



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
ESCOLA POLITÉCNICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE

RAFAEL FELIPE FERNANDES DOS SANTOS

**ÓRTESE ATIVA PARA REABILITAÇÃO EM ESPELHO DA MÃO AFETADA DE
PESSOAS QUE SOFRERAM AVC OU TCE**

CURITIBA

2024

RAFAEL FELIPE FERNANDES DOS SANTOS

**ÓRTESE ATIVA PARA REABILITAÇÃO EM ESPELHO DA MÃO AFETADA DE
PESSOAS QUE SOFRERAM AVC OU TCE**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como pré-requisito para a obtenção do grau de Mestre em Tecnologia em Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Percy Nohama.

Co-Orientador: Prof. Dr. Guilherme Nunes Nogueira Neto.

CURITIBA

2024

Dados da Catalogação na Publicação
Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Sistema Integrado de Bibliotecas – SIBI/PUCPR
Biblioteca Central
Luci Eduarda Wielganczuk – CRB 9/1118

Santos, Rafael Felipe dos Santos
S237o Órtese ativa para reabilitação em espelho da mão afetada de pessoas que
2024 sofreram AVC ou TCE / Rafael Felipe Fernandes dos Santos ; orientador: Percy
Nohama ; co-orientador: Guilherme Nunes Nogueira Neto. – 2024.
142 f. ; il. : 30 cm

Dissertação (mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba,
2024
Bibliografia: f. 128-127

1. Acidente vascular cerebral. 2. Aparelhos ortopédicos. 3. Terapia do espelho
em movimento. I. Nohama, Percy. II. Nogueira Neto, Guilherme Nunes.
III. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação em
Tecnologia em Saúde. IV. Título.

CDD. 20. ed. – 616.81



Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Escola Politécnica
Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde

TERMO DE APROVAÇÃO DE DISSERTAÇÃO Nº 324

A Dissertação de Mestrado intitulada “**ÓRTESE ATIVA PARA REABILITAÇÃO EM ESPELHO DA MÃO AFETADA DE PESSOAS QUE SOFRERAM AVC OU TCE**”, defendida em sessão pública pelo(a) candidato(a) **Rafael Felipe Fernandes dos Santos**, no dia **31 de janeiro de 2024**, foi julgada para a obtenção do grau de Mestre em Tecnologia em Saúde, e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Percy Nohama – Presidente – PUCPR

Prof. Dr. Rubens Alexandre de Faria – UTFPR

Prof. Dr. Maurício Kugler – NITech

A via original deste documento encontra-se arquivada na Secretaria do Programa, contendo a assinatura da Coordenação após a entrega da versão corrigida do trabalho.

Curitiba, 27 de fevereiro de 2024.

Documento assinado digitalmente
 **PERCY NOHAMA**
Data: 27/02/2024 23:41:23-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Dr. Percy Nohama
**Coordenador do Programa de
Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde
PUCPR**

AGRADECIMENTOS

A Deus, por me dar saúde e muita força para superar todas as dificuldades.

À PUCPR e todo seu corpo docente, além da direção e administração, que me proporcionaram as condições necessárias para que eu alcançasse meus objetivos.

Ao CNPq pelo fomento da bolsa e despesas de projeto financiadas.

À H3N Desenvolvimentos e ao seu CEO, Bruno Pereira Ponces, que deu apoio técnico e infraestrutura ao desenvolvimento deste projeto.

Aos meus orientadores, Profs. Drs. Percy Nohama e Guilherme Nunes Nogueira Neto, por todo o tempo que dedicaram a me ajudar durante o processo de realização deste trabalho.

À minha família que me deu sempre apoio nos momentos mais complicados na realização deste trabalho.

À minha colega de pós-graduação Ketlin Mikaela Medeiros Santos, que me auxiliou na coleta de dados.

Enfim, a todos que contribuíram para a realização deste trabalho, seja de forma direta ou indireta, fica registrado aqui, o meu muito obrigado!

RESUMO

DOS SANTOS, RAFAEL FELIPE FERNANDES DOS. Órtese ativa para reabilitação em espelho da mão afetada de pessoas que sofreram AVC OU TCE. 2024. Dissertação de Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde, Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Curitiba, 2024.

Atividades diárias estão conectadas diretamente com a qualidade de vida dos seres humanos. O Acidente Vascular Cerebral ou AVC é a principal enfermidade que impacta de maneira global as atividades diárias das pessoas, prejudicando as funções motoras e sensoriais, dificultando atividades simples como comer, beber, utilizar dispositivos e outras ações envolvendo membros superiores. Diversos dispositivos robóticos vêm auxiliando na reabilitação de pessoas no pós-AVC. Dessa forma, propôs-se o desenvolvimento de um sistema de reabilitação em espelho empregando órtese ativa de mão e uma luva instrumentalizada para pessoas que sofreram AVC. Para o desenvolvimento da pesquisa, necessitou-se de informações referentes à força individual de cada dedo da mão, devido à carência de informações na literatura. Para isso, desenvolveu-se, inicialmente, um instrumento de medida capaz de auxiliar no dimensionamento dos atuadores da órtese ativa e de medir a força de preensão da órtese. Após a montagem do Dinamômetro Digital, seguiu-se para a modelagem 3D da órtese ativa com 14 graus de liberdade (GL), para um indivíduo de 1,83 m de altura. Utilizando sensores de flexão, a luva instrumentalizada foi desenvolvida para medir o ângulo de flexão dos dedos da mão hígida do usuário. Os projetos foram executados em teste de validação, sendo: um teste de preensão palmar ($N = 100$); testes de amplitudes de movimento (ângulos de flexão e extensão) máximas para a órtese ativa de mão; teste de força máxima de preensão da órtese sem influência externa de um usuário. Os resultados encontrados para a validação do Dinamômetro Digital foram: 84,5940 N para o Polegar; 62,885 N para o Indicador; 111,7529 N para o Médio; 79,9730 N para o Anelar; 41,887 N para o Mínimo. Comparando com os valores utilizados como referência, foram constatadas diferenças entre 7,95% e 9,32%. Os resultados encontrados para os testes do conjunto luva-órtese ficaram entre 23,64% e 50,91%, discrepantes quando comparados aos ângulos articulares encontrados na literatura; e força máxima exercida pelos dedos da órtese foi de 10,968 N, apresentando nível mais elevado entre órteses ativas encontradas na literatura. Deste modo, conclui-se que essa pesquisa obteve êxito no desenvolvimento de um sistema híbrido de reabilitação visando aplicar terapia em espelho e assistência robótica. Ela poderá contribuir para o desenvolvimento de novas órteses ativas, órteses híbridas, próteses e outras formas de tecnologias assistivas, novos protocolos de reabilitação, avaliação de estratégias terapêuticas e avaliação de membros superiores em fisioterapia, esportes e paradesporto.

Palavras-Chaves: AVC, Órtese ativa de mão, Reabilitação em espelho, Dinamômetro.

ABSTRACT

DOS SANTOS, RAFAEL FELIPE FERNANDES. Active orthosis for mirror rehabilitation of the affected hand of people who have suffered a stroke or traumatic brain injury. 2024. Dissertação de Mestrado – Graduate Program in Health Technology, Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Curitiba, 2024.

Daily activities are directly connected to the quality of life of human beings. Stroke is the main disease globally impacting people's daily activities, impairing motor and sensory functions and hampering simple activities such as eating, drinking, using devices, and other activities involving the upper limbs. Several robotic devices have been helping to rehabilitate people post-stroke. Therefore, it is proposed to develop a mirror rehabilitation system using active hand orthosis and an instrumented glove for people who have suffered a stroke. For the research development, information was needed regarding the individual strength of each finger of the hand due to the lack of information in the literature. It was decided first to develop a measuring instrument for assisting in the sizing of the actuators of the active orthosis and subsequently measure the grip strength of the orthosis. After assembling the Digital Dynamometer, a 3D modeling of the active orthosis was carried out, using technical-scientific concepts to develop an orthosis with 14 degrees of freedom (DoF) for a 1.83 m tall subject. The instrumented glove was developed using flexion sensors to measure the finger flexion angle of the user's healthy hand subjects. Finally, validation tests were carried out for all projects: a handgrip validation test with a sample group (N = 100); maximum movement amplitudes (flexion and maximum extension angle) tests for active hand orthosis; maximum grip strength test of the orthosis without user external influence. The results found for the Digital Dynamometer validation were: 84.5940 N for the Thumb finger; 62.885 N for the Indicator; 111.7529 N for the Middle; 79.9730 N for the Ring Road; and 41,887 N for the Minimum finger. Compared to the reference values used, differences between 7.95% and 9.32% were found. The results found for the orthosis glove set tests were between 23.64% and 50.91% difference when comparing the joint angles to the literature; the maximum force exerted by the orthosis fingers was 10.968 N, presenting the highest force high level among active orthoses found in the literature. Therefore, it is concluded that this research successfully developed a hybrid rehabilitation system using mirror therapy and robotic assistance. It will also contribute to developing new active orthoses, hybrid orthoses, prostheses and other assistive technologies, new rehabilitation protocols, and therapeutic strategies for assessing and evaluating upper limbs in physiotherapy, sports, and parasports.

Keywords: Stroke, Active Hand Orthosis, Mirror Therapy, Dynamometer.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	16
1.1	HIPÓTESES.....	19
1.2	OBJETIVOS.....	19
1.2.1	Objetivo Geral	19
1.2.2	Objetivos Específicos.....	20
1.3	JUSTIFICATIVA	20
1.4	ESTRUTURA DO DOCUMENTO.....	21
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	22
2.1	ÓRTESES DE MÃOS.....	22
2.2	CONTROLADOR DE ÓRTESES	41
2.2.1	ESP32.....	41
2.2.2	Raspberry Pi	42
2.3	ATUADORES.....	44
2.3.1	Motores elétricos.....	44
2.3.2	Pneumáticos	47
2.3.3	Hidráulicos	49
2.4	SENSORES	49
2.4.1	Eletrodos de Eletromiografia	49
2.4.2	Sensores de Mecanomiografia.....	50
2.4.3	Sensores de flexão	52
2.4.4	Unidade de Movimento Inercial (IMU)	53
2.5	ESTRATÉGIAS DE CONTROLE	55
2.5.1	<i>Machine Learning</i>	56
2.5.2	Lógica <i>Fuzzy</i>	58
2.5.3	Redes Neurais	59
2.5.4	Proporcional Integral Derivativo (PID)	60
2.5.5	Máquina de Estados Finitos	61
2.6	MÚSCULOS RESPONSÁVEIS POR MOVIMENTAR OS DEDOS DA MÃO.....	61
2.7	REABILITAÇÃO EM ESPELHO	64
3	METODOLOGIA.....	67
3.1	DINAMÔMETRO DIGITAL DE PREENSÃO PALMAR.....	69
3.1.1	Construção do dinamômetro digital.....	75
3.2	ÓRTESE ATIVA PARA REABILITAÇÃO EM ESPELHO.....	82
3.3	LUVA INSTRUMENTALIZADA.....	98
3.4	PROTOCOLO EXPERIMENTAL.....	100
4	RESULTADOS	103
5	DISCUSSÃO.....	117
5.1	DINAMÔMETRO DIGITAL	117
5.2	ÓRTESE ATIVA E LUVA INSTRUMENTALIZADA	119

5.3	SUGESTÕES PARA TRABALHO FUTUROS	125
6	CONCLUSÕES.....	127
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	129
	ANEXO I – TERMO DE APROVAÇÃO PELO COMITÊ DE ÉTICA	139
	ANEXO II – MODELO 3D, SOFTWARE E FIRMWARE	143

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Ilustração da utilização da órtese proposta.....	19
Figura 2 - Protótipo de dispositivo assistivo para auxiliar no aperto de mão.	22
Figura 3 - Ilustração do modelo, utilizando anéis e corda, pressionando um objeto. 23	
Figura 4 - Diagrama de corpo livre para o dedo médio.	24
Figura 5 - Protótipo utilizando tendão artificial em uma luva de couro.....	25
Figura 6 - Funcionamento da órtese.....	25
Figura 7 - Imagem lateral do dedo humano.....	26
Figura 8 - Estrutura utilizada para construção de exoesqueletos de mão.	27
Figura 9 - Modelo de órtese HandeXos utilizado para movimentação do dedo indicador e polegar.....	27
Figura 10 - Modelo de cadeia cinemática para o dedo indicador.....	28
Figura 11 - Modelo de cadeia cinemática para o dedo polegar.	29
Figura 12 - Estrutura do Protótipo HandeXos e sistema de transmissão.....	29
Figura 13 - Funcionamento do sistema híbrido com atuadores elétrico e hidráulicos.	30
Figura 14 - Órtese eletrohidráulica realizando exercício de preensão.	31
Figura 15 - Design mecânico da órtese com sistema híbrido de atuadores.	31
Figura 16 - Sistema híbrido com controle individual para cada dedo.....	32
Figura 17 - Sistema de transmissão de energia utilizado na órtese.....	33
Figura 18 - Órtese utilizada para auxiliar nos exercícios de reabilitação.	34
Figura 19 - Órtese assistiva utilizada para auxiliar os usuários em preensão de objetos.	35
Figura 20 - Sensores de EMG posicionados no antebraço para auxiliar no controle da órtese.....	36
Figura 21 - Interior da órtese com componentes utilizados em sua confecção.	37
Figura 22 - Comportamento de flexão e extensão dos dedos da órtese ao pressurizar o sistema.	38
Figura 23 - Modelo final da órtese chamada de Soft-Hand.	38
Figura 24 - Sistema de controle da Soft-Hand utilizando válvulas eletropneumáticas.	39
Figura 25 - Diagrama de blocos da órtese de reabilitação utilizando realidade virtual.	40
Figura 26 - Alguns exemplos de softwares desenvolvidos.....	40

Figura 27 - Componentes gerais de um motor DC.....	45
Figura 28 - Visão interna dos componentes de um motor de passo.....	46
Figura 29 - Estrutura interna de um servomotor DC.....	47
Figura 30 - Exemplo de músculo artificial pneumático.	48
Figura 31 - Sistema de reabilitação utilizando pistões pneumáticos.....	48
Figura 32 - Sinal de MMG registrado por sensor piezoelétrico e acelerômetro.	51
Figura 33 - Esquema padrão de aquisição de sinais de MMG com acelerômetro....	52
Figura 34 - Sensores de flexão.	53
Figura 35 - Exemplo de uma Unidade de Movimento Inercial.....	54
Figura 36 - Digrama de blocos de um IMU produzido pela LP-Research© modelo utilizado no trabalho de Chen <i>et al.</i> (2016).	54
Figura 37 - Experimento utilizando IMU para identificar flexão de dedos.	55
Figura 38 - Myo Armband sensor de EMG acoplado no antebraço.	57
Figura 39 - Usuário utilizando o projeto de realidade virtual para reabilitação.	57
Figura 40 - Uma das interfaces desenvolvidas para reabilitação.	58
Figura 41 - Diagrama de funcionamento do projeto.	59
Figura 42 - Digrama de funcionamento do projeto com rede neural.	60
Figura 43 - Músculos do antebraço vista anterior - Dissecção superficial.	62
Figura 44 - Músculos do antebraço vista posterior - Dissecção superficial.	63
Figura 45 - Músculos do antebraço vista posterior - Dissecção profunda.	64
Figura 46 - Aplicação envolvendo a reabilitação em espelho.	65
Figura 47 - Diagrama funcional do projeto desenvolvido.	67
Figura 48 - Diagrama de blocos dos componentes do dinamômetro com descritivo geral das funções por bloco.	70
Figura 49 - Célula de carga modelo 20 kgf da fabricante XGSENSOR.	71
Figura 50 - Esquemático de montagem da Ponte de <i>Wheatstone</i> utilizada em células de carga.....	72
Figura 51 - Digrama elétrico do dinamômetro digital com os componentes utilizados para o funcionamento.....	74
Figura 52 - Modelo DIGI-FLEX.	75
Figura 53 - Perspectiva isométrica do dinamômetro digital.....	76
Figura 54 - Comparação em perspectiva lateral.....	76
Figura 55 - Perspectiva isométrica da versão final do projeto.....	77
Figura 56 - Dinamômetro instalado em máquina EMIC para calibração das células de	

carga.....	78
Figura 57 - Fluxograma de funcionamento do <i>firmware</i> compilado para o ESP32...	79
Figura 58 - Fluxograma de funcionamento do software desenvolvido para a aplicação de celular.....	80
Figura 59 - Ilustração de exemplo do experimento com Dinamômetro Digital.....	81
Figura 60 - Conceitos de articulação paralela e articulação externa utilizados para o desenvolvimento da órtese de mão.	82
Figura 61 - Perspectiva isométrica do sistema de castanha e fuso da órtese.	83
Figura 62 - Perspectiva isométrica do modelo 3D para a peça da falange distal do indicador com algumas medidas em mm.	84
Figura 63 - Perspectiva isométrica do modelo 3D para a peça da falange medial do indicador com algumas medidas em mm.	85
Figura 64 - Perspectiva isométrica do modelo 3D para a peça da falange proximal do indicador.	86
Figura 65 - Perspectiva lateral do modelo 3D para o dedo indicador da órtese.	87
Figura 66 - Perspectiva lateral com corte de seção para o modelo 3D do indicador.	87
Figura 67 - Medida das mãos: (F1) Polegar, (F2) Indicador, (F3) Médio, (F4) Anelar, (F5) Mínimo. (PL) Comprimento da Palma, (HB) Largura da Palma.....	88
Figura 68 - Perspectiva frontal do modelo 3D do suporte para o dorso da palma....	89
Figura 69 - Perspectiva lateral do modelo 3D do suporte para o dorso da palma. ...	90
Figura 70 - Perspectiva superior do modelo 3D do suporte para o dorso da palma.	91
Figura 71 - Motor DC com caixa de redução para 30 RPM modelo N20.	92
Figura 72 - Perspectiva isométrica superior do modelo 3D final da órtese.	93
Figura 73 - Perspectiva isométrica inferior do modelo 3D final da órtese.	93
Figura 74 - Esquemático de montagem para utilizar o CI L9110 no controle de motores DC.	94
Figura 75 - Placa Shield ponte H para controle de quatro motores DC utilizando CI L9110S.	95
Figura 76 - Fluxograma de funcionamento do <i>firmware</i> compilado no ESP32 da órtese ativa.	97
Figura 77 - Diagrama de blocos dos elementos que compõem a órtese ativa.	97
Figura 78 - Exemplo do posicionamento dos sensores de flexão no interior da luva instrumentalizada.	98
Figura 79 - Fluxograma de funcionamento do <i>firmware</i> compilado no ESP32 da luva	

instrumentalizada.	99
Figura 80 - Diagrama de blocos dos periféricos eletrônicos da luva.....	100
Figura 81 - Adaptação do Dinamômetro para medir a força da órtese de mão.	101
Figura 82 - Curva extraída da máquina EMIC (Laranja) e a curva resposta do Dinamômetro (Azul) para a célula de carga do indicador direito.....	103
Figura 83 - Curva extraída da máquina EMIC (Laranja) e a curva resposta do Dinamômetro (Azul) para a célula de carga do médio direito.....	104
Figura 84 - Curva extraída da máquina EMIC (Laranja) e a curva resposta do Dinamômetro (Azul) para a célula de carga do anelar direito.	104
Figura 85 - Curva extraída da máquina EMIC (Laranja) e a curva resposta do Dinamômetro (Azul) para a célula de carga do mínimo direito.....	105
Figura 86 - Curva extraída da máquina EMIC (Laranja) e a curva resposta do Dinamômetro (Azul) para a célula de carga do polegar direito.	105
Figura 87 - Curva extraída da máquina EMIC (Laranja) e a curva resposta do Dinamômetro (Azul) para a célula de carga do polegar esquerdo.	106
Figura 88 – Modelo final do Dinamômetro Digital em perspectivas diferentes.	108
Figura 89 - Exemplo de utilização do Dinamômetro Digital.....	109
Figura 90 - Funções e parâmetros do exercício definidos pelo usuário.....	109
Figura 91 - Picos de força obtidos durante um teste utilizando a mão direita do usuário.....	110
Figura 92 - Gráfico de força apresentado ao usuário durante o teste de força da mão direita.....	111
Figura 93 - Caixa eletrônica para controle da órtese ativa de mão.....	112
Figura 94 - Exemplo de flexão e extensão do dedo indicador em conjunto com a órtese.....	113
Figura 95 - Perspectiva inferior e superior do protótipo da órtese ativa de mão.....	113
Figura 96 - Conjunto completo da órtese e caixa de controle.	114
Figura 97 - Luva instrumentalizada após as atualizações eletrônicas.	114
Figura 98 - Exemplo do primeiro teste realizado com o conjunto luva e órtese.....	115
Figura 99 - Exemplo do segundo teste realizado com o conjunto luva e órtese.....	116

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Dados técnicos do Raspberry PI.	43
Tabela 2 - Distribuição geral de indivíduos brasileiros de acordo com grupos etários e força de preensão palmar ao longo do desenvolvimento humano.	68
Tabela 3 - Tabela de medidas para diversos elementos da mão direita considerando um indivíduo homem de 1,83 m de altura.	89
Tabela 4 - Erro médio gerado por curva de calibração.	107
Tabela 5 - Valores médios com desvio padrão de força para toda amostra de tamanho N = 100.	107
Tabela 6 - Valores médios com desvio padrão de força encontrados para cada dedo da mão da amostra de tamanho N = 100.	108
Tabela 7 - Valores de ângulos encontrados para as posições de extensão e flexão máximas do primeiro teste, os valores são referentes a uma medida.	115
Tabela 8 - Valores de ângulos encontrados para as posições de extensão e flexão máximas do segundo teste, os valores são referentes a uma medida.	116
Tabela 9 - Força máxima aplicada por cada dedo da órtese desenvolvida.	116
Tabela 10 - Informações goniométricas de membros superiores (Mãos).	119
Tabela 11 - Erro angular percentual de cada articulação da órtese em relação a luva.	120
Tabela 12 - Comparação percentual de ângulos entre a articulação Distal-Medial das órteses com o descrito na literatura.	121
Tabela 13 - Comparação percentual de ângulos entre a articulação Medial-Proximal das órteses com o descrito na literatura.	121
Tabela 14 - Comparação percentual de ângulos entre a articulação Proximal-Carpo das órteses com o descrito na literatura.	121
Tabela 15 - Comparação de forças entre os projetos de órteses.	122

LISTA DE SIGLAS E ABREVIações

ABS	Acrilonitrilo-Butadieno-Estireno
ADC	Conversor Analógico Digital
ARV	Valor da Média Retificada
AVC	Acidente Vascular Cerebral
CPU	Unidade Central de Processamento
DAC	Conversor Digital Analógico
DC	Corrente Contínua
DFT	Transformada Discreta de Fourier
EMG	Eletromiografia
FFT	Transformada Rápida de Fourier
FSR	<i>Force Sensor Resistor</i>
GL	Grau de Liberdade
GPU	Unidade Gráfica de Processamento
IMU	Unidade de Movimento Inercial
INPI	Instituto Nacional da Propriedade Industrial
LED	Diodo Emissor de Luz
MCU	Unidade Microcontroladora
MDF	Frequência da Potência Mediana
MMG	Mecanomiografia
MNF	Frequência da Potência Média
PID	Proporcional Integral Derivativo
PLA	Ácido Poliláctico
PUCPR	Pontifícia Universidade Católica do Paraná
RMS	Raiz Média Quadrática
RTT	Tecnologia de Transmissão de Rádio
TCE	Traumatismo Crânio Encefálico

1 INTRODUÇÃO

A maioria das atividades diárias realizadas pelos seres humanos são dependentes de movimentos de mão e punho, tais como segurar objetos, dirigir automóvel, digitar, entre diversas outras atividades. Segundo Donnan *et al.* (2008), o Acidente Vascular Cerebral (AVC) é o principal responsável mundial por prejudicar essas atividades.

Segundo Ferro e Pimentel (2013), o AVC é considerado uma doença com causa súbita e pode afetar qualquer região do cérebro, levando à perda da função motora contralateral correspondente à área afetada. É considerada a principal causa de internamentos hospitalares e de alterações neurológicas agudas.

Existem dois tipos de AVC: Isquêmico e Hemorrágico. O AVC Hemorrágico (hemorragia intracerebral) pode ser causado por pequenos aneurismas, dilatação anormal dos vasos sanguíneos, podendo haver uma ruptura e, conseqüentemente, uma hemorragia no interior do cérebro. Outro fator causador dessa classe de AVC é a hipertensão arterial: cerca de dois terços dos pacientes com hemorragia cerebral já foram diagnosticados com hipertensão ou descobrem ser hipertensos (Donnan *et al.*, 2008).

O AVC isquêmico é o mais comum, relacionado a 80% dos casos. Ele ocorre quando há um déficit de oxigênio e nutrientes importantes na região vascular, devido à ausência de fluxo sanguíneo (O'Sullivan e Schmitt, 2010). São alguns comprometimentos pós-AVC ou Traumatismo Crânio Encefálico (TCE): sensibilidade, função motora, controle/equilíbrio postural, fala, linguagem, deglutição, percepção, cognição, estado emocional, entre outros.

Segundo O'Sullivan e Schmitt (2010), o aprendizado e desempenho motor estão ligados à sensação de maneira muito sólida; ao praticar uma tarefa motora, o indivíduo aprende a prever e corrigir ou modificar seus movimentos conforme a entrada sensorial no sistema nervoso central. A sensibilidade é frequentemente comprometida pelo AVC. Há relatos de que aproximadamente 53% dos pacientes podem variar entre uma perda superficial ou profunda, dependendo muito da região e da extensão da lesão cerebral.

Algumas características são associadas ao comprometimento da função motora corporal, como **fraqueza** ou **paresia**, observadas em 80% a 90% dos casos

pós-AVC e apresentam incapacidade de produzir a força necessária para execução de um movimento específico; **hemiplegia**, também conhecida como paralisia de um dos lados do corpo, é a ausência de força muscular; **alterações no tônus muscular**, em que pode ocorrer flacidez e espasticidade, ausência ou aumento de tônus muscular, respectivamente; a espasticidade ocorre em aproximadamente 90% dos casos e no lado oposto à lesão cerebral (O'Sullivan e Schmitt, 2010).

Segundo Mulder e Hochstenbach (2001), estudos apresentados no final do século XX verificaram que os mapas neurais do nosso córtex moto-sensor não eram rígidos, mas muito dinâmicos. Os mapas modificaram-se devido à influência de uma entrada. Eles notaram que as sinapses previamente existentes podem ser modificadas para novas sinapses devido a essa entrada sensorial. Essa mudança e reorganização do cérebro e de outras partes do sistema nervoso central é chamada de plasticidade cerebral (Arya *et al.*, 2010). Diversos estudos apresentaram essas modificações não só em um contexto laboratorial, mas também após amputação, lesão medular e AVC (Mulder e Hochstenbach, 2001).

Os métodos para reabilitação pós-AVC podem ser definidos da seguinte forma: aprendizado motor, treino de tarefa específica, terapia de movimento induzida por restrição, imagética motora, treinamento em esteira de suporte de peso corporal, treino por assistência robótica e treino virtual (Arya *et al.*, 2010).

Segundo Dickstein e Deutsch (2007), diversas evidências positivas a respeito do método utilizando imagética motora foram encontradas, auxiliando em aprendizagem e performance motora de atletas e em pessoas que apresentam alguma condição neurológica como AVC, lesões medulares e doença de Parkinson. A imagética motora consiste em uma representação mental de movimento corporal, sem necessidade da ação de movimento.

Segundo Prange *et al.* (2006), o uso de dispositivos robóticos para reabilitação poderia fornecer alta intensidade, repetições, tarefas específicas e um tratamento interativo para membros superiores lesionados, obtendo amplos ganhos. Os pesquisadores perceberam quais eram os desafios da reabilitação dos membros superiores com dispositivos robóticos e conseguiram superar esses desafios além de suprir a necessidade da presença de um fisioterapeuta, diminuindo a frequência dos pacientes nas seções de reabilitação, pois poderiam realizar o tratamento de forma remota ou híbrida.

Esses dispositivos robóticos, órteses ativas e exoesqueletos necessitam de um

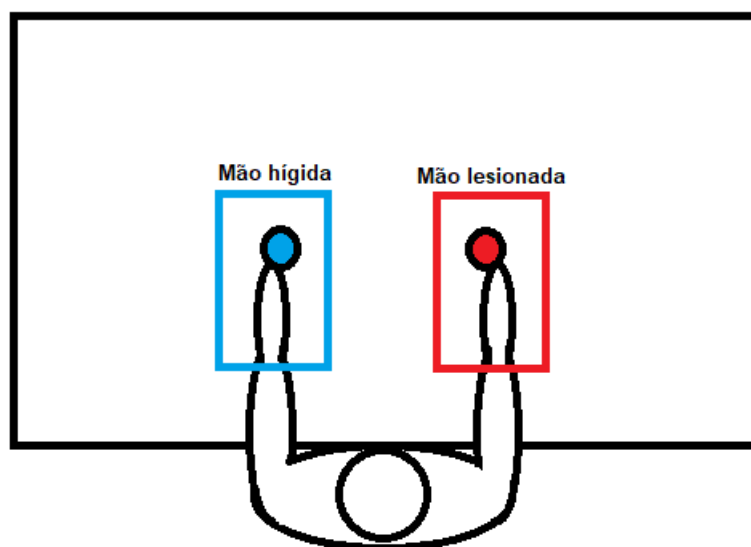
controle eletrônico para a ação dos seus movimentos. Em todas as formas de controle é necessária uma entrada de dados, que pode variar desde sinais de eletromiografia (EMG), mecanomiografia (MMG), posição, pressão e visão. Segundo Liu *et al.* (2020), cada dispositivo de entrada de dados tem suas vantagens e desvantagens. Atualmente, os sinais de EMG atraem mais a atenção de pesquisadores, mas os sinais de MMG vêm ganhando adeptos. Os dispositivos vestíveis vêm utilizando sinais de EMG como principal parâmetro para fornecer a entrada de dados. Os sinais de EMG são capazes de expressar a complexidade de movimentos fisiológicos dos músculos. Porém, sua confiabilidade e medidas estão propensas a sofrer interferência decorrentes dos distúrbios eletromagnéticos externos (Liu *et al.*, 2020).

A robótica está ganhando mais espaço ao longo dos anos, além de permitir realizar a terapia na residência dos pacientes de forma mais confortável. Esses dispositivos podem reduzir o tempo de reabilitação, pois os usuários podem realizar vários exercícios (ou várias vezes) ao longo do seu dia. O fato de não precisar se locomover até a clínica de reabilitação é muito vantajoso, tendo em vista que a humanidade passou por momentos de *lockdown* em meio à pandemia do Coronavírus COVID-19. Dessa forma, a segurança e a continuidade do tratamento podem ser mantidas normalmente.

Baseado nesse contexto, e a fim de solucionar problemas como pouca efetividade com apenas um método de reabilitação e interrupção do tratamento por motivos externos, propôs-se a construção de uma órtese ativa de mão com a junção de dois métodos de reabilitação, imagética motora e dispositivos robóticos. A órtese fica responsável por reproduzir os movimentos de extensão e flexão de dedos gerados pelo lado contralateral do corpo (mão hígida).

Na Figura 1, ilustra-se um exemplo de utilização para a órtese proposta. A mão hígida (lado azul) executa os movimentos e a mão lesionada (lado vermelho) copia os movimentos por meio da órtese empregada, reproduzindo esse efeito de “espelhamento” de um membro para o outro.

Figura 1 - Ilustração da utilização da órtese proposta.



Fonte: o Autor (2024).

1.1 HIPÓTESES

A primeira hipótese a ser validada é se um sistema em malha aberta consegue replicar os movimentos da mão hígida para a órtese.

A segunda hipótese a ser comprovada é a viabilidade do modelo de órtese desenvolvido para movimentar todos os dedos de forma individual e alcançando a amplitude de movimento das articulações dentro dos limites antropométricos descritos na literatura.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

O objetivo geral deste trabalho é desenvolver uma tecnologia de reabilitação de movimentos dos dedos da mão afetada de pessoas hemiplégicas que sofreram acidente vascular cerebral ou traumatismo crânio-encefálico, empregando uma órtese ativa associada a um conjunto de sensores de flexão acoplados à mão hígida, visando implementar a estratégia de reabilitação em espelho.

1.2.2 Objetivos Específicos

Este trabalho tem por objetivos específicos:

- I. Desenvolver uma órtese ativa capaz de auxiliar nos movimentos de flexão e extensão dos dedos da mão de usuário hemiplégico;
- II. Implementar uma estratégia de controle em malha aberta para órtese ativa, produzindo movimentos de flexão e extensão dos dedos de forma individual e/ou em conjunto;
- III. Desenvolver um instrumento que auxilie no dimensionamento dos motores da órtese ativa de mão e que possa auxiliar em um processo de avaliação da reabilitação em membros superiores;
- IV. Desenvolver uma luva instrumentalizada para aquisição dos movimentos de flexão da mão hígida;
- V. Validar em testes de laboratório o funcionamento da órtese completa, avaliando força dos dedos e a amplitude de movimento das articulações.

