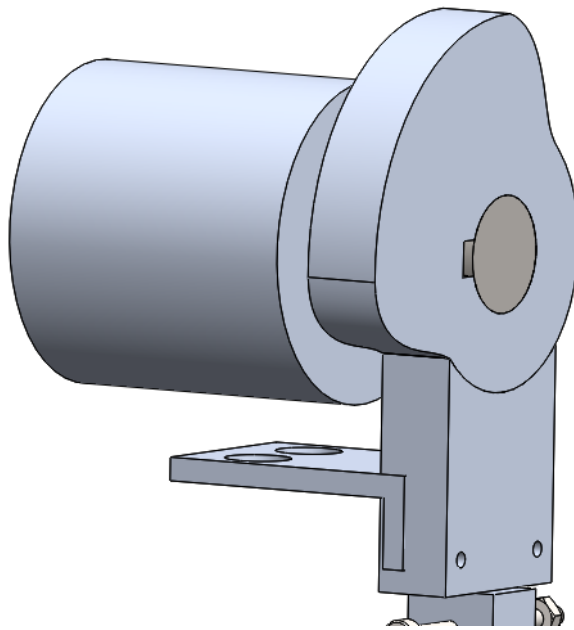


Figura 28 - Eixo de ombro do SUPLEXO com embreagem eletromagnética e came

8 CONTROLE ON-OFF DO MECANISMO DE FLEXÃO E EXTENSÃO DE OMBRO

8.1 Projeto do amortecimento do eixo do ombro do SUPLEXO

Como requisitos de projeto de amortecimento, após o travamento da embreagem, a ponta da mão do usuário deve ter queda da posição vertical máxima de 250 mm, alcance inferior mínimo de 100 mm e alcance superior mínimo de 100 mm. Outros requisitos são dimensões de comprimento máximo de 100 mm, diâmetro máximo de 100 mm e possuir tempo de parada do eixo de ombro do exoesqueleto inferior 1,5 s.

É importante que o usuário do exoesqueleto tenha alguma liberdade para movimentação do braço, após o travamento da embreagem eletromagnética, para que o exoesqueleto seja mais confortável para uso industrial. Como não é possível avaliar o conforto do usuário sem a realização de testes do exoesqueleto fabricado e montado, este TCC propõe várias configurações possíveis, com combinações de molas com rigidezes distintas para serem testadas no futuro.

8.1.1 Modelo do sistema dinâmico

Foram adotadas as seguintes hipóteses para o modelo do sistema dinâmico de amortecimento da embreagem eletromagnética na figura 29: atrito desprezível; braço e antebraço do exoesqueleto rígidos; e usuário parado.

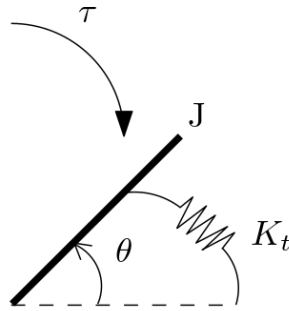


Figura 29 - Modelo do sistema dinâmico de amortecimento da embreagem eletromagnética

τ - Torque referente ao peso do braço, antebraço e mão do usuário, do braço e antebraço do exoesqueleto e da carga.

J - Momento de inércia do braço, antebraço e mão do usuário e do braço e antebraço do exoesqueleto.

K_t - Rigidez torcional equivalente das molas.

θ - Posição angular do eixo do ombro, com a compressão das molas, em relação à posição angular do eixo, imediatamente antes da compressão destas molas, conforme figura 31.

Chega-se assim à seguinte equação dinâmica:

$$J\ddot{\theta} + K_t\theta = -\tau \quad (8.1)$$

Quando a embreagem eletromagnética é ligada, as molas são comprimidas, resistindo ao torque aplicado.

8.1.2 Modelo mecânico

Para as possíveis configurações de mola, foram consideradas as quantidades de 1 a 6 das seguintes molas dispostas em simetria cilíndrica: V20-25, B20-25, R20-25 e G20-25 da fabricante Polimold Industrial S.A. [33] .

Foram estabelecidos critérios de exclusão para configurações de mola não desejáveis: risco à segurança, restrição geométrica devido ao volume e compressão acima do limite suportado pela mola apresentado no catálogo da Polimold [33], conforme a figura 30.

Número de molas	Mola			
	V20-25	B20-25	R20-25	G20-25
1	X	X	X	X
2	X			
3				
4	X	X	X	X
5	X	X	X	X
6	X	X	X	X
Critério de exclusão:				
	Segurança			
	Volume			
	Compressão excessiva			

Figura 30 - Seleção de configurações possíveis de molas

Logo, as sete seguintes configurações foram propostas: 3 molas V20-25, 2 molas B20-25, 3 molas B20-25, 2 molas R20-25, 3 molas R20-25, 2 molas G20-25 e 3 molas G20-25.

As seguintes hipóteses foram usadas para a construção do modelo mecânico do amortecimento da embreagem eletromagnética na figura 31: atrito desprezível, usuário parado e $\Delta x \ll l_0$

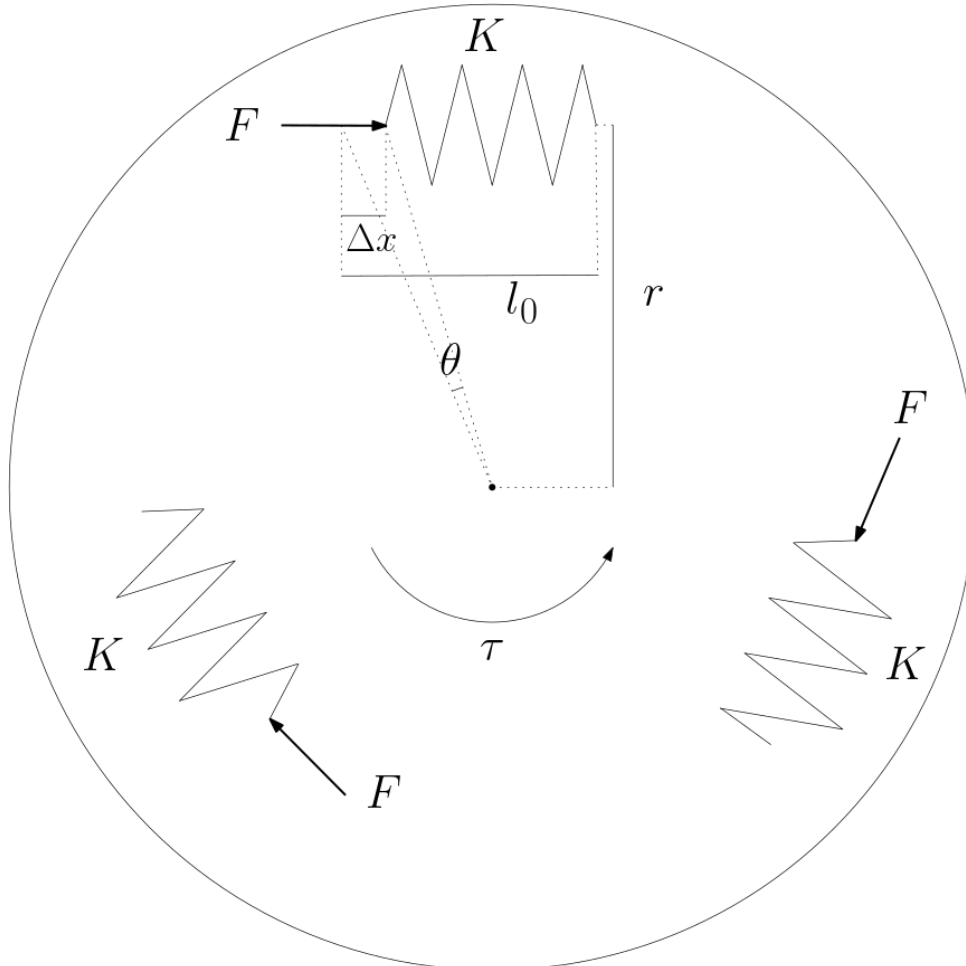


Figura 31 - Modelo mecânico do amortecimento da embreagem eletromagnética

F - Força de compressão na mola

K - Rigidez da mola

Δx - Compressão da mola

l_0 - Comprimento natural da mola

r - Distância da linha de centro da mola ao centro do eixo de rotação do ombro

τ - Torque referente ao peso do braço, antebraço e mão do usuário, do braço e antebraço do exoesqueleto e da carga.

n - Número de molas

A partir da geometria e das hipóteses propostas, chega-se à seguinte relação:

$$K_t \approx \frac{nKr\sqrt{4r^2 + l_0^2}}{2} \quad (8.2)$$

A equação 8.2 indica os valores de rigidez torcional equivalente para cada configuração de mola na figura 32.

