

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECATRÔNICA

DANIEL DA SILVA CABELLO RUBIO
PAULO EDUARDO SILVESTRE MARTINS

**PROJETO E ELABORAÇÃO DE ARTICULAÇÃO PARA
EXOESQUELETO PASSIVO DE MEMBROS SUPERIORES**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

SÃO PAULO
2020

DANIEL DA SILVA CABELLO RUBIO
PAULO EDUARDO SILVESTRE MARTINS

**PROJETO E ELABORAÇÃO DE ARTICULAÇÃO PARA
EXOESQUELETO PASSIVO DE MEMBROS SUPERIORES**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao
Departamento de Engenharia Mecatrônica da Universidade
de São Paulo, como requisito parcial para a obtenção do
título de Engenheiro.

Orientador: Rafael Traldi Moura
Escola Politécnica da USP

SÃO PAULO
2020

Este trabalho é dedicado às nossas famílias,
que sempre estiveram presentes em momentos
de dificuldade e pressão.

AGRADECIMENTOS

Este trabalho foi possível graças ao aprendizado proporcionado pela Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, e seus professores que com alto grau de comprometimento e atenciosidade nos passaram parte de seu conhecimento.

Também, ao laboratório de Biomecatrônica da Universidade de São Paulo que forneceu toda ajuda necessária na compreensão de exoesqueletos, e também todo suporte para as pesquisas e análises aqui contidas.

"Reunir-se é um começo, permanecer juntos é um progresso, e trabalhar juntos é um sucesso."

- Napoleon Hill

RESUMO

RUBIO, Daniel e MARTINS, Paulo. Projeto e elaboração de articulação para exoesqueleto passivo de membros superiores. 2020. 71 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Departamento de Engenharia Mecatrônica, Universidade de São Paulo. São Paulo, 2020.

Mundialmente, o setor industrial apresenta um interesse significativo em tecnologia assistiva, particularmente exoesqueletos para uso de trabalhadores, mas a falta de certificações específicas de segurança e diversos problemas técnicos impedem o estabelecimento do uso prático de exoesqueletos dentro da indústria. Problemas específicos relacionados a esses dispositivos incluem desconforto (para exoesqueletos ativos e passivos), peso excessivo, alinhamento com a anatomia e cinemática humana, e detecção das intenções humanas para permitir movimentos suaves (no caso de exoesqueletos ativos). Este trabalho visa projetar uma articulação para exoesqueleto passivo de membro superior, para uso de trabalhadores principalmente nas linhas de montagem de indústrias automobilísticas, os quais realizam tarefas de sustentação de ferramentas acima da linha do ombro durante muitas horas de trabalho. Pretende-se, aplicando conceitos de mecatrônica e bioengenharia, criar um dispositivo leve, confortável e, que acima de tudo, auxilie o usuário com aplicação de forças constantes, ativado apenas quando este estiver trabalhando com o braço acima da linha de seu ombro, e que, ao mesmo tempo, permita que este realize movimentos sem nenhuma resistência quando seu braço estiver abaixo da linha do ombro.

Palavras-chave: Exoesqueleto, passivo, membros superiores, mecanismo de ativação.

ABSTRACT

RUBIO, Daniel e MARTINS, Paulo. Title in English. 2020. 71 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Departamento de Engenharia Mecatrônica, Universidade de São Paulo. São Paulo, 2020.

Around the world, the industrial sector exhibits a significant interest in assistive technology, particularly exoskeletons for the use of workers, but the lack of specific certification for security and many technical problems prevent the adoption of practical applications for exoskeletons in the industry. Specific issues related to these devices include discomfort (for passive and active exoskeletons), excessive weight, alignment to human anatomy and kinematics, and detection of human intent to allow for smooth movement (in the case of active exoskeletons). This work aims to design a joint for a passive exoskeleton for the upper limbs, for the use of workers in assembly lines in the automobile industry, whose tasks require holding tools above the shoulder line during long periods of time. We intend, by applying concepts of mechatronics and bioengineering, to create a device that is lightweight, comfortable, and above all, capable of assisting the user through the exertion of constant forces, activated only while the user is working with his arm above the shoulder line, and, at the same time, allowing him to move with no resistance while his arm is below the shoulder line.

Keywords: exoskeleton, passive, upper limbs, activation mechanism.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Pesquisa de documentos com o termo 'bioengenharia' no portal da Scopus.	3
Figura 2 – Exoesqueleto de um escorpião.	3
Figura 3 – Armadura medieval.	5
Figura 4 – Evolução dos exoesqueletos ao longo da história.	6
Figura 5 – PLAD exoskeleton.	8
Figura 6 – Dispositivo de suporte BNDR.	9
Figura 7 – Exoesqueletos estudados.	13
Figura 8 – Casos de uso para exoesqueletos dentro das indústrias.	14
Figura 9 – Etapas de um projeto de inovação. Extraído de: Scortecci (2016)	15
Figura 10 – Hyundai Vest Exoskeleton (H-VEX). Extraído de: Hyun et al. (2019) .	22
Figura 11 – "Mecanismo de dissipação de energia de mola baseado em múltiplas ligações no exoesquelético pacote do braço: os círculos sombreados com a cor cinza indicam o os pontos fixos na moldura da capa e os sombreados em verde indicam juntas de ligação flutuantes. Setas rotacionais azuis representam eixo rotacional livre entre os links e a moldura da capa.". Extraído de: Hyun et al. (2019)	23
Figura 12 – "Perfis de torque gerados em relação ao ângulo do braço exoesquelético". Extraído de: Hyun et al. (2019)	23
Figura 13 – Características construtivas do Paexo.	25
Figura 14 – Exoesqueleto Paexo. Extraído de: Maurice et al. (2020)	25
Figura 15 – Cadeia cinemática e esquema de conectividade do Paexo. Extraído de: Voilqué et al. (2019)	26
Figura 16 – Exoesqueleto Mate.	26
Figura 17 – Características construtivas do Mate.	27
Figura 18 – Cadeia cinemática e esquema de conectividade do Mate. Extraído de: Voilqué et al. (2019)	28
Figura 19 – Detalhes do exoesqueleto Airframe da Levitate Technologies.	29
Figura 20 – Características construtivas do Airframe.	29
Figura 21 – Cadeia cinemática e esquema de conectividade do <i>Airframe</i> . Extraído de: Voilqué et al. (2019)	30
Figura 22 – Detalhamento do Shoulder X.	31
Figura 23 – Características construtivas do Shoulder X.	32
Figura 24 – Cadeia cinemática e esquema de conectividade do Airframe. Extraído de: Voilqué et al. (2019)	33
Figura 25 – Exoesqueleto do Laboratório de Biomecatrônica da USP.	34

Figura 26 – Esquema de atuação do Exoesqueleto do Laboratório de Biomecatrônica da USP.	35
Figura 27 – Mecanismo de Came proposto.	35
Figura 28 – Exemplo de movimento de Came próximo de dois estados. Extraído de: Myindialist (2013)	36
Figura 29 – Exemplo de Came próximo de dois estados. Extraído de: Myindialist (2013)	36
Figura 30 – Exemplo de movimento de Came próximo de dois estados. Extraído de: Myindialist (2013)	36
Figura 31 – Mecanismo <i>PUSH LATCH</i> aberto. Extraído de: Tony (2020)	37
Figura 32 – Mecanismo <i>PUSH LATCH</i> fechado. Extraído de: Tony (2020)	37
Figura 33 – Mecanismo <i>PUSH LATCH</i> proposto fechado.	38
Figura 34 – Mecanismo <i>PUSH LATCH</i> proposto aberto.	38
Figura 35 – Celular <i>LG WING</i> . Extraído de: Rig (2020)	38
Figura 36 – Mecanismo <i>LG WING</i> . Extraído de: Rig (2020)	39
Figura 37 – Mecanismo semelhante ao do <i>LG WING</i> proposto.	39
Figura 38 – Esquemático de Circuito de ativação do eletroímã.	41
Figura 39 – Mecanismo original da articulação do ombro.	43
Figura 40 – Detalhe do mecanismo original da articulação do ombro.	44
Figura 41 – Diagrama simplificado do mecanismo da articulação do ombro.	45
Figura 42 – Perfil do came obtido.	46
Figura 43 – Modelo de chave de fim de curso escolhido.	46
Figura 44 – Solução proposta para o mecanismo do ombro aplicada no exoesqueleto.	47
Figura 45 – Detalhe da solução proposta para o mecanismo do ombro aplicada no exoesqueleto.	48
Figura 46 – Posição de ausência de atuação do mecanismo.	48
Figura 47 – Início da atuação do mecanismo.	49
Figura 48 – Posição de atuação do mecanismo.	49
Figura 49 – Posição máxima de atuação do mecanismo.	50
Figura 50 – Parte do exoesqueleto que suporta o antebraço do usuário.	51
Figura 51 – Parte do exoesqueleto que suporta o braço do usuário.	51
Figura 52 – Parte do exoesqueleto que suporta o ombro do usuário.	52
Figura 53 – Simulação da deformação total da estrutura do antebraço.	53
Figura 54 – Simulação da deformação na direção Y (vertical) da estrutura do antebraço.	53
Figura 55 – Simulação da tensão de Von Mises da estrutura do antebraço.	54
Figura 56 – Simulação da tensão de Von Mises da chaveta do antebraço.	54
Figura 57 – Simulação da tensão de Von Mises da trava do cabo Bowden do antebraço.	55
Figura 58 – Simulação da tensão de Von Mises da célula de carga do antebraço.	55
Figura 59 – Simulação da deformação total da estrutura do braço.	56

Figura 60 – Simulação da deformação na direção Y (vertical) da estrutura do braço.	56
Figura 61 – Simulação da tensão de Von Mises da estrutura do braço.	57
Figura 62 – Simulação da tensão de Von Mises da célula de carga do braço.	57
Figura 63 – Simulação da deformação total da estrutura do ombro.	58
Figura 64 – Simulação da deformação na direção Y (vertical) da estrutura do ombro.	59
Figura 65 – Simulação da tensão de Von Mises da estrutura do ombro.	59
Figura 66 – Simulação da tensão de Von Mises do eixo do came conectado à mola do ombro.	60
Figura 67 – Simulação da tensão de Von Mises de um eixo do came não conectado à mola do ombro.	60
Figura 68 – Diagrama esquemático do circuito de chaveamento para o eletro-ímã. .	70
Figura 69 – Lista de Materiais.	71

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Associations between neck, upper limb, upper/lower back and lower limb MSSand independent variables in a adjusted logistic regression model for subjects withmusculoskeletal symptoms in a Brazilian manufacturing company.	2
Tabela 2 – Orthosis stakeholder needs and examples of how they relate to selected actuation requirements.	10
Tabela 3 – Orthosis stakeholder needs and examples of how they relate to selected actuation requirements.	19
Tabela 4 – A comparison of the specific force, power, and efficiency of human muscle with that of actuator technologies currently used in orthoses. .	20

SUMÁRIO

1 – INTRODUÇÃO	1
1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	4
1.2.1 Histórico	4
1.2.2 Estado da Arte	7
2 – METODOLOGIA	15
3 – OBJETIVOS	17
4 – PROJETO BÁSICO	18
4.1 REQUISITOS DO SISTEMA	18
4.1.1 Portabilidade	18
4.1.1.1 Peso	19
4.1.1.2 Volume	20
4.1.2 Performance	20
4.1.2.1 Força	20
4.1.2.2 Zona de funcionamento	21
4.1.2.3 Deformidade	21
4.1.2.4 Durabilidade	21
4.1.3 Segurança	21
4.1.3.1 Conformidade	21
4.1.3.2 <i>Backdrivability</i>	22
4.2 EXOESQUELETOS DE PARTIDA	22
4.2.1 Hyundai Vest Exoskeleton (H-VEX)	22
4.2.2 Ottobock Industrials (PAEXO)	23
4.2.3 COMAU (MATE)	24
4.2.4 <i>Levitare Technologies (Airframe)</i>	28
4.2.5 SuitX (ShoulderX)	28
4.2.6 Exoesqueleto Laboratório Biomecatrônica da USP	31
4.2.7 Mecanismo de Base	33
4.3 MECANISMOS DE ATIVAÇÃO	33
4.3.1 Came	33
4.3.2 Mecanismo <i>PUSH LATCH</i>	34
4.3.3 <i>LG Wing</i>	35
4.3.4 Escolha do mecanismo	37

4.3.5	Ativação Elétrica	40
5	– PROJETO DETALHADO	42
5.1	Detalhamento da solução proposta	42
6	– ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	51
6.1	Análise Estrutural do Exoesqueleto de Base	51
6.1.1	Análise dos Componentes do Antebraço	52
6.1.2	Análise dos Componentes do Braço	54
6.1.3	Análise dos Componentes do Ombro	57
7	– CONCLUSÃO	62
7.1	TRABALHOS FUTUROS	62
7.2	CONSIDERAÇÕES FINAIS	62
	Referências	63
	 Apêndices	 68
	APÊNDICE A–Documentação elétrica	69
A.1	Diagrama elétrico	69
A.2	Lista de Materiais	69
A.3	Cálculos para dimensionamento do circuito	69
A.3.1	Hipóteses e definições	69
A.3.2	Cálculos	69

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

O aumento da produção fabril nas últimas décadas introduziu uma alta carga de automação em todos os tipos de segmentos de fábricas, seja nas alimentícias, ou de produtos de pequeno porte, quanto nas indústrias automotivas ou de bens de consumo duráveis, a automação está cada vez mais presente. Esse avanço tecnológico é condensado na no conceito Indústria 4.0. A Indústria 4.0 é o conceito focado em fábricas inteligentes e sistemas ciber físicos, que são compostos por elementos computacionais colaborativos com o intuito de controlar entidades físicas (ALLGÖWER et al., 2019). Porém, ainda que a automatização da produção pareça por muitas vezes que tomará toda a produção, ainda se vê muito presente nas plantas serviços que devem ser executados por seres humanos, seja devido ao seu alto grau de variância, quanto por questões éticas e de responsabilidade (RAJ et al., 2019).

Trabalhos fabris estão intimamente ligados a linhas de produção. E com isso, os trabalhos repetitivos se tornam inerentes às atividades dos operários de uma planta. As injúrias causadas pelo trabalho repetitivo são um dos temas abordados pelo Distúrbios osteo musculares relacionados ao trabalho (DORT). Um estudo realizado por pesquisadores da Hong Kong Polytechnic University comprovou que ao realizar movimentos repetitivos com diferentes cargas, os participantes apresentavam fadiga muscular do bíceps braquial (BB), braquiorradial (BR), eretor da coluna lombar (LES), dentre outros grupos musculares. E essas fadigas quando submetidas de forma constante podem aumentar muito o risco de ocorrência dos DORT's (ANTWI-AFARI et al., 2017).

Um estudo realizado por alunos da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), mostrou que um grande número de trabalhadores da indústria metalúrgica brasileira apresenta Distúrbios músculo-esqueléticos (DMU), *Musculoskeletal disorders (MSD)*, e isso tem impacto além no desempenho dos trabalhadores mas na sua qualidade de vida (HEMBECKER et al., 2017). Isso é aparente ainda mais em empresas de pequeno-médio porte, onde as condições ergonômicas de trabalho são mais precárias quando comparadas à empresas de grande porte. (SØRENSEN; HASLE; BACH, 2007). A tabela [Tabela 1](#) mostra alguns dos resultados da pesquisa.

Essa recorrência de injúrias causadas pelo trabalho fabril torna necessária uma forma de solucionar a sobrecarga vinculada ao trabalho no corpo dos operários.

Para ajudar a solucionar o problema dos problemas de saúde relacionados ao trabalho de operários em fábricas que exigem alto esforço, a área de tecnologias assistivas vêm trazendo diversas soluções ao longo do tempo. A tecnologia assistiva é composta de técnicas, dispositivos ou processos que dão assistência na mobilidade e na qualidade de

Tabela 1 – Associations between neck, upper limb, upper/lower back and lower limb MSS and independent variables in a adjusted logistic regression model for subjects with musculoskeletal symptoms in a Brazilian manufacturing company.

Independent variables	Body parts having musculoskeletal symptoms			
	Neck	Upper Limb	Upper/lower back	Lower limb
	OR (95% CI) p-value	OR (95% CI) p-value	OR (95% CI) p-value	OR (95% CI) p-value
Company experience (2–4 years)	11.94 (1.39–102.16) 0.02*	1.01 (0.56–1.84) 0.95	0.85 (0.33–2.18) 0.75	1.01 (0.24–4.21) 0.98
Sleep disorders (yes)	9.92 (2.16–45.40) 0.00*	1.33 (0.49–3.63) 0.57	2.56 (0.78–8.35) 0.11	0.92 (0.16–5.34) 0.93
General health state (poor/fair)	0.67 (0.12–3.76) 0.65	2.12 (0.92–4.85) 0.07	5.78 (2.23–14.96) 0.00*	8.68 (2.28–33.06) 0.00*
Work pause (no)	2.40 (0.69–8.28) 0.16	2.20 (1.23–3.93) 0.00*	0.36 (0.12–1.06) 0.06	1.94 (0.54–6.95) 0.30

OR, odds ratio; 95% CI, 95% confidence interval. *Statistically significant variables - highlighted ($p < 0.02$).

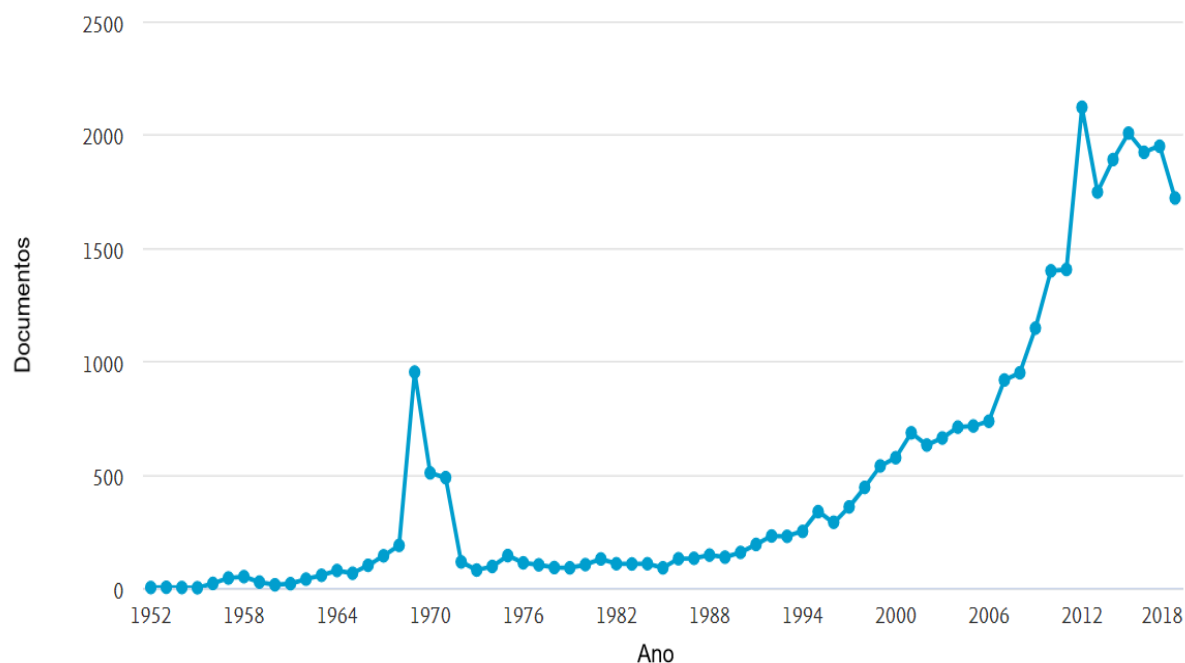
Fonte: [Hembecker et al. \(2017\)](#)

vida das pessoas ([TORO-HERNÁNDEZ et al., 2019](#)).

Para o desenvolvimento de tecnologias assistivas, usa-se o conceito de Bioengenharia. Por definição, Bioengenharia é 'Ciência que trata da aplicação de técnicas avançadas de engenharia e tecnologia à medicina, bem como da biossíntese e do processamento de produtos animais ou vegetais' ([MICHAELIS, 2019](#)). Com os avanços da tecnologia, uso de novos materiais, e pesquisas relacionadas a novos mecanismos e formas de atuação, a pesquisa e desenvolvimento da tecnologia assistiva aumentou consideravelmente. Isso se comprova por uma pesquisa pelo termo 'bioengenharia' na plataforma *Scopus*, uma das grandes bases de publicações de pesquisa, como pode ser visto na [Figura 1](#).

Além da Bioengenharia, podemos usar o conceito da Bio inspiração, na qual emulamos estruturas encontradas na natureza para gerar novos dispositivos de assistência. Um exemplo de estruturas que foram inspiradas na natureza são os exoesqueletos. Que são basicamente estruturas externas resistentes de função protetora ou fortificadora que é muito recorrente em insetos. Essas estruturas são muitas vezes articuladas, como é o caso

Figura 1 – Pesquisa de documentos com o termo 'bioengenharia' no portal da Scopus.



Fonte: SCOPUS (2019)

do escorpião que permite sua mobilidade [Figura 2](#).

Figura 2 – Exoesqueleto de um escorpião.



Fonte: CRITTER SQUAD (2017)

Um exoesqueleto é uma estrutura que acoplada ao corpo humano, possibilita aumento em faculdades que este não teria sozinho (força, resistência, etc.) ([ANAM; AL-JUMAILY, 2012](#)). O começo da produção considerável de exoesqueletos robóticos

circundam a década de 60, em grandes potências como Japão, Estados Unidos e Europa. Inicialmente, como muitos dos avanços tecnológicos da época, os exoesqueletos eram vistos como uma forma de potencializar o desempenho bélico em uma mescla do potencial humano aumentada por máquinas (Dollar; Herr, 2008). A estrutura funciona em paralelo com o corpo humano, e pode ser atuada passiva ou ativamente.

Os ativos são movidos por atuadores eletromecânicos e possuem um sistema complexo de controle para garantir tanto os limites do mecanismo quanto a segurança do usuário (ANAM; AL-JUMAILY, 2012). Já os passivos funcionam pelo armazenamento de energia em elementos elásticos como molas lineares ou torcionais (ALEMI et al., 2019). Conforme o mecanismo se movimenta sua energia é armazenada na mola, e ao retornar à posição original, tal energia é liberada ‘facilitando’ a volta.

Porém, justamente por exigir energia a ser armazenada, uma limitação dos exoesqueletos da atualidade, é o manuseio fora da área de trabalho, que acabam exigindo com que o operador realiza mais esforço do que o necessário para movimentar a ferramenta (ALEMI et al., 2019).

1.2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Para estabelecer um ponto de partida em nosso trabalho, primeiro realiza-se uma busca extensiva na bibliografia para determinar como o problema foco do nosso trabalho, e problemas parecidos, vêm sendo resolvido ao longo do tempo. Para isso definimos uma seção histórica onde tentamos descobrir como os problemas semelhantes ao nosso eram resolvidos ao longo dos anos, a partir do momento que viu-se a necessidade de resolvê-los. Em uma nova seção fazemos o mesmo estudo histórico, no entanto focando em um passado mais recente, definindo dessa forma nossa seção de Estado da Arte.

1.2.1 Histórico

Considerando o conceito de exoesqueleto apresentado na seção anterior, podemos remontar a uma aplicação disso na história que é a armadura usada no tempo medieval, a qual também fornecia proteção sem comprometer a mobilidade visto na Figura 3.

Desde 1830, a ideia de um dispositivo mecânico capaz de auxiliar o corpo humano motivou muitos inventores. O conceito de um dispositivo movido a vapor capaz de auxiliar as pessoas a se movimentarem como na Figura 4a, inspirou muitos outros mecanismos semelhantes desde então. Por volta de 1890, Nicholas Yagn desenvolveu um dispositivo com dois feixes de molas para auxiliar soldados russos a pular mais alto e correr mais rápido (Figura 4b). Devido às limitações tecnológicas, muitos dessas ideias permaneceram apenas como conceitos.

O primeiro exoesqueleto moderno foi desenvolvido para uso industrial. Desenvolvido pela *General Electric*, o Hardiman (Figura 4c) é um robusto exoesqueleto de corpo

Figura 3 – Armadura medieval.

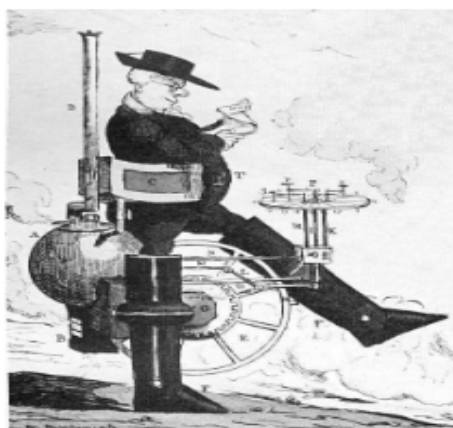


Fonte: [Tech \(2012\)](#)

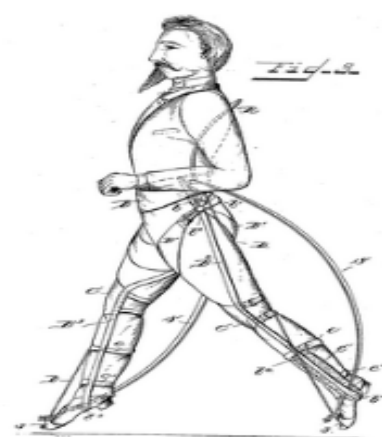
inteiro feito para levantar cargas pesadas.

Atualmente a aplicações de exoesqueletos atingem áreas médica, militar e industrial, dentre outras. Exoesqueletos mostraram eficácia médica pela primeira vez com o os sistemas semelhantes ao Wandercraft ([Figura 4e](#)) ou ARMin ([Figura 4d](#)) que oferecem possibilidade de reabilitação autônoma. No meio militar, exoesqueletos como o ONIX ([Figura 4f](#)) permitem a possibilidade de aprimorar as habilidades físicas dos soldados([VOILQUÉ et al., 2019](#)).

O desenvolvimento de exoesqueletos passivos e ativos com o intuito de assistir humanos, mais próximos da noção que temos atualmente, datam desde os anos de 1960 e 1970. Atualmente, materiais leves disponíveis e novas tecnologias em sensoriamento e atuação habilitam o desenvolvimento de uma nova geração de de exoesqueletos. A maioria dos exoesqueletos têm sido desenvolvidos para auxiliar pessoas inválidas em suas atividades diárias. O desenvolvimento de exoesqueletos adequados à aplicações industriais ocorreu de



(a) Conceito de pernas movidas a vapor. Extraído de: [Voilqué et al. \(2019\)](#)



(b) Pernas de auxílio passivo para soldados russos. Extraído de: [Voilqué et al. \(2019\)](#)



(c) Exoesqueleto Hardiman. Extraído de: [Voilqué et al. \(2019\)](#)



(d) Braço robótico para reabilitação ARMin. Extraído de: [Voilqué et al. \(2019\)](#)



(e) Dispositivo para auxílio de caminhada Wandercraft. Extraído de: [Voilqué et al. \(2019\)](#)



(f) Exoesqueleto militar ONIX. Extraído de: [Voilqué et al. \(2019\)](#)

Figura 4 – Evolução dos exoesqueletos ao longo da história.

forma mais tardia.

1.2.2 Estado da Arte

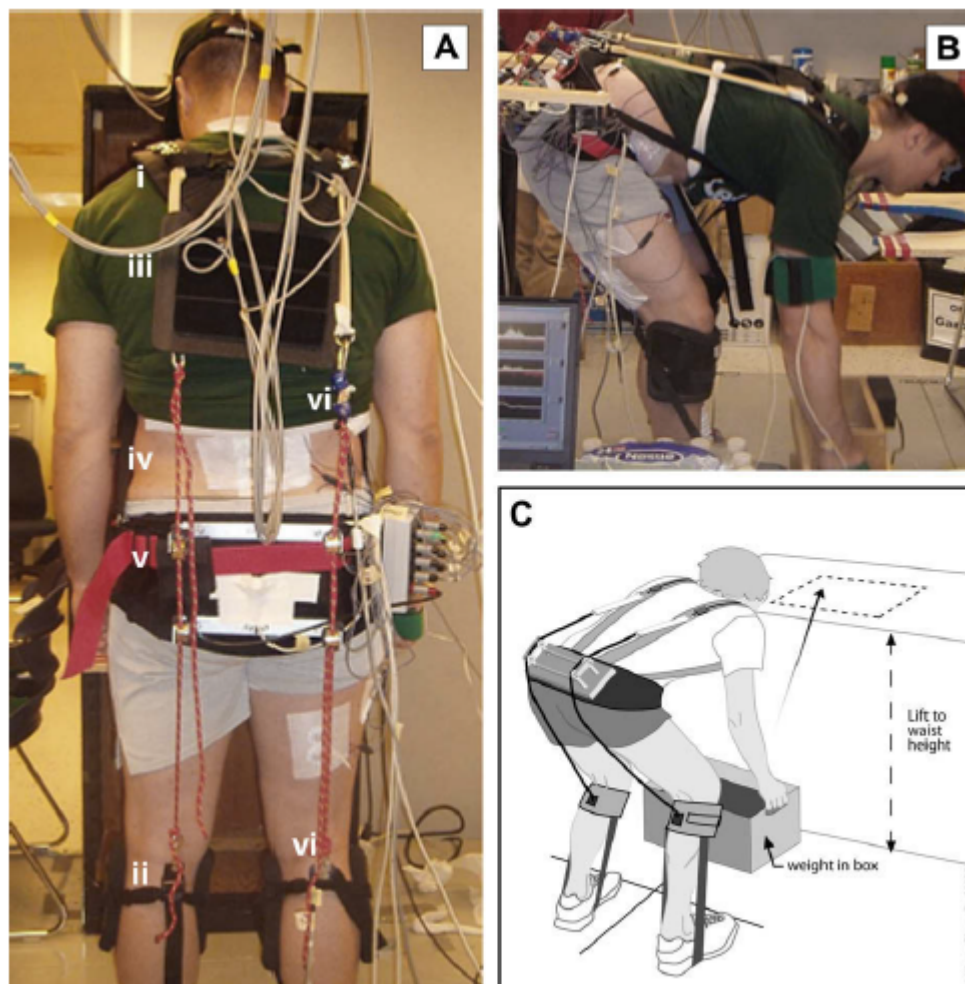
Mais recentemente, dispositivos assistivos usados no corpo (exoesqueletos) têm sido desenvolvidos e introduzidos no ambiente de trabalho. Com o carregamento mecânico sendo um dos maiores fatores de risco para a dor na região inferior das costas, low-back pain em inglês (LBP), exoesqueletos são projetados para reduzir a carga nas costas ao tomarem para si parte da atividade muscular necessária para reagir a momentos devidos a gravidade na parte superior do corpo e cargas suportadas. Nos denominados, exoesqueletos passivos, componentes do tipo molas passivas são utilizados para gerar um momento de extensão enquanto se curva para a frente. Vários exoesqueletos passivos têm sido avaliados e têm mostrado seus efeitos na redução da atividade dos músculos da costa, como medido por eletromiografia (EMG), em até 10-40 % (KOOPMAN et al., 2019).

