

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
Escola de Engenharia UFMG
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica

Guilherme de Paula Rúbio

**PROJETO DE ATUADORES ROBÓTICOS APLICADOS A UMA ÓRTESE DE
MEMBRO SUPERIOR**

Belo Horizonte
2020

Guilherme de Paula Rúbio

**PROJETO DE ATUADORES ROBÓTICOS APLICADOS A UMA ÓRTESE DE
MEMBRO SUPERIOR**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Claysson Bruno Santos Vimieiro

Coorientador: Prof. Renan Fernandes Koza

Belo Horizonte
2020

R896p	Rúbio, Guilherme de Paula. Projeto de atuadores robóticos aplicados a uma órtese de membro superior [recurso eletrônico] / Guilherme de Paula Rúbio. - 2020. 1 recurso online (100 f. : il., color.) : pdf. Orientador: Claysson Bruno Santos Vimieiro. Coorientador: Renan Fernandes Kozan. Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia. Anexos e apêndices: f. 89-100. Bibliografia: f. 83-88. Exigências do sistema: Adobe Acrobat Reader. 1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Bioengenharia - Teses. 3. Membros superiores - Teses. I. Vimieiro, Claysson Bruno Santos. II. Kozan, Renan Fernandes. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. IV. Título. CDU: 621 (043)
-------	---



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

Av. Antônio Carlos, 6627 - Campus Universitário
31270-901 - Belo Horizonte - MG

Tel.: +55 31 3409.5145

E-mail: cpgmec@demec.ufmg.br

**"PROJETO DE ATUADORES ROBÓTICOS APLICADOS A UMA
ÓRTESE DE MEMBRO SUPERIOR"**

GUILHERME DE PAULA RÚBIO

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de **"Mestre em Engenharia Mecânica"**, na área de concentração de **"Bioengenharia"**.

Dissertação aprovada no dia 11 de fevereiro de 2020.

Por:

Prof. Claysson Bruno Santos Vimieiro

Orientador - Departamento de Engenharia Mecânica/ UFMG

Prof. Renan Fernandes Kozan

Coorientador - Departamento de Engenharia Elétrica/ UFMG

Prof. Luciano Luporini Menegaldo

Universidade Federal do Rio de Janeiro/ UFRJ

Prof. Rudolf Huebner

Departamento de Engenharia Mecânica/ UFMG

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais, **Carlos** e **Cristina**, por me propiciarem a possibilidade de realizar esse trabalho acadêmico através de todo seu apoio e compreensão.

Aos professores **Claysson** e **Renan**, meu orientador e co-orientador, pela confiança em mim depositada, pelos conselhos e pelas orientações dadas para a confecção desse trabalho e durante todos os momentos dessa etapa da minha vida acadêmica.

À toda equipe do projeto órtese, **Fernanda, Fabrício, Leandro, Maria Aparecida (Cida), Maria Emília e Victor**, que foram o corpo fundamental para realização desse trabalho, ajudando em todas as etapas realizadas.

À toda equipe do **LabBio**, que ajudou a equipe do projeto durante todos esses anos, desde os momentos mais tranquilos aos mais difíceis.

À minha namorada **Suzana**, pela compreensão, palavras de apoio e força dadas a todos os momentos, sem medir esforços para me auxiliar na realização desse trabalho.

À instituição de fomento à pesquisa **FAPEMIG**, pela bolsa a mim concedida durante a pós-graduação.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES)** que apoia o projeto - Código de Financiamento 001.

À **Finep** por todo aporte financeiro dado para execução do projeto - Convênio: 01.12.0476.00.

A todo corpo docente e aos funcionários do Programa em Pós-Graduação em Engenharia Mecânica (**PPGMEC**) da Universidade Federal de Minas Gerais que proporcionaram a realização desse mestrado.

E por fim, a todos **amigos e familiares**, por todo apoio dado a mim durante esse trajeto.

RESUMO

Esta dissertação apresenta o projeto, a análise e o teste de atuadores robóticos aplicados em uma órtese para membro superior, utilizada na reabilitação de indivíduos pós acidente vascular encefálico, desenvolvida pelo Laboratório de Bioengenharia da Universidade Federal de Minas Gerais. O acidente vascular encefálico, popularmente conhecido como derrame, é uma doença comum que afeta inúmeras pessoas no Brasil e no mundo, acarretando em sequelas nos membros superiores. Técnicas de terapia são utilizadas para tentar devolver a essas pessoas a mobilidade do membro. Entre elas, a terapia robótica vem mostrando ter a capacidade de reabilitar esses indivíduos de maneira satisfatória. Para isso, o desenvolvimento dos atuadores utilizados nesse tipo de dispositivo é fundamental para aperfeiçoar e otimizar essa terapia. Esse trabalho mostra o projeto de dois atuadores que executam a abertura dos dedos e a flexão e extensão de cotovelo. O projeto e a seleção de tendões artificiais utilizando um ensaio de tração é mostrado, bem como o projeto de um parafuso de potência que traciona e relaxa os cabos desse mecanismo de atuação. No atuador do cotovelo, um projeto de mecanismo para gerar um torque de saída de 12 Nm é demonstrado, bem como as simulações da estrutura utilizada para suportar o atuador e prevenir a pronação involuntária realizada durante a flexão de cotovelo. Acionando os atuadores, um sistema de acionamento utilizando sensores fim de curso, *encoder* e um microcontrolador foi desenvolvido. Por fim, foi realizado um teste com um indivíduo pós acidente vascular encefálico, analisando a capacidade de movimentação que é atingida pelo dispositivo. Com os testes de tração, uma corda de feita de DuPont™ Kevlar[®], foi selecionada como tendão artificial. Um parafuso de potência, com 12 mm de diâmetro, 3 filetes e passo 2 mm foi utilizado como sistema de tração dos tendões. Um mecanismo 4 barras, impulsionado por um parafuso de potência com 12 mm de diâmetro, 4 filetes e passo 2 mm, foi utilizado para gerar o movimento de flexão e extensão de cotovelo. O conjunto foi capaz de abrir completamente os dedos, durante os teste com uma usuária, em 2,32 segundos e flexionar ou estender o cotovelo em 4,14 segundos. Além disso, o dispositivo proporcionou à voluntária o retorno da capacidade na realização de atividade bi manuais, fazendo com que esta conseguisse pegar alguns objetos. Com os resultados obtidos, é demonstrado que utilizando esses atuadores em um órtese robótica, é possível que eles apresentem um aumento na capacidade dos profissionais da saúde em reabilitar indivíduos pós acidente vascular encefálico.

Palavras-chave: Atuadores Robóticos. Bioengenharia. Terapia Robótica. Membro Superior.

ABSTRACT

This master's thesis presents the design, analysis and test of robotic actuators applied to an upper limb orthosis, used in the post stroke individuals rehabilitation, developed by the Bioengineering Laboratory of the Federal University of Minas Gerais. The Stroke is a common disease that affects countless people in Brazil and worldwide, resulting in upper limbs sequelae. Therapy techniques are used to try to restore the limb mobility to these people. Among of them, the robotic therapy has been showing the ability to rehabilitate these individuals in a satisfactory manner. For this, the development of the actuators used in this type of device is principal point to improve and optimize this therapy. This work shows the design of two actuators that perform finger opening and elbow flexion and extension. The design and selection of artificial tendons using a tensile strength test is shown, as well as the design of a power screw that pulls and relaxes the cables of this actuation mechanism. In the elbow actuator, a mechanism was design to generate an output torque of 12 Nm, as well as the structure simulations used to support the actuator and prevent involuntary pronation performed during elbow flexion. To trigger the actuators, a triggering system using limit switches, encoder and a microcontroller was developed. Finally, a test was carried out with an post stroke individual, analyzing the movement capacity that is reached by the device. With the tensile strength tests, a DuPontTM Kevlar[®] rope was selected as an artificial tendon. A power screw with 12 mm in diameter, 3 fillets and 2 mm pitch was used as a artificial tendon traction system. A four bar mechanism, driven by a power screw with 12 mm diameter, 4 fillets and 2 mm pitch, was used to generate the elbow flexion and extension movement. The device was able to fully open the fingers, during the tests with a user, in 2.32 seconds and flex or extend the elbow in 4.14 seconds. In addition, the device provided the volunteer with the return of the ability to perform bi-manual activities, became it able to pick up some objects. With the results obtained, it is demonstrated that using these actuators in a robotic orthosis, it is possible that they present an increase in the capacity of health professionals to rehabilitate individuals after stroke.

Keywords: Robotic Actuators. Bioengineering. Robotic therapy. Upper Limb

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Ossos do membro superior.	18
Figura 2 – Vista anterior (a) e posterior (b) do esqueleto da mão.	19
Figura 3 – Articulações presentes no complexo do ombro.	20
Figura 4 – Movimentos da articulação escapulotorácica de elevação e depressão (A), protração e retração (B) e para cima e para baixo (C).	20
Figura 5 – Graus de liberdade da clavícula.	21
Figura 6 – Graus de liberdade da articulação acromioclavicular.	21
Figura 7 – Graus de liberdade da articulação glenoumeral.	22
Figura 8 – Articulações do conjunto do cotovelo e do antebraço.	22
Figura 9 – Ante braço em supinação completa (A) e em pronação completa (B).	23
Figura 10 – Movimentos do punho de flexão e extensão (A) e de desvio ulnar-radial (B).	23
Figura 11 – Movimentos dos dedos de flexão (A), extensão (B), abdução (C) e adução (D) e de polegar de flexão (E), extensão (F), abdução (G), adução (H) e oposição (I).	24
Figura 12 – Padrão sinérgico anormal observado em indivíduos após o AVE.	25
Figura 13 – Efetores finais: MIT-Manus (a), ARMin III (b), MIME (c), BI-MANU- TRACK (d), ARM Guide (e) e NeReBot (f).	28
Figura 14 – Exoesqueletos: Arneo [®] Spring (a), Myomo e100 (b) e UL-EXO7 (c)	29
Figura 15 – Luva (a) e módulo cotovelo (b) desenvolvidos pelo LabBio.	29
Figura 16 – Órtese desenvolvida pelo LabBio para recuperação de indivíduos pós AVE.	30
Figura 17 – Fluxograma geral para o projeto dos atuadores aplicados à órtese.	31
Figura 18 – Flexão indesejada dos dedos.	34
Figura 19 – Deformação causa pelo efeito da sinergia (a) e reforço estrutural projeto (b).	35
Figura 20 – Digrama de forças para o cálculo do atuador do cotovelo.	37
Figura 21 – Amplitudes passivas e arco funcional de movimento do cotovelo (A) e histo- grama dos arcos necessários para as atividades diárias (B).	38
Figura 22 – Motor EC16 acoplado a redução GP16A.	39
Figura 23 – Representação do mecanismo do modulo mão em extensão parcial (a) e total (b).	40
Figura 24 – Modelo de dedeira utilizado.	40
Figura 25 – Montagem dos componentes do mecanismos de atuação do módulo mão.	41
Figura 26 – Máquina e programa de aquisição de dados do ensaio de tração.	42
Figura 27 – Distribuição de forças na rosca do parafuso.	44
Figura 28 – Fixador dos tendões artificiais.	45
Figura 29 – Suporte universal módulo mão.	45
Figura 30 – Componentes: guia de transmissão (a), tampa de transmissão (b), suporte do motor (c) e canaleta (d) presentes no atuador do módulo mão.	46
Figura 31 – Tala ventral (a) e dorsal (b).	47

Figura 32 – Fluxograma para o desenvolvimento do atuador do módulo cotovelo.	48
Figura 33 – Modelo esquemático do mecanismo de funcionamento do módulo cotovelo.	49
Figura 34 – Localização do CG do módulo mão utilizando SolidWorks®.	50
Figura 35 – Variação do torque necessário para flexionar o cotovelo pelo tempo.	51
Figura 36 – Análise gráfica de posições a 10° (a) e a 120° (b) de flexão de cotovelo.	51
Figura 37 – Diagrama de vetores do mecanismo do atuador do módulo mão.	52
Figura 38 – Diagrama de corpo livre do elo 2.	54
Figura 39 – Diagrama de corpo livre do elo 3.	55
Figura 40 – Diagrama de corpo livre do elo 4.	56
Figura 41 – Malha e condições de contorno (a) e ponto de prova de tensão (b) para simulação do elo 4 do mecanismo.	57
Figura 42 – Estrutura metálica desenhada no SolidWorks®.	59
Figura 43 – Malha e condições de contorno (a) e ponto de prova de tensão (b) para estrutura metálica.	59
Figura 44 – Estrutura em alumínio com suportes dos sensores.	60
Figura 45 – Componentes: suporte do motor (a), capa de proteção (b) e buchas (c) pre- sentes no atuador do módulo cotovelo.	61
Figura 46 – Estrutura anatômica do módulo cotovelo.	61
Figura 47 – Ombreira.	62
Figura 48 – Interface de comando do módulo mão (a) e cotovelo (b).	63
Figura 49 – Posicionamento dos sensores fim de curso do atuador da mão (a) e do cotovelo (b).	64
Figura 50 – Posição dos <i>encoder</i> no atuador da mão (a) e do cotovelo (b).	65
Figura 51 – Módulo ESCON 50/4 EC-S.	65
Figura 52 – Tela de monitoramento do programa ESCON Studio.	66
Figura 53 – Fluxograma de funcionamento do circuito de acionamento dos atuadores.	67
Figura 54 – Placa de circuito impresso do sistema de acionamento.	68
Figura 55 – Resultados dos testes de tração realizados com as cordas de violão D’Addario.	69
Figura 56 – Resultados dos testes de tração realizados com a linha de pesca TufLine XP.	70
Figura 57 – Resultados dos testes de tração realizados com a corda de parapente SOL Paragliders.	71
Figura 58 – Tendão e falanges artificiais utilizados no atuador do módulo mão.	71
Figura 59 – Conjunto fuso e porca do sistema de transmissão do atuador do módulo mão.	73
Figura 60 – Posição da junta linear B (a) e da junta rotativa A (b) do mecanismo do atuador do módulo cotovelo.	73
Figura 61 – Variação angular entre os elos 3 e 4.	74
Figura 62 – Comparativo entre o torque requerido pelo e o torque disponibilizado pelo atuador.	75
Figura 63 – Conjunto fuso e porca da junta de translação do atuador do módulo cotovelo.	76
Figura 64 – Tensão (a) e Deformação (b) de von Mises apresentados no elo 4.	77

Figura 65 – Tensão (a) e Deformação (b) de von Mises apresentados na estrutura metálica.	78
Figura 66 – Órtese completa vestida no usuário.	78
Figura 67 – Aberturas dos dedos da voluntária naturalmente (a) e com o dispositivo(b). .	79
Figura 68 – Aberturas parciais de 80° (a), 60°(b) e 42°(c) dos dedos.	79
Figura 69 – Voluntária realizando a pega de uma bola(a) e de um cilindro (b).	80
Figura 70 – Fechamento de cotovelo da voluntária naturalmente (a) e com o dispositivo(b).	80

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características dos voluntários selecionados para o teste.	33
Tabela 2 – Força de preensão da mão não afetada e afetada dos voluntários.	36
Tabela 3 – Fórmulas para determinação da localização dos CGs e do peso de cada membro.	37
Tabela 4 – Cabos testados para aplicação como tendão artificial.	42
Tabela 5 – Propriedades mecânicas dos materiais utilizados.	44
Tabela 6 – Teste de malha para análise da resistência mecânica do elo 4.	58
Tabela 7 – Propriedades mecânicas do alumínio 1100 H14.	58
Tabela 8 – Teste de malha para análise da resistência mecânica da estrutura do módulo cotovelo.	60
Tabela 9 – Código numérico dos comandos enviados ao controlador.	67
Tabela 10 – Resultados do parafuso de potência atuador mão.	72
Tabela 11 – Propriedades inerciais dos elos do mecanismo do atuador do módulo cotovelo.	74
Tabela 12 – Resultados do parafuso de potência atuador cotovelo.	76

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVE	Acidente Vascular Encefálico
CAD	Desenho Assistido por computador
CG	Centro de Gravidade
COEP	Comitê de Ética em Pesquisa
DCL	Diagrama de Corpo Livre
EMG	Eletromiografia
LabBio	Laboratório de Bioengenharia da Universidade Federal de Minas Gerais
OMS	Organização Mundial da Saúde
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	Objetivo Geral	15
1.2	Objetivos Específicos	15
1.3	Justificativa	15
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	17
2.1	O Membro Superior	17
2.1.1	Ossos do Membro Superior	17
2.1.2	Articulações dos Membros Superiores	19
2.2	O Acidente Vascular Encefálico (AVE)	24
2.3	Reabilitação AVE	26
2.3.1	Órteses Robóticas	27
3	MATERIAIS E MÉTODOS	31
3.1	Especificações de Projeto	32
3.1.1	Análise do Projeto Anterior	32
3.1.2	Determinação dos Esforços Solicitantes	35
3.1.3	Determinação das Características Cinemáticas	38
3.2	Projeto Mecânico Atuador Módulo Mão	39
3.2.1	Mecanismo de Atuação do Atuador do Módulo Mão	39
3.2.2	Transmissão Módulo Mão	43
3.2.3	Estrutura Módulo Mão	45
3.3	Projeto Mecânico Atuador Módulo Cotovelo	47
3.3.1	Análise de Posição	48
3.3.2	Análise Cinemática e Dinâmica	53
3.3.3	Projeto Estrutural	58
3.4	Projeto Sistema de Acionamento	62
3.4.1	Interface Usuário Órtese	62
3.4.2	Sensores	63
3.4.3	Controle dos Motores	65
3.4.4	Controlador	66
3.5	Teste Piloto	68
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	69
4.1	Atuador Módulo Mão	69
4.2	Atuador Módulo Cotovelo	73
4.3	Teste Piloto	78
5	CONCLUSÃO	81
5.1	Sugestão Para Trabalhos Futuros	82

REFERÊNCIAS	83
APÊNDICE A DESENHOS TÉCNICOS	89
APÊNDICE B ROTINA DE CÁLCULO DINÂMICO	91
ANEXO A TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE ESCLARECIDO	97
ANEXO B DADOS DO MOTOR	99

1 INTRODUÇÃO

O acidente vascular encefálico (AVE) é uma interrupção repentina do fluxo sanguíneo que chega ao cérebro, devido a isquemia ou a hemorragia, causando a morte de células cerebrais e consequentemente, perda parcial das funções neurológicas (OMS, 2012). Dependendo da localização, da extensão e da gravidade da lesão, o AVE pode causar variadas deficiências motoras, cognitivas e sensoriais (LANGHORNE; BERNHARDT; KWAKKEL, 2011). As lesões causadas em decorrência do AVE geralmente afetam as funções motoras dos membros superiores, sendo de 50 a 70% dos casos apresentados na fase aguda (NAKAYAMA et al., 1994; PERSSON et al., 2012) e 40% na fase crônica (BROEKS et al., 1999; PARKER; WADE; HEWER, 1986; PRANGE et al., 2006).

Através de sessões de reabilitação, é possível recuperar algumas das funções dos membros atingidos. Porém, o número de pacientes que conseguem se recuperar ainda é baixo. Estudos mostram que seis meses após o AVE, entre 30 a 66% do indivíduos que sofreram o ataque não apresentam função do membro superior do lado afetado e apenas 5% a 20% apresentam a recuperação total das atividades funcionais com o membro (KWAKKEL; KOLLEN; KREBS, 2008). Esse baixo número de indivíduos recuperados se deve pela forma com que é feita a reabilitação motora, que consiste na estimulação da plasticidade cerebral através da movimentação passiva do membro acometido (LANGHORNE; LEGG, 2003; RAFFIN; HUMMEL, 2018). Assim o tratamento é dependente da intensidade e do número de repetições realizadas durante uma sessão de reabilitação, que geralmente são inferiores ao ideal, quando feitos de forma manual pelos profissionais de saúde (HAYWARD; BRAUER, 2015; STEWART et al., 2017).

Com o objetivo de melhorar a capacidade de recuperação desses indivíduos, algumas pesquisas vêm sendo realizadas para definir melhores intervenções para obter retorno funcional, aumento da independência nas atividades diárias e melhorar a participação social e a qualidade de vida desses indivíduos (PRANGE et al., 2006; NICHOLS-LARSEN et al., 2005; ARAÚJO, 2011; MACIEJASZ et al., 2014). Dentre essas intervenções, para assistir à recuperação de indivíduos com paralisia parcial dos membros superiores, está o uso de órteses robóticas que promovem a regeneração dos neurônios afetados pela lesão e consequentemente resultam no aumento das habilidades motoras e da execução das atividades funcionais diárias do paciente (LIEPERT et al., 2001).

Órteses robóticas, também conhecidas como robôs de reabilitação, são dispositivos mecânicos que tanto podem substituir um membro, criando membros artificiais, quanto podem ser robôs que auxiliam na recuperação de pacientes em reabilitação ou funcionam como assistentes pessoais em hospitais ou residências (MACIEJASZ et al., 2014). O Laboratório de Bioengenharia (LabBio) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) vem desenvolvendo um desses dispositivos que visa recuperar pacientes que sofreram AVE e apresentam paralisia parcial nos membros superiores, sendo uma melhoria dos equipamentos que já estão disponíveis comercialmente no Brasil e no mundo. Os diferenciais competitivos do equipamento desenvolvido são relacionados à estrutura, ao seu sistema de acionamento e à portabilidade. Para que seja de fácil

utilização, faz-se necessário o desenvolvimento de atuadores que sejam leves e práticos de usar.

Essa presente dissertação apresenta o projeto mecânico e elétrico dos atuadores utilizados nessa órtese robótica, bem como o teste realizado com quatro indivíduos pós AVE, visando avaliar o desempenho de uma versão anterior do dispositivo e o teste com um dos voluntários com o novo atuador proposto para validação do novo projeto.

1.1 Objetivo Geral

Projetar e construir atuadores eletromecânicos aplicados a uma órtese robótica de reabilitação do membro superior para indivíduos que apresentam paralisia parcial pós AVE.

1.2 Objetivos Específicos

- Avaliar o desempenho do protótipo anterior desenvolvido pelo laboratório em indivíduos pós AVE;
- Projetar um mecanismo para efetuar a flexão e a extensão de dedos e cotovelo;
- Desenvolver uma interface de acionamento entre usuário e órtese;
- Projetar um sistema elétrico de acionamento dos atuadores;
- Avaliar a funcionalidade e o desempenho dos atuadores por meio de testes em voluntários.

1.3 Justificativa

O AVE é uma doença comum, sendo a segunda maior causa de mortes no mundo. Segundo OMS (2014) representou 6,7 milhões de falecimentos no mundo e ainda apresenta uma estimativa de que até 2030 se mantenha como a segunda maior causa de mortes no mundo, representando 12,2% do número de mortes prevista por ano (OMS, 2013).

Conhecendo esses dados, é de suma importância a criação de técnicas e dispositivos que visam melhorar a reabilitação de pessoas acometidas pelo AVE. Várias revisões sistemáticas vêm evidenciando a eficácia do uso de "robôs de reabilitação" para recuperação de membros superiores, após o AVE (PRANGE et al., 2006; KWAKKEL; KOLLEN; KREBS, 2008; NOROUZI-GHEIDARI; ARCHAMBAULT; FUNG, 2012; MEHRHOLZ et al., 2018; VEERBEEK et al., 2017; FERREIRA, 2017).

Prange et al. (2006) mostra que a terapia robótica aplicada na reabilitação de membro superior conseguiu melhorar o controle motor da extremidade proximal (ombro e cotovelo) a curto e a longo prazo em pacientes em estágio agudo e crônico pós AVE, porém não conseguiu encontrar nenhuma evidência de que essa técnica influencia nas habilidades motoras funcionais.

Assim como Prange et al. (2006), Kwakkel, Kollen e Krebs (2008) mostra que existe uma melhora na recuperação na extremidade proximal do membro superior, mas não apresentou evidências na recuperação motora e nem de aumento da capacidade funcional do membro.

Norouzi-Gheidari, Archambault e Fung (2012) conduziram uma metanálise, que demonstrou que comparativamente com os métodos tradicionais de reabilitação, a terapia robótica não apresentou grandes evidências de efetividade, porém a união entre os dois métodos, em algumas fases de recuperação do AVE, conseguem produzir melhora na recuperação motora do cotovelo e do ombro.

A revisão sistemática produzida por Mehrholz et al. (2018), mostra que ocorreu uma melhora na atividade de vida diária, na função do braço e na força muscular com o uso da terapia robótica.

Veerbeek et al. (2017) mostraram, em sua revisão, que a terapia robótica apresentou melhoras significativas, mas pequenas, no controle motor e na força muscular, porém não teve influência alguma sobre o tônus muscular e na capacidade do membro superior na realização das atividades de vida diária básicas. Observando a extremidade proximal ou distal do membro superior observou um efeito significativo, mas pequeno no controle motor e na força muscular. Novamente, foi evidenciado que o uso combinado da terapia convencional com a robótica apresentou efeitos positivos para reabilitação.

Por fim, a metanálise conduzida por Ferreira (2017), mostrou que o uso de robôs de reabilitação apresenta pequenos efeitos no controle motor e efeito médio na força muscular em comparação com outras intervenções, a curto prazo. Efeitos de médio e longo prazo não foram encontrados.

Assim, pode ser notado que a terapia assistida por robô tem uma capacidade promissora para reabilitação de indivíduos com comprometimentos nos membros superiores. Visando isto, é de suma importância o desenvolvimento de dispositivos robóticos mais leves e eficientes para atender às necessidades dinâmicas durante as sessões de terapia e auxiliarem a reabilitação de usuários.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Para compreensão sobre as funções a serem executadas, faz-se necessária uma análise da anatomia do membro superior, típico e afetado, bem como dos dispositivos que já existem na literatura.

O presente capítulo apresenta uma abordagem sobre o funcionamento do membro superior, suas articulações, sua anatomia e as funções que são afetadas nesses membros após o AVE. Por fim, apresenta algumas órteses presentes na literatura que possuem a função de recuperar a mobilidade do membro superior.

2.1 O Membro Superior

Devido a posição ereta que o ser humano adquiriu durante sua evolução, o membro superior perdeu a função de sustentação, locomoção e equilíbrio do corpo. Assim, esse membro se desenvolveu em um complexo conjunto de articulações e alavancas permitindo uma variação de posições para a mão. A mão por sua vez é um órgão delicado, que executa funções de exploração, apreensão e manipulação de objetos (DANGELO; FATTINI, 2007).

Assim, esse membro é responsável por estabelecer as relações do ambiente com a pessoa. Possibilita o alcance direcionado, a preensão e a manipulação de objetos, é imprescindível para a realização das atividades motoras finas exigidas, além de ser o responsável pela execução das tarefas mais simples do cotidiano, que vão desde a alimentação e higiene pessoal, até a execução de trabalhos complexos utilizando máquinas e ferramentas. As atividades motoras grossas como engatinhar, caminhar, manter o equilíbrio do corpo e proteger o corpo contra lesões durante a queda também são tarefas executadas por esse membro (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003). A mão, por sua vez, consegue obter a sensação do ambiente ao redor, a preensão de objetos e é utilizada para comunicação, equilíbrio e expressão, papéis esses fundamentais para as atividades do dia a dia (HUNTER; CROME, 2002).

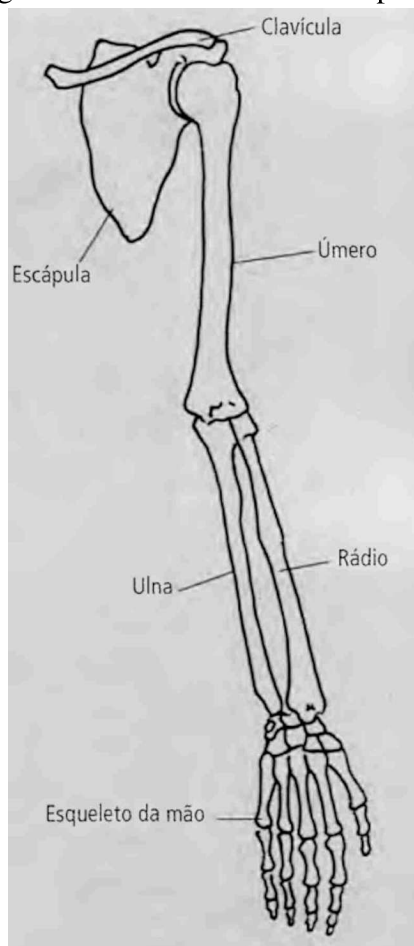
Dinamicamente, as articulações proximais do membro superior (ombro e tronco), influenciam no alcance e no posicionamento da mão. A articulação do cotovelo é responsável por aproximar ou distanciar a mão da posição de interesse que, em conjunto com o punho e o antebraço, consegue posicioná-la para a preensão e a manipulação de objetos, assim executando sua função (HUNTER; CROME, 2002; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003). Devido a essas funções imprescindíveis para o dia a dia do ser humano, quaisquer lesões apresentadas nesse membro, que podem interferir no correto funcionamento das suas articulações, irão diminuir a capacidade da mão de realizar sua função e por isso são as mais graves apresentadas (DANGELO; FATTINI, 2007).

2.1.1 Ossos do Membro Superior

Os ossos presentes no membro superior são a clavícula, a escápula, o úmero, a ulna, o rádio e o esqueleto da mão (Figura 1). O Úmero se articula com a escápula, o rádio e a ulna,

estes se articulam com o esqueleto da mão. A clavícula se articula com a escápula e forma o cingulo do membro superior.

Figura 1 – Ossos do membro superior.



Fonte: Adaptado de Dangelo e Fattini (2007).

O membro superior pode ser dividido em três partes: o braço, o antebraço e a mão. A clavícula, a escápula e o úmero constituem o complexo do ombro, este por sua vez delimita a parte do braço. O conjunto dos ossos rádio e ulna delimitam a parte do antebraço e ligam o braço e a mão (DANGELO; FATTINI, 2007).

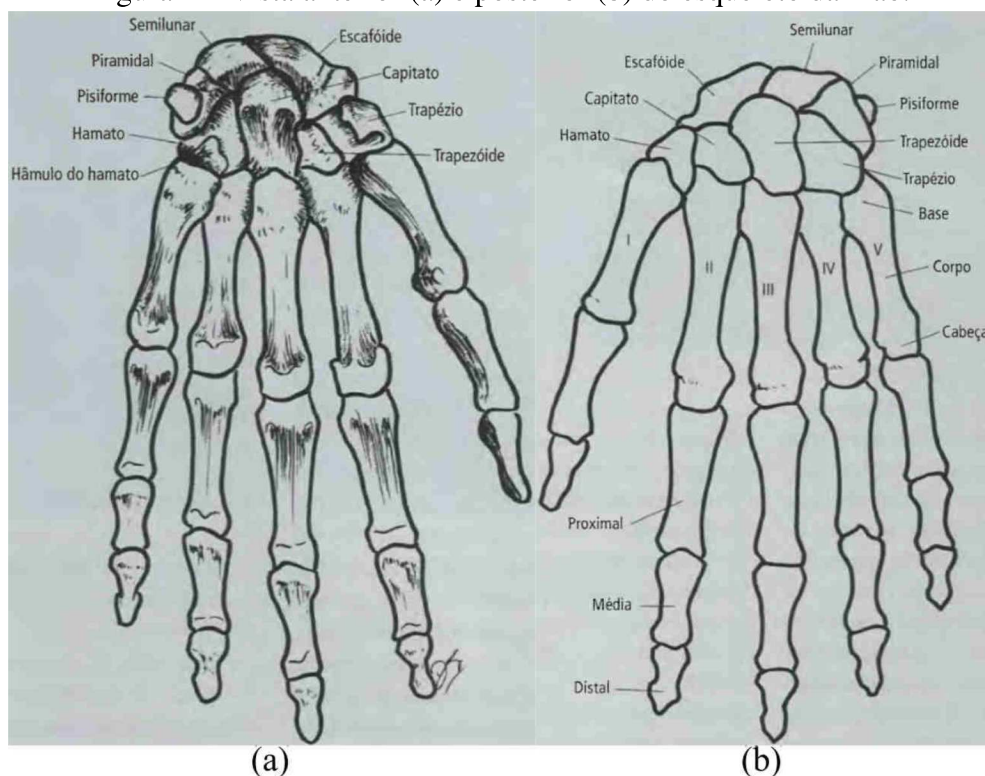
O esqueleto da mão (Figura 2), compreende a parte da mão do membro superior. Esse conjunto ósseo se divide em 3 partes: o carpo, o metacarpo e as falanges (DANGELO; FATTINI, 2007).

O carpo é um conjunto de 8 ossos articulados entre si dispostos em duas fileiras, proximal e distal. A fileira proximal é composta pelo escafoide, o semilunar, o piramidal e o pisiforme. Já a fileira distal possui o trapézio, o trapezoide, o capitato e o hamato. A extremidade proximal se apresenta de forma convexa e se articula com o rádio. Por sua vez, a fileira distal se articula com o metacarpo (DANGELO; FATTINI, 2007).

O metacarpo possui ossos que são enumerados de 1 a 5 como demonstrado na Figura 2 (b), possuindo uma base, um corpo e uma cabeça, que se articulam com as falanges proximais. Os ossos de II a V, são considerados em conjunto. O osso I apresenta um corpo mais curto e

achatado, é localizado fora do plano da palma da mão e sua base possui uma face articular em forma de sela. Essas características conferem ao osso I uma grande mobilidade ao polegar, o que é de suma importância para os movimentos de preensão e oposição (DANGELO; FATTINI, 2007).

Figura 2 – Vista anterior (a) e posterior (b) do esqueleto da mão.



Fonte: Adaptado de Dangelo e Fattini (2007).