Mola linear				
	V20-25	B20-25	R20-25	G20-25
Rigidez linear [N/mm]				
	55,8	98	216	293
número de molas	Rigidez angular equivalente [Nm/rad]			
2	-	191,10	421,20	571,35
3	163,22	286,65	631,80	857,03

Figura 32 - Rigidez torcional equivalente para cada configuração possível de molas

8.1.3 Desenho dos componentes mecânicos

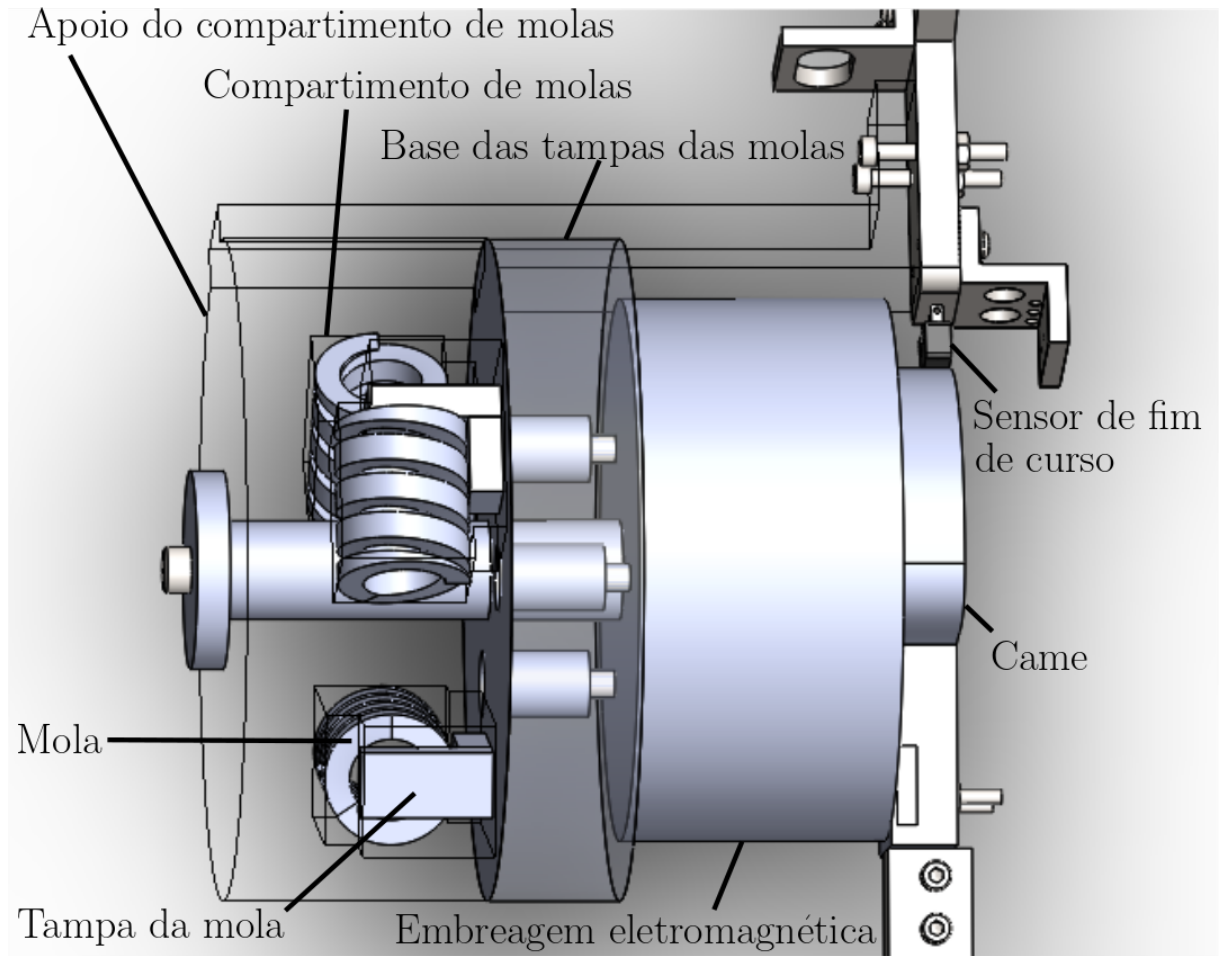


Figura 33 - Componentes do mecanismo de amortecimento

O apoio dos compartimentos de molas é fixo ao exoesqueleto. Cada mola é colocada em um compartimento e é presa por uma tampa. A base das tampas das molas é parafusada à embreagem eletromagnética com 3 parafusos M4. A embreagem desligada permite rotação livre do eixo do ombro do exoesqueleto. Uma vez que a embreagem é ligada, o torque aplicado comprime a mola entre a tampa da mola e o compartimento da mola, amortecendo o eixo do ombro do exoesqueleto. A tampa da mola foi feita de maneira a poder ser levantada contra a aceleração da gravidade sem perder o contato com a superfície cilíndrica da mola para maior liberdade de movimento do usuário.

O mecanismo de amortecimento apresentado nas figuras 33 e 34 é válido para todas as configurações de mola, já que têm o mesmo comprimento e o mesmo diâmetro externo [33].

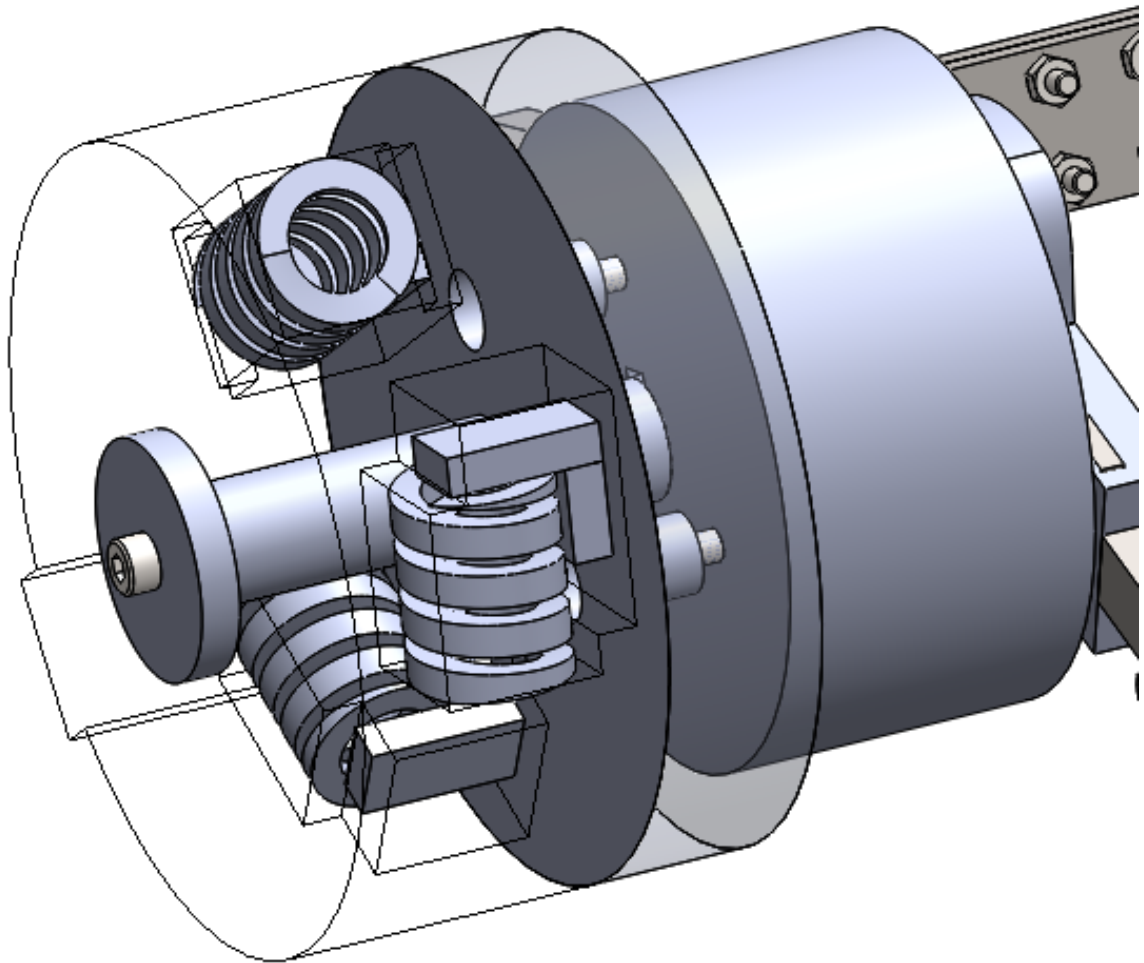


Figura 34 - Mecanismo de amortecimento com molas, embreagem eletromagnética e came.

8.1.4 Dimensionamento do torque de atrito

Até a subseção 8.1.3, o atrito foi desprezado. Nesta subseção, o dimensionamento do torque de atrito deve ser feito para considerar a perda de energia por atrito de deslizamento entre as tampas das molas e as molas de amortecimento.

Hipóteses para dimensionamento do torque de atrito do sistema: usuário parado; desprezar atrito do pulso, cotovelo e ombro do usuário; desprezar atrito no cotovelo do exoesqueleto; supor braço e antebraço do exoesqueleto perfeitamente rígidos; considerar apenas atrito seco entre tampa da mola e mola; força axial de compressão do eixo é aproximadamente igual à força normal que mantém as tampas das molas em contato com as molas de amortecimento; condições iniciais de velocidade angular e posição angular nulas.