Looze et al. (2016) escreveu um artigo em forma de review com o intuito de prover uma visão geral sobre exoesqueletos assistivos que têm sido desenvolvidos especificamente para propósito industriais e avaliar o potencial efeito destes exoesqueletos na redução de carregamentos físicos no corpo. A pesquisa gerou 40 papers descrevendo 26 exoesqueletos industriais diferentes, dos quais 19 eram ativos (atuados) e 7 eram passivos (não-atuados). Para 13 exoesqueletos, o efeito de cargas físicas foi avaliado, majoritariamente em termos de atividade muscular. Todos os exoesqueletos passivos encontrados estavam direcionados para suportar a lombar. Reduções de 10-40% na atividade muscular da musculatura das costas durante levantamento dinâmico e tarefas estáticas de segurar foram reportadas. Tanto regiões inferiores, tronco e regiões superiores do corpo puderam se beneficiar de exoesqueletos ativos. Reduções na atividade muscular de até 80% têm sido reportadas como efeito de exoesqueletos ativos. Exoesqueletos têm o potencial de reduzir consideravelmente os fatores básicos associados a danos musculoesqueléticos relacionados com atividades de trabalho.

Para seis exoesqueletos passivos, a efetividade em termos de redução de carregamento físico foram avaliadas para as atividades de levantamento dinâmico e encurvamento de tronco estático. O primeiro dispositivo apresentado é o PLAD, mostrado 5, que foi avaliado em levantamentos dinâmicos e agachamentos em uma série de experimentos laboratoriais (ABDOLI-E; AGNEW; STEVENSON, 2006; ABDOLI-ERAMAKI et al., 2007; ABDOLI-E; STEVENSON, 2008; FROST; ABDOLI-E; STEVENSON, 2009; GODWIN et al., 2009; LOTZ et al., 2009; SADLER; GRAHAM; STEVENSON, 2011; WHITFIELD et al., 2014). O princípio de funcionamento de PLAD consiste em elementos elásticos situados em paralelo com a erector spinae, de modo a permitir o compartilhamento de carga entre espinha, ombros, pélvis e extremidades inferiores. Quando o PLAD é vestido durante tarefas de levantamento, energia é armazenada em elementos elásticos conforme a parte superior do corpo e abaixada e/ou o tronco é flexionado. Na fase seguinte de levantamento, essa energia armazenada é liberada (ABDOLI-E; AGNEW; STEVENSON, 2006). Como resultado, a atividade muscular requerida para o levantamento é reduzida. A

redução de amplitude do EMG dos músculos da costa atingiu faixas de 10-40% através de diversos estudos (ABDOLI-E; AGNEW; STEVENSON, 2006; ABDOLI-E; STEVENSON, 2008, 2008; FROST; ABDOLI-E; STEVENSON, 2009; WHITFIELD et al., 2014). Como consequência disso, a manifestação de fadiga muscular no sinal de EMG (definido como a combinação de um aumento de amplitude e um decaimento no conteúdo de frequência (BASMAJIAN; LUCA, 1985) é dramaticamente menor no caso de levantamento repetitivo prolongado a agachamento acima de 45 min (GODWIN et al., 2009; LOTZ et al., 2009). Outro efeito que é mencionado, é a redução das forças internas na espinha dorsal na região lombar quando usando o PLAD, e.g. compressão das L4/L5 foram estimadas como sendo 23-29% menores (ABDOLI-ERAMAKI et al., 2007). Finalmente, outros efeitos positivos do PLAD, e.g. resistência pós-teste e força máxima nas costas, fortalecem ainda mais as descobertas acima.

Figura 5 – PLAD exoskeleton.

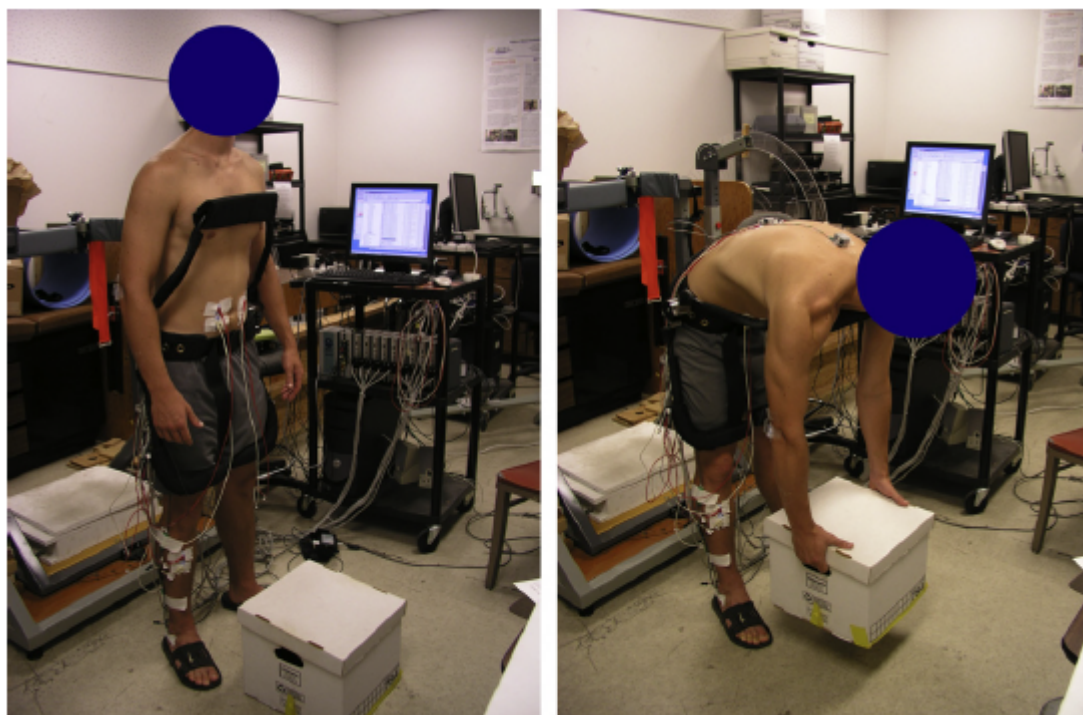


Fonte: Frost, Abdoli-E e Stevenson (2009)

Outro dispositivo testado foi o BNDR, mostrado na 6. Para este dispositivo, uma redução na atividade muscular foi reportada também em levantamento dinâmico, mas para

apenas aqueles indivíduos os quais não experienciaram o fenômeno de flexão-relaxação dos músculos das costas em flexão profunda (TOUSSAINT et al., 1995). Foi descoberto que o BNDR também reduz a flexão no torso em levantamento parado (ULREY; FATHALLAH, 2013b). As reduções na atividade muscular das costas quando usando o BNDR foram atribuídos a capacidade dos dispositivo em limitar a flexão do torso ao invés de transferir cargas (ULREY; FATHALLAH, 2013b; ULREY; FATHALLAH, 2013a).

Figura 6 – Dispositivo de suporte BNDR.



Fonte: Ulrey e Fathallah (2013a)

Os efeitos de exoesqueletos passivos em encurvamento de tronco estático foram investigados por Graham, Agnew e Stevenson (2009) e por Ulrey e Fathallah (2013b) for PLAD and BDNR, respectivamente. Ambos estudos mostraram efeitos positivos na atividade muscular das costas durante encurvamento de tronco estático (decréscimo indo de 10 a 25%), carregamento na espinha (força de compressão lombar estimada diminuída em 12-13% (GRAHAM; AGNEW; STEVENSON, 2009; ULREY; FATHALLAH, 2013b).

Em um paper de conferência, Barrett (2001) descrevem o efeito do BNDR, Happy-Back e Bendezy durante encurvamento estático enquanto segurando cargas. Esses três exoesqueletos passivos diferiam com respeito a materiais e mecanismos, mas todos mostraram efeitos positivos, reduzindo de 21% até 31% a atividade da erector spinae quando utilizando os dispositivos.

Apesar dos efeitos positivos descritos acima, algumas considerações devem ser mencionadas. Dependendo da técnica de levantamento, a redução de atividade muscular pode vir acompanhada de aumento da atividade de outros músculos (FROST; ABDOLI-E;

Tabela 2 – Orthosis stakeholder needs and examples of how they relate to selected actuation requirements.

Stakeholder need	Definition	Requirement example
Affordability	The financial burden of the initial purchase and ongoing orthosis costs	Physical: low cost – the Hand Mentor uses a low cost pneumatic muscle actuator (PMA) to reduce the capital cost of the orthosis, improving its affordability.
Durability	The expected useful lifetime of the orthosis	Physical: environmental compatibility – the Myomo mPower packages its actuator components against the ingress of water and dirt, allowing the orthosis to survive the wear of everyday indoor environments for a long time.
Easy to maintain/repair	The ease of keeping the orthosis fully operational, including when damaged	Physical: modular – the RehabExos has modular actuation units, making it easier to assemble and replace them during maintenance.
Effectiveness	The ability of the orthosis to improve the user's quality of life	Performance: natural motion characteristics – the IntelliArm actuators have the range of motion a human uses for everyday tasks. This enables it to engage the user in effective task-based passive stretching exercises representative of normal activities.
Operability	The device is easy to control and adaptable to changes in the user's size and disability level	Performance: infinitely variable backdrivability – ALEX uses software to make its actuators backdrivable so they do not resist the user's intentions. This makes it easier to control and use.
Physical: comfort/acceptance	The fit, appearance, and sound of the orthosis does not cause the user to feel pain or stigmatized	Physical: slim form – the modular and inline arrangement of the Indego orthosis' actuators minimizes its profile to make it less noticeable.
Portability	The ability of the orthosis to be transported between locations	Physical: low mass – the OrthoJacket uses lightweight pneumatic actuators to enable it to be a completely portable system that can be part of everyday life.
Reliability	The consistency of the orthosis' operation in normal operating conditions	Performance: ease of control – CADEN-7's actuators are designed for natural and stable control so the orthosis can be relied on to behave predictably.
Safety	The potential for the orthosis to harm its user (or others)	Safety: limited ROM, speed, and force – RUPERT's safety is maximized by the inherently limited stroke of its PMA actuators combined with the PMAs' speed and force limits imposed by air supply flow and pressure restrictions.

Fonte: [Veale e Xie \(2016\)](#)

STEVENSON, 2009). Um aumento no músculo da perna (tibialis anterior) têm sido reportada para o uso do HappyBack e Bendezy (BARRETT, 2001). O BNDR também mostrou um aumento significativo na atividade dos músculos inferiores (ULREY; FATHALLAH, 2013b). O aumento dos músculos da perna pode ser explicado pelo fato de que forças externas aplicadas pelo equipamento precisam ser neutralizadas para manter equilíbrio, tanto na tarefa de segurar estática quanto em atividades de levantamento dinâmico. Para o PLAD, os indivíduos foram observados alterando sua técnica de levantamento no sentido de algo mais parecido com um padrão de agachamento (SADLER; GRAHAM; STEVENSON, 2011), o que pode também ser uma explicação para a maior atividade muscular os músculos das pernas quando usando um exoesqueleto passivo.

Em trabalhos com levantamentos e agachamentos prolongados, aumento nas atividade muscular das pernas poderia sugerir um aumento de consumo de oxigênio. No entanto, para o PLAD, em levantamentos e agachamentos repetitivos prolongados, o consumo de oxigênio não foi afetado (WHITFIELD et al., 2014). Whitfield et al. (2014) concluiu que a vantagem biomecânica em tremos de descarregamento das costas não era acompanhada por um aumento no consumo de energia.

Outros pontos levantados estão relacionados com o depoimentos dos indivíduos estudados que reportaram desconfortos localizados (e. g. ombros e joelhos). Exoesqueletos precisam aplicar pressão no corpo para funcionarem. Se não forem cuidadosamente projetados essas áreas de contato podem experienciar desconforto e possível dano, que podem levar ao usuário a relutar em utilizar um exoesqueleto.

Para diversos exoesqueletos ativos, o efeito em termos de redução carregamento físico têm sido avaliado, mas comparação estatística de dados foi reportada apenas para o Muscle Suit (KOBAYASHI; HASEGAWA; NOZAKI, 2007; MURAMATSU et al., 2011). Originalmente, o Muscle Suit era direcionado para auxiliar os fisicamente menos favorecidos, mas por razões de ética e segurança, foi decidido lançar o dispositivo para uso de trabalhadores manuais para ajudar a resolver problemas de WMSDs (MURAMATSU et al., 2011). O Muscle Suit cobre as coxas, tronco e extremidades superiores e inclui três juntas, na cintura, ombros e nível do cotovelo. Para a complexa junta do cotovelo, um mecanismo de 4 graus de liberdade foi construído permitindo rotação ao redor de três eixos ortogonais e deslizamento transversal do centro de rotação. O Muscle Suit foi construído para dar auxílio para a flexão de ombro, flexão de cotovelo, e flexão de tronco no plano sagital. O músculo artificial McKibben (CHOU; HANNAFORD, 1996) foi selecionado como o atuador do Muscle Suit devido a sua leveza.

Experimentos envolvendo tarefas de segurar estáticas e levantamento dinâmico mostraram efeitos positivos do Muscle Suit para uma grande variedade de músculos nas extremidades superiores. Reduções nas atividades musculares na faixa de 20-35% foram reportadas para o deltóide anterior em levantamento dinâmico e na faixa de 40-65% para o Flexor Carpi Radialis em carregamento dinâmico e tarefas de segurar estáticas

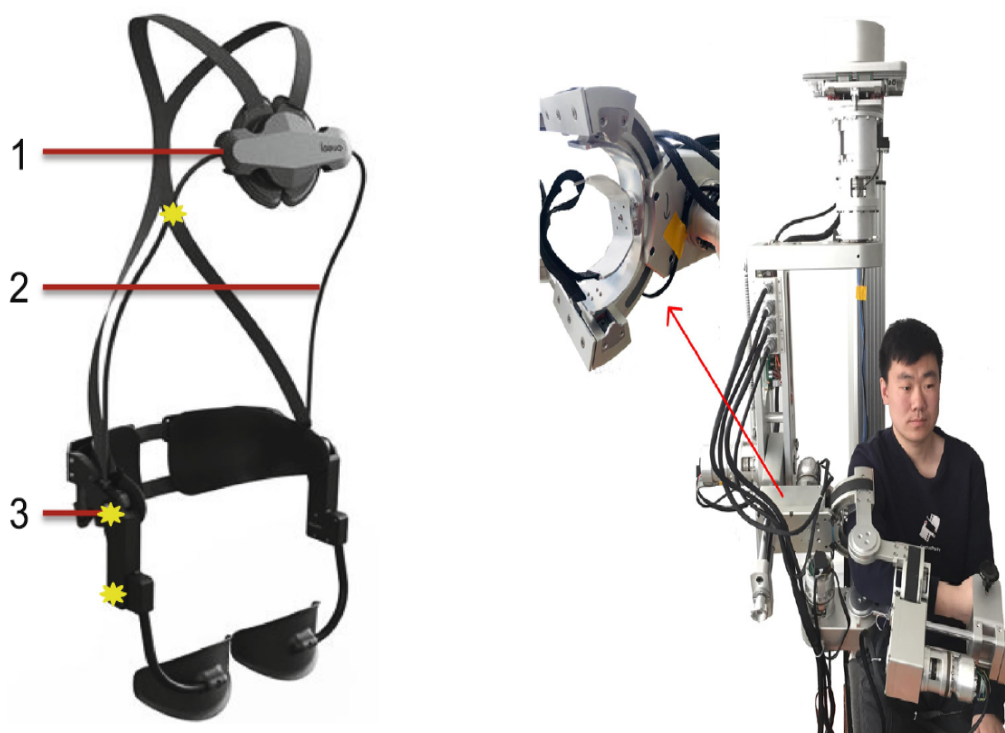
(MURAMATSU et al., 2011). Quando segurando um peso acima da cabeça, o traje proporcionou em uma redução da atividade muscular para o Biceps Brachii (30-70%) e para o Trapezius pars transversa (40-70%). Esses resultados mostram o potencial do Muscle Suit em reduzir o carregamento físico nos ombros e braços para uma larga faixa de atividades de trabalho incluindo levantamento dinâmico e carregamento, trabalho estático em uma postura curvada para a frente e trabalho acima da cabeça.

Além do Muscle Suit, outros sete exoesqueletos ativos com potenciais efeitos em carregamentos físicos foram avaliados. No entanto, estas avaliações envolveram entre um a três participantes, e portanto, testes estatísticos não foram realizados sobre os dados. Estes exoesqueletos variam bastante com respeito a estruturas corporais suportadas (ou inferiores, superiores ou corpo todo), aos materiais usados, e ao tipo de ativação. Com relação aos efeitos de cada um em cargas físicas, pode-se concluir que esses artigos mostram o potencial em diminuir a atividade muscular tanto nas extremidade inferiores (por exemplo, em caminhar e subida de escadas), nas costas (em levantamento e encurvamento estático), e em ombros e extremidades superiores (em vários tipos de trabalhos braçais).

Koopman et al. (2019) fizeram testes para analisar o desempenho de um exoesqueleto passivo (Laevo V2.4 Delft, Netherlands) que é mostrado na Figura 7a. O dispositivo aplica forças em três lugares, nas coxas, pélvis, e peito. Enquanto se curva para frente, resistência é aplicada ao peito e pernas devido a uma junta com mola pré-tensionada em série com uma barra elastica, gerando um momento em paralelo com o momento dos músculos da costa. As juntas do Laevo incluem um fim de curso (i. e. um limite mecânico na junta). Além do ângulo de travamento, nenhuma rotação além é permitida. Um encurvamento humano além desse limite resulta em deformação das barras flexíveis, que gera um aumento drástico da força e momento em movimentos além de 140 graus.

Zhang et al. (2019) usaram teoria avançada de mecanismos para realizar a síntese de configuração de um exoesqueleto. O foco estava em adaptar os movimentos glenoumerais, em inglês glenohumeral (GH), e aprimorar a compatibilidade de exoesqueletos usando seis juntas passivas que foram introduzidas nas interfaces de conexão baseando suas posições em princípios de configuração ótima. Um modelo de configuração ótima para o exoesqueleto de membros superiores é escolhida, e um exoesqueleto compatível (Co-Exos) com cinco juntas ativas e seis juntas passivas é desenvolvido para habilitação de membros superiores. Esse tipo de configuração é capaz de reduzir a influência de efeitos gravitacionais em exoesqueletos e extremidades superiores. Um novo método de compensação para o movimento GH é proposto, em seguida. Aprimoramentos na compatibilidade homem-máquina do Co-Exos são apresentados e verificados via análise teórica e medições experimentais no artigo. A Figura 7b mostra a configuração do protótipo construído pelos pesquisadores.

Finalmente, para obtermos exemplos mais específicos de soluções estado-da-arte com relação a exoesqueletos passivos usados na indústria, realizamos outra pesquisada buscando artigos com foco apenas nesse tema. Optamos por escolher a plataforma SCOPUS,



(a) Exoesqueleto Laevo V2.4. Extraído de: [Koopman et al. \(2019\)](#).

(b) Exoesqueleto Co-Exos. Extraído de: [Zhang et al. \(2019\)](#).

Figura 7 – Exoesqueletos estudados.

para essa pesquisa, uma vez que essa apresentou resultados mais relevantes que os demais meios de pesquisa.

As palavras-chave usadas para a coleta dos artigos foram: “upper”, “limb”, “passive”, “exoskeleton”, “shoulder”. A pesquisa com essas palavras gerou 64 artigos no total. Todos foram avaliados lendo-se seus respectivos abstracts e selecionando apenas aqueles que tratavam especificamente de modelos ou testes de exoesqueletos utilizados nas indústrias atuais, principalmente automotiva.

Dentro dessa pesquisa, encontramos um artigo de [Voilqué et al. \(2019\)](#). Nesse artigo é feita uma listagem de 62 exoesqueletos, ativos, passivos, e semi-ativos, utilizados atualmente nas indústrias. Eles são avaliados com relação ao atendimento ou não de três casos de uso mostrados na [Figura 8](#), também retirados do artigo. Esses Casos de Uso foram tomados como mais recorrentes e essenciais para serem atendidos pelos modelos de exoesqueleto. No caso, eles seriam:

- **UC₁: Posturas desconfortáveis e movimentos de suporte.** Esse Caso de Uso envolve os processos em que o operário é requisitado a realizar ou manter alguma postura ou movimento desconfortável. Considerando os requisitos de ergonomia nas indústrias, o exoesqueleto que atenda a esse Caso de Uso deve ser capaz de suportar o peso dos membros do usuário, além da massa de uma ferramenta de no máximo 4 kg.

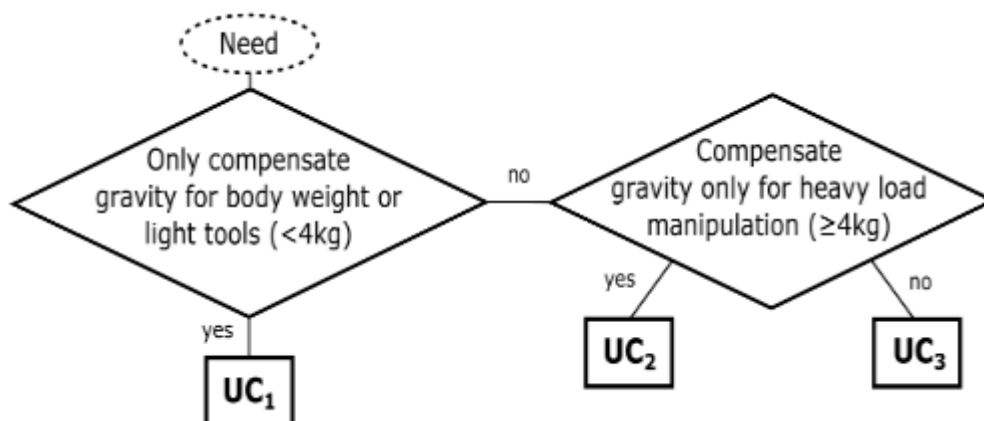
- **UC₂: Manipulação de objetos pesados.** Esse Caso de Uso agrupa operações em que há o carregamento de massas com mais de 4 kg.
- **UC₃: Esforços de montagem.** Essa categoria se refere a esforços aplicados em várias direções onde a tarefa pode levar a situações exaustivas, como é o caso da retirada de plástico para efeitos decorativos, da instalação de vedações e da inserção de cabos.

Ao final, são analisados os 5 principais modelos de exoesqueleto passivos usados por trabalhadores que precisam realizar tarefas com os braços elevados nas indústrias. No artigo, [Voilqué et al. \(2019\)](#) define uma métrica que estima a complexidade dos mecanismos de forma quantitativa de acordo com o número de juntas e elementos de geração de força assistiva no mecanismo, bem como de órgãos humanos em contato com o dispositivo. Como, geralmente, mecanismos mais complexos são mais caros, pesados e volumosos, esse indicador auxilia no momento do processo de escolha do melhor modelo de exoesqueleto disponível.

Isso serviu de base para selecionar quais seriam os mecanismos estudados durante o trabalho e a partir de quais deles iniciariamos a desenvolver nossa solução de mecanismo para articulação de ombro.

A análise mais detalhada desses modelos ficou reservada para uma seção posterior ([Capítulo 4](#)).

Figura 8 – Casos de uso para exoesqueletos dentro das indústrias.



Fonte: [Voilqué et al. \(2019\)](#)

2 METODOLOGIA

Para a análise de soluções, foi escolhida uma metodologia ([SCORTECCI, 2016](#)) que consiste em vários estágios que vão desde a definição da solução até o desenvolvimento de produto.

A primeira etapa do método consiste na observação do problema (já apresentado anteriormente), e na elaboração de várias possíveis soluções para sua resolução. É importante ressaltar que nessa etapa, nenhuma ideia é descartada, e ainda não são considerados parâmetros mais específicos como custo ou dificuldade de fabricação, existem várias formas de se executar esta etapa, neste trabalho foi optada pela brainstorm.

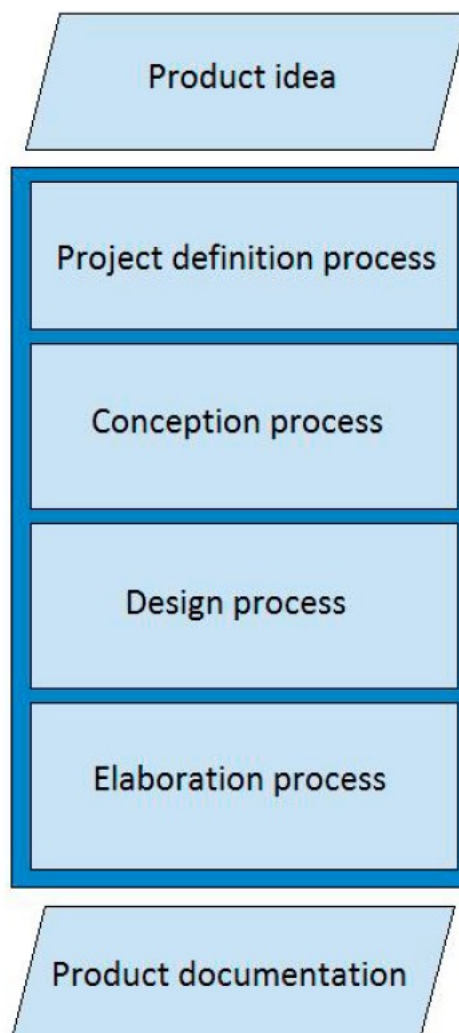


Figura 9 – Etapas de um projeto de inovação. Extraído de: [Scortecchi \(2016\)](#)

Após a definição da ideia, é necessário uma sequência de etapas que leve o projeto até sua concepção [Figura 9](#). O processo deve ser estudado e detalhado, uma vez que cada solução gera uma lista diferente de requisitos e especificações técnicas.

Esses requisitos devem ser constantemente revistos ao longo da metodologia, para garantir que o projeto segue o especificado. Os requisitos são divididos em quatro categorias (referência): requisitos sólidos (*solid requirements*), requisitos em zonas (*requirements in zones*), requisitos objetivos (*objectives requirements*) e desejos.

- **Requisitos sólidos (SR):** um requerimento fixo que não pode ser mudado.
- **Requisitos em zonas (RZ):** requisitos que são definidos em intervalos, ou seja, não possuem valores fixos.
- **Requisitos objetivos (OR):** requisitos definidos como um valor a ser alcançado.
- **Desejos (D):** requisitos desejados no projeto, as não obrigatórios na solução final.

3 OBJETIVOS

Como objetivo primário, o trabalho prevê projetar um mecanismo para a articulação do ombro de um exoesqueleto passivo assim como realizar análises que provem seu conceito. O mecanismo deve ter movimento facilitado abaixo da linha dos ombros e ser confortável e versátil como veremos a seguir na [Seção 4.1](#) com os requisitos do sistema.

Possíveis extensões do projeto, são a fabricação do mecanismo e seus testes, além da captação de dados durante o trabalho do exoesqueleto que podem ser utilizados em estudos do trabalho e esforço de operários. Também um uso inverso do exoesqueleto poderia ser usado para oferecer resistência aos movimentos, e assim servir como aparelho de exercícios de fisioterapia.

4 PROJETO BÁSICO

O projeto básico consiste na análise dos requisitos do sistema, assim como a ponderação de sua importância ao longo do projeto. Juntamente com a apresentação das soluções para o problema proposto, e a elaboração do projeto conceitual, que será aprofundado no capítulo seguinte: Análises.

4.1 REQUISITOS DO SISTEMA

No passado, uma grande parte das órteses mecânicas foi abandonada por seus usuários. Visando evitar o abandono, a [Tabela 3](#) apresenta alguns requisitos para órteses atuadas e devem servir às necessidades dos principais atores referentes ao uso de órteses. Esses atores consistem no usuário, seus familiares, clínicos e cuidadores. Apesar do projeto se tratar um exoesqueleto passivo, muitos dos requisitos para exoesqueletos ativos foram considerados aplicáveis.

Em [Veale e Xie \(2016\)](#) é conduzida uma revisão bibliográfica extensiva para determinar os requisitos dos atuadores para suprir essas necessidades. Foi descoberto que requisitos importantes são conformidade, alta potência e força específica, características de movimentos naturais, *backdrivability* - princípio de que o mecanismo se mova conforme o usuário aplica uma força - infinitamente variável, facilidade de controle, e eficiência. Requisitos físicos essenciais incluem pouca massa, formato esbelto, baixo custo, modularidade, compatibilidade com o ambiente, e funcionamento silencioso. Finalmente, requisitos de segurança significativos são capacidade de higienização, partes expostas seguras, e faixa limitada de movimento, velocidade, e força.

Como alguns requisitos são aplicáveis apenas a órteses ativas, serão levantados apenas os que se aplicam a órteses passivas, ou que podem ser transpostos.