1.3 JUSTIFICATIVA

Na presente pesquisa, propõe-se criar uma tecnologia para a área de reabilitação terapêutica por assistência robótica. Segundo Luo *et al.* (2020), a reabilitação em espelho possui vantagens como, por exemplo, o processo simples de sua execução, o baixo custo e a fácil aplicação em pessoas. As pessoas que possuem sequelas de AVC em membros superiores apresentaram os melhores resultados de recuperação quando aplicada a reabilitação em espelho combinada a outra forma de terapia (Luo *et al.*, 2020). Segundo Prange *et al.* (2006), a reabilitação por assistência robótica pode amplificar os ganhos obtidos durante o processo terapêutico.

Ao associar a reabilitação em espelho com a terapia por assistência robótica mantém-se os aspectos de baixo custo, em casos de pouca sofisticação, tecnologia de fácil aplicação e procedimento; porém, intensifica-se o nível de atividades, consequentemente, aumentando os resultados após o processo de reabilitação.

Segundo Jiang *et al.* (2021), sensores de flexão apresentam vantagens como baixo custo e baixa complexidade de produção, além de fácil emprego em circuitos eletrônicos. Outrossim, sensores de flexão já foram empregados em projeto anterior

desenvolvido por Silveira (2018), no Laboratório de Engenharia de Reabilitação, PUCPR, indicando boas características técnicas para a aplicação em estudo.

O dinamômetro proposto como meio de auxiliar no desenvolvimento e avaliação da órtese, poderá auxiliar em outras áreas de bioengenharia e fisioterapia. Há uma carência de informações referentes a esse tipo de tecnologia e o que ela agrega de resultados positivos, por exemplo, na avaliação funcional em membros superiores com preensão palmar, avaliação do tratamento de reabilitação e avaliação de membros superiores na área do esporte e paradesporto. Uma pesquisa realizada no site do INPI, em 22/08/2022, empregando os termos “Dinamômetro de mão”, “Dinamômetro de preensão palmar”, “Preensão palmar”, indicou a inexistência de tal instrumento de medida produzido no Brasil, que efetue a medida de força em cada dedo da mão individualmente. Apenas 3 instrumentos que medem a força total nos dedos em conjunto foram encontrados.

1.4 ESTRUTURA DO DOCUMENTO

A estrutura deste trabalho foi organizada da seguinte forma:

- **Capítulo 1:** Neste capítulo contextualiza-se o problema, apresenta-se os objetivos do trabalho e as justificativas para essa pesquisa;
- **Capítulo 2:** Neste capítulo apresenta-se o estado da arte sobre órteses, principais métodos de controle, principais sensores, atuadores utilizados em órteses ativas, grupos musculares utilizados em flexão e extensão de dedos e fundamentos sobre a terapia em espelho;
- **Capítulo 3:** Neste capítulo é descrito o funcionamento do projeto, e quais são as ideias já definidas para finalização do projeto;
- **Capítulo 4:** Neste capítulo são exibidos os resultados referentes ao projeto;
- **Capítulo 5:** Neste capítulo é discutido o que se obteve de resultados parciais;
- **Capítulo 6:** Neste capítulo, será apresentada uma conclusão referente ao andamento do projeto.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

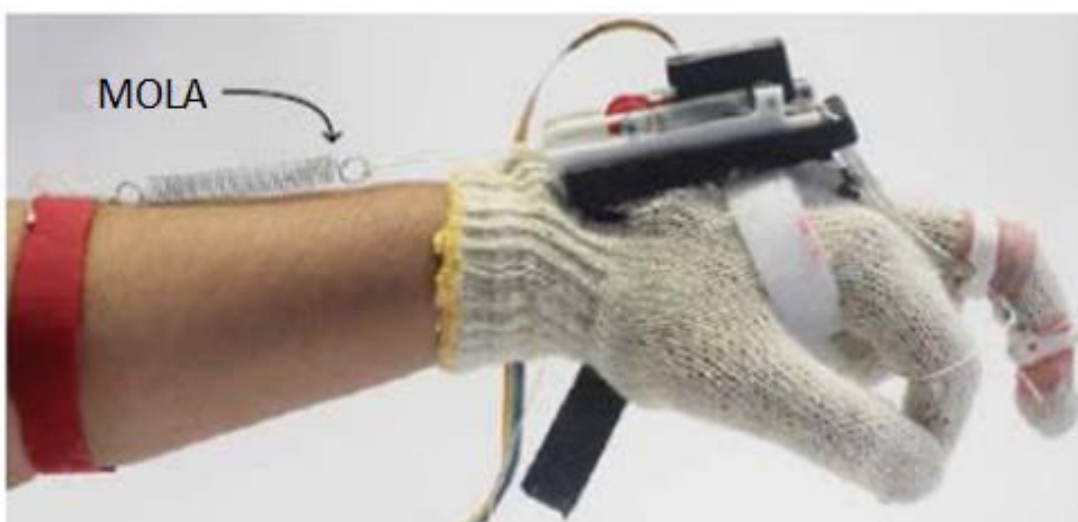
2.1 ÓRTESES DE MÃOS

A fim de desenvolver o projeto da órtese ativa para produzir movimentos de flexão e extensão de dedos, individualmente ou em conjunto, buscou-se o estado da arte em órteses que pudessem preencher esses pré-requisitos, principalmente focando em movimentos individuais dos dedos.

As órteses ativas podem ter diversos componentes de acionamento em sua composição, entre elas motores elétricos, sistemas pneumáticos, sistemas hidráulicos e sistemas mecânicos envolvendo molas, cordas e outros. Outra característica em sua composição é a construção por meio de polímeros, por exemplo, ABS (Acrilonitrilo-Butadieno-Estireno) e PLA (Ácido Polilático), materiais amplamente utilizados em impressoras 3D, ou métodos de injeção plástica, que também podem ser utilizados em sua confecção.

Goutam e Aw (2014) desenvolveram um dispositivo assistivo para auxiliar no aperto de mão, seguindo um conceito de produto leve e portátil. Um mecanismo via corda fica responsável por aumentar a força na falange média enquanto o usuário tenta apertar um objeto como apresentado na Figura 2.

Figura 2 - Protótipo de dispositivo assistivo para auxiliar no aperto de mão.



Fonte: Modificado de Goutam e Aw (2014).

Os autores desenvolveram esse projeto com o objetivo de auxiliar nas

atividades de preensão, pois identificaram que com uma idade mais avançada as pessoas apresentam incapacidades musculares. A mola mantém a estabilidade do pulso ao realizar as atividades. Este dispositivo emprega diversos sensores, permitindo que o mecanismo seja ativado somente quando houver a preensão de um objeto. Vale a pena ressaltar que o projeto é anatômico tendo em vista que se pode adaptar a pegada da mão da maneira mais confortável possível.

Na Figura 3, pode-se observar o método utilizado pelos autores, onde um cabo está conectado entre os anéis (S) e um motor na parte superior da mão; esse motor ficará responsável por puxar a corda e, conseqüentemente, realizar um torque no anel ligado à falange medial, aumentando a força de preensão.

Figura 3 - Ilustração do modelo, utilizando anéis e corda, pressionando um objeto.



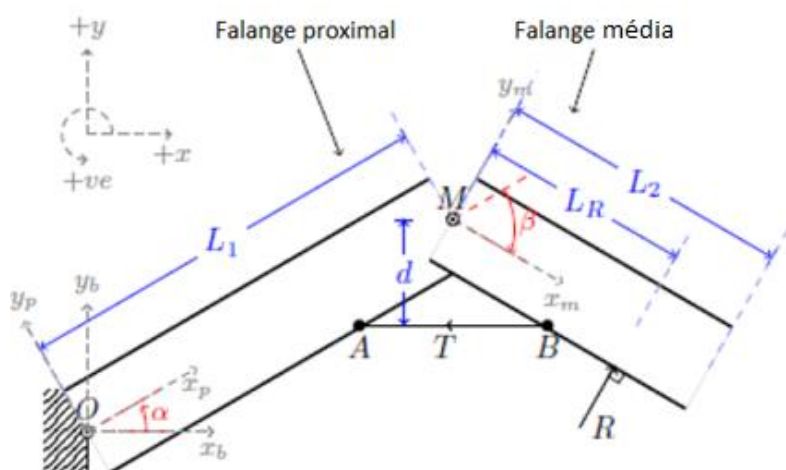
Fonte: Goutam e Aw (2014).

Segundo Goutam e Aw (2014), uma modelagem matemática foi desenvolvida para confecção dos anéis (S), os anéis são responsáveis por segurar e guiar a corda até sua posição. Ao segurar um objeto, a tensão na corda aumenta, conseqüentemente, aumentando a força na falange média e definindo uma relação estática entre a força de reação no objeto e a tensão na corda. Um mecanismo com tubo Bowden (T) foi utilizado para contornar o efeito de tensão no cabo. Tal mecanismo é amplamente utilizado em freios de bicicletas para transferências mecânicas de comando.

Na Figura 4, ilustra-se o diagrama de corpo livre utilizado no modelamento matemático do projeto, a articulação **O** está representando a articulação entre falange

proximal e metacarpo do dedo médio, a articulação **M** está representando a articulação entre falange média e falange proximal do dedo médio.

Figura 4 - Diagrama de corpo livre para o dedo médio.



Fonte: Modificado de Goutam e Aw (2014).

No ponto **A** está posicionado o anel de suporte da falange proximal do dedo médio, o suporte mantém fixo o tubo Bowden e serve de guia para a corda até a articulação **O**. No ponto **B** está posicionado o anel de suporte da falange média juntamente com a corda a ser tensionada, o **d** é a distância perpendicular entre a tração da corda **T** e a articulação **M**, o momento de inércia na junção **M** pode ser calculada pelo produto vetorial $\mathbf{T} \times \mathbf{d}$.

O vetor **R** é a força perpendicular sobre o sensor de força acoplado na falange média. Todos os parâmetros foram colocados no MATLAB (MathWorks Inc) para que fosse possível encontrar o melhor posicionamento dos anéis (S) gerando maior força possível (Goutam e Aw, 2014).

Esta órtese apresenta apenas um Grau de Liberdade (GL), o que é um dos pontos negativos deste projeto. Outro ponto negativo é o sensor de força acoplado na falange média do dedo para verificar a força que a mão estaria exercendo. Os autores relatam que utilizar outra forma para visualizar a força executada deve ser implementada.

Kudo *et al.* (2014) desenvolveram uma órtese para auxiliar nas atividades diárias de pessoas com alguma dificuldade motora na movimentação dos dedos da mão. Uma ótima característica foi sua construção com materiais macios e leves, permitindo ser integrado à rotina do usuário, esta órtese é observada na Figura 5.

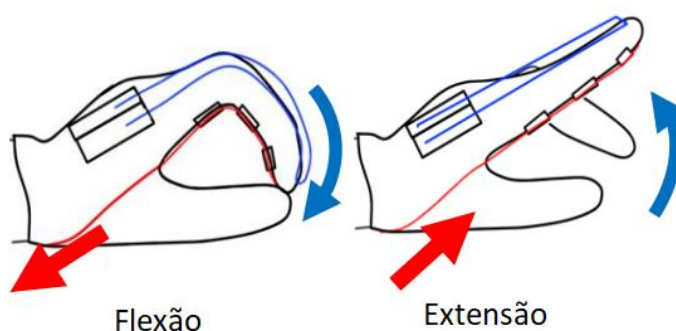
Figura 5 - Protótipo utilizando tendão artificial em uma luva de couro.



Fonte: Kudo *et al.* (2014).

O projeto foi desenvolvido com uma luva de couro para proporcionar conforto ao usuário. Um cordão passa pelo interior palmar e conecta-se até a ponta do dedo indicador. Ele ficará responsável pelo movimento de flexão do dedo. Para o caso de extensão, molas superelásticas foram posicionadas na parte superior do dedo. A Figura 6 exemplifica o funcionamento da luva.

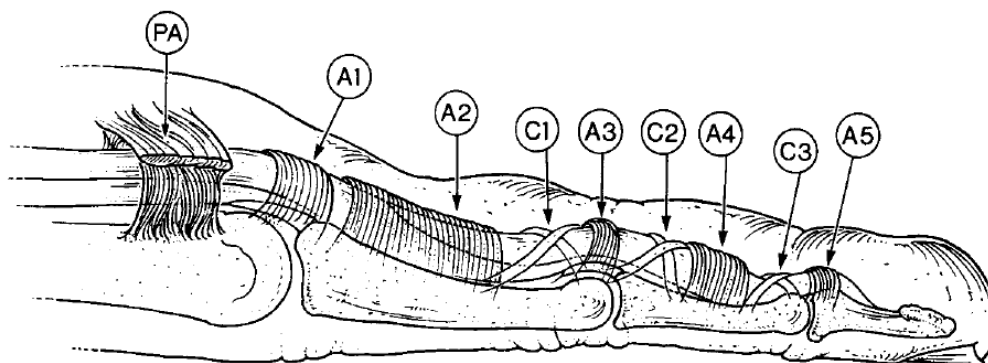
Figura 6 - Funcionamento da órtese.



Fonte: Modificado de Kudo *et al.* (2014).

O cordão vermelho utilizado na Figura 6 está representando um tendão artificial, esse conceito segue o mesmo formato da anatomia do corpo humano que está apresentado na Figura 7. Segundo James (2000), o dedo humano é composto por polias; elas são importantes na questão biomecânica, pois mantêm o tendão próximo e fixo às falanges do dedo humano.

Figura 7 - Imagem lateral do dedo humano.



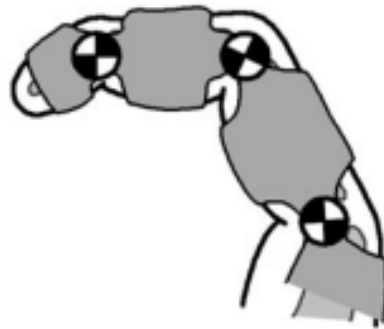
Fonte: James (2000).

As polias podem ser divididas nos seguintes grupos: polias anulares, A1 até A5; polias cruciformes, C1 até C3; e polia aponeurose, PA. No desenvolvimento do projeto, foram utilizados tubos de plástico para manter o tendão artificial posicionado no interior do dedo, distribuindo-os de forma análoga às polias A2, A4 e A5.

Um motor elétrico foi acoplado em um fuso e o tendão conectado à castanha desse fuso. Após um sinal gerado pelo usuário, o controlador realiza a leitura desse sinal e envia um comando para o motor. Ao realizar trabalho com o motor o fuso puxará o tendão e a órtese realizará a flexão do dedo. Esse dispositivo possui três GL para atuar em um dedo apenas. Contudo, há possibilidade de expandir a atuação para outros dedos replicando a mesma metodologia no primeiro.

Cempini *et al.* (2015) criaram um modelo de órtese que atendesse critérios de cinemática da mão humana, focando em compatibilidade, portabilidade e conforto durante a utilização. Um sistema chamado de HandeXos foi utilizado na sua construção. Nesse projeto, as articulações da órtese sobrepõem as articulações dos dedos através de uma ligação em série de “conchas” que ficam em torno das falanges conforme apresentado na Figura 8.

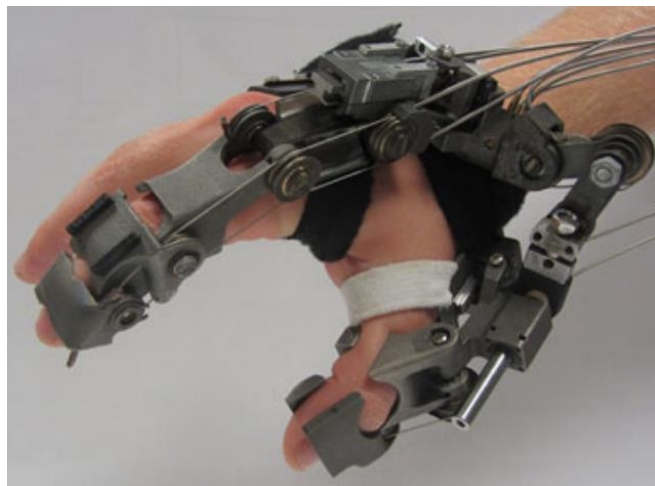
Figura 8 - Estrutura utilizada para construção de exoesqueletos de mão.



Fonte: Cempini *et al.* (2015).

Na Figura 9, pode-se observar uma foto do projeto construído pelos autores, em que há um grupo de cabos que irão atuar na movimentação dos dedos, indicador e polegar. Ao todo eles conseguiram sete GL para o dedo indicador e nove GL para o dedo polegar.

Figura 9 - Modelo de órtese HandeXos utilizado para movimentação do dedo indicador e polegar.

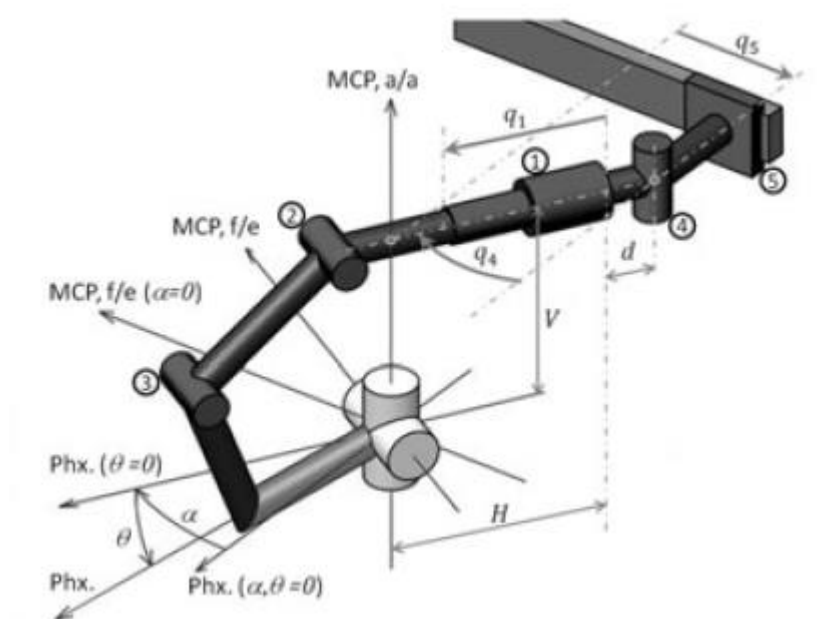


Fonte: Cempini *et al.* (2015).

Os autores utilizaram conceitos de manipuladores robóticos como a cinemática, dinâmica e controle. Para o desenvolvimento cinemático dos dedos da órtese uma cadeia cinemática em série tipo PRRRP foi adotada; essa cadeia cinemática é composta por três articulações de revolução (Revolute, Revolute e Revolute), que permitem uma rotação relativa entre duas estruturas, e duas articulações prismáticas (Prismatic e Prismatic), que permitem um movimento linear entre duas estruturas (Cempini *et al.*, 2015).

Na Figura 10, elenca-se o modelo cinemático para o dedo indicador utilizado pelos autores. Nota-se as cinco articulações: (1) Articulação Prismática, que permite um deslocamento linear sobre o conjunto e ajuda a realizar os movimentos de extensão, flexão, adução e abdução de dedo; (2) Articulação de Revolução, que permite uma angulação relativa entre falange proximal e falange medial para realizar o movimento de flexão e extensão de dedo; (3) Articulação de Revolução, que permite uma angulação relativa entre falange medial e falange distal para realizar o movimento de flexão e extensão de dedo; (4) Articulação de Revolução, que permite uma angulação relativa entre metacarpo e falange proximal para realizar o movimento de adução e abdução de dedo; (5) Articulação Prismática, que permite um deslocamento linear e ajuda a realizar os movimentos de adução e abdução de dedo.

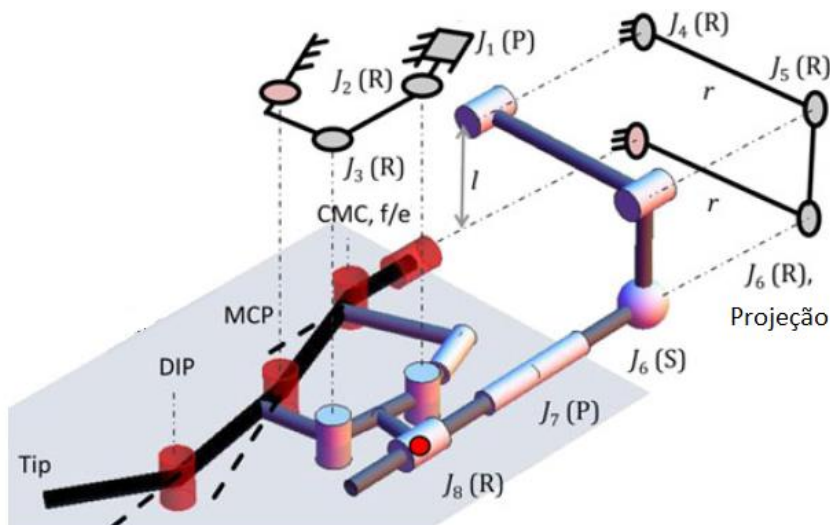
Figura 10 - Modelo de cadeia cinemática para o dedo indicador.



Fonte: Cempini *et al.* (2015).

Na Figura 11, apresenta-se o modelo cinemático para o dedo polegar. O sistema é dividido em duas partes: uma cadeia PRRR, representada pelas articulações J1, J2, J3 e DIP, e a outra por uma cadeia RRR, representada pelas articulações J4, J5 e J6. A primeira cadeia cinemática é responsável pelos movimentos de flexão e extensão de polegar enquanto a segunda, pelos movimentos de adução e abdução de polegar. As demais articulações são utilizadas para o alinhamento das duas cadeias em torno da mão do usuário.

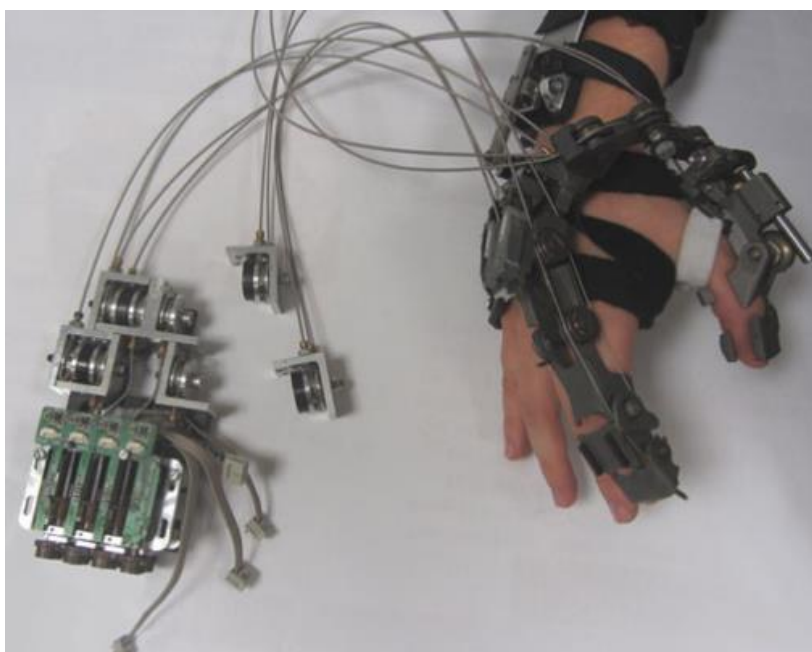
Figura 11 - Modelo de cadeia cinemática para o dedo polegar.



Fonte: Cempini *et al.* (2015).

Os atuadores utilizados são motores elétricos, eles são conectados até as articulações da órtese por meio de cabos de aço e um sistema de transmissão entre roldanas. Um processador ficou responsável pelo controle dessa órtese. A Figura 12 apresenta como ficou a montagem final de todo projeto.

Figura 12 - Estrutura do Protótipo HandeXos e sistema de transmissão.



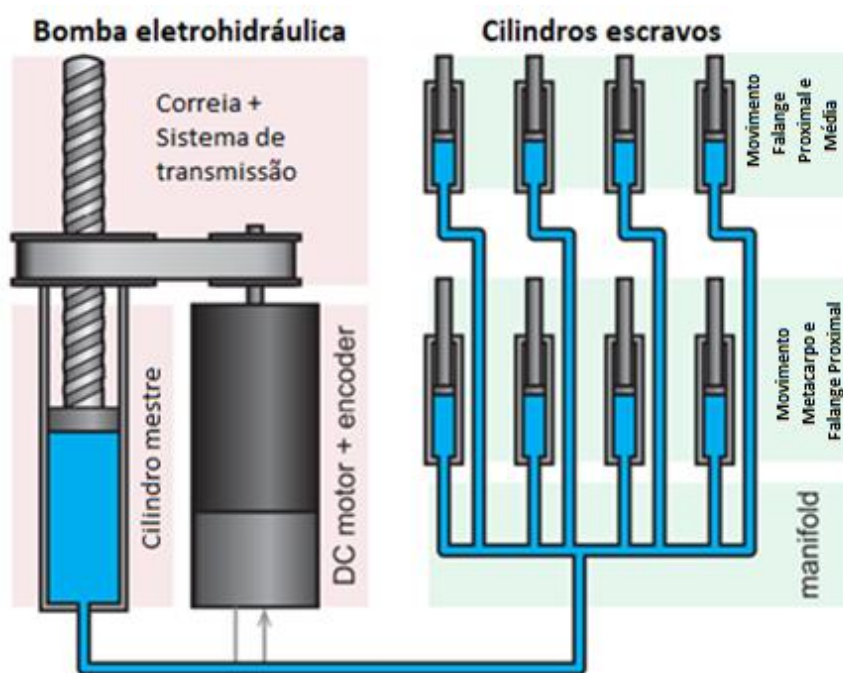
Fonte: Cempini *et al.* (2015).

Alguns pontos negativos dessa órtese são a baixa potência dos motores, não

produzindo muita força e o curso limitado de alguns movimentos. Caso haja necessidade de expansão para outros dedos, todo o sistema de controle ficará maior e mais complexo devido à reorganização dos periféricos e à reconstrução da órtese com todos os dedos.

Bos *et al.* (2020) desenvolveram uma órtese híbrida utilizando atuadores elétricos e hidráulicos, com a finalidade de auxiliar nos movimentos da mão, por meio de sinais de EMG. Um controlador processa os dados e envia comandos a um motor que fica responsável por pressionar o fluido do sistema hidráulico e, conseqüentemente, movimentar os dedos da mão que estão conectados a uma estrutura plástica flexível. Na Figura 13, pode-se observar todo o funcionamento.

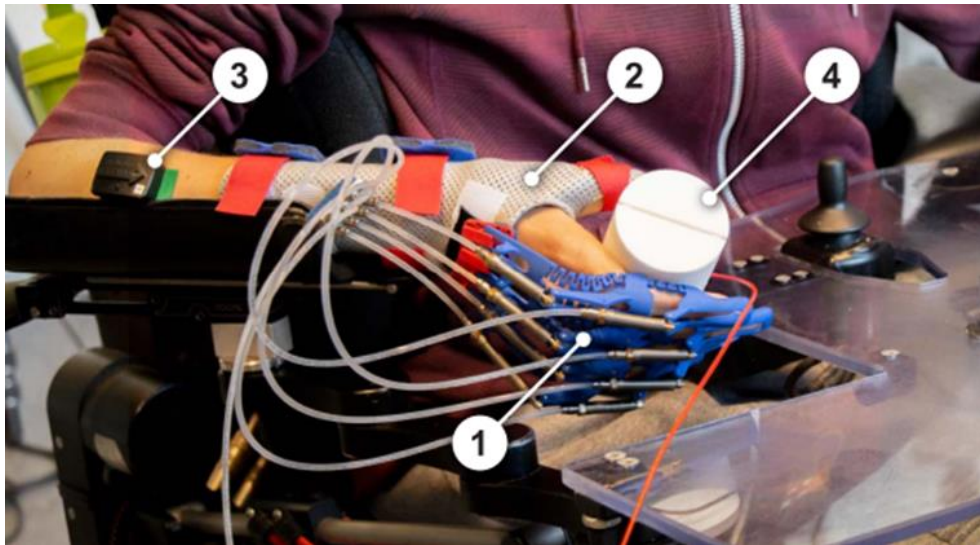
Figura 13 - Funcionamento do sistema híbrido com atuadores elétrico e hidráulicos.



Fonte: Modificado de Bos *et al.* (2020).

Na Figura 14, pode-se observar (1) o sistema flexível acoplado com os pistões hidráulicos, (2) manta termoplástica para estabilizar o pulso, (3) sistema para aquisição de sinais de EMG, e (4) cilindro utilizado para medir a força de preensão.

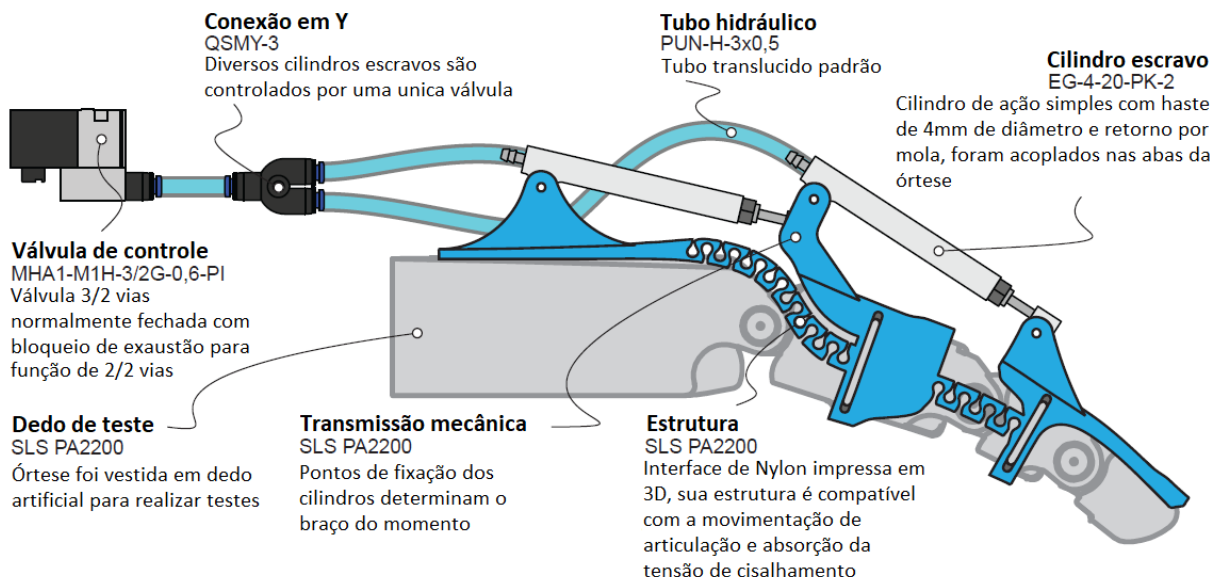
Figura 14 - Órtese eletrohidráulica realizando exercício de preensão.



Fonte: Modificado de Bos *et al.* (2020).

Na Figura 15 é ilustrado um estudo anterior de Bos *et al.* (2018) em que explicaram o conceito utilizado para definir o *design* da órtese, na qual cada articulação da órtese contém um feixe de molas que, ao exercer trabalho de curvatura sobre esse feixe, há uma tendência de retorno para sua posição de repouso, assim auxiliando em exercícios de flexão e extensão de dedos.

Figura 15 - Design mecânico da órtese com sistema híbrido de atuadores.

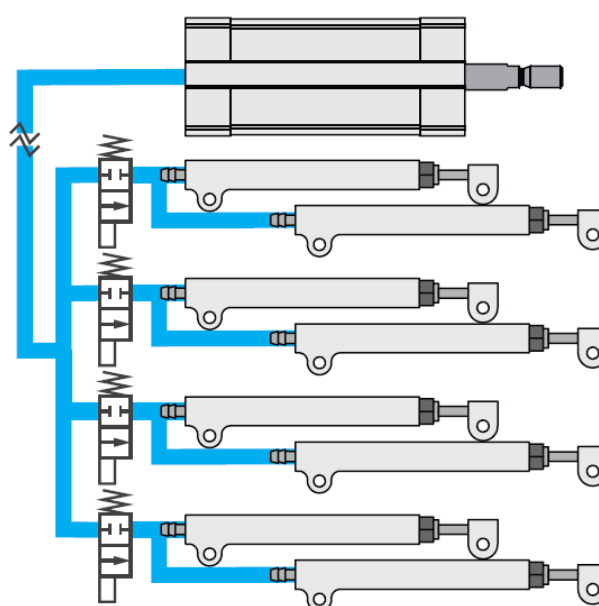


Fonte: Modificado de Bos *et al.* (2018).

O método de utilizar feixe de molas é mais comum em órteses de membros inferiores, como apresentado no trabalho de Patzkowski (2012) onde uma barra de fibra de carbono é utilizada como feixe de mola em uma órtese de tornozelo-pé, auxiliando na reabilitação de pessoas com fraqueza no tornozelo.

No trabalho de Bos *et al.* (2018), utilizou-se um sistema alternativo de controle, pois era possível controlar os dedos de forma individual ao invés de todos juntos. Não há um motor pressurizando o sistema e o controle é realizado por diversas válvulas de fluxo para cada dedo da mão. Pode-se visualizar o sistema ilustrado na Figura 16.

Figura 16 - Sistema híbrido com controle individual para cada dedo.