Refinando a equação 8.1, chega-se a equação 8.3, considerando que sgn é função sinal.

$$J\ddot{\theta} + k\theta + \tau_{\text{at}} \text{sgn}(\dot{\theta}) = -\tau \quad (8.3)$$

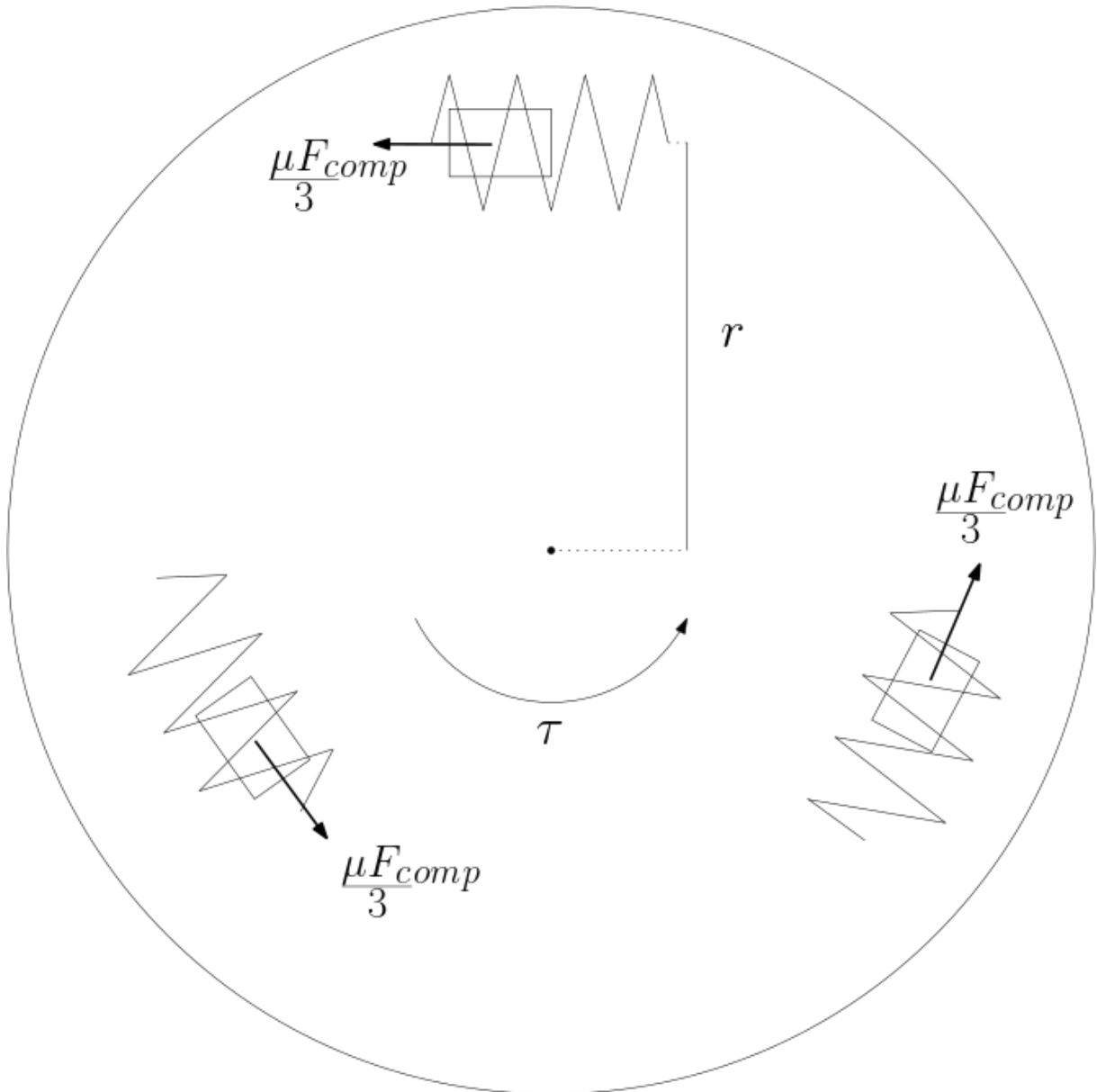


Figura 35 - Modelo mecânico para dimensionamento do torque de atrito

Valor do coeficiente de atrito μ retirado de [34], considerando que a tampa da mola é de alumínio e a mola é de aço.

$$\tau_{\text{at}} = 3 \frac{\mu F_{\text{comp}}}{3} r = \mu F_{\text{comp}} r \quad (8.4)$$

Um parafuso M6, rosqueado em $L_P = 3 \text{ mm}$, mantém uma mola B13-25 da Polimold

[33], com rigidez da mola de compressão do eixo $K_{\text{comp}} = 30 \text{ N/mm}$ comprimida em Δx_{comp} , entre uma arruela de espessura $L_A = 2 \text{ mm}$ e o eixo do ombro do SUPLEXO.

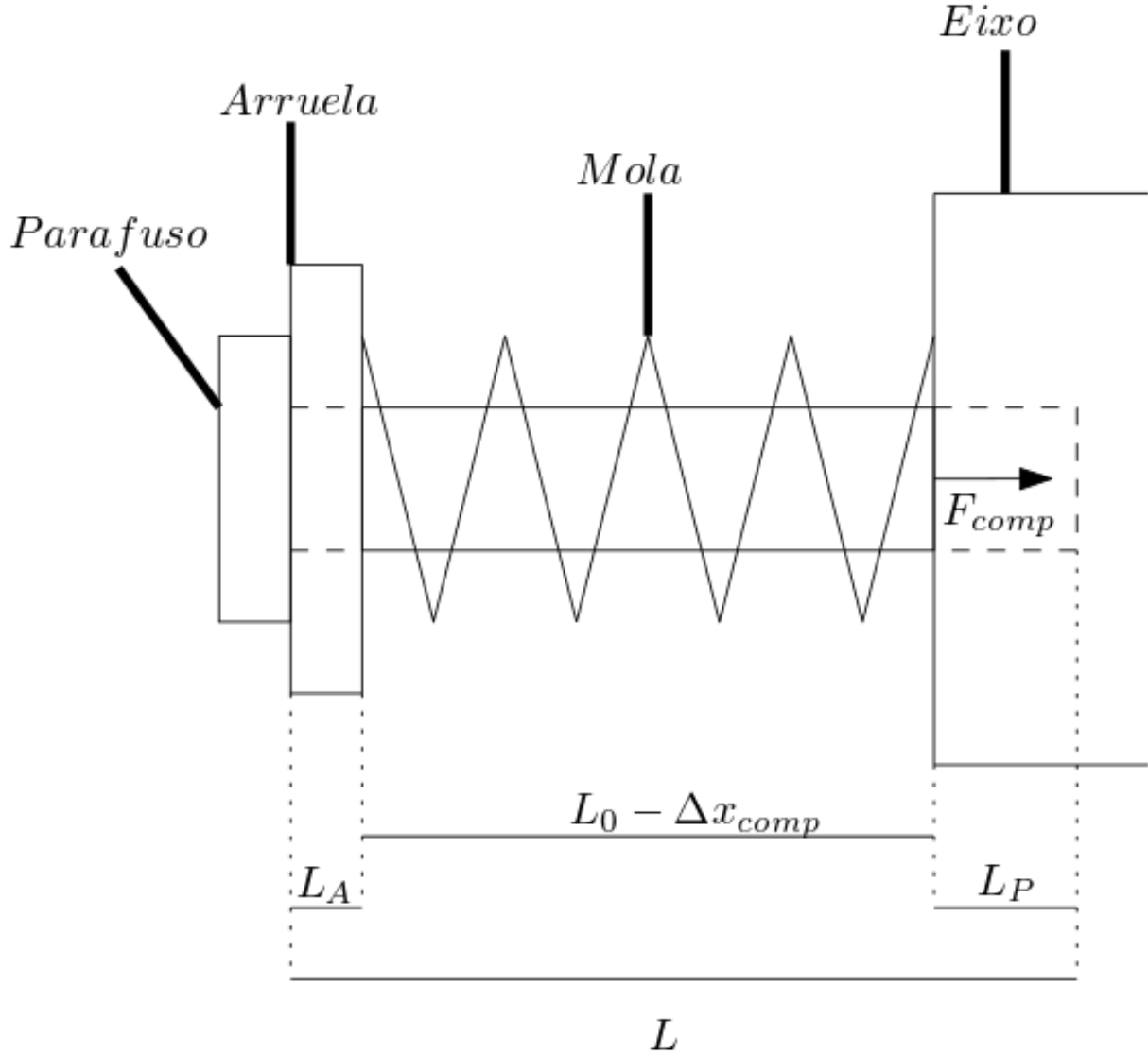


Figura 36 - Mecanismo para controle da força de compressão do eixo do ombro

Assim tem-se:

$$\Delta x_{\text{comp}} = L_0 + L_A + L_P - L = 10 \text{ mm}$$

$$F_{\text{comp}} = K_{\text{comp}} \Delta x_{\text{comp}} = 300 \text{ N}$$

A força de compressão do eixo F_{comp} foi escolhida para atender ao requisito de tempo de parada do braço do exoesqueleto apresentado na seção 8.1. A análise do tempo de parada é feita nas simulações do capítulo 9.

O eixo é feito de aço para maior resistência e os outros componentes mecânicos são feitos de alumínio para reduzir a massa.