4.1.1 Portabilidade

Portabilidade é importante para dispositivos que são usados em um ambiente como limitação de espaço como o interior de um motor, ou entre máquinas de grande porte. Um estudo feito sobre a portabilidade de órteses focadas em reabilitação usados em casa ([VEALE; XIE, 2016](#)) revela que, produtos com alta portabilidade oferecem benefícios de recuperação mais efetiva além de maior independência funcional através de atividades diárias de usuários e menores custos. Comparando o uso industrial com tarefas domésticas, a liberdade de locomoção e facilidade de movimento mostram-se imprescindíveis em um ambiente fabril, uma vez que grande parte dos operários detém de uma jornada de oito horas de trabalho, ou mais ([HEMBECKER et al., 2017](#)). Aqui, a portabilidade será tratada

Tabela 3 – Orthosis stakeholder needs and examples of how they relate to selected actuation requirements.

Stakeholder need	Definition	Requirement example
Affordability	The financial burden of the initial purchase and ongoing orthosis costs	Physical: low cost – the Hand Mentor uses a low cost pneumatic muscle actuator (PMA) to reduce the capital cost of the orthosis, improving its affordability.
Durability	The expected useful lifetime of the orthosis	Physical: environmental compatibility – the Myomo mPower packages its actuator components against the ingress of water and dirt, allowing the orthosis to survive the wear of everyday indoor environments for a long time.
Easy to maintain/repair	The ease of keeping the orthosis fully operational, including when damaged	Physical: modular – the RehabExos has modular actuation units, making it easier to assemble and replace them during maintenance.
Effectiveness	The ability of the orthosis to improve the user’s quality of life	Performance: natural motion characteristics – the IntelliArm actuators have the range of motion a human uses for everyday tasks. This enables it to engage the user in effective task-based passive stretching exercises representative of normal activities.
Operability	The device is easy to control and adaptable to changes in the user’s size and disability level	Performance: infinitely variable backdrivability – ALEX uses software to make its actuators backdrivable so they do not resist the user’s intentions. This makes it easier to control and use.
Physical: comfort/acceptance	The fit, appearance, and sound of the orthosis does not cause the user to feel pain or stigmatized	Physical: slim form – the modular and inline arrangement of the Indego orthosis’ actuators minimizes its profile to make it less noticeable.
Portability	The ability of the orthosis to be transported between locations	Physical: low mass – the OrthoJacket uses lightweight pneumatic actuators to enable it to be a completely portable system that can be part of everyday life.
Reliability	The consistency of the orthosis’ operation in normal operating conditions	Performance: ease of control – CADEN-7’s actuators are designed for natural and stable control so the orthosis can be relied on to behave predictably.
Safety	The potential for the orthosis to harm its user (or others)	Safety: limited ROM, speed, and force – RUPERT’s safety is maximized by the inherently limited stroke of its PMA actuators combined with the PMAs’ speed and force limits imposed by air supply flow and pressure restrictions.

Fonte: [Veale e Xie \(2016\)](#)

por meio de dois parâmetros: peso e volume. Tais são considerados requisitos do tipo **RZ** como visto no [Capítulo 2](#) deste relatório.

4.1.1.1 Peso

O requisito físico de atuadores leves garante o conforto do usuário ([VEALE; XIE, 2016](#)). Tanto o tamanho quanto posicionamento dos atuadores deve oferecer um aumento mínimo na inércia dos membros do usuário e distribuído principalmente ao redor de seu torso. Como referência, para a órtese ser utilizada de forma confortável durante todo o dia, toda massa sem suporte ou não atuada localizada no torso, em cada pé, ou em cada mão precisa ser mais leve que 15%, 1.25%, ou 3.75% do peso do usuário, respectivamente ([VEALE; XIE, 2016](#)). Um homem em idade adulta pesa em média 80 Kg ([THOMAZ; SILVA; COSTA, 2013](#)). Assim um objetivo é que a estrutura elaborada não ultrapasse a

porcentagem referente a esse limite de acordo com o suporte utilizado.

4.1.1.2 Volume

Um exoesqueleto com formato e volume esbeltos é essencial para que os movimentos do usuário não sejam impedidos e este possa ser integrado ou escondido sob a roupa do usuário. Usuários preferem o uso de um exoesqueleto esbelto. Tomando um exoesqueleto passivo como um dispositivo considerado esbelto, temos que a espessura de um atuador deve ser menor que 30mm e idealmente menor que 10 mm quando localizado em segmentos distais dos membros. Assumindo que alguns destes atuadores podem ser posicionados nas costas do usuário, e que este seja um homem adulto, isso permite um volume total de 3-10 l para uma órtese de membro superior e um volume de 5-23 l para uma órtese de membro inferior. Os limites de volume para membros inferiores são para órteses unilaterais com uma espessura uniforme de 10 mm e os limites para membros superiores são para órteses unilaterais com 30 mm de espessura uniforme (VEALE; XIE, 2016).

4.1.2 Performance

Dentro dos requisitos de performance, alta potência específica e força implicam que atuadores das órteses e seus componentes auxiliares devem prover níveis similares de potência e força aos músculos humanos que estão emulando de uma forma não obstrutiva e de pouca massa. Além disso, o alcance das órteses deve ser proporcional ao normalmente alcançado pelo usuário normalmente, assim os requisitos de performance são do tipo **RZ**, e estes são: força, zona de funcionamento, deformidade e durabilidade.

4.1.2.1 Força

A potência específica e força de músculos esqueléticos humanos podem ser tomados como referência, e são mostrados na [Tabela 4](#). No entanto, órteses que fornecem ajuda parcial, e dessa forma, exigem envolvimento do usuário, como é nosso caso, terão referências menores de força e potência específica (VEALE; XIE, 2016).

Tabela 4 – A comparison of the specific force, power, and efficiency of human muscle with that of actuator technologies currently used in orthoses.

Actuator type	Electric		Hydraulic		Pneumatic		Biological
	Rotary motor with ballscrew transmission	Water-cooled direct drive linear motor	Electrohydraulic actuator	Portable double acting cylinder system	Double acting cylinder	Antagonistic PMA pair	Human skeletal muscle
Specific force (N/kg)	1210	140	680	660	20	120	1000
Specific power (W/kg)	140	100	50	90	40	40	50
Efficiency (%)	80	40	40	7	<30		30

Buscar referências de força de molas e elementos passivos.

4.1.2.2 Zona de funcionamento

O ângulo máximo de operação será 120° , uma vez que as pessoas em suas atividades diárias costumam levantar seu braços por volta de 120° (IJIRI et al., 2020). O requisito de zona de funcionamento é do tipo **SR** já que que limitará o mecanismo.

4.1.2.3 Deformidade

A flexibilidade das peças fixas é aqui considerada um requisito do tipo **OR**, ou seja devem ser o mais rígidos possíveis de forma a não comprometer o requisito de peso, nem a capacidade máxima de carga que será definida posteriormente.

4.1.2.4 Durabilidade

É fundamental para a durabilidade de um atuador é sua compatibilidade com o ambiente. Isso significa que este deve possuir proteção contra poeira e líquidos (VEALE; XIE, 2016). Apesar do projeto não contar com atuadores ativos, é fundamental proteger os componentes essenciais de nosso exoesqueleto ainda mais em um ambiente fabril, no qual está exposto a diversas substâncias.

4.1.3 Segurança

O requisito de segurança de que os atuadores tenham um ROM, velocidade, e força limitados garante que deslocamentos, velocidade angulares ou torques danosos não sejam aplicados à juntas. Aqui são apresentados os requisitos: conformidade e *backdrivability* que são categorizados como **SR**.

4.1.3.1 Conformidade

As características de movimento natural se referem a suavidade, velocidade, aceleração, e ROM (*Range of Movement*) desejadas, que devem ser compatíveis com as tarefas realizadas diariamente dentro da indústria.

Quando possível, a conformidade dos atuadores de uma órtese deve ser inerente e variável. Conformidade inerente é mais robusta, segura, e utiliza menos potência que conformidade renderizada por software. Conformidade variável é necessária para que a órtese possa corresponder de forma acurada à conformidade humana que depende da tarefa realizada, ou seja, uma conformidade maior é necessária para tarefas com largura de banda, força, e acurácia reduzidas (VEALE; XIE, 2016).

4.1.3.2 Backdrivability

Backdrivability infinita significa que quando a órtese está em modo assistivo, o atuador não deve resistir aos movimentos voluntários do usuário. No entanto, ele deve ter *backdrivability* limitada ou inexistente durante uma emergência, como uma perda de energia, para prevenir que o usuário não caia. No nosso caso, esse requisito é de grande interesse, uma vez que queremos projetar um exoesqueleto que em dada região do movimento de trabalho auxilie com uma força constante e em outra não apresente nenhuma resistência (VEALE; XIE, 2016).

4.2 EXOESQUELETOS DE PARTIDA

Para o desenvolvimento do projeto, a seção de mecanismos faz um apanhado de exoesqueletos que se adequariam a servir de base para a implementação do mecanismo de ativação proposto, como pôde ser visto na Subseção 1.2.2.

4.2.1 Hyundai Vest Exoskeleton (H-VEX)

Uma das soluções de partida é o exoesqueleto H-Vex (Figura 10), que tem seu funcionamento analisado em Hyun et al. (2019). Aqui são apresentadas duas chaves para o seu bom desempenho: O mecanismo de múltiplas molas que armazena e dissipa energia para ajudar no aumento do ângulo do braço de um usuário, e uma junta policêntrica na articulação do ombro o qual com alguns graus de liberdade ‘livres’ é possível dar mais autonomia para o movimento.



Figura 10 – Hyundai Vest Exoskeleton (H-VEX). Extraído de: Hyun et al. (2019)

O mecanismo passivo de múltiplas molas (Figura 11) foi desenvolvido para auxiliar com a elevação do ângulo do braço com o torque dissipado pelas mesmas Hyun et al. (2019). O mecanismo pesa 400g e esta protegido por uma tampa de plástico. Na solução realizada pela Hyundai, o ângulo de movimento do braço θ_a tem faixa restrita de movimento de -90 a 60 graus.

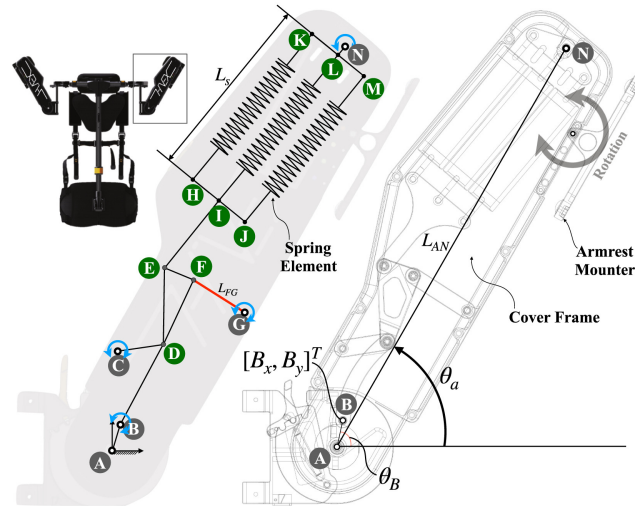


Figura 11 – ”Mecanismo de dissipação de energia de mola baseado em múltiplas ligações no exoesquelético pacote do braço: os círculos sombreados com a cor cinza indicam os pontos fixos na moldura da capa e os sombreados em verde indicam juntas de ligação flutuantes. Setas rotacionais azuis representam eixo rotacional livre entre os links e a moldura da capa.”. Extraído de: [Hyun et al. \(2019\)](#)

O Mecanismo de base aqui apresentado, contém a questão ao qual esse projeto se propõe a buscar uma alternativa. Na [Figura 12](#) pode ser visto o torque gerado para auxílio do levantamento dos braços em posse do exoesqueleto. Ainda que o H-Vex possua 4 modos de operação (selecionados previamente por meio de um botão) a zona a baixo de zero graus representa um torque a ser vencido pelo operador ao abaixar os braços.

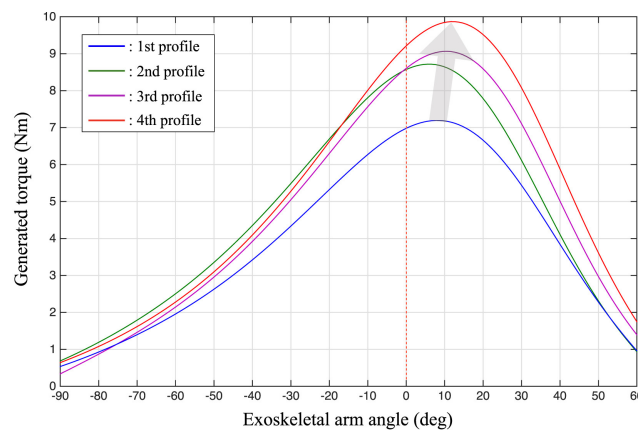


Figura 12 – ”Perfis de torque gerados em relação ao ângulo do braço exoesquelético”. Extraído de: [Hyun et al. \(2019\)](#)

4.2.2 Ottobock Industrials (PAEXO)

O Paexo é um exoesqueleto construído visando o conforto e liberdade de movimentação do usuário, enquanto fornece um torque assistivo à movimentos com elevação dos

braços. A ideia central do mecanismo é de transferir um pouco do peso dos braços para a pélvis através de uma cinta localizada na região do quadril.

O mecanismo é mostrado na [Figura 14](#). Temos uma barra principal ao longo do braço que está conectada a três outros elementos do exoesqueleto. Em uma de suas extremidades (Ponto A) ela está conectada a um bracelete ([Figura 13b](#)) que serve para envolver o braço do usuário. A conexão é feita através de uma junta articulada. Entre suas extremidades ela é conectada, através de outra junta articulada (ponto C ([Figura 13a](#))), a uma barra de suporte na vertical. Na sua outra extremidade (ponto B) é conectada a um cabo que está ligado a uma mola, que por sua vez, está conectada à extremidade de baixo da barra de suporte.

Dessa forma a mola aplica um torque no sentido para baixo no ponto B, o que gera um torque no sentido para cima na junta do ponto C ([Figura 13d](#)). Assim, o torque assistivo depende apenas do comprimento do braço entre o ponto B e C, o que é ajustável.

A barras de suporte são conectadas à cinta do quadril através de juntas esféricas ([Figura 13c](#)). O exoesqueleto apresenta possibilidade alterar o comprimento das barras de suporte e largura da cinta do quadril para ajuste a diversos tamanhos. Além disso, existem duas alças, semelhante às de mochila, que são conectadas à cinta de modo a manter o mecanismo junto às costas e seu movimento compatível com a movimentação das omoplatas.

Essa configuração permite a movimentação livre do tronco e dos membros superiores, tendo um peso total de apenas 1.8 kg ([MAURICE et al., 2020](#)).

O Paexo foi desenvolvido para criar torque assistivos variantes com o ângulo de elevação do braço, de modo similar ao torque da gravidade. Desse modo, o torque é máximo à 90 graus (braço na horizontal, paralelo ao chão), e nulo quando o braço está abaixado (braço ao longo do corpo). Para ajustar os níveis de torque de assistência pode-se variar a distância entre os pontos B e C, conforme já comentado.

Na [Figura 15](#) mostramos um esquema da análise da estrutura cinemática do Paexo.

4.2.3 COMAU (MATE)

O MATE é um dispositivo voltado a ajudar nas tarefas onde trabalhadores mantêm seus braços acima da cabeça ou realizam tarefas repetitivas usando os membros superiores. Suas principais características são alta compatibilidade cinemática entre humano-dispositivo e assistência bioinspirada.

A [Figura 16a](#) mostra o exoesqueleto vestido em uma pessoa. Ele é composto por quatro grupo de componentes principais: a caixa geradora de torque, o pIHM, que envolve os componentes que fazem interface com o corpo do usuário, o pDOF, que corresponde à cadeia cinemática do exoesqueleto, e os componentes de ajuste de tamanho.

A caixa geradora de torque é aonde teremos os elementos passivos de atuação para



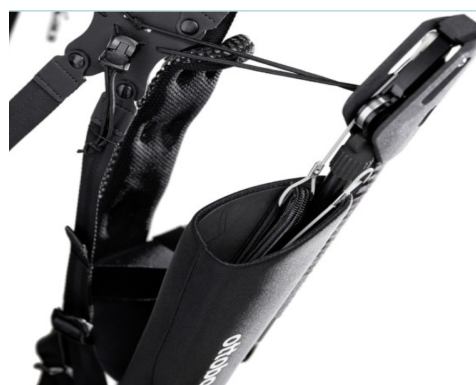
(a) Junta de ligação entre barra do braço e barra de suporte. Extraído de: [Industrials \(2020\)](#)



(b) Suporte para o braço. Extraído de: [Industrials \(2020\)](#)



(c) Junta esférica para conexão da cinta com o abarra de suporte. Extraído de: [Industrials \(2020\)](#)



(d) Elementos passivos de armazenamento de energia para geração de torque. Extraído de: [Industrials \(2020\)](#)

Figura 13 – Características construtivas do Paexo.



Figura 14 – Exoesqueleto Paexo. Extraído de: [Maurice et al. \(2020\)](#)

geração do torque assistivo. O mecanismo armazena energia em um conjunto de duas molas paralelas e a libera para gerar a força assistiva. No sistema de compensação temos duas engrenagens conectadas, uma das quais é conectada à junta do ombro, enquanto a outra é

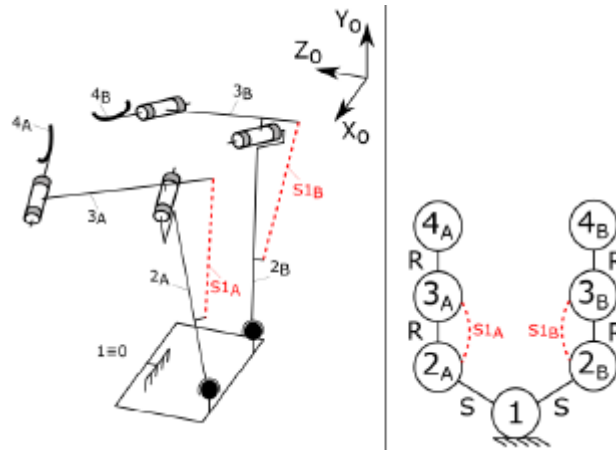
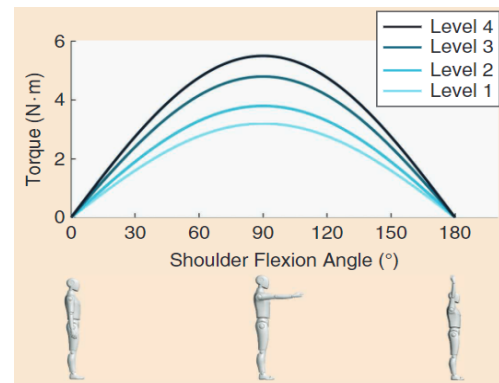


Figura 15 – Cadeia cinemática e esquema de conectividade do Paexo. Extraído de: [Voilqué et al. \(2019\)](#)



(a) Cadeia cinemática e esquema de conectividade do Paexo. Extraído de: [Pacífico et al. \(2020\)](#)



(b) Curva de torque do exoesqueleto Mate em relação ao ângulo de elevação do braço. Extraído de: [Pacífico et al. \(2020\)](#)

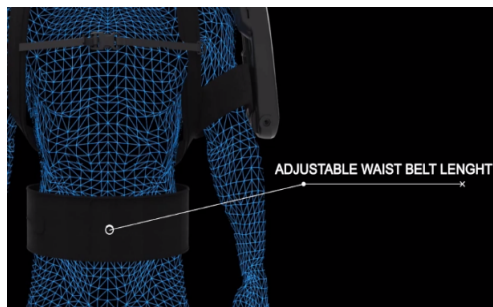
Figura 16 – Exoesqueleto Mate.

conectada de forma não concêntrica com o conjunto de molas. Assim esses elementos são arranjados de modo que, quando o braço está abaixado ao longo do corpo, temos forças máxima nas molas, mas um braço nulo em relação ao eixo da engrenagem conectada às molas, gerando um torque nulo. Conforme elevamos o braço, a força das molas diminui, no entanto, o braço aumenta, de modo que quando o braço se encontra na horizontal, geramos um torque assistivo máximo ([Figura 16b](#)).

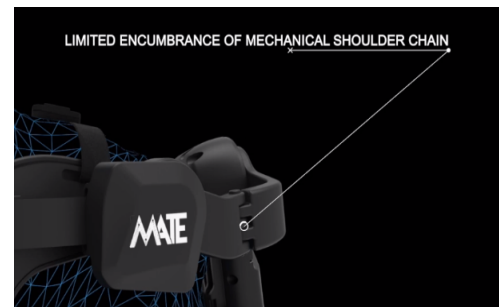
O pHMI refere-se a todos os componentes que tem contato com uma parte do corpo do usuário, constituído pelo suporte para o braço, as alças nos ombros e pela cinta no quadril ([Figura 17a](#)). A estrutura de suporte nas costas é feita de alumínio em formato de T e é feita para distribuir a força de reação das caixas geradoras de torque por toda a região pélvica do usuário.

A cadeia cinemática pDOF foi feita para permitir o alinhamento entre os eixos das juntas do mecanismo e os eixos das juntas do corpo humano ([Figura 18](#)). A cadeia pDOF permite o movimento livre de abdução/adução do braço e contrabalança os movimentos

translacionais passivos médio-laterais e antero-posteriores (AP) da junta glenoumeral. A cadeia passiva é simétrica em relação ao plano sagital. Em cada lado uma junta prismática horizontal é conectada em série com duas juntas rotacionais com eixos perpendiculares entre si. A primeira junta deve estar alinhada com o eixo de abdução-adução, enquanto a segunda tem um eixo vertical não alinhada com nenhum eixo biológico e cuja ação, combinada com a da junta prismática horizontal, representam o movimento AP passivo da junta glenoumeral. Uma junta prismática adicional é colocada entre o suporte para o braço e a caixa geradora de torque para absorver as forças de reação que poderiam ocorrer entre o braço e o suporte. (PACIFICO et al., 2020).



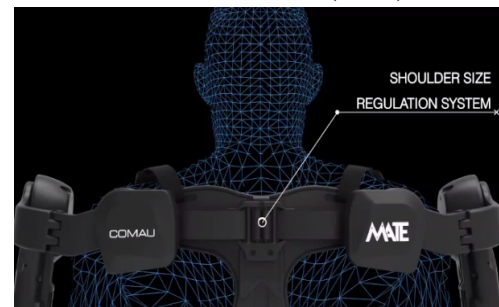
(a) Cinta para distribuição das forças reativas. Extraído de: COMAU (2020)



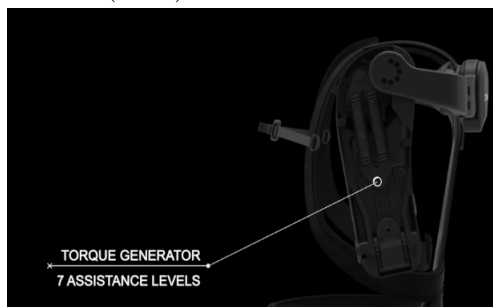
(b) Limitação para movimento do ombro. Extraído de: COMAU (2020)



(c) Regulagem das costas. Extraído de: COMAU (2020)



(d) Regulagem do ombro. Extraído de: COMAU (2020)



(e) Caixa de elementos passivos de armazenamento de energia para geração de torque. Extraído de: COMAU (2020)

Figura 17 – Características construtivas do Mate.

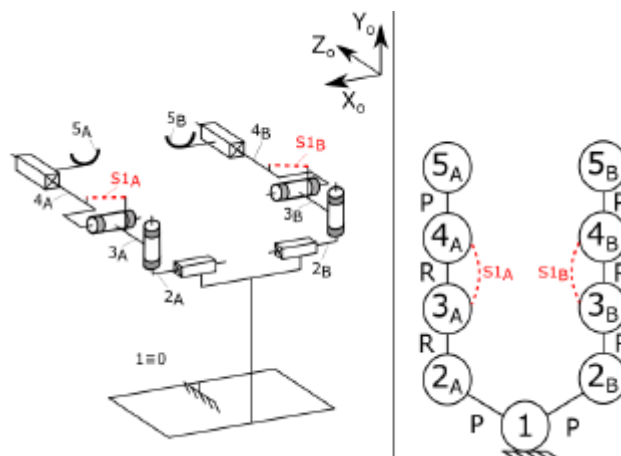


Figura 18 – Cadeia cinemática e esquema de conectividade do Mate. Extraído de: [Voilqué et al. \(2019\)](#)

4.2.4 Levitate Technologies (Airframe)

O exoesqueleto *Airframe* trata-se de um dispositivo para suportar os braços de trabalhadores que estão expostos a movimentos repetitivos de elevação do braço ou mesmo manutenção nessa posição elevada. O exoesqueleto ([Figura 19a](#)) é constituído por uma estrutura metálica, duas caixas de com um mecanismo passivo e dois descansos para braços ([Figura 19b](#)). As caixas contam com um mecanismo atuado por polias [Figura 20d](#) que auxilia no suporte dos membros superiores e junta dos ombros, transferindo um pouco do peso dessa partes do corpo aos ombros, pescoço e parte superior das costas. Os elementos passivos são inativos quando o braço encontra-se em uma posição neutra (braço na vertical ao longo do tronco), e vão aumentando seu grau de auxílio no suporte conforme há a elevação dos braços.

Pode-se personalizar a região em que o exoesqueleto atua, bem como o nível de suporte conforme o peso do braço do usuário e a tarefa a ser realizada. Além disso, é possível alterar as dimensões da estrutura metálica, dentre elas seu comprimento da barra de suporte nas costas, tamanho dos descansos de braço e das alças que vão ao redor dos ombros e da cintura que permitem que ele seja usado como uma mochila ([SPADA et al., 2017](#)).

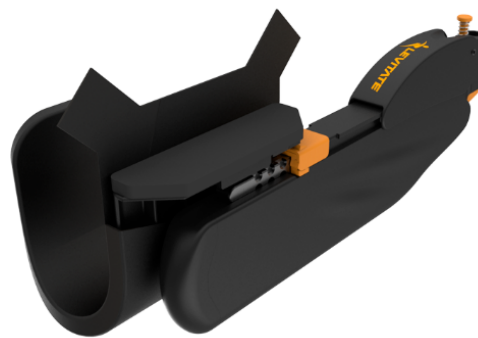
Assim como nos demais exoesqueletos, a força para suporte vêm através do armazenamento de energia elástica que ocorre quando o usuário está com seu braço abaixado, mantendo a mola do mecanismo passivo estendida ([Figura 20c](#)). No movimento de elevação o comprimento da mola se reduz liberando energia para elevação ([Figura 20d](#)). Na [Figura 21](#) mostramos a cadeia cinemática e seu esquema de conectividade de elos.

4.2.5 SuitX (ShoulderX)

O exoesqueleto SuitX foi desenvolvido na Universidade da Califórnia, no laboratório de Engenharia Humana, com o objetivo de auxiliar os músculos dos ombros durante tarefas

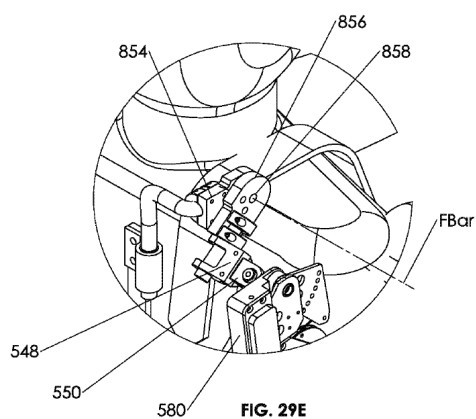


(a) Estrutura do Airframe. Extraído de: [Technologies \(2020\)](#)

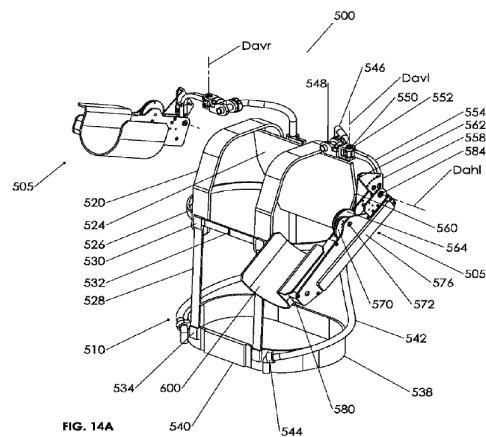


(b) Descanço para braço do Airframe. Extraído de: [Technologies \(2020\)](#)

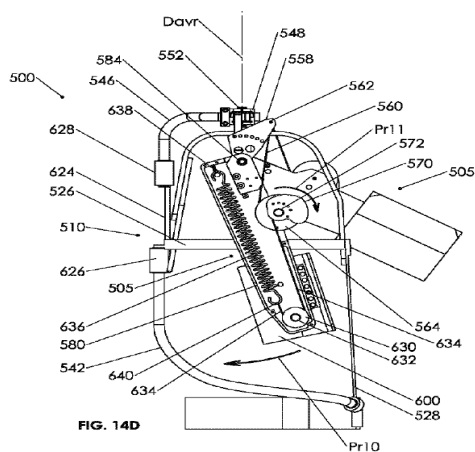
Figura 19 – Detalhes do exoesqueleto Airframe da Levitate Technologies.