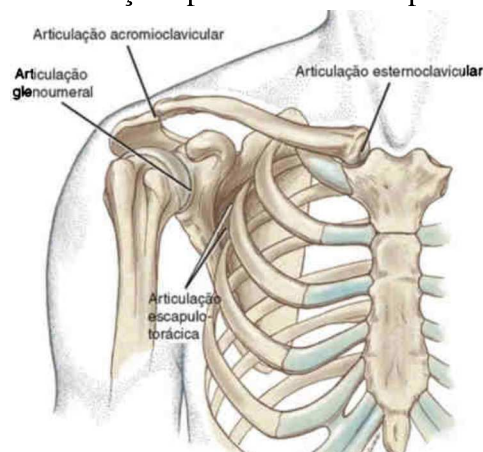
Por fim, as falanges são os ossos que compõe os dedos. Com exceção do polegar que não apresenta a falange média, cada dedo possui 3 falanges (proximal, medial e distal). Todas as falanges são concavas no sentido da palma da mão e são articuladas entre si (DANGELO; FATTINI, 2007).

2.1.2 Articulações dos Membros Superiores

Como dito, o membro superior é dividido em três partes o braço, o antebraço e a mão. Cada uma dessas partes possui suas articulações específicas que em conjunto dão ao membro superior a capacidade de execução de suas funções. Além dessas articulações, existem outros dois conjuntos de articulações, o cotovelo, que liga o braço ao antebraço, e o punho, que liga o antebraço à mão.

O complexo do ombro apresenta um conjunto de quatro articulações (Esternoclavicular, Acromioclavicular, Escapulotorácica e Glenoumeral) como demonstrado na Figura 3. Essas articulações atuam como uma série de ligações que cooperativamente maximizam o alcance do membro superior (NEUMANN, 2011).

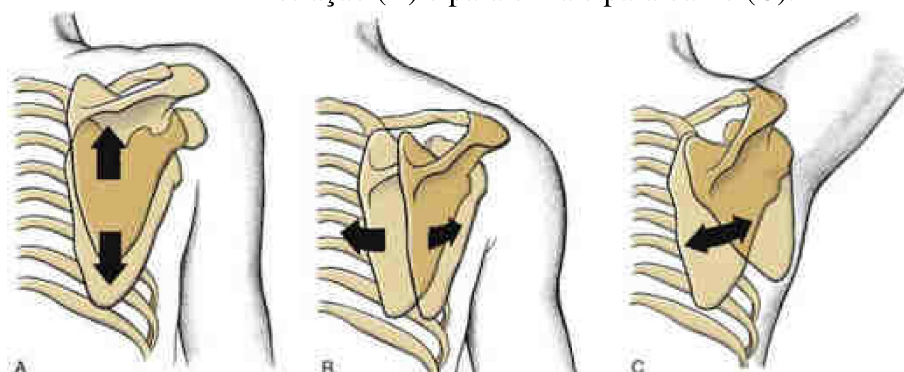
Figura 3 – Articulações presentes no complexo do ombro.



Fonte: Adaptado de Neumann (2011).

A articulação escapulotorácica possui três movimentos principais: elevação e depressão, protração e retração e para cima e para baixo, como exemplificado na Figura 4. No movimento de elevação, a escápula desliza-se superiormente no tórax, durante o encolhimento dos ombros, sendo a depressão o movimento inverso, ou seja, a escápula desliza inferiormente no tórax. Durante a protração, a borda medial da escápula desliza ântero-lateralmente no tórax, se afastando da linha média do corpo. Já na retração, a borda medial da escápula se desliza pósterio-lateralmente com o tórax, assim se aproximando da linha média. No movimento para cima, a escápula roda na direção superior lateral, ou seja, compreende o movimento de levantar o braço, já o movimento para baixo consiste na rotação na direção inferior-medial, ou seja no movimento de abaixar o braço (NEUMANN, 2011).

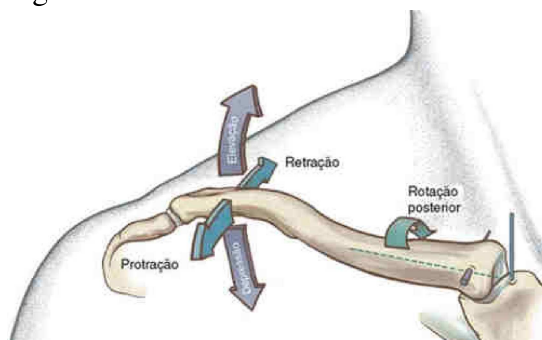
Figura 4 – Movimentos da articulação escapulotorácica de elevação e depressão (A), protração e retração (B) e para cima e para baixo (C).



Fonte: Adaptado de Neumann (2011).

A articulação esternoclavicular confere à clavícula 3 graus de liberdade de movimento (elevação e depressão, protração e retração e rotação em torno do seu eixo longitudinal) demonstrada na Figura 5. A principal função desses movimentos é posicionar a escápula idealmente para aceitar a cabeça do úmero, consequentemente toda movimentação realizada pela articulação glenoumeral necessita de algum movimento da clavícula em torno da articulação esternoclavicular (NEUMANN, 2011).

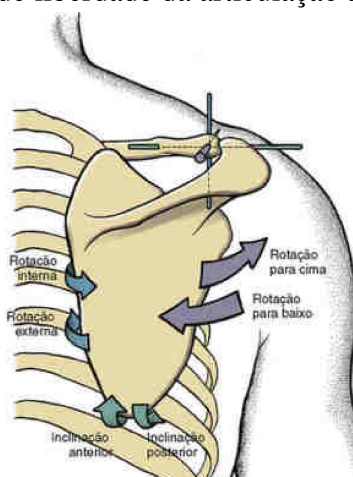
Figura 5 – Graus de liberdade da clavícula.



Fonte: Adaptado de Neumann (2011).

A articulação acromioclavicular é responsável pelo movimento da escápula relativo à extremidade lateral da clavícula. Seu movimento é definido em 3 graus de liberdade (Figura 6), sendo o movimento principal o de rotação para cima e para baixo e os secundários, que atuam para refinar a posição da escápula, os movimentos de inclinação anterior e posterior e o de rotação interna e externa (NEUMANN, 2011).

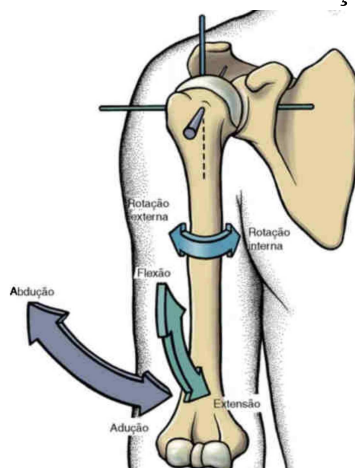
Figura 6 – Graus de liberdade da articulação acromioclavicular.



Fonte: Adaptado de Neumann (2011).

A articulação glenoumeral é considerada uma articulação universal, pois ela realiza movimento em todos os três graus de liberdade. Os movimentos realizados são flexão e extensão, abdução e adução, rotação interna e externa, como demonstrado na Figura 7. Geralmente um quarto movimento é dado nessa articulação, o de abdução e adução horizontal, que ocorre quando o braço está na posição de abdução de 90°. Toda movimentação realizada pela articulação glenoumeral envolve a movimentação das demais articulações do complexo do ombro (NEUMANN, 2011).

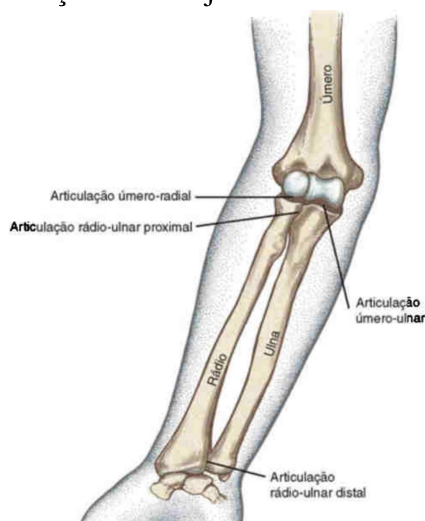
Figura 7 – Graus de liberdade da articulação glenoumeral.



Fonte: Adaptado de Neumann (2011).

O conjunto cotovelo e antebraço possui quatro articulações (Figura 8), radio-ulnares proximal e distal, úmero-ulnar e umerorradial. As duas ultimas formam o cotovelo e são responsáveis pela flexão, pela extensão e pelo ajuste do comprimento funcional do membro superior (NEUMANN, 2011).

Figura 8 – Articulações do conjunto do cotovelo e do antebraço.



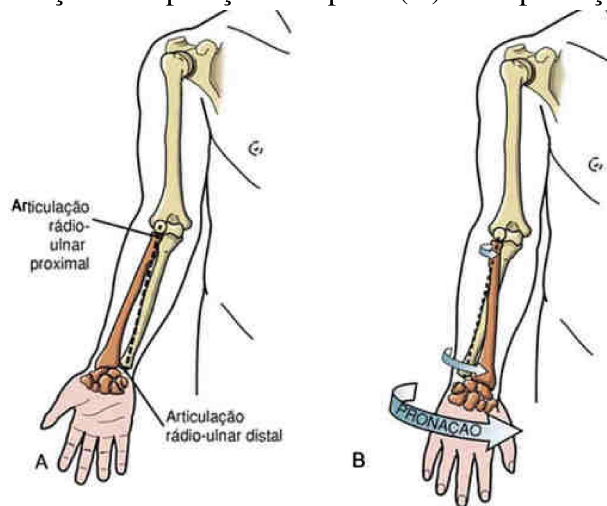
Fonte: Adaptado de Neumann (2011).

As articulações úmero-ulnar e umerorradial foram inicialmente definidas como articulações de dobradiça, porém o termo dobradiça modificada é mais adequado, pois durante a movimentação, a ulna sofre uma rotação axial, o que não gera uma rotação plana (NEUMANN, 2011).

Os movimentos de supinação e pronação (Figura 9) são realizado pelas articulações radio-ulnares proximais e distais, que se localizam nas extremidades do antebraço. Durante a supinação, a palma da mão é colocada para cima e durante a pronação, para baixo. A rotação de palma só acontece porque a mão e o punho estão firmemente conectados ao radio e existe

um espaço entre a ulna distal e o lado medial dos carpos, permitindo assim uma rotação entre o rádio e a ulna (NEUMANN, 2011).

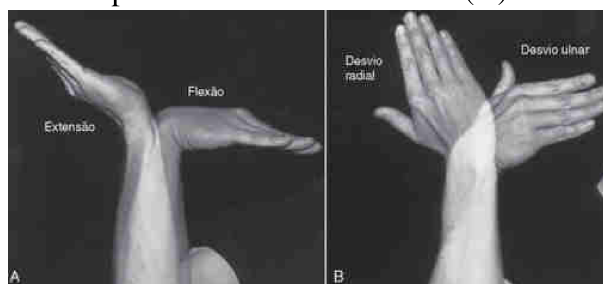
Figura 9 – Ante braço em supinação completa (A) e em pronação completa (B).



Fonte: Adaptado de Neumann (2011).

O punho é composto por oito ossos carpais que atuam como espaçadores funcionais entre o antebraço e a mão. Duas articulações fazem essa ligação: a radiocárpica e a mediocárpica. Além dessas duas articulações, algumas articulações intercárpicas estão presentes, ligando os ossos do carpo, e auxiliando no movimento do punho com pequenos movimentos de deslizamento e rotação. Com essas características, o punho possui dois graus de liberdade, flexão e extensão e desvio ulnar-radial (Figura 10). O movimento circular de punho consiste na combinação entre a flexão e extensão e o desvio ulnar-radial, e não se refere ao um terceiro grau de liberdade (NEUMANN, 2011).

Figura 10 – Movimentos do punho de flexão e extensão (A) e de desvio ulnar-radial (B).

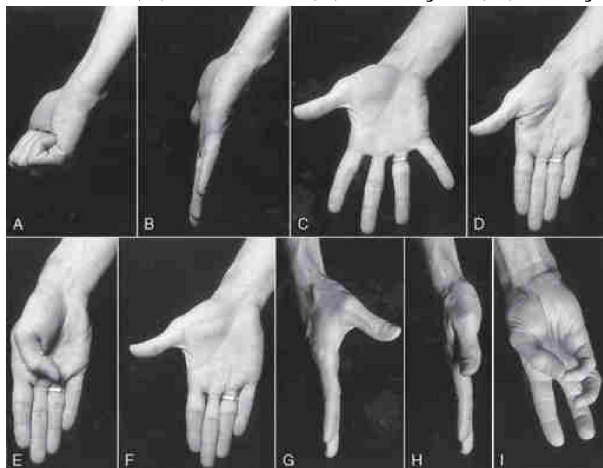


Fonte: Adaptado de Neumann (2011).

A mão possui cinco metacarpos que coletivamente são chamados de metacarpo, cada um deles possui três articulações: a carpometacarpiana, a metacarpofalangiana e a interfalangeana. As articulações carpometacarpianas se encontram entre a extremidade proximal do metacarpo e a fileira distal dos ossos do carpo. Essas articulações permitem que a mão se adapte ao contorno de objetos, favorecendo a pega destes. As articulações metacarpofalangianas se localizam entre o metacarpo e as falanges proximais, e as articulações interfalangeanas se localizam entre as falanges dos dedos, sendo estas responsáveis pela movimentação dos dedos. Assim, o conjunto

dessas articulações pode executar movimentos de flexão, de extensão, de abdução e de adução de dedos como demonstrado na Figura 11. Em especial, o polegar executa mais um movimento, o de oposição (NEUMANN, 2011).

Figura 11 – Movimentos dos dedos de flexão (A), extensão (B), abdução (C) e adução (D) e de polegar de flexão (E), extensão (F), abdução (G), adução (H) e oposição (I).



Fonte: Adaptado de Neumann (2011).

2.2 O Acidente Vascular Encefálico (AVE)

Uma das principais causas de morte e incapacidade no mundo é o acidente vascular encefálico (AVE), comumente denominado "derrame" (GBD 2015 Neurological Disorders Collaborator Group, 2017). Esse acidente é uma síndrome clínica, na qual ocorre uma redução na perfusão sanguínea nas estruturas encefálicas, e se caracteriza por gerar rápidos sinais focais ou globais de perturbação nas funções realizadas pelo encéfalo (ROYAL COLLEGE OF PHYSICIANS, 2016).

O AVE possui duas origens patológicas, sendo elas isquêmica ou hemorrágica. Se a origem for isquêmica, ocorre a redução do fluxo sanguíneo ao tecido cerebral e por consequência morte significativa de neurônios. Caso a origem seja hemorrágica, ocorre a ruptura dos vasos sanguíneos da região do encéfalo, causando assim uma hemorragia na região, o que eleva a pressão intracraniana e lesa os tecidos restringindo então o fluxo sanguíneo (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2006). Após o AVE, 57% dos acometidos apresentam limitações nas atividades diárias e um número superior de 50% possui algum comprometimento funcional, o que acarreta no uso de algum tipo de ajuda externa para a execução de atividades diárias (MAYO et al., 2002).

As funções motoras são as mais afetadas com AVE (KATZAN et al., 2018), porém alguns outros sintomas também são perceptíveis, entre eles as disfunções sensoriais, as disfunções do equilíbrio e coordenação, além de distúrbios na comunicação, déficits no campo visual e comprometimentos cognitivos e intelectuais (EUZEBIO; RABINOVICH, 2006). Os déficits motores prevalentes são a paralisia (hemiplegia) ou fraqueza (hemiparesia) da metade do corpo contralateral à sofrida pelo AVE (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2006). Clinicamente, é observado que esses indivíduos apresentam fraqueza muscular, anormalidades no tônus muscular, deficiência no

controle dos movimentos, alteração na postura, falta de mobilidade, padrões sinérgicos anormais e perda ou redução da coordenação motora (POLI et al., 2013).

A fraqueza, ou paralisia, é uma consequência direta da falha na transmissão do sinal do córtex motor, parte do sistema neurológico responsável pelo controle dos movimentos do corpo, para a medula espinhal que se comunica com os músculos, com isso um atraso entre o início e término da contração muscular pode ser notada, o que resulta numa redução nas forças empregadas e na incapacidade de locomoção, o que causa uma consequência negativa para as atividades funcionais, levando possivelmente à dor (RAGHAVAN, 2015).

A anormalidade no tônus pode ser notada logo após o AVE com a presença de hipotonia (paralisia flácida) e posteriormente com a hipertonia (espasticidade). Segundo Raghavan (2015) a primeira caracteriza-se pela incapacidade na realização dos movimentos voluntários no lado afetado, ou seja, a pessoa não consegue mais efetuar as locomoções desse lado com os mesmo graus de liberdade, não atingindo então todas as posições possíveis desejadas. Já a espasticidade é caracterizada pelo aumento do tônus muscular dependente da velocidade, o que aumenta o reflexo miotático (RAGHAVAN, 2015). Além disso, ela produz alterações posturais e movimentos estereotipados no indivíduo, levando à diminuição da amplitude do movimento articular, dores, limitações nas atividades dos membros, bem como dificuldade nas atividades funcionais diárias (THOMPSON et al., 2005).

As alterações posturais refletem na perda da estabilidade do tronco, o que afeta diretamente o desempenho do indivíduo nas atividades de deambulação, respiração, transferência e no uso do membro superior, logo o indivíduo perde a estabilidade do corpo o que gera desequilíbrios e quedas (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2006).

Os padrões sinérgicos anormais observados ocorrem pela incapacidade do indivíduo em movimentar um membro isoladamente, assim ao movimentar um músculo de um determinado grupo, todos os músculos desse grupo funcional são ativados (FREITAS, 2000; O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2006). Devido a isto, para a pessoa realizar o alcance, o ombro flexiona e o cotovelo se estende, porém, devido a espasticidade, ao tentar alcançar algum objeto a sua frente, ocorre a abdução do ombro, a flexão do cotovelo e a supinação do antebraço (RAGHAVAN, 2015), como pode ser observado na Figura 12.

Figura 12 – Padrão sinérgico anormal observado em indivíduos após o AVE.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Para compreender as deficiências nos membros superiores de indivíduos pós AVE, é complexo devido a estas não serem estáticas, ou seja, existe uma mudança na deficiência, na medida em que ocorre uma melhora na recuperação, e, por serem múltiplas, podem estar presentes na mesma pessoa (RAGHAVAN, 2015).

2.3 Reabilitação AVE

A recuperação do AVE pode ser classificada em três fases que são aguda, subaguda e crônica, determinadas de acordo com o período de instalação do quadro clínico (TIMMERMANS et al., 2009). Durante a fase aguda, que corresponde a três meses após o evento, existe um grau biológico natural de recuperação, devido ao aumento da plasticidade neural nesse período, sendo assim uma fase determinante para reabilitação do indivíduo (RAFFIN; HUMMEL, 2018; DROMERICK et al., 2015; ZEILER; KRAKAUER, 2013). A fase subaguda ocorre após o terceiro mês do evento, nessa fase a plasticidade do sistema tende a normalizar e assim se torna mais difícil a recuperação do indivíduo (ZEILER; KRAKAUER, 2013; RAFFIN; HUMMEL, 2018). Por fim, a fase crônica se estabelece depois de transcorridos seis meses do eventos. Nesse período, a recuperação tende a se estabilizar, podendo haver ou não possibilidade de recuperação, porém estudos vêm demonstrando que existe a possibilidade de se estender a recuperação motora além de 6 meses de tratamento (WECHSLER et al., 2018; HUNTER; CROME, 2002).

Os tratamentos para recuperação motora após o AVE consistem em estimulação da plasticidade cerebral, ou seja, visam recuperar a movimentação do membro através da reaprendizagem, executando atividades com o membro. A plasticidade cerebral se refere a regeneração ou reorganização cortical dos neurônios acometidos pela lesão (LANGHORNE; LEGG, 2003; RAFFIN; HUMMEL, 2018). Para obter esse efeito alguns exercícios funcionais, realizados manualmente por fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais, são executados com o indivíduo para recuperar suas habilidades manuais como alcance, preensão, manipulação e soltura objetos. Dentre as técnicas existentes algumas recomendadas são: terapia por contensão induzida e terapia do espelho; treinamento repetitivo específico à tarefa e assistido; prática mental; biofeedback; estimulação elétrica; graduar a velocidade do exercício para alcance em diferentes direções e a abertura da mão em relação ao objeto alvo da preensão; ensinar a soltar objetos com o auxílio do membro superior não afetado, por tenodese, com auxílio de suportes externos, desenrolando o objeto da mão com ajuda do membro superior não afetado e de forma ativa; utilizar objetos de diferentes pesos, formas, tamanhos, temperaturas, texturas, funções diversas; realizar atividades com o membro superior unilateral e bilateralmente, nos diferentes planos e eixos de movimento; estimular a visualização da mão em atividade; e o ensino de estratégias compensatórias para uso do membro superior afetado (BRASIL.MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013).

As técnicas utilizadas para reabilitação tem a intensidade da estimulação do membro como o fator fundamental para conseguir a recuperação desejada, porém os tratamentos feitos de forma manual pelos profissionais de saúde apresentam intensidade inferior à ideal para a recuperação (HAYWARD; BRAUER, 2015). Essa intensidade é baixa principalmente pela dependência

que os pacientes têm de supervisão de um profissional para executar as atividades (STEWART et al., 2017).

Assim, uma das formas para se aumentar a intensidade das atividades realizadas durante a reabilitação é o uso da terapia robótica. Ela consegue entregar um treinamento com dosagem e intensidade muito mais elevados que a terapia tradicional, conseguindo executar centenas de repetições em uma única sessão (HUANG; KRAKAUER, 2009). A grande vantagem desses dispositivos, além do alto grau de repetibilidade, é possibilitar a realização de atividades intensivas com menor supervisão profissional (DURET; GROSMIRE; KREBS, 2019; KWAKKEL; KOLLEN; KREBS, 2008; POLI et al., 2013), possibilitar a programação de um protocolo de reabilitação usado repetidas vezes ao dia (YOZBATIRAN; FRANCISCO, 2019), e permitir a capacidade de medição em tempo real do desempenho do usuário (velocidade, tempo, direção, força, amplitude de movimento, entre outras) que será utilizada para avaliar a necessidade ou não de alteração do protocolo de reabilitação utilizado (DURET; GROSMIRE; KREBS, 2019; YOZBATIRAN; FRANCISCO, 2019; NOROUZI-GHEIDARI; ARCHAMBAULT; FUNG, 2012; POLI et al., 2013; PRANGE et al., 2006; MASIERO et al., 2007), e por último a possibilidade de fazer a terapia domiciliarmente com acompanhamento remoto das atividades que foram realizadas pelo terapeuta (YOZBATIRAN; FRANCISCO, 2019; BREWER; MCDOWELL; WORTHEN-CHAUDHARI, 2007). Vale salientar que esses equipamentos não visam a substituição do terapeuta na reabilitação dos indivíduos, mas sim serem usados como uma ferramenta que amplia a sua capacidade para reabilitar pacientes (MEHRHOLZ et al., 2018; POLI et al., 2013).

Apesar das inúmeras vantagens, algumas desvantagens estão presentes, sendo a principal delas o custo, que é elevado (DURET; GROSMIRE; KREBS, 2019; CHANG et al., 2012), que gira em torno de US\$ 75.000 a US\$ 350.000. Além disso, os equipamentos atuais são robustos, não permitindo a portabilidade, e complexos (CHANG et al., 2012; STEIN, 2012; MEHRHOLZ et al., 2018), além de não apresentarem a capacidade de reabilitar mão e punho ou todas as articulações de forma simultânea (FAZEKAS; TAVASZI, 2019).

2.3.1 Órteses Robóticas

As órteses robóticas podem ser classificadas em dois tipos, exoesqueleto e efector final. O primeiro consiste em um robô vestível que possui suas juntas coincidentes com as articulações anatômicas do corpo, e são guiadas a executarem trajetórias programadas. Já dispositivos robóticos do tipo efector final, não possuem juntas necessariamente alinhadas com as fisiológicas e exercem força apenas na parte distal do membro (DURET; GROSMIRE; KREBS, 2019; YOZBATIRAN; FRANCISCO, 2019).

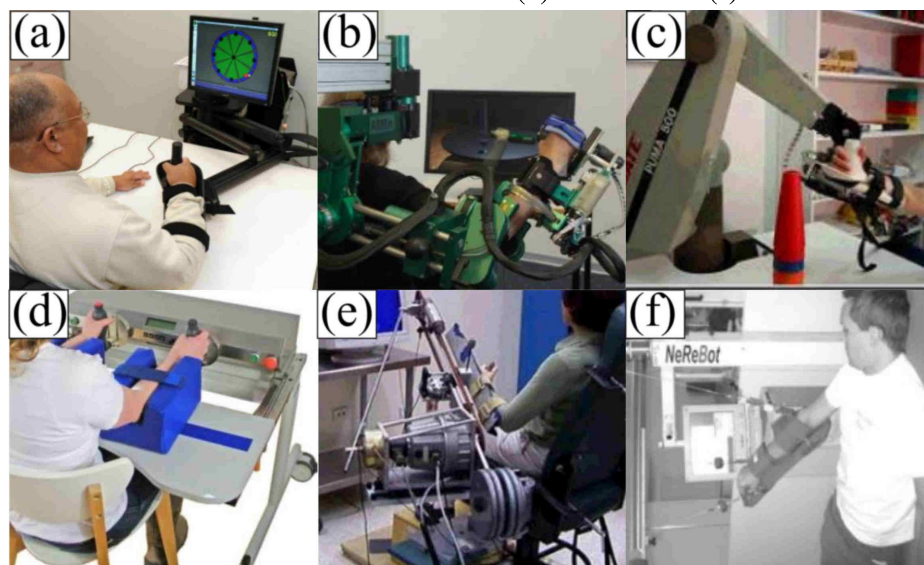
Alguns desses dispositivos vêm sendo desenvolvidos e utilizados na reabilitação de indivíduos. Como efector final, um dos utilizados é o MIT-Manus e sua versão comercial InMotion™ (Figura 13 (a)). Esse dispositivo foi desenvolvido pelo MIT e possui 2 graus de liberdade permitindo a execução de movimentos planos. Com esse dispositivo, é possível executar a rotação de ombro, a flexão e a extensão de cotovelo e com ajuda de um módulo adicional é possível

executar os movimentos de punho (KREBS et al., 1998).

O ARMin III (Figura 13 (b)) é um efetor final que possui seis graus de liberdade sendo capaz de executar os movimentos do ombro, do cotovelo e do antebraço e possui um módulo para executar o movimento da mão (KLAMROTH-MARGANSKA et al., 2014). Outro efetor final existente é o MIME (Figura 13 (c)), que possui seis graus de liberdade executando os movimentos uni e bilaterais do ombro e do cotovelo (LUM et al., 2006).

O BI-MANU-TRACK (Figura 13 (d)) é outro efetor final que possui dois graus de liberdade executando a pronação e a supinação de antebraço e flexão e extensão de punho (HESSE et al., 2003). O ARM Guide (Figura 13 (e)), atua com 4 graus de liberdade, executando a rotação de ombro e a flexão e extensão de cotovelo, classificado como um efetor final (KAHN et al., 2006). O ultimo efetor utilizado é o NeReBot (Figura 13 (f)), que possui três graus de liberdade executando os movimentos do ombro e de pronação e supinação do antebraço (MASIERO et al., 2007).

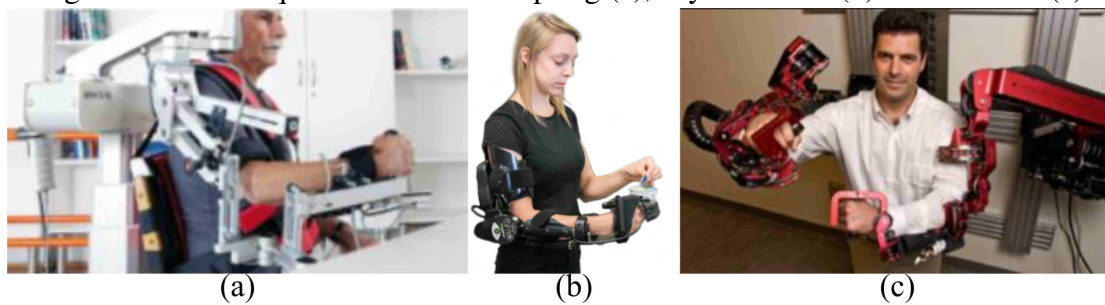
Figura 13 – Efetores finais: MIT-Manus (a), ARMin III (b), MIME (c), BI-MANU-TRACK (d), ARM Guide (e) e NeReBot (f).



Fonte: Adaptado de Aisen et al. (1997), Klamroth-Marganska et al. (2014), Lum et al. (2006), Hesse et al. (2003), Kahn et al. (2006), Masiero et al. (2007).

Além de dispositivos do tipo efetor final, alguns exoesqueletos já são utilizados como o Armeo[®] Spring (Figura 14 (a)) que foi desenvolvido pela empresa suíça Volketswil e comercializado pela Hocoma AG. O dispositivo possui cinco graus de liberdade e possibilita a execução de rotação do ombro, flexão e extensão de cotovelo, punho e dedos (BARTOLO et al., 2014). O Myomo e100 (Figura 14 (b)), é um exoesqueleto produzido pela empresa americana Myomo Inc., que possui apenas um grau de liberdade, executando a flexão e a extensão de cotovelo (PAGE; HILL; WHITE, 2013). Por fim, o UL-EXO7 (Figura 14 (c)) é o exoesqueleto que possui 7 graus de liberdade, executando os movimentos do ombro, flexão e extensão de cotovelo e os movimentos do punho (BYL et al., 2013).

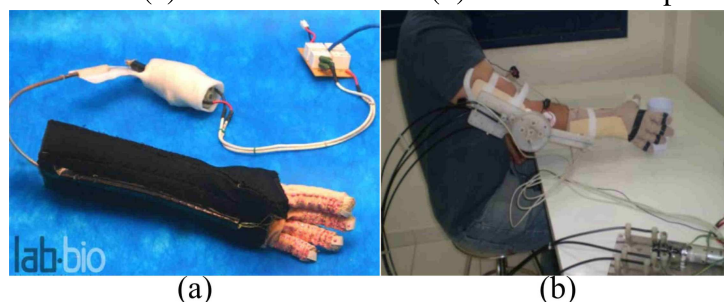
Figura 14 – Exoesqueletos: Armeo[®] Spring (a), Myomo e100 (b) e UL-EXO7 (c)



Fonte: Adaptado de Bartolo et al. (2014), Page, Hill e White (2013), Byl et al. (2013).

No Brasil, o Laboratório de Bioengenharia da Universidade Federal de Minas Gerais (LabBio) vem desenvolvendo órteses robóticas aplicadas a membros superiores. Em 2005 uma luva (Figura 15 (a)), utilizada em indivíduos com lesão de plexo braquial, foi projetada utilizando tendões artificiais e controlada através do uso de sinais de eletromiografia (EMG) (MENESES et al., 2005; ROCHA, 2007). Posteriormente, Araújo (2011), utilizando a mesma luva aplicada na órtese para plexo braquial, adicionou mais um módulo ao dispositivo, o módulo cotovelo, e utilizando o EMG e atuadores externos ao corpo da órtese, avaliou a utilização dela em indivíduos pós AVE (Figura 15 (b)).

Figura 15 – Luva (a) e módulo cotovelo (b) desenvolvidos pelo LabBio.



Fonte: Adaptado de Rocha (2007), Araújo (2011).

O último dispositivo desenvolvido (Figura 16) também é utilizado na reabilitação de pacientes pós AVE. Este apresenta os motores dos atuadores externos ao corpo da órtese e possui dois módulos, mão e cotovelo. O módulo mão, ao invés de ser uma luva, passou a ser composto por um conjunto de talas de termoplástico envoltas por neoprene. Os dedos são revestidos por dedeiras e possuem falanges e tendões artificiais que ao serem tracionados executam a abertura de mão do indivíduo. O módulo cotovelo é acionado por uma polia que é acoplada, por meio de um cabo, a uma caixa de redução que executa o movimento de flexão e extensão de cotovelo. O controle do sistema é feito através de um aplicativo, desenvolvido para ser utilizado em aparelhos móveis que possuem o sistema Android[®] (ANDRADE, 2018).

Figura 16 – Órtese desenvolvida pelo LabBio para recuperação de indivíduos pós AVE.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

O presente trabalho vem como uma proposta de aperfeiçoamento dos atuadores aplicados à órtese desenvolvida por Andrade (2018).

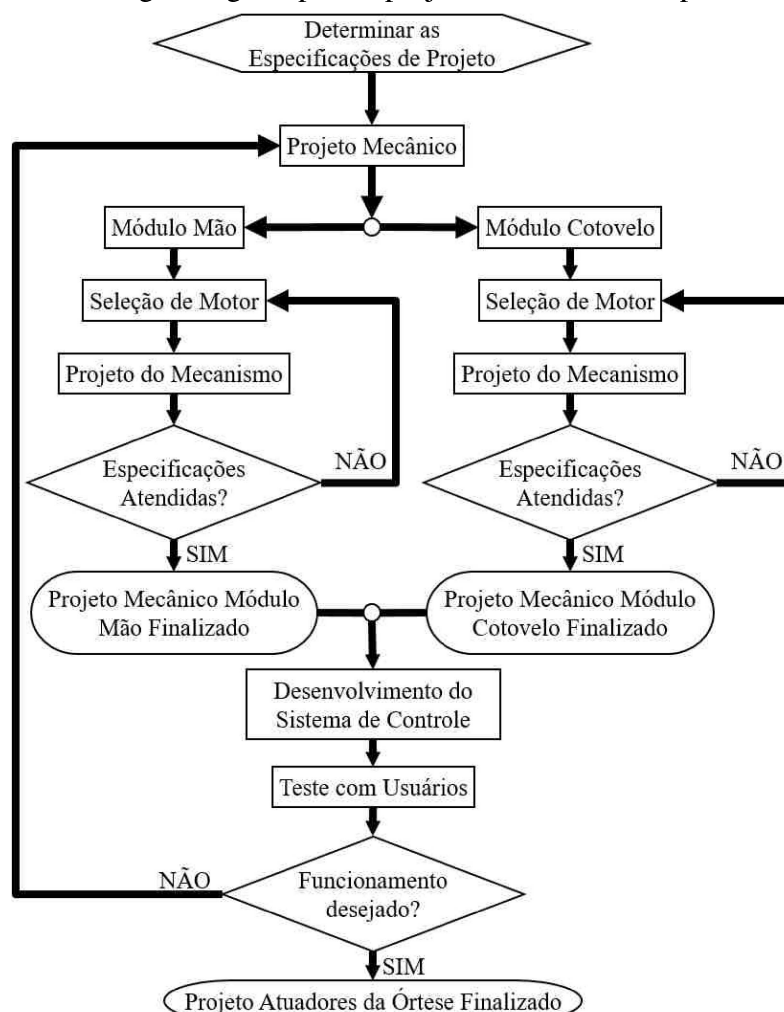
3 MATERIAIS E MÉTODOS

Os atuadores robóticos foram desenvolvidos no Laboratório de Bioengenharia (LabBio), pertencente ao Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Esses atuadores foram utilizados em uma órtese para membro superior que vem sendo desenvolvida desde de 2005 pela equipe do laboratório.