O projeto mecânico da versão final do mecanismo de extensão e flexão de ombro do SUPLEXO é mostrado na figura 36, com o comprimento de 80 mm da base da tampa da mola até a cabeça do parafuso que comprime o eixo, menor que os 100 mm requeridos. O mecanismo tem diâmetro de 100 mm, igual ao máximo de 100 mm exigidos. Logo, estes requisitos da seção 8.1 são atendidos.

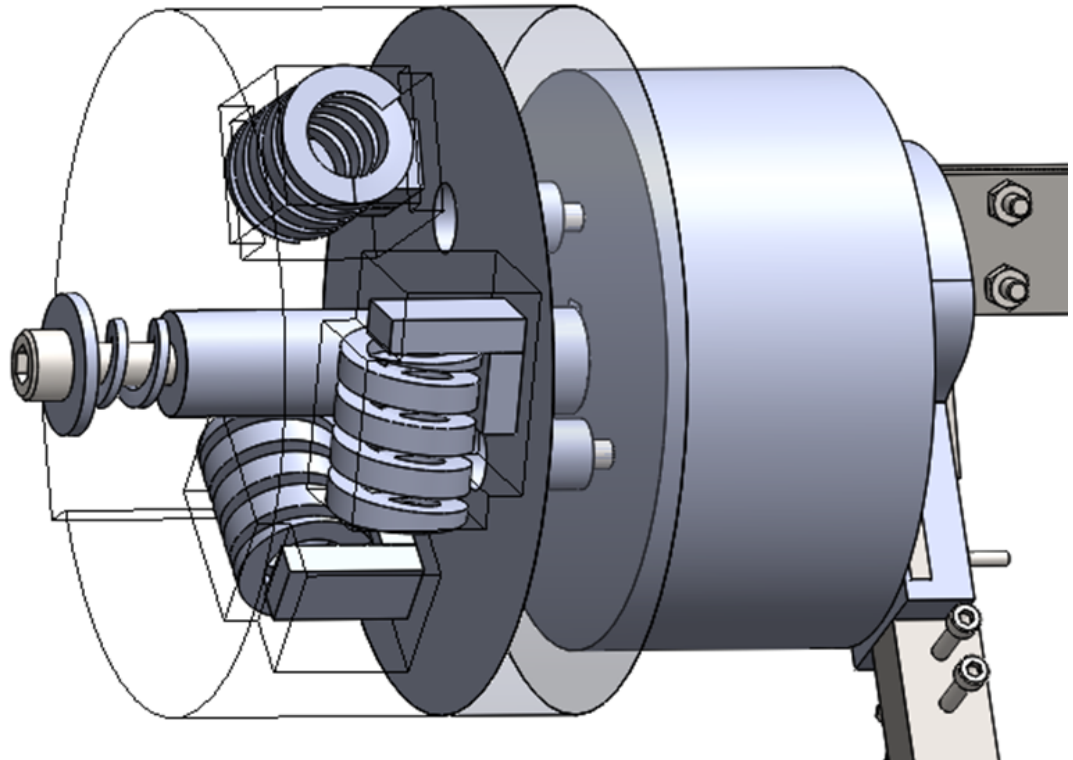


Figura 37 - Projeto mecânico final com mola de compressão do eixo, amortecimento do eixo com molas, embreagem eletromagnética e came

O desenho final do eixo, da base das tampas das molas e do apoio do compartimento de molas estão nas figura 38, 39 e 40.