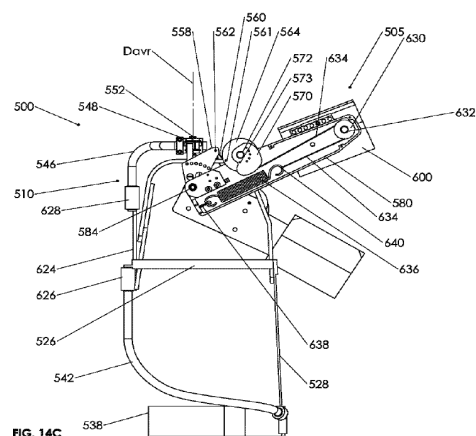
(a) Junta do ombro. Extraído de: [Doyle \(2017\)](#)



(b) Esquemático global do exoesqueleto. Extraído de: [Doyle \(2017\)](#)



(c) Regulagem das costas. Extraído de: [Doyle \(2017\)](#)



(d) Regulagem do ombro. Extraído de: [Doyle \(2017\)](#)

Figura 20 – Características construtivas do Airframe.

que requeressem elevação repetitiva ou sustentada dos braços. Baseado em entrevistas e observações realizadas com trabalhadores da área de construção e manufatura, três

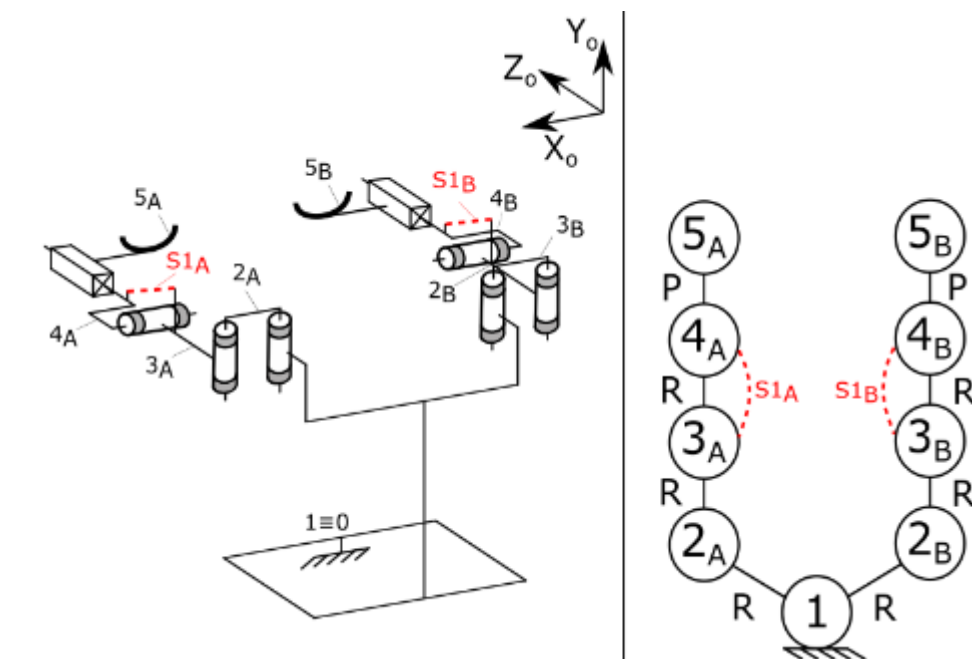


Figura 21 – Cadeia cinemática e esquema de conectividade do *Airframe*. Extraído de: Voilqué et al. (2019)

requisitos principais de design foram estipulados:

1. auxiliar os ombros contra a forças gravitacionais em tarefas com postura de elevação dos braços , nas quais houvesse uso de ferramentas leves ou de médio peso. Eliminar qualquer força de suporte durante posições neutras (baixos abaixados)
2. Permitir rotação irrestrita e alcance de movimento total para juntas secundárias dos ombros e da espinha dorsal.
3. Permitir a atividades de trabalho serem realizadas com segurança e sem desconforto.

A figura [Figura 22c](#) mostra os componentes principais do exoesqueleto, que consistem de um atuador passivo que gera torque assistivo ([Figura 23c](#)) e uma estrutura que se acomoda ao usuário e distribui forças reativas aos braço, ombros e quadris([Figura 23a](#)). Esse *frame* permite várias posturas de trabalho através de dois graus de liberdade na espinha (torção e flexão lateral), e três graus de liberdade no ombro (rotação vertical, horizontal e interna/externa).

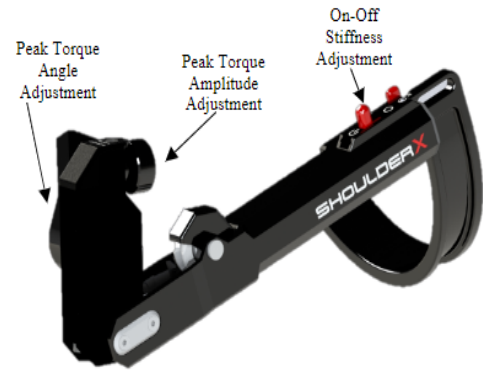
O dispositivo pode ser ajustado para se adequar a qualquer usuário através de ajustes na largura e altura da cinta nos quadris, altura do torso, largura e altura dos ombros, e comprimento do braço. Pode-se uní-lo ao corpo usando alças para os ombros e a cinta no quadril. Quando devidamente ajustado, o shoulderX fornece suporte contra as forças gravitacionais do braço e da ferramenta a partir de elevações de 20 graus do braço e transfere a maior parte das forças de reação para os quadris do usuário. Durante posturas neutras, quando os braços estão em repouso ao lado do corpo, o exoesqueleto não atua, permitindo movimentos livres.

A magnitude dos torques de auxílio podem ser variados entre torques de pico de

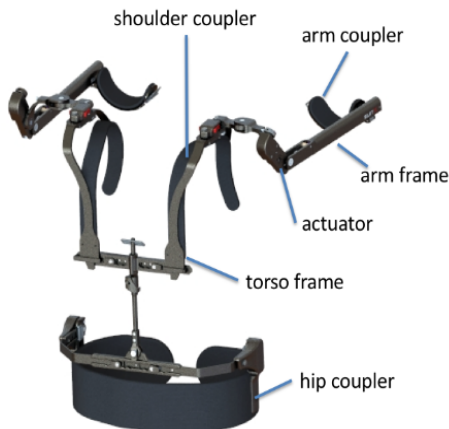
8.5 Nm e 20 Nm (Figura 22d) através de um botão de ajuste . O peso total do dispositivo é de 3.14 kg.



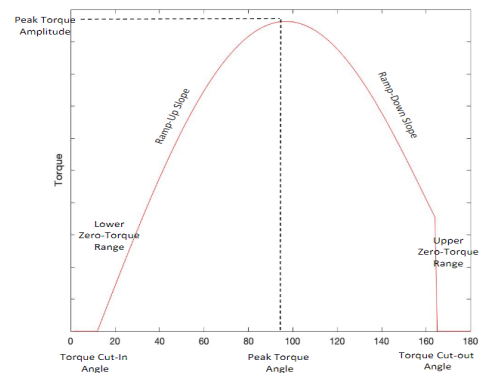
(a) Exoesqueleto Shoulder X. Extraído de: [SuitX \(2020\)](#)



(b) Suporte de braço. Extraído de: [Engelhoven et al. \(2018a\)](#)



(c) Detalhamento dos componentes principais do ShoulderX. Extraído de: [Engelhoven et al. \(2018b\)](#)



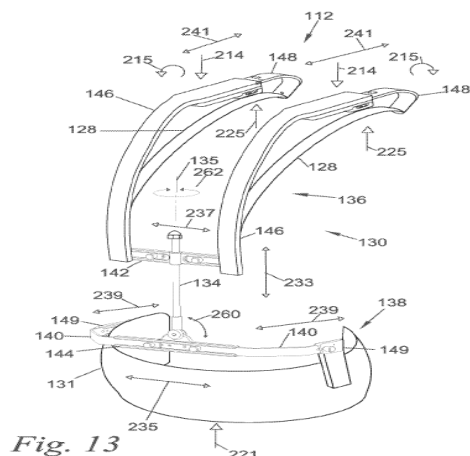
(d) Curva de torque assistivo do ShoulderX. Extraído de: [Engelhoven et al. \(2018a\)](#)

Figura 22 – Detalhamento do Shoulder X.

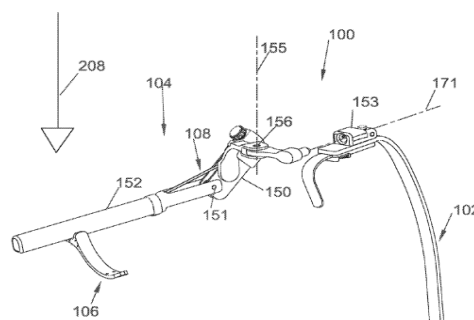
4.2.6 Exoesqueleto Laboratório Biomecatrônica da USP

O Exoesqueleto desenvolvido pelo laboratório de biomecatrônica da USP (Figura 25) foi desenvolvido para auxiliar no trabalho em que o operador fica em uma posição específica com seus membros superiores acima da linha da cabeça.

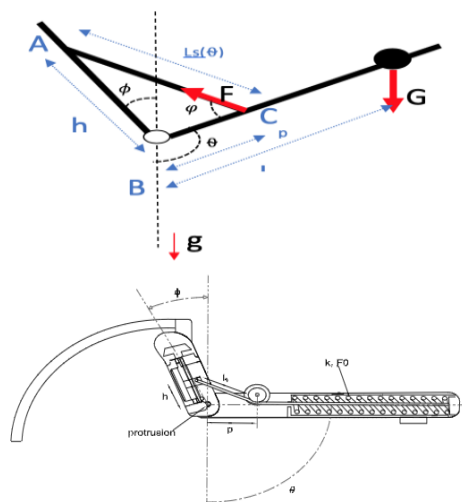
Projetado de forma a usar um mecanismo de cabos para a atuação do antebraço e um mecanismo de mola para a atuação do braço, a mola que sustenta o braço durante a operação é ativada por um eletro-ímã.



(a) Esquemático Shoulder X. Extraído de:
ENGELHOVEN e Kazerooni (2016)



(b) Esquemático de mecanismo passivo. Extraído de: [ENGELHOVEN e Kazerooni \(2016\)](#)



(c) Detalhamento do mecanismo e diagram de corpo livre do ShoulderX. Extraído de: [Engelhoven et al. \(2018a\)](#)

Figura 23 – Características construtivas do Shoulder X.

Podemos esclarecer ainda mais o entendimento da atuação da mola olhando para a [Figura 26](#). Nela podemos ver a haste do ombro (A) responsável por sustentar a porção superior do braço do usuário, ela permanece conectada a outra peça (B) que desliza confiando a uma guia como em uma junta prismática. Essa peça (B) é conectada, por sua vez, à mola de atuação (C) que será responsável por sustentar o peso dos braços. A atuação ocorre da seguinte forma, quando o usuário eleva seu braço, isso faz com que a junta prismática (B) se movimente e desloque a mola para a direita e consequentemente, desloque a peça D que abriga o pino de travamento (E) além de uma mola de compressão (não mostrada na figura) que faz o pino ficar levantado. Quando o braço atinge dada altura, a peça D encontra-se em uma posição tal que o pino fica alinhado com o furo (G) que, por sua vez, está alinhado com o eletro-ímã. Finalmente, quando ocorre esse alinhamento, o eletro-ímã pode ser ativada fazendo com que o pino entre no furo e assim trave a peça D e

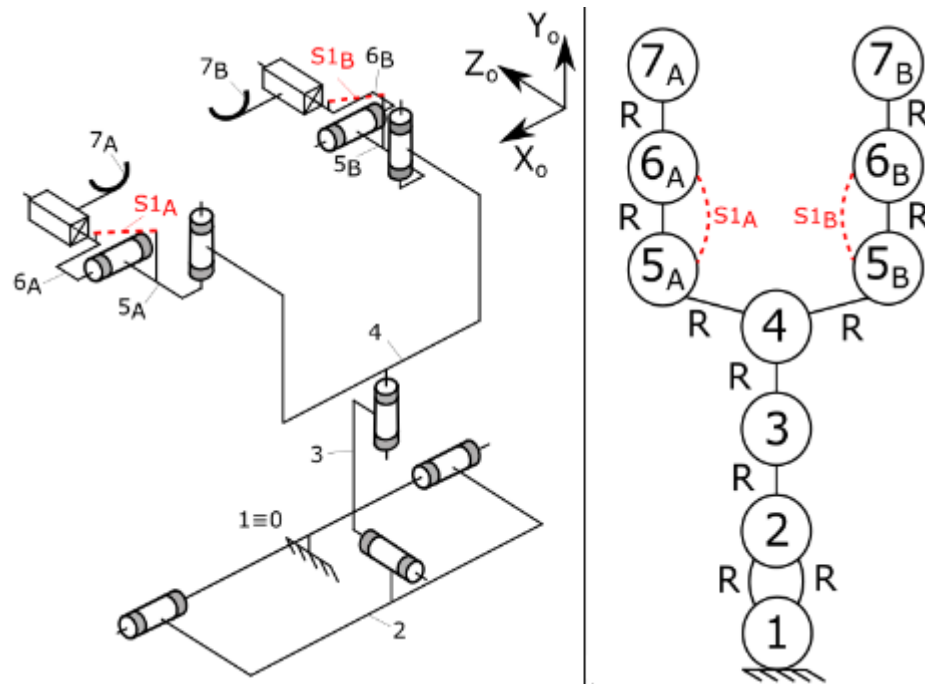


Figura 24 – Cadeia cinemática e esquema de conectividade do Airframe. Extraído de: [Voilqué et al. \(2019\)](#)

consequentemente, a mola C. Assim a tendência de abaixar o braço devido a gravidade, ou peso da carga, é contraposta pela alongamento da mola de tração. Caso deseje-se desativar o mecanismo, basta desligar o eletro-ímã, de modo que a mola de compressão no interior de D elevará o pino e o desencaixará do furo, permitindo novamente a movimentação livre da peça D e da mola.

4.2.7 Mecanismo de Base

O mecanismo escolhido foi o exoesqueleto desenvolvido pelo laboratório de biomecatrônica da Escola Politécnica da USP, denominado Suplexo, por se tratar do único entre os apresentados dos quais grupo tinha acesso ao projeto detalhado para incorporar as soluções propostas.

4.3 MECANISMOS DE ATIVAÇÃO

Nesta seção serão vistos os mecanismos propostos para realizar a conexão e desconexão do mecanismo de atuação com o exoesqueleto propriamente dito, assim como as soluções propostas.

4.3.1 Came

O mecanismo Came seguidor é formado por uma peça rotativa e por um seguidor que pode realizar um movimento oscilante ou transladante ([HEJMA et al., 2017](#)). No



Figura 25 – Exoesqueleto do Laboratório de Biomecatrônica da USP.

contexto do projeto, ele teria somente dois estados, um ativo e um desligado como pode ser exemplificado nas [Figura 28](#) e [Figura 29](#), o projeto visa que o movimento entre os estados seja o mais breve possível.

A modelagem apresentada na [Figura 27](#), aponta o mecanismo de Came proposto para a atuação do eletroímã que realiza o acoplamento entre a mola (atuador) e a estrutura do braço representados pelas letras C e G da [Figura 26](#), respectivamente.

4.3.2 Mecanismo *PUSH LATCH*

O Mecanismo *PUSH LATCH* é comumente utilizado em canetas esferográficas retráteis ("mecanismo de *click*"). Esse formato permite que uma estrutura mecânica possa ser configurada em dois estados por meio de um movimento linear, como pode ser observado nas [Figura 31](#) e [Figura 32](#).

Por meio de um caminho usinado na peça e o uso de molas lineares, é possível criar o mesmo funcionamento no exoesqueleto, de forma que em um estado a mola esteja atuando e em outro não. Pensamos em criar um mecanismo que travasse ou destravasse

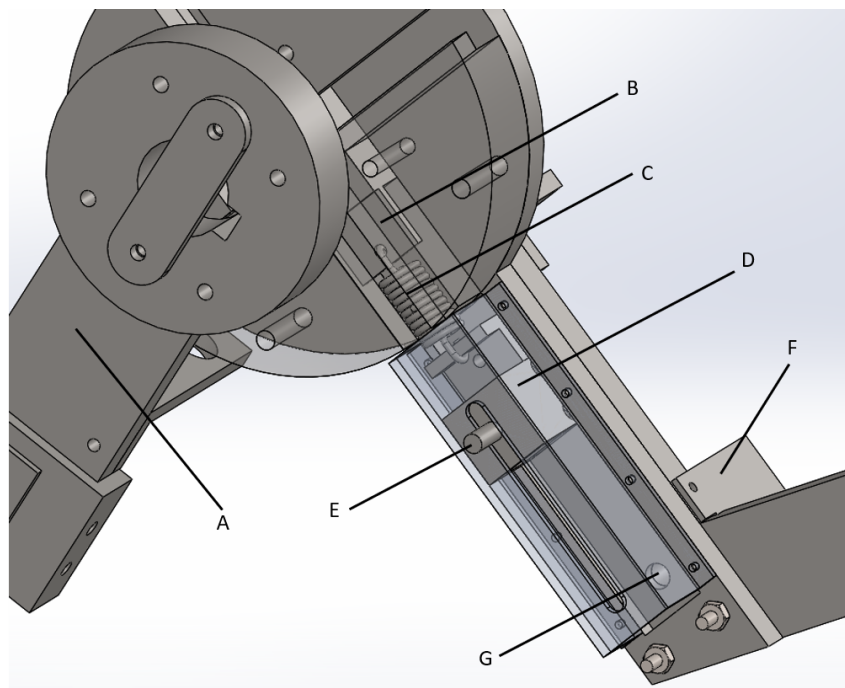


Figura 26 – Esquema de atuação do Exoesqueleto do Laboratório de Biomecatrônica da USP.

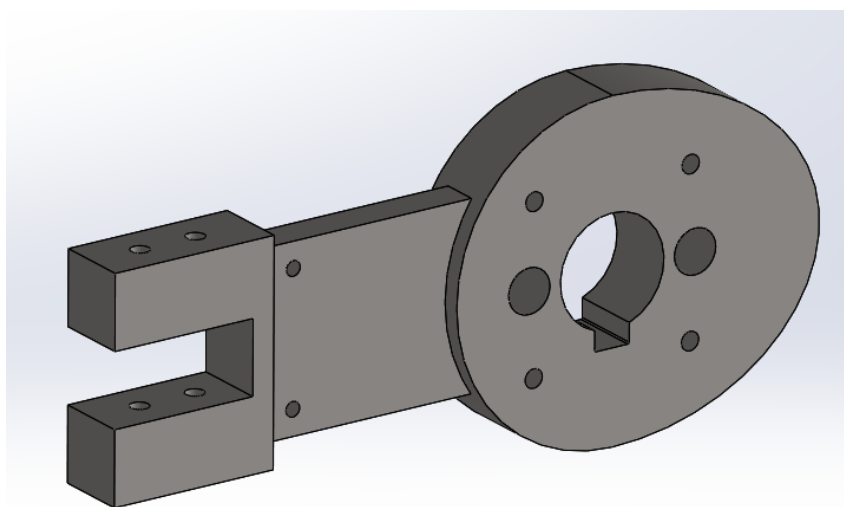


Figura 27 – Mecanismo de Came proposto.

o pino conforme o estado do mecanismo PUSH-LATCH como pode ser observado na [Figura 33](#) e [Figura 34](#).

4.3.3 *LG Wing*

O mecanismo *LG Wing* é composto por duas peças principais que giram em uma em relação a outra também mantendo 2 estados: aberto e fechado ([Figura 35](#)). O sistema é composto por dois mini pistões de tal forma que o equilíbrio entre eles se dá nos extremos ([Figura 35](#)).

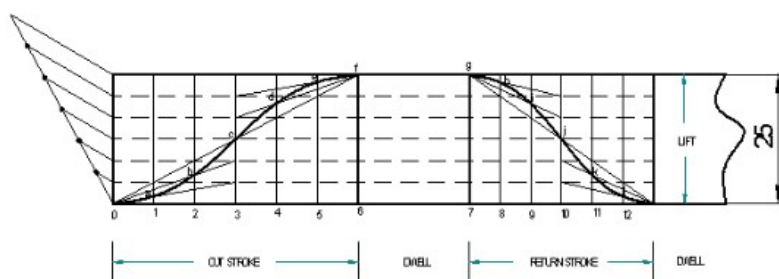


Figura 28 – Exemplo de movimento de Came próximo de dois estados. Extraído de: [Myindialist \(2013\)](#)

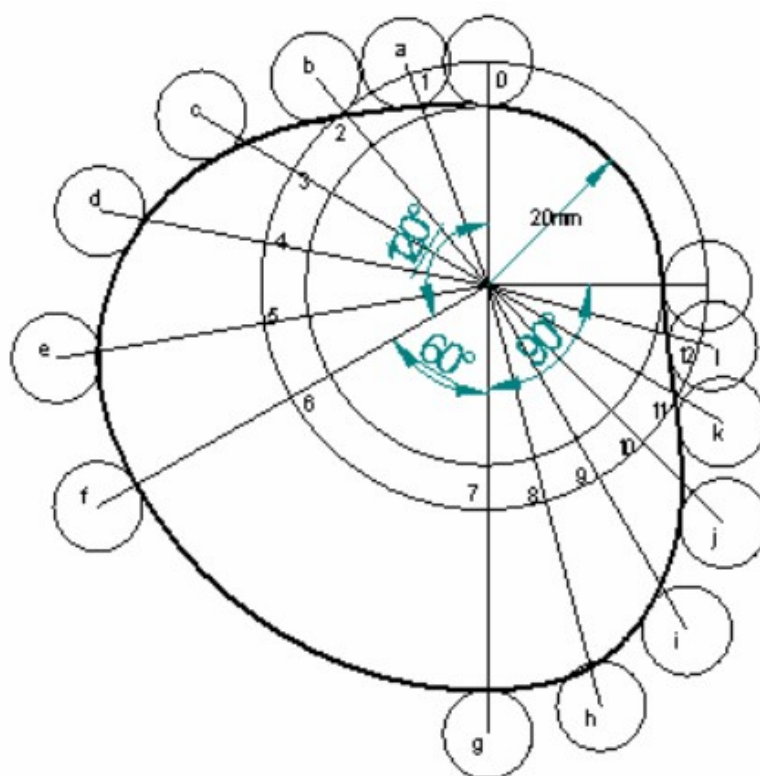


Figura 29 – Exemplo de Came próximo de dois estados. Extraído de: [Myindialist \(2013\)](#)

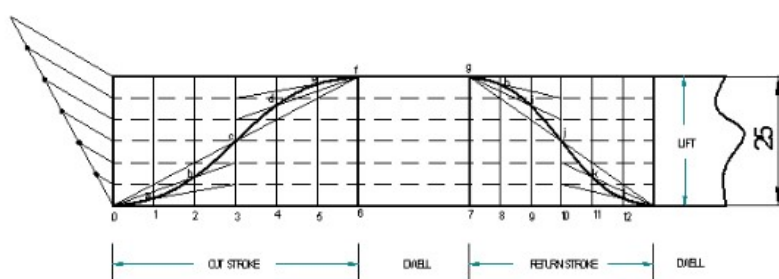


Figura 30 – Exemplo de movimento de Came próximo de dois estados. Extraído de: [Myindialist \(2013\)](#)

A proposta de modelagem usando essa solução é pode ser observada na [Figura 37](#).

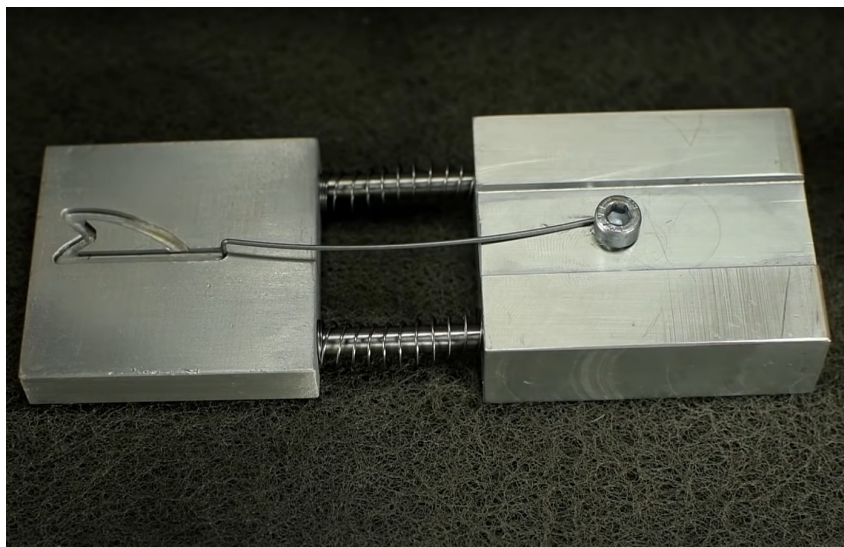


Figura 31 – Mecanismo *PUSH LATCH* aberto. Extraído de: [Tony \(2020\)](#)

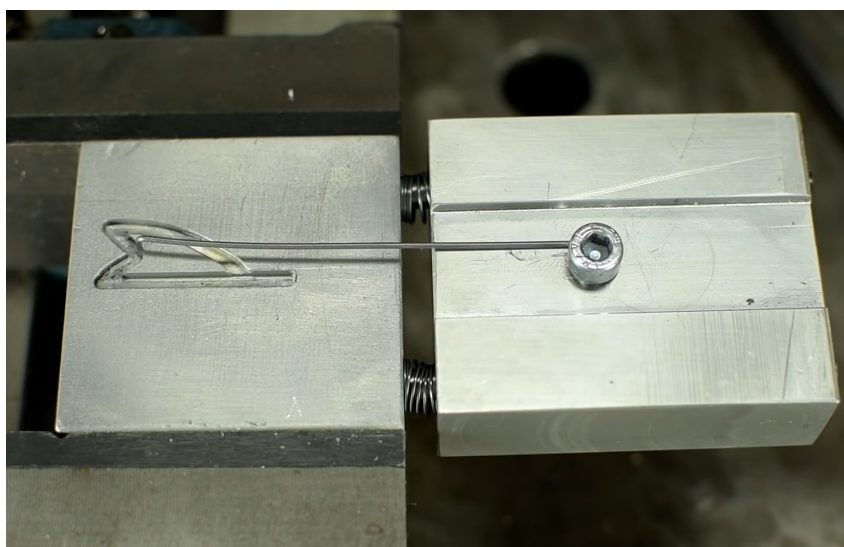


Figura 32 – Mecanismo *PUSH LATCH* fechado. Extraído de: [Tony \(2020\)](#)

4.3.4 Escolha do mecanismo

Resaltando que as soluções aqui levantadas podem ser aplicadas a qualquer um dos exoesqueletos apresentados na [Seção 4.2](#) considerando suas adaptações a cada caso, a escolha do mecanismo de **on/off** levou em conta os critérios apresentados na [Seção 4.1](#) de requisitos, assim como critérios de simplicidade construtiva.

A solução usando came e um sensor de fim de curso para ativação do eletroímã é uma solução de alta portabilidade uma vez que o sensor fica proximo do atuador, e as alterações no exoesqueleto de base seriam poucas, uma vez que só será necessario modificar a peça do braço para o projeto de came, e realizar uma furação para fixação do sensor. Sua zona de funcionamento é um ponto forte, uma vez que o came pode ser projetador para ligar ou não o mecanismo de acordo com qualquer requisito de angulação do braço.

A solução do *PUSH LATCH* é uma solução menos portátil que as anteriores, uma

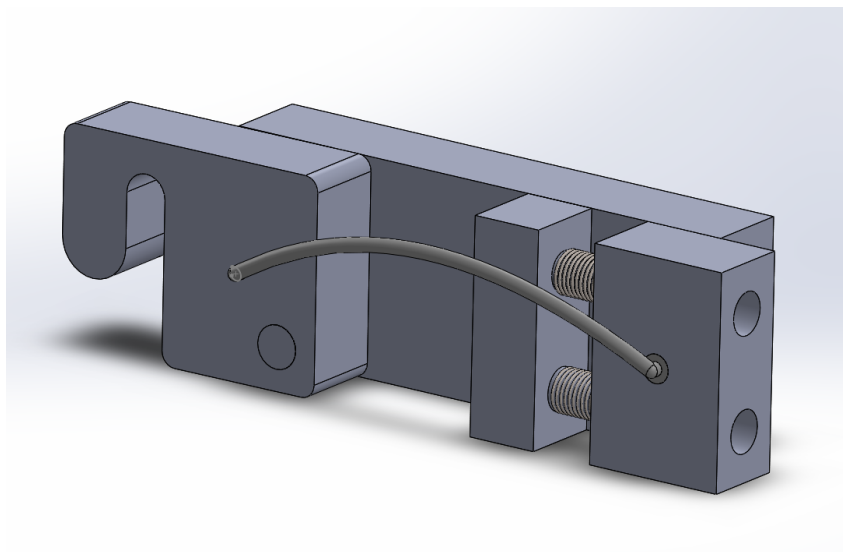


Figura 33 – Mecanismo *PUSH LATCH* proposto fechado.

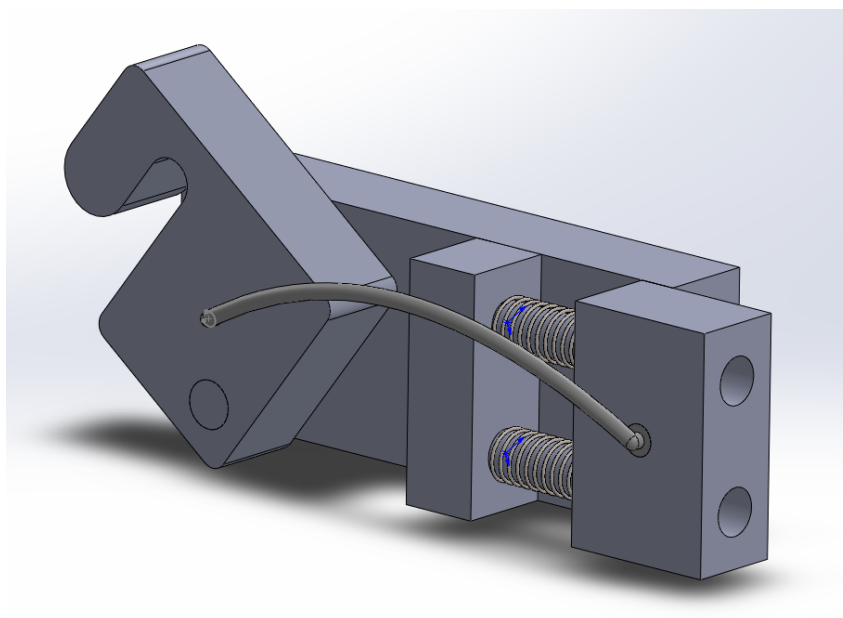


Figura 34 – Mecanismo *PUSH LATCH* proposto aberto.