A órtese proposta apresenta estrutura modular e ajustável, possuindo um módulo responsável pela abertura da mão do usuário, realizando assim o movimento de pinça e um segundo módulo que executa o movimento de abertura e fechamento do cotovelo. Os dois módulos, mão e cotovelo, possuem um atuador cada.

Para o projeto dos atuadores da órtese, fazem-se necessárias algumas etapas: a análise da anatomia, a determinação das cargas necessárias para execução das tarefas, o projeto mecânico do atuador, o desenvolvimento do sistema de acionamento, a estrutura para recebimento de componentes e o teste de funcionamento com usuário. Essas etapas são iterativas, fazendo-se necessário o recálculo ou a adaptação durante a execução do projeto. Uma melhor visualização das etapas de desenvolvimento pode ser vista na Figura 17.

Figura 17 – Fluxograma geral para o projeto dos atuadores aplicados à órtese.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Nesse capítulo serão detalhadas cada uma dessas etapas para confecção dos atuadores aplicados ao dispositivo.

3.1 Especificações de Projeto

A fim de determinar as características mínimas do novo protótipo, foram analisados a luva robótica desenvolvida para indivíduos com lesão de plexo braquial de Rocha (2007) (Figura 15(a)) e os dispositivos de Araújo (2011), Andrade (2018) para indivíduos pós-AVE (Figuras 15(b) e 16). Essa análise foi realizada para conhecer os torques dos atuadores utilizados, os tipos de mecanismos e as dificuldades apresentadas durante o uso clínico destes. A órtese desenvolvida por (ANDRADE, 2018) foi testada clinicamente com voluntários e serviu como base para o desenvolvimento dos atuadores apresentados nesse trabalho. Além da análise e dos testes com um dos protótipos, também foi necessário determinar as cargas atuantes, as características dinâmicas e os requisitos mínimos de funcionamento de cada um dos atuadores.

3.1.1 Análise do Projeto Anterior

Utilizando a órtese desenvolvida por Andrade (2018), foram realizados testes clínicos para determinar as modificações necessárias para os novos atuadores. A principal análise feita foi quanto à sua estrutura e à localização dos atuadores. Devido ao foco do dispositivo ser o custo reduzido, foram utilizados muitos componentes fabricados por meio da manufatura aditiva e motores com custo reduzido, porém de peso elevado. Avaliar a eficiência desse protótipo durante a execução das tarefas é de suma importância para dar um ponto de partida para o novo projeto, evitando e prevendo falhas já apresentadas.

Os testes foram realizados com indivíduos pós AVE recrutados por intermédio de associações de Acidente Vascular Encefálico, centros de reabilitação, hospitais e mídias sociais do município de Belo Horizonte, Minas Gerais, em dezembro de 2016. Os participantes foram selecionados de acordo com os critérios de inclusão e exclusão e informados sobre os objetivos do estudo. Os que concordaram em participar assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo A) antes de se submeterem à avaliação. O protocolo do estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (COEP) da Universidade Federal de Minas Gerais (Registro CAAE: 22207213.5.0000.5149).

Os seguintes critérios de inclusão foram utilizados:

- 1- Indivíduos com idade igual ou superior a 18 anos com diagnóstico de Acidente Vascular Encefálico unilateral, comprometimento crônico (mínimo 6 meses pós AVE) (WECHSLER et al., 2018), hemiparesia esquerda;
- 2- Apresentassem hemiparesia com redução da função motora do membro superior - movimento incompleto de flexão e extensão de cotovelo e dedos (braço e mão até fase de 4 Brunnstrom) (FREITAS, 2006);
- 3- Apresentassem movimentos de, no mínimo, 45° de flexão e abdução do ombro; movimentação passiva completa das articulações de cotovelo, mão e dedos; sem comprometimento

de sensibilidade avaliado por meio da escala de Fulg Meyer (FUGL-MEYER et al., 1975);

4- Alteração de tônus muscular de leve a moderado (avaliado por meio da Escala Modificada de Ashworth <3 - escala que avalia o nível de espasticidade) (BOHANNON; SMITH, 1987);

5- Ausência de déficits cognitivos graves, avaliada por meio da versão brasileira do Mini-Exame do Estado Mental, como ponto de corte para indivíduos analfabetos 18/19 e para indivíduos com instrução escolar 24/25 (BERTOLUCCI et al., 1994).

Para exclusão de voluntários os seguintes critérios foram utilizados:

- 1- Comprometimento motor bilateral;
- 2- Grave comprometimento neurológico, ortopédico ou reumatológico adicional, anterior ao AVE, que possa interferir na tarefa de desempenho;
- 3- Comprometimento cognitivo grave (afasia global, déficit de atenção, negligência) que limite a compreensão de comandos ou a conclusão das tarefas experimentais;
- 4- Dor grave no membro superior afetado, medido por meio da Escala Visual Analógica (EVA) (> 8 em uma escala de 0 a 10);
- 5- Lesões abertas na pele onde foi fixado o dispositivo;
- 6- Utilização nos últimos três meses Botox para espasticidade ou outros medicamentos conhecidos por aumentar a recuperação motora;
- 7- Participação nos últimos 3 meses de outro estudo de pesquisa para melhorar função membro superior.

Se voluntariaram 64 pessoas, destas porém, apenas 10 preencheram os critérios de inclusão e puderam participar do estudo. O número foi reduzido devido à peculiaridade da disfunção dos participantes e às características da pesquisa e do equipamento desenvolvido. Contudo, no decorrer da pesquisa, 6 participantes foram excluídos devido à indisponibilidade apresentada, como mudança de moradia, gravidez e horário de trabalho incompatível com os exigidos no teste. Sendo assim, participaram do estudo apenas 4 indivíduos com diagnóstico clínico de AVE primário há mais de seis meses, apresentando as características apresentadas na Tabela 1.

Tabela 1 – Características dos voluntários selecionados para o teste.

Participante	Sexo	Idade	Dominância	Tempo pós-AVE	Nível de Espasticidade Dedos	Cotovelo
1	Masculino	73	Direita	53 meses	1	1
2	Masculino	38	Direita	113 meses	2	2
3	Feminino	25	Esquerda	48 meses	2	2
4	Feminino	48	Direita	24 meses	1	1+

Fonte: Elaborado pelo autor

Durante os testes, cada participante permaneceu sentado em frente a uma mesa com altura ajustável. A órtese foi fixada em seu membro superior e foram verificados os ajustes anatômicos, possíveis pontos de pressão sobre a pele, adequação postural, segurança e conforto. Em seguida, foram realizadas várias repetições do movimento de flexão e extensão do cotovelo e dos dedos,

individualmente e simultaneamente. Essa manobra foi realizada por meio de comandos sensor-atuadores controlados via aplicativo, variando os parâmetros de forma regular e discreta, sob orientação da profissional de saúde responsável pelos testes clínicos, que avaliou o correto funcionamento do dispositivo e determinou as características a serem aperfeiçoadas para o novo dispositivo.

Analizando o módulo mão, foi observado que a abertura da extremidade distal das dedeiras, que tinha o objetivo permitir um contato maior do paciente com o objeto, acabaram limitando a amplitude de movimento. Durante a extensão dos dedos, a falange distal permanecia em flexão (devido à espasticidade apresentada nos músculos flexores profundos dos dedos), limitando a amplitude completa de extensão dos dedos, como pode ser observado na Figura 18. Devido a isto, uma modificação nas dedeiras se fez necessária, cobrindo todo o dedo do voluntário, impedindo assim a flexão da falange distal e proporcionando a abertura completa dos dedos.

Figura 18 – Flexão indesejada dos dedos.

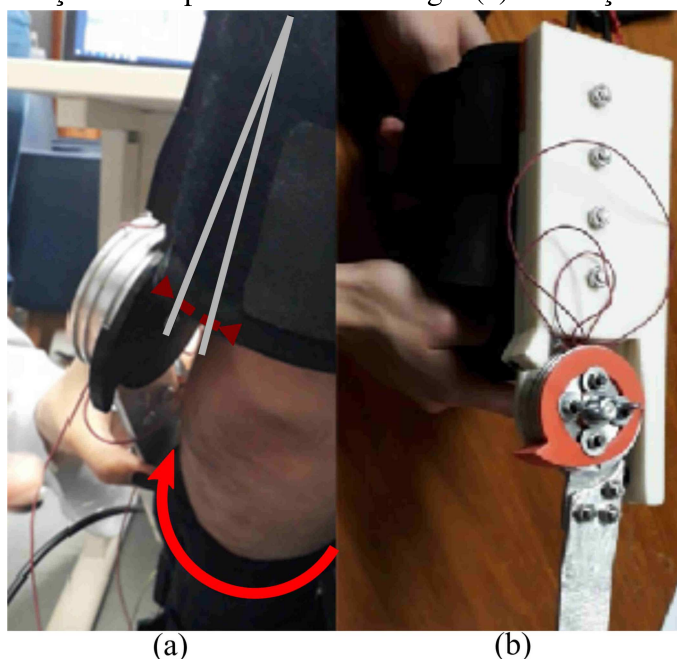


Fonte: Elaborado pelo Autor.

Durante os testes com o módulo cotovelo, foi observada uma falha estrutural no dispositivo. A estrutura mecânica apresentou torção na fixação da polia que movimenta o antebraço (Figura 19(a)), deslocando o centro da rotação da junta, impossibilitando o seu movimento. Esse fenômeno ocorreu devido a uma característica inerente da recuperação motora de indivíduos que sofreram AVE, o comportamento motor em sinergia. Essa característica não permite o movimento independente de um membro, mesmo de forma passiva, ocasionando movimento de todos os músculos pertencentes ao grupo funcional desse membro quando movimentado. Sendo assim, ao realizar o movimento de flexão de cotovelo com a órtese, foi realizada a abdução do braço e pronação de antebraço, de forma involuntária ocasionando a torção na base da polia e assim deslocando seu eixo devido a baixa resistência mecânica do material utilizado, favorecendo sua quebra e não possibilitando a realização do movimento desejado.

Aumentando a resistência mecânica do componente, através de um aumento na sua espessura (Figura 19 (b)), foi possível a realização do movimento, porém como a órtese apresentava seus componentes somente em um dos lados (externos ao membro), o seu centro de gravidade era localizado fora do eixo central do braço, ocasionando torção indesejada do braço, aumentando por consequência os esforços que o usuário teria que fazer para sustentar toda a estrutura do módulo do cotovelo durante o uso.

Figura 19 – Deformação causa pelo efeito da sinergia (a) e reforço estrutural projeto (b).



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Para sanar as deficiências apresentadas pela estrutura do módulo cotovelo, uma nova estrutura foi proposta. Esta deve possuir um material mais resistente que o impresso e uma geometria que envolva todo o braço do paciente. Com essas características, todo o membro é imobilizado de forma mais efetiva e ao mesmo tempo reposiciona o CG do dispositivo mais ao centro da linha mediana. Duas hastes foram utilizadas para interligar o módulo mão ao módulo cotovelo, está localizada em um sistema de acoplamento no módulo mão e auxilia a imobilização do antebraço, evitando a pronação involuntária.

Os motores localizados externamente à órtese eram ligados através de cabos, o que apresentava instabilidade na transmissão de força dos motores para os mecanismos de atuação, além de possuírem peso elevado, o que dificultaria a portabilidade do dispositivo. Assim os novos atuadores possuem motores que são mais leves e acoplados diretamente ao corpo da órtese, além de fazerem acoplamento direto aos mecanismo de atuação e facilitarem a portabilidade do sistema.

3.1.2 Determinação dos Esforços Solicitantes

Para determinação dos esforços aplicados pelo membro aos atuadores, faz-se necessária uma análise dos esforços que serão, ou poderão ser, gerados durante a execução dos movimentos.

Para determinar a força máxima contra o movimento de abertura dos dedos, foi analisada a força máxima de preensão do usuário, sendo esta definida como a força máxima aplicada contra o movimento do atuador. Sendo assim, os participantes dos testes com a órtese apresentada na Sessão 3.1.1 foram orientados a executarem o movimento de preensão em um dinamômetro tipo bulbo (New Saehan Squeeze Dynamometer – SH 5008) por três vezes, com ambos os membros, afetado e não afetado, para ser determinada a variação da força de preensão que eles

apresentavam após a lesão no membro. Com os resultados obtidos, apresentados na Tabela 2, é observado que o valor médio máximo de preensão, no membro afetado, foi de 17,83 kgf (175 N), sendo este valor abaixo do valor antropométrico, para pessoas típicas, de preensão apresentado na literatura de 44,2 kgf para homens e 31,8 kgf para mulheres (FREITAS, 2006), devido à espasticidade que esses indivíduos apresentam. Com isso, o valor de 175 N foi utilizado como valor de referência para os cálculos dos componentes do atuador do módulo mão.

Tabela 2 – Força de preensão da mão não afetada e afetada dos voluntários.

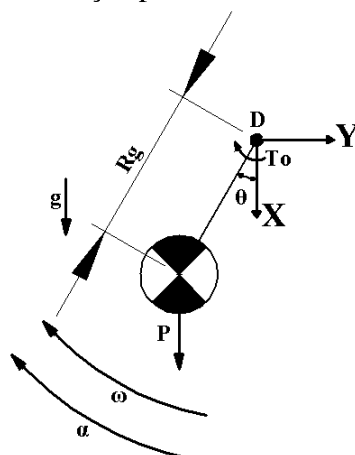
Participante	Medido		Média		Desvio Padrão	
	Não Afetado [kgf]	Afetado [kgf]	Não Afetado [kgf]	Afetado [kgf]	Não Afetado [kgf]	Afetado [kgf]
1	36	9	38,67	11,00	2,52	1,73
	39	12				
	41	12				
2	54	18	49	17,83	5	0,29
	49	18				
	44	17,5				
3	38	15	38,67	13,33	1,15	2,89
	38	10				
	40	15				
4	34,5	6	33,83	7,33	3,55	1,53
	37	9				
	30	7				
Média			40,04	12,38	6,45	4,28

Fonte: Elaborado pelo autor.

Para determinar os esforços gerados pelo movimento de extensão e flexão de cotovelo, faz-se necessária a construção de um modelo dinâmico para determinar o torque mínimo necessário para movimentá-lo com velocidade constante. Durante os testes com a órtese desenvolvida por Andrade (2018) foi observado que quanto maior fosse o peso do membro superior do voluntário maior era o torque que o motor necessitava para movimentar seu membro, independentemente da espasticidade que este apresentava. Devido a isso, foi considerado que o único esforço contra o movimento era o peso do conjunto: mão, antebraço e módulo mão. Como mostrado no diagrama de forças (Figura 20), todo o peso do conjunto é concentrado em seu Centro de Gravidade (CG) apresentando rotação em relação ao centro da articulação do cotovelo (Ponto D) à velocidade constante (ω) e, por consequência, aceleração angular (α) nula. Assim pode-se encontrar o torque de saída (T_o) que o atuador deve possuir por meio da Equação 1, na qual R_g é a distância entre o ponto D e o CG do conjunto, P força peso deste e θ o ângulo entre o eixo de referência vertical (eixo X) e a posição da alavanca que liga o centro de rotação ao CG.

$$T_o = P \cdot R_g \cdot \sin(\theta) \quad (1)$$

Figura 20 – Digrama de forças para o cálculo do atuador do cotovelo.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Para determinar o peso e a localização do centro de gravidade do braço e da mão, foram utilizados dados antropométricos disponíveis na literatura. Segundo Winter (2009), o comprimento da mão apresenta 10,8% da altura total do indivíduo, enquanto o antebraço apresenta 14,6% da altura. O peso e a localização do CG com relação aos pontos proximais e distais de cada membro podem ser determinados por meio da Tabela 3, em que M é a massa total da pessoa e C é o comprimento do membro.

Tabela 3 – Fórmulas para determinação da localização dos CGs e do peso de cada membro.

Membro	Peso	Centro de Gravidade	
		Proximal	Distal
Mão	$0,006.M$	$0,506.C$	$0,494.C$
Ante-Braço	$0,016.M$	$0,430.C$	$0,570.C$

Fonte: Adaptado de Winter (2009).

Para determinar a massa e a altura média do corpo humano, foram utilizadas as medições de MacLeod (2013), que determina o peso médio do trabalhador brasileiro de 86 kg e a altura de 1,81 m. Utilizando as informações da Tabela 3, foi possível então determinar o peso e a localização do CG em relação ao ponto proximal de cada membro. A localização do CG da mão e do antebraço combinados foram calculados de acordo com a Equação 2, na qual $\bar{x}$ é a localização no eixo x do CG composto em relação ao centro da articulação do cotovelo, $\tilde{x}$ a localização do CG de cada membro em relação a mesma referência, M_i é o peso de cada membro e i o número de membros da composição. Como os centros de gravidade do antebraço e da mão encontram-se deslocados no sentido de seu comprimento e centralizados nas demais dimensões do membros, somente o deslocamento em x é necessário para determinar a posição do CG da

composição dos membros.

$$\bar{x} = \frac{\sum_{n=1}^i \tilde{x}_i \cdot M_i}{\sum_{n=1}^i M_i} \quad (2)$$

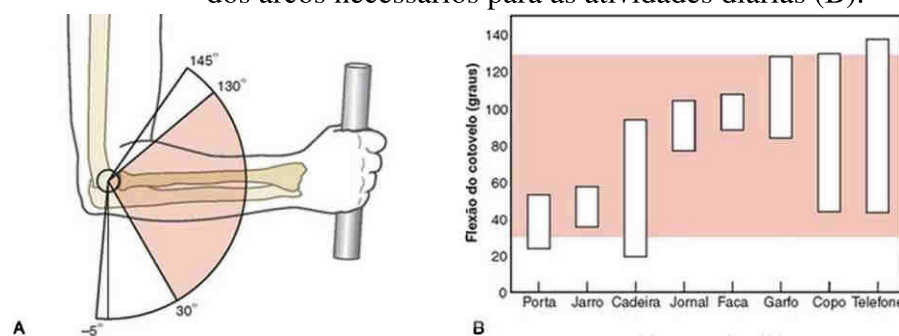
Para determinar o valor de R_g , foi necessário adicionar também as informações do peso e da localização do CG do módulo mão. Por meio de medições diretas do seu peso isolado, após sua construção, e utilizando o programa SolidWorks[®], foi possível determinar a localização do seu CG. Adicionando estas informações à Equação 2, é possível então determinar o valor de R_g .

3.1.3 Determinação das Características Cinemáticas

As características cinemáticas do sistema foram determinadas por meio de análises com os integrantes do grupo de pesquisa. Os movimentos realizados pela órtese devem ser os mais próximos possíveis aos fisiológicos de uma pessoa típica. Para isso, medições utilizando um cronômetro foram realizadas para determinar o tempo que uma pessoa executa a abertura ou o fechamento da mão e extensão ou flexão de cotovelo em situações normais do dia a dia. Dessa maneira, foi definido que o tempo de abertura ou fechamento total dos dedos deve ser feito em no máximo 3 segundos e de extensão ou flexão de cotovelo em 5 segundos.

Outro ponto definido foi o ângulo máximo e mínimo que o cotovelo deve alcançar para que seja possível a execução das tarefas. Segundo Neumann (2011), a máxima amplitude que a articulação do cotovelo consegue fazer é de 5° além da extensão neutra até 145°, porém, para as atividades comuns do dia a dia, o arco de movimentação do cotovelo se dá entre 30° até 130°, como mostrado na Figura 21. Devido a essas características, foi definido que o atuador deveria fazer um arco de movimento de 10°, para evitar os limites de extensão, até 120° atendendo a maioria das atividades diárias executadas pelo indivíduo.

Figura 21 – Amplitudes passivas e arco funcional de movimento do cotovelo (A) e histograma dos arcos necessários para as atividades diárias (B).



Fonte: Neumann (2011).

3.2 Projeto Mecânico Atuador Módulo Mão

Para o desenvolvimento do módulo mão, fez-se necessária a seleção de um motor capaz de exercer a força de 175 N, abrindo ou fechando a mão totalmente em 3 s. Foi também determinado um mecanismo de atuação acoplado a um sistema de transmissão que juntos executaram a função desejada para o módulo. Para acoplar o sistema ao braço do usuário, foi necessário o desenvolvimento de um suporte onde foram fixados todos os componentes do atuador.

A seleção de motor foi baseada no trabalho de Rocha (2007), que, para o desenvolvimento de seu projeto, utilizou um motor que possuía 0,89 Nm de torque e 2,8 W de potência. Além do torque, o peso foi um fator decisivo, já que este está acoplado diretamente ao atuador, e consequentemente ao antebraço do usuário, ele deve apresentar a menor massa possível. Para atender esses requisitos, foi selecionado o motor da Maxxon Motors[®], modelo EC16 com uma redução GP16A (Figura 22), apresentando redução acoplada de 157:1 e entregando um torque de 0,797 Nm com 15 W de potência. Apesar do torque inferior, o acoplamento do motor como sistema de transmissão é suficiente para gerar a força requerida de 175 N. A grande vantagem desse motor é o baixo peso, de 61g, o diâmetro de apenas 16 mm e o comprimento 78 mm, dimensões essas bem compactas quando comparadas a outros motores que possuem as mesmas características.

Figura 22 – Motor EC16 acoplado a redução GP16A.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Com o motor definido, foi possível então determinar o mecanismo de atuação e o sistema de transmissão que será empregado no atuador do módulo mão.

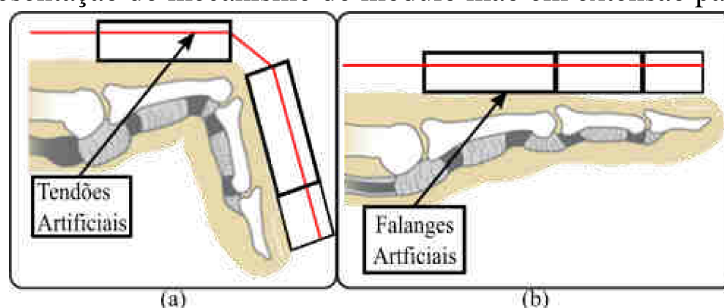
3.2.1 Mecanismo de Atuação do Atuador do Módulo Mão

O mecanismo de atuação do módulo mão leva em consideração o movimento residual do usuário. Indivíduos pós-AVE conseguem executar o fechamento dos dedos, porém não conseguem abri-los devido à espasticidade. Com isso, a órtese fará ativamente apenas o movimento de abertura dos dedos, fazendo o fechamento de forma passiva. Foi desenvolvido um sistema de falanges e tendões artificiais que consiste em cabos capazes de abrir os dedos ao serem tracionados.

Como pode ser visto na Figura 23, as falanges artificiais são talas que atuam como limitadores do movimento. Para abrir a mão, o cabo é tracionado e assim puxa a falange artificial distal, que por consequência, faz uma rotação sobre o seu eixo articular. Esse movimento é

executado pela falange artificial distal até que se encontre com a medial, limitando a abertura de 180° , evitando contusões. Mantendo o tendão tracionado, o movimento de abertura continua, porém relativo à articulação da falange medial. Novamente, ao ser atingido o ângulo de 180° entre as falanges medial e proximal, as falanges artificiais se chocam, evitando uma abertura maior entre elas. Para finalizar o movimento de abertura, foi projetado um metacarpo artificial. Ele atua como limitador entre a falange proximal e o metacarpo. Assim, ao permanecer a tração no cabo, o movimento de rotação continuará, relativo a articulação da falange proximal, fazendo o movimento de abertura final da mão até o encontro entre a falange artificial proximal com o metacarpo artificial, com um ângulo de 180° entre eles, e por consequência, abrindo totalmente a mão do usuário. O movimento de fechamento é realizado com o relaxamento do tendão, assim a espasticidade do paciente executará o fechamento natural dos dedos.

Figura 23 – Representação do mecanismo do modulo mão em extensão parcial (a) e total (b).



Fonte: Elaborado pelo autor.

As falanges artificiais foram fabricadas em PLA por meio do uso de manufatura aditiva. O acoplamento delas aos dedos do usuário se dá através de dedeiras. Assim, as falanges artificiais são fixadas nas dedeiras utilizando uma fixação permanente, cola quente. Em cada dedo são utilizadas três falanges, que possuem dimensões relativas a cada uma das falanges do usuário. A geometria das falanges deve então respeitar a curvatura do dedo e possuir a altura suficiente para possibilitar a colisão delas com o metacarpo artificial.

As dedeiras são feitas de neoprene e possuem formato de tronco de cone. Elas cobrem o dedo por completo, evitando assim, que durante o movimento ativo o usuário faça contração interfalangeana de forma involuntária reduzindo a capacidade de abertura do atuador. A dedeira então é vestida no dedo do usuário como demonstrado na Figura 24.

Figura 24 – Modelo de dedeira utilizado.



Fonte: Elaborado pelo autor.

O metacarpo artificial possui dupla função. Além de atuar como limitador do movimento das falanges artificiais para o funcionamento correto do mecanismo, também atua como suporte para sensores do sistema. Dessa forma, o metacarpo artificial segue os limites do metacarpo do usuário, localizando-se exatamente acima do eixo de rotação da articulação metacarpofalangeana e do metacarpo. A Figura 25 demonstra a montagem dos componentes do mecanismo de efetuação do módulo mão.

Figura 25 – Montagem dos componentes do mecanismos de atuação do módulo mão.



Fonte: Elaborado pelo autor.

O componente que mais é exigido durante o funcionamento desse atuador é o tendão artificial. Ele é responsável por suportar toda a força contrária, que foi previamente definida como 175 N. Além de suportar as forças do sistema, o cabo que faz papel de tendão, não pode modificar seu comprimento após tracionado, garantindo o correto funcionamento. Para garantir essas características, um teste de tração com vários tipos de cabo comerciais foi efetuado, para então selecionar o que melhor se encaixa ao propósito do dispositivo.

O teste de tração foi realizado no Laboratório de Análises Estruturais da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais (PUC-Minas). Cada amostra foi tracionada até a ruptura completa utilizando a máquina de ensaio de tração do modelo EMIC 23-5D (Figura 26), que possui uma capacidade máxima de 5 kN. Os cabos foram amarrados nas extremidades das garras da máquina, a garra superior foi ajustada em uma altura inicial de 30,0 cm, com espaço útil para o cabo de 25,5 cm e a altura máxima permitida foi de 60,0 cm. Cada amostra foi ensaiada por pelo menos 3 vezes.

Para controle e aquisição dos dados, foi utilizado o programa Tesc Versão 3.04 (Figura 26). Os parâmetros do teste foram definidos neste, sendo eles o método de "Tração Gravata Retangular", tipo de material testado e o diâmetro do cabo. O teste foi iniciado pelo operador e então a máquina aumentou a força de forma gradativa até que a amostra tenha rompido. Após a finalização do teste esse programa gerou a curva de força por deslocamento medida. Inúmeros testes foram realizados para que os comportamentos da curva de força e deslocamento obtidos apresentassem o comportamento mais próximo possível. Entretanto, uma grande variabilidade entre os valores obtidos foi observada em algumas amostras, devido principalmente a forma como o cabo era fixado na garra, que com frequência se soltava. Os resultados apresentados levam em conta apenas os testes que apresentaram os comportamentos mais próximos de força e deslocamento.

Figura 26 – Máquina e programa de aquisição de dados do ensaio de tração.



Fonte: Elaborado pelo autor.

No total foram realizados 25 ensaios, utilizando cabos utilizados como corda de parapente, linha de pesca e corda de violão. As características dos cabos são apresentadas na Tabela 4.

Tabela 4 – Cabos testados para aplicação como tendão artificial.

Fabricante	Aplicação	Material	Diâmetro [mm]
D'Addario	Corda de violão Ré (85/15)	Bronze	0,64
	Corda de violão Mi (85/15)	Bronze	0,23
	Corda de violão Si (85/15)	Bronze	0,30
	Corda de violão Lá (85/15)	Bronze	0,89
	Corda de violão Sol (85/15)	Bronze	0,38
	Corda de violão Mi (85/15)	Bronze	1,14
TufLine XP	Linhas de pesca	Spectra	0,48
SOL Paragliders	Corda de parapente	DuPont™ Kevlar®	1,00

Fonte: Elaborado pelo autor.

3.2.2 Transmissão Módulo Mão

Para a transmissão do atuador mão, o primeiro fator levado em consideração foi a necessidade de tracionar o cabo. O sistema selecionado para fazer essa função é do tipo parafuso de potência, que consegue transformar o movimento circular do motor em linear. Algumas características foram arbitrariamente definidas visando a melhor fabricação dos componentes. Como as peças foram usinadas, o perfil trapezoidal de rosca, com passo de 2 mm, foi selecionado, sendo seu desenho definido pela norma DIN103 (NORMAS INDUSTRIAIS ALEMÃS, 1977), devido à maior facilidade para usinar esse tipo de perfil. O diâmetro também foi definido como 12 mm, para assim possibilitar a usinagem da rosca interna na porca.

O número de filetes (n_f) foi definido para atender à velocidade de abertura desejada. Para isso foi analisado o curso necessário para abertura total da mão no projeto de Andrade (2018), que foi de 45 mm, sendo esse comprimento útil total do fuso. Utilizando a Equação 3, onde c é o comprimento percorrido, p o passo da rosca, n a rotação em rpm do parafuso e t o tempo desejado para percorrer o comprimento total da rosca, foi possível determinar o número mínimo de filetes da rosca.

$$n_f = \frac{60 \cdot c}{p \cdot n \cdot t} \quad (3)$$

Determinado o número de filetes necessários para o movimento, o projeto do parafuso foi realizado seguindo a metodologia de projeto de Budynas e Nisbett (2011), em que foi possível calcular os esforços sofridos pelos componentes do sistema. O primeiro fator calculado foi o torque necessário para execução do movimento. Utilizando a Equação 4, pode-se determinar o torque necessário para tracionar a corda (T_r), na qual F é a força externa aplicada a porca, d_m o diâmetro médio da rosca, l a distância percorrida por volta, f o coeficiente de atrito entre os materiais e α_r o ângulo da rosca. Para calcular o torque necessário para aliviar a tração no cabo (T_l) foi utilizada a Equação 5.

$$T_r = \frac{F \cdot d_m}{2} \cdot \left(\frac{l + \pi \cdot f \cdot d_m \cdot \sec \alpha_r}{\pi \cdot d_m - f \cdot l \cdot \sec \alpha_r} \right) \quad (4)$$

$$T_l = \frac{F \cdot d_m}{2} \cdot \left(\frac{\pi \cdot f \cdot d_m \cdot \sec \alpha_r - l}{\pi \cdot d_m + f \cdot l \cdot \sec \alpha_r} \right) \quad (5)$$

O material utilizado para o parafuso foi o Alumínio 6063 e para a porca, o Nylon 6. Essa escolha se justifica pelo baixo peso do alumínio e as características de autolubrificação do nylon, fator esse que auxilia na durabilidade do sistema, uma vez que, por estar próximo da mão do usuário é inviável a utilização de lubrificantes líquidos no sistema, utilizando o nylon esse problema é contornado. O fator de atrito utilizado foi de 0,45 (PLASTTOTAL, 2019). O ângulo α_r é estabelecido pela norma DIN103 (NORMAS INDUSTRIAIS ALEMÃS, 1977) como sendo de 30°. As demais características dos materiais podem ser vista na Tabela 5.

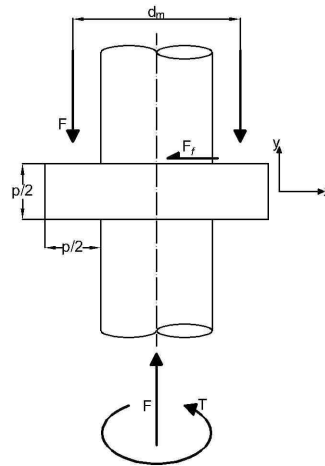
Tabela 5 – Propriedades mecânicas dos materiais utilizados.

	Alumínio 6063	Nylon 6
Limite de Resistencia à Tração[MPa]	145	-
Limite de Escoamento [MPa]	105	85
Módulo de Elasticidade [MPa]	70000	3000
Coefficiente de Fricção	-	0,45

Fonte: ALFA ALUMÍNIO (2019), PLASTTOTAL (2019).

Após determinar os torques requeridos para o funcionamento do parafuso, fazem-se necessários os cálculos das tensões principais. Utilizando o diagrama de aplicação de forças mostradas na Figura 27 é determinada as componentes de tensão determinadas pela Equação 6, onde d_r é o diâmetro de raiz da rosca.

Figura 27 – Distribuição de forças na rosca do parafuso.