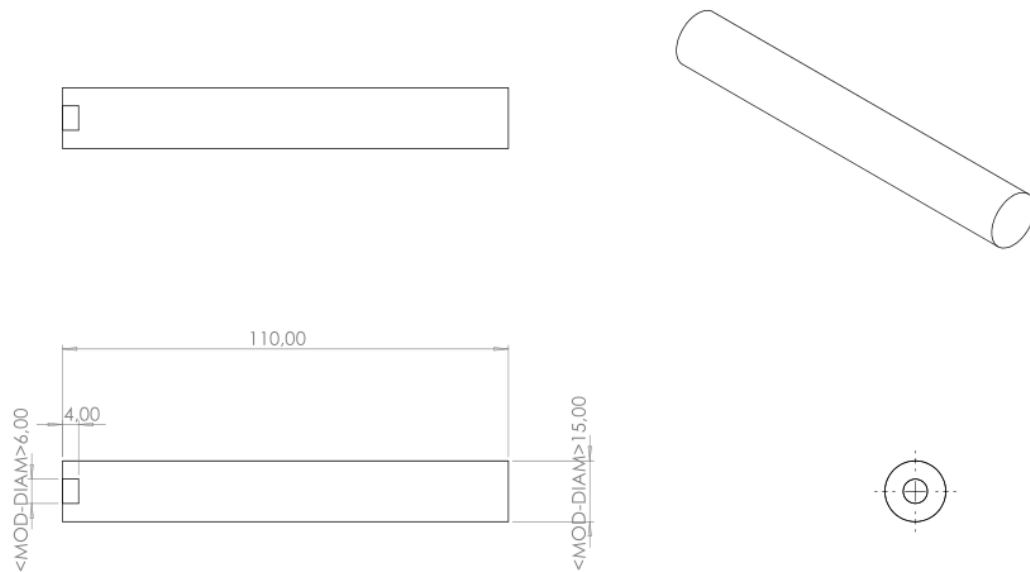


Figura 38 - Desenho do eixo

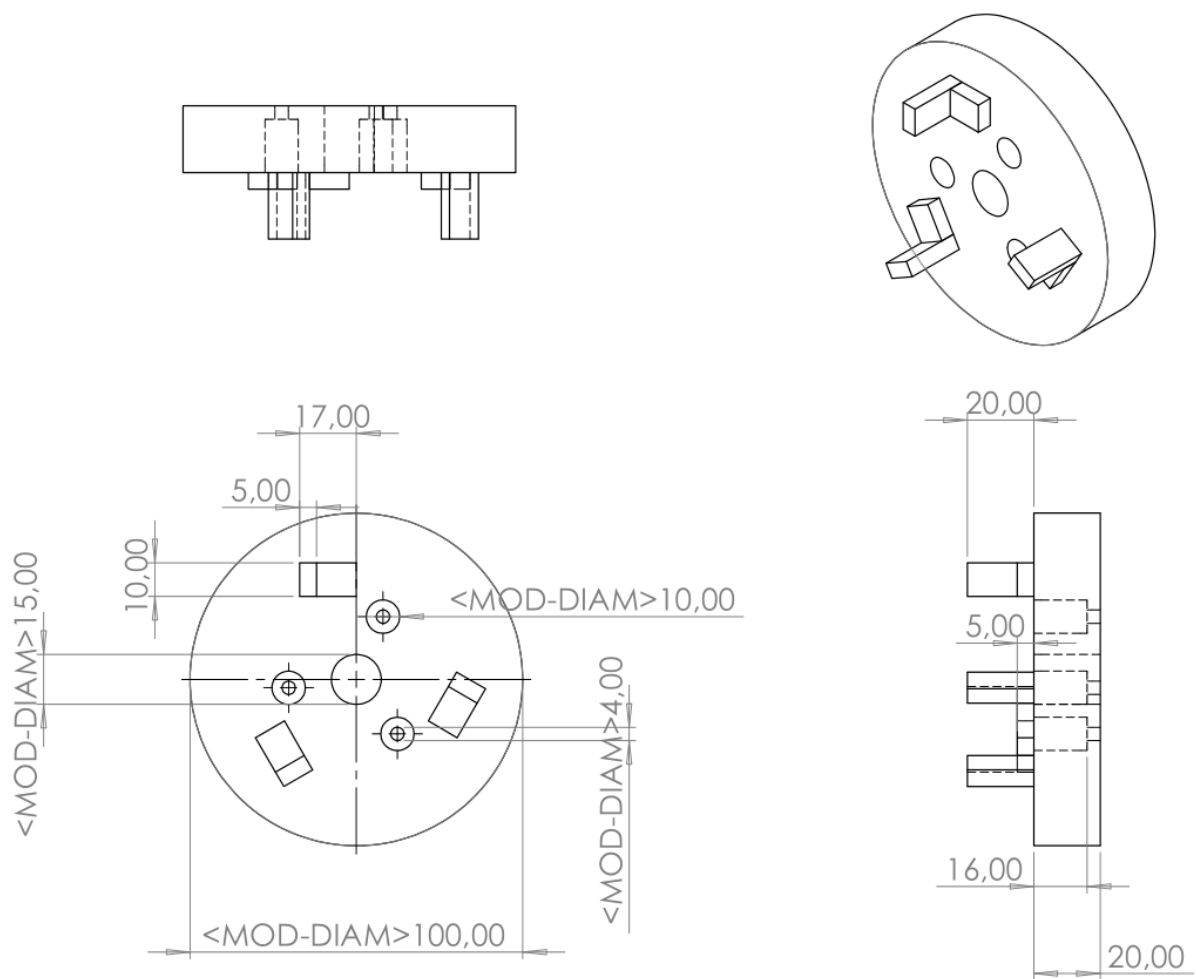


Figura 39 - Desenho da base das tampas das molas

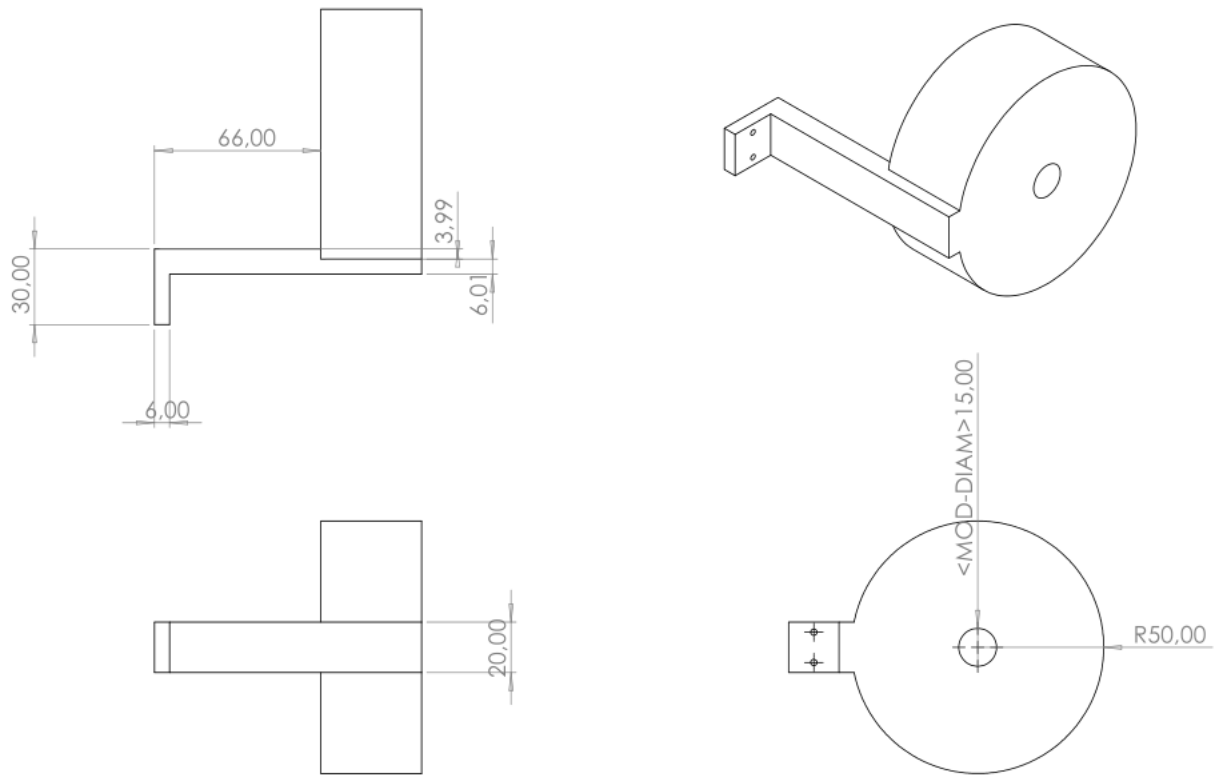


Figura 40 - Desenho do apoio do compartimento de molas

PARTE IV

SIMULAÇÕES E RESULTADOS

9 SIMULAÇÕES

Após o travamento da embreagem eletromagnética, com a compressão das molas de amortecimento, o braço cai realizando a rotação $-\theta$ até a posição angular ϕ , de acordo com a figura 41.

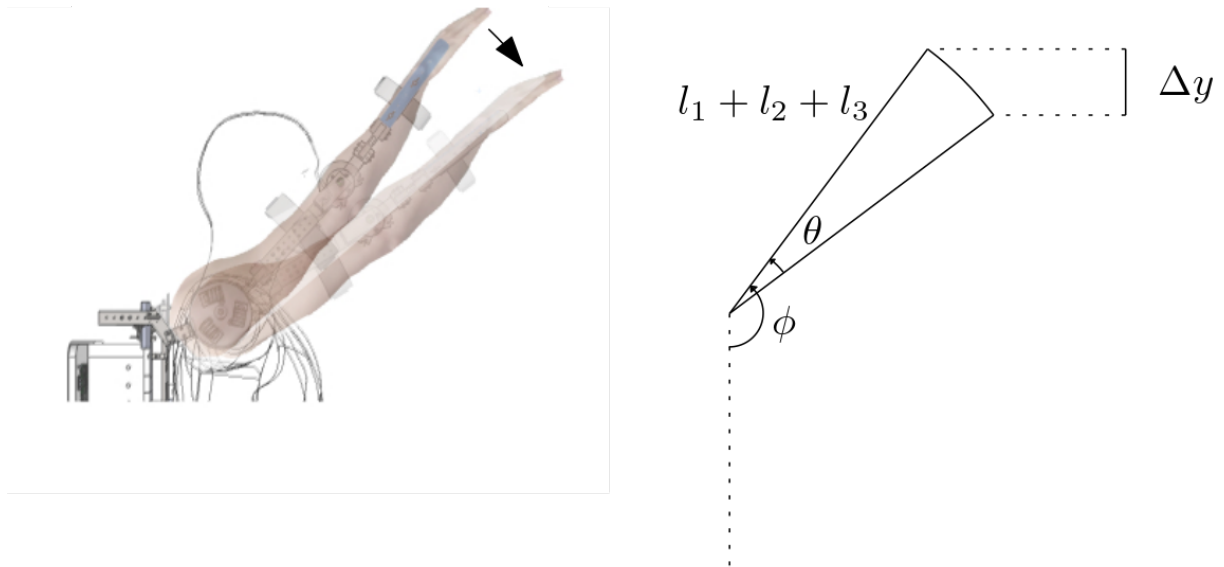


Figura 41 - Esquema da queda do braço do usuário, à esquerda, e modelo geométrico, à direita

A partir geometria da figura 41, chega-se à seguinte equação:

$$\Delta y = (l_1 + l_2 + l_3)[\sin(\phi - 90) - \sin(\phi - 90 - \theta)] \quad (9.1)$$

Δy - A distância da ponta da mão do usuário, após o travamento da embreagem eletromagnética, em relação à posição original, imediatamente antes do travamento da embreagem, na direção vertical

l_1 - Comprimento do braço do usuário

l_2 - Comprimento do antebraço do usuário

l_3 - Comprimento da mão do usuário

θ - Posição angular do eixo do ombro, com a compressão das molas, em relação à posição angular do eixo, imediatamente antes da compressão destas molas, conforme figura 31.

ϕ - Posição angular do eixo do ombro do exoesqueleto a partir da linha vertical no plano lateral do corpo no sentido de baixo para cima

Dado que Δy depende de ϕ e de θ , é preciso avaliar o pior caso, com o valor máximo de Δy para a queda do braço. Δy_{max} ocorre quando $\phi = 90^\circ + \theta_F/2$. θ_F é a posição angular final em que eixo do ombro do SUPLEXO para.

As figuras 42 a 48, a seguir, são os resultados da simulações do movimento da posição vertical máxima da ponta da mão do usuário para cada uma das configurações possíveis de mola de amortecimento.

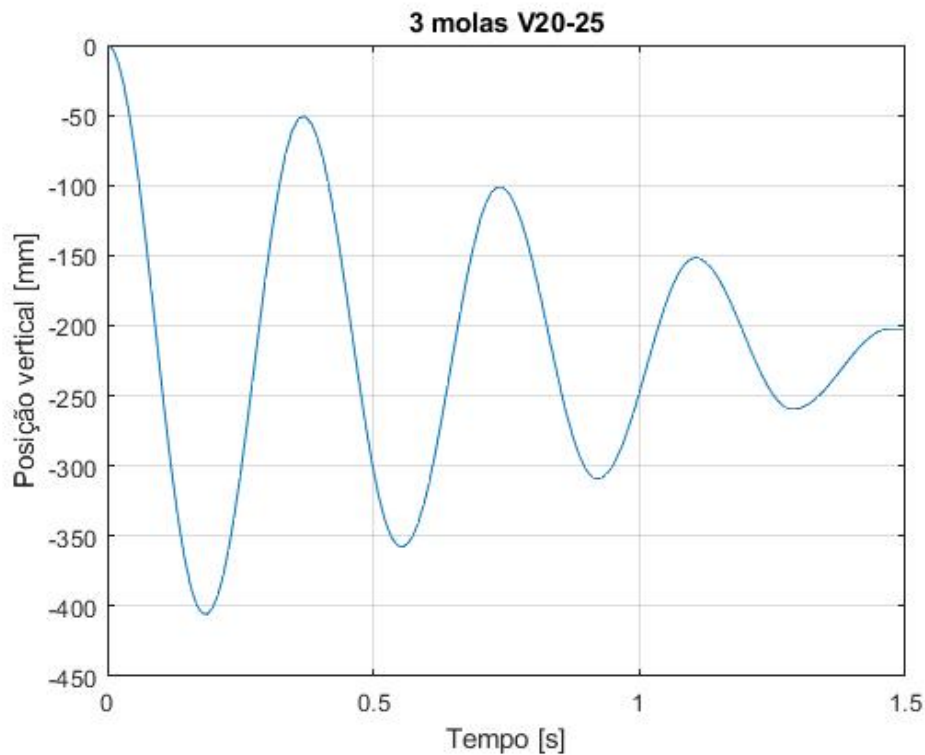


Figura 42 - Simulação do movimento da posição vertical máxima da ponta da mão do usuário quando o mecanismo de amortecimento tem três molas V20-25