Figura 35 – Celular *LG WING*. Extraído de: [Rig \(2020\)](#)

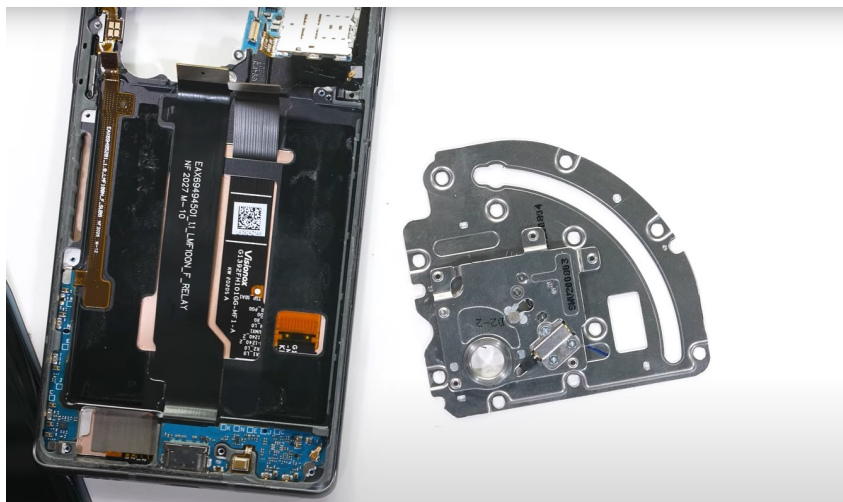


Figura 36 – Mecanismo *LG WING*. Extraído de: [Rig \(2020\)](#)

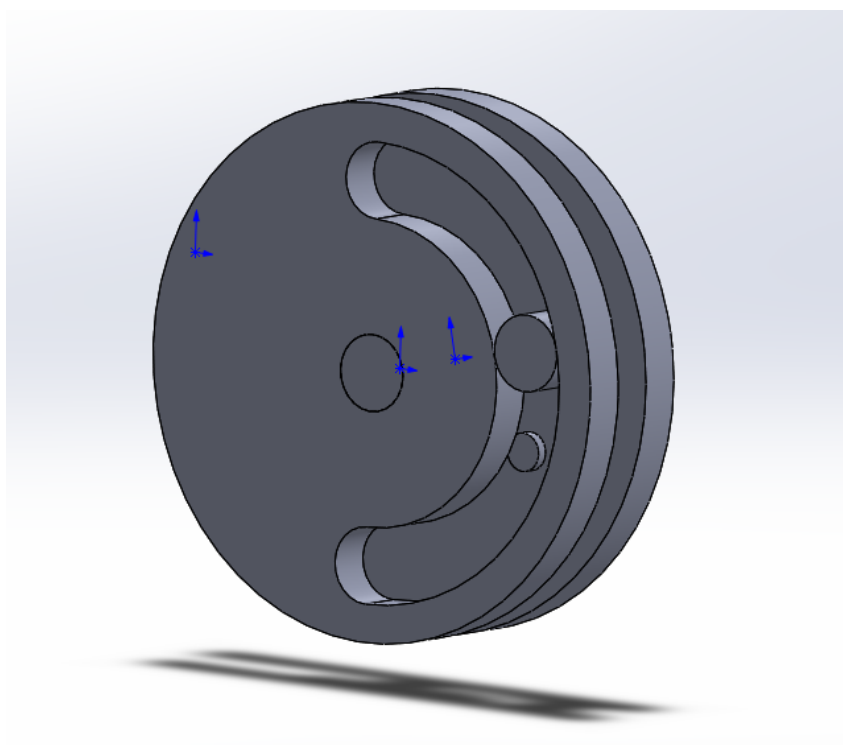


Figura 37 – Mecanismo semelhante ao do *LG WING* proposto.

vez que as cargas passam por sua estrutura, ele deve ser dimensionado para aguentar cargas como uma peça estrutural e não somente de ativação. Isso impacta também no seu peso e volume, aumentando o total do exoesqueleto. O ponto forte dessa solução é a segurança, uma vez que o mecanismo só tem dois estados, ele não corre o perigo de funcionamentos não esperados nas mudanças de estado.

A solução que utiliza o mecanismo *LG Wing* não possui uma portabilidade muito vantajosa uma vez que também acaba tendo de suportar as cargas que passam por ele. Porém por se tratar de 3 chapas de metal, tem um volume e peso melhor do que as demais soluções. Sua zona de funcionamento também é reduzida por só ter dois estados, e seu

ponto negativo vem em questão de deformabilidade, justamente pela sua compatibilidade.

Levando em consideração os aspectos apresentados de cada solução, foi escolhida a do Came Seguidor, uma vez que esta não tem a necessidade de suportar esforços no exoesqueleto, agindo somente como *switch* de ativação do eletro-ímã, juntamente com sua facilidade de adaptação e implementação para diversos tipos de exoesqueletos.

4.3.5 Ativação Elétrica

Como descrito no [Subseção 4.2.6](#), o acoplamento do sistema de atuação passivo com o braço é feito por meio de um pino que é normalmente aberto devido a uma mola de compressão. Ao chegar na posição desejada, o eletro-ímã do exoesqueleto deve ser ativado afim de engatar o pino, assim fazendo com que a força elástica da mola de ativação exerça a sustentação para o braço durante a operação.

A [Figura 38](#) apresenta um circuito simplificado do acionamento elétrico do eletro-ímã. No circuito, **S1** representa o sensor de fim de curso ([Figura 43](#)) que sera acionado pelo Came e **R2** é 170Ω .

Por segurança, foi adotado um resistor de *pull down* representado por **R1** de $1k\Omega$ para que a ativação não ocorra com um falso positivo.

Usamos também um transistor NPN para atuar como chave para a ativação do eletro-ímã. Isso foi escolhido pois, geralmente as chaves mecânicas atuam com correntes muito baixas que seriam incompatíveis com as correntes envolvidas na ativação do eletro-ímã.

Para o funcionamento do circuito, deve-se alimentar o eletro-ímã com uma tensão contínua de 12 V, sendo que a corrente máxima deve ser de 0.67 A. A chave mecânica pode trabalhar com até 30 V, mas a sua corrente máxima não deve passar de 0.5 A.

O detalhamento elétrico, a lista de materiais e os cálculos para dimensionamento do mecanismo podem ser observados no [Apêndice A](#).

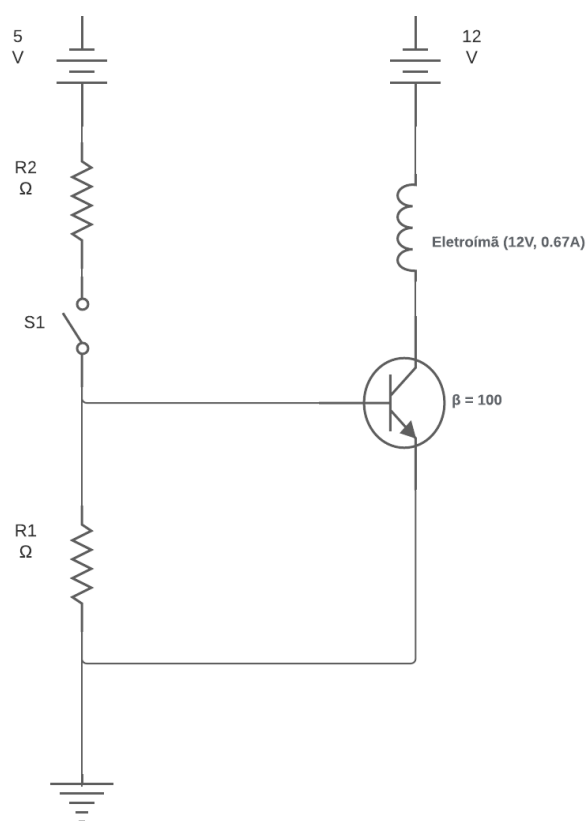


Figura 38 – Esquemático de Circuito de ativação do eletroímã.

5 PROJETO DETALHADO

5.1 Detalhamento da solução proposta

Como comentando anteriormente, a solução escolhida para atuar como mecanismo de on-off de atuação do exoesqueleto foi o Came Seguidor. A primeira questão a ser resolvida deveria ser o formato do perfil do came para que esse passasse a atuar apenas nos momentos desejados. Para isso precisamos entender mais detalhadamente como o exoesqueleto funciona e aonde iremos inserir nosso mecanismo.

Primeiro apresentamos o mecanismo detalhado da articulação do ombro do mecanismo do exoesqueleto desenvolvido pelo laboratório de biomecatrônica da Escola Politécnica da USP. A [Figura 39](#) e [Figura 40](#) mostram o mecanismo original de forma mais detalhada. Ele é composto por uma peça com perfil circular que gira sendo guiada por duas peças que, por sua vez, encontram-se confinadas a duas guias feitas em uma segunda peça circular. Uma das peças que guiam o mecanismo apenas se desloca no eixo X enquanto a outra apenas se movimenta no eixo Y.

Portanto, podemos simplificar o mecanismo considerando tratar-se de um elo conectado a duas juntas prismáticas, as quais uma apenas se movimenta no eixo X e outra apenas no eixo Y, como mostra a [Figura 41](#).

Com isso, conseguimos equacionar o movimento do mecanismo para encontrar o perfil de nosso came. Primeiro assumimos a origem de nosso sistema de coordenadas como mostrado na [Figura 41](#). Em seguida consideramos as posições que o mecanismo pode atingir no seu intervalo de atuação. Assumimos que a peça A chega até o limite máximo e mínimo em Y e que a peça B alcança apenas os valores positivos de X. Como temos um elo com distância fixa d , para cada posição de y_1 da peça A encontramos uma posição em x_2 da peça B, usando a equação simples de pitágoras:

$$x_2 = \sqrt{d^2 - y_1^2} \quad (1)$$

Mapeando todos os pontos de movimentação do mecanismo, podemos encontrar as coordenadas do ponto C:

$$C(x_{centro}, y_{centro}) = \left(\frac{x_2}{2}, \frac{y_1}{2} \right) \quad (2)$$

e para cada um desses pontos encontramos a distância até um dado ponto no qual teremos um sensor de fim de curso para atuação do exoesqueleto, definindo os raios que compõem os perfis do came:

$$r = \sqrt{(35 - x_{centro})^2 + y_{centro}^2} \quad (3)$$

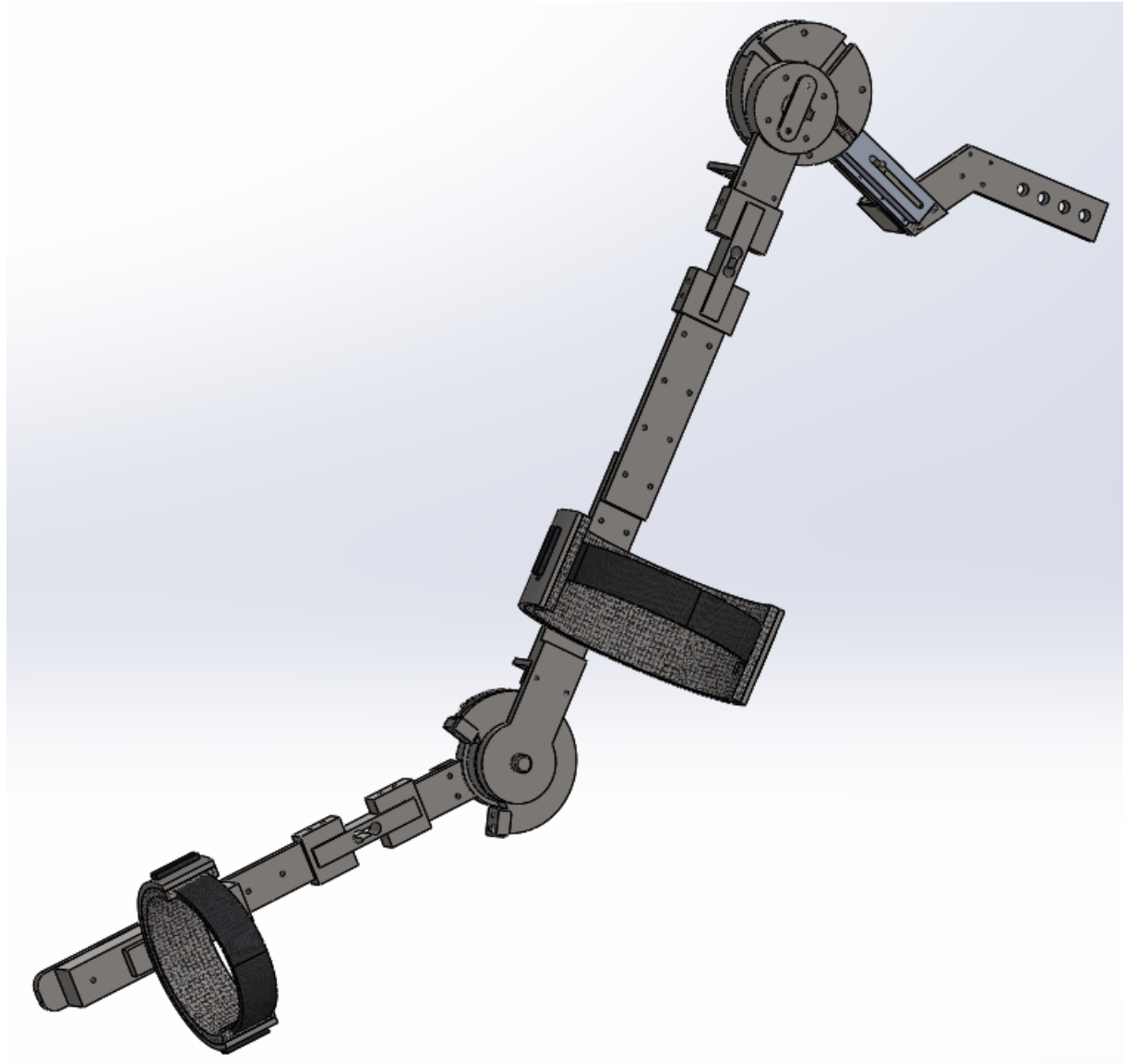


Figura 39 – Mecanismo original da articulação do ombro.

Ainda, para cada posição y_1 da peça A, e respectiva posição x_2 da peça B, temos uma orientação de nosso elo D θ_D que é dada por:

$$\theta_D = \arctan \left(\frac{y_1}{x_2} \right) \quad (4)$$

Com os valores dos raios r e das orientações θ_D conseguimos montar o perfil do came como vem mostrado da [Figura 42](#) que apresenta o perfil em coordenadas polares e coordenadas cartesianas.

Tendo o perfil de nosso came, pudemos gerar o desenho 3D da peça e inserí-la no mecanismo do ombro integrando assim, nossa solução proposta ao exoesqueleto do laboratório de biomecatrônica. Como citado anteriormente, a solução do came seguidor também conta com um sensor de fim de curso para ativar o eletroímã responsável pela movimentação do pino que fixa a mola de que fornece o suporte para o braço. Selecionamos

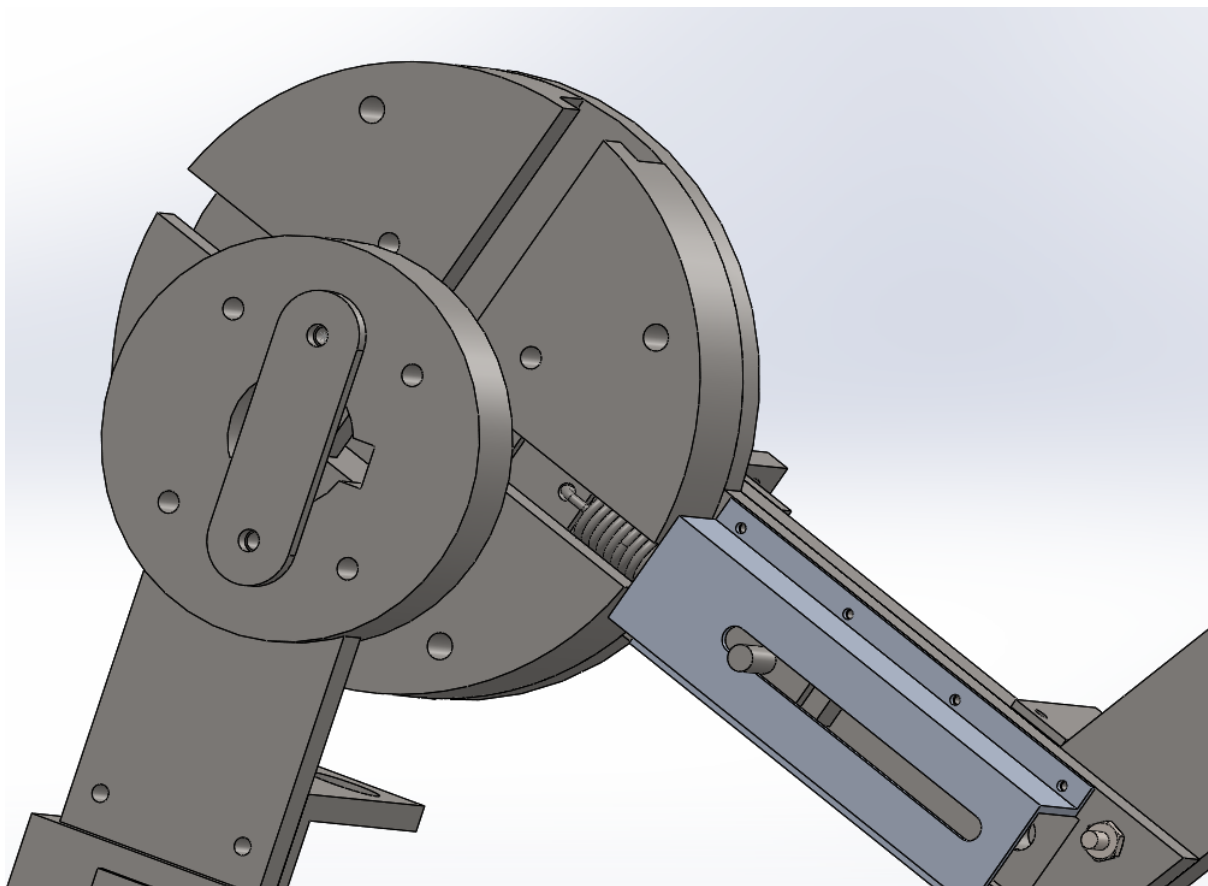


Figura 40 – Detalhe do mecanismo original da articulação do ombro.

um sensor com rolete (Figura 43) para melhorar o contato entre a superfície do came e a haste do sensor.

A seguir mostramos nas Figuras 44 e 45 a configuração de nossa solução proposta aplicada à estrutura do Suplexo, substituindo o mecanismo original.

Ainda mostramos nas imagens seguinte 4 posições distintas do intervalo de atuação de nosso mecanismo. A primeira posição (Figura 46) mostra o momento em que o braço do usuário está abaixo da linha do ombro e portanto o mecanismo não atua. A segunda posição (Figura 47) mostra o momento em que o mecanismo passa a atuar quando o usuário eleva seu braço até a linha do ombro. A terceira posição (Figura 48) ilustra o caso em que o usuário eleva seu braço acima da linha do ombro para realizar alguma tarefa, posição na qual o mecanismo também deve permanecer atuante. A quarta e última posição (Figura 49) ilustra o limite máximo de atuação do mecanismo.

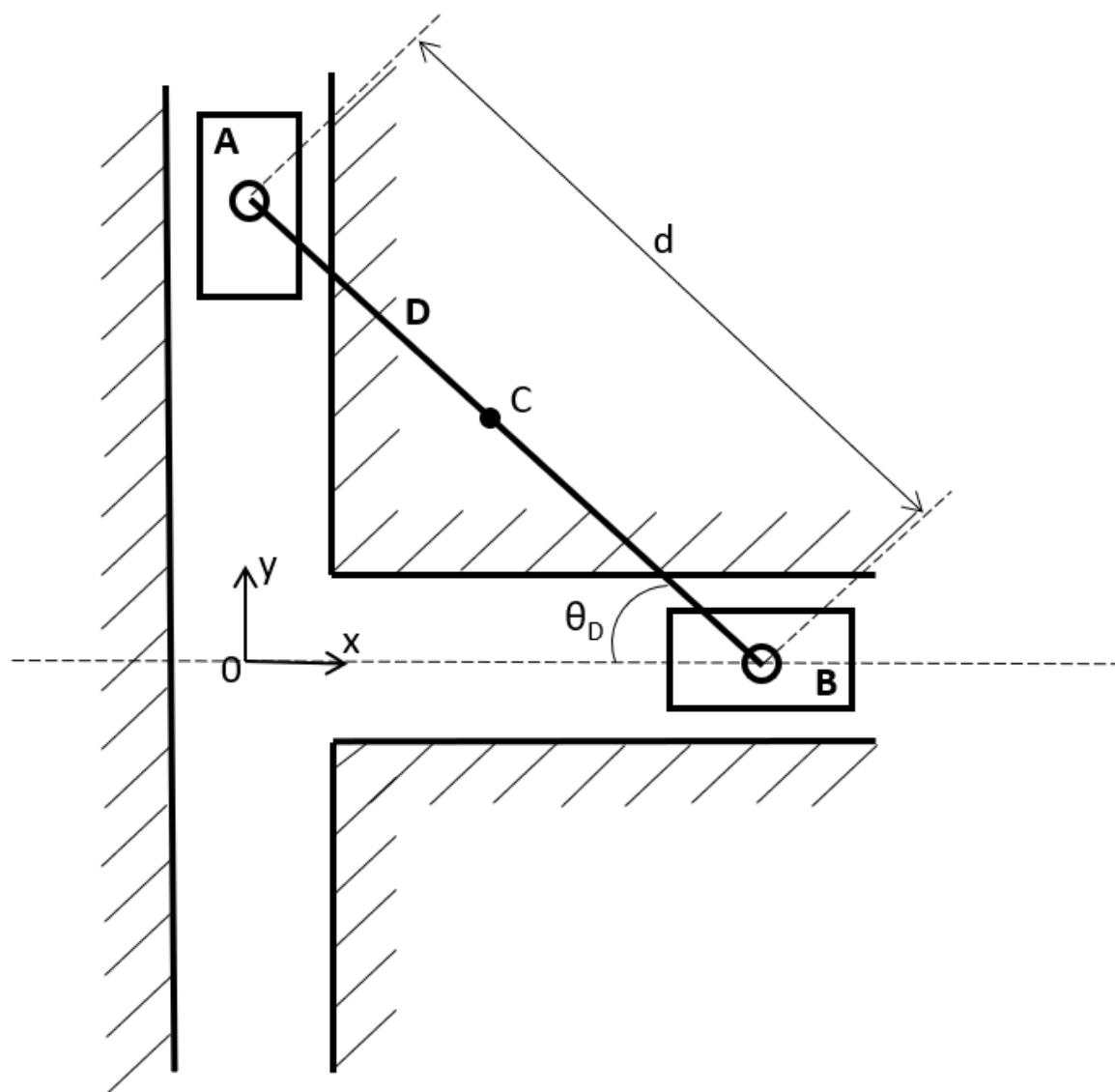


Figura 41 – Diagrama simplificado do mecanismo da articulação do ombro.

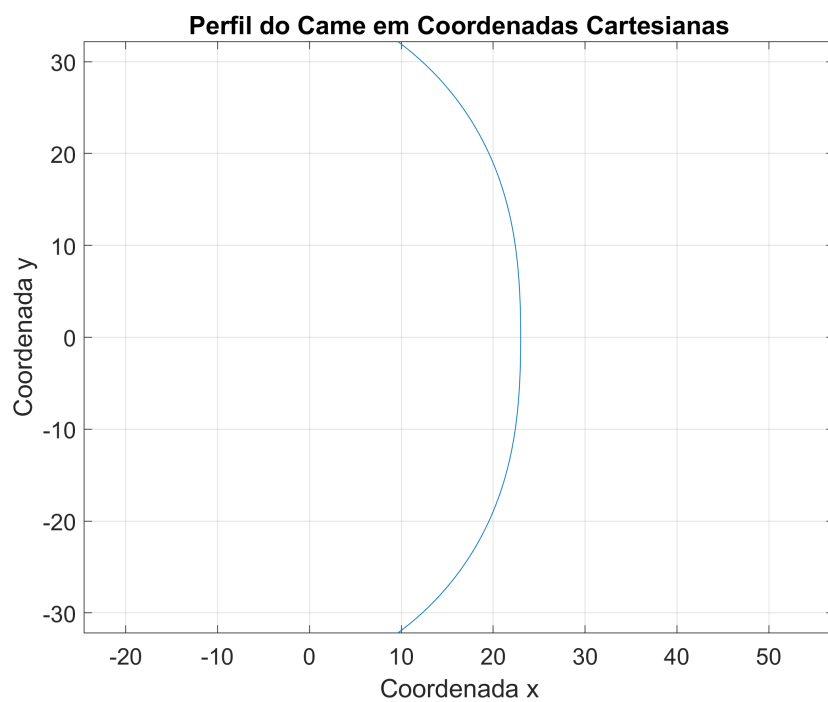


Figura 42 – Perfil do came obtido.

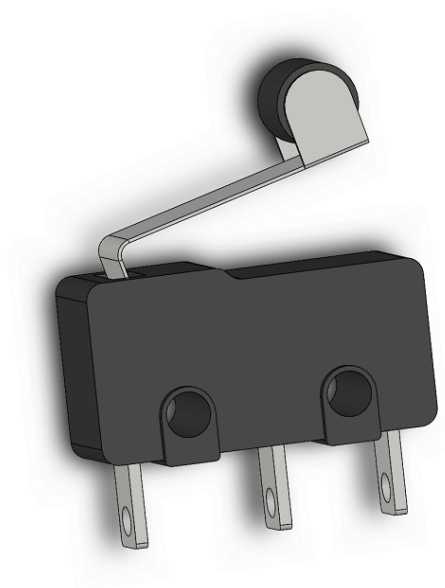


Figura 43 – Modelo de chave de fim de curso escolhido.

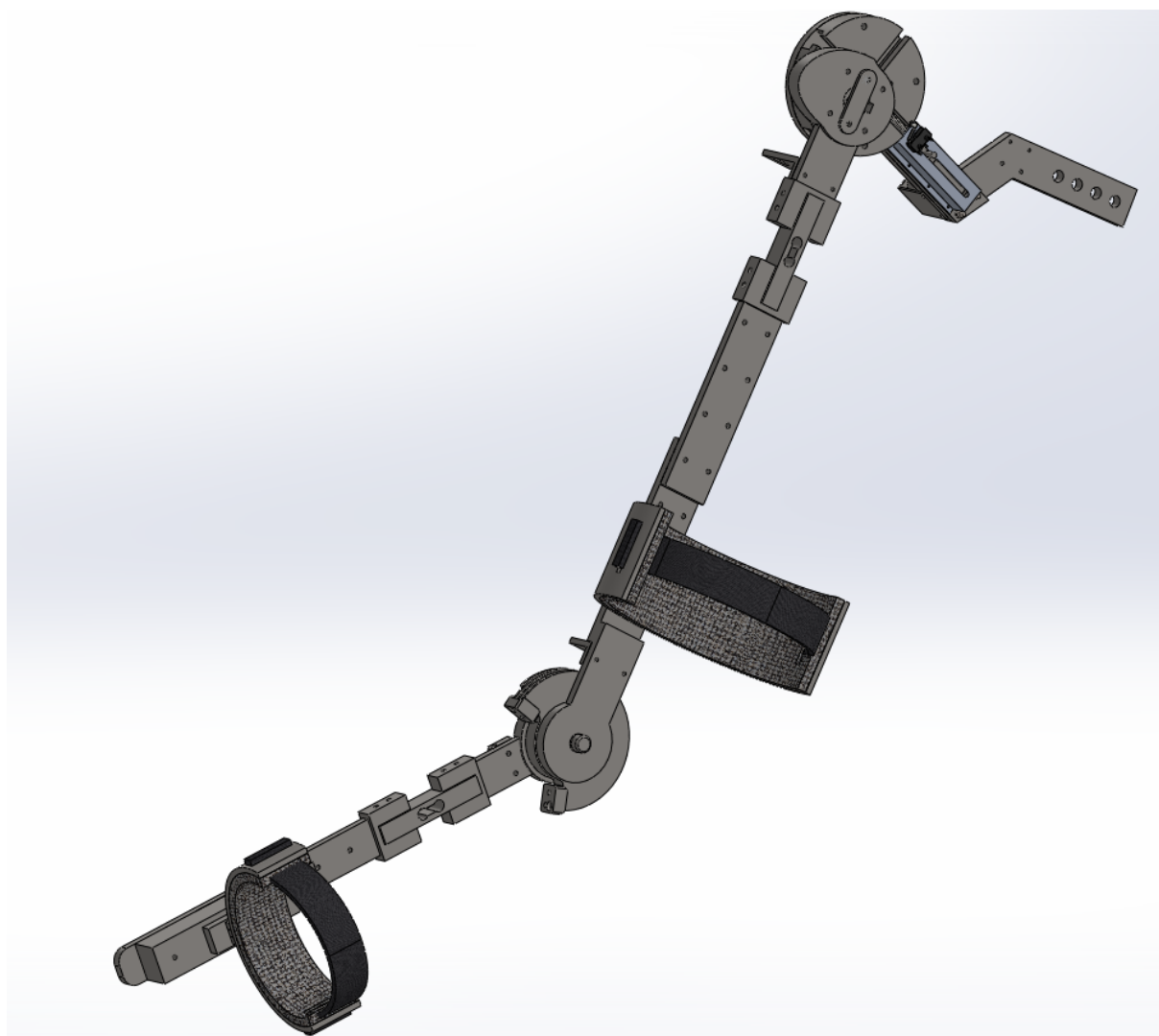


Figura 44 – Solução proposta para o mecanismo do ombro aplicada no exoesqueleto.