Fonte: Adaptado de Budynas e Nisbett (2011).

$$\begin{aligned}
 \sigma_x &= \frac{6F}{\pi d_r n_t p} & \tau_{xy} &= 0 \\
 \sigma_y &= -\frac{4F}{\pi d_r^2} & \tau_{yz} &= \frac{16T}{\pi d_r^3} \\
 \sigma_z &= 0 & \tau_{zx} &= 0
 \end{aligned} \tag{6}$$

Para determinar as tensões aplicadas na rosca, a tensão de VonMises é calculada, utilizando a Equação 7. Caso a tensão máxima encontrada seja pelo menos 2 vezes (fator de segurança) inferior à tensão de escoamento do material, é garantido que os componentes suportam ao carregamento solicitado.

$$\sigma' = \frac{1}{\sqrt{2}} \left[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6 (\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2) \right]^{\frac{1}{2}} \tag{7}$$

Para efetuar os cálculos, uma rotina no Excel[®] foi programada, possibilitando a alteração de parâmetros e o reprojeção dos componentes de forma instantânea, tornando assim o projeto

mais dinâmico e possibilitando a escolha dos parâmetros que melhor satisfizeram as condições solicitadas.

O acoplamento dos tendões artificiais à porca, que efetua a tração desta, é feita por meio de um fixador (Figura 28). Ele é impresso em PLA, e possui duas colunas com furos passantes que são acoplados à porca. Em cada lado da porca são colocados dois tendões artificiais. Esse fixador também possui uma estrutura externa que é utilizada no acionamento dos sensores do atuador.

Figura 28 – Fixador dos tendões artificiais.



Fonte: Elaborado pelo autor.

3.2.3 Estrutura Módulo Mão

A estrutura do módulo mão possui duas divisões, sendo elas as estruturas anatômicas e as mecânicas. A primeira acopla o dispositivo ao braço do indivíduo na forma mais confortável possível, esta sendo única para cada tipo de usuário. Já as estruturas mecânicas são responsáveis por acoplar os componentes do mecanismo e conectá-los às estruturas anatômicas. Devido às diferentes formas que os componentes anatômicos possuem, foi desenvolvido um suporte universal (Figura 29) que é responsável pelo acoplamento entre as duas estruturas. Esse suporte é feito na forma de treliça e impresso em PLA, possuindo pontos de fixação para todos componentes e quatro pilares que são parafusados à estrutura anatômica utilizando parafusos Allen Escareados e porcas embutidas à peça, não deixando pontos de contato entre ele e o usuário. Esse suporte então permite a troca de todas as peças anatômicas do módulo sem a necessidade da alteração dos componentes mecânicos.

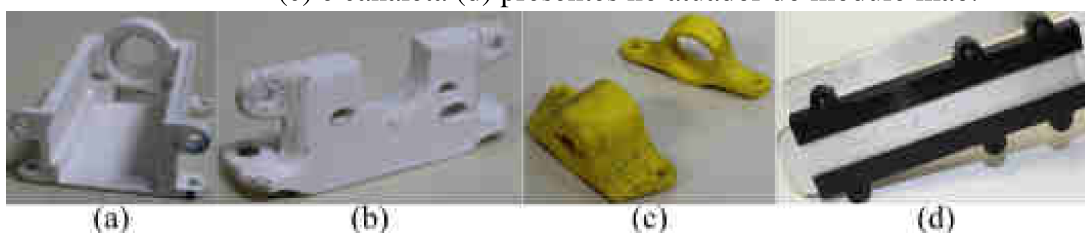
Figura 29 – Suporte universal módulo mão.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Os componentes estruturais presentes no atuador são: guia de transmissão (Figura 30 (a)), tampa da transmissão (Figura 30 (b)) e suporte do motor (Figura 30 (c)). Além destes, faz-se necessária a utilização de duas canaletas (Figura 30 (d)), responsáveis pela conexão do módulo cotovelo ao módulo mão. Todos esses componentes foram fabricados em PLA. Cálculos estruturais não foram feitos para componentes impressos por apresentarem esforços de baixas magnitudes e pouca teoria existente sobre cálculos estruturais em peças feitas por manufatura aditiva. Componentes que apresentaram esforços significativos foram feitos de materiais e processos já consagrados possibilitando a análise estrutural do componente.

Figura 30 – Componentes: guia de transmissão (a), tampa de transmissão (b), suporte do motor (c) e canaleta (d) presentes no atuador do módulo mão.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A guia de transmissão tem como principal função abrigar o parafuso de potência, impedindo que a porca gire durante o movimento. Além disto, ele deve abrigar um sensor de controle da órtese e possuir furos para passagem dos tendões artificiais. Para garantir a segurança de operação da órtese, ele atua como limitador do movimento da porca, evitando que o relaxamento dos tendões seja maior que o permitido. Na interface entre a guia e o parafuso é utilizado um rolamento 689ZZ, possibilitando o livre giro do fuso na guia. A tampa da transmissão é usada para isolar o sistema e fixar um sensor de controle. Do ponto de vista da segurança, a tampa atua como limitador da extensão dos dedos do paciente, não permitindo uma extensão maior que a fisiológica.

Os suportes de motores foram utilizados para fixar o eixo de saída do motor alinhado com o fuso. Esses suportes são acoplados acima da canaleta. O suporte dianteiro possui os pontos de fixação do motor informados pelo fabricante (Anexo B). Já o suporte traseiro atua como apoio extra, evitando que o motor fique em balanço e consequentemente reduzindo os esforços. Para fixar o motor ao parafuso de potência, um parafuso Allen sem cabeça é utilizado.

Por fim, a canaleta atua como guia para o eixo de saída do atuador do módulo cotovelo para permitir que ele fique livre de translação. Essa característica é de suma importância para o correto funcionamento do sistema, uma vez que o comprimento do antebraço relativo ao eixo de rotação do cotovelo se altera durante a extensão e a flexão. Este é o ultimo componente estrutural mecânico do sistema do módulo mão.

As estruturas anatômicas são compostas por talas rígidas que posicionam os membros do paciente de forma correta e pelos invólucros, que são uma capa feita de neoprene que cobrem as talas, evitando o contato direto entre elas e o braço do paciente e fixando o atuador na forma correta ao membro.

As talas foram utilizadas para conter a hipertonía da mão (flexão e desvio ulnar de punho e flexão e abdução do polegar) padrão tipicamente observado em indivíduos após AVE. Para o módulo mão, duas talas foram utilizadas, nas posições ventral e dorsal do antebraço. O material utilizado para confecção das talas foi o termoplástico, este utilizado comumente na fabricação desses componentes, pois possui a característica de se tornar maleável ao ser aquecido a uma temperatura de 100°, possibilitando a moldagem direta da tala ao membro do paciente e, ao atingir a temperatura ambiente, o material se torna rígido mantendo-se na forma em que foi moldado.

A tala ventral (Figura 31 (a)) recobre completamente a parte ventral do antebraço, se estende pelo punho, envolve o polegar, terminando na base da palma da mão. Este é um formato extremamente comum em órteses para antebraço, pois posiciona o punho, a mão e o polegar em uma posição funcional garantindo assim, a execução do movimento o mais próximo do fisiológico. A tala dorsal do antebraço (Figura 31 (b)) é uma tira que cobre a parte dorsal do antebraço e se estende de 2/3 do antebraço até o fim do metacarpo da mão. Sua função é ajudar a conter a hipertonía dos flexores de punho.

Figura 31 – Tala ventral (a) e dorsal (b).



Fonte: Elaborado pelo autor.

3.3 Projeto Mecânico Atuador Módulo Cotovelo

Para o desenvolvimento do atuador do módulo cotovelo, fez-se necessário o projeto de um mecanismo para realizar o movimento circular da articulação do cotovelo. O acoplamento do motor ao mecanismo se dá por um sistema de transmissão e a estrutura deve ser projetada para evitar a pronação apresentada durante os testes com a órtese de Andrade (2018), apresentando assim um sistema que possui fixação em ambos os lados do braço do usuário.

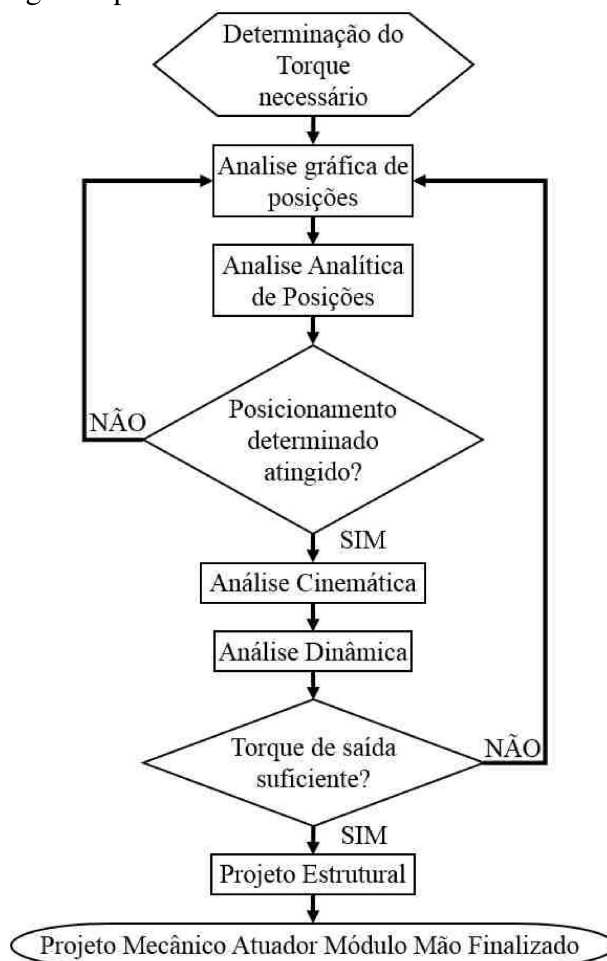
O motor selecionado foi novamente da Maxxon Motors[®], modelo EC16 com uma redução GP16A, ou seja, o mesmo motor utilizado no módulo mão. Tal escolha se deu devido a peso e volume reduzidos. Como se faz necessária a utilização de um mecanismo para efetuar o movimento desejado, é possível multiplicar o torque, por meio dele, para a junta executar a tarefa da forma desejada.

O mecanismo de atuação foi então projetado para possuir o menor volume lateral possível, evitando que o centro de gravidade do sistema se encontre externo à órtese, realizando a torção do braço do paciente e possibilitando o aparecimento de lesões. Pensando nisso, vários sistemas foram analisados, sendo eles transmissão por engrenagens cônicas e sem fim coroa. Porém, um projeto prévio desses sistemas mostrou que se faria necessário o uso de engrenagens com um diâmetro elevado para gerar o torque requerido, o que acarretaria em um sistema extremamente

robusto. Devido a essas características um sistema de barras, inspirado em sistemas pneumáticos de escavadeiras, que possuem um volume relativamente baixo foi utilizado.

Para o desenvolvimento do projeto desse mecanismo fizeram-se necessários os passos demonstrados no fluxograma apresentado na Figura 32.

Figura 32 – Fluxograma para o desenvolvimento do atuador do módulo cotovelo.

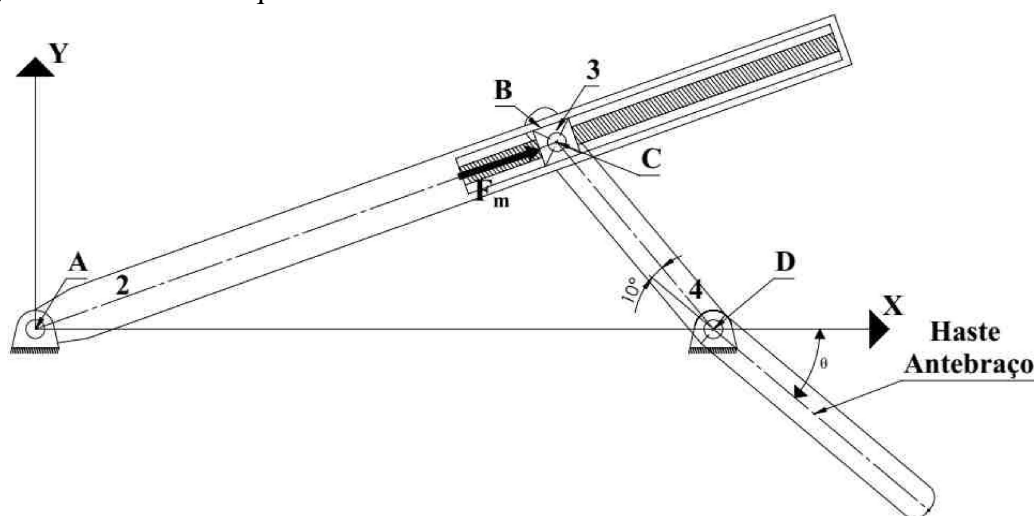


Fonte: Elaborado pelo autor.

3.3.1 Análise de Posição

O mecanismo utilizado para extensão e flexão de cotovelo é apresentado na Figura 33. Ele possui 4 elos, com 3 juntas rotativas (juntas A, C e D) e uma junta linear (junta B). A junta linear é na verdade um conjunto de parafuso de potência, que é responsável por realizar a entrada de forças e de velocidade do mecanismo. Assim, os elos 2 e 3 são o conjunto motor, fuso e porca, que é acoplado à haste de saída do movimento, que se encaixa na canaleta presente no módulo mão.

Figura 33 – Modelo esquemático do mecanismo de funcionamento do módulo cotovelo.



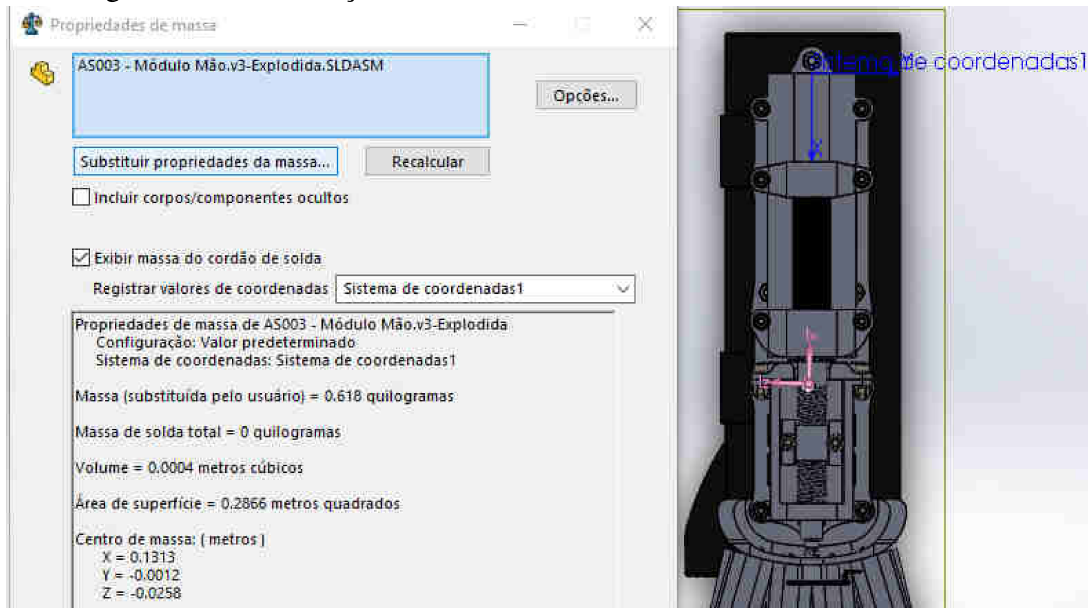
Fonte: Elaborado pelo autor.

O primeiro fator determinado foi o tamanho do braço de alavanca do elo 4 para gerar o torque necessário pelo atuador. A força F_m pode ser determinada isolando a variável F da Equação 4. Não foi utilizada a Equação 5, pois o movimento de extensão de cotovelo ocorre a favor da gravidade, logo, a força necessária pra flexionar (contra a gravidade) é superior, assim ao garantir que o movimento de flexão seja executado, consequentemente é garantida a execução do movimento de extensão.

Para o projeto do parafuso, mais uma vez é utilizada a metodologia de projeto de Budynas e Nisbett (2011). Com o intuito de facilitar na fabricação do componente, as mesmas características do fuso do atuador da mão são utilizadas (passo de 2 mm, diâmetro de 12mm), variando apenas o número de filetes, para atender a velocidade de abertura desejada, e o comprimento do parafuso. Uma rotina no Excel[®] foi feita utilizando as equações para determinar a força de saída da transmissão entre o motor e o parafuso de potência apresentando uma força de saída de 185,49 N. Para determinar o tamanho de alavanca, uma análise do momento gerado pelo conjunto antebraço, mão e módulo mão foi realizada.

Com o módulo mão devidamente construído, seu peso foi medido em uma balança e encontrado um valor de 0,618 Kg de massa. O centro de gravidade (CG) foi determinado utilizando a montagem dos componentes no SolidWorks[®] através de sua função de "propriedades de massa". Como pode-se observar na Figura 34 o CG do módulo mão se encontra a 131,3 mm da extremidade posterior da canaleta. Esse ponto de referência está a 105,29 mm do centro de rotação do cotovelo, logo o CG do módulo mão se encontra a 236,59 mm do eixo de rotação da articulação do cotovelo. Pode-se observar que o CG se encontra um pouco deslocado do centro do antebraço, 1 mm. Porém, como esse deslocamento é muito pequeno comparado com as demais dimensões, uma aproximação considerando o CG no centro do antebraço foi utilizada.

Figura 34 – Localização do CG do módulo mão utilizando SolidWorks®.



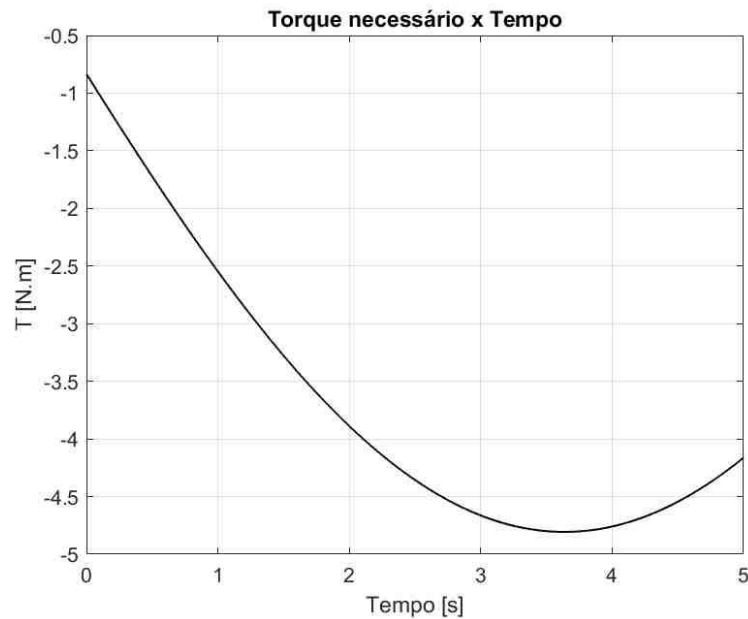
Fonte: Elaborado pelo autor.

Com os dados obtidos do módulo mão, é possível então determinar a distância de alavanca R_g (Figura 20), e utilizando a Equação 2, obteve-se sua localização no eixo X, sendo de 195,20 mm. Para determinar a variação da posição do antebraço pelo tempo é utilizada a Equação 8, onde Δt é o *time step* utilizado para análise, definido com 10^{-4} segundos. Sabendo que o atuador deve efetuar um arco de 10° a 120° em no mínimo 5 segundos, é encontrada a variação do torque necessário para se movimentar pelo tempo.

$$\theta(t) = \frac{\pi}{18} + \frac{11 \cdot \pi}{90} \cdot \Delta t \quad (8)$$

Utilizando o programa Matlab® (Apêndice B) foi então calculada a variação do torque necessário através do tempo, como mostrado na Figura 35. Pode-se observar que o maior valor de torque solicitado é de 4,8 Nm, para garantir a força necessária, a alavanca foi calculada utilizando um valor máximo de torque de 5 Nm, definindo a alavanca mínima necessária de 43 mm. Porém, durante o funcionamento do mecanismo o ângulo entre os elos 3 e 4 varia, e por consequência o torque desenvolvido pela junta também. Para garantir o perfeito funcionamento do mecanismo, a alavanca foi multiplicada por 1,5 vezes (aproximadamente 65 mm), apresentando assim, um valor superior de torque desenvolvido e garantindo o funcionamento do mecanismo durante todo o movimento.

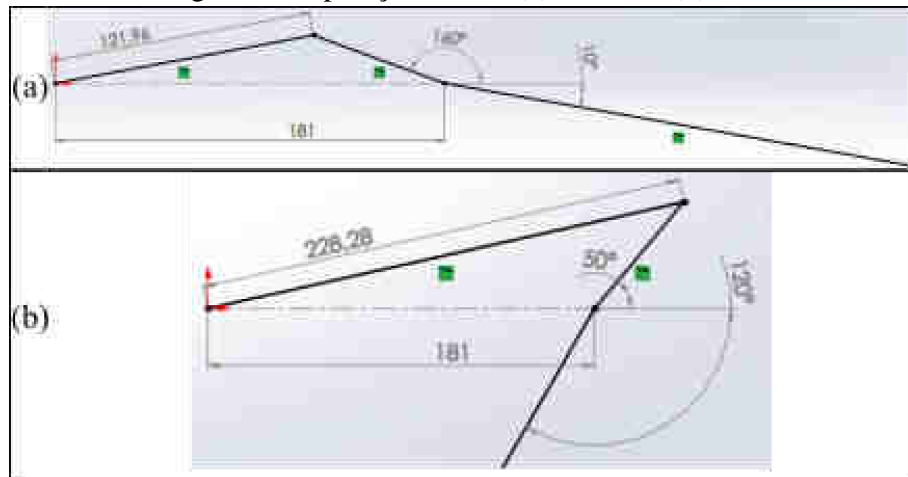
Figura 35 – Variação do torque necessário para flexionar o cotovelo pelo tempo.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Com a definição da alavanca, foi possível determinar as variações das posições graficamente, definindo o comprimento mínimo necessário do fuso do sistema de transmissão para execução do movimento. Utilizando um desenho esquemático com as dimensões reais (Figura 36), no SoliWorks[®], foi possível determinar o comprimento mínimo para o fuso de 106,32 mm. Outro ponto observado, foi a necessidade de uma defasagem em 10° entre a linha central do antebraço e o elo 4 do mecanismo, para que sejam evitados ângulos muito grandes entre os elos 3 e 4, o que impossibilitaria o início do movimento. A distância entre as juntas rotativas ligadas ao elo terra (juntas A e D), foi determinada em 181 mm. Essa distância foi definida de forma arbitrária, com a intenção de cobrir a maior extensão possível do braço do usuário.

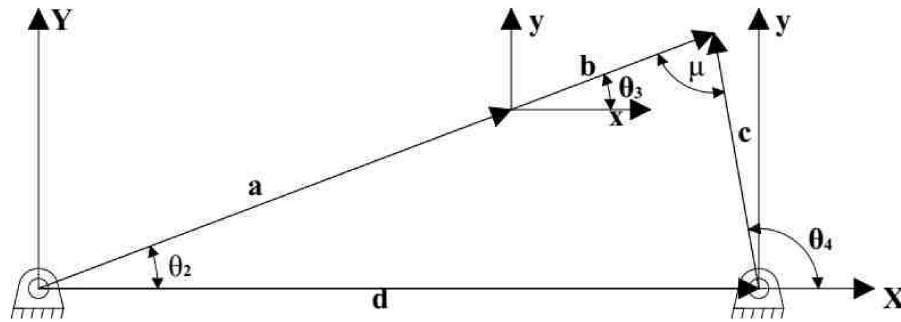
Figura 36 – Análise gráfica de posições a 10° (a) e a 120° (b) de flexão de cotovelo.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Para as análises cinemáticas e dinâmicas do mecanismo, uma análise analítica das posições do mecanismo foi realizada. Seguindo a metodologia vetorial de Norton (2010), utilizando a Identidade de Euler, e posicionando os vetores de cada elo como demonstrado na Figura 37, pode-se determinar as posições relativas de cada uma das juntas durante todo o movimento do atuador.

Figura 37 – Diagrama de vetores do mecanismo do atuador do módulo mão.



Fonte: Elaborado pelo autor.

O elo 4 (vetor c) rotaciona na mesma velocidade angular do braço, porém ele apresenta uma defasagem angular de 10° com relação ao eixo central, logo para estabelecer a posição angular do elo 4 (θ_4), deve se utilizar a Equação 9.

$$\theta_4(t) = \frac{8 \cdot \pi}{9} - \frac{11 \cdot \pi}{90} \cdot \Delta t \quad (9)$$

Como é desejado que a velocidade angular do braço seja constante, o ângulo θ_4 é a variável de entrada para estabelecer as posições dos outros elos do sistema. Através das Equações 10 e 11, onde a é o comprimento do elo 2 (121,96 mm), $b(t)$ o comprimento variável da junta de translação, c o comprimento do braço de alavanca do elo 4 (65 mm) e d a distância entre as juntas rotativas A e D (181 mm), foram calculadas a variação angular do conjunto motor e parafuso de potência (θ_2) e a posição da junta de translação (b), ou seja, o comprimento percorrido pela porca do sistema de transmissão.

$$\theta_2(t) = \arccos \left[\frac{(a + b(t))^2 - c^2 + d^2}{2 \cdot d \cdot (a + b(t))} \right] \quad (10)$$

$$b(t) = \sqrt{2 \cdot c \cdot d \cdot \cos(\theta_4(t)) + c^2 + d^2} - a \quad (11)$$

Outro ponto de interesse do mecanismo é o ângulo de transmissão (μ), pois ele será responsável pela variação do torque de saída do atuador e deve estar o mais próximo possível de 90° . Ele pode ser calculado utilizando a Equação 12, elaborada utilizando a lei dos cossenos.

Todas as equações foram inseridas em uma rotina no Matlab[®], para obter a resposta temporal das juntas do sistema.

$$\mu(t) = \arccos \left[\frac{(a + b(t))^2 + c^2 - d^2}{2 \cdot c \cdot (a + b(t))} \right] \quad (12)$$

3.3.2 Análise Cinemática e Dinâmica

Para avaliar o desempenho teórico do atuador e determinar se ele conseguiria atingir as características pré-determinadas, uma análise do comportamento dinâmico se faz necessária. Primeiramente foi realizada uma análise da cinemática do sistema, encontrando as velocidades e as acelerações de cada junta e elo. Em seguida, uma análise de forças é efetuada para determinar as forças atuantes no sistema, e o torque gerado na saída do mecanismo.

Utilizando o método de análise vetorial de Norton (2010), foi possível encontrar as velocidades e as acelerações do sistema. A junta D foi utilizada como velocidade de entrada do sistema. Como determinado, é necessário que o cotovelo seja flexionado ou estendido a uma velocidade com a menor variação possível. Assim, a velocidade da junta D (ω_4) foi determinada como sendo $11\pi/90$ rad/s no sentido horário, devido as análises serem feitas no sentido da flexão de cotovelo. Por consequência a aceleração da junta D (α_4) é nula.

As Equações 13 e 14, onde novamente c é o braço de alavanca do elo 4, a o comprimento do elo 2 e θ_2 e θ_4 as posições angulares da juntas A e D respectivamente, foram utilizadas para determinar a velocidade angular do elo 2 (ω_2), que rotaciona o conjunto motor transmissão, e a velocidade linear do elo 3 (b'), que representa a velocidade que o conjunto motor e parafuso de potência deve performar.

$$\omega_2(t) = \frac{c \cdot \omega_4 \cdot \cos(\theta_4(t) - \theta_2(t))}{a + b(t)} \quad (13)$$

$$b'(t) = c \cdot \omega_4 \cdot \sin(\theta_2(t) - \theta_4(t)) \quad (14)$$

Para determinar as acelerações nas juntas do sistema, foram utilizadas as Equações 15 e 16, que representam as acelerações do elo 2 (α_2) e elo 3 (b'') respectivamente.

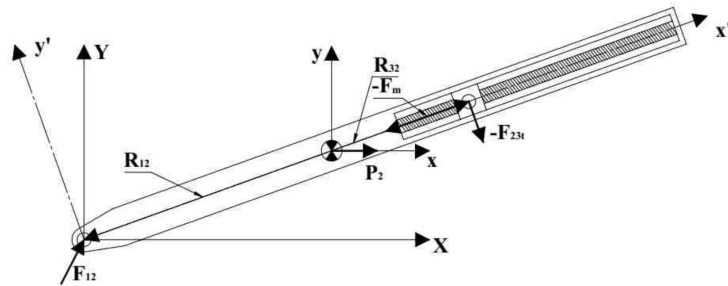
$$\alpha_2(t) = \frac{c \cdot (\omega_4(t))^2 \cdot \sin(\theta_2(t) - \theta_4(t)) - 2 \cdot b'(t) \cdot \omega_2(t)}{a + b(t)} \quad (15)$$

$$b''(t) = (a + b(t)) \cdot (\omega_2(t))^2 - c \cdot (\omega_4(t))^2 \cdot \cos(\theta_4(t) - \theta_2(t)) \quad (16)$$

Com as acelerações do sistema e determinando as forças atuantes em cada elo, o torque de saída do sistema pode ser calculado. Cada elo do mecanismo foi considerado de forma isolada,

com as forças de interação a eles aplicadas no seu ponto de junção. A Figura 38, mostra o diagrama de corpo livre (DCL) do elo 2 e o conjunto motor e parafuso. A Força F_{12} é a força de interação do elo 2 com o elo terra (elo 1), e as forças F_m e F_{23t} são as componentes das forças atuam na interação entre o elo 2 e o elo 3, ou seja, a relação entre o fuso e a porca do sistema. Como já é conhecida a força que o motor executa para movimentar a porca do sistema (F_m) através dos cálculos do sistema de transmissão, falta apenas conhecer a componente perpendicular ao elo. Devido a isso, a força (F_{23t}) é inserida ao DCL como uma força desconhecida, mas aplicada perpendicularmente ao eixo de deslizamento da junta. As distâncias R_{12} e R_{32} são as distâncias relativas entre as conexões e o CG do elo. A força peso (P_2), é colinear ao eixo x do sistema, eixo esse alinhado com a aceleração da gravidade.

Figura 38 – Diagrama de corpo livre do elo 2.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Para o modelo dinâmico do elo 2, fez-se necessário determinar as componentes de aceleração dos centros de gravidade elo 2 relativo ao eixo global de coordenadas (X e Y), uma vez que a Equação 15 representa a aceleração do elo relativo as juntas deste. Para determinar os componentes X e Y da aceleração do CG do elo 2 (A_{G2}) foram utilizadas as Equações 17 e 18 respectivamente.

$$A_{G2x}(t) = -R_{12} \cdot (\alpha_2(t) \cdot \sin(\theta_2(t))) + ((\omega_2(t))^2) \cdot \cos(\theta_2(t)) \quad (17)$$

$$A_{G2y}(t) = R_{12} \cdot (\alpha_2(t) \cdot \cos(\theta_2(t)) - ((\omega_2(t))^2) \cdot \sin(\theta_2(t))) \quad (18)$$

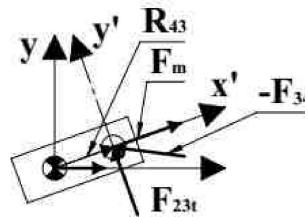
A Figura 39 mostra o DCL do elo 3, a porca do sistema de transmissão. A força de interação dos elos 2 e 3, ou seja, a interação entre a porca e o parafuso do sistema de transmissão, novamente é representada pelas componentes F_m e F_{23t} . A força F_{34} é a força de interação entre os elos 3 e 4. A distância R_{43} é a distancia entre o ponto de aplicação das forças e o CG do elo. Por fim, P_3 é a força peso do elo 3. Novamente, faz-se necessário determinar as componentes de aceleração dos centros de gravidade do elo 3 relativo ao eixo global de coordenadas (X e Y). Para determinar os componentes X e Y da aceleração do CG do elo 3 (A_{G3}) foram utilizadas as

Equações 19 e 20 respectivamente.

$$A_{G3x}(t) = -(a + b(t) - R_{43}) \cdot (\alpha_2(t) \cdot \sin(\theta_2(t)) + ((\omega_2(t))^2) \cdot \cos(\theta_2(t))) - 2 \cdot b'(t) \cdot \omega_2(t) \cdot \sin(\theta_2(t)) + b''(t) \cdot \cos(\theta_2(t)) \quad (19)$$

$$A_{G3y}(t) = (a + b(t) - R_{43}) \cdot (\alpha_2(t) \cdot \cos(\theta_2(t)) - (\omega_2(t))^2 \cdot \sin(\theta_2(t))) + 2 \cdot b'(t) \cdot \omega_2(t) \cdot \cos(\theta_2(t)) + b''(t) \cdot \sin(\theta_2(t)) \quad (20)$$

Figura 39 – Diagrama de corpo livre do elo 3.



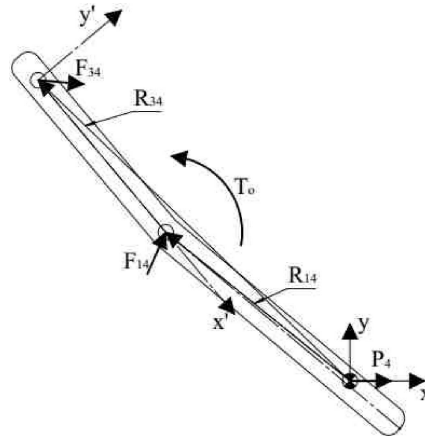
Fonte: Elaborado pelo autor.