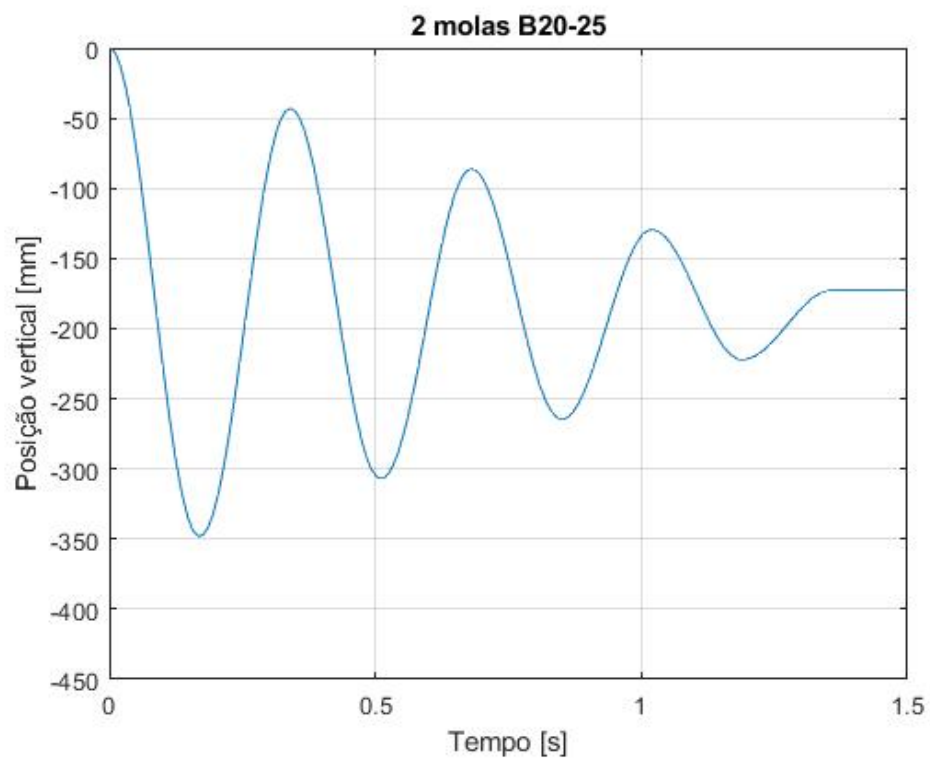


Figura 43 - Simulação do movimento da posição vertical máxima da ponta da mão do usuário quando o mecanismo de amortecimento tem duas molas B20-25

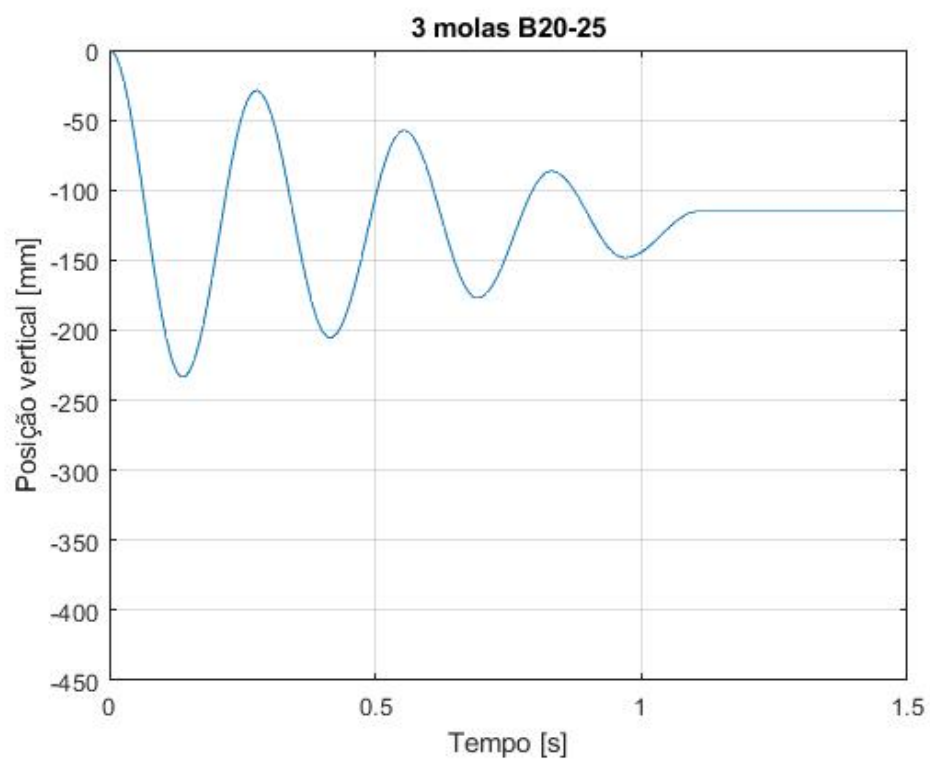


Figura 44 - Simulação do movimento da posição vertical máxima da ponta da mão do usuário quando o mecanismo de amortecimento tem três molas B20-25

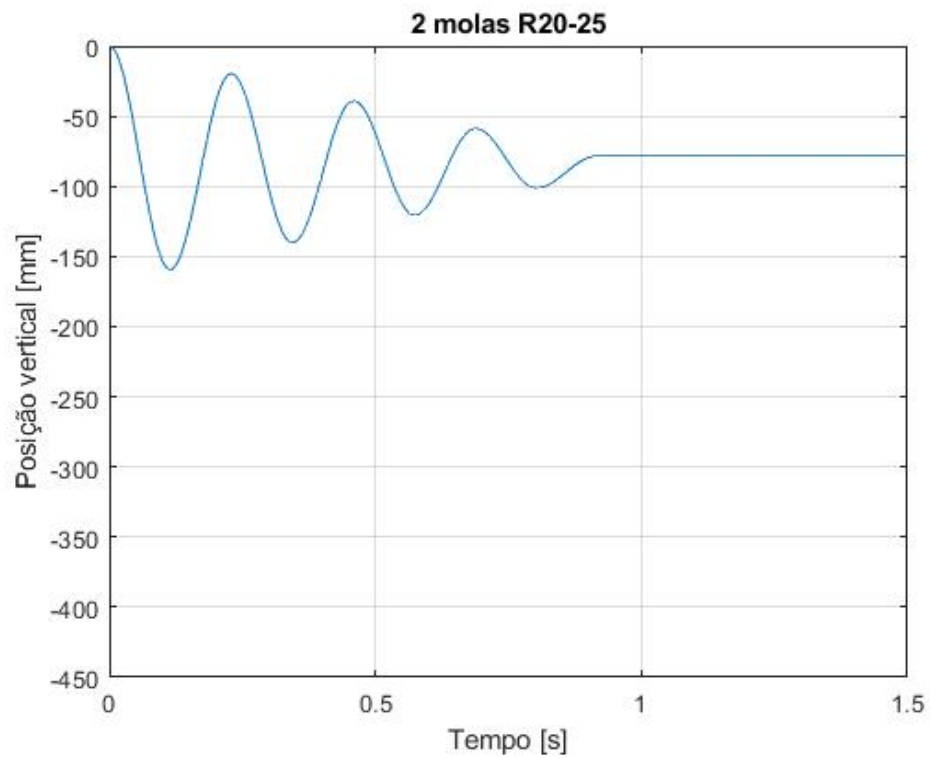


Figura 45 - Simulação do movimento da posição vertical máxima da ponta da mão do usuário quando o mecanismo de amortecimento tem duas molas R20-25

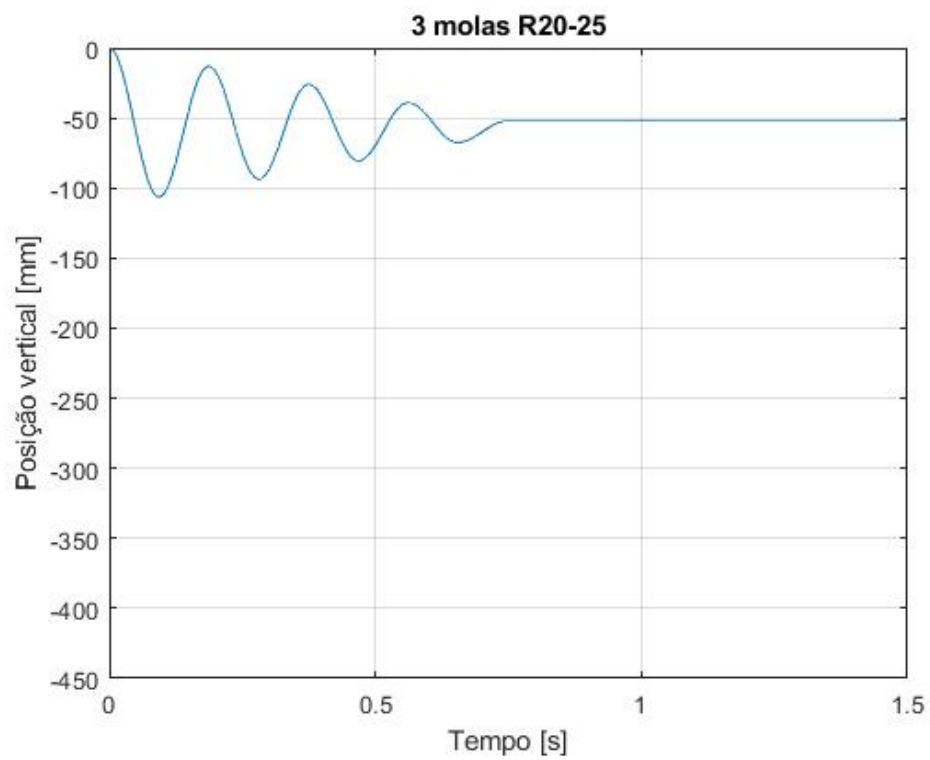


Figura 46 - Simulação do movimento da posição vertical máxima da ponta da mão do usuário quando o mecanismo de amortecimento tem três molas R20-25