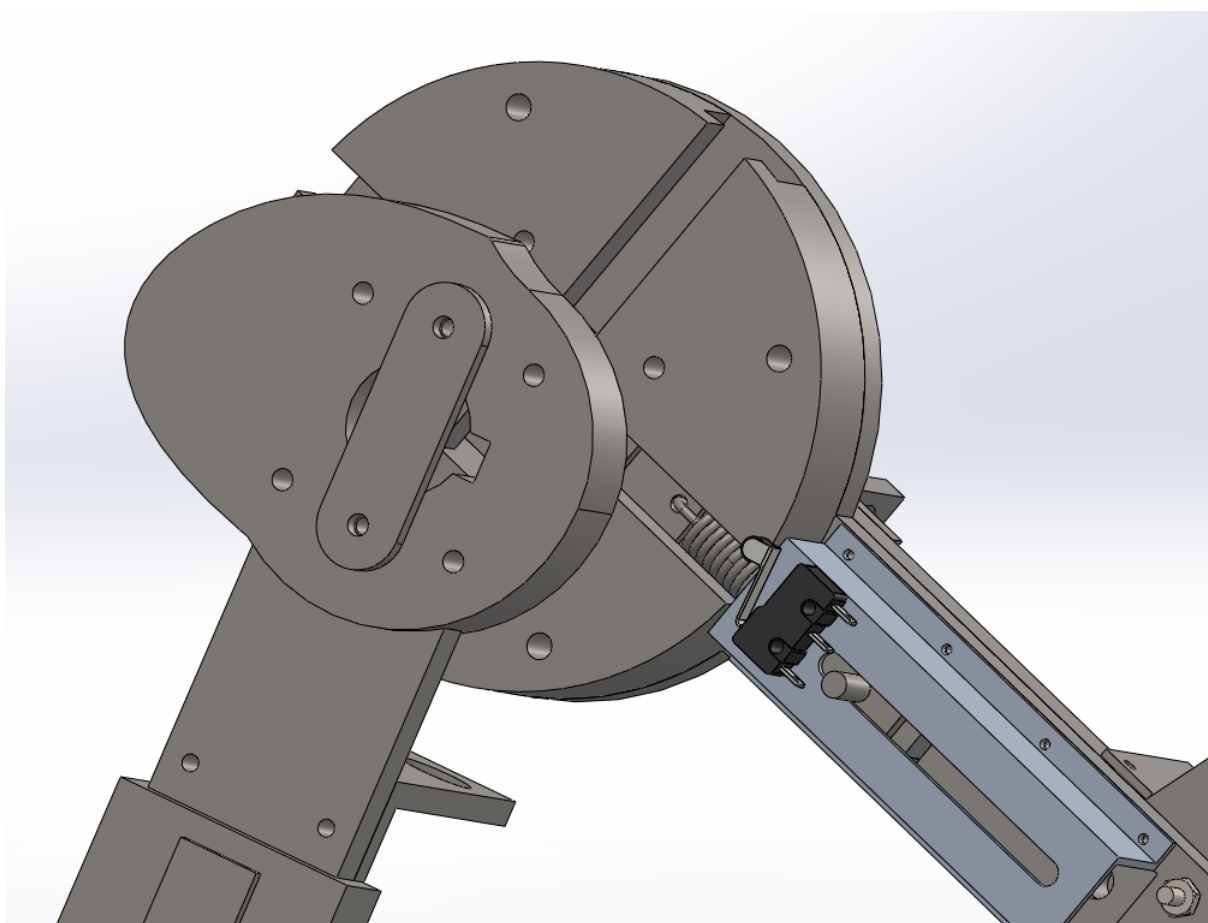


Figura 45 – Detalhe da solução proposta para o mecanismo do ombro aplicada no exoesqueleto.

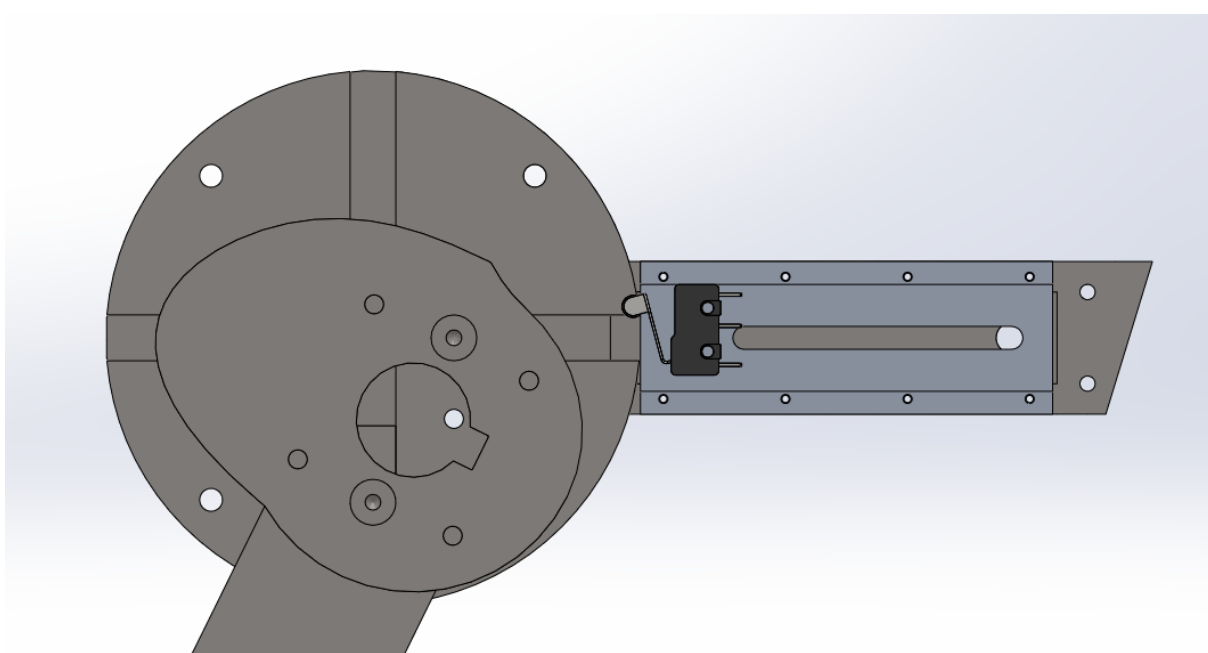


Figura 46 – Posição de ausência de atuação do mecanismo.

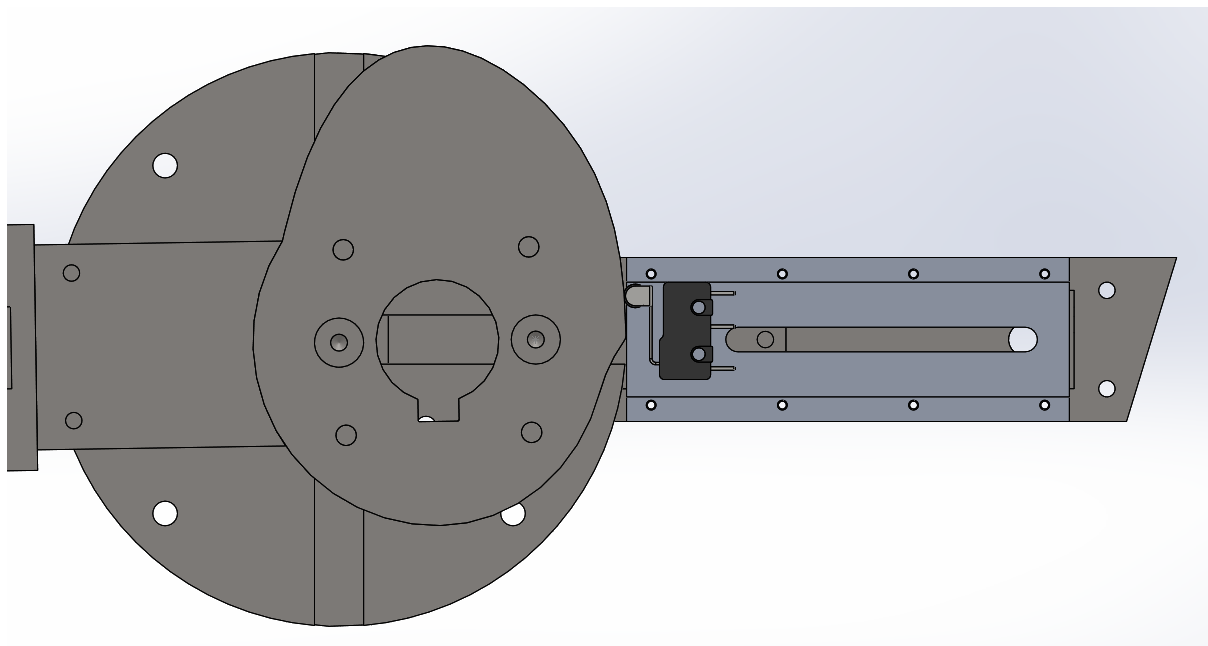


Figura 47 – Início da atuação do mecanismo.

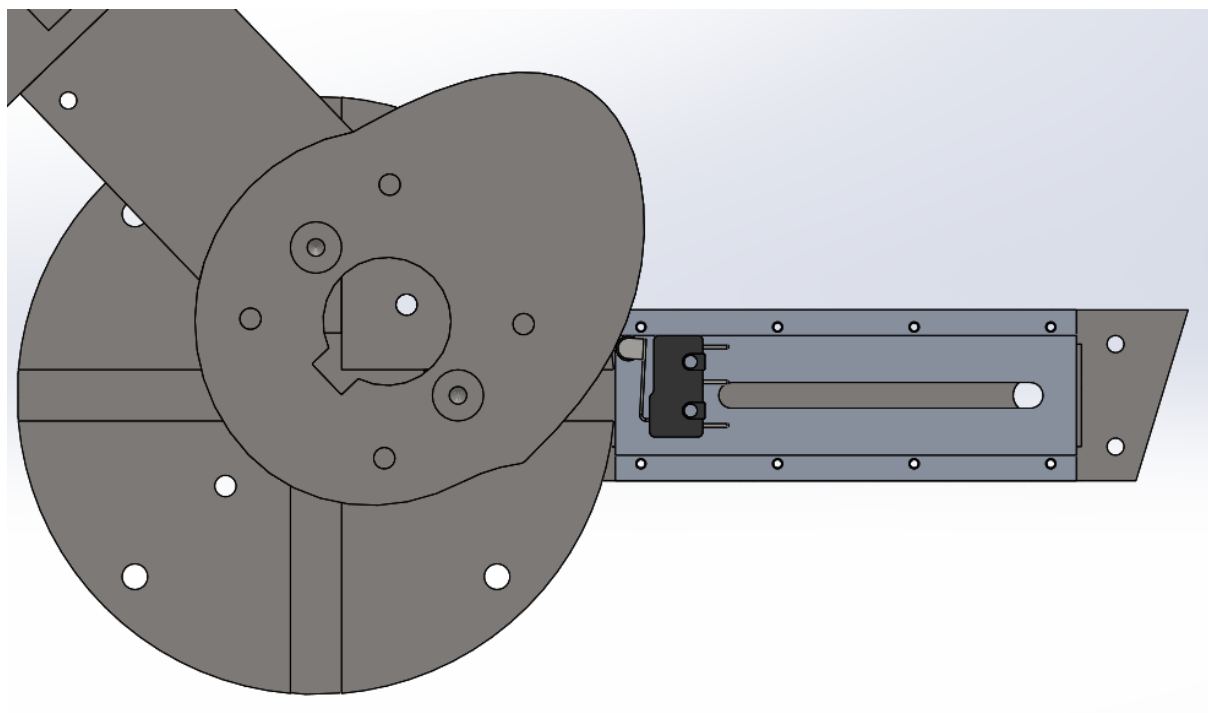


Figura 48 – Posição de atuação do mecanismo.

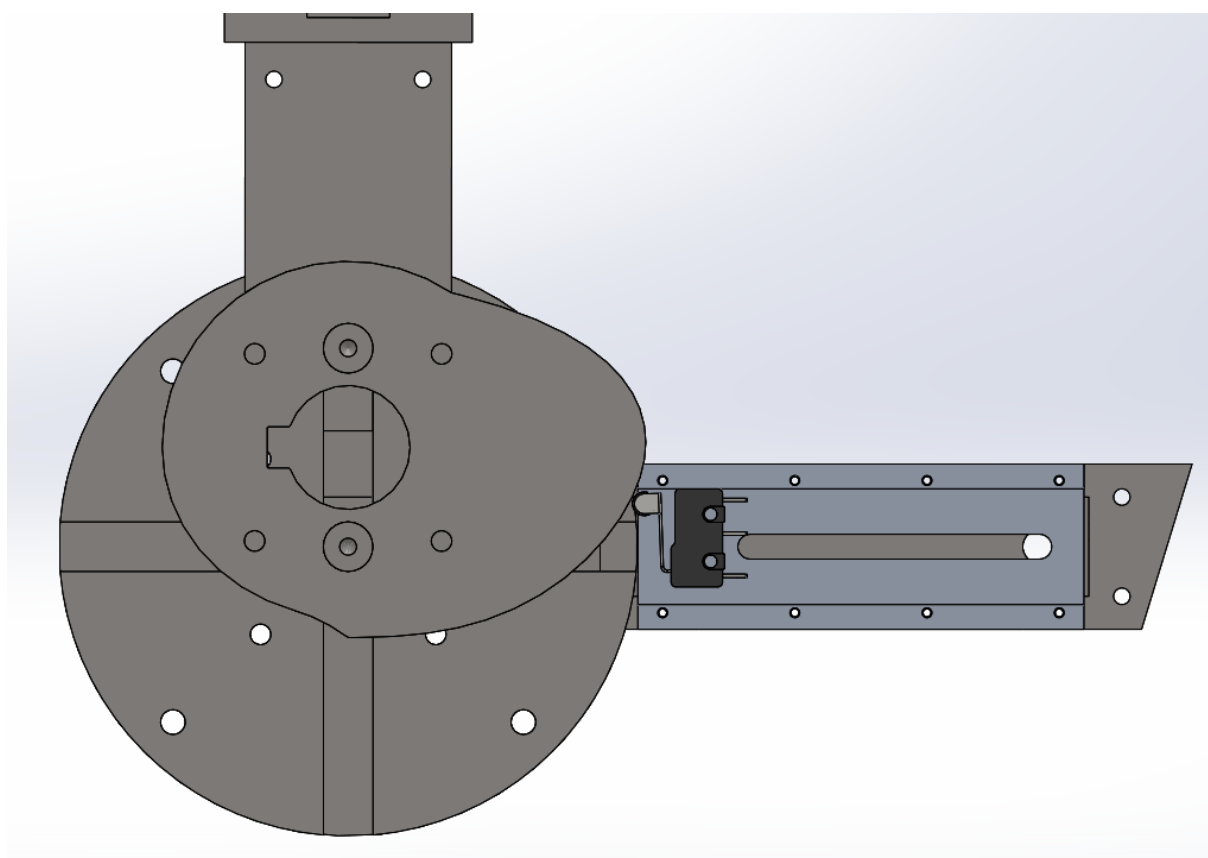


Figura 49 – Posição máxima de atuação do mecanismo.

6 ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

6.1 Análise Estrutural do Exoesqueleto de Base

Além da proposição do mecanismo, realizamos a análise estrutural dos componentes dos braços do exoesqueleto Suplexo. Para realizar a análise, dividimos os componentes dos braços em 3 partes. Uma referente aos componentes conectados ao antebraço do usuário ([Figura 50](#)), outra referente aos componentes conectados ao braço do usuário ([Figura 51](#)), e outra localizada perto do ombro ([Figura 52](#)) responsável por sustentar todo peso das partes anteriores.

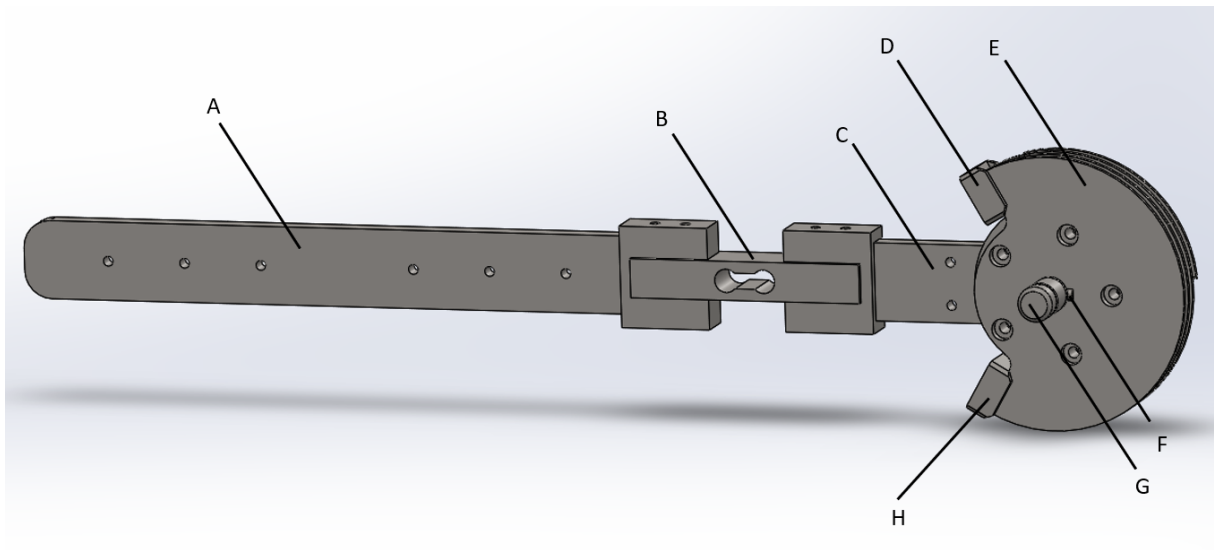


Figura 50 – Parte do exoesqueleto que suporta o antebraço do usuário.

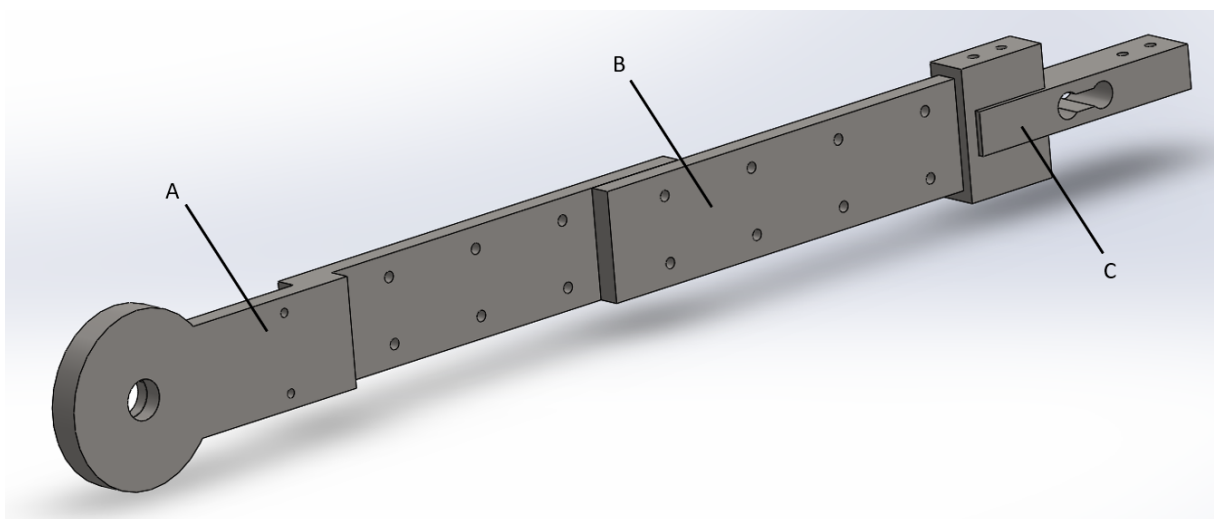


Figura 51 – Parte do exoesqueleto que suporta o braço do usuário.

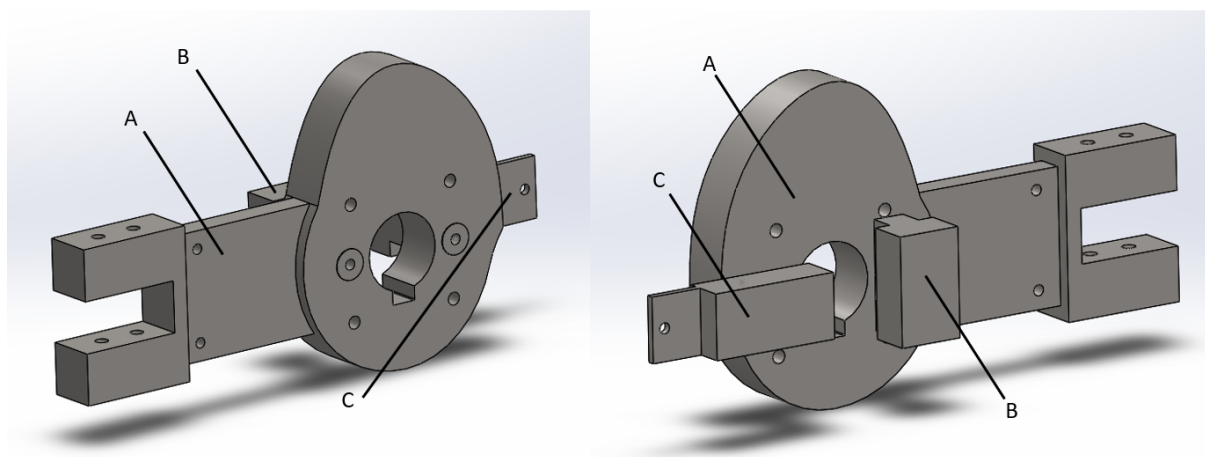


Figura 52 – Parte do exoesqueleto que suporta o ombro do usuário.

Todas as análises focaram em principalmente 3 variáveis: a deformação total da estrutura, tensão de Von Mises da estrutura, e a deformação na direção Y (vertical) que é de nosso maior interesse. Além disso, as peças mais críticas para o funcionamento do Suplexo foram analisadas de forma mais detalhada conforme a necessidade.

O material utilizado na simulação foi o aço 1020 laminado com tensão de escoamento de 330 MPa.

6.1.1 Análise dos Componentes do Antebraço

A partir de agora, de acordo com a [Figura 50](#), passaremos a nos referir aos componentes do antebraço da seguinte forma: haste antebraço (A), célula de carga (B), haste cotovelo (C), trava 1 do cabo Bowden (D), polia (E), chaveta (F), eixo (G), trava 2 do cabo Bowden (H).

A seguir, mostramos na [Figura 53](#) os resultados da simulação para a deformação total à qual a estrutura está sujeita. A Figura nos mostra que temos deformações máximas de algo em torno de 0.58 mm. Considerando as a aplicação do projeto, trata-se de uma deformação não significativa tanto para o desempenho do mecanismo quanto para a segurança do usuário.

A [Figura 54](#) mostra a deformação apenas na direção Y de nossa estrutura. Mais uma vez, as maiores deformações localizam-se na extremidade livre atingindo magnitudes de apenas 0.58 mm.

A [Figura 55](#) apresenta a tensão equivalente de Von Mises. A figura revela alguns pontos de concentração de tensão que no entanto não geram preocupação pois não chegam a ultrapassar a tensão de escoamento do material.

Um ponto de interesse na parte do exoesqueleto em questão é a chaveta presente no eixo que serve como uma junta cilíndrica para o mecanismo. A chaveta, nesse contexto,

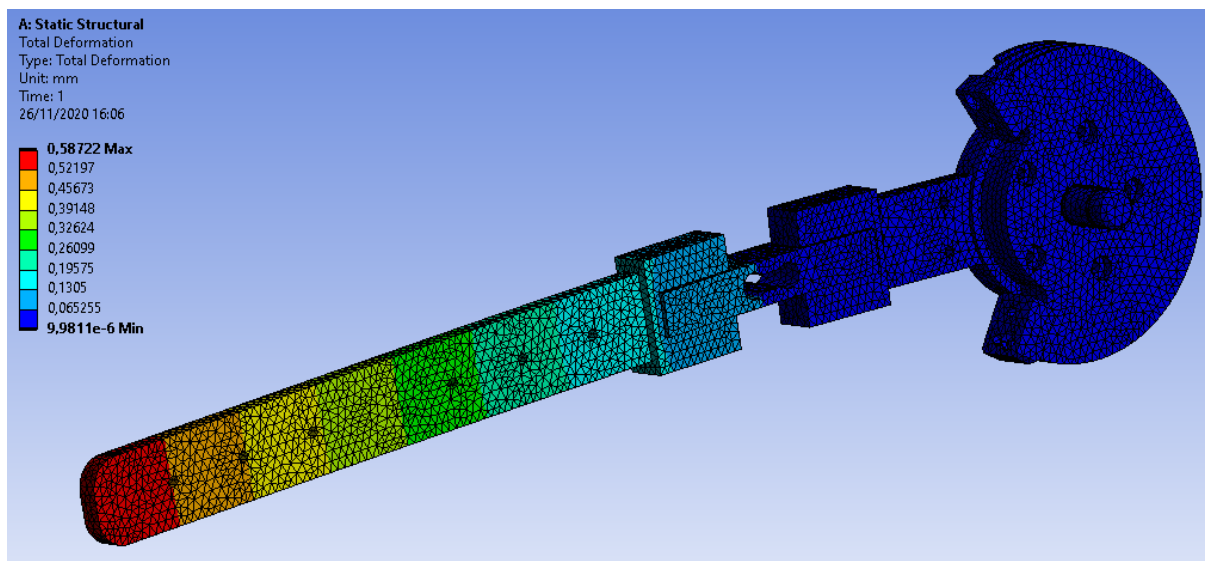


Figura 53 – Simulação da deformação total da estrutura do antebraço.

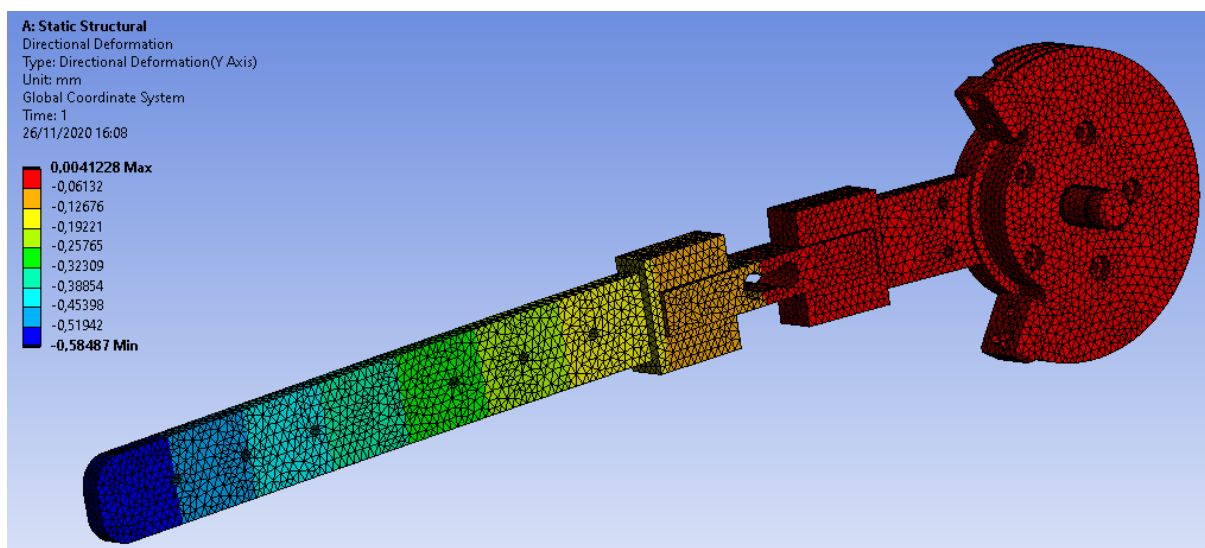


Figura 54 – Simulação da deformação na direção Y (vertical) da estrutura do antebraço.

serve para travar a movimentação tangencial da polia de forma que ambos rotacionem de forma sincronizada. Assumiu-se que o dimensionamento desse componente era essencial, pois sua falha traria grandes danos aos usuário e ao equipamento. Com isso analisamos de forma mais detalhada as tensões atuantes no componente na [Figura 56](#). Como podemos notar as tensões atuantes são incapazes de gerar deformações plásticas ou qualquer ruptura na chaveta.

Outra peça essencial é a trava 1 na qual o cabo Bowden atua impedindo que a polia gire sobre influência das cargas na direção vertical. No entanto, a área de atuação do cabo sobre essa trava trata-se de uma superfície em forma de coroa com dimensões reduzidas. Analisando a [Figura 57](#) que mostra detalhadamente as tensões nesse único componente, podemos constatar que as tensões não são suficientes para gerar qualquer problema mecânico.