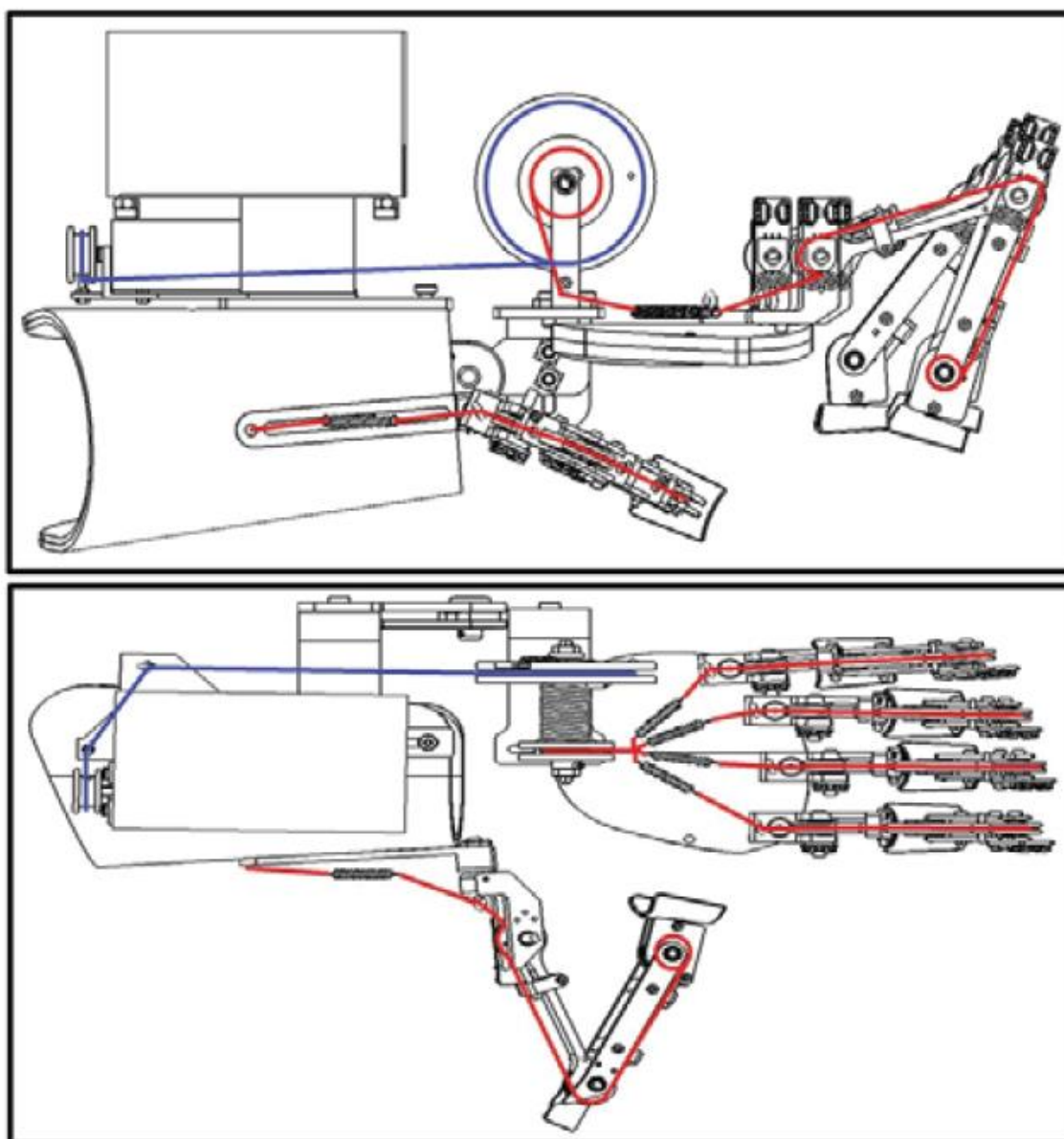
Fonte: Bos *et al.* (2018).

São pontos negativos desse projeto: desconforto durante uso do dispositivo, peso elevado dificultando seu uso, e qualquer vazamento no sistema pode prejudicar seu funcionamento. O sistema não foi projetado para trabalhar com o polegar, sendo necessária uma reestruturação do dispositivo, tornando-o mais complexo.

Ates *et al.* (2015) construíram uma órtese ativa para reabilitação domiciliar de pacientes que sofreram AVC. Um motor elétrico foi posicionado sobre antebraço do usuário devido à falta de espaço ao redor da mão do paciente. Existe uma relação de transmissão de energia entre duas roldanas, uma grande e outra pequena. O atuador elétrico está acoplado a uma roldana pequena, enquanto a roldana grande está

acoplada ao eixo de cordas ligadas aos dedos. Nesse mecanismo, cordas de *nylon* foram utilizadas auxiliando a estrutura a realizar exercícios de extensão e flexão de dedos e punho. A Figura 17 ilustra os sistemas de transmissão de energia utilizados, em azul e vermelho.

Figura 17 - Sistema de transmissão de energia utilizado na órtese.

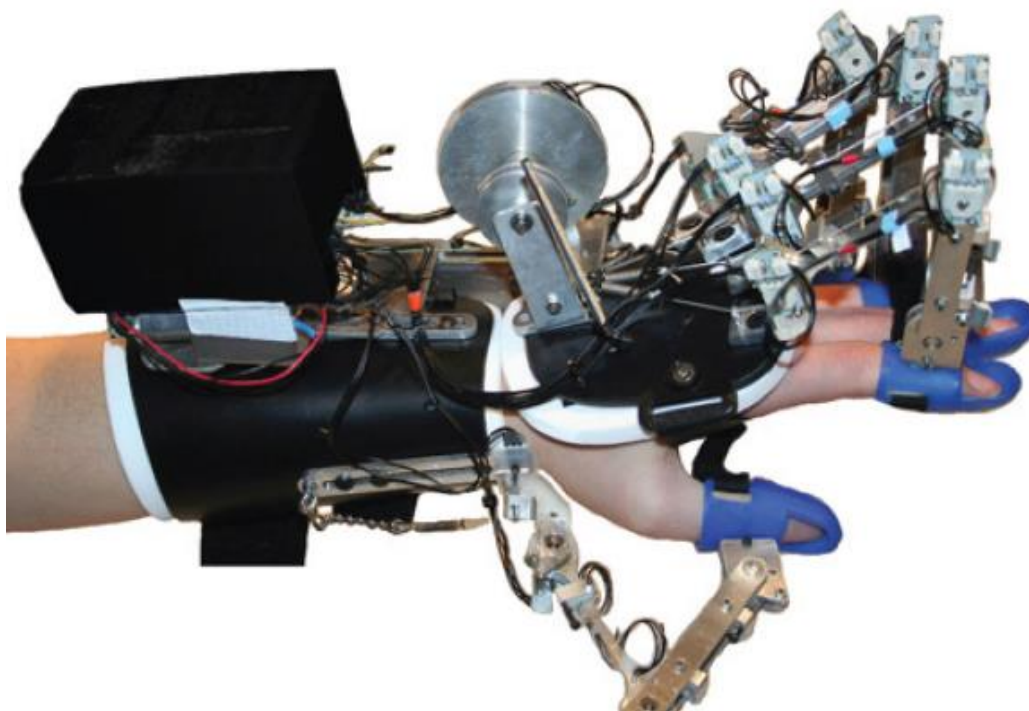


Fonte: Ates et al. (2015).

Aparentemente, a maioria das peças foram construídas em alumínio que, apesar de ser um metal leve, apresentou um peso elevado para os usuários. Seu *design* não é “amigável”, passando uma sensação de insegurança, além do desconforto causado pelo mecanismo dos dedos. Seu tamanho é bem avantajado, e

ocupa bastante espaço nas regiões em torno do pulso e da mão. Na Figura 18, pode-se ver uma foto do protótipo construído pelos autores.

Figura 18 - Órtese utilizada para auxiliar nos exercícios de reabilitação.



Fonte: Ates *et al.* (2015).

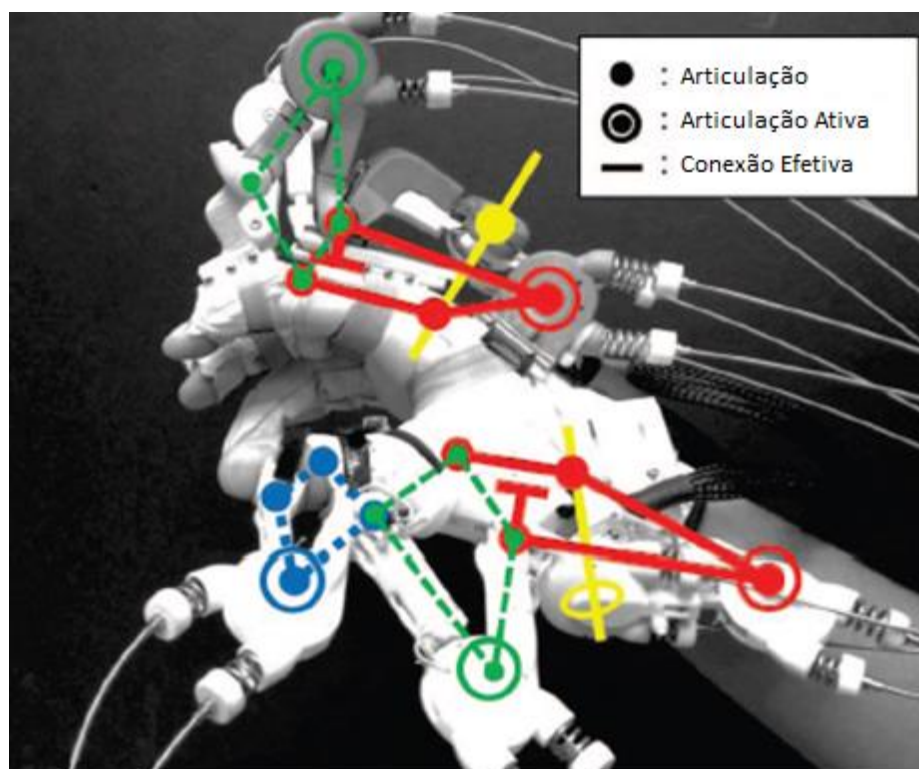
Yun *et al.* (2017) criaram uma órtese assistiva para pacientes com lesão medular que visava ser confortável, leve e capaz de reproduzir diversos movimentos da mão. Grande parte da estrutura foi confeccionada em plástico e está acoplada sobre uma luva de couro para não causar desconforto. Seu acionamento é realizado por um motor cujo eixo está ligado a um cabo de aço.

Na Figura 19, pode-se ver o protótipo da órtese criada por Yun *et al.* (2017), com suas articulações especificadas: em azul, para os movimentos de flexão e extensão entre falange proximal e distal do dedo polegar; em verde, para os movimentos de flexão e extensão entre falange proximal e medial dos dedos indicador e médio; em verde, para os movimentos de flexão e extensão entre metacarpo e carpo do dedo polegar; amarelo e vermelho, para os movimentos de flexão e extensão entre metacarpo e falange proximal dos dedos indicador e médio; amarelo e vermelho, para os movimentos de adução e abdução entre metacarpo e carpo do dedo polegar.

As falanges são abraçadas por uma estrutura em forma de anel, assim as

articulações ativas da órtese conseguem realizar um movimento angular entre as falanges sem causar dor.

Figura 19 - Órtese assistiva utilizada para auxiliar os usuários em preensão de objetos.



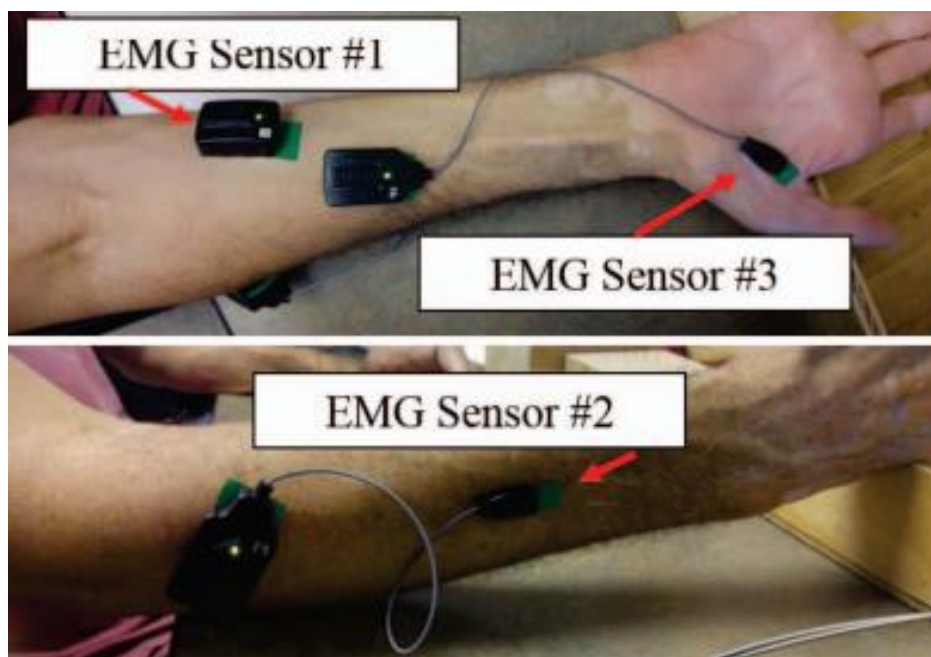
Fonte: Modificado de Yun et al. (2017).

Sensores de EMG foram utilizados para monitoramento dos sinais musculares. Em seguida após o processamento dos sinais uma rede neural artificial ficou responsável por identificar quais eram as intenções do usuário e enviar os comandos para os atuadores elétricos.

Esse projeto possui alguns problemas. Sua grande dimensão dificulta algumas atividades como, por exemplo, pegar uma moeda em cima de uma mesa. Outro ponto é o fato de se poder utilizar apenas três dedos, polegar, indicador e médio. Caso haja necessidade de expandir para mais dedos, ocupará mais espaço em torno da mão e seu controle pode ficar mais complexo.

Na Figura 20, pode-se identificar a localização dos sensores de EMG para aquisição dos sinais musculares do paciente.

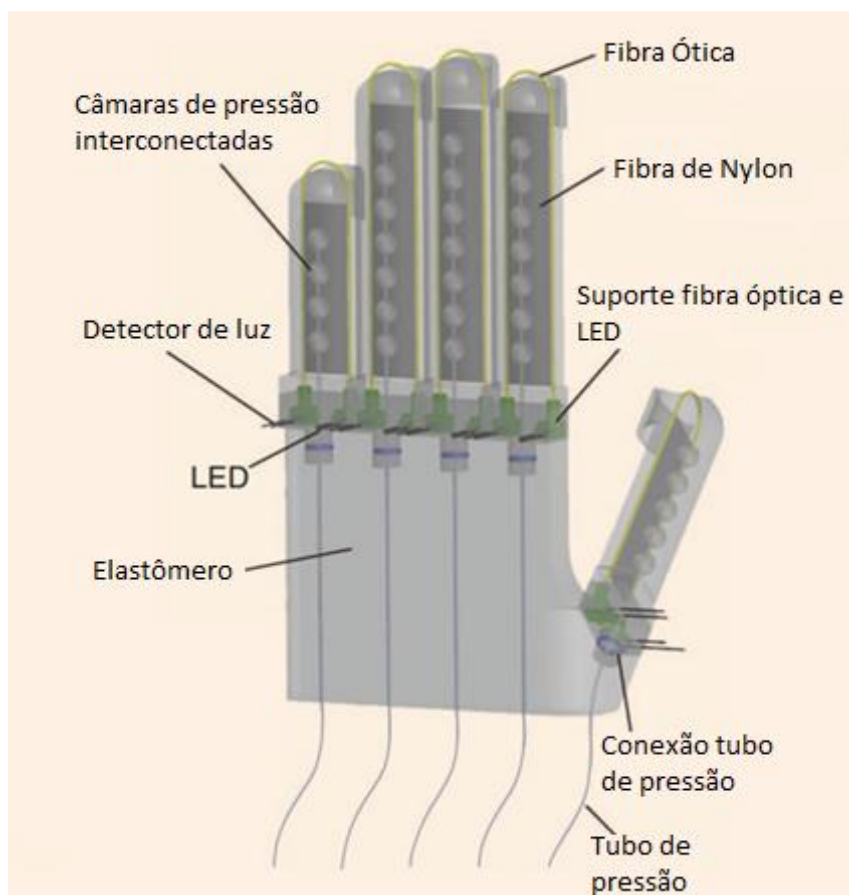
Figura 20 - Sensores de EMG posicionados no antebraço para auxiliar no controle da órtese.



Fonte: Yun *et al.* (2017).

Zhao *et al.* (2016) confeccionaram uma órtese ativa para auxiliar nos movimentos de flexão dos dedos. Sua estrutura é composta de um elastômero de silicone e no centro de cada dedo da órtese há câmaras de ar. Ao pressurizar um fluido no interior dessas câmaras, a órtese realiza o movimento de flexão de dedos como se fosse agarrar um objeto. Na Figura 21, pode-se visualizar o interior do protótipo construído pelos autores: um conjunto de fibra óptica, diodo emissor de luz (LED) e detector de luz, que foram utilizados como sensor de flexão dos dedos. O LED emite uma intensidade de luz que é transmitida pela fibra até chegar ao detector de luz. Ao flexionar os dedos da órtese, a intensidade transmitida pela fibra óptica diminui e pode-se adotar uma relação deflexão por intensidade de luz. Um substrato de fibra de Nylon foi utilizado para guiar a ação da órtese ao pressurizar o fluido no interior das câmaras que se encontra no interior da órtese.

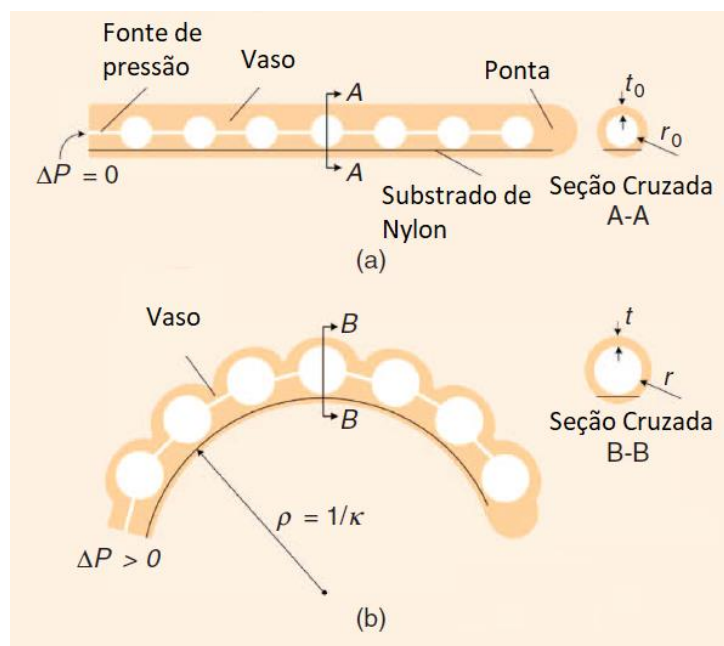
Figura 21 - Interior da órtese com componentes utilizados em sua confecção.



Fonte: Modificado de Zhao *et al.* (2016).

Na Figura 22 nota-se o efeito causado ao pressurizar um fluido no interior da câmara, o conceito utilizado pelos autores faz uma analogia ao cálculo de vasos de pressão muito utilizado em dimensionamento de tanques para armazenamento de fluidos; nota-se duas condições na imagem: (a) está representado o estado de repouso da órtese em que não há variação de pressão no interior das câmaras; (b) representa o sistema quando pressurizado, no qual o substrato de *nylon* consegue guiar a estrutura para formar uma curvatura semelhante à dos dedos da mão ao segurar um objeto.

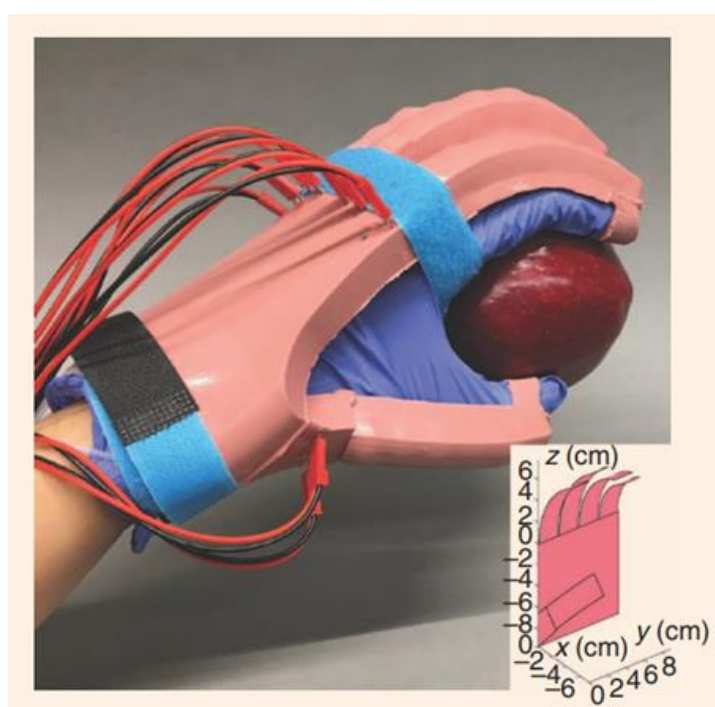
Figura 22 - Comportamento de flexão e extensão dos dedos da órtese ao pressurizar o sistema.



Fonte: Modificado de Zhao *et al.* (2016).

Na Figura 23, ilustra-se o projeto finalizado da órtese pressionando um objeto. No canto inferior direito, apresentam-se algumas dimensões do projeto.

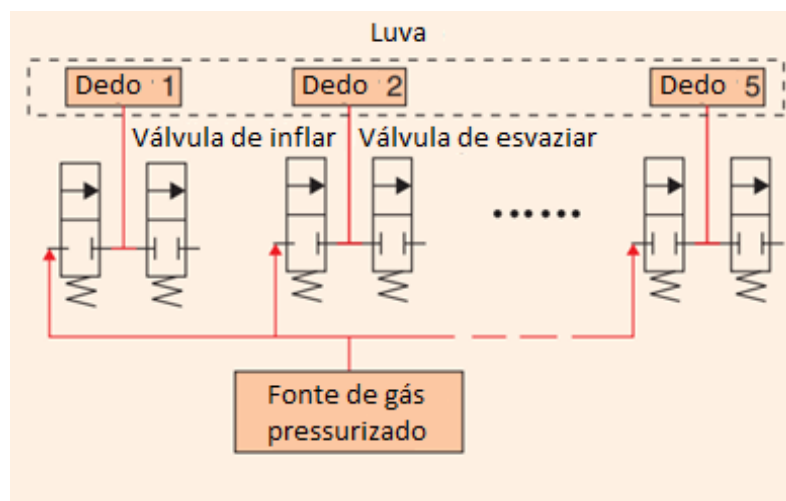
Figura 23 - Modelo final da órtese chamada de Soft-Hand.



Fonte: Zhao *et al.* (2016).

Na Figura 24, representa-se o sistema de controle da órtese, utilizando válvulas eletropneumáticas para controlar o fluido no interior da órtese, controlando individualmente cada dedo, é um ponto positivo para esse modelo.

Figura 24 - Sistema de controle da Soft-Hand utilizando válvulas eletropneumáticas.

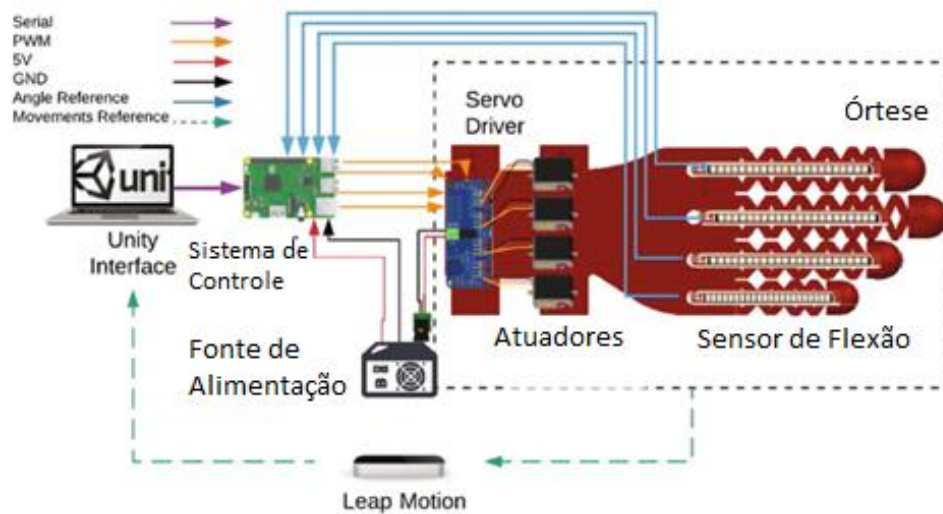


Fonte: Modificado de Zhao *et al.* (2016).

Constatam-se alguns pontos negativos para essa órtese: primeiro, ela não é um dispositivo portátil, pois o sistema de ar comprimido não é comum em todas as residências, ou seja, seu uso ficará limitado ao de laboratórios ou clínicas; segundo, o ângulo de flexão dos dedos é limitado, não permitindo a flexão completa dos dedos da mão; terceiro, algumas partes dos conectores eletrônicos parecem frágeis, qualquer dano é irreparável, necessitando de uma nova órtese ao invés da manutenção do dispositivo.

Cartagena *et al.* (2018) confeccionaram uma órtese ativa para reabilitação de pessoas com perda motora. O sistema funciona em um ambiente virtual desenvolvido de acordo com as necessidades do usuário. Na Figura 25, ilustra-se o diagrama esquemático dos elementos que compõem o sistema; um conjunto de servomotores vai auxiliar o usuário na execução dos movimentos de flexão quando os objetivos não forem atingidos. Quatro sensores de flexão fornecem a entrada de dados para o microcontrolador; após a interpretação sobre os dados, o microcontrolador consegue prever qual é a posição dos dedos da mão do usuário em fase de extensão e flexão.

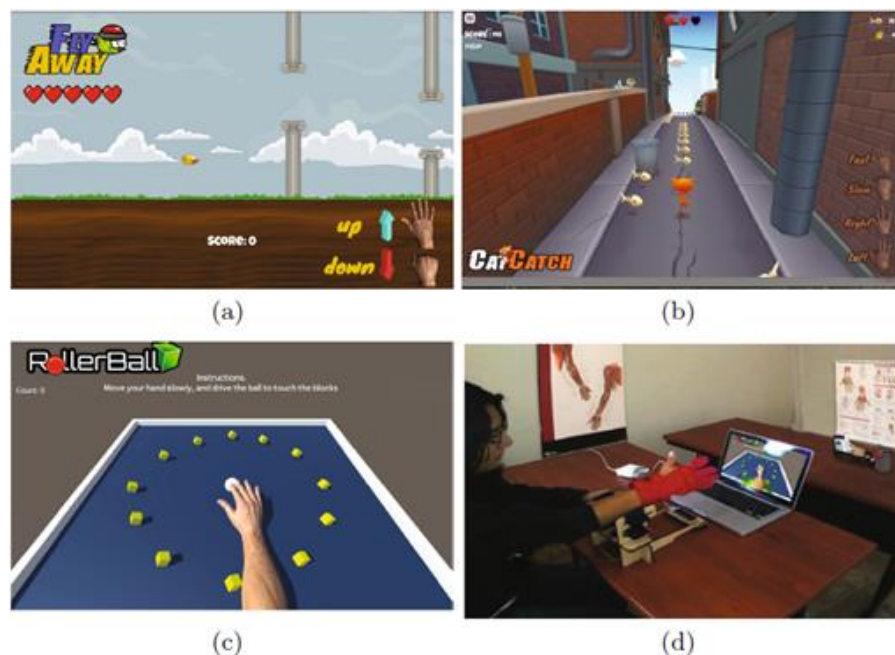
Figura 25 - Diagrama de blocos da órtese de reabilitação utilizando realidade virtual.



Fonte: Modificado de Cartagena et al. (2018).

Na Figura 26, apresentam-se alguns exemplos de jogos desenvolvidos para reabilitação dos pacientes: (a) jogo focado nas atividades de abrir e fechar a mão para controlar o pássaro da interface; (b) usuário controla um gato que pode correr em três pistas, no qual cada movimento de mão pode mudar o caminho que o personagem corre; (c) a interface sugere para o usuário pegar uma bola e passar pelos pontos em volta do cenário; e (d) foto do usuário utilizando o dispositivo.

Figura 26 - Alguns exemplos de softwares desenvolvidos.



Fonte: Cartagena et al. (2018).

2.2 CONTROLADOR DE ÓRTESES

A maioria dos artigos consultados não relatou qual era o dispositivo controlador utilizado nas órteses. No entanto, controladores têm características padrão independentes do modelo utilizado. Segundo Ibrahim (2006), microcontroladores são pequenos *chips* embarcados amplamente utilizados para controle por computador, de baixo custo e fácil implementação em circuitos digitais. Possuem diversos componentes eletrônicos em sua estrutura. Algumas funcionalidades de um microcontrolador são:

- Conversor Analógico/Digital (ADC);
- Conversor Digital/Analógico (DAC);
- Entradas digitais seriais e paralelas, para transmissão de dados e controle lógico;
- Temporizadores e Interrupções.

Esses dispositivos são programados em Assembly, mais conhecida como linguagem de máquina, mas é possível utilizar a linguagem de programação em C/C++ e, através de um compilador, converter de C para Assembly e enviar em binário o código para o microcontrolador executar a programação.

2.2.1 ESP32

Segundo Babiuch *et al.* (2019), o ESP32 é um microcontrolador poderoso, fabricado pela empresa Espressif Company, esse dispositivo conta com um processador de dois núcleos, Xtensa LX6 com 520 kB de SRAM. São algumas de suas características:

- Wi-fi 802.11 b/g/n integrado ao chip;
- *Clock* de memória de 240 MHz;
- 19 portas para controle lógico;
- 16 canais de conversores analógico-digital (ADC), 12 bits;
- 2 canais de conversores digital-analógico (DAC), 12 bits;
- Conexões: SPI, I2C, I2S, CAN, UART, Ethernet MAC, *bluetooth*.

As diversas formas de conectividade do ESP32 podem beneficiar novas alternativas de órteses ativas; seu processamento elevado pode executar diversas

atividades em frações de nanosegundos, controlando diversos atuadores com atrasos imperceptíveis a perspectiva do ser humano.

Existem vantagens em utilizar um ESP32 para o controle de órtese como:

- a facilidade em implementar algoritmos utilizando essa ferramenta, pois não é necessidade de habilitar registradores como em outros microcontroladores;
- diversas bibliotecas nativas do ESP32 já são disponibilizadas pelo fabricante, sem a necessidade de implementar suas funções;
- um dispositivo de baixo custo;
- não é necessária a conexão via cabeamento para realizar a sua programação, ou seja, sempre que houver atualizações do algoritmo podemos realizar via *Wireless* (*Wi-fi* e *Bluetooth*);
- apesar de trabalhar com processos de maneira sequencial, pode comandar diversos motores, realizar leitura de sensores e efetuar cálculos simples, sem que haja uma percepção no atraso da resposta.

Pode-se adotar como desvantagem desse dispositivo:

- as funções mal implementadas podem dificultar o processamento das tarefas, gerando um atraso de resposta, perceptível ao olho humano;
- seu conversor analógico digital (ADC) integrado apresenta um leve erro de leitura devido aos componentes utilizados em sua construção, esse erro já é definido e o problema pode ser contornado via programação, porém, sacrificará o tempo de processamento;
- para o processamento de sinais o ESP32 seria inviável, pois os algoritmos têm um grau de complexidade elevado, requisitando um nível maior de processamento, a falta de memória e o *clock* de trabalho do microcontrolador não seriam o suficiente para administrar todo esse processo.

2.2.2 Raspberry PI

O Raspberry PI pode ser utilizado como um microcontrolador, porém suas funcionalidades atingem o nível de microcomputador equipado com um processador de arquitetura x86 ARM11. Segundo Jolle (2021), o Raspberry Pi é um

microcomputador de baixo custo desenvolvido pela Raspberry Pi Foundation (raspberrypi.org), e pode ser dividido em três categorias: A, B e Zero. Todos os modelos estão utilizando um processador CPU integrado e um *chip* gráfico GPU integrado.

Na Tabela 1, pode-se notar os dados técnicos de dois modelos de Raspberry PI. O preço pode ser elevado, mas será compensado em poder de processamento e outros ganhos.

Tabela 1 - Dados técnicos do Raspberry PI.