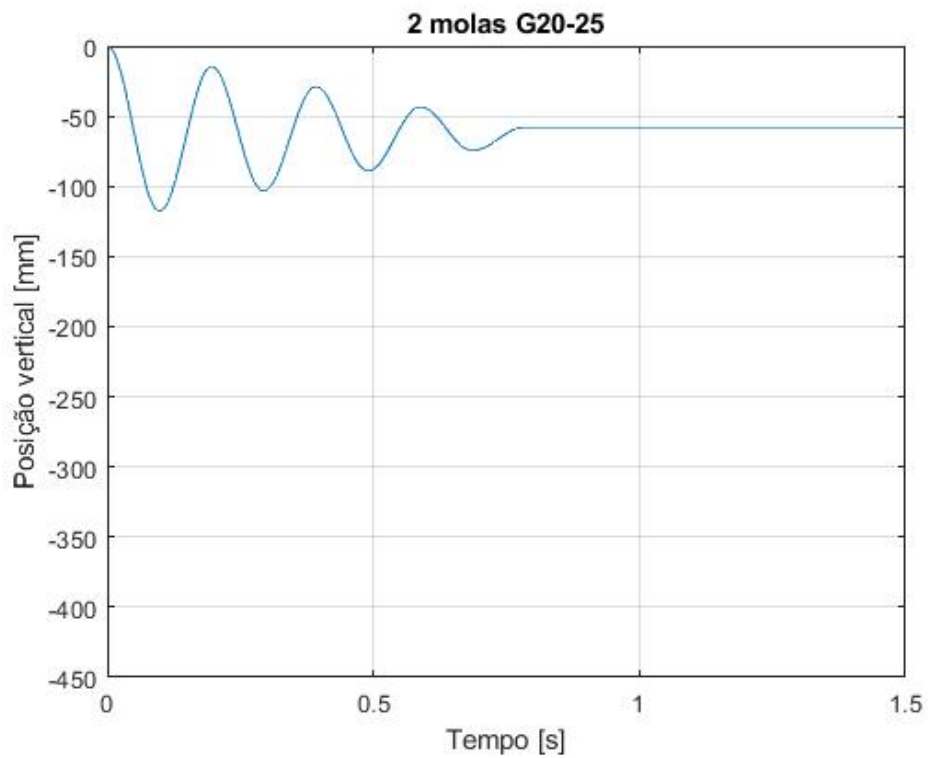


Figura 47 - Simulação do movimento da posição vertical máxima da ponta da mão do usuário quando o mecanismo de amortecimento tem duas molas G20-25

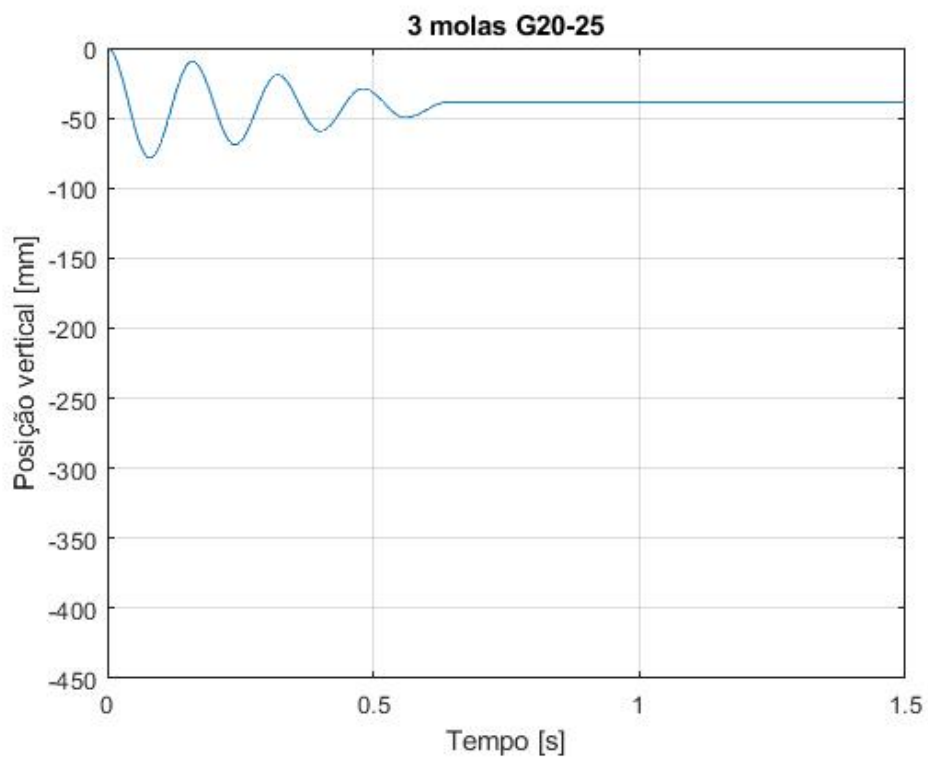


Figura 48 - Simulação do movimento da posição vertical máxima da ponta da mão do usuário quando o mecanismo de amortecimento tem três molas G20-25

O tempo de parada e a posição vertical final máxima da mão do usuário, vistos nas Figura 42 a 48, estão sumarizados na figura 49.

Mola	tempo de parada[s]	posição final[mm]
3 molas V20-25	1,36	-202,3
2 molas B20-25	1,25	-172,8
3 molas B20-25	1,02	-115,3
2 molas R20-25	0,84	-78,4
3 molas R20-25	0,69	-52,3
2 molas G20-25	0,72	-57,9
3 molas G20-25	0,59	-38,6

Figura 49 - Posição vertical final máxima da ponta da mão do usuário e tempo de parada

O alcance superior da ponta da mão do usuário corresponde à distância entre a posição final e o limite superior do compartimento da mola. O alcance inferior da ponta da mão do usuário corresponde à distância entre a posição final e a compressão máxima da mola, de acordo com o catálogo [33].

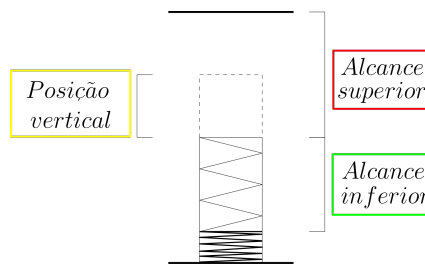


Figura 50 - Esquema simplificado do comportamento da mola em relação às medidas de posição vertical final máxima, alcance superior e alcance inferior da ponta da mão do usuário

Os valores de posição vertical final máxima, alcance inferior e alcance superior da ponta da mão do usuário estão reunidos na figura 51.

Distância vertical na ponta da mão [mm]						
Mola						
V20-25				B20-25		
Rigidez [N/mm]						
55,8				98		
Número de molas	Posição final [mm]	Alcance inferior [mm]	Alcance superior [mm]	Posição final [mm]	Alcance inferior [mm]	Alcance superior [mm]
2	-	-	-	172,8	110,9	307,9
3	202,3	124,6	337,4	115,3	168,4	250,4
Mola						
R20-25				G20-25		
Rigidez [N/mm]						
216				293		
Número de molas	Posição final [mm]	Alcance inferior [mm]	Alcance superior [mm]	Posição final [mm]	Alcance inferior [mm]	Alcance superior [mm]
2	78,4	145,8	213,5	57,9	128,5	193,0
3	52,3	171,9	187,4	38,6	147,8	173,7

Figura 51 - Posição vertical final máxima, o alcance inferior e o alcance superior da ponta da mão do usuário

Nas configurações possíveis do mecanismo, a posição vertical final máxima está entre 38,6 mm e 202,3 mm, menor que os 250 mm requeridos. O alcance inferior é entre 110,9 mm e 171,9 mm, maior que os 100 mm pedidos. O alcance superior fica entre 173,7 mm e 337,4 mm, maior que os 100 mm necessários. O tempo de parada está entre 0,59 s e 1,36 s, menor que o tempo pretendido de 1,5 s. Assim, atende-se aos requisitos apresentados na seção 8.2.

10 DISCUSSÕES

As simulações nas figuras 42 a 48 mostram que o braço do usuário para de oscilar antes em molas torcionais equivalentes mais rígidas.

A hipótese feita na seção 8.1.2: $\Delta x \ll l_0$ leva a uma aproximação no cálculo da rigidez angular K_t da equação 8.2. Como Δx é menor para valores maiores de K , para a mesma força F , os cálculos feitos com K_t tem maior acurácia para valores mais rígidos da mola de amortecimento K .