A última peça de interesse envolvendo a estrutura do antebraço do exoesqueleto

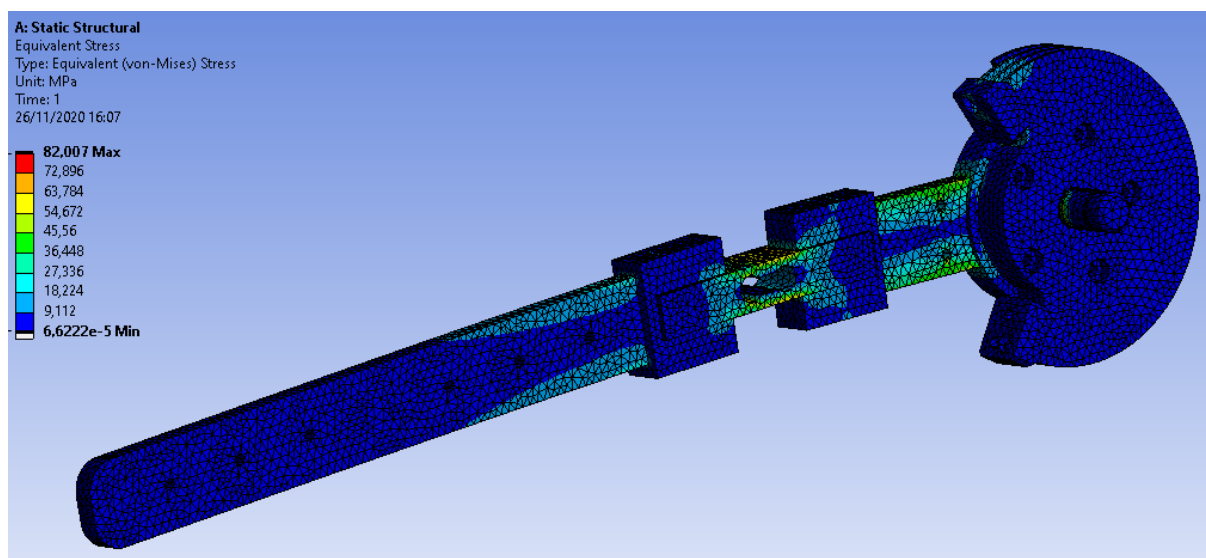


Figura 55 – Simulação da tensão de Von Mises da estrutura do antebraço.

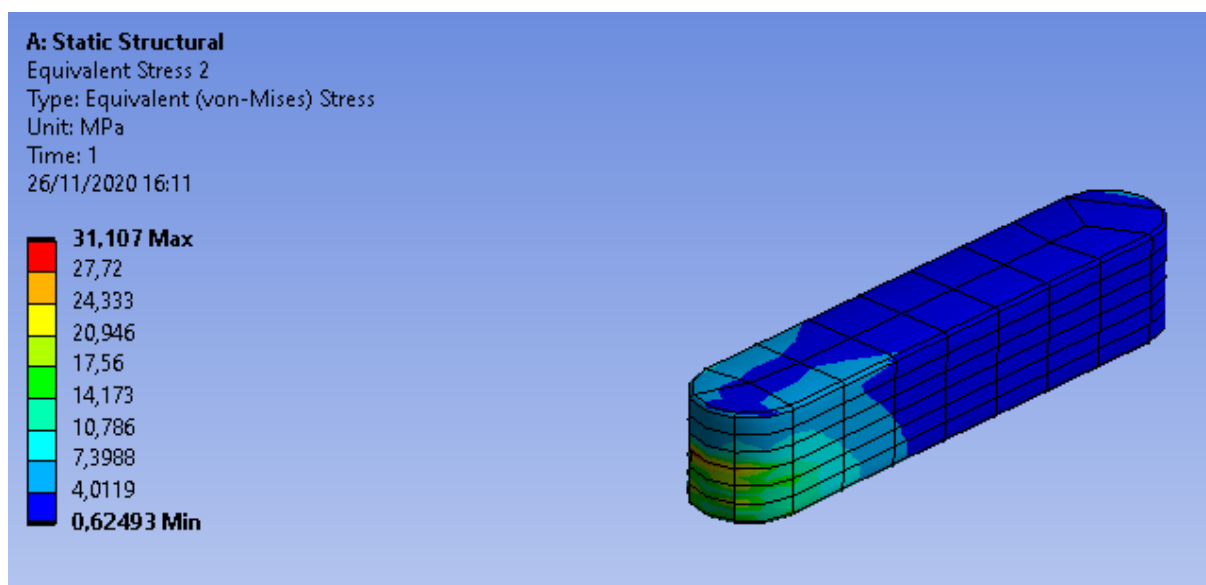


Figura 56 – Simulação da tensão de Von Mises da chaveta do antebraço.

trata-se da célula de carga. Geralmente esse tipo de componente é projetado para ser o fusível mecânico desses tipos de estruturas, logo espera-se que hajam concentrações de tensões em seu entorno, ainda que devendo localizarem-se abaixo da tensão de escoamento do material. A [Figura 58](#) comprova que a célula aguentará as cargas às quais estará sujeita sem sofrer deformações plásticas.

6.1.2 Análise dos Componentes do Braço

Assim como na subseção anterior, padronizamos os nomes dos componentes que compõem a parte do exoesqueleto que sustenta o braço do usuário. A partir da [Figura 51](#) passamos a nos referir aos componentes doravante como haste 1 do braço (A), haste 2 do braço (B) e célula de carga (C).

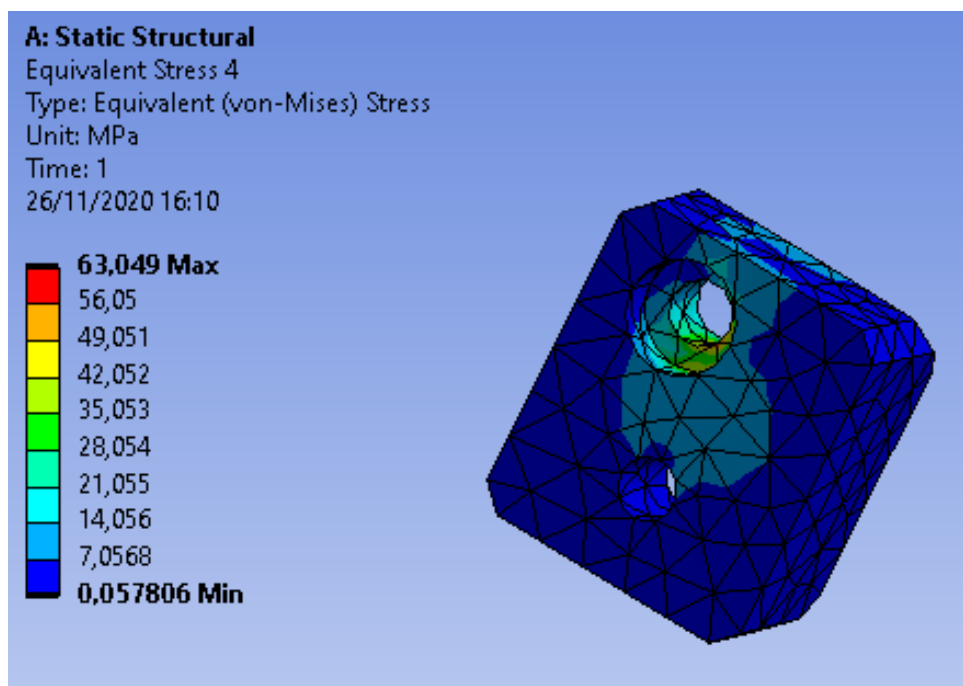


Figura 57 – Simulação da tensão de Von Mises da trava do cabo Bowden do antebraço.

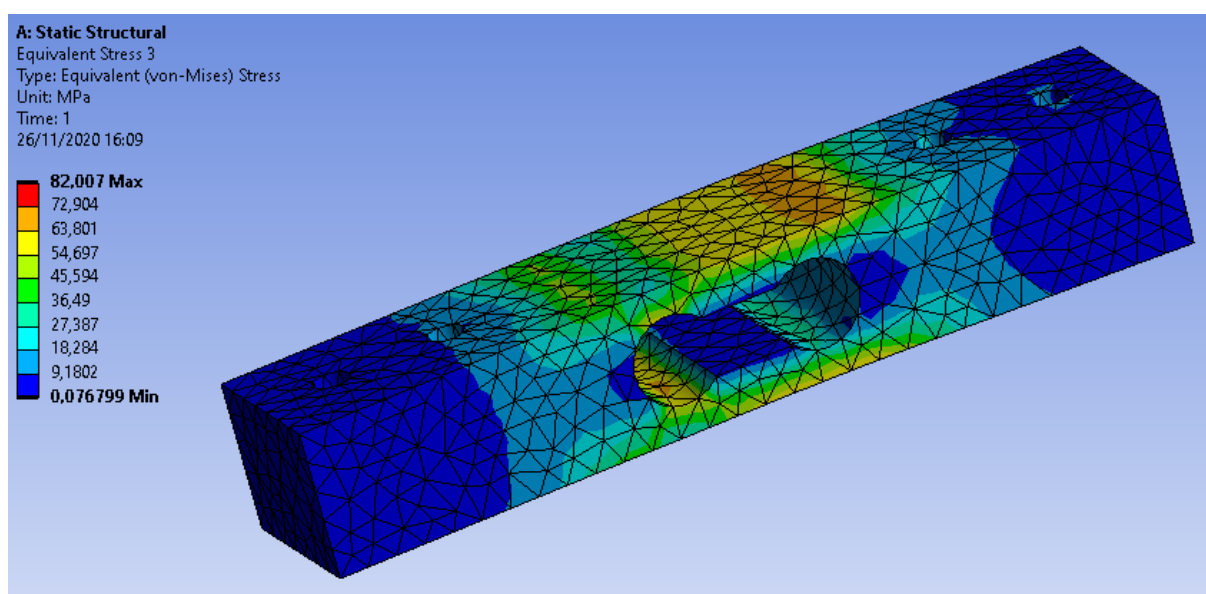


Figura 58 – Simulação da tensão de Von Mises da célula de carga do antebraço.

Abaixo, na [Figura 59](#), mostramos os resultados da simulação para o cálculo da deformação total da estrutura. Aqui encontramos deformações mais elevadas que nas análises anteriores com deformações máximas de 1,43 mm. Apesar de mais elevadas, ainda são aceitáveis dentro das condições de atuação do exoesqueleto.

Aqui também analisamos as deformações apenas na direção vertical. Conseguimos verificar, como esperado, que as maiores deformações encontram-se na extremidade da haste 1.

A [Figura 61](#) denuncia o que era esperado: a presença de tensões concentradas em

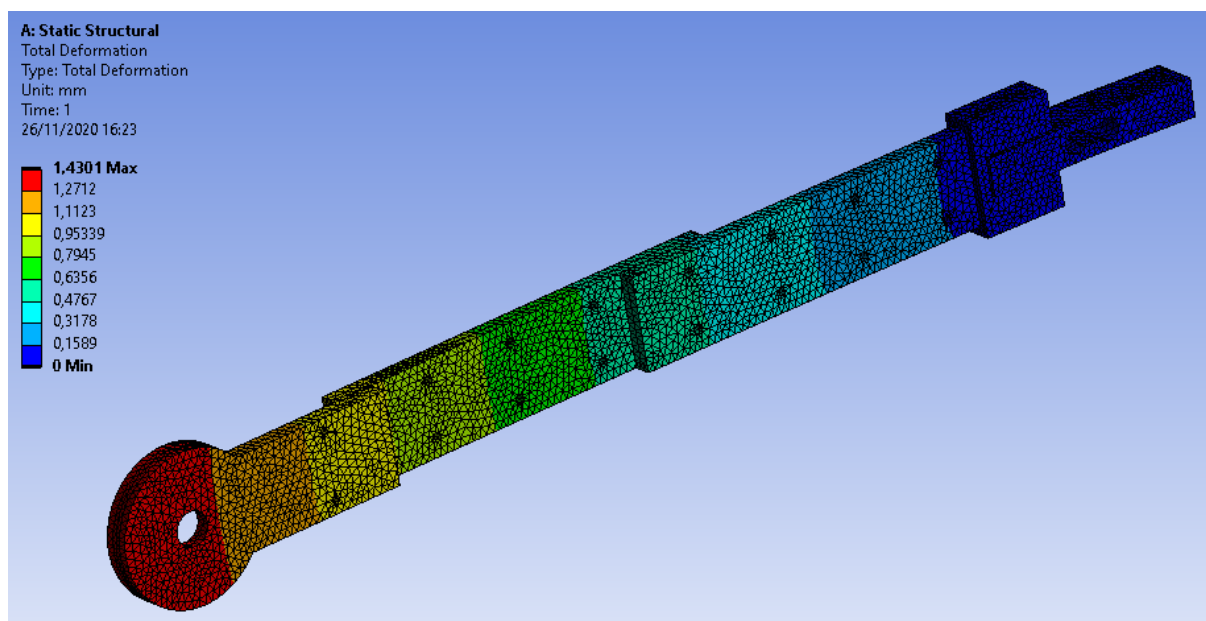


Figura 59 – Simulação da deformação total da estrutura do braço.

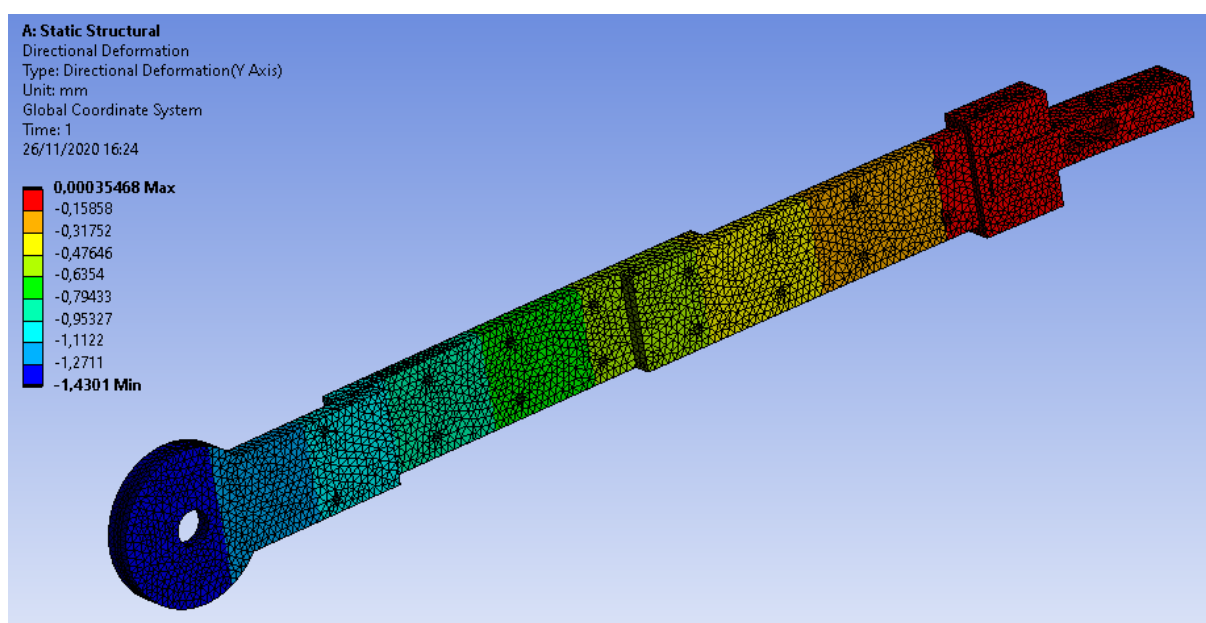


Figura 60 – Simulação da deformação na direção Y (vertical) da estrutura do braço.

torno da célula de carga. Aqui as tensões também são maiores atingindo máximos em torno de 197.74 MPa, mas ainda assim bem abaixo da tensão de escoamento do aço.

Analizamos mais de perto a célula de carga para nos certificar de que as tensões estão distribuídas de forma a não trazer prejuízos à estrutura. Aqui vemos que as tensões máximas são as mesmas da análise com todos os componentes, confirmando que a peça mais solicitada nesse esquema é a célula de carga.

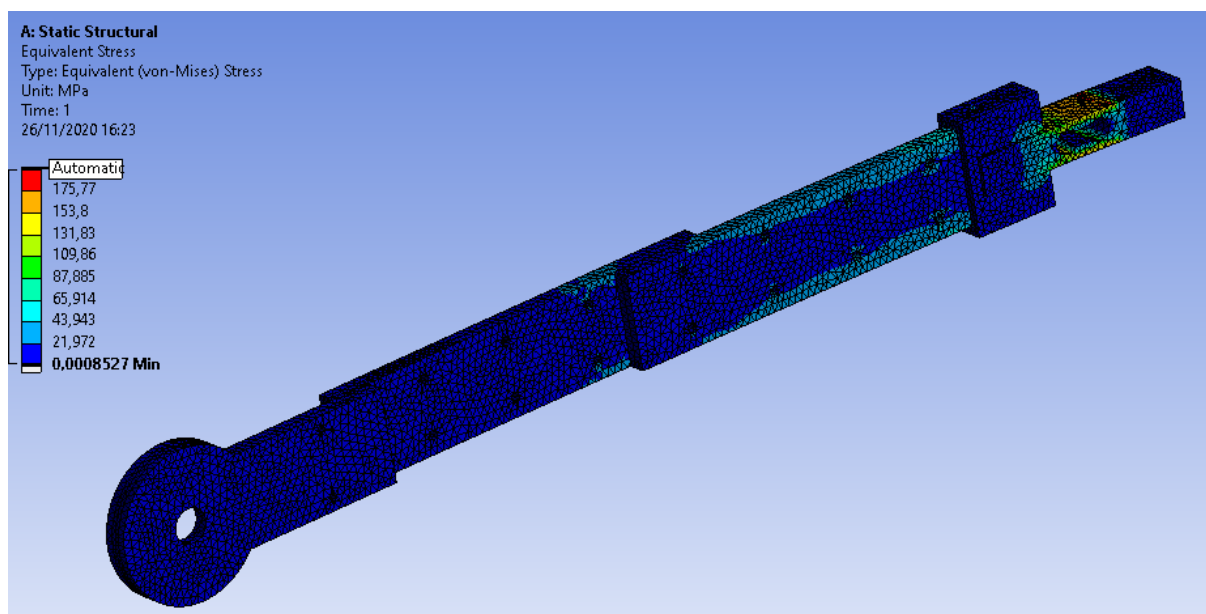


Figura 61 – Simulação da tensão de Von Mises da estrutura do braço.

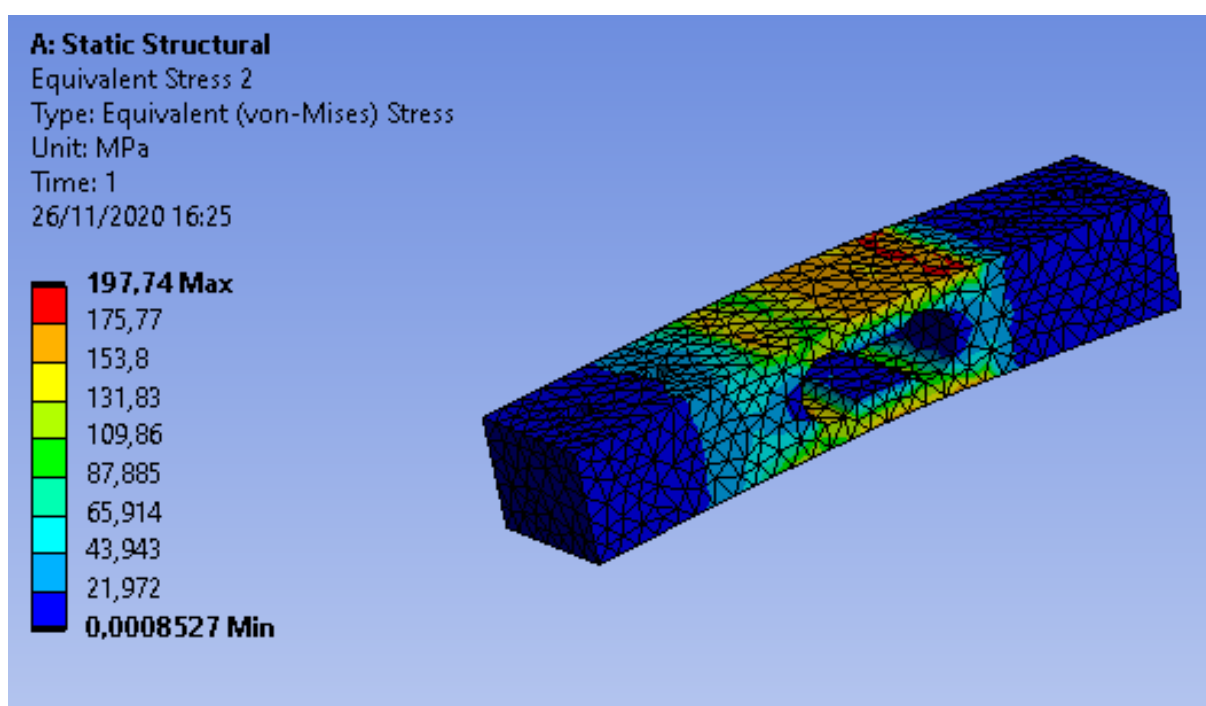


Figura 62 – Simulação da tensão de Von Mises da célula de carga do braço.

6.1.3 Análise dos Componentes do Ombro

Seguindo a [Figura 52](#) também padronizamos os nomes dos componentes envolvidos na análise. Assim, passamos a denominar com uma das peças como: came (A), eixo 1 do ombro (B) e eixo 2 do ombro (C).

A [Figura 59](#) mostra como ocorre a deformação na parte do mecanismo que sustenta o ombro quando sujeita às cargas das partes anteriores. Encontramos deformações maiores na extremidade da peça do came no local em que a peça se conecta com a célula de

carga do braço. Ainda assim, as deformações são menores que as encontradas nas análises anteriores, atingindo, no máximo 0.10 mm. Isso nos assegura que não teremos deformações elevadas durante a operação do mecanismo

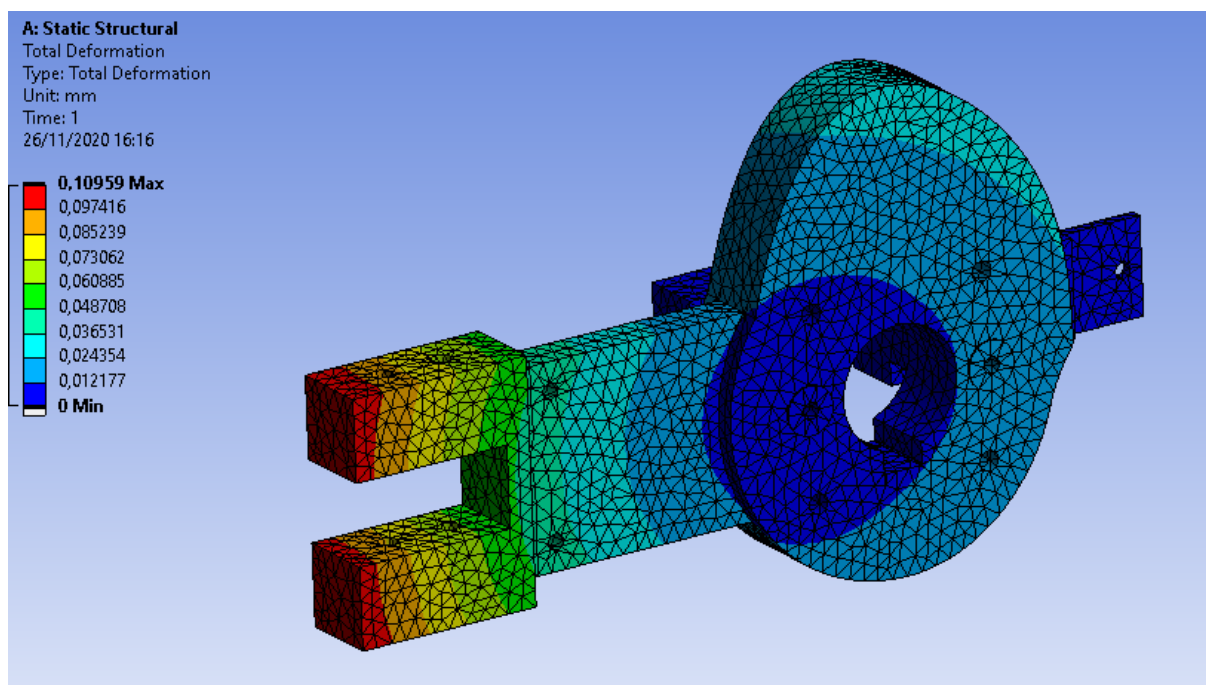


Figura 63 – Simulação da deformação total da estrutura do ombro.

Aqui, na [Figura 64](#) também estudamos apenas a deformação na direção Y. Reforçando o resultado anterior, podemos constatar que as maiores deformações na direção em questão se encontram na extremidade do componente do came. Podemos ainda constatar que não ocorrem grandes deformações em Y durante a aplicação das cargas, de modo que a estrutura deforma no máximo algo em torno de 0.10 mm.

Agora analisamos a tensão equivalente de Von Mises em todos os componentes que compõem a montagem analisada. A [Figura 65](#) evidencia como locais com concentrações maiores de tensão aqueles em que possuímos algum encontro de superfícies, como nos ângulos retos presentes na peça que acomoda a célula de carga ou nos cantos onde a haste se encontra com o perfil do came.

Apesar de já revelar alguns pontos em que temos as maiores tensões na montagem, a [Figura 65](#) não mostra com clareza o que ocorre com os eixos 1 e 2. Tendo isso em vista, mostramos as tensões de Von Mises calculadas para essas peças de forma isolada, na [Figura 66](#) e [Figura 67](#).

Podemos notar como ambas as peças também apresentam concentrações de tensão em alguns de seus cantos vivos, mas que ainda assim não ultrapassam a tensão de 330 MPa, chegando no máximo a 80 MPa, para o eixo 1, e 114 MPa para o eixo 2.

As análises de tensões e deformações mostradas nos permitem tirar algumas conclusões.

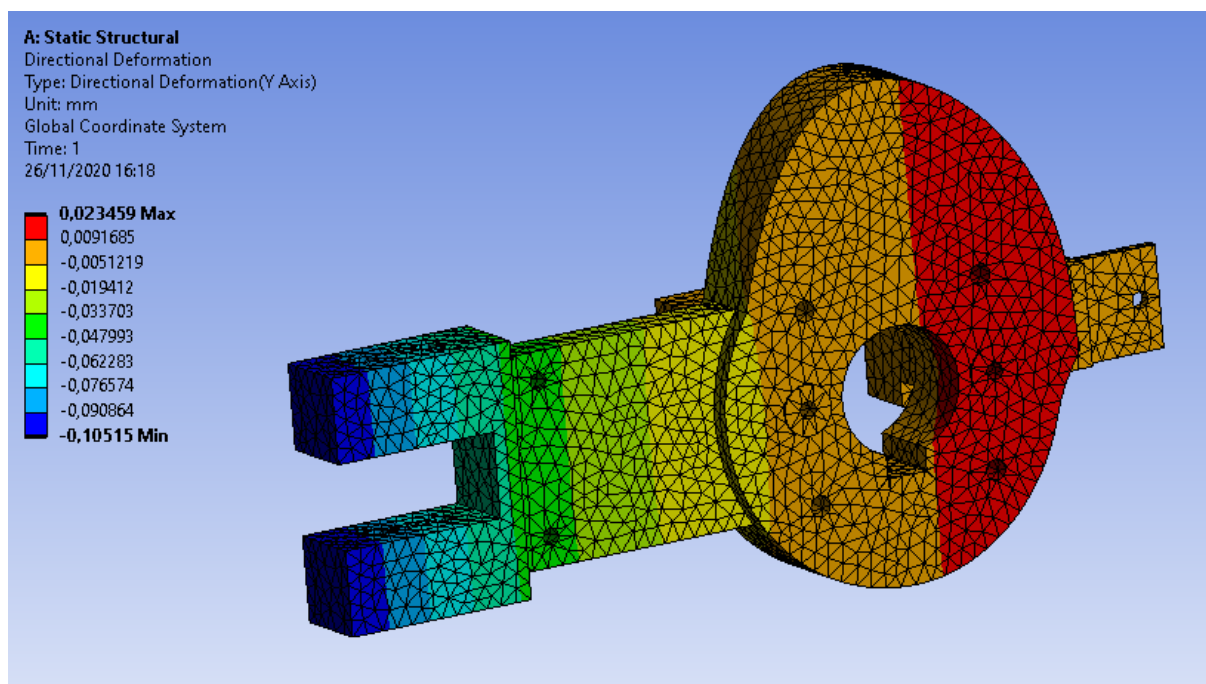


Figura 64 – Simulação da deformação na direção Y (vertical) da estrutura do ombro.

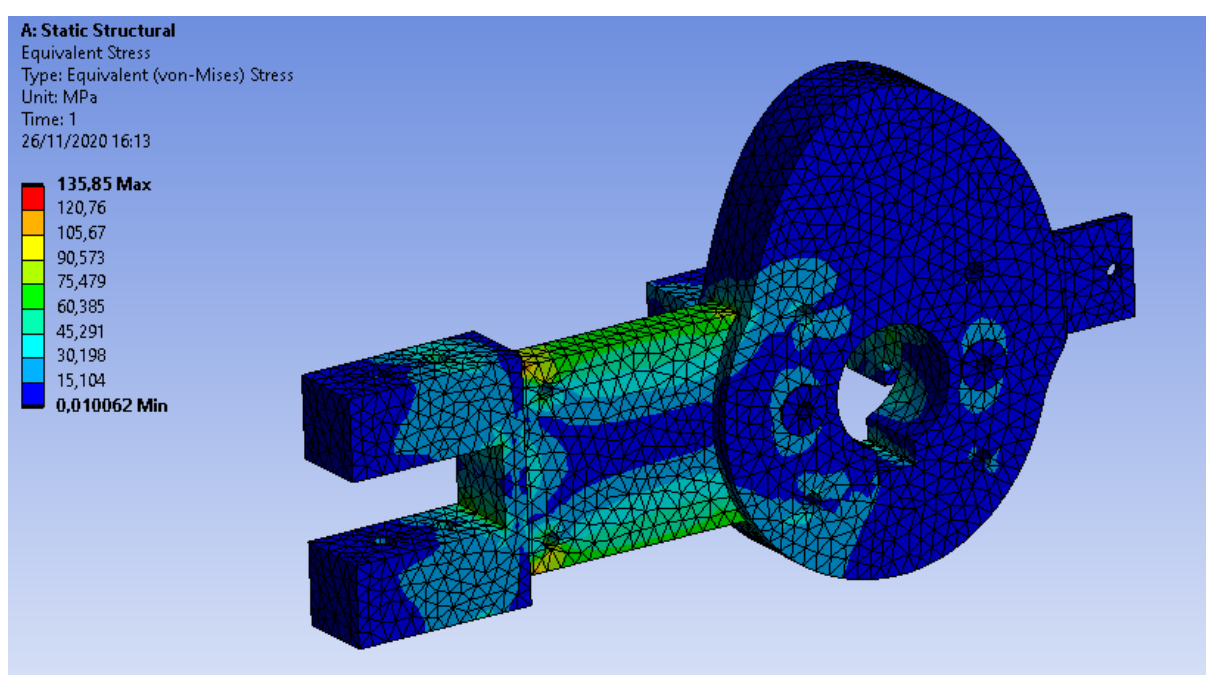


Figura 65 – Simulação da tensão de Von Mises da estrutura do ombro.