A Figura 40 representa o DCL do elo 4, elo de saída do sistema. As forças F_{34} e F_{14} , são as forças de interação com os elos 3 e 1 respectivamente. O torque T_o é o torque que garante as velocidades do sistema, atuando como um "freio", logo esse torque tem a mesma magnitude que o torque de saída do atuador, porém sentido inverso. Para determinar o torque de saída, basta apenas considerar T_o com sentido negativo, horário, que foi possível determinar o torque de saída máximo da junta. A força peso do elo é representada por P_4 e as distâncias das junções dos elos 3 e 1 ao CG representadas por R_{34} e R_{14} respectivamente. Mesmo com a velocidade deste elo sendo considerada constante nesse modelo, o seu centro de gravidade apresenta acelerações relativas do seu CG. Assim, para determinar os componentes X e Y da aceleração do CG do elo 4 (A_{G4}) foram utilizadas as Equações 21 e 22 respectivamente.

$$A_{G4x}(t) = -R_{14} \cdot (\omega_4^2) \cdot \cos(\theta_4(t) - 168.93^\circ) \quad (21)$$

$$A_{G4y}(t) = -R_{14} \cdot (\omega_4^2) \cdot \sin(\theta_4(t) - 168.93^\circ) \quad (22)$$

Figura 40 – Diagrama de corpo livre do elo 4.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Com os diagramas e expressões para as acelerações dos CG de cada elo, foi determinado o sistema de equações do modelo do mecanismo, utilizando as equações de equilíbrio de cada elo. A Equação 23 representa o sistema de equações dinâmicas do mecanismo, onde m_2, m_3 e m_4 é a massa e I_{G2} e I_{G3} os momentos de inércia de cada um dos elos do sistema, ambos determinados utilizando a função "propriedade de massa" do Solidworks[®]. O elo 4 se encontra em velocidade constante, logo o momento resultante das forças aplicadas ao corpo é zero. Os índices x e y representam as componentes x e y de cada uma das forças do sistema relativo ao sistema de coordenadas global.

$$\left\{ \begin{array}{l} F_{12x} - F_{23tx} = m_2 \cdot A_{G2x}(t) - P_2 + Fm \cdot \cos(\theta_2(t)) \\ F_{12y} - F_{23ty} = m_2 \cdot A_{G2y}(t) + Fm \cdot \sin(\theta_2(t)) \\ F_{23tx} - F_{34x} = m_3 \cdot A_{G3x}(t) - P_3 + Fm \cdot \cos(\theta_2(t)) \\ F_{23ty} - F_{34y} = m_3 \cdot A_{G3y}(t) + Fm \cdot \sin(\theta_2(t)) \\ F_{34x} + F_{14x} = m_4 \cdot A_{G4x}(t) - P_4 \\ F_{34y} + F_{14y} = m_4 \cdot A_{G4y}(t) \\ -F_{34x} \cdot R_{34y} + F_{34y} \cdot R_{34x} - F_{14x} \cdot R_{14y} + F_{14y} \cdot R_{14x} + T_o = 0 \\ F_{23tx} \cdot \cos(\theta_2(t)) + F_{23ty} \cdot \sin(\theta_2(t)) = 0 \\ -F_{12x} \cdot R_{12y} + F_{12y} \cdot R_{12x} + \\ + F_{23tx} \cdot (R_{32y} - R_{43y}) + F_{23ty} \cdot (R_{43x} - R_{32x}) + = (I_{G2} + I_{G3})\alpha_2(t) \\ + F_{34x} \cdot R_{43y} - F_{34y} \cdot R_{43x} \end{array} \right. \quad (23)$$

As equações apresentadas foram inseridas em uma rotina no Matlab[®], e então resolvidas para cada *time step*, resultando em um tempo máximo de movimento de 5 s, assim encontrando as forças entre os elos e o torque de saída do sistema.

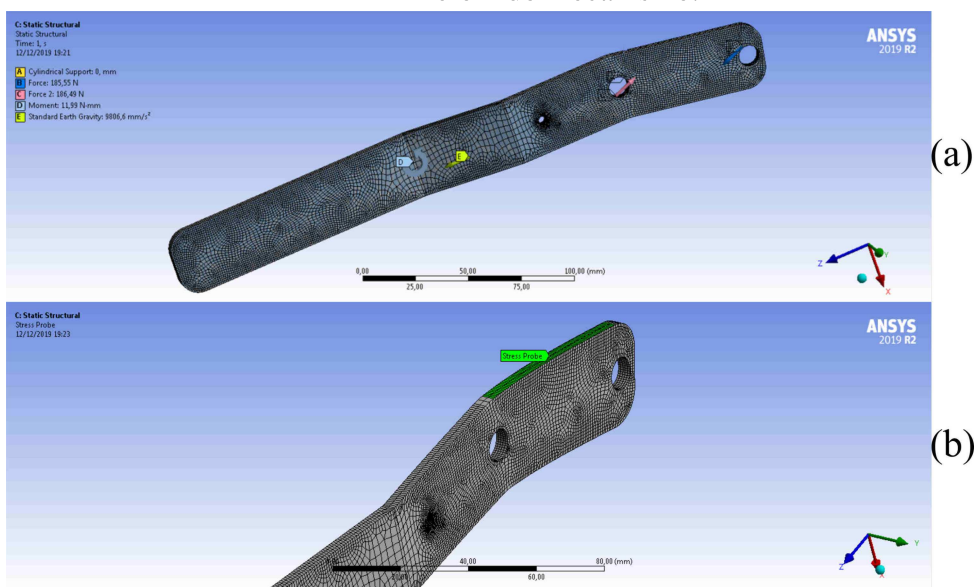
Com os esforços aplicados aos componentes dos mecanismos, pode-se determinar a geometria de cada componente. Para o cálculo da resistência estrutural do parafuso de potência, foi utilizada a mesma metodologia aplicada no projeto da transmissão do atuador do módulo mão (BUDYNAS; NISBETT, 2011). O fuso do sistema foi fabricado em Alumínio 6063 e a

porca em Nylon 6. Utilizando a Equação 7 é possível determinar a tensão máxima aplicada aos componentes e sendo esta pelo menos duas vezes inferior à tensão de escoamento do material (fator de segurança), este suportará as cargas aplicadas. O acoplamento do fuso ao motor novamente foi feito utilizando um parafuso Allen sem cabeça.

O ultimo componente a ser projetado é a haste, que é acoplada à canaleta do módulo mão, e transmite o momento gerado pelo atuador para o membro. Para o projeto desse sistema uma análise em elementos finitos foi executada, utilizando a extensão *Mechanical*[®], presente no programa ANSYS[®]. Foi então realizada uma análise estrutural estática, considerando o carregamento mais elevado encontrado com a solução do Sistema de Equações 23. Uma geometria foi previamente desenhada em CAD, no SolidWorks[®] e importada para o programa de simulação para análise.

Primeiramente um teste de malha foi realizado, duplicando o número de nós entre as malhas. Definindo que o ponto mais crítico de funcionamento, após os cálculos do modelo dinâmico, é quando o torque de saída da junta é 11,99 Nm, pode ser definidas as forças nas juntas D e C (F_{34} e F_{14} respectivamente) que são 186,49 N e 185,55 N. Considerando o sistema de coordenadas da simulação idêntico ao apresentados nos DCL, podemos determinar a direção das forças através das suas componentes x e y. Na localização da junta D, um suporte do tipo cilindro, não possuindo resistência ao movimento radial, foi definido. A Figura 41 (a), apresenta as condições de contorno utilizadas na simulação.

Figura 41 – Malha e condições de contorno (a) e ponto de prova de tensão (b) para simulação do elo 4 do mecanismo.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Para conseguir determinar a independência da malha para resolução do problema, três simulações foram efetuadas, onde entre cada uma delas o número de elementos foi duplicado. Para avaliar a malha utilizada, um ponto de prova de tensão máxima de von Mises em uma das faces do componente (Figura 41 (b)), escolhido de forma arbitrária, foi determinado. Para

garantir que a malha não interfira nos resultados, os valores calculados não podem ter uma variação maior do que 5%. Os resultados obtidos para cada número de nós é apresentado na Tabela 6.

Tabela 6 – Teste de malha para análise da resistência mecânica do elo 4.

Malha	Tensão Máxima de von Mises [MPa]	Número de Nós	Variação Percentual
1	6,91	41.105	0%
2	6,93	81.240	0,30%
3	6,94	167.620	0,15%

Fonte: Eleborado pelo autor.

Como pode-se perceber, há pouca variação na tensão calculada no ponto de prova. Assim, pode-se determinar que a malha utilizada está correta. Para as análises, a malha 3 foi escolhida, pois apesar de ter o maior número de elementos, ela possuiu um bom tempo de resolução, pois o componente não apresenta uma geometria complexa. O material utilizado foi o Alumínio 1100 H14, que possui as características apresentadas na Tabela 7. As simulação foram feitas em um computador que possui o sistema operacional Microsoft Windows 10[®], com 16 Gb de memória RAM e processador Intel[®] Core[™] i7-4790.

Tabela 7 – Propriedades mecânicas do alumínio 1100 H14.

Limite de resistência à tração [MPa]	145
Limite de escoamento [MPa]	95
Dureza [HB]	32
Módulo de Elasticidade [GPa]	70

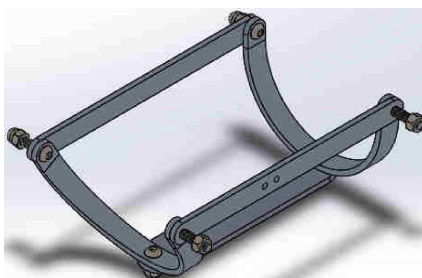
Fonte: Adpatado de METALTHAGA (2019).

3.3.3 Projeto Estrutural

Fazendo a ligação entre o braço do usuário com o atuador, faz-se necessário o projeto de uma estrutura. A estrutura é composta em duas partes, uma metálica e uma anatômica, que se ajusta ao braço e se conecta à metálica. Nesta são fixados todos os componentes do atuador, e suporta todos os esforços durante o funcionamento.

Para o desenvolvimento da estrutura metálica, novamente foi utilizada uma análise em elementos finitos, utilizando o ANSYS[®]. Primeiramente o componente foi modelado no SolidWorks[®]. Como pode-se observar na Figura 42, a estrutura é composta por chapas metálicas, também de Alumínio 1100 H14, apresentando as fixações coincidentes com as juntas rotativas do mecanismo, que são ligadas ao elo terra.

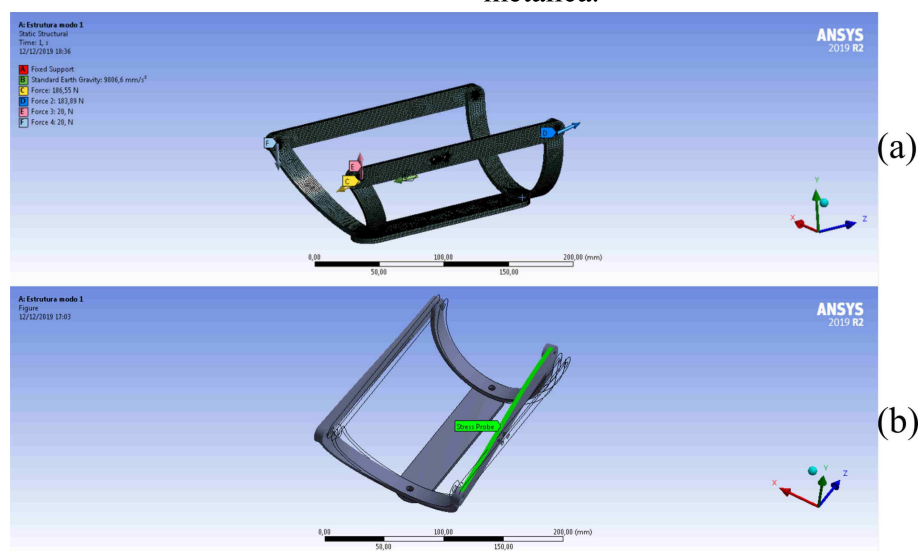
Figura 42 – Estrutura metálica desenhada no SolidWorks®.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Para a simulação, os parafusos foram eliminados, e somente seus furos permaneceram, por atuarem como concentradores de tensão. Todas as peças foram consideradas como unidas, a fim de simplificar a geometria. As condições de contorno utilizadas levaram em consideração as forças atuantes no elo terra pelas juntas A e D ($-F_{12}$ e $-F_{14}$ respectivamente). Porém, a junta D, além de sofrer os esforços do mecanismo, sofre uma torção devido à sinergia presente no usuário. Como descrito na Sessão 2.2, os indivíduos pós-AVE não conseguem movimentar um músculo de um determinado grupo muscular isoladamente. Assim, quando o atuador fizer a flexão de cotovelo, de forma involuntária, ocorre a pronação do antebraço, ou seja, é realizada uma rotação do antebraço onde as hastes de acionamento são acopladas ao módulo mão. Devido a isto, a estrutura então sofre uma torça na junta D e na fixação da haste interna de apoio. A fim de emulá-la, um binário de forças foi adicionado nos pontos em que as hastes se acoplam à estrutura. Como não existe um valor específico para essa torção, um valor arbitrário de 20 N foi determinado, com finalidade de apenas conhecer o comportamento da estrutura com a presença dessa torção. Como foi realizada uma simulação estática, as forças inseridas no sistema foram selecionadas com base na maior força sofrida pela junta D durante o movimento. A parte inferior do componente foi considerada como um apoio fixo (Figura 43).

Figura 43 – Malha e condições de contorno (a) e ponto de prova de tensão (b) para estrutura metálica.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A Figura 43 (a) mostra as condições de contorno utilizadas para análise do sistema. Além de determinar os esforços, faz-se necessário realizar um teste de independência de malha. Três simulações foram realizadas, duplicando o número de elementos entre cada uma delas. Uma face arbitrária da estrutura foi escolhida (Figura 43 (b)), a fim de analisar a tensão máxima de von Mises aplicada e se a variação entre as malhas não varia mais do que 5%, como mostrado na Tabela 8.

Tabela 8 – Teste de malha para análise da resistência mecânica da estrutura do módulo cotovelo.

Malha	Tensão Máxima de von Mises [MPa]	Número de Nós	Variação Percentual
1	11,96	135.684	0%
2	11,98	248.875	0,17%
3	12,14	503.801	1,34%

Fonte: Elaborado pelo autor.

A malha 2 foi escolhida, pois as tensões apresentaram pouca variação, e a malha 3 apresenta uma quantidade grande de elementos, assim não justificaria a utilização dela para se obter um resultado, devido ao tempo gasto para a execução dos cálculos. Todas as simulações foram realizadas em um computador que possui o sistema operacional Microsoft Windows 10[®], com 16 Gb de memória RAM e processador Intel[®] Core™ i7-4790.

Acoplado à estrutura de alumínio foram confeccionados suportes para sensores de fim de curso e *encoder*, utilizados no sistema de acionamento do atuador. Os suportes foram fabricados utilizando manufatura aditiva em PLA e foram fixados na estrutura mecânica possuindo encaixes para os sensores nas extremidades. Para o *encoder*, foi desenvolvido um suporte possuindo uma parte fixa à estrutura e uma móvel, acoplada na haste de saída do mecanismo, possibilitando a leitura da posição do antebraço do pelo sensor. A Figura 44 apresenta a estrutura principal do atuador juntamente com o suporte dos sensores.

Figura 44 – Estrutura em alumínio com suportes dos sensores.



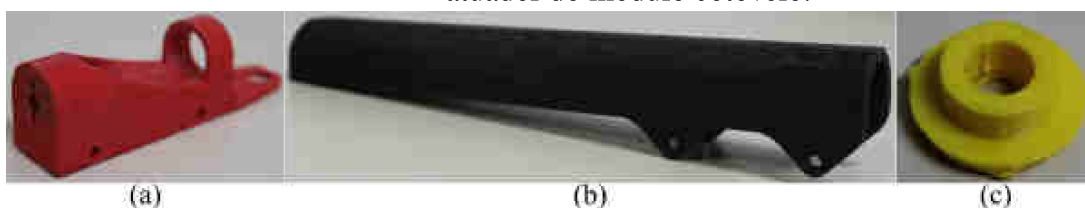
Fonte: Elaborado pelo autor.

Para acoplar o motor à estrutura, um suporte foi confeccionado, também em PLA, respeitando as fixações determinadas pelo fabricante (Figura 30 (a)). Além do suporte, uma capa foi fabricada para evitar que o parafuso de potência fique exposto e possa entrar em contato com

o usuário, ou quaisquer outras pessoas que estejam a sua volta (Figura 30 (b)). Esse suporte é fixado ao suporte do motor através de parafusos e ao sistema de transmissão utilizando um rolamento 686ZZ para permitir sua livre rotação.

Para fixação das juntas rotativas, buchas foram confeccionadas (Figura 30 (c)). Elas foram fabricadas em PLA e têm como função evitar o contato direto dos parafusos de fixação, que são de aço, com as peças de alumínio e nylon, assim, evitando o desgaste prematuro dos componentes e a livre rotação das juntas.

Figura 45 – Componentes: suporte do motor (a), capa de proteção (b) e buchas (c) presentes no atuador do módulo cotovelo.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Para acoplar o atuador ao braço do usuário, uma estrutura anatômica foi desenvolvida. Essa estrutura é composta por uma tala (Figura 46), feita em material termomoldável, que cobre a parte externa do braço de forma que não atrapalhe o movimento de extensão e flexão do cotovelo. Por esse mesmo motivo, a tala não foi colocada sobre o bíceps, pois esse músculo tem alteração de forma ao realizar contração concêntrica durante os movimentos de extensão e flexão do cotovelo. O tríceps, músculo sobre o qual essa tala foi colocada, sofre pouca alteração, e sua forma se mantém relativamente constante. Assim, a tala serve para o acoplamento do atuador com o braço do usuário no ponto de coincidência dos eixos de rotação do cotovelo, responsável pela extensão e pela flexão. A tala é exclusiva para cada paciente e foi coberta com neoprene, evitando o contato direto do braço do paciente com a peça.

Figura 46 – Estrutura anatômica do módulo cotovelo.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Uma ombreira também foi confeccionada em neoprene (Figura 47). Sua principal finalidade é fixar a órtese ao membro superior, evitando que o equipamento escorregue, além de permitir a distribuição de peso do equipamento pelo tronco, evitando o desequilíbrio do usuário.

Ela consiste em uma faixa extensa que passa pelo ombro e envolve diagonalmente o tronco do usuário. As pontas dessa faixa encontram-se na parte lateral do abdômen, onde um velcro as mantém unidas. No ombro existem três tiras pequenas de velcro que servem para prender no invólucro do braço.

Figura 47 – Ombreira.



Fonte: Elaborado pelo autor.

3.4 Projeto Sistema de Acionamento

Para acionar os motores dos atuadores, fez-se necessário o desenvolvimento de um sistema que gerencie os sinais das posições atuais deles, e então decida quais passos devem ser seguidos, como: pausar o movimento, continuar, inverter, etc. Para isso, um sistema de acionamento foi desenvolvido possuindo uma interface usuário órtese, sensores de posição e controlador.

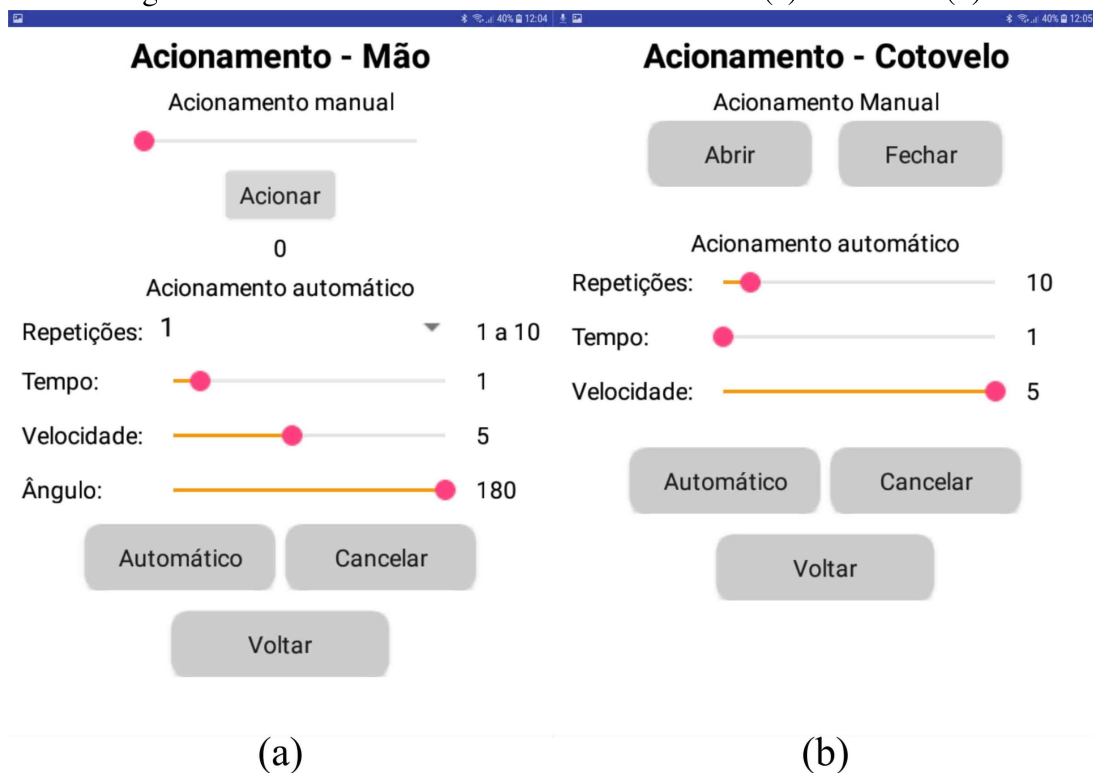
3.4.1 Interface Usuário Órtese

Para a elaboração da interface, optou-se por manter a mesma desenvolvida por Andrade (2018), com algumas modificações. Essa escolha se justifica para manter a fácil aprendizagem entre os dois dispositivos desenvolvidos pelo laboratório sem necessidade de muitas sessões de treinamento, que ocorreria caso uma interface totalmente nova fosse desenvolvida. Assim, um aplicativo para o sistema operacional Android[®] utilizando uma plataforma online de programação chamada <https://thinkable.com/#/>, foi desenvolvido possuindo dois modos de operação: Acionamento Mão e Acionamento Cotovelo (Figura 48).

O modo Acionamento Mão (Figura 48 (a)) oferece duas funções, Manual e Automático. A função manual faz o movimento somente de abertura ou fechamento da mão a um ângulo específico pré-determinado pelo operador apenas uma vez. Já na função automática, o atuador irá abrir a mão até um ângulo especificado e logo em seguida fechá-la. Esses movimentos serão repetidos a quantidade de vezes solicitadas a um intervalo de tempo entre elas apenas ao pressionar uma vez o botão "automático". A velocidade do movimento e o ângulo que a órtese estenderá ou flexionará os dedos do paciente (possuindo um ângulo máximo 180°) pode ser determinada pelas barras seletoras em qualquer função.

O modo Acionamento Cotovelo (Figura 48 (b)), também possui as duas funções, Manual e Automático. A função manual oferece dois botões, um para o fechamento e outro para a abertura do cotovelo, que ao serem pressionados, respectivamente flexionam e estendem o cotovelo do usuário, por um pequeno ângulo (9°) a cada aperto do botão "Abrir" ou "Fechar". Essa função é utilizada para pequenas extensões e flexões do membro do usuário, principalmente no começo da sessão, para adequar o braço do paciente à movimentação do dispositivo. A função automático executa a extensão do cotovelo, seguida de uma flexão e finalizando com uma extensão final do membro. Nesse modo o operador determina o número de repetições, o tempo entre repetições e a velocidade do movimento. Assim, ao ser pressionado o botão "Automático" o dispositivo executa todas as tarefas, na configuração desejada, de forma ininterrupta. Todos os dois modos possuem um botão "Cancelar" que para quaisquer um dos movimentos ao ser pressionado.

Figura 48 – Interface de comando do módulo mão (a) e cotovelo (b).



Fonte: Elaborado pelo autor.

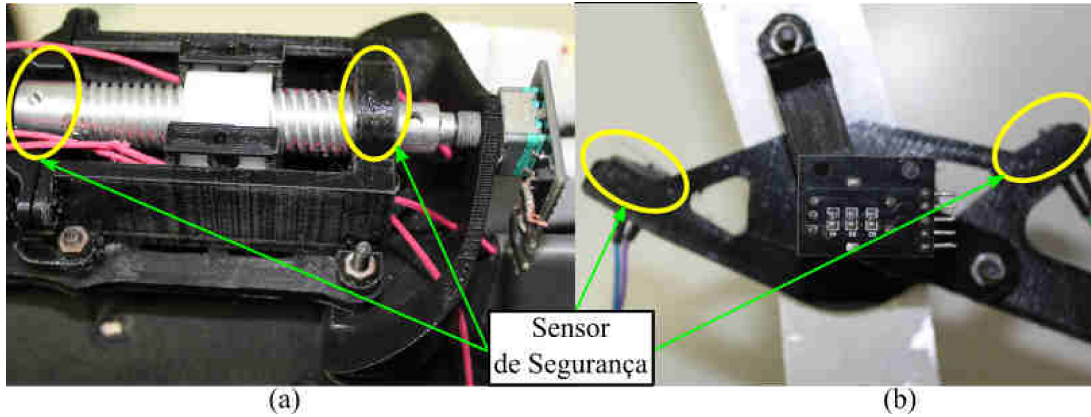
3.4.2 Sensores

Além da comunicação para receber os comandos do operador, sensores foram acoplados ao corpo da órtese para que o sistema de acionamento determine a posição atual destes, e efetue as ações para movimentar os atuadores.

Dois tipos de sensores foram utilizados, um sensor fim de curso, para marcar as posições limitantes do sistema e um *encoder* para determinar os ângulos em que se encontram os atuadores. Os sensores fim de curso são interruptores de ação instantânea que atuam como um botão que é acionado ao ser tocado. A grande vantagem de utilizar esse tipo de sensor ao invés de um simples botão, é que ele possui uma alavanca metálica que estende a área de atuação do interruptor e

aumenta sua sensibilidade, haja vista que ele é acionado antes de o componente que irá tocá-lo atingir o corpo do sensor. Esse sensor fica localizado nas extremidades do atuador (Figura 49), garantindo que o membro do usuário nunca atinja posições além dos limites fisiológicos.

Figura 49 – Posicionamento dos sensores fim de curso do atuador da mão (a) e do cotovelo (b).



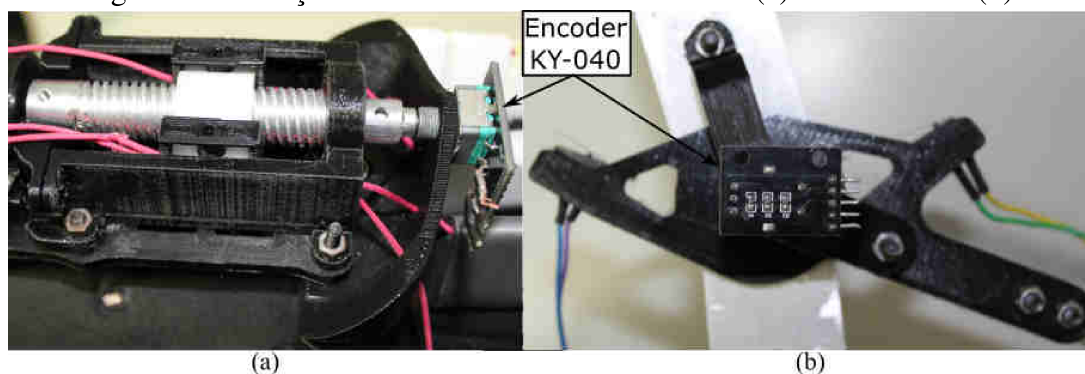
Fonte: Elaborado pelo autor.

O *encoder* utilizado é do modelo KY-040, possuindo 80 pulsos de resolução e é facilmente encontrado no mercado nacional. Este apresenta um eixo que ao ser rotacionado envia pulsos para o controlador, que consegue contá-los e então determinar a sua posição. Portanto, ao utilizar esse tipo de sensor, uma função de conversão dos pulsos em ângulos foi elaborada. No atuador da mão, o sensor foi acoplado ao eixo do parafuso da transmissão (Figura 50 (a)), assim, ele mede o número de voltas que são efetuadas. Conhecendo o passo real do parafuso, número de filetes vezes passo do parafuso, pode-se determinar a quantidade de pulsos necessária para abrir a mão até o ângulo desejado, uma vez conhecido que o comprimento necessário para abertura total da mão é de 45 mm. Assim utilizando a Equação 24, em que n_p é o número de passos que foram lidos pelo sistema para atingir a posição desejada e β o ângulo de abertura desejado, é possível determinar o valor do sensor a ser lido pelo controlador, interrompendo o movimento no ângulo desejado quando a quantidade de pulsos desejados for atingida.

$$n_p = \frac{\beta \cdot 25}{10} \quad (24)$$

Por sua vez, o *encoder* do módulo cotovelo é acoplado diretamente à haste de saída do mecanismo (Figura 50(b)). Ele somente foi utilizado durante a operação manual para executar pequenas movimentações. Sabendo que o *encoder* envia uma contagem de 80 pulsos por volta, é possível determinar que cada pulso representa $4,5^\circ$. Logo, para executar o movimento de flexão ou extensão de 9° , basta ler mais dois pulsos, ou subtrair dois pulsos da leitura atual do sensor, que representa a posição atual do membro.

Figura 50 – Posição dos *encoder* no atuador da mão (a) e do cotovelo (b).

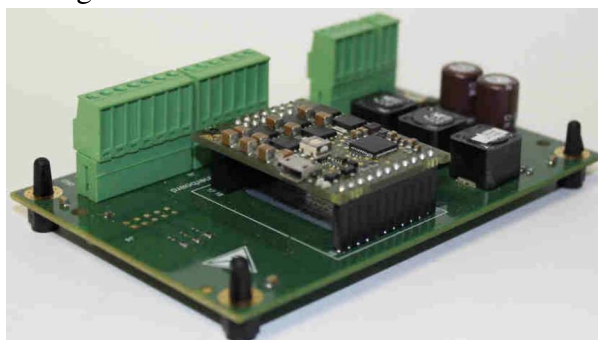


Fonte: Elaborado pelo autor.

3.4.3 Controle dos Motores

Juntamente com o motor EC16, a Maxon Motors™ desenvolve o módulo ESCON 50/4 EC-S[®] (Figura 51) que faz o controle de velocidade e sentido de rotação do motor.

Figura 51 – Módulo ESCON 50/4 EC-S.



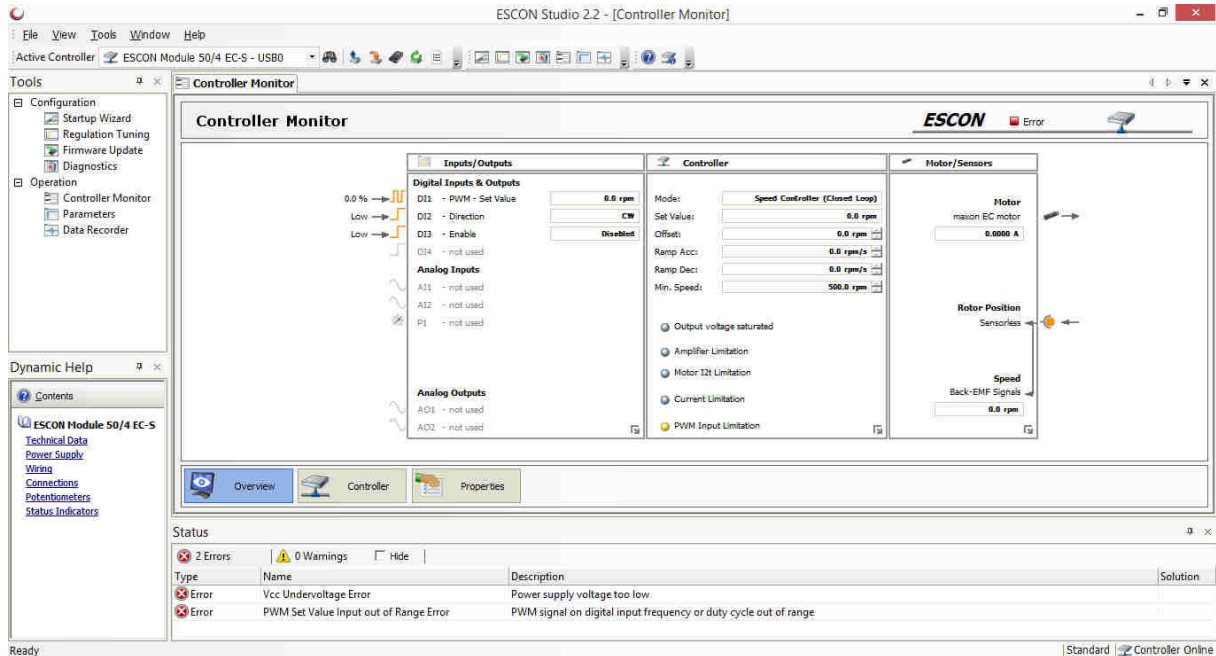
Fonte: Elaborado pelo autor.

Assim, o controlador envia sinais de velocidade, direção de giro e habilitação de funcionamento para esse módulo que envia os comandos para o motor acionando os mecanismos. Para controlar a velocidade, foi utilizado um sinal do tipo PWM, que consiste em um sinal de onda quadrada utilizando modulação da sua razão de ciclo, ou seja, dado um período de tempo, a quantidade de velocidade desejada é representada pelo tempo em que o sinal esteve ativo nesse período. Assim, foram definidos 10 níveis de velocidade, cada um representando a porcentagem relativa à velocidade máxima do motor, indicando a quantidade de tempo que o sinal PWM deve ficar ativo.