A hipótese feita na seção 8.1.4: condições iniciais de velocidade angular e posição angular nulas assumem que o usuário do SUPLEXO para o braço antes do acionamento da embreagem eletromagnética. Assim, recomenda-se cautela na utilização do exoesqueleto, especialmente para configurações de mola com valores de rigidez torcional equivalente menores, já que têm o menor alcance inferior do mecanismo e maior oscilação nas simulações.

Nas simulações, foi desconsiderado atrito viscoso no ombro e no cotovelo do usuário, apesar da natureza do líquido sinovial e do atrito nas articulações do corpo humano. Além disso, foi desconsiderado atrito viscoso no mecanismo de flexão e extensão do ombro do SUPLEXO. Conforme as hipóteses descritas na subseção 8.1.4, o atrito viscoso foi desprezado diante da magnitude do atrito de deslizamento no mecanismo ampliado pela mola de compressão do eixo de ombro do SUPLEXO.

11 CONCLUSÃO

O objetivo do TCC, apresentado na seção 5.1, foi cumprido: simulou-se um mecanismo on-off para travamento de eixo de ombro do SUPLEXO. Adicionalmente, as funcionalidades do SUPLEXO, também mostradas na seção 5.1, foram atendidas: o mecanismo de flexão e extensão do ombro é capaz de acionar a atuação em qualquer posição angular e a posição angular do eixo de ombro do SUPLEXO é controlada após a atuação do mecanismo de flexão e extensão do ombro. Além disso, todos os requisitos introduzidos na seção 5.2 foram atendidos.

Após a fabricação e a montagem do SUPLEXO, será preciso realizar testes de conforto do usuário para determinar qual das configurações de mola é a mais confortável para um operário em ambiente industrial.

Uma possível linha de pesquisa futura é fazer arquitetura de controle usando sEMG para determinar quando a embreagem eletromagnética deve ser travada a partir da intenção do usuário.

REFERÊNCIAS

- [1] SOUZA, R. S. Design and Prototyping of a Development Platform for Exoskeleton Research. Tese (mestrado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2018.
- [2] PONS, J. L. *Wearable robots: biomechatronic exoskeletons*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2008.
- [3] MAURICE, P. et al. Evaluation of PAEXO, a novel passive exoskeleton for overhead work. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Taylor & Francis, v. 22, n. sup1, p. S448–S450, 2019. ISSN 1025-5842. Disponível em: <<https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1714977>>.
- [4] SPADA, S. et al. Analysis of exoskeleton introduction in industrial reality: Main issues and EAWS risk assessment. *Advances in Intelligent Systems and Computing*, v. 602, n. i, p. 236–244, 2018. ISSN 21945357.
- [5] VOILQUÉ, A. et al. Industrial Exoskeleton Technology: Classification, Structural Analysis, and Structural Complexity Indicator. *2019 Wearable Robotics Association Conference, WearRAcon 2019*, IEEE, p. 13–20, 2019.
- [6] LOVRENOVIC, Z.; DOUMIT, M. Review and analysis of recent development of lower extremity exoskeletons for walking assist. *2016 IEEE EMBS International Student Conference: Expanding the Boundaries of Biomedical Engineering and Healthcare, ISC 2016 - Proceedings*, 2016.
- [7] PERRY, J.; ROSEN, J.; BURNS, S. Upper-limb powered exoskeleton design. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, v. 12, p. 408–417, 2007.
- [8] ALTENBURGER, R.; SCHERLY, D.; STADLER, K. S. Design of a passive , iso - elastic upper limb exoskeleton for gravity compensation. *ROBOMECH Journal*, Springer International Publishing, p. 1–7, 2016. ISSN 2197-4225.
- [9] ZHOU, L. et al. Design of a passive lower limb exoskeleton for walking assistance with gravity compensation. *Mechanism and Machine Theory*, Elsevier Ltd, v. 150, p. 103840, 2020. ISSN 0094114X. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2020.103840>>.
- [10] SPADA, S. et al. Investigation into the Applicability of a Passive Upper-limb Exoskeleton in Automotive Industry. *Procedia Manufacturing*, The Author(s), v. 11, n. June, p. 1255–1262, 2017. ISSN 23519789. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.promfg.2017.07.252>>.
- [11] ROSEN, J.; PERRY, J. C. Upper limb powered exoskeleton. *International Journal of Humanoid Robotics*, v. 4, n. 3, p. 529–548, 2007. ISSN 02198436.

- [12] VUKOBRATOVIC, M. K. When were active exoskeletons actually born? *International Journal of Humanoid Robotics*, v. 4, n. 3, p. 459–486, 2007. ISSN 02198436.
- [13] ROSHEIM, M. *Robot Evolution: The Development of Anthrobotics*. Wiley, 1994. (Wiley interscience publication). ISBN 9780471026228. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=IxtL54iiDPUC>>.
- [14] GE - General Electric Company - Specialty Materials Handling Products Operation: Final report on hardiman i prototype for machine augmentation of human strength and endurance. 1971. Acesso em: 15-01-2021. Disponível em: <<http://cyberneticzoo.com/wp-content/uploads/2010/04/hardiman-final.pdf>>.
- [15] ZOISS, A.; KAZEROONI, H.; CHU, A. On the mechanical design of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex). *2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, p. 3465–3472, 2005.
- [16] GE - General Electric Company: Do you even lift, bro? hardiman was ge’s muscular take on the human-machine interface. 2016. Acesso em: 15-01-2021. Disponível em: <<https://www.ge.com/news/reports/do-you-even-lift-bro-hardiman-and-the-human-machine-interface>>.
- [17] VUKOBRATOVIC, M.; HRISTIC, D.; STOJILJKOVIC, Z. Development of active anthropomorphic exoskeletons. *Medical and biological engineering*, v. 12, p. 66–80, 1974.
- [18] Maurice, P. et al. Objective and subjective effects of a passive exoskeleton on overhead work. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 28, n. 1, p. 152–164, 2020.
- [19] VOLKSWAGEN: Work with exoskeletons. 2018. Acesso em: 18-01-2021. Disponível em: <<https://www.youtube.com/watch?v=AyIgUcxB0HA>>.
- [20] PAEXO. 2021. Acesso em: 10-05-2021. Disponível em: <paexo.com>.
- [21] PACIFICO, I. et al. An experimental evaluation of the proto-mate: A novel ergonomic upper-limb exoskeleton to reduce workers’ physical strain. *IEEE Robotics Automation Magazine*, v. 27, n. 1, p. 54–65, 2020.
- [22] ENGELHOVEN, L. V. et al. Experimental evaluation of a shoulder-support exoskeleton for overhead work: Influences of peak torque amplitude, task, and tool mass. *IIEE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, Taylor Francis, v. 7, n. 3-4, p. 250–263, 2019. Disponível em: <<https://doi.org/10.1080/24725838.2019.1637799>>.
- [23] SHOULDERX. 2021. Acesso em: 29-09-2021. Disponível em: <<https://www.suitx.com/shoulderx>>.
- [24] SOLTANI-ZARRIN, R. et al. TAMU CLEVERarm: A novel exoskeleton for rehabilitation of upper limb impairments. In: *2017 International Symposium on Wearable Robotics and Rehabilitation, WeRob 2017*. [S.l.]: Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2018. p. 1–2. ISBN 9781538643778.

- [25] ZEIAEE, A. et al. Design and kinematic analysis of a novel upper limb exoskeleton for rehabilitation of stroke patients. In: *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. [S.l.]: IEEE Computer Society, 2017. p. 759–764. ISBN 9781538622964. ISSN 19457901.
- [26] KIGUCHI, K.; HAYASHI, Y. An emg-based control for an upper-limb power-assist exoskeleton robot. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B (Cybernetics)*, v. 42, n. 4, p. 1064–1071, 2012.
- [27] SUPLINO, L. D. O. Design and control via sEMG of an upper-limb exoskeleton with three degrees of freedom. Texto para qualificação de dissertação (mestrado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2020.
- [28] RUBIO, D. d. S. C.; MARTINS, P. E. S. Projeto e elaboração de articulação para exoesqueleto passivo de membro superior. Trabalho de conclusão de curso pela Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2020.
- [29] CARVALHO, J. C. M.; IBRAHIM, R. C.; COELHO, T. A. H. *Mecanismos, máquinas e robôs*. [S.l.]: Elsevier, 2017.
- [30] TELCOMEC. Innesti e freni elettromagnetici e pneumatici a denti ed a dischi. Catalogo Telcomec, 2015.
- [31] BOOHER, C. R.; GOLDSBERRY, B. S. NASA's Man-Systems Integration Standards: A Human Factors Engineering Standard for Everyone in the Nineties. *Dual-Use Space Technology Transfer Conference and Exhibition*, National Aeronautics and Space Administration, v. 1, 1994. Disponível em: <<https://msis.jsc.nasa.gov/volume1.htm>>.
- [32] DEMPSTER, W. T.; GAUGHRAN, G. R. L. Properties of body segments based on size and weight. *American Journal of Anatomy*, v. 120, n. 1, p. 33–54, 1967. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/aja.1001200104>>.
- [33] POLIMOLD. Catálogo de Molas. Polimold Industrial S.A.
- [34] BARRETT, R. T. Fastener Design Manual. *NASA Reference Publication 1228*, National Aeronautics and Space Administration, 1990. Disponível em: <<https://www.usfastenersources.com/pdfs/nasa-design-manual.pdf>>.