Primeiro, garantimos que, caso o mecanismo seja fabricado utilizando o aço 1020 como material, ele será capaz de suportar os esforços com grande margem de segurança. Durante os resultados vimos que a maior tensão equivalente de Von Mises foi de algo em torno de 197 MPa, uma tensão que ainda assim encontra-se bem abaixo da tensão de escoamento do material utilizado na análise.

Além disso, espera-se que as deformações encontradas não serão significativas o suficiente para causar desconforto ou lesões à quem utilizar o exoesqueleto, bem como não

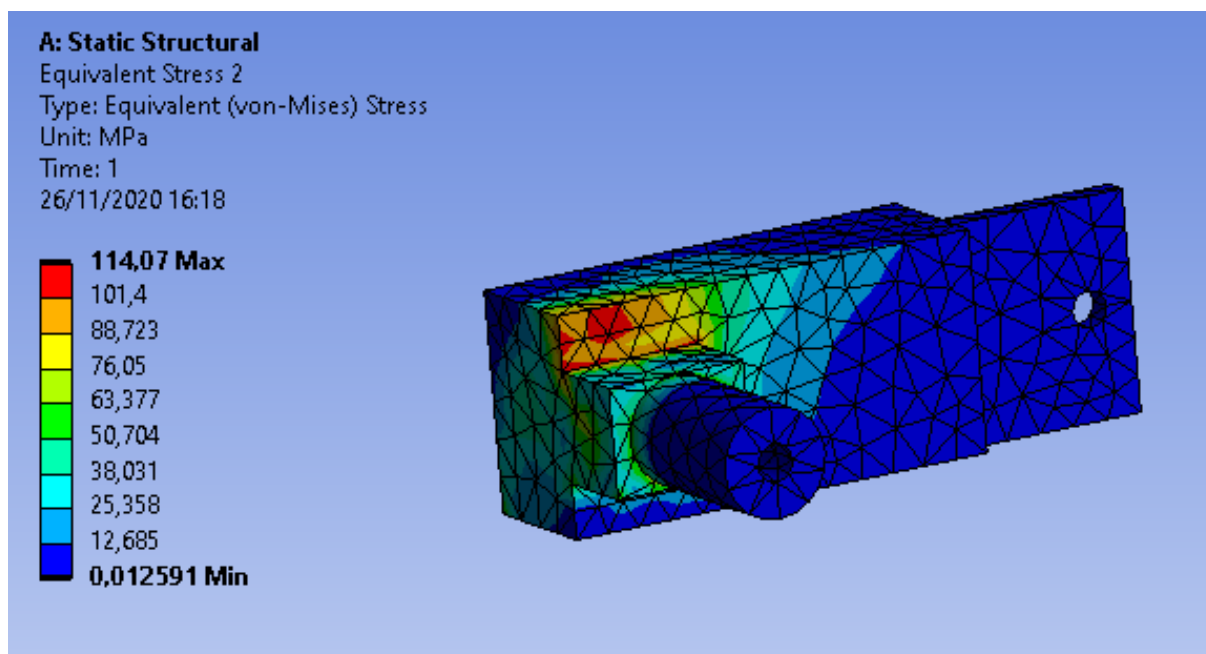


Figura 66 – Simulação da tensão de Von Mises do eixo do came conectado à mola do ombro.

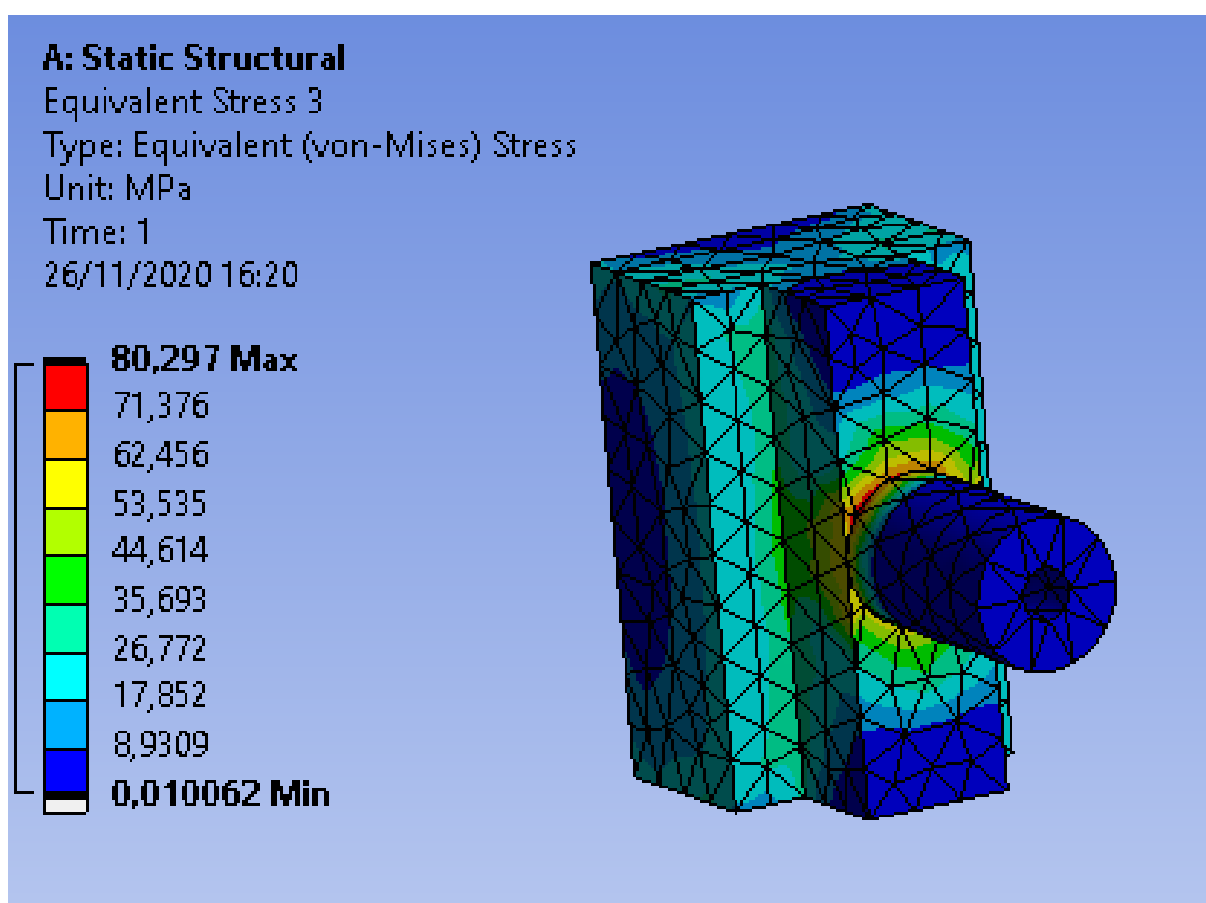


Figura 67 – Simulação da tensão de Von Mises de um eixo do came não conectado à mola do ombro.

interferirão no funcionamento correto do dispositivo.

Também vimos que as maiores tensões e deformações acabaram ocorrendo nas peças que sustentavam o braço e o ombro do usuário. Por sua vez, a parte que sustenta o antebraço apresentou tensões máximas da ordem de 80 MPa e deformações máximas de 1.4 mm. Isso abre a oportunidade para realizar a mesma análise utilizando um material mais leve como o alumínio, por exemplo. Isso não apenas deixaria o exoesqueleto mais leve, e portanto mais confortável para o usuário, como também poderia reduzir os esforços transmitidos nos componentes seguintes dos braços e ombros.

7 CONCLUSÃO

A partir dos diversos exoesqueletos estudados, pudemos encontrar uma solução para a articulação de ombro que permitisse a facilitação da atuação abaixo da linha dos ombros e auxiliasse quando os braços estivessem acima dessa linha

Além de revisitar muitas das teorias vistas no curso, pudemos aprender a Parte final do texto, na qual se apresentam as conclusões do trabalho acadêmico. É importante fazer uma análise crítica do trabalho, destacando os principais resultados e as contribuições do trabalho para a área de pesquisa.

7.1 TRABALHOS FUTUROS

Também deve indicar, se possível e/ou conveniente, como o trabalho pode ser estendido ou aprimorado.

7.2 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O trabalho desenvolvido nos permitiu, acima de tudo, consolidar muito conceitos vistos durante o curso de Engenharia Mecatrônica. Para o estudo tivemos de rever conceitos de Mecânica dos Sólidos, para preparar as condições de contorno para as análises mecânicas. Tivemos de rever a teoria de Eletrônica Analógica para montar o circuito de ativação da solução proposta. O circuito, ainda que simples, permitiu revisitar componentes o circuitos importantes como os transistores e os resistores de pull-down/pull-up. Ainda tivemos de nos aprofundar bastante na teoria de Mecanismos, dado que foi o foco principal de nosso trabalho. O estudo sobre possíveis soluções foi a parte mais extensa do trabalho onde realizamos diversas pesquisas até chegar na solução final. Um ponto interessante a se ressaltar foi o aprendizado sobre o potencial que mecanismos de came seguidor possuem, sendo mecanismos simples que podem fazer automações complexas se projetados de forma correta.

Além de revisitar muitas das teorias vistas no curso, pudemos aprender a realizar a pesquisa bibliográfica sobre um tema de forma sistemática. Pudemos estudar muitos dos modelos de exoesqueletos sendo desenvolvidos atualmente em diversas áreas desde indústria até reabilitação. Pudemos também focar nos modelos mais usados nas indústrias e entender até aonde haviam chegado e quais seriam os pontos a serem melhorados para aumentar o uso dos mecanismos nas linhas de montagem.

O projeto nos incentivou a exercer uma função importante do engenheiro que é a busca por uma solução nova para um problema. Isso, sem dúvida, foi um dos grandes aprendizados do projeto que pode agregar ainda mais valor no final de nossa formação.

Referências

- ABDOLI-E, M.; AGNEW, M. J.; STEVENSON, J. M. An on-body personal lift augmentation device (plad) reduces emg amplitude of erector spinae during lifting tasks. **Clinical Biomechanics**, Elsevier, v. 21, n. 5, p. 456–465, 2006. Citado 2 vezes nas páginas 7 e 8.
- ABDOLI-E, M.; STEVENSON, J. M. The effect of on-body lift assistive device on the lumbar 3d dynamic moments and emg during asymmetric freestyle lifting. **Clinical Biomechanics**, Elsevier, v. 23, n. 3, p. 372–380, 2008. Citado 2 vezes nas páginas 7 e 8.
- ABDOLI-ERAMAKI, M. et al. Mathematical and empirical proof of principle for an on-body personal lift augmentation device (plad). **Journal of biomechanics**, Elsevier, v. 40, n. 8, p. 1694–1700, 2007. Citado 2 vezes nas páginas 7 e 8.
- ALEMI, M. M. et al. A passive exoskeleton reduces peak and mean emg during symmetric and asymmetric lifting. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 47, p. 25 – 34, 2019. ISSN 1050-6411. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641119300410>>. Citado na página 4.
- ALLGÖWER, F. et al. Position paper on the challenges posed by modern applications to cyber-physical systems theory. **Nonlinear Analysis: Hybrid Systems**, v. 34, p. 147 – 165, 2019. ISSN 1751-570X. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1751570X19300603>>. Citado na página 1.
- ANAM, K.; AL-JUMAILY, A. A. Active exoskeleton control systems: State of the art. **Procedia Engineering**, v. 41, p. 988 – 994, 2012. ISSN 1877-7058. International Symposium on Robotics and Intelligent Sensors 2012 (IRIS 2012). Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877705812026732>>. Citado 2 vezes nas páginas 3 e 4.
- ANTWI-AFARI, M. et al. Biomechanical analysis of risk factors for work-related musculoskeletal disorders during repetitive lifting task in construction workers. **Automation in Construction**, v. 83, p. 41 – 47, 2017. ISSN 0926-5805. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0926580517303898>>. Citado na página 1.
- BARRETT, A. L. Evaluation of four weight transfer devices for reducing loads on lower back during agricultural stoop labor. In: **ASAE Annual International Meeting, 2001**. [S.l.: s.n.], 2001. Citado 2 vezes nas páginas 9 e 11.
- BASMAJIAN, J. V.; LUCA, C. J. D. **Muscles alive: their functions revealed by electromyography**. [S.l.]: Williams & Wilkins Baltimore, 1985. v. 5. Citado na página 8.
- CHOU, C.-P.; HANNAFORD, B. Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscles. **IEEE Transactions on robotics and automation**, IEEE, v. 12, n. 1, p. 90–102, 1996. Citado na página 11.
- COMAU. **MATE**. 2020. Disponível em: <<https://mate.comau.com/>>. Citado na página 27.

CRITTER SQUAD. **What's an Exoskeleton?** 2017. Disponível em: <<https://www.crittersquad.com/portfolio/whats-an-exoskeleton/>>. Citado na página 3.

Dollar, A. M.; Herr, H. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art. **IEEE Transactions on Robotics**, v. 24, n. 1, p. 144–158, Feb 2008. ISSN 1552-3098. Citado na página 4.

DOYLE, M. C. **Adaptive arm support systems and methods for use**. [S.l.]: Google Patents, 2017. US Patent 9,737,374. Citado na página 29.

ENGELHOVEN, L. V.; KAZEROONI, H. **Method and apparatus for human arm supporting exoskeleton**. [S.l.]: Google Patents, 2016. Citado na página 32.

ENGELHOVEN, L. V. et al. Evaluation of an adjustable support shoulder exoskeleton on static and dynamic overhead tasks. **Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting**, Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting, v. 62, n. 1, p. 804–808, 2018. ISSN 1541-9312. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 32.

ENGELHOVEN, L. V. et al. Evaluation of an adjustable support shoulder exoskeleton on static and dynamic overhead tasks. **Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting**, Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting, v. 62, n. 1, p. 804–808, 2018. ISSN 1541-9312. Citado na página 31.

FROST, D. M.; ABDOLI-E, M.; STEVENSON, J. M. Plad (personal lift assistive device) stiffness affects the lumbar flexion/extension moment and the posterior chain emg during symmetrical lifting tasks. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Elsevier, v. 19, n. 6, p. e403–e412, 2009. Citado 3 vezes nas páginas 7, 8 e 11.

GODWIN, A. A. et al. Testing the efficacy of an ergonomic lifting aid at diminishing muscular fatigue in women over a prolonged period of lifting. **International Journal of Industrial Ergonomics**, Elsevier, v. 39, n. 1, p. 121–126, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 7 e 8.

GRAHAM, R. B.; AGNEW, M. J.; STEVENSON, J. M. Effectiveness of an on-body lifting aid at reducing low back physical demands during an automotive assembly task: Assessment of emg response and user acceptability. **Applied Ergonomics**, Elsevier, v. 40, n. 5, p. 936–942, 2009. Citado na página 9.

HEJMA, P. et al. Analytic analysis of a cam mechanism. **Procedia Engineering**, v. 177, p. 3 – 10, 2017. ISSN 1877-7058. XXI Polish-Slovak Scientific Conference Machine Modeling and Simulations MMS 2016. September 6-8, 2016, Hucisko, Poland. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877705817306811>>. Citado na página 33.

HEMBECKER, P. K. et al. Investigation of musculoskeletal symptoms in a manufacturing company in brazil: a cross-sectional study. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 21, n. 3, p. 175 – 183, 2017. ISSN 1413-3555. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1413355517300473>>. Citado 3 vezes nas páginas 1, 2 e 18.

HYUN, D. J. et al. A light-weight passive upper arm assistive exoskeleton based on multi-linkage spring-energy dissipation mechanism for overhead tasks. **Robotics and Autonomous Systems**, v. 122, p. 103309, 2019. ISSN 0921-8890. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0921889019303309>>.

[//www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0921889019304464](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0921889019304464)>. Citado 3 vezes nas páginas , 22 e 23.

IJIRI, T. et al. Comparative study of the differences in shoulder muscle activation according to arm rotation angle. **Human Movement Science**, v. 69, p. 102567, 2020. ISSN 0167-9457. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167945719302842>>. Citado na página 21.

INDUSTRIALS, O. **Paexo Shoulder: The lightest exoskeleton of its kind**. 2020. Disponível em: <<https://paexo.com/paexo-shoulder/?lang=en>>. Citado na página 25.

KOBAYASHI, H.; HASEGAWA, S.; NOZAKI, H. Development of muscle suit for supporting manual worker. In: IEEE. **SICE Annual Conference 2007**. [S.l.], 2007. p. 618–622. Citado na página 11.

KOOPMAN, A. S. et al. Effects of a passive exoskeleton on the mechanical loading of the low back in static holding tasks. **Journal of biomechanics**, Elsevier, v. 83, p. 97–103, 2019. Citado 3 vezes nas páginas 7, 12 e 13.

LOOZE, M. P. de et al. Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load. **Ergonomics**, Taylor & Francis, v. 59, n. 5, p. 671–681, 2016. Citado na página 7.

LOTZ, C. A. et al. The effect of an on-body personal lift assist device (plad) on fatigue during a repetitive lifting task. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Elsevier, v. 19, n. 2, p. 331–340, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 7 e 8.

MAURICE, P. et al. Objective and subjective effects of a passive exoskeleton on overhead work. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, v. 28, n. 1, p. 152–164, 2020. ISSN 1534-4320. Citado 3 vezes nas páginas , 24 e 25.

MICHAELIS. **Bioengenharia | Michaelis On-line**. 2019. Disponível em: <<https://michaelis.uol.com.br/moderno-portugues/busca/portugues-brasileiro/bioengenharia/>>. Acesso em: 2019-04-29. Citado na página 2.

MURAMATSU, Y. et al. Quantitative performance analysis of exoskeleton augmenting devices–muscle suit–for manual worker. **International Journal of Automation Technology**, Fuji Technology Press Ltd., v. 5, n. 4, p. 559–567, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 11 e 12.

MYINDIALIST, E. **Solved problems based on CAM Profiles Kinematics of Machines Tutorials**. 2013. [Online; accessed 26-September-2020]. Disponível em: <<http://engineering.myindialist.com/2013/solved-problems-based-on-cam-profiles-kinematics-of-machines-tutorials/#.X3XJ2mhKgkk>>. Citado 2 vezes nas páginas e 36.

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**, IEEE Robotics & Automation Magazine, v. 27, n. 1, p. 54–65, 2020. ISSN 1070-9932. Citado 2 vezes nas páginas 26 e 27.

- RAJ, A. et al. Barriers to the adoption of industry 4.0 technologies in the manufacturing sector: An inter-country comparative perspective. **International Journal of Production Economics**, p. 107546, 2019. ISSN 0925-5273. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S092552731930372X>>. Citado na página 1.
- RIG, J. **LG Wing Teardown! - HOW DOES IT WORK?!** 2020. [Online; accessed 26-September-2020]. Disponível em: <<https://www.youtube.com/watch?v=fxGI8r8vAFk>>. Citado 3 vezes nas páginas , 38 e 39.
- SADLER, E. M.; GRAHAM, R. B.; STEVENSON, J. M. The personal lift-assist device and lifting technique: a principal component analysis. **Ergonomics**, Taylor & Francis, v. 54, n. 4, p. 392–402, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 7 e 11.
- SCOPUS. **SCOPUS - Analyze search results - Bioengineering**. 2019. Disponível em: <<https://www.scopus.com/term/analyzer.uri?src=s&s=TITLE-ABS-KEY%28bioengineering%29&sdt=b&sot=b&sl=29&count=32761>>. Acesso em: 2019-04-29. Citado na página 3.
- SCORTECCI, S. F. Mechatronic optimization of an upper limb's exoskeleton. 2016. Citado 2 vezes nas páginas e 15.
- SPADA, S. et al. Investigation into the applicability of a passive upper-limb exoskeleton in automotive industry. **Procedia Manufacturing**, Procedia Manufacturing, v. 11, p. 1255–1262, 2017. ISSN 2351-9789. Disponível em: <<https://dx.doi.org/10.1016/j.promfg.2017.07.252>>. Citado na página 28.
- SUITX. **Shoulder X**. 2020. Disponível em: <<https://www.suitx.com/shoulderx>>. Citado na página 31.
- SØRENSEN, O. H.; HASLE, P.; BACH, E. Working in small enterprises – is there a special risk? **Safety Science**, v. 45, n. 10, p. 1044 – 1059, 2007. ISSN 0925-7535. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0925753506001275>>. Citado na página 1.
- TECH 21st C. **Biomedicine: Robotic Exoskeletons**. 2012. Disponível em: <<https://21stcentech.wordpress.com/2012/01/19/biomedicine-part-8-robotic-exoskeletons/>>. Citado na página 5.
- TECHNOLOGIES, L. **AIRFRAME: Fatigue has a new enemy**. 2020. Disponível em: <<https://www.levitatetech.com/airframe/>>. Citado na página 29.
- THOMAZ, P. M. D.; SILVA, E. F. d.; COSTA, T. H. M. d. Validity of self-reported height, weight and body mass index in the adult population of Brasília, Brazil. **Revista Brasileira de Epidemiologia**, scielo, v. 16, p. 157 – 169, 03 2013. ISSN 1415-790X. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1415-790X2013000100157&nrm=iso>. Citado na página 19.
- TONY, T. O. **PUSH LATCH Mechanisms (DIY!)**. 2020. [Online; accessed 26-September-2020]. Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=3_wPH904a_8>. Citado 2 vezes nas páginas e 37.

- TORO-HERNÁNDEZ, M. L. et al. Appropriate assistive technology for developing countries. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 30, n. 4, p. 847 – 865, 2019. ISSN 1047-9651. Rehabilitation in Developing Countries. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1047965119300531>>. Citado na página 2.
- TOUSSAINT, H. M. et al. Flexion relaxation during lifting: implications for torque production by muscle activity and tissue strain at the lumbo-sacral joint. **Journal of biomechanics**, Elsevier, v. 28, n. 2, p. 199–210, 1995. Citado na página 9.
- ULREY, B. L.; FATHALLAH, F. A. Effect of a personal weight transfer device on muscle activities and joint flexions in the stooped posture. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Elsevier, v. 23, n. 1, p. 195–205, 2013. Citado na página 9.
- ULREY, B. L.; FATHALLAH, F. A. Subject-specific, whole-body models of the stooped posture with a personal weight transfer device. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Elsevier, v. 23, n. 1, p. 206–215, 2013. Citado 2 vezes nas páginas 9 e 11.
- VEALE, A. J.; XIE, S. Q. Towards compliant and wearable robotic orthoses: A review of current and emerging actuator technologies. **Medical engineering & physics**, Elsevier, v. 38, n. 4, p. 317–325, 2016. Citado 6 vezes nas páginas 10, 18, 19, 20, 21 e 22.
- VOILQUÉ, A. et al. Industrial exoskeleton technology: Classification, structural analysis, and structural complexity indicator. In: IEEE. **2019 Wearable Robotics Association Conference (WearRAcon)**. [S.l.], 2019. p. 13–20. Citado 9 vezes nas páginas , 5, 6, 13, 14, 26, 28, 30 e 33.
- WHITFIELD, B. H. et al. Effect of an on-body ergonomic aid on oxygen consumption during a repetitive lifting task. **International Journal of Industrial Ergonomics**, Elsevier, v. 44, n. 1, p. 39–44, 2014. Citado 3 vezes nas páginas 7, 8 e 11.
- ZHANG, L. et al. Improvement of human–machine compatibility of upper-limb rehabilitation exoskeleton using passive joints. **Robotics and Autonomous Systems**, Elsevier, v. 112, p. 22–31, 2019. Citado 2 vezes nas páginas 12 e 13.

Apêndices

APÊNDICE A – Documentação elétrica

A.1 Diagrama elétrico

A [Figura 68](#) mostra o esquemático elétrico do circuito proposto na [Subseção 4.3.5](#).

A.2 Lista de Materiais

A [Figura 69](#) mostra a lista de materiais para construção do circuito proposto na [Subseção 4.3.5](#).

A.3 Cálculos para dimensionamento do circuito

A.3.1 Hipóteses e definições

- Tensão no solenoide do eletro-ímã deve ser de 12 V e corrente de 0.67 A.
- Corrente na chave mecânica não deve passar de 0.5 A.
- Adota-se o ganho do transistor NPN como de $\beta = 100$ por ser um valor bem comum entre esses componentes.
- Adota-se o valor da resistência de pull-down $R1$ como $1k\ \Omega$ por ser um valor comum nesse tipo de aplicação.

A.3.2 Cálculos

Primeiro achamos a corrente na base do transistor considerando que a corrente no seu coletor i_c deve ser de 0.67 A para ativar o eletro-ímã. Assim:

$$i_b = \frac{i_c}{\beta} = 6.7mA \quad (5)$$

Escolho a corrente no transistor de pull-down i_{pd} como 3.3 mA e pela primeira Lei de Kirchhoff, temos que a que passa pela chave mecânica i_s deve ser de:

$$i_s = i_{pd} + i_b = 10mA \quad (6)$$

E a tensão no resistor de pull-down V_{pd} é:

$$V_{pd} = R1 \times i_{pd} = 3.3V \quad (7)$$

Assim, finalmente obtemos a resistência da chave $R2$ igual a:

$$R2 = \frac{V_s}{i_s} = \frac{5 - 3.3}{0.01} = 170\Omega \quad (8)$$

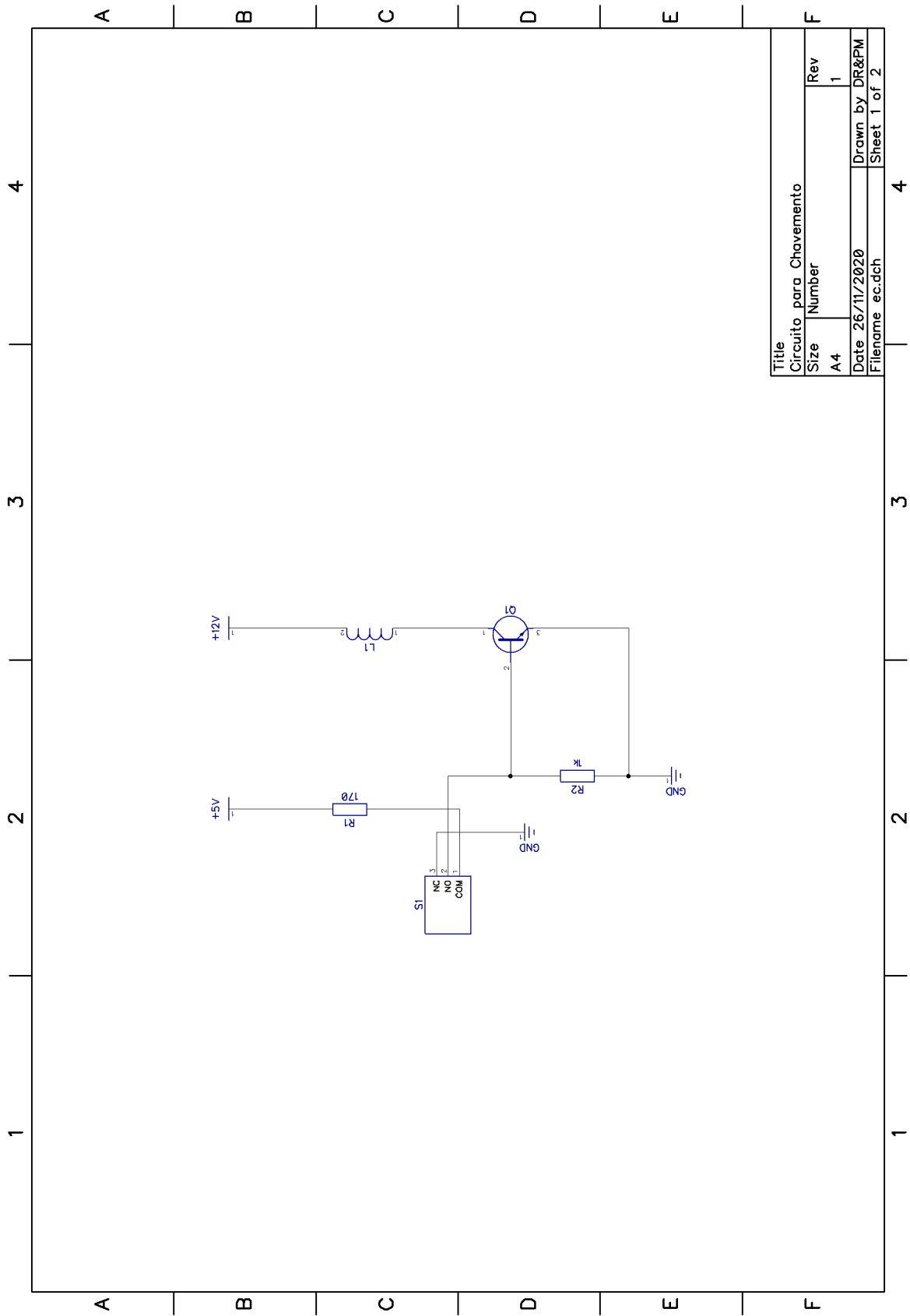


Figura 68 – Diagrama esquemático do circuito de chaveamento para o eletro-ímã.