Para direção do motor, basta enviar um sinal ativo ou inativo para o módulo, sendo que o sinal ativo significa sentido horário de giro e o inativo, sentido anti-horário de giro. Para habilitar o movimento do motor, basta enviar um sinal ativo para o módulo. Para configurar o controlador do motor, foi utilizado o programa ESCON Studio (Figura 52), desenvolvido pelo fabricante, para programar as ações realizadas pelo motor, de acordo com os sinais que ele recebe. Além de configurar o módulo, o software atua como um monitor de funcionamento, possibilitando

a conferência da configuração que é enviada ao módulo. Essa função foi utilizada durante o desenvolvimento do controlador para conferir sua programação.

Figura 52 – Tela de monitoramento do programa ESCON Studio.



Fonte: Elaborado pelo autor.

3.4.4 Controlador

Para gerenciar todos os sinais enviados pelo aplicativo e pelos sensores transformando-os em um comando para os motores e assim, executar o movimento desejado pela órtese, faz-se necessário o uso de um microcontrolador que consiga calcular e enviar os sinais que controlam os movimentos. Para essa função, foi então selecionado o microcontrolador STM32F103 da STMicroelectronicsTM.

Para que o controlador receba os comandos advindos do aplicativo, faz-se necessário um dispositivo que receba os dados e os transmitam para ele. Essa função é realizada por um módulo Bluetooth[®], devido ao fato de todos os *smartphones* possuírem esse tipo de comunicação e pela estabilidade na transferência de dados que ele apresenta entre o celular e o sistema de acionamento. Para essa função o Módulo Bluetooth HC-05[®] foi utilizado. Assim, os comandos enviados pelo aplicativo são convertidos em um número que é então reconhecido pelo controlador, que vai executar o comando desejado, como demonstrado na Tabela 9.

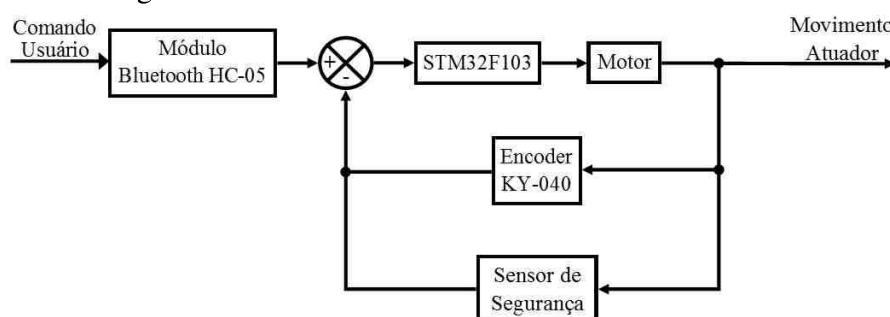
Tabela 9 – Código numérico dos comandos enviados ao controlador.

Código	Comando
500	Parada de emergência
1000 a 1181	Posição mão: manual
1200 a 1211	Tempo entre repetições mão: automático
1300 a 1311	Velocidade mão: automático
1400 a 1411	Repetições mão: automático
1500 a 1681	Posição mão: automático
300	Inicia a operação automática mão
2000 a 2021	Velocidade cotovelo: automático
2300 a 2321	Tempo entre repetições cotovelo: automático
2400 a 2450	Repetições cotovelo: automático
150	Abrir cotovelo
250	Fechar cotovelo
400	Inicia a operação automática cotovelo

Fonte: Elaborado pelo autor.

O circuito de acionamento dos atuadores pode ser resumido no diagrama observado na Figura 53. Analisando o diagrama, para que o atuador seja acionado o usuário envia o comando para o controlador por meio do módulo HC-05, este então, envia o sinal contendo a posição, tempo entre repetições e velocidade do movimento desejado ao microcontrolador, este então, analisa a posição atual dos atuadores e envia um sinal para o módulo ESCON, que controla o motor com a velocidade e a direção de giro do motor desejada e habilita seu funcionamento, executando o movimento até a posição desejada, que é medida todo o tempo pelo encoder, ou até atingir um dos sensores de segurança que interrompem o movimento. Toda a lógica de acionamento foi desenvolvida através de um programa em C.

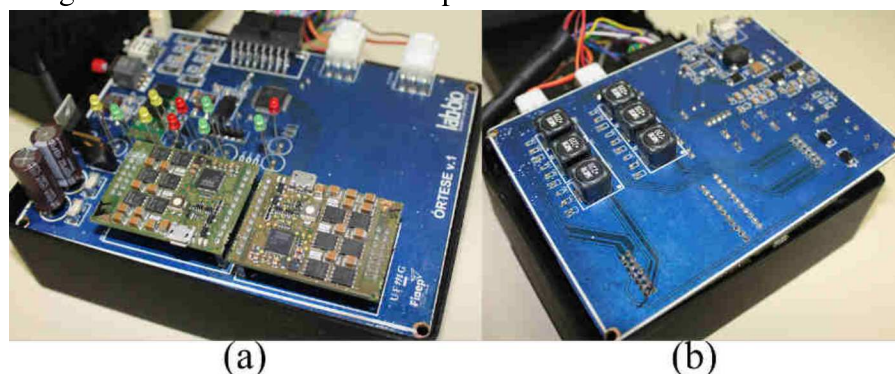
Figura 53 – Fluxograma de funcionamento do circuito de acionamento dos atuadores.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A fim de possuir um circuito de acionamento mais compacto possível, uma placa de circuito impresso (PCI) (Figura 54) foi desenvolvida. Essa PCI possui o módulo bluetooth[®], o módulo ESCON e o controlador juntos em um só circuito. Além desse subsistema, a PCI ainda conta com um circuito específico de alimentação de cada um dos componentes, além de uma bateria integrada ao sistema juntamente com seu controlador.

Figura 54 – Placa de circuito impresso do sistema de acionamento.



Fonte: Elaborado pelo autor.

3.5 Teste Piloto

Depois que os atuadores foram montados, a participante 3, que realizou o primeiro teste e apresentava as maiores espasticidades, foi novamente convidada para avaliar o desempenho dos novos atuadores aplicados à órtese. O objetivo desse teste era determinar se as falhas anteriores foram sanadas, se os atuadores fizeram as aberturas adequadas na velocidade e no tempo certo e por fim se o sistema consegue posicionar os membros nas posições desejadas.

Primeiramente, foi vestido o módulo mão e ajustados os tendões artificiais para estarem totalmente tracionados durante todo o funcionamento do atuador da mão, para isso os dedos da participante foram levados até a posição de abertura total e a porca posicionada na extremidade traseira do sistema de transmissão, então os tendões foram totalmente esticados e fixos à porca para poderem exercer sua função. Após o ajuste, foram realizadas extensões e flexões, completas e parciais com ângulo de 63° dos dedos, e os ângulos obtidos foram medidos utilizando um goniômetro de dedos da marca Carci de plástico, assim, confirmando se o controlador estava executando a abertura ou fechamento desejado pelo operador. A velocidade do atuador foi conferida através da media de tempo que o atuador levava para fazer uma abertura completa dos dedos. Esse tempo foi cronometrado com um cronômetro.

Para avaliar o atuador do cotovelo ele foi vestido no usuário e novamente foram realizadas algumas flexões e extensões do membro para avaliar seu funcionamento. Apenas a extensão e a flexão total do cotovelo foram avaliadas durante os testes. Não foi utilizado um goniômetro para medir os ângulos de abertura ou fechamento do braço, pois como o sistema apresenta limitadores na posição de 10° e 120° , logo, ao atingi-lo está medindo a posição em que o braço se encontra. Novamente para medir a velocidade de atuação, um cronômetro foi utilizado para medir o tempo de abertura ou fechamento do cotovelo.

Averiguado o funcionamento dos atuadores, algumas observações qualitativas foram observadas. Foi analisada a sensação de peso que o usuário tinha ao utilizar o dispositivo, se ele sentia algum incomodo, ou se o peso era muito elevado. Também foram analisadas presenças de pontos de pressão nos membros, para determinar se as estruturas anatômicas do equipamento estavam cumprindo seu papel, e não gerando lesões no indivíduo.

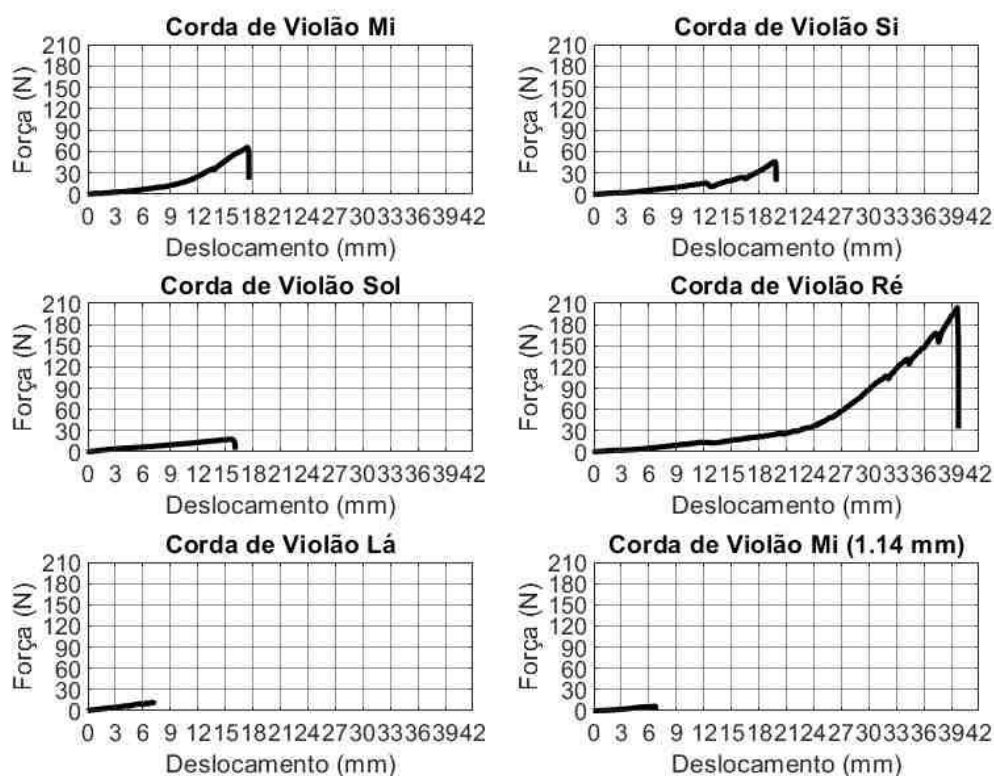
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os atuadores desenvolvidos foram projetados de forma separada e com base nas características dinâmicas desejadas. No presente capítulo serão apresentados os resultados dos testes dos tendões artificiais, bem como os resultados dos parafusos de potência, as análises de posições e as dinâmicas do mecanismo do atuador do módulo cotovelo. As análises estruturais feitas nos componentes críticos deste são apresentadas e, por fim, os resultados e percepções obtidas pelo autor e sua equipe durante o teste piloto.

4.1 Atuador Módulo Mão

Para o projeto do atuador do módulo mão, o primeiro item definido foi o tendão artificial, que deve suportar uma tração de 175 N. Os primeiros cabos testados foram as cordas de Violão, que apresentaram as curvas força por deslocamento apresentadas na Figura 55.

Figura 55 – Resultados dos testes de tração realizados com as cordas de violão D’Addario.



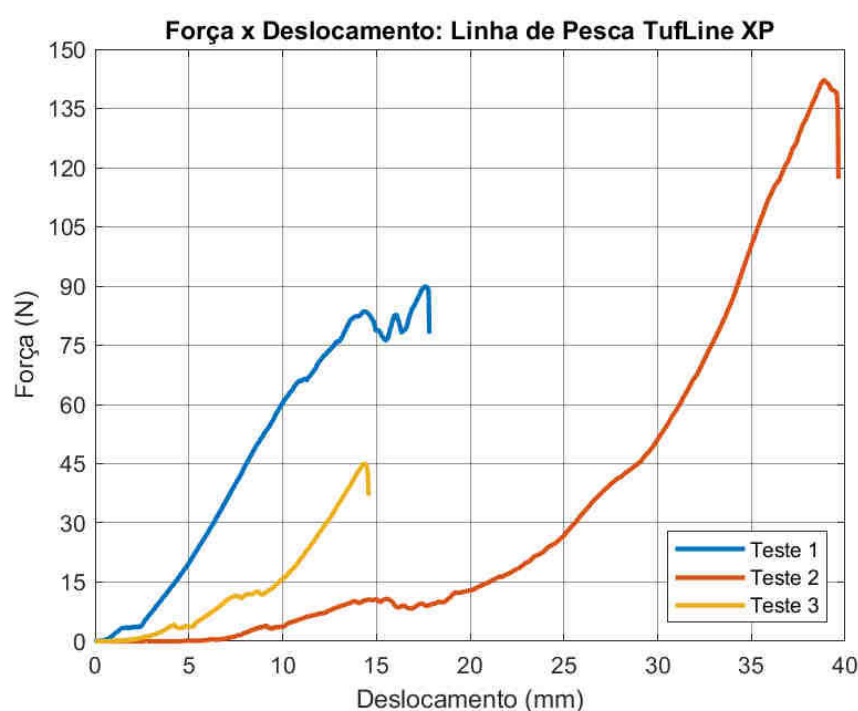
Fonte: Elaborado pelo autor.

Foi observado que apenas a corda Ré suportou uma carga superior à necessária, apresentando força de ruptura de aproximadamente 205 N com deslocamento de 40 mm. O que pode ser notado é o comportamento exponencial na sua curva, ou seja, apresenta um alto deslocamento para uma baixa força no começo do teste e a partir de 10 mm de deformação ocorre um aumento repentino na força necessária para se deformá-la. Esse comportamento indica a necessidade de a

corda estar com uma tração elevada durante o ajuste dos tendões para que seu comportamento inicial não interfira no funcionamento do mecanismo. Também foi observado que essas cordas apresentavam falhas com pouca carga aplicada, apresentando fraturas internas ou trincas observadas por meio de inspeções visuais. Durante a ruptura da amostra foi observado que esse tipo de corda apresentava um "chicoteio", o que pode apresentar um risco à segurança do usuário caso ocorra uma falha durante a operação do dispositivo. As demais cordas de violão foram descartadas do projeto, uma vez que não suportaram os esforços necessários.

Após o teste com as cordas de violão, foi testada a linha utilizada para pesca. Três testes foram realizados e seus resultados são apresentados na Figura 56.

Figura 56 – Resultados dos testes de tração realizados com a linha de pesca TufLine XP.

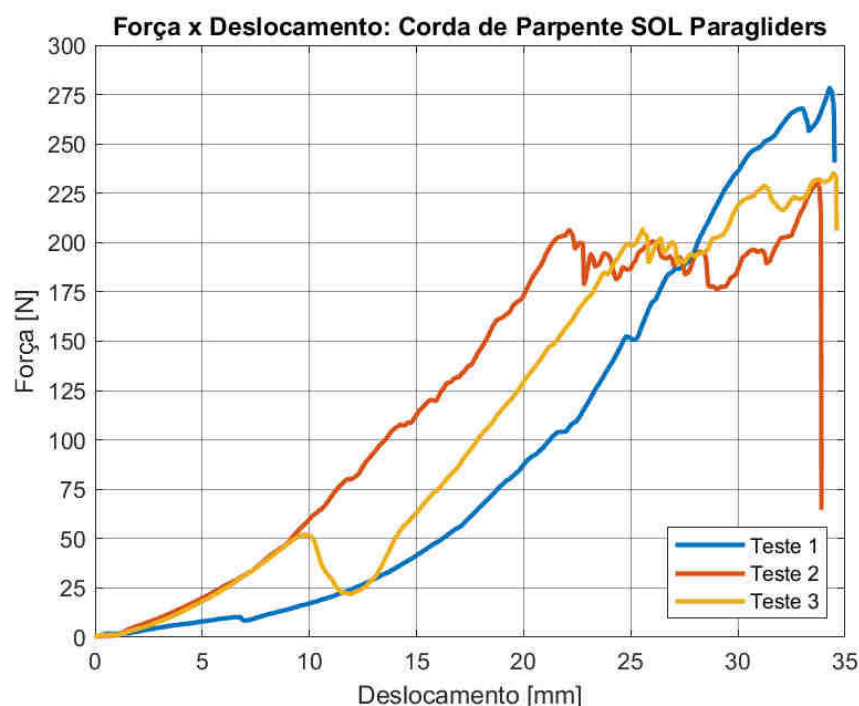


Fonte: Elaborado pelo autor.

Pode ser notado que existe uma variabilidade na resistência do material, possuindo assim um comportamento imprevisível. Em alguns testes, a linha suporta altas cargas aplicadas, e em alguns casos, para o mesmo deslocamento, apresenta uma resistência bem inferior, mesmo que em ambos os casos ela esteja associada a um grande deslocamento. Além disso, ela possui característica de ser escorregadia, fazendo com que os dados apresentassem um maior deslocamento e do que o real. Nota-se que a corda sofreu um deslocamento de 15 mm com diferentes forças de 10 a 80 N devido à imprevisibilidade apresentada. Devido a essas características, a linha de pesca foi excluída como cabo para realizar a função de tendão artificial.

Por último foram realizados testes com a corda de parapente. Novamente três ensaios foram realizados e seus resultados são apresentados na Figura 57.

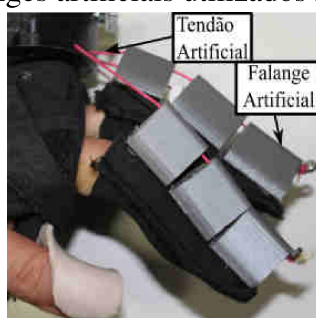
Figura 57 – Resultados dos testes de tração realizados com a corda de parapente SOL Paragliders.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Pode ser observado que esse cabo apresenta a maior força de ruptura apresentada entre as amostras, na faixa de 250 N com um deslocamento de aproximadamente 34 mm. Apesar de possuir resultados diferentes entre os testes, eles estão em uma faixa próxima de resistência. O comportamento novamente exponencial de sua curva mostra que, ao serem ajustados os tendões nos dedos do usuário, a corda deve estar tracionada, forçando o seu comportamento na faixa que necessita de aplicação de altas forças para se deformar, fazendo assim com que ela atue de forma rígida sem interferir no funcionamento do mecanismo de atuação. Além da resistência, essa corda apresenta uma alma de Kevlar (aramida DuPont™ Kevlar®), tendo assim, um peso reduzido e não apresentando risco de formar quinas cortantes ao ser rompida, nem apresenta um "chicoteio" como as cordas de violão, apresentando a falha por desfazimento das fibras do material. Devido esses fatores, esse cabo foi escolhido para exercer a função de tendão artificial do atuador do módulo mão, como demonstrado na Figura 58.

Figura 58 – Tendão e falanges artificiais utilizados no atuador do módulo mão.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Algumas dificuldades foram observadas durante os testes com os cabos. A forma de fixação destes às garras da máquina se apresentou instável, tendo seu nó de fixação muitas vezes desfeito, ou até mesmo escorregando de sua posição. Essas características podem apresentar uma variação do comportamento medido pelo equipamento, com o comportamento real da amostra, o que gera a necessidade de repetidos experimentos para obtenção de resultados condizentes com a realidade. Formas de fixação da corda na máquina devem ser estudadas para garantir a efetividade de ensaios de tração realizados com cabos.

Após a definição do cabo a ser utilizado como tendão artificial, para finalizar o projeto do atuador, foi definido o passo real do parafuso de potência. Utilizando a Equação 3 foi então determinado que seriam utilizados 3 filetes na rosca, gerando um tempo de abertura total de 2,51 s, na velocidade máxima do motor, garantindo a abertura dos dedos no tempos desejado. As demais características do parafuso de potência projetado podem ser observados na Tabela 10.

Tabela 10 – Resultados do parafuso de potência atuador mão.

Dados motor			
Potência [W]	15,00		
Rotação [rpm]	179,62		
Torque máximo [N.m]	0,797		
Passo [mm]	2,00		
Número de filetes	3		
Diâmetro [mm]	12,00		
Diâmetro médio [mm]	11,00		
Diâmetro de raiz [mm]	10,00		
Avanço [mm]	6,00		
Ângulo de avanço [rad]	0,17		
Ângulo do perfil [°]	30,00		
Largura da porca [mm]	15,00		
Número de roscas engajadas	7,50		
Dados de Carregamento [N]			
Força [N]	175		
Atrito	0,45		
Torque para empurrar [N.m]	0,67		
Torque para relaxar [N.m]	0,41		
Análise Estrutural			
σ_x [MPa]	$2,23 \cdot 10^{-3}$	τ_{xy} [MPa]	0
σ_y [MPa]	0	τ_{yz} [MPa]	3,41
σ_z [MPa]	-2,23	τ_{zx} [MPa]	0
σ' [MPa]	5,91		

Fonte: Elaborado pelo autor.

A largura da porca foi definida para ocupar o menor espaço possível e garantir a integridade estrutural do sistema. Com as características definidas, a tensão máxima aplicada foi de 5,91 MPa, valor esse inferior à tensão de escoamento do material tanto do fuso de 105 MPa, Alumínio 6063, quanto da porca de 85 MPa, Nylon 6, logo, o fator de segurança do fuso é de 17 e da porca de 14. Apesar do fator de segurança elevado, o que justificaria uma redução nas

dimensões dos componentes, não foram efetuadas modificações na geometria dos componentes, pois eles foram usinados, assim, fazê-los com menores dimensões acarretaria em problemas de fabricação. O fuso e a porca do sistema de transmissão do atuador da mão são apresentados na Figura 59.

Figura 59 – Conjunto fuso e porca do sistema de transmissão do atuador do módulo mão.

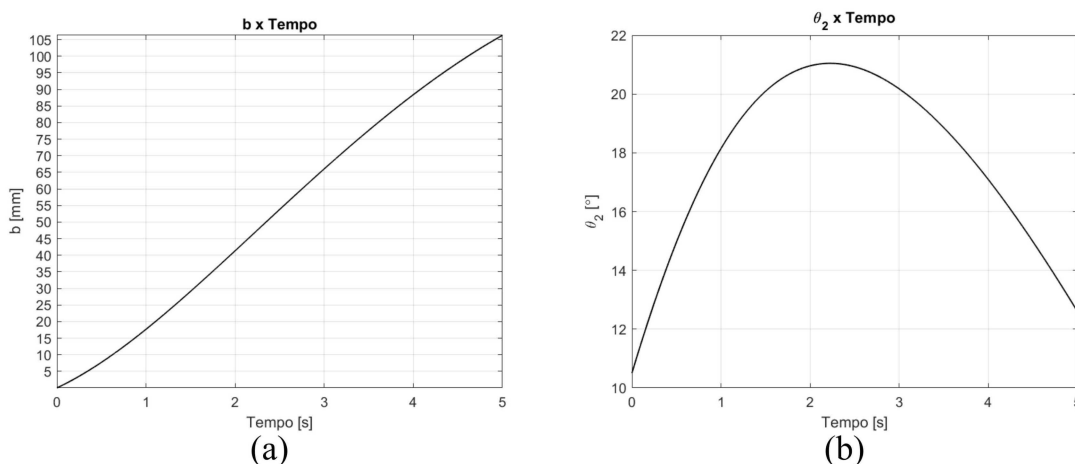


Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2 Atuador Módulo Cotovelo

Para o desenvolvimento do atuador utilizado no módulo cotovelo, faz-se necessária primeiro a análise analítica de posições dos elos 2 e 3 do mecanismo. A Figura 60.

Figura 60 – Posição da junta linear B (a) e da junta rotativa A (b) do mecanismo do atuador do módulo cotovelo.

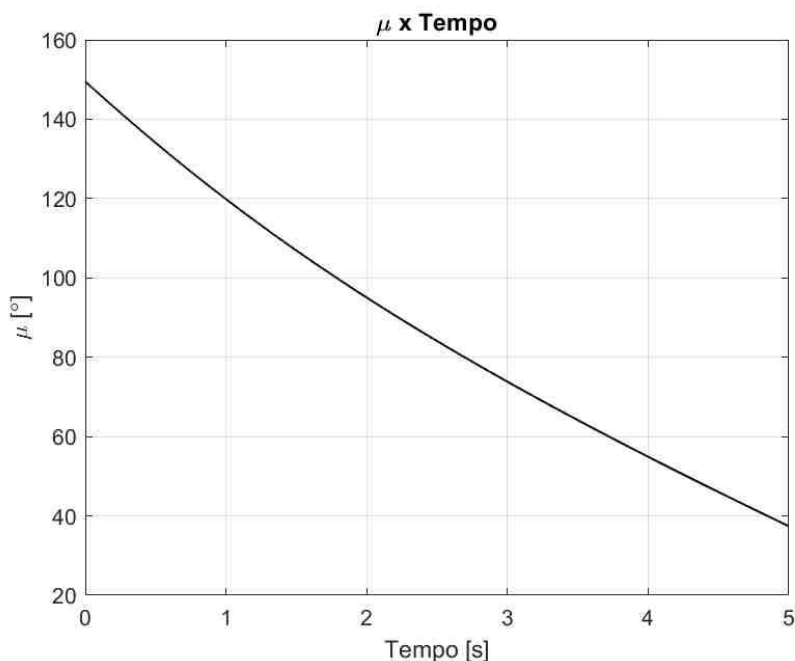


Fonte: Elaborado pelo autor.

Com pode ser observado na Figura 60 (a), a junta linear apresenta o comprimento final de aproximadamente 106 mm, como previamente observado na análise gráfica de posições, validando assim o comprimento necessário para o parafuso de potência. Além disso, pode-se observar que a posição da junta varia aproximadamente como uma função linear, apresentando uma maior defasagem no começo e no fim do movimento. Devido a esse comportamento, pode-se utilizar um controle linear da posição da junta, com velocidade constante, sem comprometer a característica da velocidade angular na saída do sistema. A Figura 60 (b) apresenta a variação angular do conjunto motor, e do parafuso de potência. Essa variação atua como uma compensação necessária para movimentação do sistema, variando de $10,5^\circ$ a 21° .

Outra posição determinante para o funcionamento do sistema é o ângulo entre os elos 3 e 4 (μ), este representado na Figura 61, pois ele é responsável por definir a variação do torque de saída do sistema.

Figura 61 – Variação angular entre os elos 3 e 4.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Pode ser notado que no começo e no final do movimento os ângulos mais críticos para a força do motor gerar o momento desejado, sendo de aproximadamente 150° e 40° . Esses pontos devem ser analisados com cuidado durante as análises dinâmicas do sistema, porém, como apresentado na Figura 35, no começo do movimento se encontra o menor torque necessário, e no final, o torque solicitado é inferior ao máximo, aproximadamente 4,2 Nm. Isto contribui para o funcionamento do sistema, mesmo com o ângulo μ defasado do ângulo ideal de 90° para geração de torque no sistema.

Para determinar o torque máximo desenvolvido pelo atuador, foi utilizada a análise dinâmica do sistema. Os pesos e a localização dos CGs de cada elo do sistema são apresentados na Tabela 11. Utilizando o Sistema de Equações 23, foi encontrado o torque de saída (T_o), desenvolvido pelo mecanismo. As posições apresentadas dos CGs, são relativos aos pontos de junção dos elos apresentados na Figura 33 com relação aos eixos x' e y' apresentados nos DCLs (Figuras 38, 39 e 40).

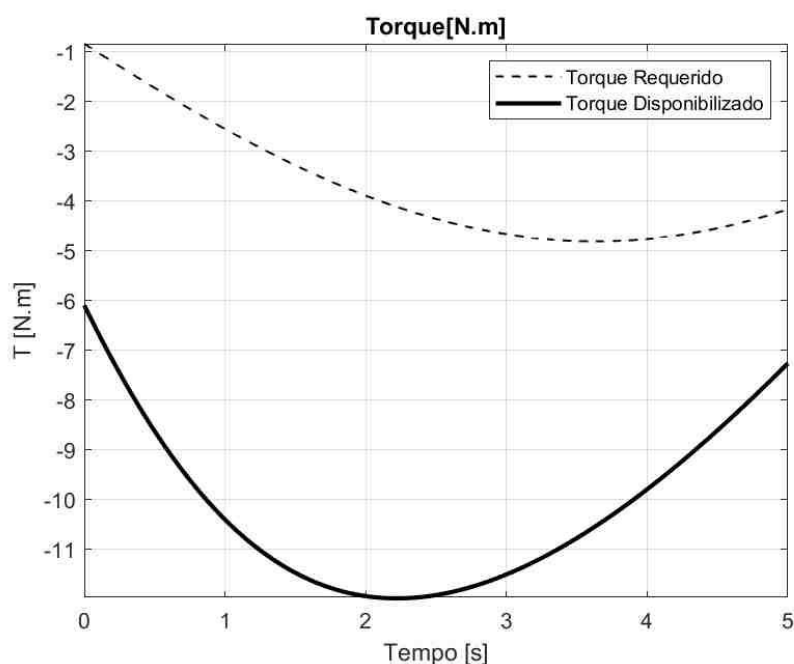
Tabela 11 – Propriedades inerciais dos elos do mecanismo do atuador do módulo cotovelo.

Elo	Massa[g]	Momento de Inércia $\left[\frac{g}{m^3}\right]$	Posição CG [mm]	
			x'	y'
2	160,72	0,65	95,17	0
3	9,24	$5,70 \cdot 10^{-4}$	-13,11	0
4	101,47	0,77	9,84	141,59

Fonte: Elaborado pelo autor.

Com os dados, foi possível resolver as equações para todo o tempo de execução do movimento, e obtendo os dados apresentados na Figura 62. Pode-se observar que o torque disponibilizado pelo sistema é superior em todos os momentos ao torque necessário para movimentar o braço, apresentando um valor mínimo de 5,9 Nm e máximo de 12 Nm, mesmo com os ângulos críticos de transmissão, apresentados na Figura 61, validando assim o projeto do mecanismo utilizado. O valor de torque superior garante o funcionamento do mecanismo para utilização em usuários que apresentam altura e peso fora dos utilizados, antropométricos, conseguindo atender assim uma gama maior de usuários.

Figura 62 – Comparativo entre o torque requerido pelo e o torque disponibilizado pelo atuador.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Como foi determinado que a junta linear do mecanismo desenvolveu uma velocidade constante, o número de filetes foi determinado pra que o comprimento total da junta, 106,32 mm, seja percorrido em pelo menos 5 s. Utilizando a Equação 3 novamente, foi então determinado que seriam utilizados 4 filetes na rosca, obtendo um tempo de flexão total cotovelo de 4,44 s, na velocidade máxima do motor, executando o movimento completo no tempo desejado. As demais características do parafuso de potência projetado podem ser observados na Tabela 12.

Tabela 12 – Resultados do parafuso de potência atuador cotovelo.

Dados motor			
Potência [W]	15,00		
Rotação [rpm]	179,62		
Torque máximo [N.m]	0,797		
Passo [mm]	2,00		
Número de filetes	4		
Diâmetro [mm]	12,00		
Diâmetro médio [mm]	11,00		
Diâmetro de raiz [mm]	10,00		
Avanço [mm]	8,00		
Ângulo de avanço [rad]	0,23		
Ângulo do perfil [°]	30,00		
Largura da porca [mm]	14,00		
Número de roscas engajadas	7,00		
Dados de Carregamento [N]			
Força [N]	185,49		
Atrito	0,45		
Análise Estrutural			
σ_x [MPa]	$2,53 \cdot 10^{-3}$	τ_{xy} [MPa]	0
σ_y [MPa]	0	τ_{yz} [MPa]	4,06
σ_z [MPa]	-2,36	τ_{zx} [MPa]	0
σ' [MPa]	7,03		

Fonte: Elaborado pelo autor.

A largura da porca foi novamente definida para ocupar o menor espaço possível e garantir a integridade estrutural do sistema. A tensão máxima aplicada foi de 7,03 MPa, valor esse inferior à tensão de escoamento do material tanto do fuso, Alumínio 6063, quanto da porca, Nylon 6. Assim o fator de segurança do fuso é de 15 e de 12 para a porca. Como os componentes do sistema, assim como os do módulo mão, serão usinados, optou-se por não modificar suas dimensões, garantindo assim que sua fabricação seja possível. O fuso e a porca do parafuso de potência do atuador do módulo cotovelo são apresentados na Figura 45.

Figura 63 – Conjunto fuso e porca da junta de translação do atuador do módulo cotovelo.

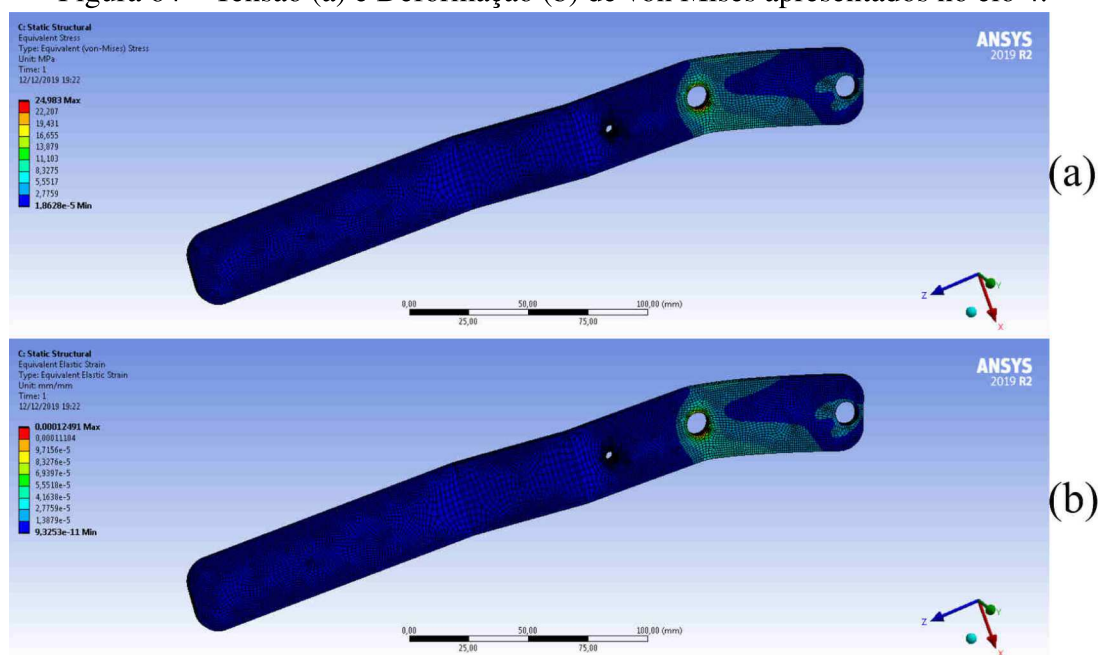


Fonte: Elaborado pelo autor.