Especificações	Raspberry PI 4	Raspberry PI Zero
Tipo	Microcomputador	Microcomputador
Sistema Operacional	Diversos	Diversos
Dimensões	85.6mm X 56.6mm	65mm X 30mm
Peso	46g	9g
Preço	85 EUR	12 EUR
Multi Tarefas	Sim	Sim
Config requeridas	Sim	Sim
Processador	64-bit	32-bit
Memoria	8 GB	512 MB
Velocidade Clock	4x 1.5 GHz	1 GHz
Ethernet	Gigabit	Adaptador
Wi-Fi	Sim	Sim
Bluetooth	Sim	Sim
USB	2x USB 2 & 3	micro USB
Suporte a Câmera	Sim	Sim
Suporte a Audio	Sim	Não
HDMI	2x Micro-HDMI	1x Micro-HDMI
Tensão de Entrada	5 V	5 V
Portas GPIO	40 Pinos: 5V, 3.3V, I/O	40 Pinos: 5V, 3.3V, I/O
Necessário Desligar	Sim	Sim
Armazenamento	MicroSD Card	MicroSD Card
Consumo	3000 mW	750 mW

Fonte: Jolle (2021).

São algumas vantagens de se utilizar o Raspberry PI no controle de órtese: alto poder de processamento, dependendo do modelo, é possível realizar quatro tarefas simultaneamente; desenvolvimento de interface gráfica para esse dispositivo, adotando variáveis de controle e sistemas supervisórios; implementação de

algoritmos de processamento de sinais adotando estratégias de controle e reconhecimento de gestos humanos.

Pode-se citar como desvantagens: a necessidade de utilizar periféricos como, mouse, teclado e tela para trabalhar; preço elevado; o dispositivo precisa estar conectado à fonte de alimentação, para contornar esse problema poderia ser adotado o uso de um *pack* de baterias; precisa de um sistema operacional para o seu funcionamento; a programação de suas portas lógicas é mais complexa.

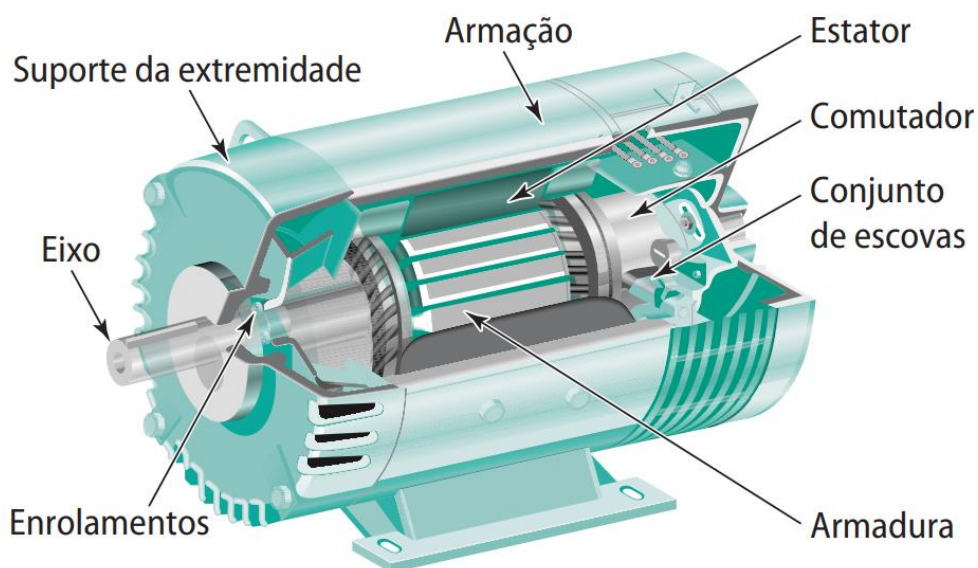
2.3 ATUADORES

2.3.1 Motores elétricos

Segundo Petruzella (2009), um motor elétrico converte energia elétrica em energia mecânica por meio de campos magnéticos. Os motores são utilizados em diversas áreas como residencial, comercial e industrial. Eles funcionam em corrente contínua (DC). Eles já estão presentes na área da indústria e desenvolvimento eletrônico, robôs, máquinas industriais, drones, entre outros. Agora ganham espaço na área de tecnologias assistivas, órteses e exoesqueletos, como apresentado em diversos projetos da seção 2.1 deste trabalho.

Na Figura 27, pode-se perceber quais são os principais componentes de um motor DC.

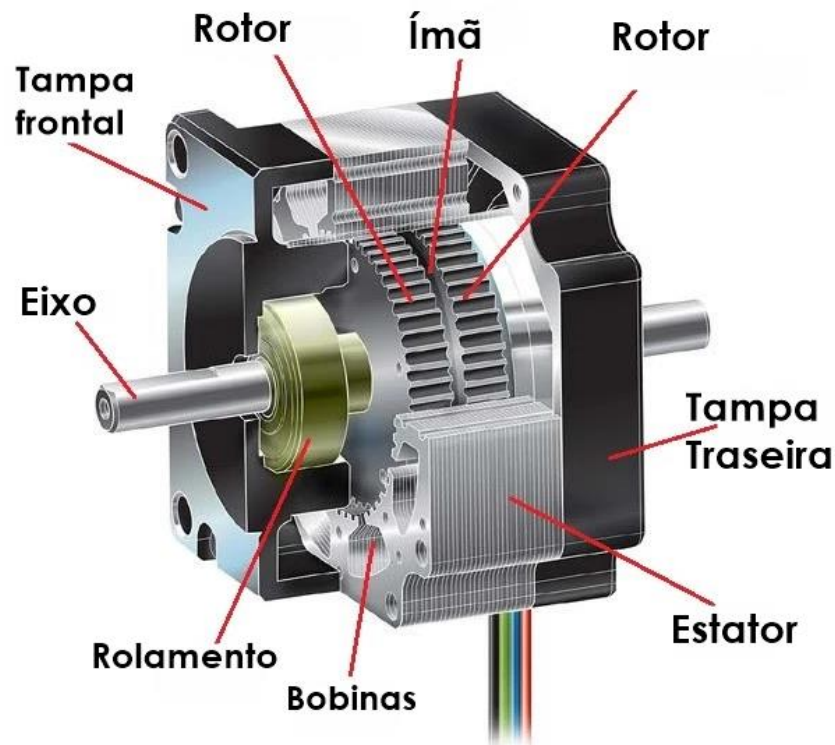
Figura 27 - Componentes gerais de um motor DC.



Fonte: Petruzella (2009).

Motores de passo e servo motores são classificados como motores DC. Eles têm um controle mais preciso; porém, são mais complexos para efetuar esse controle. Motores de passo têm diversos incrementos em seu interior e são controlados por uma série de pulsos elétricos aplicados em seus terminais, a quantidade de rotação é diretamente proporcional à quantidade de pulsos aplicados. Esses dispositivos são utilizados normalmente em controle de malha aberta, pois não se sabe qual é a posição exata desse eixo. Por intermédio dos comandos, pode-se controlar quanto se deseja girar e qual a velocidade de giro do eixo do motor (Petruzella, 2009). Na Figura 28, pode-se observar os componentes de um motor de passo, o Rotor contém diversas aletas que são responsáveis pelos “passos” do dispositivo.

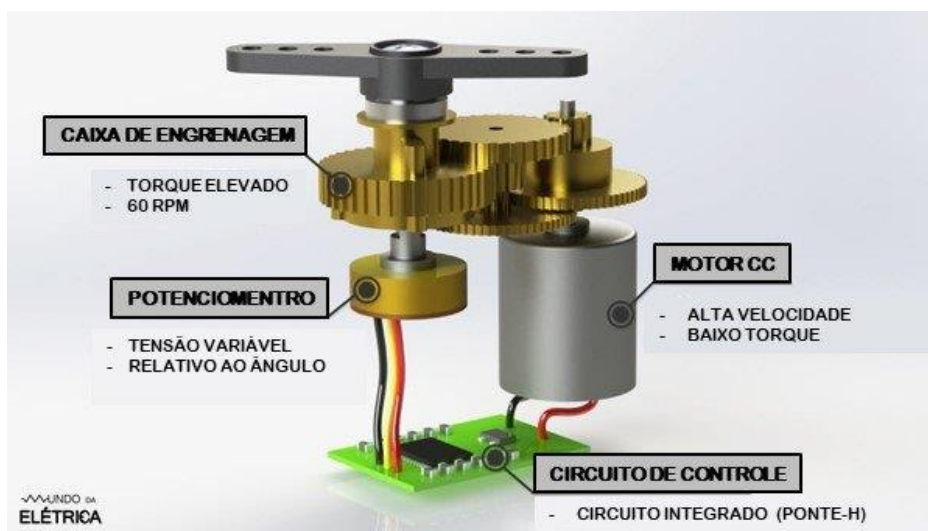
Figura 28 - Visão interna dos componentes de um motor de passo.



Fonte: Imagem retirada do site < <https://www.curtocircuito.com.br/blog/motor-de-passo/introducao-ao-motor-de-passo> >

Segundo Petruzella (2009), diferentemente dos motores de passo, servomotores funcionam em malha fechada; um *encoder* para sinalizar a posição ou tacômetro para velocidade é acoplado ao motor e envia a posição/velocidade para o controlador. Com a realimentação de dados, o controlador pode reavaliar os comandos para atingir uma determinada posição ou velocidade. Existem servo motores AC, corrente alternada, mas são mais robustos e exigem outras formas de controle. Na Figura 29 pode-se observar a construção interna de um servomotor DC.

Figura 29 - Estrutura interna de um servomotor DC.



Fonte: Imagem retirada do site < <https://www.mundodaeletrica.com.br/o-que-e-servo-motor-e-como-funciona/> >

2.3.2 Pneumáticos

Segundo Wolbrecht *et al.* (2010), atuadores pneumáticos são atrativos para aplicações de reabilitação robótica, leves, poderosos e compatíveis. O desafio em sistemas pneumáticos é o controle, pois necessitam de diversos dispositivos para controlar velocidade, posicionamento e outros parâmetros.

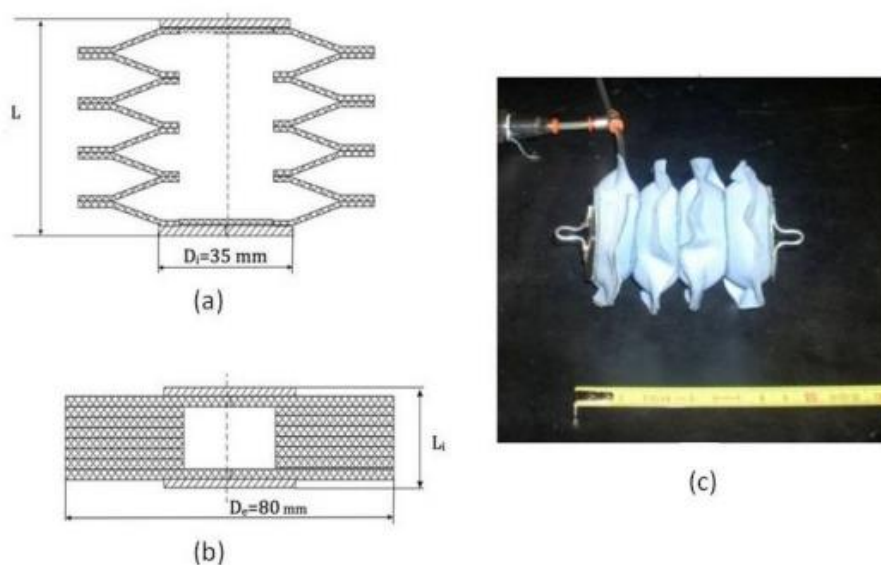
Na indústria, os sistemas pneumáticos são utilizados em situações de velocidade e que não necessitem exercer força sobre o dispositivo pressurizado, esses sistemas não permitem parar no meio da trajetória utilizando uma lógica de controle simples. Na área de reabilitação tem-se alguns exemplos de dispositivos pneumáticos utilizados: pistões pneumáticos utilizados por Wolbrecht *et al.* (2010); válvulas direcionais de fluxo utilizadas nos trabalhos de Wolbrecht *et al.* (2010) e Zhao *et al.* (2016); válvulas para controle de fluxo utilizadas por Wolbrecht *et al.* (2010) e Zhao *et al.* (2016); e músculos artificiais pneumáticos utilizados por Belforte *et al.* (2014).

Segundo Belforte *et al.* (2014), músculos artificiais pneumáticos possuem funções práticas e variadas como atuadores comuns. O comportamento deles é igual ao dos músculos biológicos. Apresentam força de tração quando é fornecido ar comprimido e aliviam a força quando o ar é liberado. Diversas geometrias já apresentaram soluções possíveis para reabilitação de membro superiores.

Na Figura 30, pode-se observar um exemplo de músculo pneumático, (a)

secção transversal do músculo durante a fase de trabalho, (b) secção transversal do músculo durante o descanso e (c) atuador pressurizado.

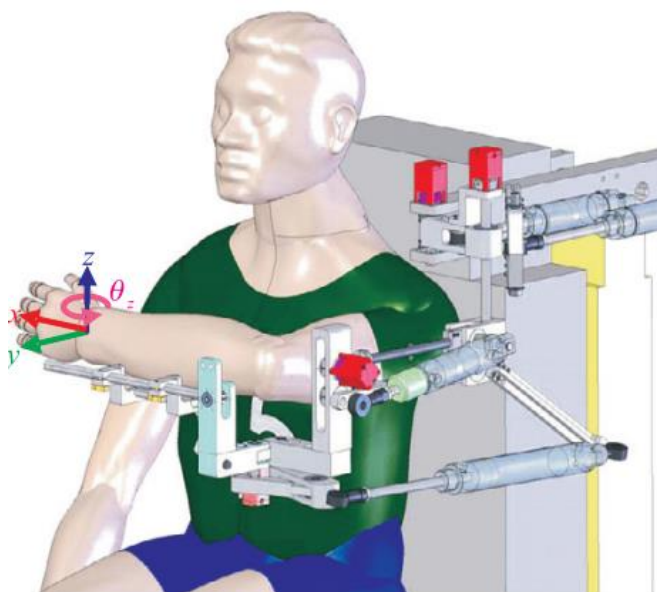
Figura 30 - Exemplo de músculo artificial pneumático.



Fonte: Belforte *et al.* (2014).

Na Figura 31, ilustra-se uma aplicação utilizando pistões pneumáticos para reabilitação.

Figura 31 - Sistema de reabilitação utilizando pistões pneumáticos.



Fonte: Wolbrecht *et al.* (2010).

2.3.3 Hidráulicos

Segundo Bos *et al.* (2018), sistemas hidráulicos são amplamente utilizados fora da área médica, por exemplo, na área da construção trabalha-se com diversas máquinas pesadas como escavadeiras e guindastes. Em uma escala menor, também pode-se encontrar a hidráulica, em laboratório há microssistemas hidráulicos. Olhando para esses sistemas, pode-se utilizá-los para produção de órteses, pois serão compactos, mais leves e vão permitir um aumento de pressão.

Sistemas hidráulicos são mais fáceis de controlar, pois seu foco está em força e não velocidade, diferente dos sistemas pneumáticos, outra diferença é que se pode controlar o posicionamento intermediário de um percurso com mais facilidade.

Na Figura 13 da seção 2.1, pode-se observar o projeto realizado por Bos *et al.* (2020), no qual foram utilizados sistemas hidráulicos para construção de uma órtese ativa de mão.

2.4 SENSORES

Sensores serão acoplados à mão saudável para que se possa identificar quais movimentos os dedos estão executando. Na literatura pode-se utilizar diversos sensores dentre os quais: eletrodos de EMG, sensores de MMG, de flexão, unidades de Movimento Inercial (IMUs), entre outros.

Eletrodos de EMG são capazes de captar o sinal elétrico emitido pelo músculo quando há intenção de contração. Sensores mecanomiográficos captam os sinais de vibração do músculo, ou seja, sempre que houver movimento, o sensor posicionado sobre o tecido muscular captará sua movimentação. Sensores de flexão e acelerômetros podem ser utilizados para captar qual é o posicionamento dos dedos, se flexionados ou estendidos.

2.4.1 Eletrodos de Eletromiografia

Segundo Bos *et al.* (2018) é um método bem estabelecido para decodificar a intenção motora do paciente, utilizado amplamente no controle de órteses ativa de mão. Roy *et al.* (2007) complementam que o sensor de EMG é um transdutor eletroquímico que detecta biopotenciais utilizando contatos metálicos estabelecidos

sobre a superfície da pele. O fluxo de corrente elétrica é proporcional ao contato entre sensor e pele do usuário, um ruído pode contaminar o sinal de EMG devido às alterações na conexão entre sensor e pele.

Os sensores de EMG superficial podem ser classificados da seguinte forma: eletrodos secos e eletrodos em gel. Segundo Roy *et al.* (2007), eletrodos secos eram utilizados principalmente onde a geometria ou o tamanho não permitiam o uso de gel, juntamente eram acoplados aos pré-amplificadores devido à alta impedância da interface eletrodo-pele. Esses eletrodos são mais pesados do que os utilizados com gel.

Eletrodos de gel possuem um gel eletrolítico como interface química entre a parte metálica e a pele do usuário. A sua parte metálica é composta de Prata e Cloreto de Prata (Ag - AgCl), permitindo que o fluxo de corrente percorra livremente, consequentemente, gerando menos ruído. Com base nesses fatos, 80% dos sensores de EMG utilizam eletrodos de gel (Roy *et al.*, 2007).

Tipicamente, sinais de EMG encontram-se na faixa de μV a mV, e suas propriedades nos domínios do tempo e frequência dependem de fatores como: duração e intensidade de contração muscular, distância do eletrodo até área de ativação muscular, propriedades do eletrodo e amplificador, qualidade de contato entre pele e eletrodo.

2.4.2 Sensores de Mecanomiografia

Segundo Ibitoye *et al.* (2014), nos primeiros estudos da história referentes à MMG, descobriram que o som é uma propriedade intrínseca da contração muscular, por meio de aparelhos como microfone e estetoscópio. Em pesquisas posteriores, outros pesquisadores registraram frequências musculares entre 2 e 120 Hz. Desde então, a MMG foi validada como sinal mecânico complementar ao sinal de EMG.

Com o surgimento de novas tecnologias, sensores mais sensíveis, leves, baratos e estratégias mais eficazes viabilizaram a utilização de MMG. O sinal pode ser detectado na superfície da pele, pois as fibras musculares se alteram durante a contração muscular gerando ondas de pressão contra o sensor; sendo, portanto, confiável em avaliações da função muscular (Ibitoye *et al.*, 2014).

Alguns exemplos de sensores utilizados para aquisição de sinais de MMG:

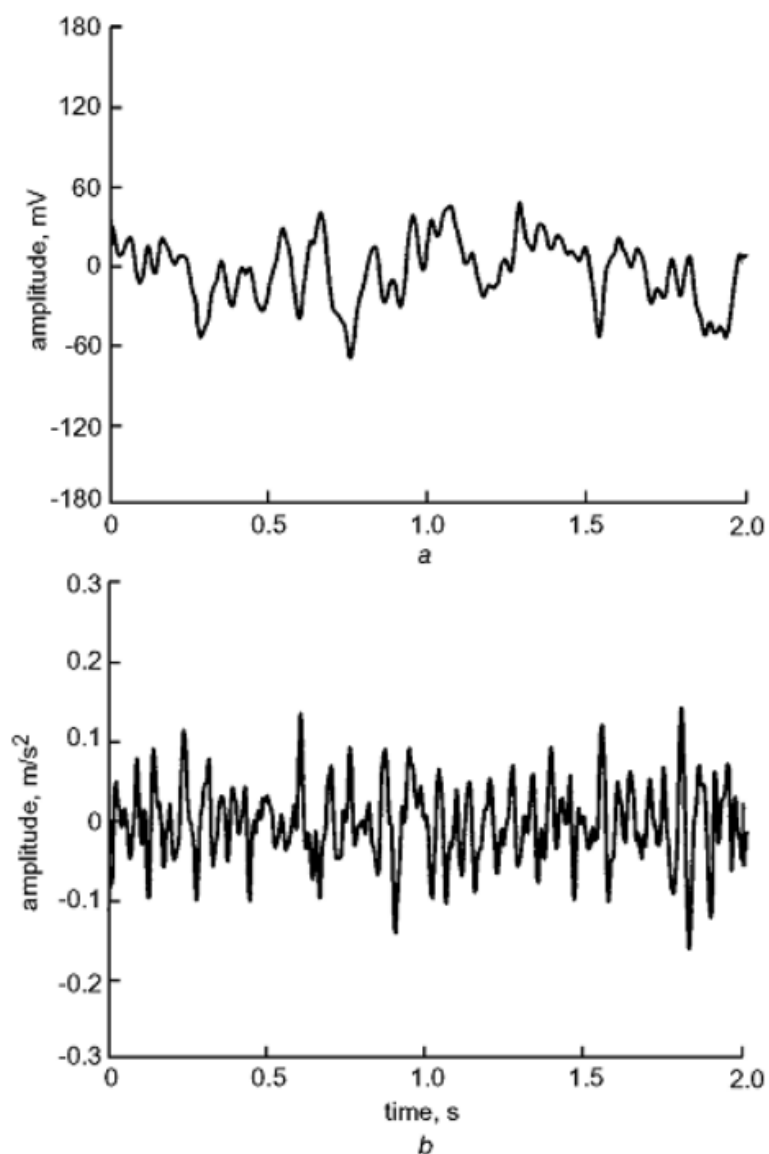
- Acelerômetros, que podem medir a aceleração de um corpo a partir de

uma referência espacial, como por exemplo coordenadas nos eixos X, Y e Z;

- Transdutores piezoelétricos, que convertem pressão em eletricidade;
- Sensor laser, que fornecem a distância entre dois pontos;
- Microfones capacitivos, que convertem a pressão sonora em sinal elétrico.

Na Figura 32, pode-se observar: (a) sinal de MMG registrado por um sensor piezoelétrico durante a contração muscular do bíceps; (b) mesmo sinal de MMG registrado por um acelerômetro.

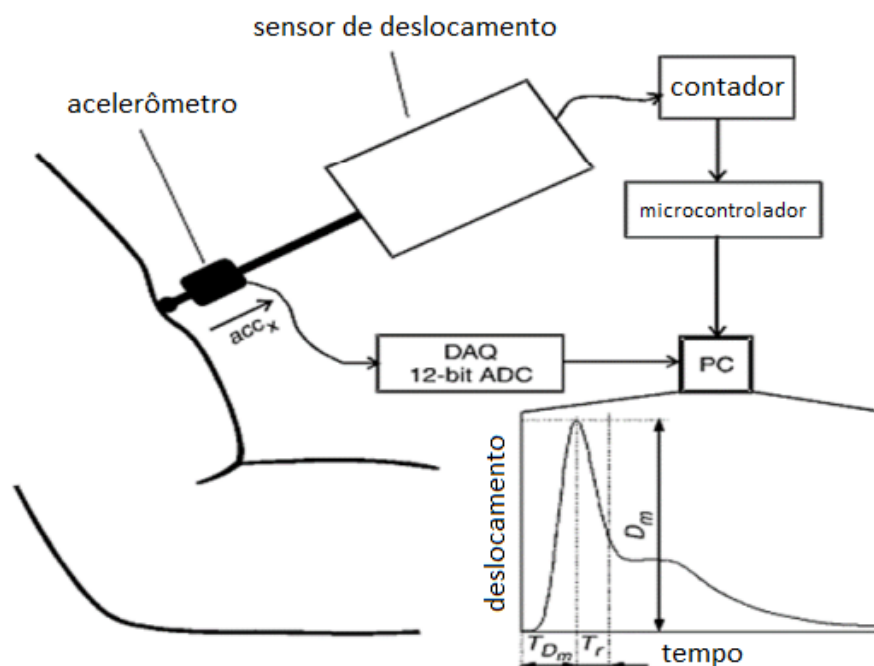
Figura 32 - Sinal de MMG registrado por sensor piezoelétrico e acelerômetro.



Fonte: Ibitoye *et al.* (2014).

Na Figura 33, pode-se notar um esquema padrão para aquisição de sinais de MMG utilizando um acelerômetro integrado com sensor de deslocamento.

Figura 33 - Esquema padrão de aquisição de sinais de MMG com acelerômetro.



Fonte: Modificado de Ibitoye *et al.* (2014).

2.4.3 Sensores de flexão

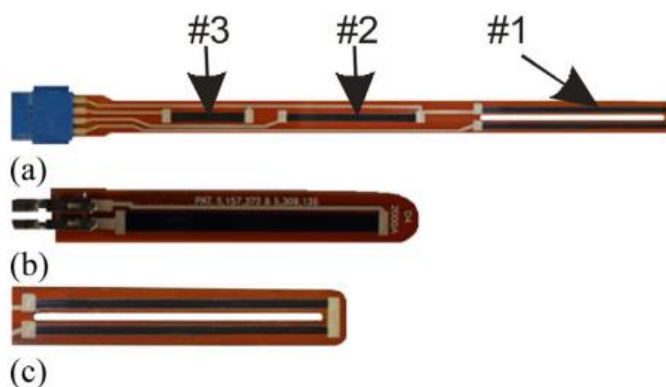
Cartagena *et al.* (2018) utilizaram sensores de flexão na confecção de um órtese ativa. Os sensores conseguiam calcular o ângulo das articulações dos dedos variando a sua resistência conforme o ângulo de flexão.

Segundo Saggio (2014), sensores flexíveis são baseados em um revestimento de elemento resistivo de carbono em um substrato fino de plástico. Quando se dobra esse substrato, o sensor produz uma resistência elétrica proporcional ao ângulo de flexão. Eles são baratos, estáveis eletricamente, têm alta durabilidade, e sem influência de ruído.

Na Figura 25 da seção 2.1, pode-se observar um exemplo de sensor de flexão. Outro exemplo pode ser notado na Figura 34: em (a) estrutura com três sensores de flexão ligados em série, os seguimentos resistivos de carbono estão divididos em três partes (#1, #2 e #3) na cor preto; em (b) estrutura única de um sensor de flexão; em

(c) uma variação de sensor de flexão.

Figura 34 - Sensores de flexão.



Fonte: Saggio (2014).

2.4.4 Unidade de Movimento Inercial (IMU)

Segundo Chen *et al.* (2016), IMUs são leves, de baixo custo e baixo consumo, alguns utilizam Tecnologia de Transmissão de Rádio (RTT), tornando um ótimo dispositivo para reabilitação por meio de dispositivos vestíveis. Esses componentes são compostos, por um giroscópio, responsável por identificar qualquer mudança de orientação, verificando também a velocidade angular em torno de três eixos por um acelerômetro, e que calcula a aceleração linear ao longo de três eixos. Além do giroscópio, é composto por um magnetômetro, identificando o campo magnético da terra, apontando para o norte.

Na Figura 35, representa-se o sensor IMU utilizado por Chen *et al.* (2016), durante um experimento para reconhecimento de algumas partes do corpo.

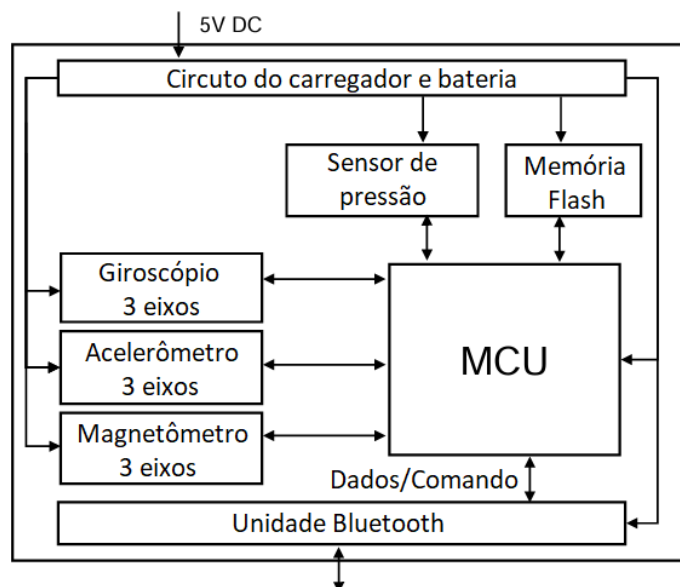
Figura 35 - Exemplo de uma Unidade de Movimento Inercial.



Fonte: Chen *et al.* (2016).

Na Figura 36, observa-se o diagrama de blocos de um IMU do fabricante LP-RESEARCH©. Um circuito de alimentação via bateria fornece a tensão necessária para os componentes internos do IMU funcionarem; um microcontrolador (MCU) é responsável pela aquisição dos sinais do sensor de pressão, giroscópio, acelerômetro e magnetômetro. O MCU também pode utilizar a memória *flash* para armazenar esses dados, encaminha linhas de dados e/ou de comandos para a unidade *Bluetooth* transmitir para outro dispositivo.

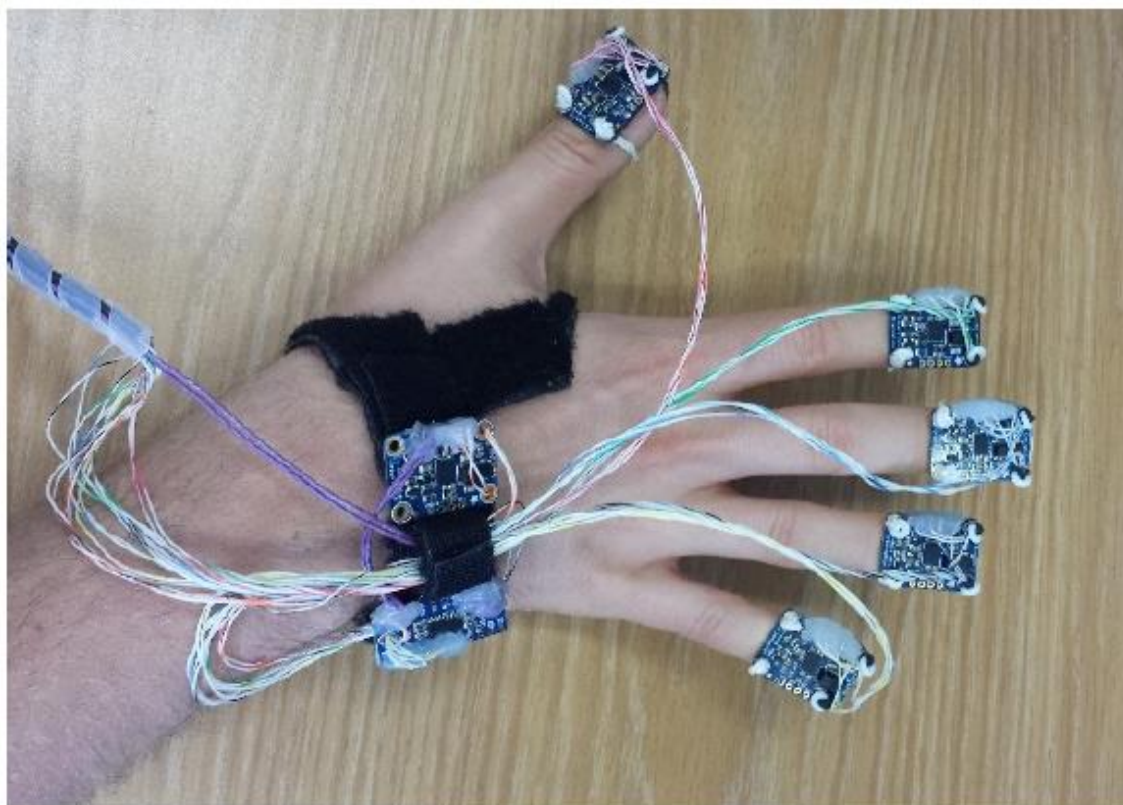
Figura 36 - Diagrama de blocos de um IMU produzido pela LP-Research© modelo utilizado no trabalho de Chen *et al.* (2016).



Fonte: Imagem retirada do site < <https://www.lp-research.com/imu/lpms-b2/> >

Ghassemi *et al.* (2018) utilizaram cinco IMUs na ponta dos dedos para identificar a amplitude de movimento (ângulo de flexão) dos dedos. Em seguida, os dados passaram por uma interface focada para reabilitação. Na Figura 37, ilustra-se uma foto do experimento realizado com sensores IMU.

Figura 37 - Experimento utilizando IMU para identificar flexão de dedos.



Fonte: Ghassemi *et al.* (2018).

2.5 ESTRATÉGIAS DE CONTROLE

Segundo Liu *et al.* (2020), sinais registrados por sensores de EMG normalmente apresentam algum ruído elétrico em sua composição, devido a fatores como suor e ressecamento da pele. Essas adversidades não são encontradas em sensores de flexão e sensores IMU, pois não existe uma interface entre a pele do usuário e o sensor, ou seja, o suor e ressecamento da pele não interferem na leitura do sensor IMU. Para contornar esses distúrbios encontrados em sinais de EMG, é necessário tratar as medidas; somente após o processamento desses sinais será possível adotar uma lógica para reconhecer os gestos humanos.

Segundo Ibitoye *et al.* (2014), é possível verificar a possibilidade de utilizar os mesmos métodos para processamento de sinais de EMG e MMG; dessa forma podem garantir a integridade de ambos os sinais. A extração de informações desses sinais pode ser realizada no domínio da frequência e do tempo.

No domínio do tempo, valores de amplitude são utilizados para essas análises, valor de pico, valor de raiz média quadrática (RMS) e valor da média retificada (ARV). Essas características de amplitude indicam mudanças no recrutamento de unidades motoras durante a contração muscular. Por intermédio de ferramentas matemáticas como a Transformada Rápida de Fourier (FFT) e a Transformada Discreta de Fourier (DFT), pode-se obter o sinal equivalente no domínio da frequência, a frequência da potência média (MNF) e a frequência da potência mediana (MDF) são os principais dados analisados no domínio da frequência (Ibitoye *et al.*, 2014).

2.5.1 Machine Learning

León *et al.* (2018) desenvolveram um trabalho focado em um sistema de reabilitação virtual, o projeto foi criado em um motor gráfico da Unity 3D, que é uma plataforma de desenvolvimento de jogos, criação de texturas e modelagem de personagens para jogos; dessa forma permitindo uma imersão do usuário dentro de um jogo, o sistema trabalha com sensores de EMG, Myo Armband, responsável por fornecer os sinais musculares do braço para que, em seguida, sejam processados por um algoritmo, e sejam classificados para atuar na interface do jogo.

O algoritmo de classificação foi dividido em 5 etapas e funciona da seguinte forma:

- (1) **Aquisição de sinais**, via Myo Armband;
- (2) **Pré-processamento**: nessa etapa o sinal é retificado para evitar que o valor médio de cada canal seja igual a zero, juntamente com um filtro passa-baixas, que é utilizado para suavizar os canais e reduzir ruídos;
- (3) **Extração de características**: nesta etapa, foi definida uma matriz que contém 200 amostras de cada canal, essas amostras surgem após observar uma janela de 1 s com uma frequência de amostragem de 200 Hz para os sinais de EMG;
- (4) **Classificação**: nesta fase um algoritmo amplamente utilizado em *Machine Learning*, chamado, vizinho mais próximo K (*K Nearest Neighbor* - KNN), esse é um método de classificação supervisionada em conjunto com algoritmo de alinhamento

temporal dinâmico que mede semelhança entre sequências que variam no tempo;

(5) **Pós-processamento**: na etapa final, o modelo permite classificar as janelas sobrepostas de um mesmo gesto agregando rótulos diferentes (León *et al.* 2018).

Na Figura 38, pode-se ver o modelo de sensor de EMG utilizado pelos autores, Myo Armband.

Figura 38 - Myo Armband sensor de EMG acoplado no antebraço.



Fonte: León *et al.* (2018).

Na Figura 39, um usuário está utilizando o protótipo para testar o seu funcionamento.

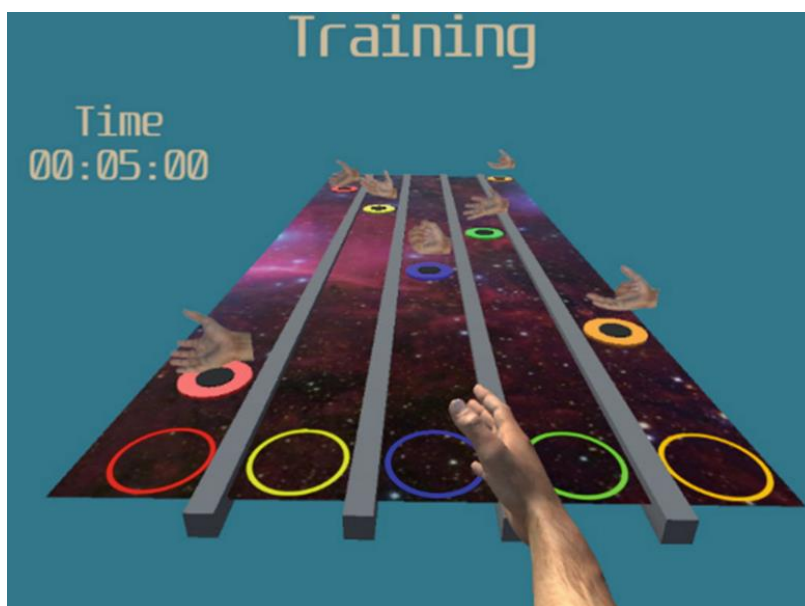
Figura 39 - Usuário utilizando o projeto de realidade virtual para reabilitação.



Fonte: León *et al.* (2018).

Na Figura 40, está sendo apresentada uma das interfaces utilizadas para a reabilitação virtual do projeto, muito parecido com o jogo Guitar Hero, onde o jogador precisa tocar os acordes de guitarra ao longo de uma música.

Figura 40 - Uma das interfaces desenvolvidas para reabilitação.



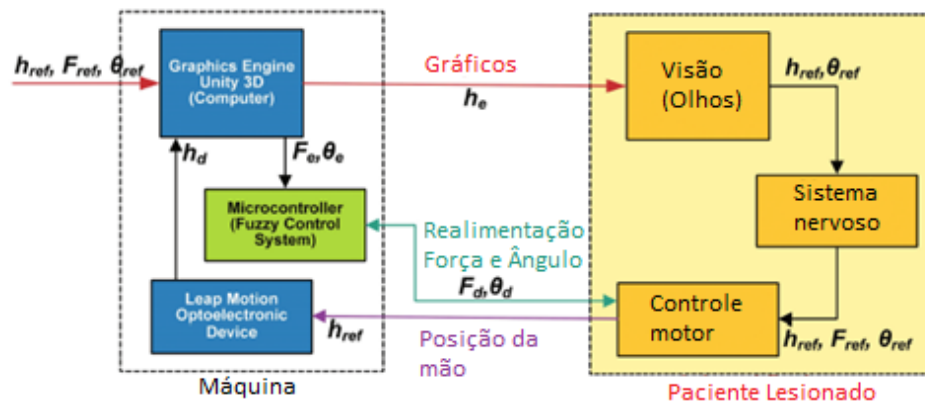
Fonte: León *et al.* (2018).

2.5.2 Lógica Fuzzy

O trabalho de Cartagena *et al.* (2018) foi apresentado na seção 2.1. Esse trabalho utilizou a lógica *Fuzzy* para auxiliar no controle da órtese ativa. É explicado que essa lógica é um controle realizado por palavras e ou frases; no entanto, sua interpretação é feita numericamente. Devido a esse motivo, as variáveis precisam ser adaptadas antes de serem informadas ao controlador, esse processo é chamado de fusão e consiste em atribuir um grau de adesão para cada expressão possível. Após a fusão, os resultados são variáveis linguísticas nas quais podem-se atribuir funções lógicas como “SE” – “ENTÃO” e passar essas informações para o controlador; essas informações podem ser convertidas de variáveis linguísticas para numéricas, e através de um conversor digital-analógico (DAC), pode-se utilizar essas informações em um processo de controle.

Na Figura 41, pode-se observar como a lógica Fuzzy foi empregada no projeto, no qual o microcontrolador recebe os dados, e a lógica traduz para o microcontrolador que vai retornar à informação para os atuadores.

Figura 41 - Diagrama de funcionamento do projeto.



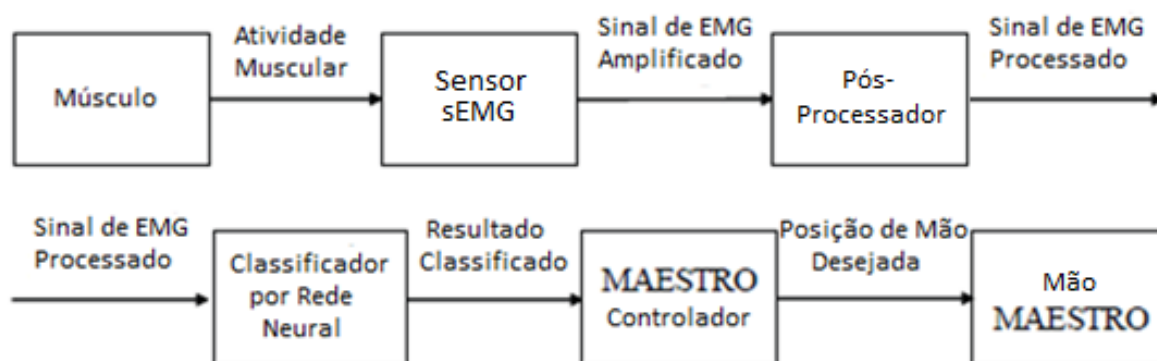
Fonte: Modificado de Cartagena *et al.* (2018).

2.5.3 Redes Neurais

O trabalho de Yun *et al.* (2017) apresentado na seção 2.1, uma Rede Neural foi treinada e utilizada para auxiliar no controle da órtese de mão. Após processar os sinais de EMG enviados pelos sensores, os dados foram classificados em cinco classes por uma Rede Neural Artificial (Artificial Neural Network - ANN), os autores selecionaram uma rede direta de duas camadas, com uma função Sigmoidal na camada escondida e uma função Softmax na camada de saída.

Na Figura 42, ilustra-se o diagrama de funcionamento da órtese dos autores. Após a classificação dos sinais, esses dados enviados para o controlador que executava os movimentos na órtese.

Figura 42 - Digrma de funcionamento do projeto com rede neural.



Fonte: Modificado de Yun *et al.* (2017).

2.5.4 Proporcional Integral Derivativo (PID)

Joyo *et al.* (2019) realizaram uma pesquisa sobre as formas de implementação de controlador PID e suas respostas em exoesqueletos de membros superiores. Esse controlador é amplamente utilizado na área da robótica; ele é muito conhecido pela sua estrutura simples e performance robusta, no entanto, é difícil determinar os seus parâmetros para o sistema. Os parâmetros de controle são ajustados para uma resposta em malha-fechada para atingir uma posição em determinado tempo. Existem diversas formas de se identificar os melhores parâmetros para o controlador PID, entre elas: Ziegler-Nichols, otimização de enxame de partículas (PSO) e algoritmo de colônia artificial de abelhas (ABC) (Joyo *et al.*, 2019).

O Ziegler-Nichols é um algoritmo heurístico baseado no aumento do ganho proporcional até atingir o ganho final no qual a saída de um sistema de malha de controle tem oscilações consistentes; os parâmetros “Ku” e o período de oscilação “Tu” são usados para parametrizar os ganhos do PID (Joyo *et al.*, 2019).

O algoritmo PSO é uma técnica de computação evolutiva inspirada no comportamento social de enxames e cardumes de peixes; ela avalia posição e velocidade das partículas, que são atualizadas a cada iteração com o objetivo de atingir a melhor posição do enxame (Joyo *et al.*, 2019).

O ABC é uma técnica heurística inspirada no comportamento de procurar recursos de forma inteligente das abelhas. Este algoritmo replica o comportamento de uma abelha que avalia características como a distância de uma fonte alimentar, a riqueza de néctar e a complexidade de extrair a energia e comunica a posição da fonte

de alimento às abelhas desempregadas (Joyo *et al.*, 2019).

2.5.5 Máquina de Estados Finitos

Zhao *et al.* (2016) utilizaram a estratégia de Máquina de Estados Finitos para o controle da órtese, cada dedo possuía sua máquina de cinco estados, sendo eles representados da seguinte forma:

- Estado 1 – “Aguardar”;
- Estado 2 – “Inflar” então “Aguardar”;
- Estado 3 – “Esvaziar” então “Aguardar”;
- Estado 4 – “Inflar”;
- Estado 5 – “Esvaziar”.

A partir desse método pode-se representar qualquer amplitude de flexão de dedos suportado pelo sistema. No Estado 2, pode-se definir um tempo de enchimento das câmaras dos dedos e em seguida parar. No Estado 3, é possível definir um tempo para esvaziar as câmaras e então parar.

2.6 MÚSCULOS RESPONSÁVEIS POR MOVIMENTAR OS DEDOS DA MÃO

A execução do movimento dos dedos da mão é dependente dos músculos presentes no antebraço, caso eles se estendam ou se contraíam. Os músculos do antebraço, bastante numerosos, podem ser divididos em três grupos: anterior, lateral e posterior (Netter, 2000).

As atividades de extensão de mão, rotação da palma para cima ou para baixo também denominado tecnicamente de pronação e supinação, são funções exercidas, pelos músculos laterais e posteriores do antebraço (Netter, 2000).

O antebraço é innervado por três nervos distintos, o mediano, o ulnar e o radial. A Figura 43 apresenta os músculos superficiais responsáveis pela flexão de dedos e punho, onde os músculos localizados na parte anterior do antebraço, o flexor radial do carpo, o palmar longo, o flexor ulnar do carpo, o flexor superficial dos dedos, o flexor profundo dos dedos e o flexor longo do polegar (Netter, 2000).

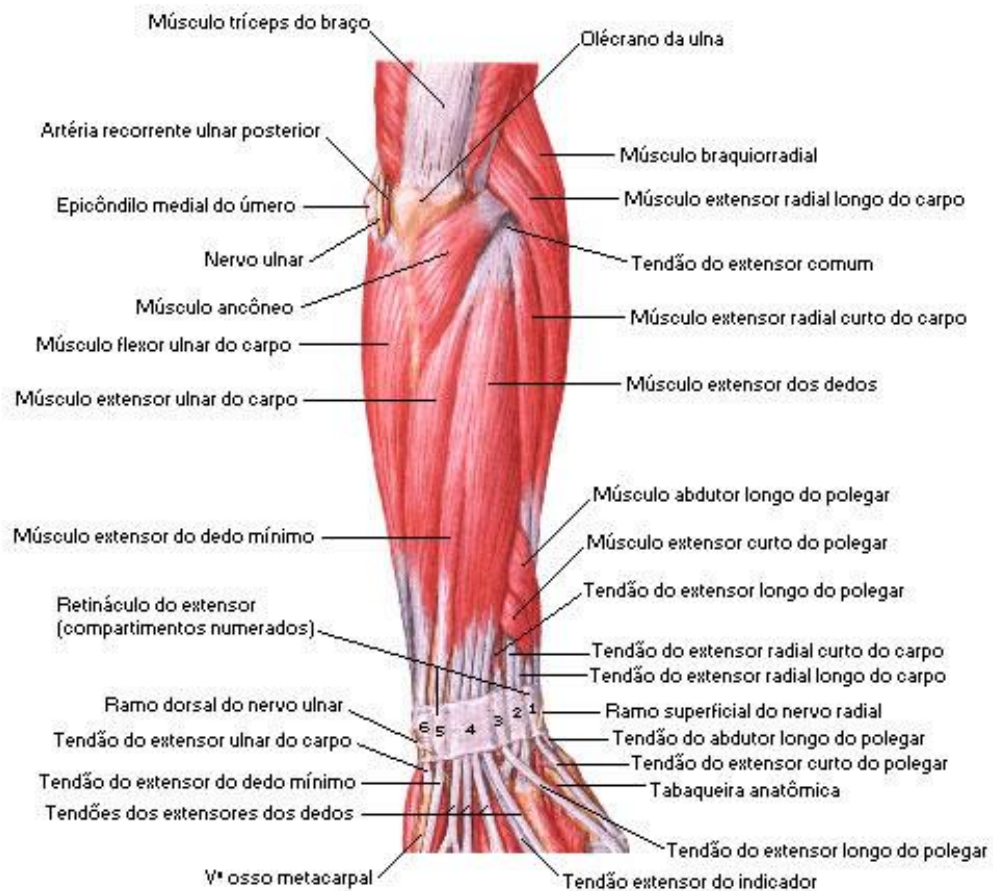
Figura 43 - Músculos do antebraço vista anterior - Dissecção superficial.



Fonte: Imagem retirada do site < <https://www.auladeanatomia.com/sistemas/349/musculos-do-antebraço> >

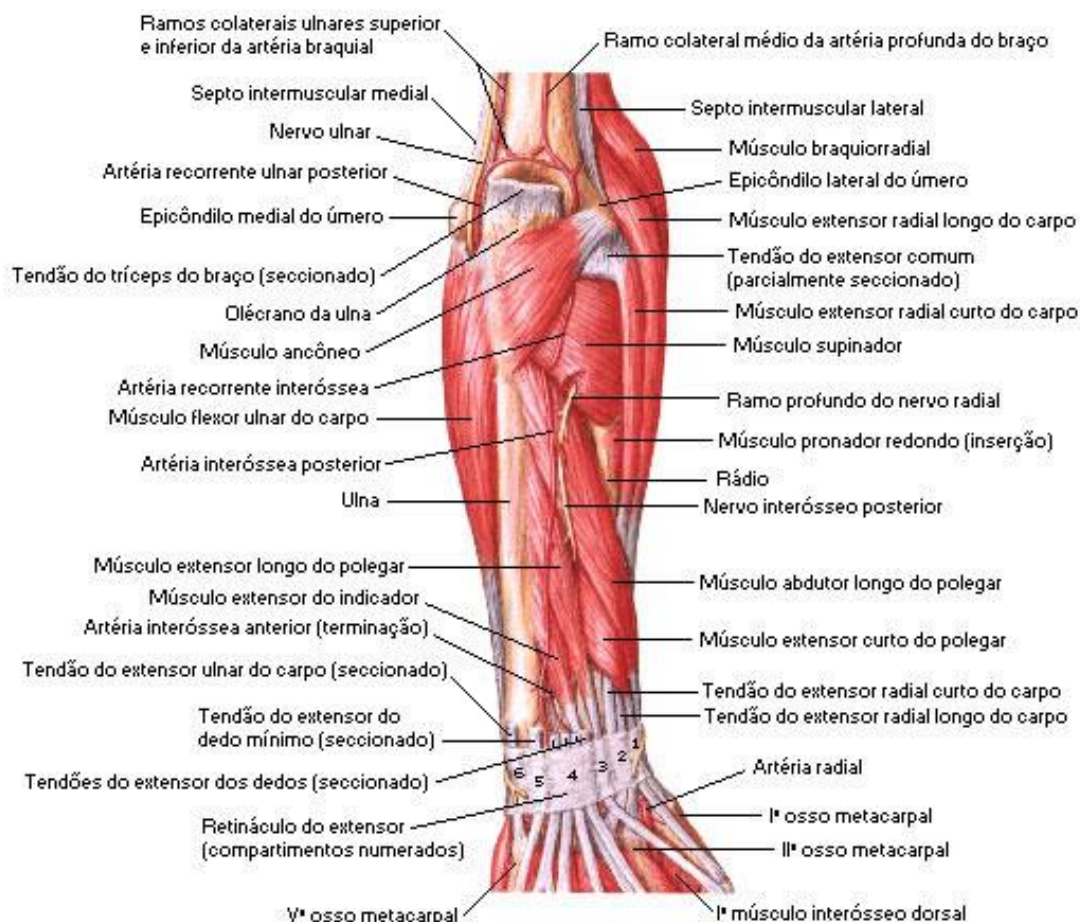
A Figura 44 e a Figura 45 ilustram os músculos responsáveis pela extensão de punho e dos dedos. O extensor radial longo do carpo, o extensor radial curto do carpo, o extensor dos dedos, o extensor do dedo mínimo, o extensor ulnar do carpo, o abdutor longo do polegar, o extensor curto do polegar, o extensor longo do polegar e o extensor do indicador estão presentes na parte posterior do antebraço (Netter, 2000).

Figura 44 - Músculos do antebraço vista posterior - Dissecção superficial.



Fonte: Imagem retirada do site < <https://www.auladeanatomia.com/sistemas/349/musculos-do-antebraço> >

Figura 45 - Músculos do antebraço vista posterior - Dissecção profunda.



Fonte: Imagem retirada do site < <https://www.auladeanatomia.com/sistemas/349/musculos-do-antebraço> >

2.7 REABILITAÇÃO EM ESPELHO

Segundo Gandhi *et al.* (2020), para recuperação de pessoas pós-AVC, as estratégias de reabilitação precisam ter intensidade, repetições, e tarefas específicas para trabalhar a neuroplasticidade. Estudos identificaram que o aumento de exercícios em terapias começadas, em um intervalo de 16 h até seis meses após um AVC, pode aumentar significativamente a performance em atividades diárias dos pacientes.

A reabilitação em espelho ou terapia em espelho utiliza uma estimulação visual, a imagem do membro saudável é espelhada dando a ilusão de movimento ao membro lesionado. Esse método pode ser utilizado em pacientes pós-AVC com plegia completa e com paresia severa, pois a terapia em espelho não trabalha com o sistema somatossensorial (Gandhi *et al.*, 2020).

Segundo Carvalho *et al.* (2013), seres humanos são dotados de um sistema

chamado de neurônio espelho, diversos estudos analisaram áreas do córtex onde esse sistema participava. Na maioria dos experimentos envolvendo observação de atividades manuais foram encontrados neurônios espelho no lobo frontal e parietal. Foi possível encontrar esses comportamentos em outros experimentos envolvendo a observação motora das mãos, pés e boca.

Outros estudos apresentam como o sistema do neurônio espelho está atrelado à imitação como uma resposta à uma ação motora observada, o que explica como aprendemos a conversar, andar, dançar ou jogar tênis. Baseado nesse contexto, a terapia em espelho pode ser utilizada para o reestabelecer ou melhorar o controle e as habilidades motoras (Carvalho *et al.*, 2013).

Segundo Gandhi *et al.* (2020), combinando reabilitação em espelho com um treinamento bilateral, ou seja, utilizando ambos os lados do corpo, pode-se facilitar a recuperação motora dos membros superiores.

Na Figura 46 apresenta-se uma ilustração do trabalho realizado por Amasyali e Yaliman (2016).

Figura 46 - Aplicação envolvendo a reabilitação em espelho.



Fonte: Amasyali e Yaliman (2016).

Neste capítulo, foi possível observar os principais conceitos para construção de

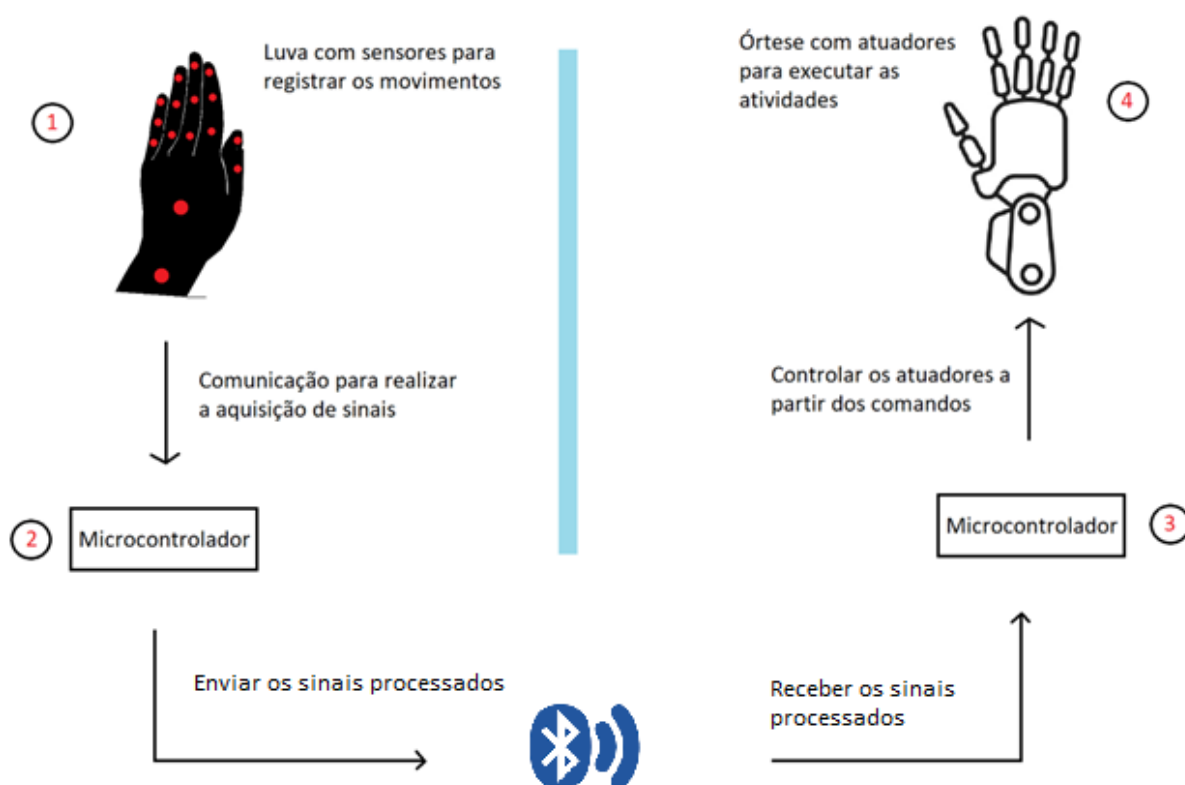
órteses, controle de órtese ativa, principais componentes de uma órtese ativa, musculatura responsável pelos movimentos de mão e os efeitos da reabilitação em espelho. Esses conceitos foram empregados para o desenvolvimento da órtese ativa desta dissertação, seguindo algumas diretrizes adotadas pelos trabalhos apresentados.

3 METODOLOGIA

Nesta etapa do trabalho, apresenta-se a metodologia empregada no desenvolvimento da pesquisa, abordando conceitos para o modelamento, dimensionamento, testes e validação técnica do projeto.

Na Figura 47, ilustra-se um diagrama funcional geral do projeto da órtese ativa em conjunto com uma luva instrumentalizada. No bloco (1), uma luva acoplada com sensores de flexão faz a conversão de valor angular dos dedos em sinais elétricos. O bloco (2) constitui-se de um microcontrolador responsável por realizar a leitura desses sinais elétricos e processá-los para enviar ao outro microcontrolador utilizado no bloco (3). Ele recebe os valores de posição do bloco anterior, e efetua todo o controle de atuadores da órtese para atingir a posição requisitada. No bloco (4), uma órtese contendo 5 atuadores recebe os comandos do bloco anterior, efetuando exercícios de mão. Dessa forma, entende-se que será possível espelhar os movimentos da mão hígida para a mão do lado afetado.

Figura 47 - Diagrama funcional do projeto desenvolvido.



Fonte: o Autor (2024).

O dispositivo desenvolvido foi idealizado para terapia de pessoas que sofreram AVC ou TCE e que apresentam comprometimento dos movimentos dos membros superiores, em particular, as mãos.

Para auxiliar na determinação da potência/torque dos motores empregados para produzir os movimentos de preensão/extensão dos dedos da órtese, decidiu-se, primeiramente, desenvolver um dinamômetro digital visando aferir dedo por dedo, individualmente, os valores máximos que deveriam ser atendidos no projeto.

Na literatura, não foram encontrados trabalhos em que a força de preensão palmar era avaliada individualmente para os cinco dedos. O trabalho realizado por Silva (2021) utiliza dados de relação entre a faixa etária e força de preensão palmar dos brasileiros, cujos dados é possível observar na Tabela 2.

Tabela 2 - Distribuição geral de indivíduos brasileiros de acordo com grupos etários e força de preensão palmar ao longo do desenvolvimento humano.

GRUPOS N=600	FAIXA ETÁRIA PARA CADA FASE (ANOS)	MÉDIA DE IDADE (ANOS)	PREENSÃO PALMAR (N)	
			MÃO DIREITA	MÃO ESQUERDA
Pré-escolar	2 a 5	4,5	67,91	66,15
Escolar	6 a 9	8,74	138,96	131,12
Adolescente	10 a 19	15,46	336,83	316,12
Adulto	20 a 44	31,35	395,53	371,71
Meia idade	45 a 64	54,40	337,12	309,97
Idoso	65+	75,36	275,47	252,15

Fonte: Silva (2021).

Nicolay e Walker (2005) utilizaram um dinamômetro digital para aferir a preensão palmar dos sujeitos selecionados. As medidas aproximam-se dos valores da Tabela 2; porém, não é possível identificar a força individual de cada dedo. Pylatiuk *et al.* (2006) utilizaram uma luva repleta de 20 sensores de força, conseguindo medir a força em todos os 5 dedos. Porém, os resultados encontrados divergem dos trabalhos de Silva (2021) e Nicolay e Walker (2005) já que os valores encontrados foram cerca de 10 vezes menores. Kong e Kim (2015) registraram os valores de força de preensão palmar dividida entre os dedos com exceção do polegar, os resultados encontrados foram abaixo da média registrada nos trabalhos de Silva (2021) e Nicolay

e Walker (2005), o dispositivo utilizado foi criado pelos mesmos autores (Kim e Kong (2008)) e esse trabalho está em coreano impossibilitando a leitura e interpretação do projeto.

Devido à ausência de um dispositivo capaz de aferir com precisão, as medidas de preensão palmar do indivíduo brasileiro por meio da força exercida dos cinco dedos da mão, adotou-se o desafio de desenvolver um dinamômetro capaz de realizar essa medida.

3.1 DINAMÔMETRO DIGITAL DE PREENSÃO PALMAR

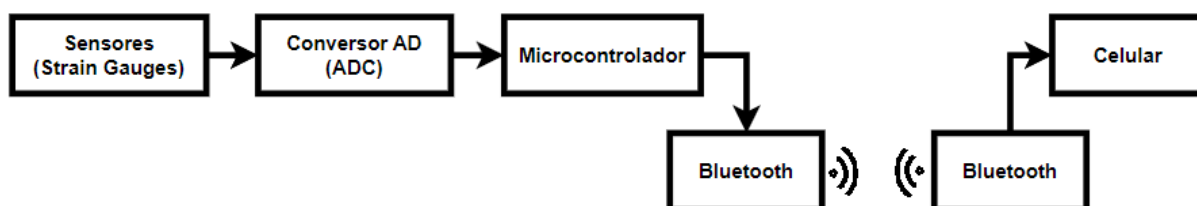
Após a consulta sobre trabalhos já existentes sobre dinamômetros digitais, foram definidos alguns pré-requisitos para a construção do dinamômetro digital:

- O dispositivo precisa ser capaz de realizar a aquisição de dados de força dos dedos da mão do indivíduo, de forma individual para cada dedo;
- O dispositivo deve calcular a força de preensão palmar para esses usuários baseados nas aquisições feitas pelos sensores;
- O dispositivo tem que apresentar um grau de precisão elevado;
- Em uma interface gráfica, precisa apresentar os dados de força *versus* tempo para todos os dedos de forma individual e em conjunta se o usuário requisitar;
- O programa deve exportar o arquivo de dados se o usuário considerar necessário, a extensão do arquivo pode ser em “.txt” ou “.csv”;
- A interface gráfica deve ser desenvolvida para celular e ou para computador, havendo a necessidade de conexão com o celular via *Bluetooth*.

A Figura 48 ilustra um diagrama de blocos dos principais componentes para o funcionamento do dinamômetro, juntamente uma breve descrição de cada bloco, entre os blocos as setas representam o fluxo de dados de uma caixa para o outra. O bloco Sensores, composto de *Strain Gauges*, converte a força dos dedos do usuário para um sinal elétrico. O bloco Conversor AD (ADC) quantifica o sinal elétrico emitido pelos sensores para valores numéricos, envia os resultados para o microcontrolador. O bloco Microcontrolador realiza a leitura dos dados enviados pelo ADC, em seguida, processa todos os dados e envia para um celular via conectividade *Bluetooth*. O bloco

Celular possui uma interface homem máquina, a qual recebe os dados do microcontrolador via *Bluetooth* apresenta um gráfico de Força pelo Tempo para cada dedo do usuário.

Figura 48 - Diagrama de blocos dos componentes do dinamômetro com descritivo geral das funções por bloco.



Fonte: o Autor (2024).

Trabalhos anteriores que objetivaram medir a força dos dedos da mão utilizaram sensores de força chamados de *Force Sensor Resistor* (FSR), que são compostos de uma tinta semicondutora colocadas entre um contato elétrico e uma camada fina de poliéster, sua resistência varia conforme a pressão sobre essa estrutura. Essa variação é inversamente proporcional, ou seja, quanto maior a pressão sobre a superfície menor a sua resistência (Komi *et al.*, 2007).

Não se optou seguir por essa tecnologia, pois os trabalhos de Komi *et al.* (2007), Lowe *et al.* (2006) e Jung *et al.* (2010) relatam algumas adversidades ao utilizar sistemas com FSR: esses sistemas não podem ser utilizados para uma medida absoluta, apenas relativa; os sensores começam a se deformar com o tempo não se tornando um dispositivo confiável a longo prazo; há dificuldades para sua calibração; e ocorrem problemas de contato entre o sensor e a superfície do objeto a ser pego, dificultando a medição de força real do usuário. Pylatiuk *et al.* (2006) realizaram uma adaptação nos sensores para melhorar a sua superfície de contato, tornando o projeto mais complexo. Mesmo com as modificações os valores de força encontrados não confrontam os dados da Tabela 2 utilizado por Silva (2021).

A partir dessas limitações, desenvolveu-se o dinamômetro empregando células de carga de 20 kgf (XGSENSOR). Ilustra-se, na Figura 49, um exemplo de célula de carga.

Figura 49 - Célula de carga modelo 20 kgf da fabricante XGSENSOR.