O ultimo componente do mecanismo a ser analisado foi o elo 4. Por meio das simulações, pode se observar os resultados de tensão e deformação de von Mises devido ao carregamento teórico do mecanismos na Figura 64. A tensão máxima apresentada foi de 24,98 MPa, localizada no furo da junta D, valor esse inferior à tensão de escoamento do material, 95 MPa. A deformação máxima entrada foi de 0,012%. Com o resultado obtido, pode-se garantir que o componente

resistirá às cargas aplicadas, porém todas as tensões e deformações máximas foram apresentadas próximo ao furo das juntas rotativas. A maior parte do componente apresentou pouco ou nenhum esforço. Devido a isto, é possível fazer uma análise topológica do componente em versões futuras do dispositivos, garantindo um peso inferior com a mesma integridade estrutural.

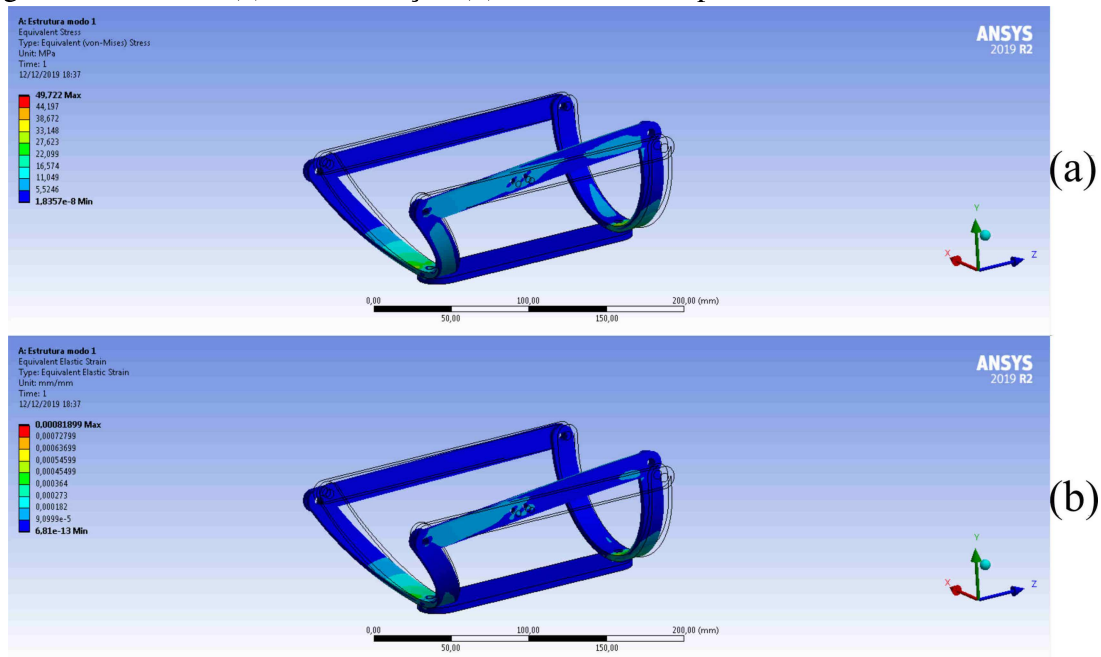
Figura 64 – Tensão (a) e Deformação (b) de von Mises apresentados no elo 4.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A estrutura metálica do módulo cotovelo também foi analisada numericamente, e as tensão e deformação de von Mises calculadas são apresentadas na Figura 65. A maior tensão apresentada foi de 49,72 MPa, valor esse também inferior ao escoamento do material, com uma deformação máxima de 0,082%. As maiores tensões foram apresentadas nas junções entre os dois lados do mecanismo, principalmente no furo de ligação entre eles e a chapa inferior. Uma das chapas, ao fundo na imagem, praticamente não apresentou carregamentos. Uma otimização estrutural pode ser feita, para reduzir o peso da estrutura e aumentar a resistência mecânica. Vale salientar uma divergência nas condições propostas na simulação, pois a chapa que liga a estrutura à tala do braço foi considerada engastada, enquanto na realidade ela não possui essa característica. Essa condição foi estabelecida como uma forma de garantir que as tensões apresentadas sejam superiores às reais e assim assegurar que o componente suportará os esforços.

Figura 65 – Tensão (a) e Deformação (b) de von Mises apresentados na estrutura metálica.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Com a determinação de todos os componentes, a órtese pode ser montada com os atuadores para execução do teste com o voluntário. A Figura 66 apresenta a órtese vestida para uso. Os desenhos técnicos dos componentes são apresentados no Anexo

Figura 66 – Órtese completa vestida no usuário.



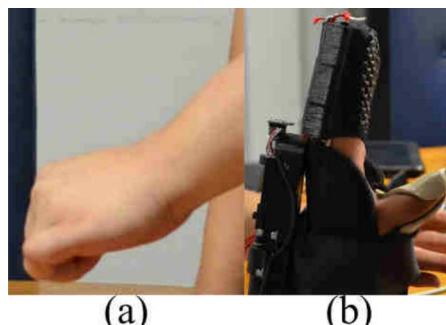
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.3 Teste Piloto

O primeiro módulo testado foi o módulo mão. A Figura 67 mostra um comparativo entre a abertura de dedos realizada de forma natural, sem o auxílio da órtese, e a abertura dos dedos utilizando o dispositivo. O atuador cumpriu o propósito efetuando a abertura completa dos dedos

da voluntária, que não consegue abri-los naturalmente. Ele executou a abertura total dos dedos em 2,32 segundos, com a velocidade máxima.

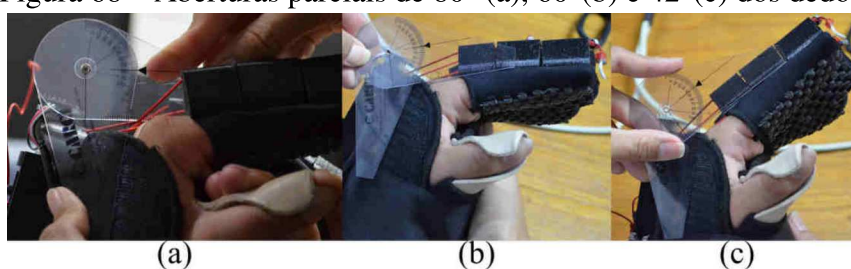
Figura 67 – Aberturas dos dedos da voluntária naturalmente (a) e com o dispositivo(b).



Fonte: Elaborado pelo autor.

Além da abertura total, três aberturas parciais dos dedos de 63° foram executadas, porém os ângulos que foram feitos pelo dispositivo, medidos pelo goniômetro foram de aproximadamente 79° , 61° e 42° (Figura 68). Essa discrepância entre os ângulos desejados e os obtidos se deve principalmente pela forma de ajuste utilizada nos tendões artificiais. Como o ajuste é feito de modo manual, em que o operador puxa com as mãos o cabo até sentir que ele esteja tracionado, não existe um padrão para obter o ajuste ideal. Como mostrado no teste de tração apresentado na Figura 57, a tração insuficiente dos cabos gera um comportamento indesejado de deformação, o que consequentemente irá afetar de maneira direta na posição atingida pelo atuador. Com isso, fazem-se necessárias formas de ajustar os tendões que não dependem unicamente da sensibilidade do operador.

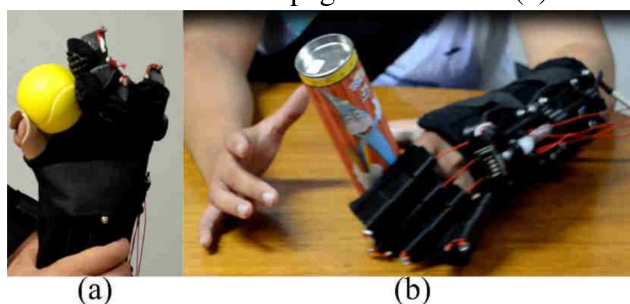
Figura 68 – Aberturas parciais de 80° (a), 60° (b) e 42° (c) dos dedos.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Além das aberturas parciais, a participante também foi orientada a pegar uma bola e um cilindro para atestar a capacidade do dispositivo no retorno das atividade bi manuais. Como pode ser visto na Figura 69, a órtese pode ser utilizada para esse fim. Analisar essa capacidade é de suma importância para o mecanismo, uma vez que durante a reabilitação o paciente será engajado a pegar diversos objetos e utilizá-los. Além da reabilitação, essa capacidade torna o dispositivos capaz de ser utilizado como um auxílio na vida diária do usuário, que pode utilizá-lo para executar novamente as atividades do dia a dia.

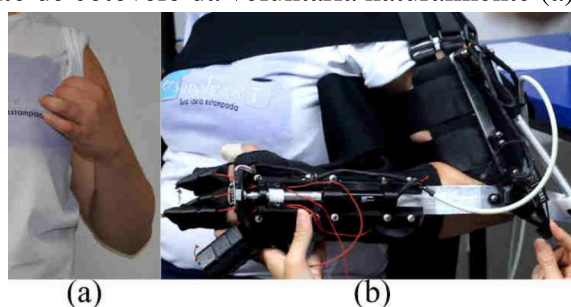
Figura 69 – Voluntária realizando a pega de uma bola(a) e de um cilindro (b).



Fonte: Elaborado pelo autor.

Finalizados os testes com o módulo mão, o módulo cotovelo também foi averiguado. Como pode ser observado na Figura 70 o atuador consegue executar o fechamento de 120° de cotovelo em 4,14 segundos, com a velocidade máxima. Essa participante, particularmente, consegue executar a flexão total de cotovelo (Figura 70(a)), apresentando uma leve pronação de antebraço e adução de ombro. Essa tarefa porém é feita de forma mais lenta, do que quando executado por uma pessoa típica. Com a órtese (Figura 70(b)), a flexão foi feita completamente, com uma velocidade mais natural e a pronação de antebraço e a abdução de cotovelo foram reduzidas devido a nova estrutura utilizada no atuador.

Figura 70 – Fechamento de cotovelo da voluntária naturalmente (a) e com o dispositivo(b).



Fonte: Elaborado pelo autor.

Durante os testes, foi observado que, apesar de executar o fechamento e a abertura do cotovelo de forma satisfatória, o sistema apresentava inconsistências de funcionamento. O método de acoplamento do fuso ao motor, parafuso Allen sem cabeça, não conseguiu exercer sua função e apresentou falhas de acoplamento entre os componentes, fazendo com que o motor perdesse eficiência de transmissão de sua força para o mecanismo, ou até mesmo parando a execução do movimento antes de atingir a posição desejada. Formas de acoplamento entre esses componentes devem ser investigadas, a fim de mitigar esse problema.

Com os testes finalizados, pode-se perceber que os atuadores executaram as funções propostas de abertura de dedos e flexão e extensão de cotovelo. Assim, mesmo necessitando de ajustes, a órtese pode ser usada para realização de sessões de reabilitação ou até mesmo no dia a dia. Porém, testes de reabilitação são essenciais para determinar a efetividade real do dispositivo nos tratamentos dos usuários.

5 CONCLUSÃO

O presente trabalho desenvolveu novos atuadores robóticos aplicados a uma órtese para membro superior, pré concebida pelo LabBio, na UFMG. Dois atuadores, aplicados a dois módulos (mão e cotovelo), foram desenvolvidos, com a função de abrir e fechar os dedos em até 3 segundos e flexionar ou estender o cotovelo em 5 segundos, para serem utilizados na reabilitação de indivíduos pós AVE.

Analisando o protótipo anterior em quatro usuários pós-AVE foram determinadas mudanças na sua estrutura, que era unilateral externa ao braço do usuário, por uma estrutura bilateral, aumentando sua resistência mecânica e assim proporcionando o funcionamento do atuador do módulo cotovelo. As dedeiras utilizadas foram modificadas cobrindo todo o dedo do indivíduo para assim proporcionar a abertura completa dos dedos. Por fim, os motores, externos à órtese, foram substituídos por motores menores e acoplados a ela, para proporcionar uma maior mobilidade com o dispositivo.

Utilizando tendões artificiais que são cordas de parapente, acoplados a uma dedeira através falanges artificiais, e a um sistema de transmissão de parafuso de potência, utilizando um motor de pequenas dimensões da Maxxon Motors[®] (modelo EC16 com redução GP16A), com um torque nominal de 0.797 Nm e 15 W de potência, foi possível abrir a mão em 2,32 segundos, produzindo uma força de 175 N (essa força determinada através de medições da força de preensão dos voluntários), repetidas vezes controlando a quantidade de abertura desejada e a velocidade.

Já para movimentar o cotovelo, um sistema de barras, com entrada de velocidade e força utilizando um parafuso de potência, foi desenvolvido conseguindo efetuar a flexão ou a extensão de cotovelo em 4,14 segundos, produzindo um torque máximo de saída na junta de aproximadamente 12 Nm, valor esse mais que suficiente para movimentação estimada do conjunto mão, antebraço e módulo mão, que necessitava de um torque máximo de aproximadamente 4,8 Nm.

Análises estruturais foram realizadas na haste de saída do mecanismo e na estrutura mecânica. Na primeira foram consideradas as maiores forças dinâmicas nas junções do elo, juntamente com o torque contra movimento compatível com o momento de forças gerado. Assim a tensão máxima de von Mises encontrada foi de 24,98 MPa, valor esse inferior à tensão de escoamento do material, 95 MPa. Na estrutura mecânica, considerando como condições de entradas para o cálculo, a força máxima da junta de ligação entre a haste e a estrutura, as reações do mecanismo à estrutura, e um binário de força nas juntas de ligação das hastes a ela de 20 N para simular a pronação gerada pelo usuário, foi encontrado um valor de tensão de von Mises máximo de 49,72 MPa, também inferior ao limite de escoamento do material. Essas simulações, foram capazes de validar os componentes críticos do atuador do módulo cotovelo para a aplicação.

Acionando o sistema, o microcontrolador STM32F103 foi utilizado para receber, analisar e determinar o funcionamento dos motores. Combinados a sensores de fim de curso e *encoders*, foi possível controlar a posição, através de uma conversão de sinais do sensor em valores angulares. As velocidades foram controladas utilizando o módulo ESCON 50/4 EC-S,

desenvolvido para esse fim pelo fabricante do motor. Como interface de comando, foi aperfeiçoado um aplicativo para plataforma Android[®], anteriormente concebido pelo laboratório, visando a fácil adaptabilidade entre os dispositivos. Utilizando a comunicação via Bluetooth[®], foram enviados os comandos desejados para o microcontrolador que acionou os atuadores até as posições especificadas.

Em um teste funcional, o protótipo dos novos atuadores se mostrou capaz de executar as funções propostas de forma satisfatória, apesar de necessitar de alguns ajustes, como aprimoramento no sistema de fixação dos tendões artificiais à porca da transmissão, e melhor acoplamento entre o fuso e o motor no atuador do módulo cotovelo. Contudo com os testes, mostra-se que os presentes atuadores podem ser utilizados na realização de um protocolo de reabilitação, para poder confirmar a capacidade do dispositivo desenvolvido na reabilitação de indivíduos pós AVE.

5.1 Sugestão Para Trabalhos Futuros

Apesar dos resultados positivos apresentados pelos atuadores desenvolvidos por esse trabalho, algumas contribuições se fazem necessárias para aperfeiçoá-los. Então, os trabalhos futuros sugeridos advindos desse estudo seguem abaixo:

- 1- Criação de um protocolo de reabilitação utilizando os novos atuadores concebidos para órtese desenvolvida no LabBio;
- 2- Utilização da órtese utilizando os novos atuadores em um protocolo de reabilitação, a fim de confirmar sua capacidade em reabilitar indivíduos pós AVE;
- 3- Desenvolvimento de um sistema de acoplamento de cabos para testes de tração em tendões artificiais;
- 4- Análises topológicas nos componentes estruturais dos atuadores;
- 5- Estudo das formas de acoplamento de parafusos de potência a eixos de motores elétricos;
- 6- Desenvolvimento um novo sistema de acionamento dos atuadores utilizando o sistema de EMG;
- 7- Desenvolvimento atuadores híbridos, utilizando estimulação elétrica funcional.

REFERÊNCIAS

- AISEN, M. L. et al. The Effect of Robot-Assisted Therapy and Rehabilitative Training on Motor Recovery Following Stroke. **Archives of Neurology**, v. 54, n. 4, p. 443–446, apr 1997. ISSN 0003-9942. Disponível em: <<http://archneur.jamanetwork.com/article.aspx?articleid=594519>>.
- ALFA ALUMÍNIO. **Catalogo de Produtos**. 2019. Disponível em: <<http://alfaaluminio.com.br/wp-content/uploads/2018/07/CATALOGO-ALFA-ALUMINIO.pdf>>.
- ANDRADE, M. V. F. d. Mestrado. **Órtese Dinâmica que Restaura o Movimento da Mão e do Cotovelo**. Belo Horizonte - MG: [s.n.], 2018. 104 p.
- ARAÚJO, R. C. D. **Desenvolvimento e Avaliação de Sistema de Auxílio à Reabilitação Motora do Membro Superior Após Acidente Vascular Encefálico**. Tese (Doutorado) — Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte - MG, 2011.
- BARTOLO, M. et al. Arm weight support training improves functional motor outcome and movement smoothness after stroke. **Functional neurology**, v. 29, n. 1, p. 15–21, 2014. ISSN 1971-3274. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25014045http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4172243>>.
- BERTOLUCCI, P. H. et al. O Mini-Exame do Estado Mental em uma população geral: impacto da escolaridade. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 52, n. 1, p. 01–07, mar 1994. ISSN 0004-282X. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0004-282X1994000100001&lng=p>.
- BOHANNON, R. W.; SMITH, M. B. Interrater Reliability of a Modified Ashworth Scale of Muscle Spasticity. **Physical Therapy**, v. 67, n. 2, p. 206–207, feb 1987. ISSN 0031-9023. Disponível em: <<https://academic.oup.com/ptj/article/2728158/Interrater>>.
- BRASIL.MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Diretrizes de atenção à reabilitação da pessoa com acidente vascular cerebral**. 1. ed. Brasília: Ministério da Saúde, 2013. 69 p. ISBN 978-85-334-2083-0.
- BREWER, B. R.; MCDOWELL, S. K.; WORTHEN-CHAUDHARI, L. C. Poststroke Upper Extremity Rehabilitation: A Review of Robotic Systems and Clinical Results. **Topics in Stroke Rehabilitation**, v. 14, n. 6, p. 22–44, dec 2007. ISSN 1074-9357. Disponível em: <<http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1310/tsr1406-22>>.
- BROEKS, J. G. et al. The long-term outcome of arm function after stroke: results of a follow-up study. **Disability and Rehabilitation**, v. 21, n. 8, p. 357–364, jan 1999. ISSN 0963-8288.
- BUDYNAS, R. G.; NISBETT, J. K. **Elementos de Máquinas de Shigley - Projeto de Engenharia Mecânica**. 8. ed. Porto Alegre: McGraw Hill, 2011. ISBN 978-85-8055-042-9.
- BYL, N. N. et al. Chronic stroke survivors achieve comparable outcomes following virtual task specific repetitive training guided by a wearable robotic orthosis (UL-EXO7) and actual task specific repetitive training guided by a physical therapist. **Journal of Hand Therapy**, v. 26, n. 4, p. 343–352, oct 2013. ISSN 0894-1130. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0894113013000720>>.
- CHANG, W. H. et al. Effects of Robot-Assisted Gait Training on Cardiopulmonary Fitness in Subacute Stroke Patients. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 26, n. 4, p. 318–324,

may 2012. ISSN 1545-9683. Disponível em: <<http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1545968311408916>>.

DANGELO; FATTINI. **Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar**. 3. ed. [S.l.]: Atheneu, 2007. ISBN 8573798483,978-8573798487.

DROMERICK, A. W. et al. Critical periods after stroke study: translating animal stroke recovery experiments into a clinical trial. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 9, apr 2015. ISSN 1662-5161. Disponível em: <<http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fnhum.2015.00231/abstract>>.

DURET, C.; GROSMARE, A.-G.; KREBS, H. I. Robot-Assisted Therapy in Upper Extremity Hemiparesis: Overview of an Evidence-Based Approach. **Frontiers in Neurology**, v. 10, apr 2019. ISSN 1664-2295. Disponível em: <<https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fneur.2019.00412/full>>.

EUZEBIO, C. J. V.; RABINOVICH, E. P. Compreendendo o cuidador familiar do paciente com sequela de Acidente Vascular Encefálico. **Temas em Psicologia**, v. 14, p. 63–79, 2006.

FAZEKAS, G.; TAVASZI, I. The future role of robots in neuro-rehabilitation. **Expert Review of Neurotherapeutics**, v. 19, n. 6, p. 471–473, jun 2019. ISSN 1473-7175. Disponível em: <<https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/14737175.2019.1617700>>.

FERREIRA, F. M. R. M. Mestrado. **EFICÁCIA DA TERAPIA ASSISTIDA POR ROBÔ NA REABILITAÇÃO DE PESSOAS COM COMPROMETIMENTO MOTOR E FUNCIONAL DE MEMBRO SUPERIOR: PARÂMETROS DE INTERVENÇÃO**. Belo Horizonte: [s.n.], 2017. 178 p.

FREITAS, E. D. de. **MANUAL PRATICO DE REEDUCACAO MOTORA DO MEMBRO SUPERIOR NA HEMIPLEGIA**. 1. ed. São Paulo: MEMNON, 2000. ISBN 9788585462369.

FREITAS, P. P. **Reabilitação da Mão**. 1ª. ed. São Paulo: Atheneu, 2006. 578 p. ISBN 9788573797114.

FUGL-MEYER, A. et al. The post-stroke hemiplegic patient: 1. A method for evaluation of physical performance. **Scand J Rehab Med**, v. 7, p. 13–31, 1975.

GBD 2015 Neurological Disorders Collaborator Group. Global, regional, and national burden of neurological disorders during 1990–2015: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015. **The Lancet Neurology**, v. 16, n. 11, p. 877–897, nov 2017. ISSN 14744422. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1474442217302995>>.

HAYWARD, K. S.; BRAUER, S. G. Dose of arm activity training during acute and subacute rehabilitation post stroke: a systematic review of the literature. **Clinical Rehabilitation**, v. 29, n. 12, p. 1234–1243, dec 2015. ISSN 0269-2155. Disponível em: <<http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0269215514565395>>.

HESSE, S. et al. Robot-assisted arm trainer for the passive and active practice of bilateral forearm and wrist movements in hemiparetic subjects. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 84, p. 915–920, 2003.

HUANG, V. S.; KRAKAUER, J. W. Robotic neurorehabilitation: a computational motor learning perspective. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 6, n. 1, p. 5, dec 2009. ISSN 1743-0003. Disponível em: <<https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-6-5>>.

HUNTER, S.; CROME, P. Hand function and stroke. **Reviews in Clinical Gerontology**, v. 12, n. 1, p. 68–81, feb 2002. ISSN 0959-2598. Disponível em: <https://www.cambridge.org/core/product/identifier/S0959259802012194/type/journal{_}arti>.

KAHN, L. et al. Robot-assisted movement training for the stroke-impaired arm: Does it matter what the robot does? **J Rehabil Res Dev**, v. 43, n. 5, p. 619–630, 2006.

KATZAN, I. L. et al. The most affected health domains after ischemic stroke. **Neurology**, v. 90, n. 16, p. e1364–e1371, apr 2018. ISSN 0028-3878. Disponível em: <<http://www.neurology.org/lookup/doi/10.1212/WNL.0000000000005327>>.

KLAMROTH-MARGANSKA, V. et al. Three-dimensional, task-specific robot therapy of the arm after stroke: a multicentre, parallel-group randomised trial. **The Lancet Neurology**, v. 13, n. 2, p. 159–166, feb 2014. ISSN 14744422. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1474442213703053>>.

KREBS, H. et al. Robot-aided neurorehabilitation. **IEEE Trans Rehabil Eng**, v. 6, p. 75–87, 1998.

KWAKKEL, G.; KOLLEN, B. J.; KREBS, H. I. Effects of Robot-Assisted Therapy on Upper Limb Recovery After Stroke: A Systematic Review. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 22, n. 2, p. 111–121, mar 2008. ISSN 1545-9683.

LANGHORNE, P.; BERNHARDT, J.; KWAKKEL, G. Stroke rehabilitation. **The Lancet**, v. 377, n. 9778, p. 1693–1702, may 2011. ISSN 01406736.

LANGHORNE, P.; LEGG, L. Evidence behind stroke rehabilitation. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 74, n. 90004, p. 18iv–21, dec 2003. ISSN 0022-3050. Disponível em: <http://jnnp.bmj.com/cgi/doi/10.1136/jnnp.74.suppl{_}4.i>.

LIEPERT, J. et al. Motor cortex plasticity during forced-use therapy in stroke patients: a preliminary study. **Journal of neurology**, v. 248, n. 4, p. 315–321, 2001. ISSN 0340-5354.

LUM, P. et al. MIME robotic device for upper-limb neurorehabilitation in subacute stroke subjects: a follow-up study. **J Rehabil Res Dev**, v. 45, n. 5, p. 631–642, 2006.

MACIEJASZ, P. et al. A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 11, n. 1, p. 3, 2014. ISSN 1743-0003.

MACLEOD, D. **THE RULES OF WORK: A Practical Engineering Guide to Ergonomics**. 2. ed. Boca Raton: CRC Press, 2013. 182 p. ISBN 978-1-4665-6025-3.

MASIERO, S. et al. Robotic-Assisted Rehabilitation of the Upper Limb After Acute Stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 88, n. 2, p. 142–149, feb 2007. ISSN 00039993. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999306014821>>.

MAYO, N. E. et al. Activity, participation, and quality of life 6 months poststroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, n. 8, p. 1035–1042, aug 2002. ISSN 00039993. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999302000254>>.

MEHRHOLZ, J. et al. Electromechanical and robot-assisted arm training for improving activities of daily living, arm function, and arm muscle strength after stroke. **Cochrane Database of Systematic Reviews**, sep 2018. ISSN 14651858. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1002/14651858.CD006876.pub5>>.

MENESES, K. et al. DEVELOPMENT AND PRELIMINARY TESTING OF A FUNCTIONAL HAND ORTHOSIS. In: **18th International Congress of Mechanical Engineering**. [S.l.: s.n.], 2005.

METALTHAGA. **Tabela Técnica: Propriedades Mecânicas Ligas de Alumínio Laminadas**. Nova Hamburgo: [s.n.], 2019. Disponível em: <<https://metalthaga.com.br/wp-content/uploads/2017/12/5-Propriedades-Mecanicas-Ligas-de-Aluminio-Laminadas.pdf>>.

NAKAYAMA, H. et al. Recovery of upper extremity function in stroke patients: The Copenhagen stroke study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 75, n. 4, p. 394–398, apr 1994. ISSN 00039993.

NEUMANN, D. A. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético**. 2ª. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011. 776 p. ISBN 978-85-352-3966-9.

NICHOLS-LARSEN, D. S. et al. Factors Influencing Stroke Survivors' Quality of Life During Subacute Recovery. **Stroke**, v. 36, n. 7, p. 1480–1484, jul 2005. ISSN 0039-2499.

NORMAS INDUSTRIAIS ALEMÃS. **DIN 103-1: ISO Metric Trapezoidal Screw Thread; Profiles**. [S.l.], 1977.

NOROUZI-GHEIDARI, N.; ARCHAMBAULT, P. S.; FUNG, J. Effects of robot-assisted therapy on stroke rehabilitation in upper limbs: Systematic review and meta-analysis of the literature. **The Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 49, n. 4, p. 479, 2012. ISSN 0748-7711. Disponível em: <<http://www.rehab.research.va.gov/jour/2012/494/pdf/norouzigheidari494.pdf>>.

NORTON, R. L. **Cinemática e dinâmica dos mecanismos**. 1. ed. Porto Alegre: AMGH, 2010. 812 p. ISBN 978-85-63308-19-1.

OMS. **Stroke, cerebrovascular accident**. 2012. Organização Mundial da Saúde. 27 Set. 2017 <http://www.who.int/topics/cerebrovascular_accident/en/>.

OMS. **Health statistics and information systems – Projections of mortality and causes of death, 2015 and 2030**. 2013. Organização Mundial da Saúde. 22 Nov. 2018 <http://www.who.int/healthinfo/global_burden_disease/projections/em>.

OMS. **The top 10 causes of death**. 2014. Organização Mundial da Saúde. 22 Nov. 2018 <<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/em>>.

O'SULLIVAN, S. B.; SCHMITZ, T. J. **Physical Rehabilitation**. 5. ed. Philadelphia: F.A. Davis Company, 2006. 1383 p. ISBN 978-0803612471.

PAGE, S. J.; HILL, V.; WHITE, S. Portable upper extremity robotics is as efficacious as upper extremity rehabilitative therapy: a randomized controlled pilot trial. **Clinical Rehabilitation**, v. 27, n. 6, p. 494–503, jun 2013. ISSN 0269-2155. Disponível em: <<http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0269215512464795>>.

PARKER, V. M.; WADE, D. T.; HEWER, R. L. Loss of arm function after stroke: measurement, frequency, and recovery. **International Rehabilitation Medicine**, v. 8, n. 2, p. 69–73, jan 1986. ISSN 0379-0797.

PERSSON, H. C. et al. Outcome and upper extremity function within 72 hours after first occasion of stroke in an unselected population at a stroke unit. A part of the SALGOT study. **BMC Neurology**, v. 12, n. 1, p. 162, dec 2012. ISSN 1471-2377.

PLASTTOTAL. **Informações Técnicas: Nylon 6**. 2019.

POLI, P. et al. Robotic Technologies and Rehabilitation: New Tools for Stroke Patients' Therapy. **BioMed Research International**, v. 2013, p. 1–8, 2013. ISSN 2314-6133. Disponível em: <<http://www.hindawi.com/journals/bmri/2013/153872/>>.

PRANGE, G. B. et al. Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke. **The Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 43, n. 2, p. 171, 2006. ISSN 0748-7711.

RAFFIN, E.; HUMMEL, F. C. Restoring Motor Functions After Stroke: Multiple Approaches and Opportunities. **The Neuroscientist**, v. 24, n. 4, p. 400–416, aug 2018. ISSN 1073-8584. Disponível em: <<http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1073858417737486>>.

RAGHAVAN, P. Upper Limb Motor Impairment After Stroke. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 26, n. 4, p. 599–610, nov 2015. ISSN 10479651. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1047965115000558>>.

ROCHA, D. N. Mestrado. **Desenvolvimento de um sistema de controle para a órtese funcional de mão da UFMG**. Belo Horizonte - MG: [s.n.], 2007. 49 p.

ROYAL COLLEGE OF PHYSICIANS. **National clinical guidelines for stroke**. 5. ed. Londres: Intercollegiate Stroke Working, 2016.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Controle motor: Teoria e aplicações práticas**. São Paulo: Manole, 2003. 632 p. ISBN 978-8520427477.

STEIN, J. Robotics in Rehabilitation. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 91, p. S199–S203, nov 2012. ISSN 0894-9115. Disponível em: <<https://insights.ovid.com/crossref?an=00002060-201211003-00001>>.

STEWART, C. et al. Structure and feasibility of extra practice during stroke rehabilitation: A systematic scoping review. **Australian Occupational Therapy Journal**, v. 64, n. 3, p. 204–217, jun 2017. ISSN 00450766. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1111/1440-1630.12351>>.

THOMPSON, A. J. et al. Clinical management of spasticity. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 76, n. 4, p. 459–463, apr 2005. ISSN 0022-3050. Disponível em: <<http://jnnp.bmj.com/cgi/doi/10.1136/jnnp.2004.035972>>.

TIMMERMANS, A. A. A. et al. Arm and hand skills: Training preferences after stroke. **Disability and Rehabilitation**, v. 31, n. 16, p. 1344–1352, jan 2009. ISSN 0963-8288. Disponível em: <<http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/09638280902823664>>.

VEERBEEK, J. M. et al. Effects of Robot-Assisted Therapy for the Upper Limb After Stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 31, n. 2, p. 107–121, feb 2017. ISSN 1545-9683. Disponível em: <<http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1545968316666957>>.

WECHSLER, L. R. et al. Cell Therapy for Chronic Stroke. **Stroke**, v. 49, n. 5, p. 1066–1074, may 2018. ISSN 0039-2499. Disponível em: <<https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/STROKEAHA.117.018290>>.

WINTER, D. A. **BIOMECHANICS AND MOTOR CONTROL OF HUMAN MOVEMENT**. 4. ed. Waterloo: John Wiley & Sons, Inc, 2009. 296 p. ISBN 978-0-470-39818-0.

YOZBATIRAN, N.; FRANCISCO, G. E. Robot-assisted Therapy for the Upper Limb after Cervical Spinal Cord Injury. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 30, n. 2, p. 367–384, may 2019. ISSN 10479651. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1047965118308726>>.

ZEILER, S. R.; KRAKAUER, J. W. The interaction between training and plasticity in the poststroke brain. **Current Opinion in Neurology**, v. 26, n. 6, p. 609–616, dec 2013. ISSN 1350-7540. Disponível em: <<http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage{&}an=00019052-201312000-00>>.