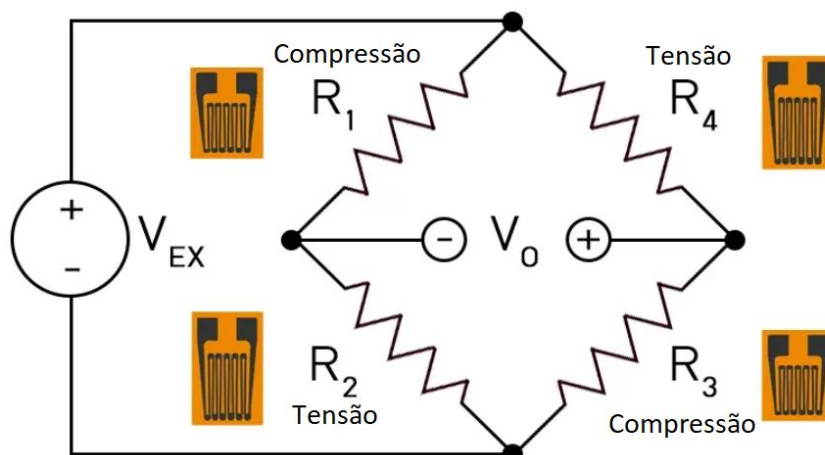


Fonte: Imagem retirada do site < <https://d78f51572ed42381.en.made-in-china.com/product/nQrYRaJVFoWb/China-Mini-Single-Load-Cell-Sensor100g-To100kg-Small-Capacity-and-Small-Size-Aluminum.html> >

Segundo Esposito *et al.* (2021), uma célula de carga pode ser composta por uma barra de alumínio com quatro *Strain Gauges* colados na parte central da barra, os quatro *Strain Gauges* apresentam o valor de $1\text{ k}\Omega$ e estão conectados em uma configuração chamada de Ponte de *Wheatstone*. Nessa configuração, dois *Strain Gauges* estão conectados em configuração de compressão e os outros estão utilizando a configuração de tensão, dessa forma evitando ruído causado por temperatura.

A Figura 50 ilustra um esquema elétrico da Ponte de *Wheatstone* utilizado na confecção de sensores células de carga da empresa ANYLOAD®.

Figura 50 - Esquemático de montagem da Ponte de *Wheatstone* utilizada em células de carga.



Fonte: Imagem retirada do site < <https://www.anyload.com/load-cell-force-transducer-how-it-works/> >

Seis células de carga 20 kgf foram utilizadas para a confecção do dispositivo, onde quatro células são para os dedos, Indicador, Médio, Anelar e Mínimo de ambas as mãos e duas células para o Polegar de cada mão. Adotou-se essas configurações de célula de carga para superdimensionar o sistema. Observa-se o valor médio de 383,67 N na Tabela 2, ou seja, o sistema precisa suportar toda essa força. Cinco células de 20 kgf somariam ao todo 100 kgf do sistema para medição de uma das mãos. Convertendo-se esse valor para newtons, resultaria em 980,665 N. Dessa forma, as células de carga não ficam sobrecarregadas.

Cada uma das células mede individualmente a força exercida por cada dedo; em conjunto com as células, são conectadas a cinco placas com CI HX711. Segundo Mazumder *et al.* (2016), o CI HX711 é circuito integrado comercial utilizado como interface de células de carga industriais. Ele consegue realizar aquisições de sinais a 80 Hz, 80 amostras por segundo, sendo uma amostragem suficiente considerando a velocidade de contração muscular. O HX711 é um conversor analógico para digital (ADC) de 24 bits (AVIA Semiconductor, 2014); ele fica responsável por converter o valor de deflexão da célula de carga e enviar o valor para o microcontrolador ESP32, o microcontrolador faz requisição de dados a 80 Hz da mesma forma que o HX711.

O nível de resolução teórica de um conversor ADC de 24 bits é alto. Primeiramente, precisamos calcular o número de degraus quantizados do ADC por meio da equação (1), em seguida pode-se calcular a Resolução Teórica a partir da Equação (2); onde a Resolução é o quociente entre o máximo valor registrado pela célula de carga pelo número máximo de degraus de quantização do ADC.

$$Deg_{Quantizados} = 2^n \text{ bits} = 2^{24} = 16.777.216 \quad (1)$$

$$Resolução \ Teórica = \frac{Valor_{Max \ cel}}{Deg_{Quantizados}} = \frac{196,133}{16.777.216} = 0,000011690 \text{ N} \quad (2)$$

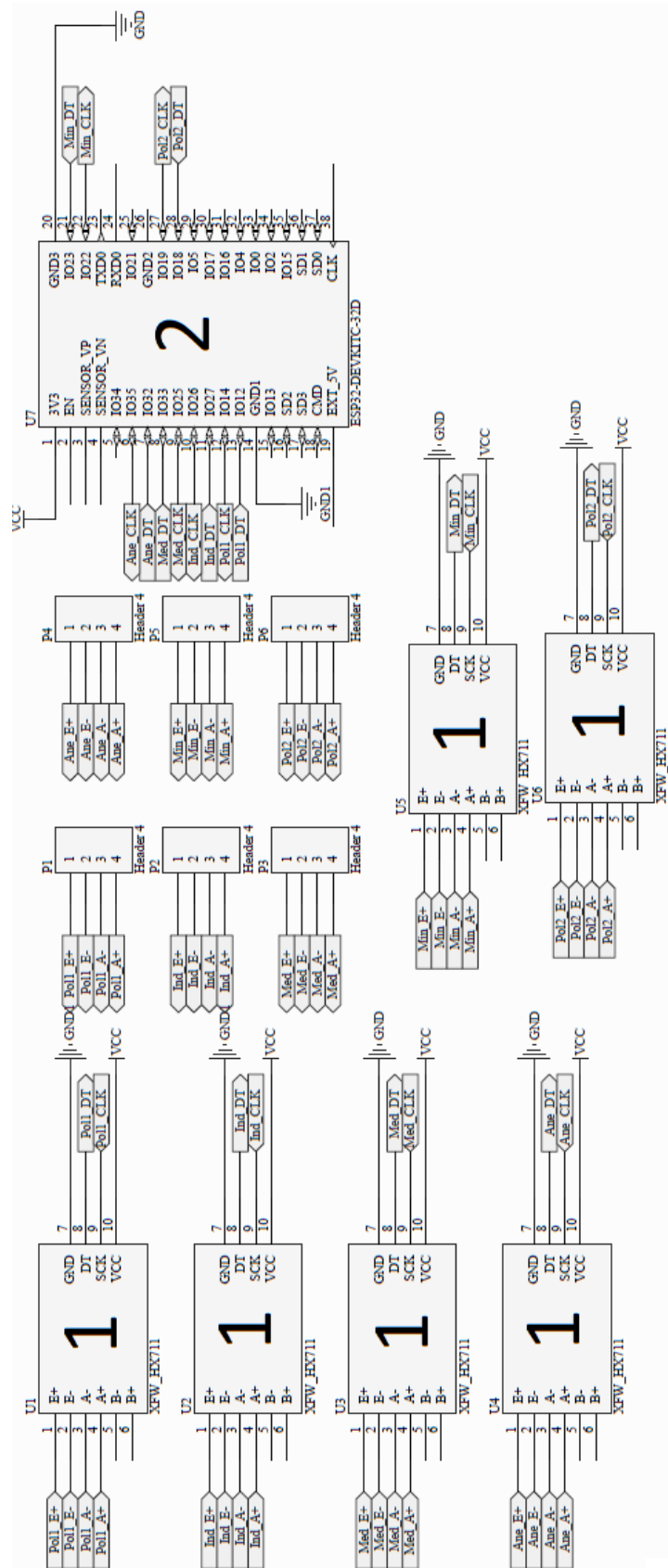
Como se pode observar, o conversor AD (ADC) de 24 bits consegue detectar variações da ordem de 11,69 μN , garantindo uma alta resolução na aferição de cada dedo.

O microcontrolador escolhido para o instrumento foi o ESP32, sua alta capacidade de processamento, tarefas simultâneas, baixo custo e a conectividade sem fio integrada foram as características principais para sua escolha.

Foi codificado um algoritmo em linguagem C/C++ e compilado no microcontrolador ESP32. Esse algoritmo fará a requisição de dados aos circuitos HX711 e aguardará a resposta dos dados, toda calibração das células de carga são realizadas via *software*, e o programa compilado no microcontrolador tem parâmetros de configuração das células. Uma interface para celulares foi desenvolvida para os sistemas operacionais Android e IOS, e esse aplicativo fará a comunicação com o ESP32 via *bluetooth*. Essa interface apresenta os valores de força ao longo do tempo na tela do celular. As curvas de todos os dedos e a somatória são disponibilizadas, é possível exportar para a memória do celular todos os arquivos gerados pelo aplicativo, o formato da base de dados é em “.csv”.

A Figura 51 ilustra o digrama elétrico do projeto desenvolvido, onde os Sensores são *Strain Gauges* configurados como Ponte de *Wheatstone* e dispostos sobre a barra de alumínio, esse conjunto denominado de célula de carga, seis conjuntos foram utilizados para o desenvolvimento. O bloco de conversor AD é composto de seis placas denominadas de HX711, um ADC de 24 bits. O microcontrolador é o ESP32, é responsável pela comunicação e processamento dos sinais. Por último, um celular de sistema operacional *Android* apresenta as informações ao usuário do dinamômetro.

Figura 51 - Digrama elétrico do dinamômetro digital com os componentes utilizados para o funcionamento.



Fonte: o Autor (2024).

Para o *design* mecânico do dinamômetro, inspirou-se no sistema chamado de DIGI-FLEX. Segundo Farrell *et al.* (2000), o dispositivo DIGI-FLEX foi desenvolvido para realizar exercícios de fortalecimento de mão. O sistema consiste em uma barra central com diversas molas posicionadas em lados opostos a essa barra. De um lado, as molas são acopladas a quatro placas individuais; do outro lado, as molas estão conectadas em um suporte de apoio palmar. Existem diversos dispositivos seguindo este modelo, variando a resistência das molas para o aumento da intensidade do exercício. Na Figura 52, ilustra-se um exemplo desses modelos de DIGI-FLEX.

Figura 52 - Modelo DIGI-FLEX.



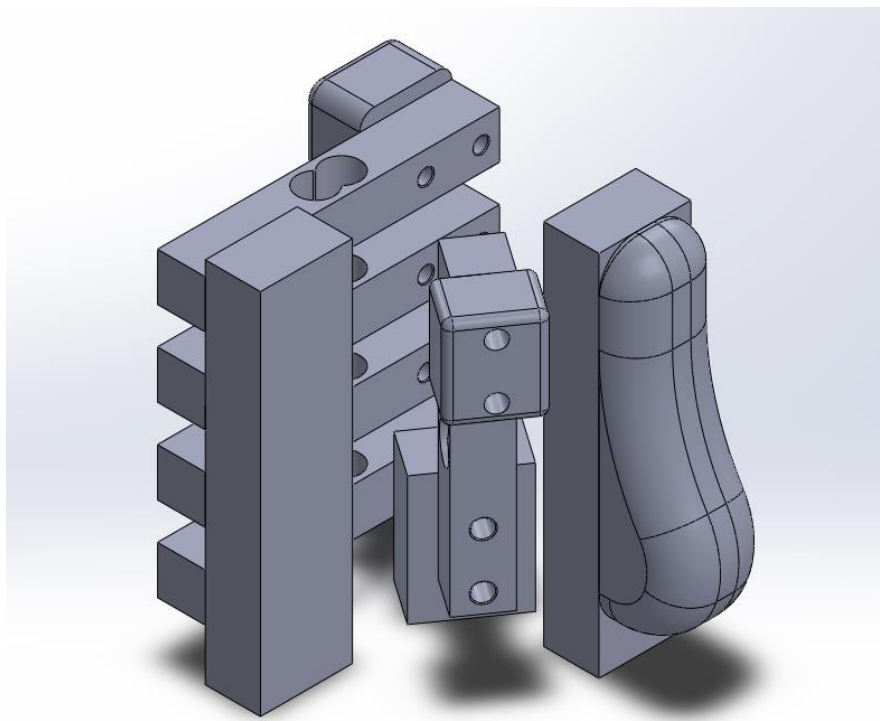
Fonte: Imagem retirada do site < <https://www.opchealth.com.au/digi-flex-exercisers> >

Baseado nesse contexto, optou-se por utilizar o modelo do DIGI-FLEX como base para o desenvolvimento do dinamômetro, levando em consideração a questão ergonômica e o *design* mecânico focado em preensão palmar.

3.1.1 Construção do dinamômetro digital

Inicialmente, realizou-se um modelamento utilizando o *software* SolidWorks para representação do primeiro protótipo, seguindo as mesmas dimensões do dispositivo DIGI-FLEX. Na Figura 53, ilustra-se em perspectiva isométrica o projeto a ser montado.

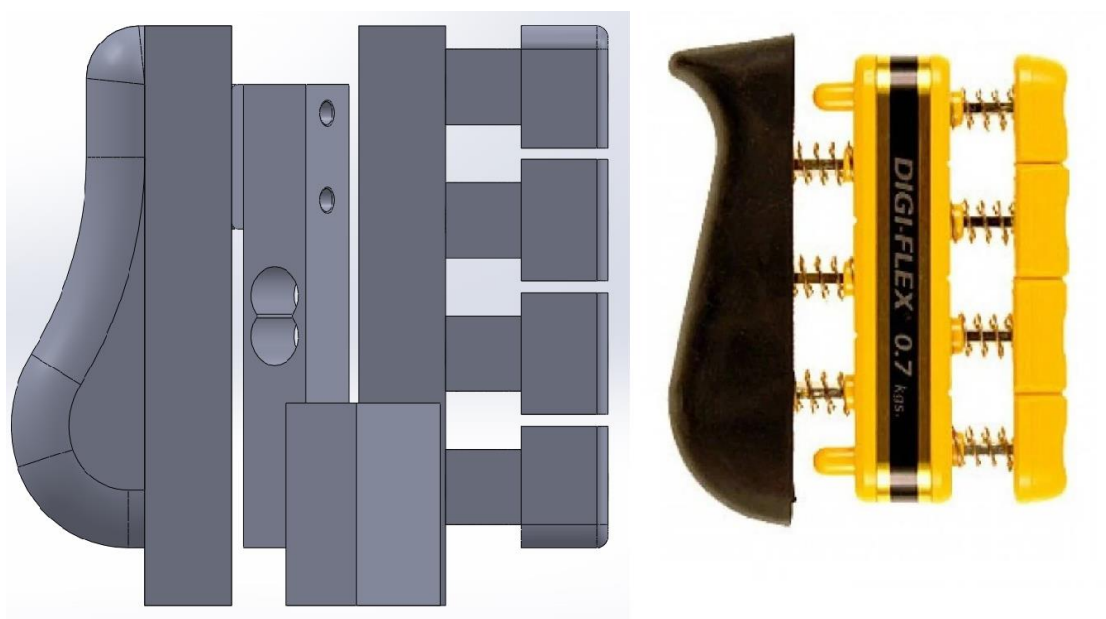
Figura 53 - Perspectiva isométrica do dinamômetro digital.



Fonte: o Autor (2024).

Na Figura 54, mostra-se uma comparação do protótipo modelado com um modelo do instrumento DIGI-FLEX, lembrando que a imagem está fora de escala.

Figura 54 - Comparação em perspectiva lateral.

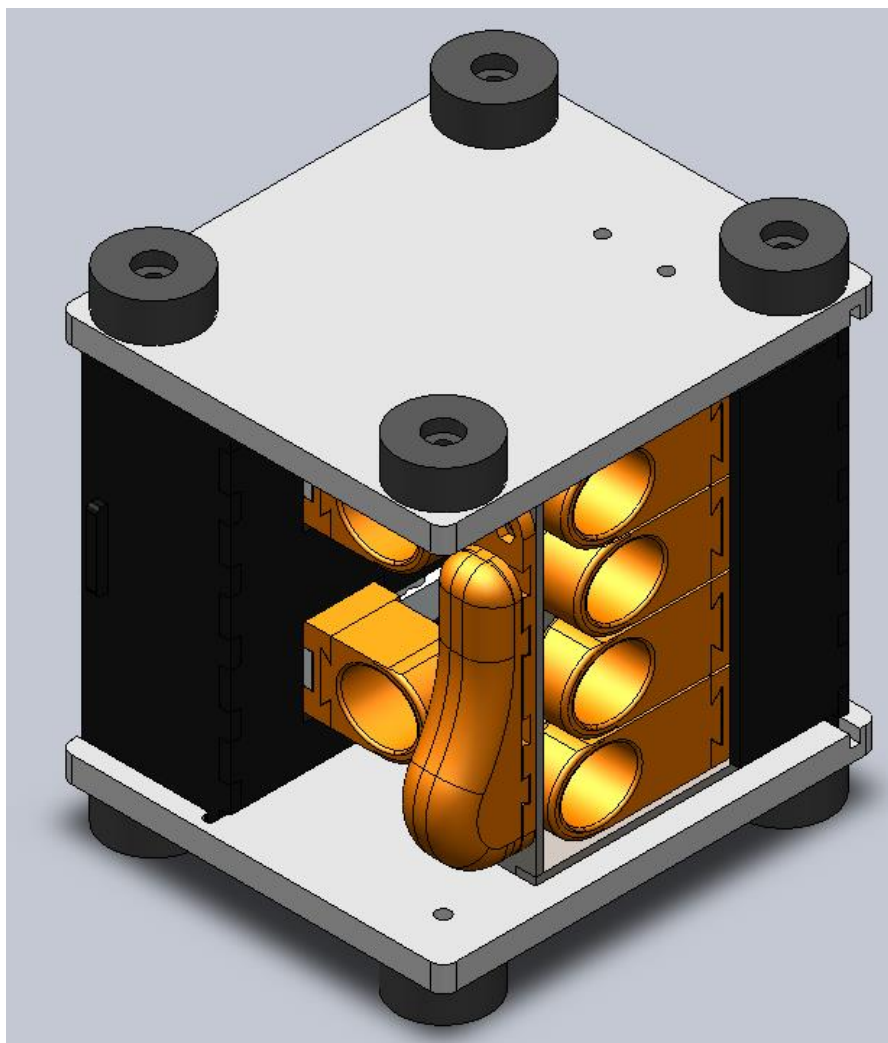


Fonte: o Autor (2024).

Após a montagem do primeiro protótipo, constatou-se a necessidade de

modificar algumas peças do projeto, pois havia necessidade de abranger a maioria das características antropométricas das mãos. Pode-se observar na Figura 55 o modelo 3D do projeto alterado para a versão final.

Figura 55 - Perspectiva isométrica da versão final do projeto.



Fonte: o Autor (2024).

Todas as peças que serviram de interface para os dedos foram impressas por uma impressora 3D de resina modelo Photon, da fabricante ANYCUBIC™, essas peças foram utilizadas como molde e, em seguida, foram confeccionadas com resina epóxi modelo 2004 produzidas pela Redelease®, dessa forma, garantindo maior durabilidade e resistência das peças que sofrerão tensão. O próximo passo foi calibrar o dispositivo por meio de uma máquina utilizada para ensaios mecânicos em corpos de prova, chamada de EMIC DL 10000, e foi desenvolvida pela Instron Brasil

Equipamentos Científicos LTDA. Um exemplo do ensaio é apresentado na Figura 56. A partir da curva extraída da EMIC foi possível ajustar e calibrar a curva apresentada pelo dinamômetro, além de constatar uma resolução prática de 0,01 N. Cada célula de carga foi ajustada de forma individual. A máquina aplicou força verticalmente e de forma contínua, medindo a força e resistência mecânica do material.

Figura 56 - Dinamômetro instalado em máquina EMIC para calibração das células de carga.

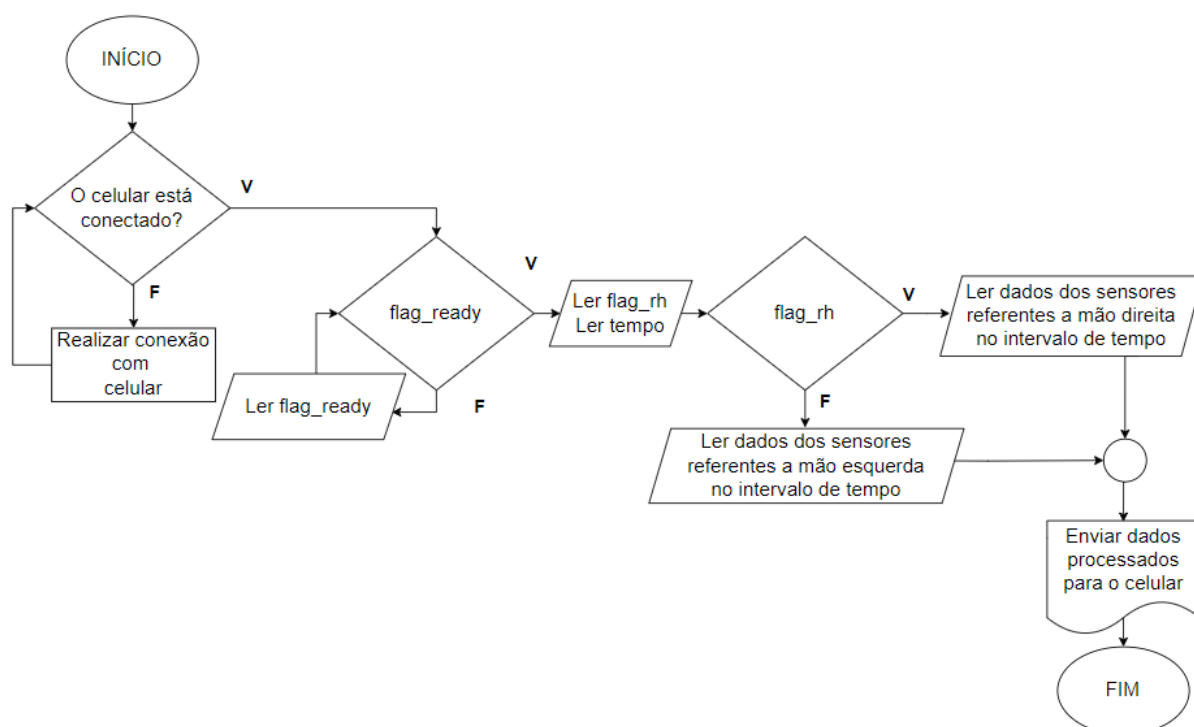


Fonte: o Autor (2024).

Após ajuste, um *firmware* foi desenvolvido em linguagem C/C++ para compilação no ESP32. Na Figura 57 está representado o fluxograma de funcionamento do Dinamômetro Digital. Inicialmente, aguarda conexão via *Bluetooth* com o celular; após estabelecer a conexão, o sistema permanece em espera, aguardando um sinal do celular para seguir com a aquisição de sinais, esse sinal será alocado na variável “*flag_ready*”. Após o sinal positivo para iniciar a leitura dos sensores, o sistema aguarda o recebimento das variáveis “*flag_rh*” e “*tempo*” que representam se o usuário vai medir a mão direita ou esquerda e qual o tempo de duração do exercício, respectivamente, esses valores são enviados pelo celular por meio de interação do usuário. Em seguida, realiza uma aquisição de sinais a 80 Hz para cada um dos sensores durante o período determinado pelo usuário. Durante a

leitura dos valores, uma média é realizada para reduzir as dispersões de cada conversor. Por fim, os dados processados são enviados para o celular por meio de pacotes utilizando a conectividade sem fio adotada. O envio é sincronizado com o período de leitura.

Figura 57 - Fluxograma de funcionamento do *firmware* compilado para o ESP32.



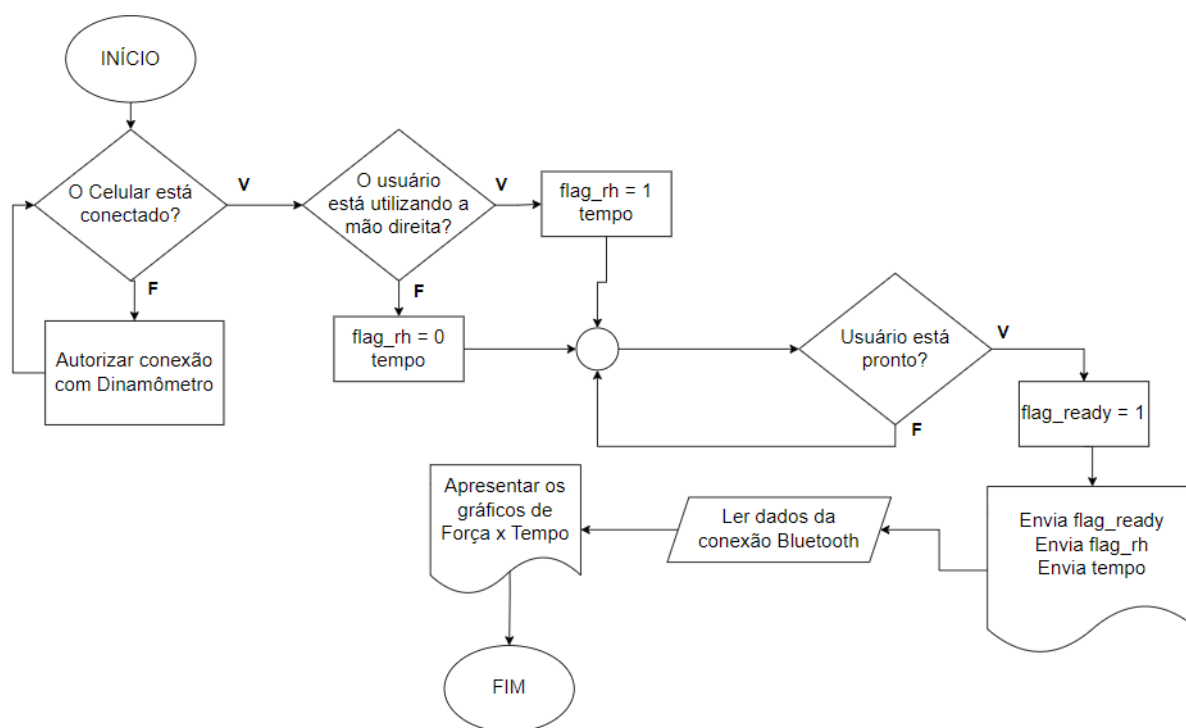
Fonte: o Autor (2024).

Seguiu-se para o desenvolvimento do aplicativo para celular a ser utilizado como interface entre usuário e Dinamômetro Digital. Este aplicativo foi desenvolvido utilizando o *framework* da Google chamado de Flutter, (<https://docs.flutter.dev/>), que possui conectividade *Bluetooth*, não necessitando de fios conectados entre o dispositivo e o celular.

Algumas funções foram inseridas no aplicativo como, por exemplo: selecionar qual mão o usuário deseja medir, tempo de exercício e nome do usuário caso deseje adicionar. O tempo de exercício foi definido como entre 2 e 10 s, conforme protocolo de avaliação de força muscular isométrica abordado por Silva (2021). Na Figura 58, observa-se o fluxograma de funcionamento do *software* desenvolvido para esta aplicação. Inicialmente, aguarda-se a requisição do dinamômetro para abrir conexão sem fio e permite-a; em seguida, aguarda-se a resposta do usuário para qual mão

deseja realizar o exercício (flag_rh) e qual seu tempo de duração (tempo). A próxima etapa é aguardar uma indicação do usuário estar preparado (flag_ready); após indicação de positivo, envia-se todos os valores dessas variáveis para o dinamômetro e aguarda-se o recebimento dos dados processados. Por fim, apresenta-se os gráficos de força em função do tempo para o ensaio realizado pelo usuário.

Figura 58 - Fluxograma de funcionamento do software desenvolvido para a aplicação de celular.



Fonte: o Autor (2024).

Para verificar quanto de força os dedos da mão humana consegue realizar, um projeto de pesquisa foi submetido e aprovado, conforme parecer N° 5.969.817, emitido pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Paraná – PUCPR (ANEXO I). Nesse estudo, analisou-se uma amostra de 100 voluntários hígidos. Os critérios de inclusão foram:

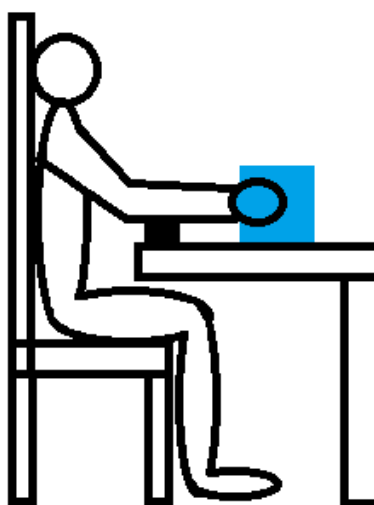
- Indivíduos de ambos os gêneros;
- Indivíduos que apresentem idade de pelo menos 18 anos, e
- Indivíduos com plenas capacidades motoras em pelo menos um dos membros superiores.

Foram excluídos do estudo os participantes que atendessem aos seguintes critérios:

- histórico de doença diagnosticada em membros superiores, e
- Indivíduos com relato de alto grau de desconforto durante o exercício.

O protocolo experimental seguiu o seguinte modelo de estudo: o participante foi submetido a um questionário de informações sobre suas características antropométricas; o voluntário foi posicionado em uma cadeira onde foi orientado a manter uma postura ereta e um dos braços foi posicionado sobre a mesa com um apoio em seu cotovelo, mantendo os músculos do braço e antebraço em uma posição neutra; o dinamômetro foi posicionado sobre a mesa e ajustado conforme a mão do voluntário, o punho manteve-se alinhado com o cotovelo e ombro do usuário. Uma medida de força máxima foi realizada e os valores de força foram anotados, o período de exercício foi de 10 s. Em seguida, repetiu-se o mesmo processo para outra mão do voluntário. Os dados coletados serviram de embasamento para o dimensionar os motores da órtese de mão. A Figura 59 representa uma ilustração de como foi o experimento realizado com Dinamômetro Digital. O bloco azul representa o instrumento e o bloco preto o suporte para o antebraço do usuário.

Figura 59 - Ilustração de exemplo do experimento com Dinamômetro Digital.



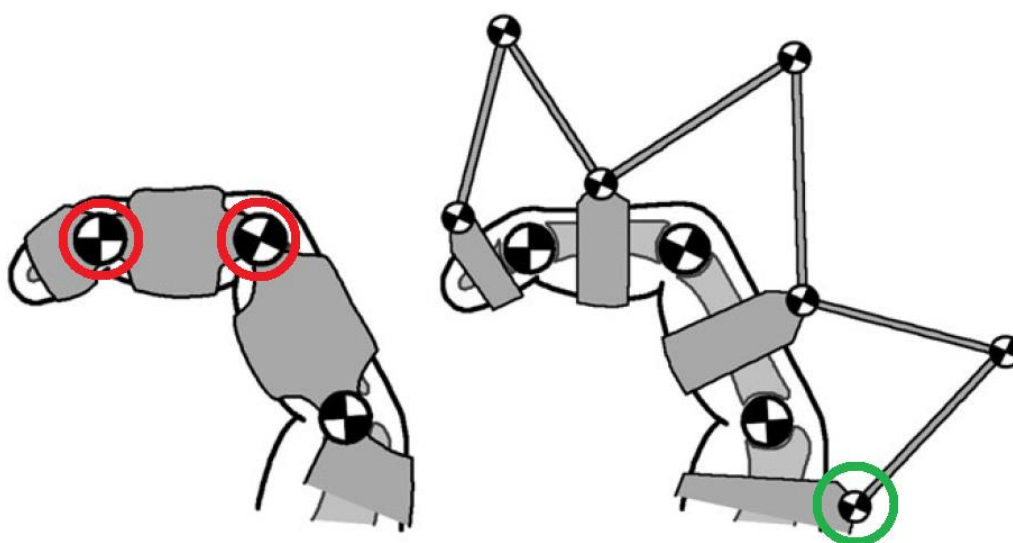
Fonte: o Autor (2024).

O projeto é um diferencial para os dinamômetros já existentes, pelo fato de apresentar os dados de força ao longo do tempo para todos os cinco dedos individualmente e, em seguida, exportar os dados da forma que o usuário achar necessário.

3.2 ÓRTESE ATIVA PARA REABILITAÇÃO EM ESPELHO

A órtese desenvolvida foi inspirada em alguns conceitos abordados no trabalho de Cempini et al. (2015). Optou-se por mesclar duas configurações encontradas no desenvolvimento de órteses de mão. Na Figura 60, tem-se um exemplo dos conceitos utilizados: os círculos vermelhos representam as articulações da órtese posicionadas paralelamente às do usuário, e o círculo verde representa uma articulação externa à mão do usuário.

Figura 60 - Conceitos de articulação paralela e articulação externa utilizados para o desenvolvimento da órtese de mão.



Fonte: Cempini et al. (2015) (Modificado pelo autor).