APÊNDICE A – DESENHOS TÉCNICOS

Os desenhos técnicos dos componentes pertencentes aos atuadores são apresentados nas páginas seguinte.

6

5

4

3

2

1

M

L

K

J

H

G

F

E

D

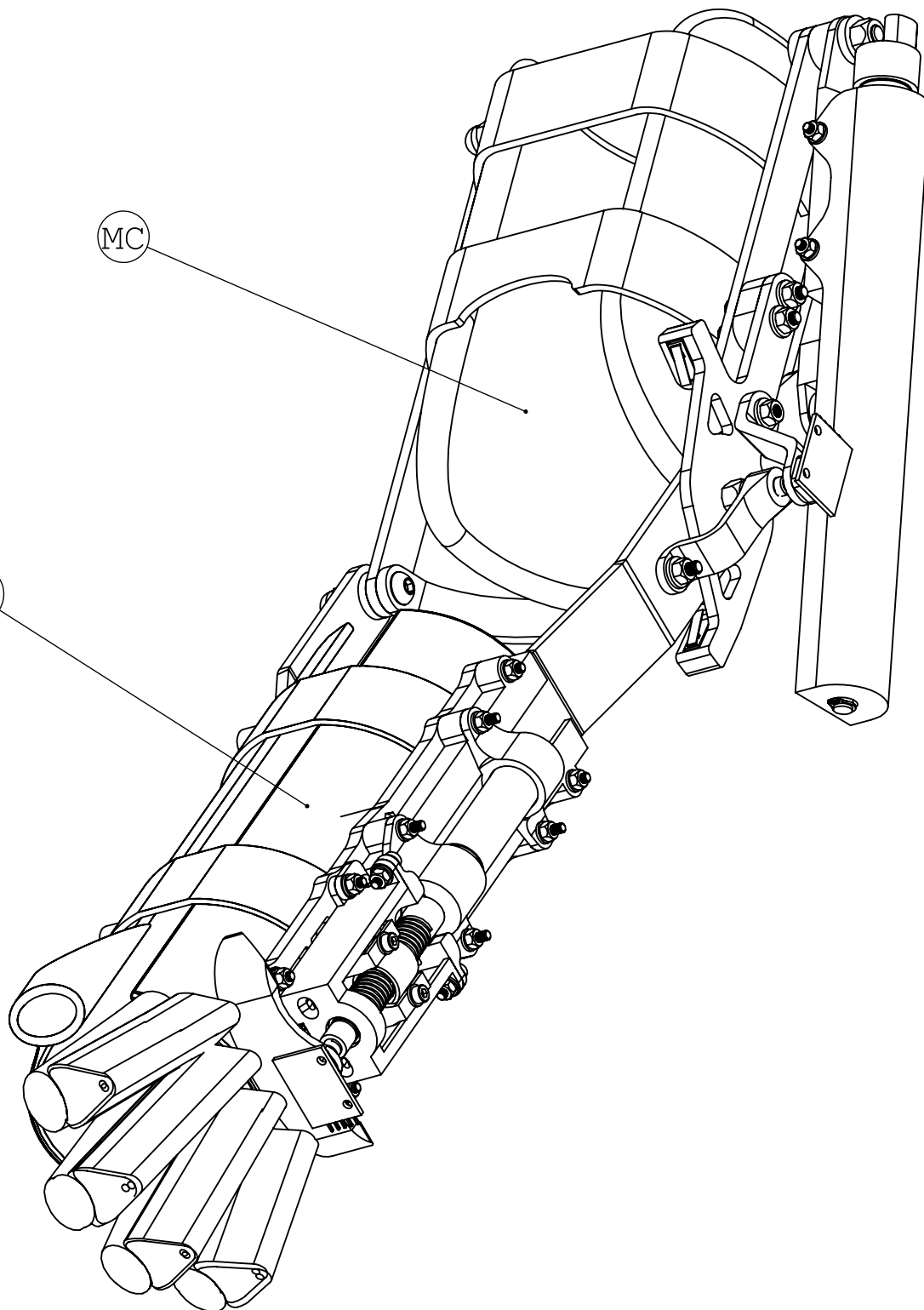
C

B

A

MM

MC



MC	1	MÓDULO COTOVELO	-	-	-
MM	1	MÓDULO MÃO	-	-	-
ITEM	QTD.	DENOMINAÇÃO	MATERIAL	DIMENSÕES	OBS.

QTD.:
1

	DATA	NOME	ASSINATURA
DES.	12/12/2018	GUILHERME P. RUBIO	
VERIF.	12/12/2018	GUILHERME P. RUBIO	
APROV.	12/12/2018	GUILHERME P. RUBIO	

lab.bio
laboratório de bioengenharia

ESCALA 1:2	COMPONTE:	Nº DES.: ORT001
	ÓRTESE	PROJETO: ÓRTESE
		PÁGINA: 1 DE 39

6

5

4

3

2

1

APÊNDICE B – ROTINA DE CÁLCULO DINÂMICO

```

1 %% Modelamento Dinamico Modulo Cotovelo
2 % Autor: Guilherme de Paula Rubio
3 % Orientador: Claysson Bruno Santos Vimeiro
4 % Co-orientador: Renan Fernandez Kozan
5 %-----LABBIO-----
6
7 clc;
8 clear all;
9 close all;
10 %%-----Dados Antropometricos 95th-----
11 % Fonte: The Rules of Work (Dan Macleod) – 2012
12 % Trabalhadores brasileiros
13
14 H = 1.810; %Altura media homens: 1,81 m = 1810mm
15 W = 86; %Peso medio Homens: 86 Kg
16
17 %%-----Localizacao do CG e Raio de Giracao-----
18 %Fonte: Biomechanics and Motor Control of Human Movement (David A. Winter) 2009
19 %-----Mao-----
20 hand_comp = 0.108*H; %[m]
21 hand_weigth = 0.006*W; %[Kg]
22 hand_CG_p = 0.506*hand_comp; %[m]CG proximal: no eixo do punho
23 hand_po = 0.587*hand_comp; %raio de giracao proximal
24 Ip_hand = hand_weigth*(hand_po^2); %[Kg.m^2]: Momento de inercia (proximal)
25
26 %-----Ant-Braco-----
27 ant_comp = 0.146*H; %[m]
28 ant_weigth = 0.016*W; %[Kg]
29 ant_CG_p = 0.430*ant_comp; %[m]CG proximal: no eixo do cotovelo
30 ant_po = 0.526*hand_comp; %raio de giracao proximal
31 Ip_ant = ant_weigth*(ant_po^2); %[Kg.m^2]: Momento de inercia (proximal)
32
33 %-----Modulo Mao-----
34 mod_weigth = 0.618; %[Kg]
35 mod_CG_p_x = (131.30+105.29)*10^-3; %[m]CG proximal: no eixo do cotovelo
36 mod_CG_p_y = 1.36e-3; %[m]
37
38 %-----Conjunto: Mao+ant-braco+Modulo Mao-----
39 %Eixo normal: Perpendicular ao centro rotacao do cotovelo em direcao ao raio
40 %de giro do ant-braco
41 w_arm = ant_weigth+hand_weigth+mod_weigth; %[Kg]
42 CG_x = ((ant_weigth*ant_CG_p)+(hand_weigth*(hand_CG_p+ant_comp)))+(mod_weigth*
    mod_CG_p_x))/w_arm; %[m]
43 CG_y = (mod_weigth*mod_CG_p_y)/w_arm;
44 Io = Ip_ant+(Ip_hand+hand_weigth*((hand_CG_p+ant_comp)^2)); %[Kg.m^2]
45
46 %%-----Problema Inicial-----
47 % Condições de posicao
48 tp = 1e-4; %[s] time step
49 t = (0:tp:5);
50 alpha =(pi)/18 + ((11*pi)/90)*t; %[rad] posicoes no tempo do giro do cg
51
52 % Analise do Torque de entrada necessaria para mover o ant-braco
53 % F. Rfg = Tin

```

```

54 g = 9.81; %[m/s^2] acelrecao da gravidade
55 Rgp = CG_x;
56 P = w_arm*g;
57
58 Tin = -P*Rgp*sin(alpha); %[N.M]
59
60 aux = 1;
61 max = 0;
62 tmax = 0;
63 amax = 0;
64
65 while aux <= length(Tin)
66     if max >= Tin(aux)
67         max = Tin(aux);
68         tmax = t(aux);
69         amax = alpha(aux);
70     end
71     aux=aux+1;
72 end
73
74 max;
75 tmax;
76 rad2deg(amax);
77
78 %% Analise Mecanismos
79 % Dados
80 a = 121.96e-3; %[m]
81 c = 65e-3;      %[m]
82 d = 181e-3;     %[m]
83 theta4 = (8*pi)/9 - ((11*pi)/90)*t; %[rad/s]
84
85 % Posicao
86 b = sqrt(2*c*d*cos(theta4)+c^2+d^2)-a; %[m] Comprimento junta translacao
87
88 theta2 = zeros(1,length(b));
89 trans = zeros(1,length(b));
90
91 aux=1;
92 while aux<=length(b)
93     theta2(aux) = acos(((a+b(aux))^2 -c^2 + d^2)/(2*d*(a+b(aux))));
94     trans(aux) = acos(((a+b(aux))^2 + c^2 - d^2)/(2*c*(a+b(aux))));
95     aux=aux+1;
96 end
97
98 Tte = 223.68*sin(trans)*c;
99
100 %% Analise Cinematica
101
102 ohmega4 = -((11*pi)/90);
103
104 % ?2
105 aux=1;
106
107 ohmega2 = zeros(1,length(b));
108 db = zeros(1,length(b));
109
110 while aux<=length(b)

```

```

111     ohmega2(aux) = (c*ohmega4*cos(theta4(aux)-theta2(aux)))/(a+b(aux));
112     db(aux) = c*ohmega4*sin(theta2(aux)-theta4(aux));
113     aux=aux+1;
114 end
115
116 %% Analise aceleracoes
117
118 aux = 1;
119
120 alpha2 = zeros(1,length(t));
121 d2b = zeros(1,length(t));
122
123 while aux<=length(t)
124     alpha2(aux) = (c*((ohmega4)^2)*sin(theta2(aux)-theta4(aux)) ...
125         -2*db(aux)*ohmega2(aux))/(a+b(aux));
126     d2b(aux) = ((a+b(aux))*(ohmega2(aux)^2)-c*(ohmega4^2) ...
127         *cos(theta4(aux)-theta2(aux)));
128     aux = aux+1;
129 end
130
131 %% Analise Dinamica
132 % Dados
133 %-----Elo 2-----
134
135 m2 = 160.7243e-3;    %[Kg] massa elo 2
136 I2 = 0.6486e-3;    %[Kg.m^2] momento de inercia eixo z
137
138 aux = 1;
139
140 R12 = 95.1647e-3;    %[m]
141 R12x = zeros(1,length(t));
142 R12y = zeros(1,length(t));
143
144 R32x = zeros(1,length(t));
145 R32y = zeros(1,length(t));
146
147 A2x = zeros(1,length(t));
148 A2y = zeros(1,length(t));
149
150 while aux <= length(t)
151     R12x(aux) = -R12*cos(theta2(aux));    %[m]
152     R12y(aux) = -R12*sin(theta2(aux));    %[m]
153
154     R32 = a+b(aux)-95.1647e-3;    %[m]
155     R32x(aux) = R32*cos(theta2(aux));    %[m]
156     R32y(aux) = R32*sin(theta2(aux));    %[m]
157
158     A2x(aux) = -R12*(alpha2(aux)*sin(theta2(aux))+((ohmega2(aux))^2) ...
159         *cos(theta2(aux)));
160     A2y(aux) = R12*(alpha2(aux)*cos(theta2(aux))-((ohmega2(aux))^2) ...
161         *sin(theta2(aux)));
162
163     aux = aux+1;
164 end
165
166 %-----Elo 3-----
167 m3 = 9.2348e-3;    %[Kg] massa elo 3

```

```

168 I3 = 5.7e-7;  %[Kg.m^2] momento de inercia eixo z
169
170 aux = 1;
171
172 R43 = 13.10661e-3;  %[m]
173 R43x = zeros(1,length(t));
174 R43y = zeros(1,length(t));
175
176 A3x = zeros(1,length(t));
177 A3y = zeros(1,length(t));
178
179 while aux <= length(t)
180     R43x(aux) = R43*cos(theta2(aux));  %[m]
181     R43y(aux) = R43*sin(theta2(aux));  %[m]
182
183     p3 = a + b(aux)-R43;
184     A3x(aux) = -p3*(alpha2(aux)*sin(theta2(aux)) + ((ohmega2(aux))^2) ...
185         *cos(theta2(aux))) - 2*db(aux)*ohmega2(aux)*sin(theta2(aux)) ...
186         +d2b(aux)*cos(theta2(aux));
187
188     A3y(aux) = p3*(alpha2(aux)*cos(theta2(aux)) - (ohmega2(aux))^2) ...
189         *sin(theta2(aux)) + 2*db(aux)*ohmega2(aux)*cos(theta2(aux)) ...
190         +d2b(aux)*sin(theta2(aux));
191
192     aux = aux+1;
193 end
194
195 %-----Elo 4-----
196 m4 = 101.466e-3;  %[Kg] massa elo 4
197 I4 = 0.7733e-3;  %[Kg*m^2] momento de inercia eixo z
198
199 aux = 1;
200
201 R34 = 141.8278e-3;  %[m]
202 R34x = zeros(1,length(t));
203 R34y = zeros(1,length(t));
204
205 R14 = 77.5417e-3;  %[m]
206 R14x = zeros(1,length(t));
207 R14y = zeros(1,length(t));
208
209 R31x = zeros(1,length(t));
210 R31y = zeros(1,length(t));
211
212 p4 = R14;
213 A4x = zeros(1,length(t));
214 A4y = zeros(1,length(t));
215
216 while aux <= length(t)
217     R34x(aux) = R34*cos(theta4(aux)+deg2rad(6.0213));  %[m]
218     R34y(aux) = R34*sin(theta4(aux)+deg2rad(6.0213));  %[m]
219
220     R14x(aux) = R14*cos(theta4(aux)+deg2rad(11.0660));  %[m]
221     R14y(aux) = R14*sin(theta4(aux)+deg2rad(11.0660));  %[m]
222
223     R31x(aux) = c*cos(theta4(aux));
224     R31y(aux) = c*sin(theta4(aux));

```

```

225
226     A4x(aux) = -p4*(ohmega4^2)*cos(theta4(aux)-deg2rad(168.93));
227     A4y(aux) = -p4*(ohmega4^2)*sin(theta4(aux)-deg2rad(168.93));
228
229     aux = aux+1;
230 end
231
232 %-----Analise de Forcas-----
233 %Vetores de Resultados
234 F12x = zeros(1,length(t));
235 F12y = zeros(1,length(t));
236 F23x = zeros(1,length(t));
237 F23y = zeros(1,length(t));
238 F34x = zeros(1,length(t));
239 F34y = zeros(1,length(t));
240 F14x = zeros(1,length(t));
241 F14y = zeros(1,length(t));
242 To = zeros(1,length(t));
243 Tote = zeros(1,length(t));
244 Direita = zeros(1,length(t));
245 Esquerda = zeros(1,length(t));
246
247 %-----Solucao Matricial-----
248 %A.X=B
249 %X=A^-1.B
250
251 Fm = 185.49;    %[N]
252 Fmx = zeros(1,length(t));
253 Fmy = zeros(1,length(t));
254
255 W2 = m2*g;
256 W3 = m3*g;
257 W4 = m4*g;
258
259 aux = 1;
260
261 while aux <= length(t)
262     Fmx(aux) = Fm*cos(theta2(aux));
263     Fmy(aux) = Fm*sin(theta2(aux));
264
265     A=[1 0 -1 0 0 0 0 0 0
266        0 1 0 -1 0 0 0 0 0
267        0 0 1 0 -1 0 0 0 0
268        0 0 0 1 0 -1 0 0 0
269        -R12y(aux) R12x(aux) (R32y(aux)-R43y(aux)) (R43x(aux)-R32x(aux)) R43y(aux) -
270          R43x(aux) 0 0 0
271        0 0 0 0 1 0 1 0 0
272        0 0 0 0 0 1 0 1 0
273        0 0 0 0 -R34y(aux) R34x(aux) -R14y(aux) R14x(aux) 1
274        0 0 cos(theta2(aux)) sin(theta2(aux)) 0 0 0 0 0];
275
276     B=[m2*A2x(aux)-W2+Fmx(aux)
277        m2*A2y(aux)+Fmy(aux)
278        m3*A3x(aux)-W3-Fmx(aux)
279        m3*A3y(aux)-Fmy(aux)
280        (I2+I3)*alpha2(aux)
281        m4*A4x(aux)-W4

```

```
281         m4*A4y( aux )
282         0
283         0];
284
285     X=A\B;
286
287     F12x( aux )=X( 1 , 1 ) ;
288     F12y( aux )=X( 2 , 1 ) ;
289     F23x( aux )=X( 3 , 1 ) ;
290     F23y( aux )=X( 4 , 1 ) ;
291     F34x( aux )=X( 5 , 1 ) ;
292     F34y( aux )=X( 6 , 1 ) ;
293     F14x( aux )=X( 7 , 1 ) ;
294     F14y( aux )=X( 8 , 1 ) ;
295     To( aux )=X( 9 , 1 ) ;
296
297     aux = aux + 1 ;
298 end
```

ANEXO A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE ESCLARECIDO

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

Departamento de Engenharia Mecânica

Laboratório de Bioengenharia

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Consentimento formal de participação no estudo intitulado: **“DESENVOLVIMENTO DE ÓRTESE DINÂMICA COM ACIONAMENTO ELETROMECÂNICO PARA MEMBRO SUPERIOR QUE RESTAURA MOVIMENTOS DA MÃO E COTOVELO”**

Pesquisador responsável: Fernanda Márcia Rodrigues Martins Ferreira (terapeuta ocupacional e aluna de pós-Graduação do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal

Orientador responsável: Prof. Dr. Claysson Bruno Santos Vimieiro do departamento de Engenharia Mecânica da UFMG

Co-orientador responsável: Prof. Dr. Adriana Maria Valladão Novais Van Petten do departamento de Terapia Ocupacional da UFMG.

Prezado(a) Senhor(a)

Temos o prazer de convidá-lo para participar voluntariamente do projeto de pesquisa **“Desenvolvimento de Órtese Dinâmica com Acionamento Eletromecânico para Membro Superior que Restaura Movimentos da Mão e Cotovelo”** que tem o objetivo de verificar o desempenho e promover adaptações necessárias de uma órtese de cotovelo e mão. Os resultados desta pesquisa poderão ser úteis na melhoria da assistência prestada às pessoas após terem sofrido um acidente vascular encefálico.

A órtese desenvolvida e testada no Laboratório de Bioengenharia (LABBIO) da UFMG, é constituída por uma luva e um pequeno motor capaz de realizar os movimentos de abertura e fechamento da mão e barras de plástico (uma fixada no braço e outra no antebraço por meio de velcro) ligadas por uma dobradiça localizada na região do cotovelo, permitindo a flexão e extensão do cotovelo. A órtese é de uso totalmente externo e não há risco de lesões, dor, ou desconforto físico.

Durante a pesquisa, serão realizadas avaliações específicas de terapia ocupacional e testes funcionais utilizando a órtese. As avaliações serão realizadas na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG e, o senhor (a) terá que se deslocar até este local nas datas agendadas previamente. Você não terá nenhum gasto durante a participação do estudo e também não será reembolsado com os custos para se locomover até o local da pesquisa.

Serão realizados filmagens e fotografias para fins científicos, contudo, as informações obtidas nesta pesquisa não serão de maneira alguma associadas à sua identidade e não poderão ser consultadas por pessoas leigas sem sua autorização oficial. Essas informações poderão ser utilizadas para fins estatísticos ou científicos, garantindo sua total privacidade de anonimato.

Ao término desta pesquisa, a órtese não lhe será doada ou vendida. Esta permanecerá no Laboratório de Bioengenharia da UFMG para testes futuros .

Peço a gentilmente que, ao ler essas explicações, você avalie se concorda em participar ou não do estudo, sendo-lhe dada total liberdade para decidir, garantindo que, sua participação é completamente voluntária, e uma vez iniciado o estudo, você poderá, a qualquer momento, por qualquer razão, solicitar o seu desligamento como participante. Em caso de você decidir a retirar-se do estudo, deverá notificar ao profissional e/ou pesquisador que esteja atendendo-o. A recusa em participar ou a saída do estudo não influenciarão seus cuidados nessa instituição e não lhe acarretará ônus de qualquer natureza

Agradecemos sua participação nesta pesquisa que será fundamental para o sucesso da mesma, e nos colocamos à sua disposição para esclarecer quaisquer dúvidas que possam surgir, através do telefone (31) 994560805.

Caso você concorde em participar, pedimos sua assinatura no local indicado, nas duas vias, sendo que uma ficará com o (a) senhor(a) e a outra com a equipe da pesquisa.

Eu, _____ declaro que, após ter sido convenientemente esclarecido pela pesquisadora, concordei em participar do projeto de pesquisa **“Desenvolvimento de Órtese Dinâmica com Acionamento Eletromecânico para Membro Superior que Restaura Movimentos da Mão e Cotovelo”**

Assinatura do paciente ou responsável legal: _____

Identidade: _____

Telefone do paciente: _____

Belo Horizonte, ____ de _____ de ____.

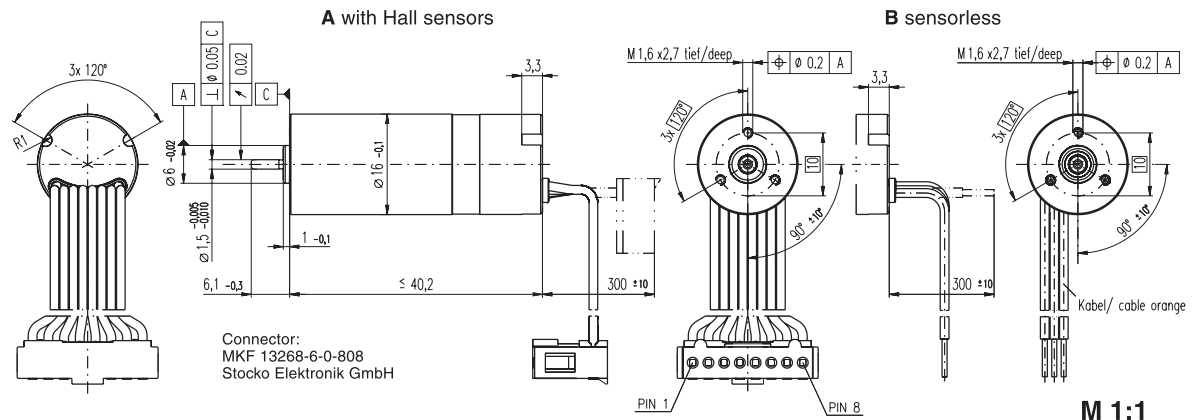
Cordialmente, _____ Fernanda
Márcia Rodrigues Martins Ferreira- Terapeuta Ocupacional – CREFITO-16.178-
TO _____ Prof. Dr. Claysson Bruno Santos
Vimieiro Orientador do Projeto, _____ Prof.
Dr. Adriana Maria Valladão Novais Van Petten Co-orientadora do Projeto.

Comitê de Ética em Pesquisa – Secretaria Municipal de Saúde de Belo Horizonte - (31) 3277-8222
Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP (31)3409-4592 D
Departamento de Engenharia Mecânica da UFMG (31)34095242
Fernanda Márcia Rodrigues Martins Ferreira (pesquisadora responsável) - (31) 994560805.

ANEXO B – DADOS DO MOTOR

EC 16 Ø16 mm, brushless, 15 Watt

maxon EC motor



- Stock program
- Standard program
- Special program (on request)

Order Number

A with Hall sensors
B sensorless

266521	236918	266519	236917
266523	236922	266522	236921

Motor Data

Values at nominal voltage

1	Nominal voltage	V	12.0	18.0	24.0	32.0
2	No load speed	rpm	33900	37400	39200	38400
3	No load current	mA	234	179	144	105
4	Nominal speed	rpm	28200	31700	33700	32800
5	Nominal torque (max. continuous torque)	mNm	4.96	4.76	4.89	4.77
6	Nominal current (max. continuous current)	A	1.71	1.22	0.984	0.707
7	Stall torque	mNm	31.2	33.1	36.9	34.4
8	Starting current	A	9.47	7.38	6.47	4.43
9	Max. efficiency	%	72	72	73	72

Characteristics

10	Terminal resistance phase to phase	Ω	1.27	2.44	3.71	7.22
11	Terminal inductance phase to phase	mH	0.0350	0.0648	0.105	0.194
12	Torque constant	mNm / A	3.30	4.48	5.71	7.77
13	Speed constant	rpm / V	2900	2130	1670	1230
14	Speed / torque gradient	rpm / mNm	1110	1160	1090	1140
15	Mechanical time constant	ms	8.75	9.10	8.53	8.98
16	Rotor inertia	gcm ²	0.750	0.750	0.750	0.750

Specifications

Thermal data

17	Thermal resistance housing-ambient	15.6 K / W
18	Thermal resistance winding-housing	1.8 K / W
19	Thermal time constant winding	1.24 s
20	Thermal time constant motor	265 s
21	Ambient temperature	-20 ... +100°C
22	Max. permissible winding temperature	+125°C

Mechanical data (preloaded ball bearings)

23	Max. permissible speed	50000 rpm
24	Axial play at axial load < 3.5 N	0 mm
	> 3.5 N	max. 0.14 mm
25	Radial play	preloaded
26	Max. axial load (dynamic)	3 N
27	Max. force for press fits (static)	40 N
	(static, shaft supported)	250 N
28	Max. radial loading, 5 mm from flange	10 N

Other specifications

29	Number of pole pairs	1
30	Number of phases	3
31	Weight of motor	34 g

Values listed in the table are nominal.

Connection A

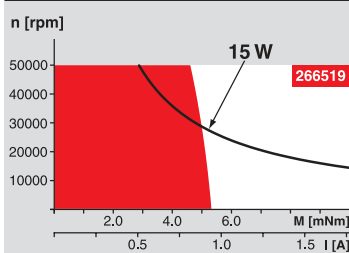
brown	Motor winding 1	Pin 1
red	Motor winding 2	Pin 2
orange	Motor winding 3	Pin 3
yellow	V _{Hall} 4.5 ... 24 VDC	Pin 4
green	GND	Pin 5
blue	Hall sensor 1	Pin 6
violet	Hall sensor 2	Pin 7
grey	Hall sensor 3	Pin 8

Connection B (Cable AWG 24)

brown	Motor winding 1
red	Motor winding 2
orange	Motor winding 3

Wiring diagram for Hall sensors see page 27

Operating Range



Comments

Continuous operation

In observation of above listed thermal resistance (lines 17 and 18) the maximum permissible winding temperature will be reached during continuous operation at 25°C ambient.
= Thermal limit.

Short term operation

The motor may be briefly overloaded (recurring).

Assigned power rating

maxon Modular System

Overview on page 16 - 21

Planetary Gearhead

Ø16 mm
0.1 - 0.3 Nm
Page 224

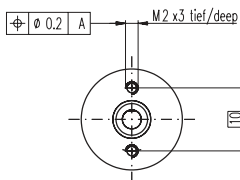
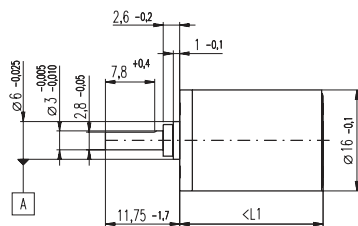


Recommended Electronics:
DECS 50/5 Page 284
DEC 24/1 284
DEC 24/3 285
DEC 50/5 285
DECV 50/5 286
DES 50/5 287
EPOS 24/1 294
Notes 20

for type A:
Encoder MR
128 / 256 / 512 CPT,
Page 257

Planetary Gearhead GP 16 A Ø16 mm, 0.1 - 0.3 Nm

Metal Version, Sleeve Bearing



M 1:1

Technical Data

Planetary Gearhead	straight teeth
Output shaft	stainless steel, hardened
Bearing at output	sleeve bearing
Radial play, 6 mm from flange	max. 0.06 mm
Axial play	0.02 - 0.10 mm
Max. permissible axial load	8 N
Max. permissible force for press fits	100 N
Sense of rotation, drive to output	=
Recommended input speed	< 8000 rpm
Recommended temperature range	-15 ... +100°C
Extended area as option	-35 ... +100°C
Number of stages	1 2 3 4 5
Max. radial load, 6 mm from flange	8 N 12 N 16 N 20 N 20 N

- Stock program
- Standard program
- Special program (on request)

Order Number

	110321	110322	110323	118186	110324	134782	110325	134785
Gearhead Data								
1 Reduction	4.4 : 1	19 : 1	84 : 1	157 : 1	370 : 1	690 : 1	1621 : 1	3027 : 1
2 Reduction absolute	57/13	3249/169	185193/2197	19683/125	10556001/28561	1121931/1625	601692057/371293	63950067/21125
3 Max. motor shaft diameter mm	2	2	2	1.5	2	2	2	2
Order Number	118184	134777	134778		134780	118187	134783	134786
1 Reduction	5.4 : 1	24 : 1	104 : 1		455 : 1	850 : 1	1996 : 1	3728 : 1
2 Reduction absolute	27/5	1539/65	87723/845		5000211/10985	531441/1625	285012027/142805	30292137/8125
3 Max. motor shaft diameter mm	1.5	2	2		2	1.5	2	2
Order Number		118185	134779		134781		134784	118188
1 Reduction		29 : 1	128 : 1		561 : 1		2458 : 1	4592 : 1
2 Reduction absolute		729/25	41553/325		2368521/4225		135005697/54925	14348907/3125
3 Max. motor shaft diameter mm		1.5	2		2		2	1.5
4 Number of stages		1	2	3	4	4	5	5
5 Max. continuous torque Nm		0.10	0.15	0.20	0.25	0.25	0.30	0.30
6 Intermittently permissible torque at gear output Nm		0.150	0.225	0.300	0.375	0.375	0.450	0.450
7 Max. efficiency %		90	81	73	73	65	59	59
8 Weight g		20	23	27	31	31	35	35
9 Average backlash no load °		1.4	1.6	2.0	2.0	2.4	3.0	3.0
10 Mass inertia gcm ²		0.07	0.05	0.05	0.04	0.05	0.05	0.05
11 Gearhead length L1 mm		15.5	19.1	22.7	22.7	26.3	29.9	29.9



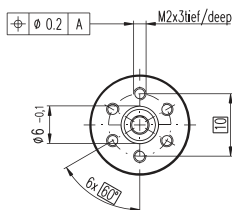
Combination

+ Motor	Page	+ Tacho / Brake	Page	Overall length [mm] = Motor length + gearhead length + (tacho / brake) + assembly parts					
RE 16, 2 W	72			37.9	41.5	45.1	48.7	52.3	52.3
RE 16, 2 W	72	MR	255/256	43.6	47.2	50.8	50.8	54.4	58.0
RE 16, 3.2 W	73/74			56.0	59.6	63.2	63.2	66.8	70.4
RE 16, 3.2 W	74	MR	255/256	61.0	64.6	68.2	68.2	71.8	75.4
RE 16, 3.2 W	74	MEnc 13	270	62.1	65.7	69.3	69.3	72.9	76.5
RE 16, 4.5 W	75/76			59.0	62.6	66.2	66.2	69.8	73.4
RE 16, 4.5 W	76	MR	255/256	64.0	67.6	71.2	71.2	74.8	78.4
RE 16, 4.5 W	76	MEnc 13	270	65.1	68.7	72.3	72.3	75.9	79.5
A-max 16	103-106			41.0	44.6	48.2	48.2	51.8	55.4
A-max 16	104/106	MR	255/256	46.0	49.6	53.2	53.2	56.8	60.4
A-max 16	104/106	MEnc 13	270	49.1	52.7	56.3	56.3	59.9	63.5
RE-max 17	133-136			41.0	44.6	48.2	48.2	51.8	55.4
RE-max 17	134/136	MR	255/256	46.0	49.6	53.2	53.2	56.8	60.4
EC 16, 15 W	156			55.8	59.4	63.0	63.0	66.6	70.2
EC 16, 15 W	156	MR	257	65.9	69.5	73.1	73.1	76.7	80.3
EC-max 16, 5 W	173			39.6	43.2	46.8	46.8	50.4	54.0
EC-max 16, 5 W	173	MR	257	46.9	50.5	54.1	54.1	57.7	61.3
EC-max 16, 2-wire	174			49.1	52.7	56.3	56.3	59.9	63.5

Option Ball Bearing

Order Number

Technical Data



4.4 : 1	138333	455 : 1	138343	Planetary Gearhead	straight teeth
5.4 : 1	138334	561 : 1	138344	Output shaft	stainless steel, hardened
19 : 1	138335	690 : 1	138345	Bearing at output	preloaded ball bearings
24 : 1	138336	850 : 1	138346	Radial play, 6 mm from flange	max. 0.08 mm
29 : 1	138337	1621 : 1	138347	Axial play at axial load	< 4 N 0 mm
84 : 1	138338	1996 : 1	138348		> 4 N max. 0.05 mm
104 : 1	138339	2458 : 1	138349	Max. permissible axial load	8 N
128 : 1	138340	3027 : 1	138350	Max. permissible force for press fits	25 N
157 : 1	138341	3728 : 1	138351	Sense of rotation, drive to output	=
370 : 1	138342	4592 : 1	138352	Recommended input speed	< 8000 rpm
				Recommended temperature range	-15 ... +100°C
				Extended area as option	-35 ... +100°C
				Number of stages	1 2 3 4 5
				Max. radial load, 6 mm from flange	10 N 15 N 20 N 20 N 20 N
				Gearhead values according to sleeve bearing version	