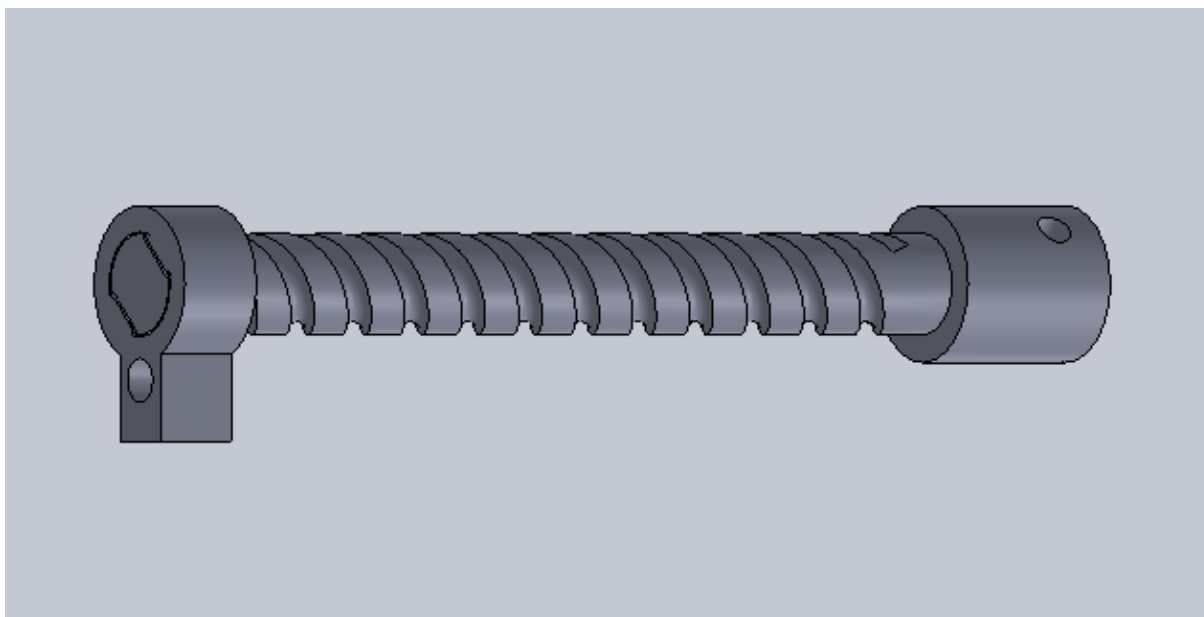
Inicialmente, definiu-se o sistema de tração mecânica. Um cabo de aço com espessura de aproximadamente 2,4 mm foi conectado entre a falange distal e um sistema de fuso e castanha; esse sistema auxilia no movimento de extensão de dedos.

O cabo foi posicionado sobre o dorso das falanges através de um duto que serviu como guia para o vetor força de tração. O trabalho de Bos et al. (2020) mencionado na seção 2.1 também utilizou um sistema com castanha e fuso acoplados a um motor elétrico; porém, o objetivo desse sistema era aumentar a pressão sobre um fluido. Para a órtese do presente trabalho, o cabo está diretamente conectado ao fuso do sistema.

Na Figura 61, está o modelo 3D do sistema de tração utilizado na órtese. Há um orifício no fuso do sistema através do qual o cabo de aço passa e depois é fixado

por meio de parafuso.

Figura 61 - Perspectiva isométrica do sistema de castanha e fuso da órtese.



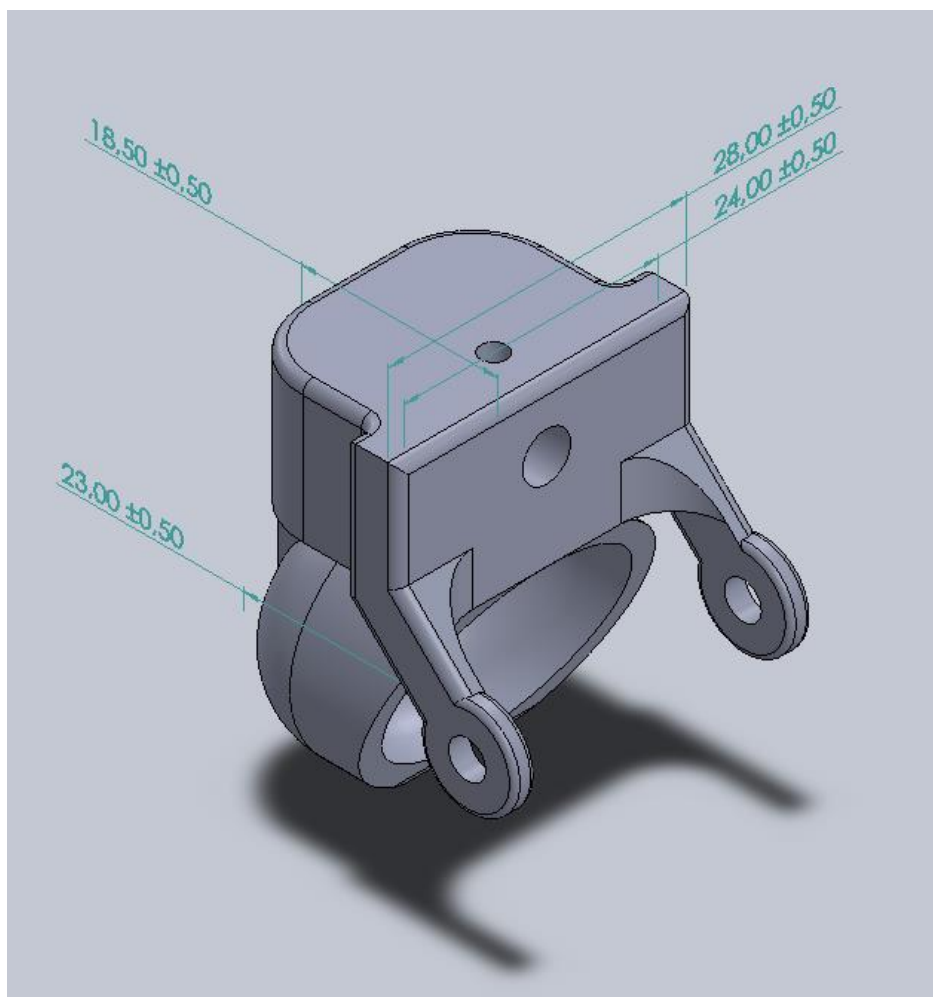
Fonte: o Autor (2024).

Posteriormente, foi realizado a modelagem 3D do dedo indicador da mão direita para uma pessoa com estatura de 1,83 m de altura. A parte superior das falanges do dedo foram medidas com um paquímetro para que o protótipo fosse específico para esse indivíduo. Durante a medição, o dedo permaneceu em posição de flexão para todas as falanges.

As peças referentes a cada falange foram desenvolvidas individualmente, todas elas adotam um sistema de articulação por encaixe macho e fêmea, para facilitar o processo de montagem da órtese.

A Figura 62 ilustra o modelo 3D da peça utilizada na falange distal do dedo indicador, nota-se na parte superior da peça, um orifício para inserção do cabo de aço e outro furo na superfície do topo para fixar o cabo com parafuso. Outro orifício está posicionado entre o meio e a parte inferior, este possui formato elíptico para adaptar melhor o dedo do usuário. Os encaixes das articulações possuem ângulo de 45° em relação ao topo da peça.

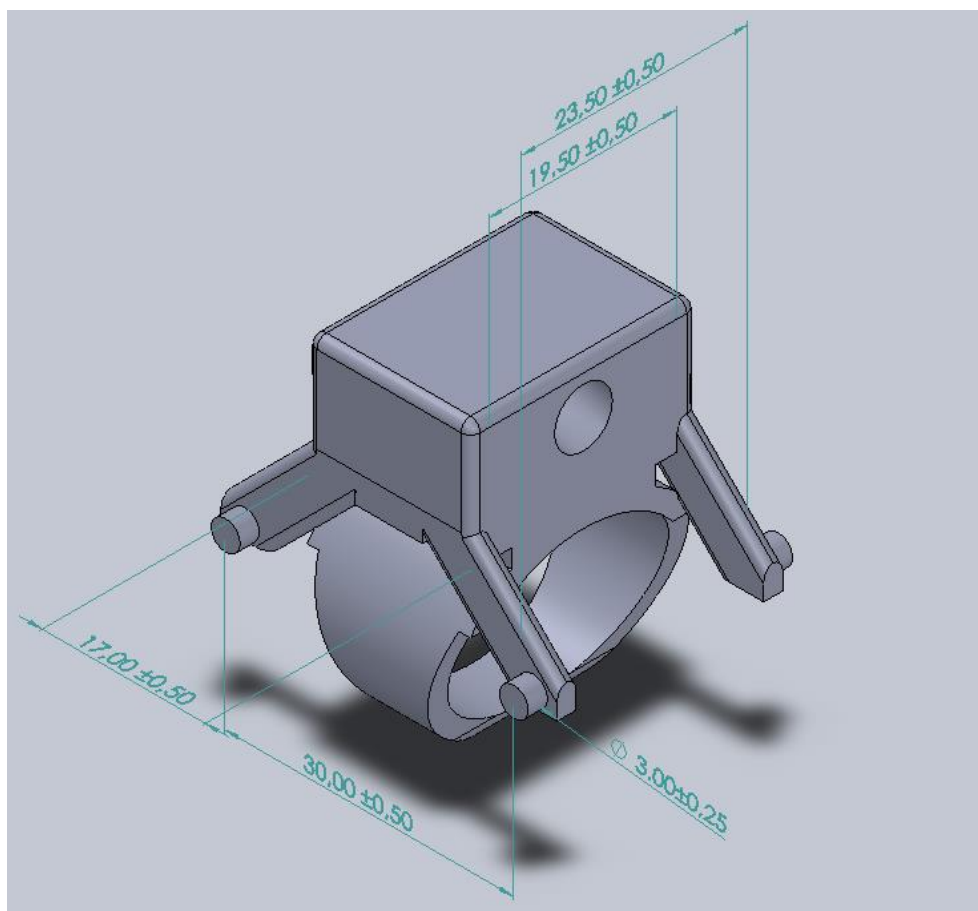
Figura 62 - Perspectiva isométrica do modelo 3D para a peça da falange distal do indicador com algumas medidas em mm.



Fonte: o Autor (2024).

A Figura 63 apresenta o modelo 3D da peça utilizada na falange medial do dedo indicador. Nota-se, na parte superior da peça, um orifício de guia do cabo de aço. Esse furo não é linear e possui uma curvatura ao longo de seu comprimento para auxiliar nos movimentos de flexão de dedos. Outro orifício está posicionado entre o meio e a parte inferior, possuindo formato elíptico para adaptar melhor o dedo do usuário. Em ambas as peças, medial e distal, esse orifício possui as mesmas dimensões, retiradas da espessura da falange medial. Em alguns casos, os usuários podem apresentar a mesma espessura entre as falanges. Os encaixes das articulações possuem o mesmo ângulo de 45° em relação ao topo da peça. Ambas as peças possuem o mesmo comprimento e mesmo ângulo de inclinação.

Figura 63 - Perspectiva isométrica do modelo 3D para a peça da falange medial do indicador com algumas medidas em mm.

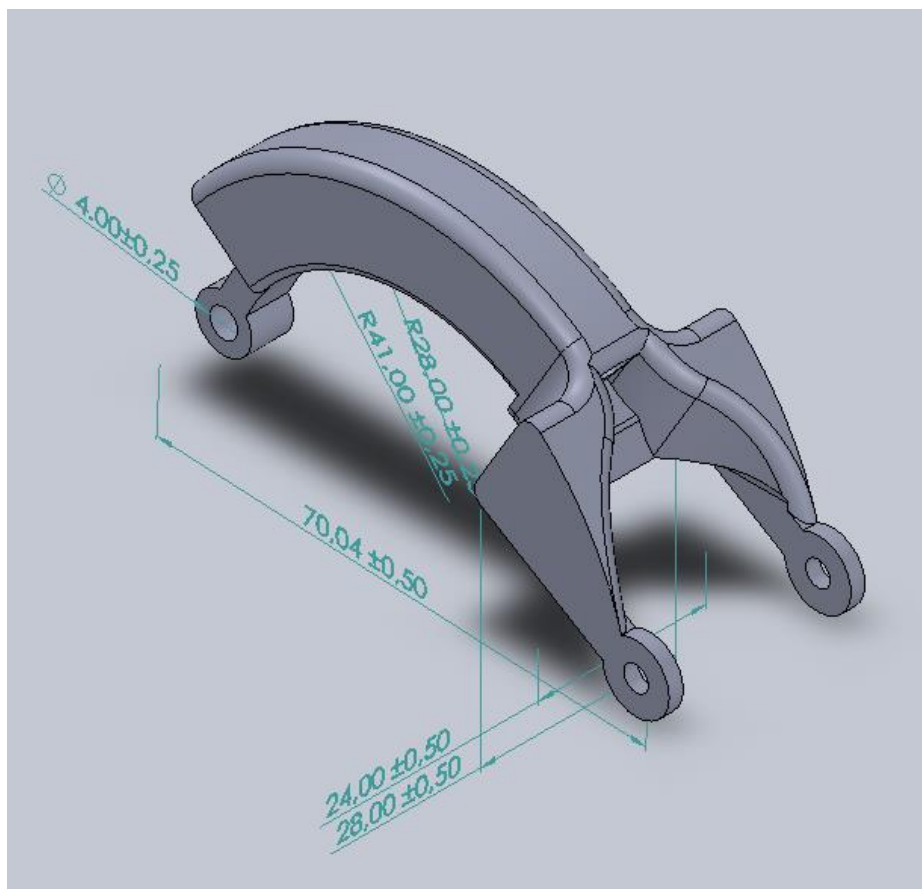


Fonte: o Autor (2024).

A Figura 64 ilustra o modelo 3D da peça utilizada na falange proximal do dedo indicador. Na parte superior da peça, há um orifício de guia do cabo de aço. Esse furo possui uma curvatura para auxiliar nos movimentos de flexão de dedos. O comprimento é maior quando comparado com a peça anteriormente explicada. A peça não apresenta um orifício para inserção do dedo; porém, as hastes da articulação mantêm-se paralelas igualmente às peças anteriores.

Essa peça não é linear, pois uma de suas extremidades é fixada sobre o metacarpo do indicador ao invés de paralela às articulações. A curvatura é necessária, pois o perímetro entre a articulação dorsal do metacarpo e a falangiana proximal-medial, é variável e dependente da posição de flexão ou extensão de dedo.

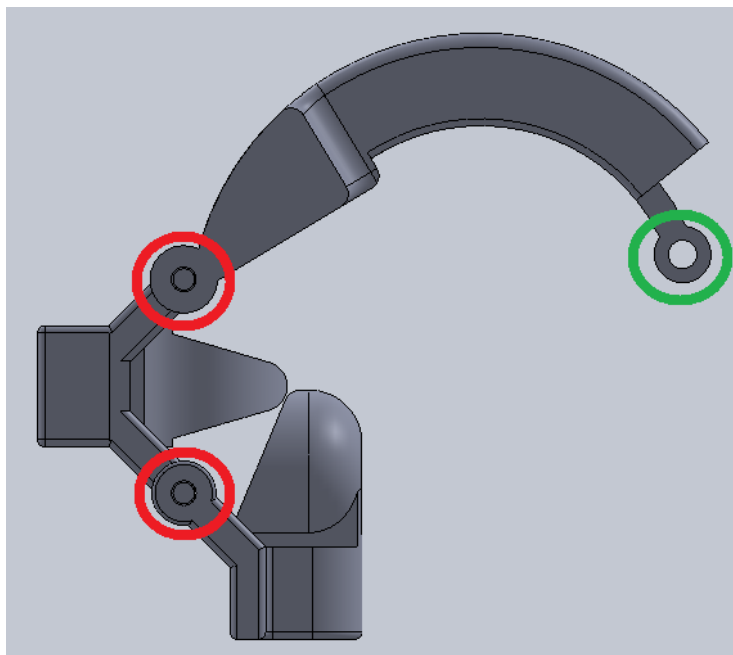
Figura 64 - Perspectiva isométrica do modelo 3D para a peça da falange proximal do indicador.



Fonte: o Autor (2024).

Após as modelagens individuais, seguiu-se para a montagem do modelo 3D do dedo indicador. Observa-se, na Figura 65, a modelagem 3D do dedo indicador da órtese, além de elencadas as duas configurações de articulações (círculos vermelhos e círculo verde) conforme apresentado na Figura 60.

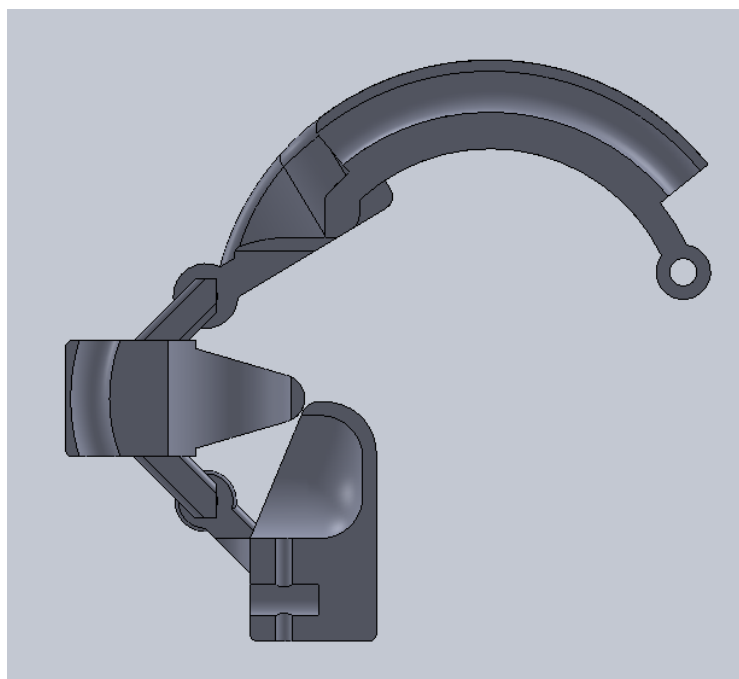
Figura 65 - Perspectiva lateral do modelo 3D para o dedo indicador da órtese.



Fonte: o Autor (2024).

Um corte de seção está ilustrado na Figura 66, observa-se os dutos qual passam o cabo de aço e são utilizados como guia durante os movimentos de tensão e distensão.

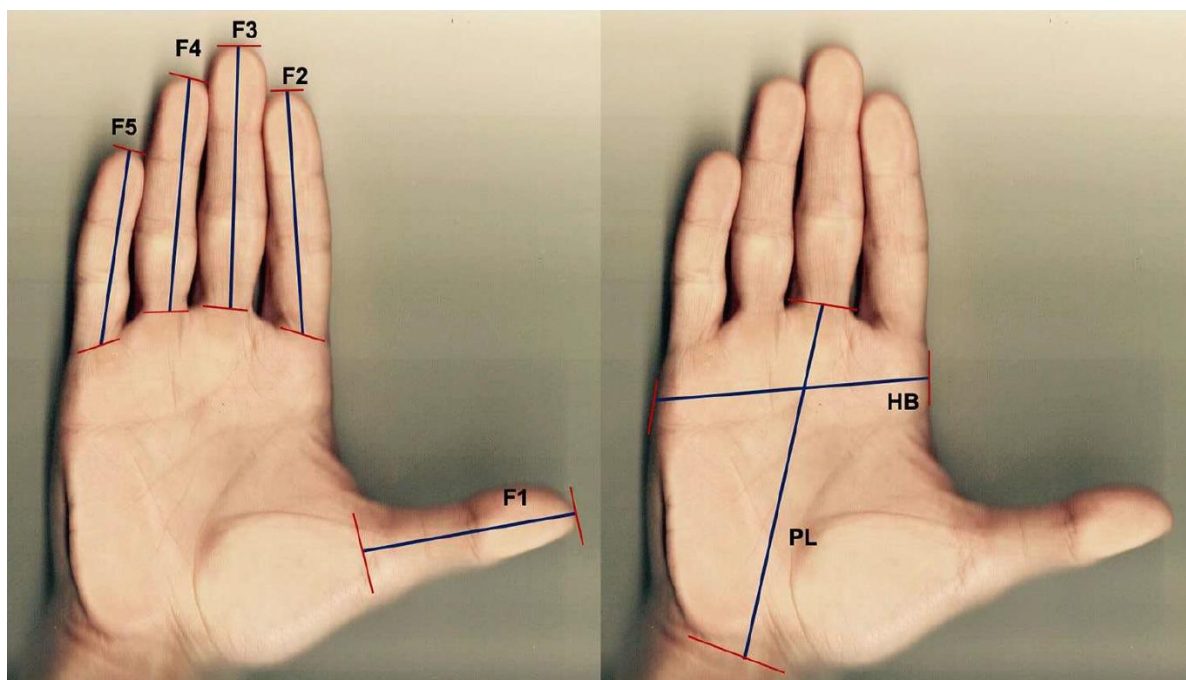
Figura 66 - Perspectiva lateral com corte de seção para o modelo 3D do indicador.



Fonte: o Autor (2024).

O suporte para o dorso da mão foi projetado em conjunto com o dedo indicador. No estudo de Souza e Kunkel (2022), realizou-se a medição da mão de 427 voluntários brasileiros. Os resultados encontrados foram um conjunto de equações que estimam a altura do indivíduo por meio do comprimento dos dedos e as dimensões da palma da mão, como observado na Figura 67.

Figura 67 - Medida das mãos: (F1) Polegar, (F2) Indicador, (F3) Médio, (F4) Anelar, (F5) Mínimo. (PL) Comprimento da Palma, (HB) Largura da Palma.



Fonte: de Souza e Kunkel (2022).

A partir das equações o processo reverso foi realizado, isolando os termos da equação, foram encontrados os valores de comprimento e largura da palma. A

Tabela 3 apresenta as equações utilizadas para descoberta das dimensões da palma.

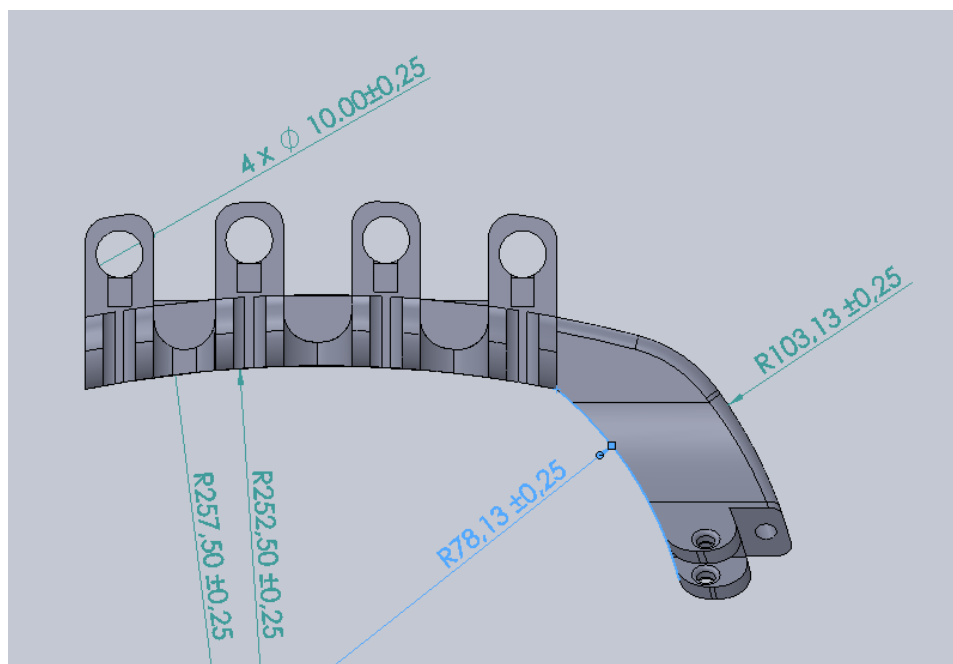
Tabela 3 - Tabela de medidas para diversos elementos da mão direita considerando um indivíduo homem de 1,83 m de altura.

Fórmula modificada	Elemento Mão	Medida (mm)
$F1 = (h - 126,84) / 0,73$	F1	76,9
$F2 = (h - 115,68) / 0,81$	F2	83,1
$F3 = (h - 108,32) / 0,82$	F3	91,1
$F4 = (h - 115,96) / 0,78$	F4	85,9
$F5 = (h - 132,44) / 0,69$	F5	73,3
$PL = (h - 83,71) / 0,83$	PL	119,6
$HB = (h - 121,88) / 0,64$	HB	95,5

Fonte: de Souza e Kunkel (2022) (Modificado pelo autor).

Na Figura 68, apresenta-se a vista frontal do suporte para o dorso da palma, onde foram fixados todos dos dedos da órtese e atuadores. Um raio de circunferência foi utilizado tornar o dispositivo mais anatômico para o dorso da mão e o dorso do metacarpo do polegar.

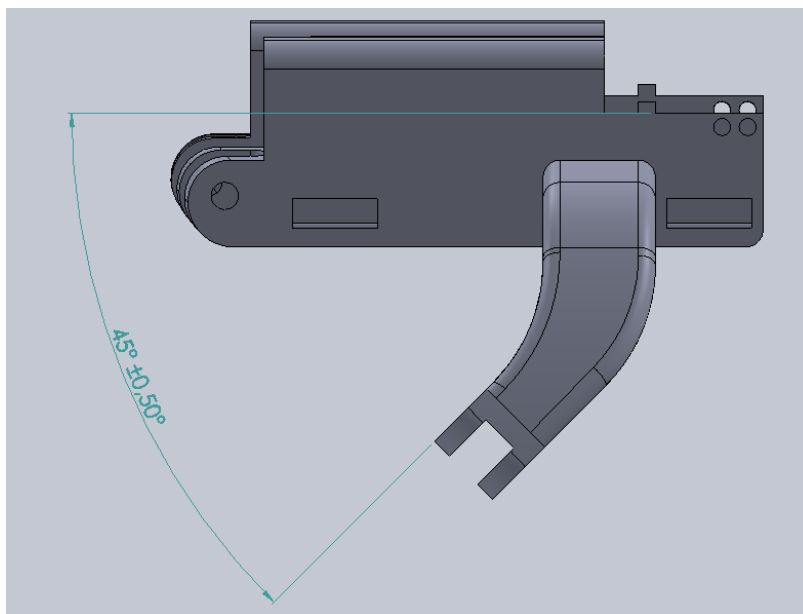
Figura 68 - Perspectiva frontal do modelo 3D do suporte para o dorso da palma.



Fonte: o Autor (2024).

Na Figura 69, ilustra-se a vista lateral do suporte para o dorso da palma, observa-se um ângulo de 45° em relação ao topo da peça. Essa medida foi encontrada após a medição do punho fechado utilizando um goniômetro.

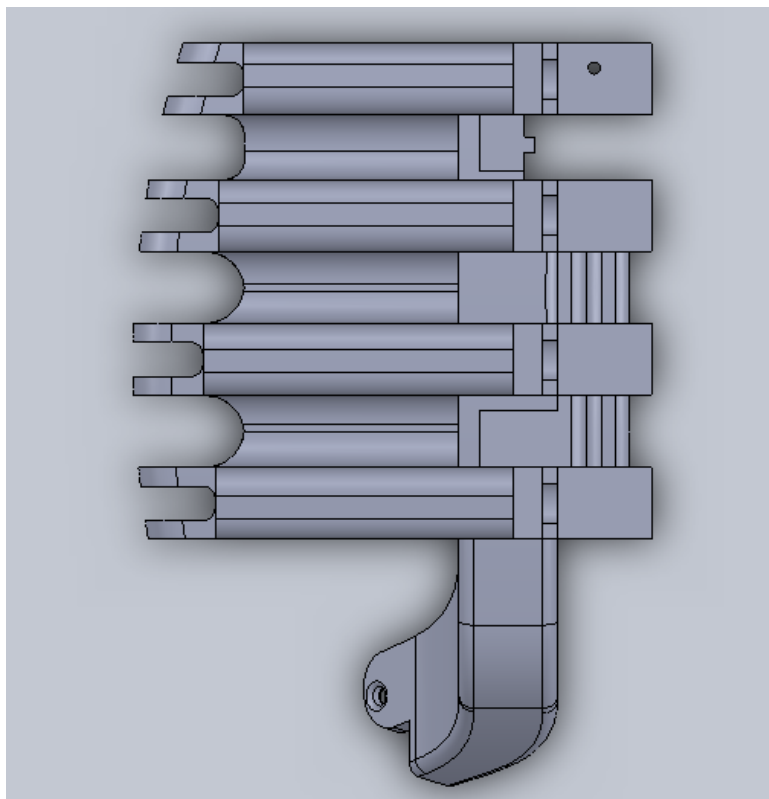
Figura 69 - Perspectiva lateral do modelo 3D do suporte para o dorso da palma.



Fonte: o Autor (2024).

Na Figura 70, apresenta-se a vista superior do suporte para o dorso da palma, uma curvatura foi utilizada nos pontos de fixação dos dedos da órtese, tornando-a similar à mão humana. Durante o desenvolvimento com os valores obtidos do teste com dinamômetro, foi observado qual era o valor ideal de tração mecânica necessária para exercer uma força equivalente à de um membro hígido, esses valores serão apresentados no item 4 desta dissertação. Devido ao estado da tecnologia atual, não existem motores de dimensões reduzidas e com alto torque que fossem capazes de incorporar a estrutura mecânica da órtese, nesse caso, adotou-se a utilização de pequenos motores DC para executar os movimentos de rotação no sistema fuso e castanha. Os motores utilizados apresentaram o maior torque possível respeitando as dimensões da órtese.

Figura 70 - Perspectiva superior do modelo 3D do suporte para o dorso da palma.



Fonte: o Autor (2024).

O motor comercial escolhido foi o GA12-N20-6V30 comercializado pela ABRA Electronics Inc. As especificações do motor estão listadas abaixo (ABRA Electronics, 2023), observa-se uma ilustração do motor na Figura 71:

- Dimensões: 16 x 12 x 10 mm (C*L*A);
- Tamanho do eixo: 3 x 9 mm (D*C);
- Comprimento total: 36 mm;
- Peso: 10 g;
- Tensão Nominal de trabalho: 6 V_{DC};
- Rotação sem carga: 30 RPM;
- Torque máximo durante rotação: 15 N*cm;
- Torque máximo com eixo travado: 100 N*cm;
- Corrente máxima: 1,00 A.

Figura 71 - Motor DC com caixa de redução para 30 RPM modelo N20.

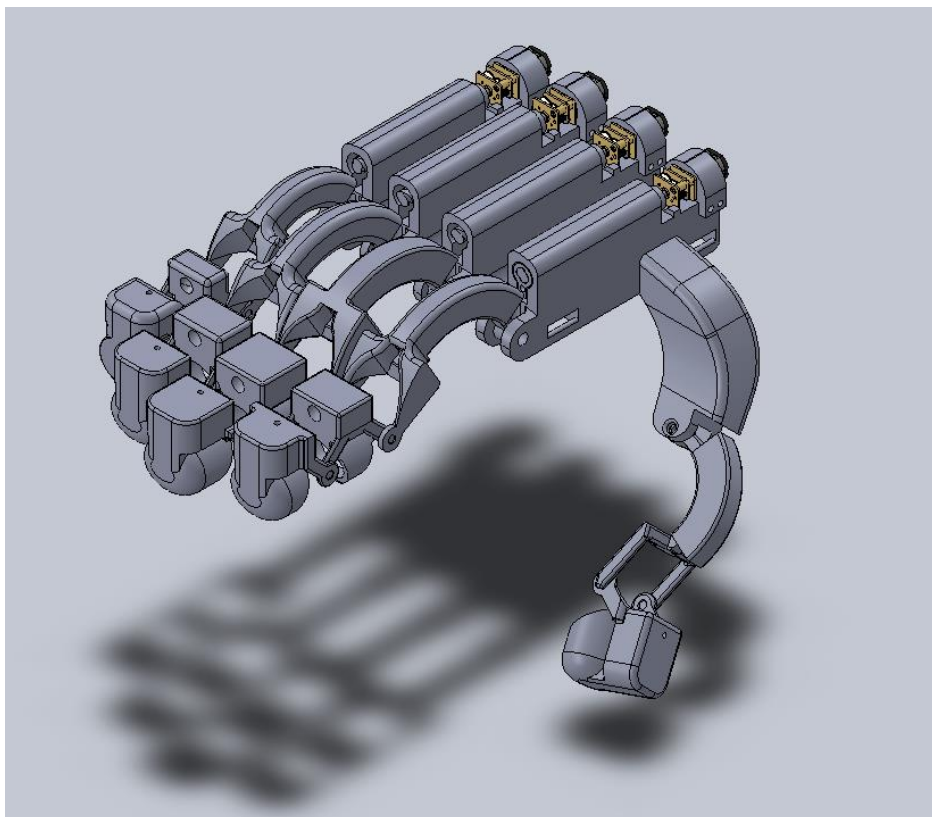


Fonte: Imagem retirada do site < <https://abra-electronics.com/electromechanical/motors/gear-motors/mini-metal-gearmotors/ga12-n20-6v30.html> >

Analogamente, repetiu-se todo processo de medição e modelamento das peças para os dedos, Médio, Anelar e Mínimo. O dedo Polegar não possui a falange medial; nesse caso, foram projetados apenas as peças para as falanges proximal e distal, seguindo a mesma estrutura base utilizada no modelamento dos dedos anteriores.

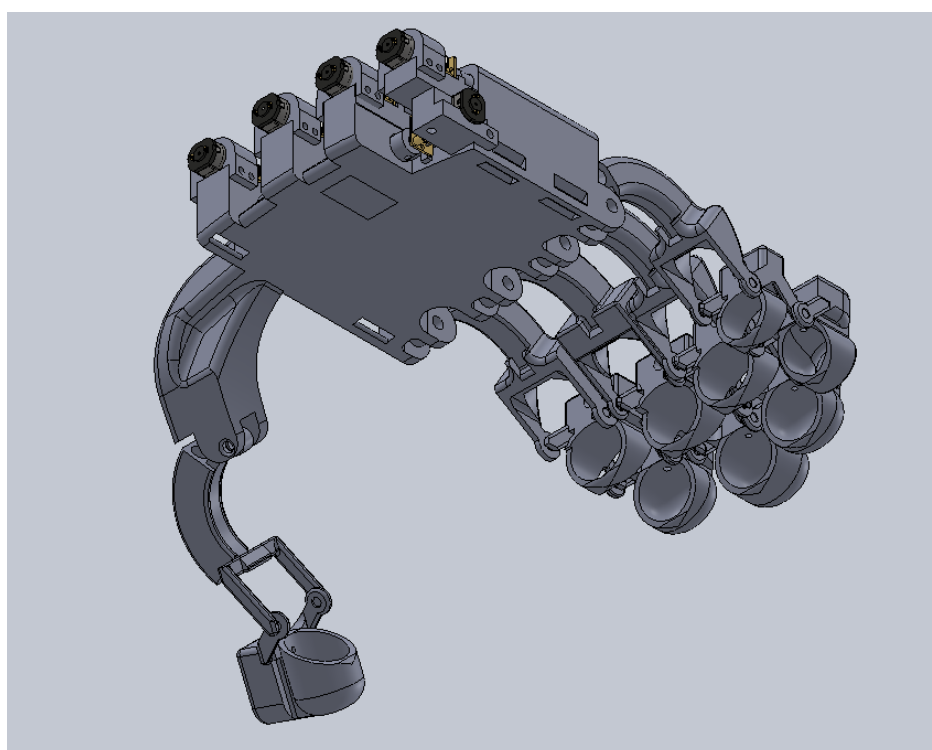
Apresenta-se nas Figuras Figura 72 e Figura 73 o modelo final da órtese de mão com todos os motores fixados por meio de presilhas desenvolvidas especificamente para esta aplicação de órtese, todas fixadas por meio de parafuso. Este modelo possui um total de 14 GL. Os dedos Indicador, Médio, Anelar e Mínimo possuem três GL cada enquanto o dedo Polegar possui apenas dois. Um canal no interior da órtese foi modelado para que o mesmo sistema de tração fosse utilizado para movimentação do polegar. Após toda modelagem, seguiu-se para impressão de todas as peças utilizando uma impressora 3D de resina, da marca ANYCUBIC™, modelo Photon.

Figura 72 - Perspectiva isométrica superior do modelo 3D final da órtese.



Fonte: o Autor (2024).

Figura 73 - Perspectiva isométrica inferior do modelo 3D final da órtese.

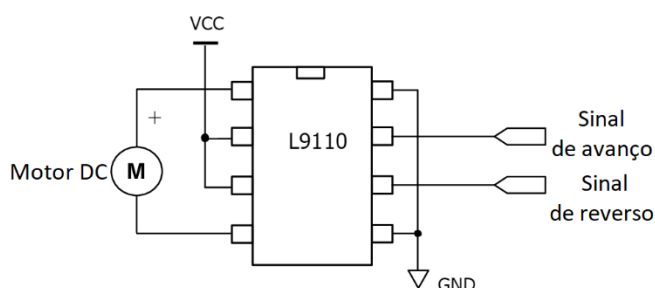


Fonte: o Autor (2024).

O sistema de controle da órtese foi desenvolvido em malha aberta, ou seja, sem realimentação para o cálculo do erro. O microcontrolador utilizado para o controle foi um ESP32, devido a sua conexão sem fio com a luva instrumentalizada e seu poder de processamento em altas frequências, além da funcionalidade multitarefas.

Para o controle do motor foi utilizado o circuito impresso L9110 produzido pela empresa UMW. Este CI tem a capacidade de operar tensões de trabalho entre 2,5 e 12 V, além de trabalhar com corrente média de 800 mA, atingindo o pico de até 2 A, ele é conhecido como Ponte H. Na Figura 74 está representado um esquema elétrico de utilização do L9110 em uma configuração para controlar o sentido de giro do motor.

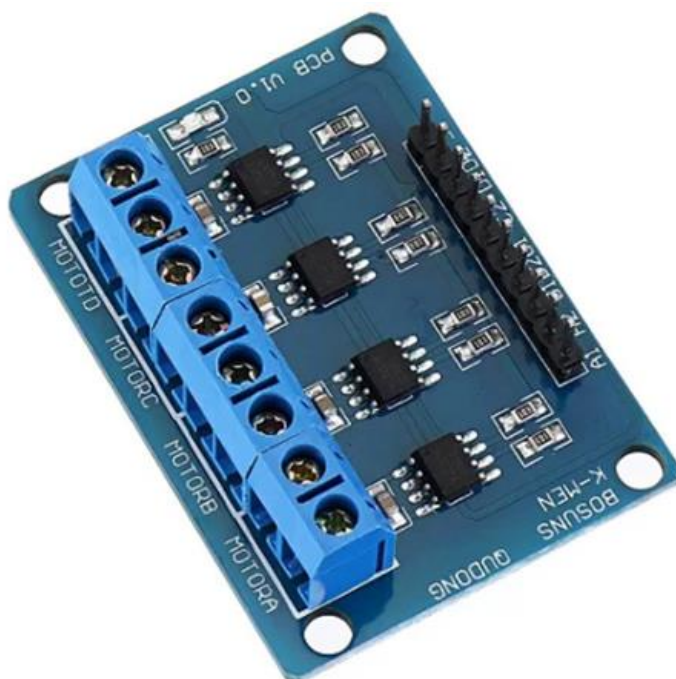
Figura 74 - Esquemático de montagem para utilizar o CI L9110 no controle de motores DC.



Fonte: Imagem retirada do site < <https://www.elecrow.com/download/datasheet-l9110.pdf> >

Duas placas contendo quatro desses CIs foram utilizadas, totalizando oito saídas de controle para motores DC. Um modelo de exemplo é ilustrado na Figura 75 em que se observa um modelo da placa utilizada com o CI L9110.

Figura 75 - Placa Shield ponte H para controle de quatro motores DC utilizando CI L9110S.



Fonte: Imagem retirada do site < <https://www.sermaker.com/modulo-ponte-h-l9110s-4-canais> >

O microcontrolador foi conectado com essas duas placas via cabo, em seguida um algoritmo foi desenvolvido utilizando a linguagem de programação em C, por meio da interface Arduino IDE, foi possível compilar e programar o código no ESP32. Esse programa aguarda a conexão via *Bluetooth* com a luva, após a conexão, inicia o processo para receber os valores de posição da luva a uma taxa de 200 ms referente a cada dedo da mão hígida do usuário. Baseado nessas informações, o microcontrolador executa uma rotina de verificação do posicionamento da castanha em relação ao início do fuso.

Duas rotinas funcionam simultaneamente processando na velocidade do ESP32 de aproximadamente 80 MHz, a primeira monitora a conexão *Bluetooth* e o recebimento de pacotes da luva e a outra monitora o posicionamento dos cinco fusos e realiza uma comparação da posição atual com a nova posição.

Três estados de controle foram definidos para cada motor, são eles: Avanço, Reverso e Pausado. A partir desses estados definidos no ESP32, pode-se determinar a distância percorrida pela castanha por meio de um cálculo baseado no tempo em que o motor permaneceu em um estado, o valor da posição é atualizado antes de cada pacote recebido da luva instrumentalizada.

Cada fórmula de cálculo é diferente e depende diretamente do estado do motor,

(3) é referente ao estado de Pausado, (4) é referente ao estado de Avanço e (5) é referente ao estado de Reverso. A variável $Tempo_{percurso}$ é igual a razão do número de revoluções do fuso pela velocidade do motor. A posição é normalizada para um valor entre 0 e 100, onde 0 representa o início do fuso e 100 representa o final do fuso.

- Pausado:

$$Posição_{atual} = Posição_{anterior} \quad (3)$$

- Avanço:

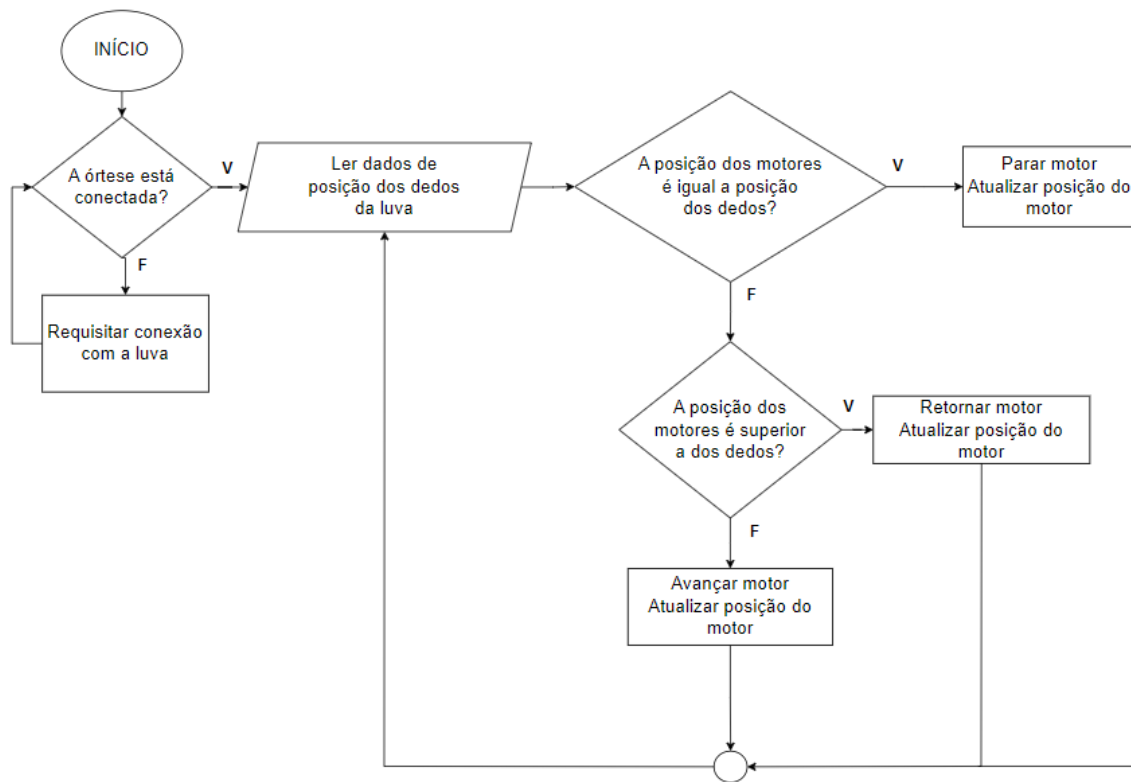
$$Posição_{atual} = Posição_{anterior} + \left(\frac{Tempo_{avanço}}{Tempo_{percurso}} \right) \times 100 \quad (4)$$

- Reverso

$$Posição_{atual} = Posição_{anterior} - \left(\frac{Tempo_{reverso}}{Tempo_{percurso}} \right) \times 100 \quad (5)$$

Na Figura 76, apresenta-se o fluxograma de funcionamento da órtese ativa. Primeiro, aguarda-se o estabelecimento da conexão via *Bluetooth*, em seguida, realiza-se a leitura dos dados enviados pela luva e compara-se a posição de cada dedo com seu respectivo dedo. Caso a resposta seja igual a zero, mantém-se o motor parado e atualiza-se sua posição; caso o motor esteja avançado em relação ao valor do dedo, habilita-se o estado reverso do motor e atualiza-se sua posição; caso o motor esteja recuado em relação ao valor do dedo, habilita-se o estado de avanço do motor e atualiza-se sua posição.

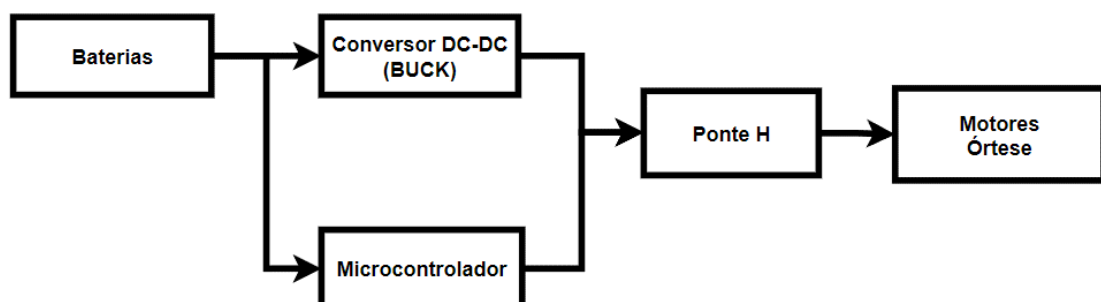
Figura 76 - Fluxograma de funcionamento do *firmware* compilado no ESP32 da órtese ativa.



Fonte: o Autor (2024).

Na Figura 77 está ilustrado um diagrama de blocos dos componentes utilizados para o desenvolvimento do projeto, um *pack* de quatro baterias 18650, associadas em série e paralelo, consegue proporcionar uma tensão de 8,4 V com as baterias carregadas e uma autonomia de 3200 mAh. Ela foi utilizada para alimentar um microcontrolador ESP32 e um conversor DC-DC do tipo Buck, utilizado para regular a tensão em 6 V e distribuir para os motores da órtese. O modelo utilizado possui o CI LM2596, capaz de suprir até 3 A de corrente.

Figura 77 - Diagrama de blocos dos elementos que compõem a órtese ativa.

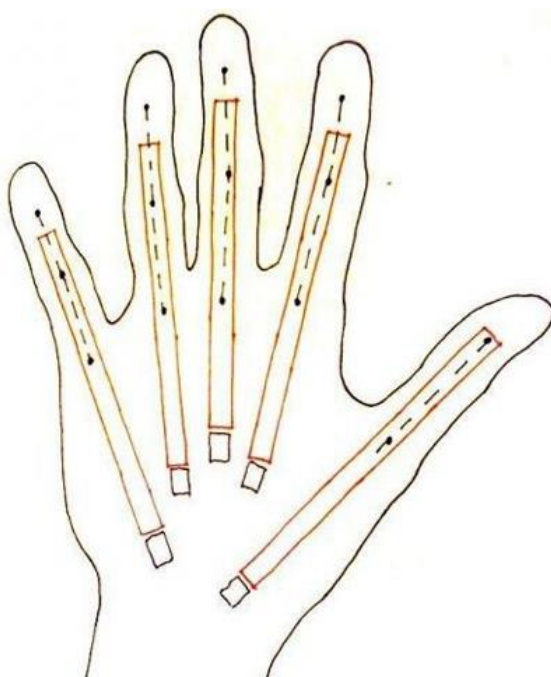


Fonte: o Autor (2024).

3.3 LUVA INSTRUMENTALIZADA

Inicialmente, planejou-se empregar sensores de MMG para o reconhecimento de movimento das mãos; porém, o trabalho desenvolvido por Santos (2023) não apresentou resultados satisfatórios para tal reconhecimento de movimentos. Devido a esse fato, optou-se por utilizar o trabalho de Silveira (2018) como inspiração, que teve por objetivo desenvolver uma luva instrumentalizada utilizando sensores de flexão. Algumas modificações foram realizadas para adotar um novo modelo de luva, cujos sensores de flexão permitiram identificar o ângulo entre as articulações metacarpofalângicas e interfalângicas dos dedos. A luva é constituída de um tecido com dupla face para que os sensores permaneçam fixos entre essas duas camadas. Observa-se na Figura 78 uma ilustração do posicionamento dos sensores na luva, ressaltando que o modelo não possui dimensões reais do projeto.

Figura 78 - Exemplo do posicionamento dos sensores de flexão no interior da luva instrumentalizada.



Fonte: Silveira (2018).

A luva possui um o microcontrolador ESP32 e uma bateria recarregável em

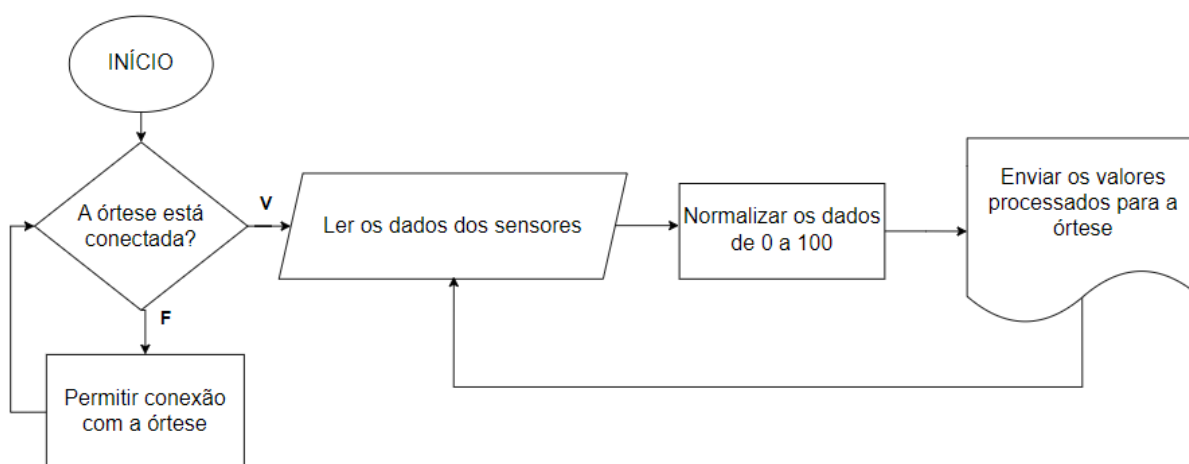
conjunto com o carregador de bateria, além de um indicador de funcionamento.

Os sensores estão conectados a uma entrada analógica do microcontrolador, por meio de um divisor de tensão, encontra-se um valor entre 0 e 4096 referentes ao ADC de 12 bits do ESP32. Realiza-se um ajuste para encontrar os valores máximos durante a flexão dos dedos, um objeto cúbico com dimensões de 5 x 5 x 2,5 cm foi colocado sobre a palma e, em seguida, flexionados todos os dedos para fechar a mão pressionando o objeto contra a palma. Manteve-se o movimento por 5 s e anotaram-se todos os valores máximos entre 0 e 4096 de cada dedo respectivamente. Esses valores foram normalizados entre 0 e 100, onde 0 significa extensão máxima e 100 significa flexão máxima.

A luva executa uma rotina para abrir conexão via *Bluetooth* com a órtese, após conexão, ela começa a enviar pacotes de dados a cada 200 ms contendo as informações de flexão de cada dedo.

Na Figura 79, apresenta-se o fluxograma do *firmware* da luva instrumentalizada, primeiro aguarda o estabelecimento da conexão com a órtese, em seguida realiza a aquisição dos dados de cada sensor de flexão. A próxima etapa é normalizar os dados adquiridos e, por fim, enviar esses dados processados para a órtese.

Figura 79 - Fluxograma de funcionamento do *firmware* compilado no ESP32 da luva instrumentalizada.

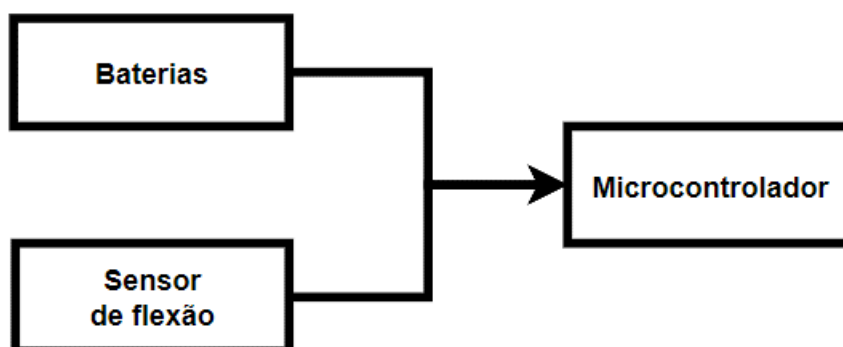


Fonte: o Autor (2024).

Na Figura 80, ilustra-se o diagrama de blocos do sistema eletrônico utilizado nas melhorias da luva, O projeto de Silveira (2018) utilizava baterias comuns e um

Arduino Nano com módulo *Bluetooth*. Esses elementos foram substituídos por um ESP32 que possui módulo para comunicação internamente, além de apresentar maior poder de processamento. Um *pack* de bateria 18650 foi o substituto da bateria comum. As novas baterias proporcionam uma autonomia de 2200 mAh para o protótipo.

Figura 80 - Diagrama de blocos dos periféricos eletrônicos da luva.



Fonte: o Autor (2024).

Os documentos (confidenciais devido ao processo de depósito de patente e registro de *software* no INPI) referentes ao modelo 3D final do projeto e aos códigos de *Software* e *Firmware* dos projetos estão disponíveis no *link* apresentado no ANEXO II – MODELO 3D, *SOFTWARE* E *FIRMWARE*.

3.4 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Para validação do funcionamento do sistema e das hipóteses estabelecidas, um protocolo experimental foi elaborado. Dois experimentos foram realizados: o primeiro consistiu em medir os ângulos das articulações durante a fase de extensão máxima e de flexão máxima, na qual a primeira etapa foi realizada com a órtese livre e a segunda com o usuário vestindo a órtese. O segundo experimento consistiu em medir a força de preensão que a órtese consegue proporcionar ao usuário. Para essa parte do experimento, utilizou-se o dinamômetro desenvolvido. Em decorrência das peças do dinamômetro desenvolvidas para as mãos humanas não comportarem espaço para os dedos de órteses, uma peça adaptada foi acoplada às duas células de carga do dinamômetro. Esta nova manopla foi capaz de auxiliar na medição de força máxima dos dedos da órtese. Na Figura 81, ilustra-se uma imagem do

dinamômetro com a peça acoplada para medição da força da órtese.

Figura 81 - Adaptação do Dinamômetro para medir a força da órtese de mão.



Fonte: o Autor (2024).

Kudo *et al.* (2014), Bos *et al.* (2020), Ates *et al.* (2015) e Zhao *et al.* (2016) também realizaram essas formas de validação, medindo ângulo de flexão e força máxima durante o uso da órtese.

Inicialmente, vestiu-se a luva instrumentalizada, que foi ligada e aguardou-se a conexão com a órtese. Na seguinte etapa, ligou-se a órtese, após a conexão estabelecida, posicionou-se o braço esquerdo (com a luva) sobre a mesa de forma que a palma manteria um ângulo de 90° com a superfície da mesa. A outra mão manteve a órtese estável sobre a mesa, mantendo o ângulo de 90° em relação à superfície da mesa; dessa forma, não haveria auxílio da força gravitacional. Com a luva, executou-se o movimento de flexão e manteve-se o punho fechado até a órtese finalizar a cópia de todo movimento de flexão. Após conclusão do movimento, registraram-se todos os ângulos das articulações por meio de um goniômetro analógico. Em seguida, realizou-se a extensão de dedos com a luva e aguardou-se a

órtese copiar toda a amplitude de movimento, novamente mediram-se os ângulos formados pelas articulações.

Repetiu-se o mesmo teste; porém, com a mão direita vestindo a órtese, após posicionado todos os dedos utilizou-se uma fita de velcro para abraçar a mão e punho mantendo a órtese e estável na mão do usuário, a mão permaneceu em estado neutro, ou seja, não exercendo esforço contra os movimentos da órtese. Esse teste permite verificar o limite angular das articulações da órtese estabelecidos pelas articulações do usuário, além de validar a primeira e segunda hipótese definida para este trabalho, sendo elas, a avaliação de um sistema em malha aberta para espelhar os movimentos da mão hígida e capacidade do modelo ortótico em movimentar os dedos da mão, de forma individual e em grupo, respeitando os limites antropológicos.

Por fim, com o objetivo de medir a força de preensão da órtese, repetiu-se o primeiro movimento de flexão de dedos com a luva e com auxílio do dinamômetro desenvolvido registrou-se o valor de força durante a flexão de dedos da órtese. Os dedos foram divididos em 3 grupos: Indicador e Médio, Anelar e Mínimo, e, por último, apenas o Polegar. Essa separação foi necessária pois mesmo com a peça adaptada não foi possível encaixar todos os 4 dedos. O dinamômetro mediu o somatório das parcelas de força de duas células de carga; então, dividiu-se o resultado pela metade para encontrar o valor resultante. Novamente realizou-se o processo de divisão por dois para encontrar a força de cada dedo. Adotou-se essa metodologia, pois como os motores são iguais e o sistema de tração também, logo a força aplicada será a mesma.

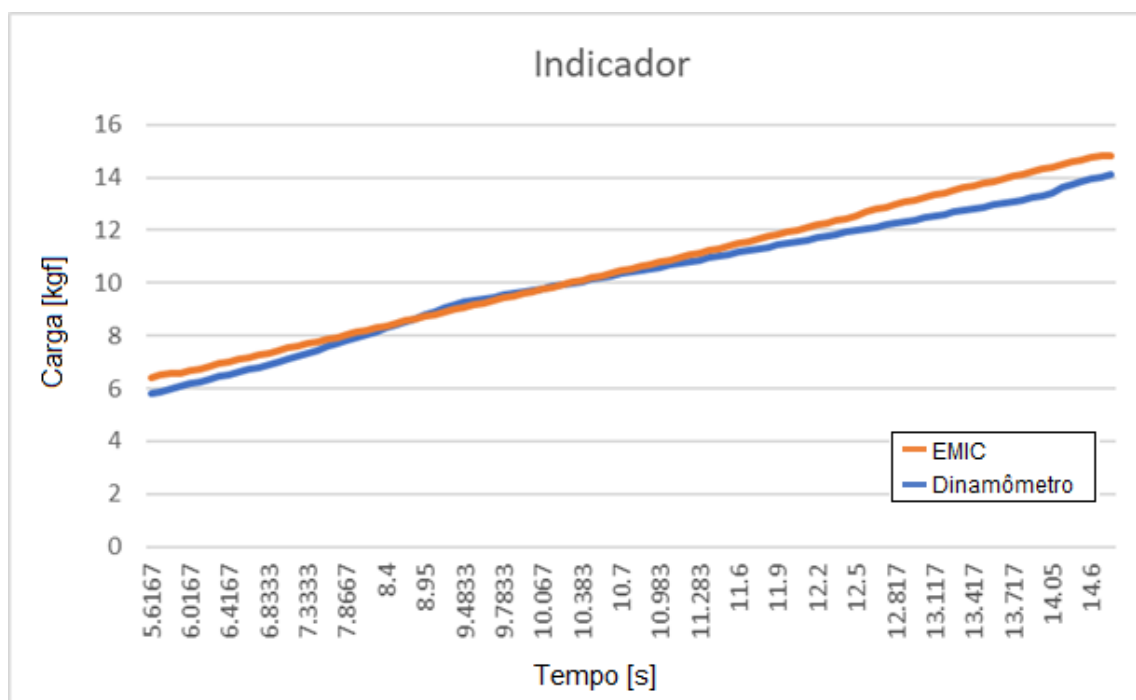
4 RESULTADOS

Nesta etapa da pesquisa, todos os resultados serão apresentados na seguinte sequência: considerações experimentais e técnicas sobre o Dinamômetro Digital, resultados da versão final, considerações técnicas e experimentais do conjunto órtese-luva e resultados do protótipo final.

Experimentalmente, os parâmetros individuais de calibração para cada uma das células de carga foram obtidos. Na Figura 56 do capítulo 3.1.1, observa-se uma foto do experimento realizado durante a calibração das cinco células de carga.

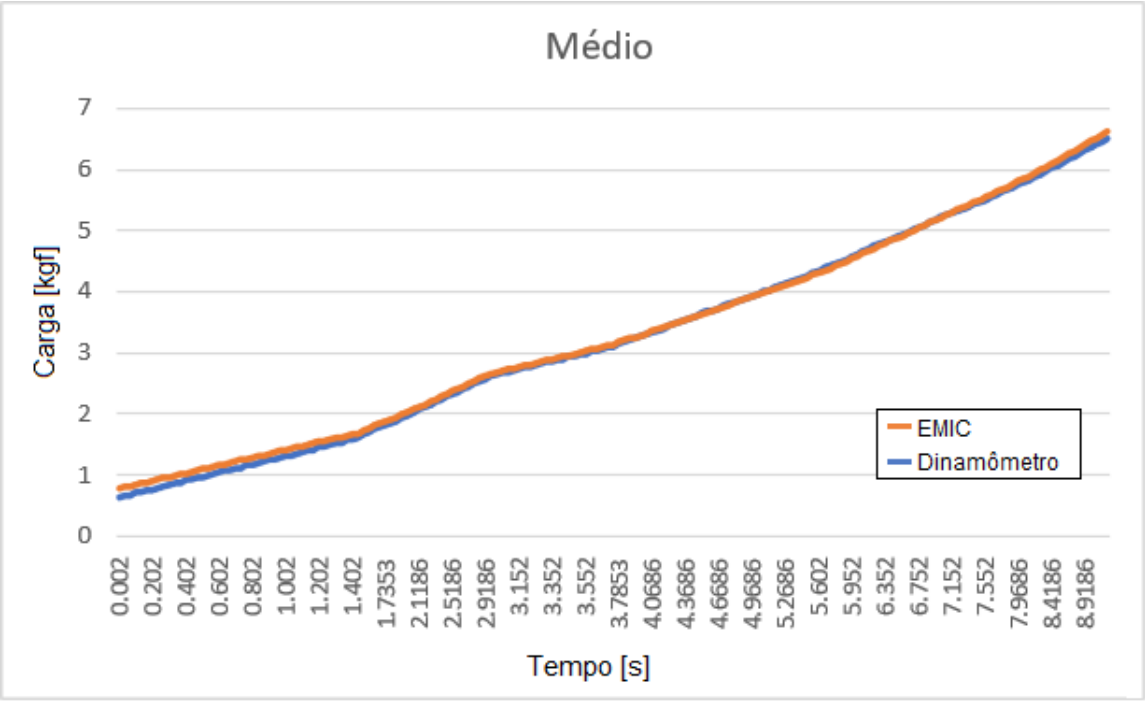
Seis curvas foram extraídas da máquina EMIC, que foram utilizadas para calibração de cada célula de carga. Nas Figuras Figura 82, Figura 83, Figura 84, Figura 85, Figura 86, Figura 87, estão representadas as curvas de calibração para cada teste em conjunto com as curvas extraídas da EMIC. Os dados das curvas foram utilizados para extração do erro médio referente a cada célula de carga do Dinamômetro Digital.

Figura 82 - Curva extraída da máquina EMIC (Laranja) e a curva resposta do Dinamômetro (Azul) para a célula de carga do indicador direito.



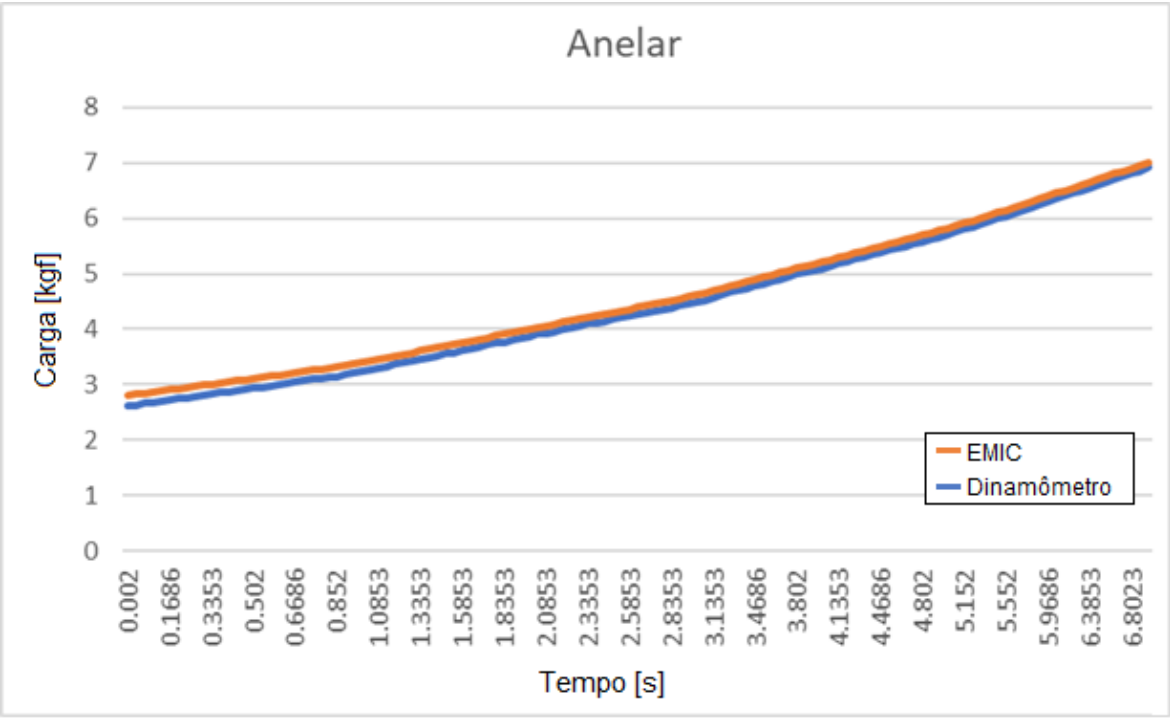
Fonte: o Autor (2024).

Figura 83 - Curva extraída da máquina EMIC (Laranja) e a curva resposta do Dinamômetro (Azul) para a célula de carga do médio direito.



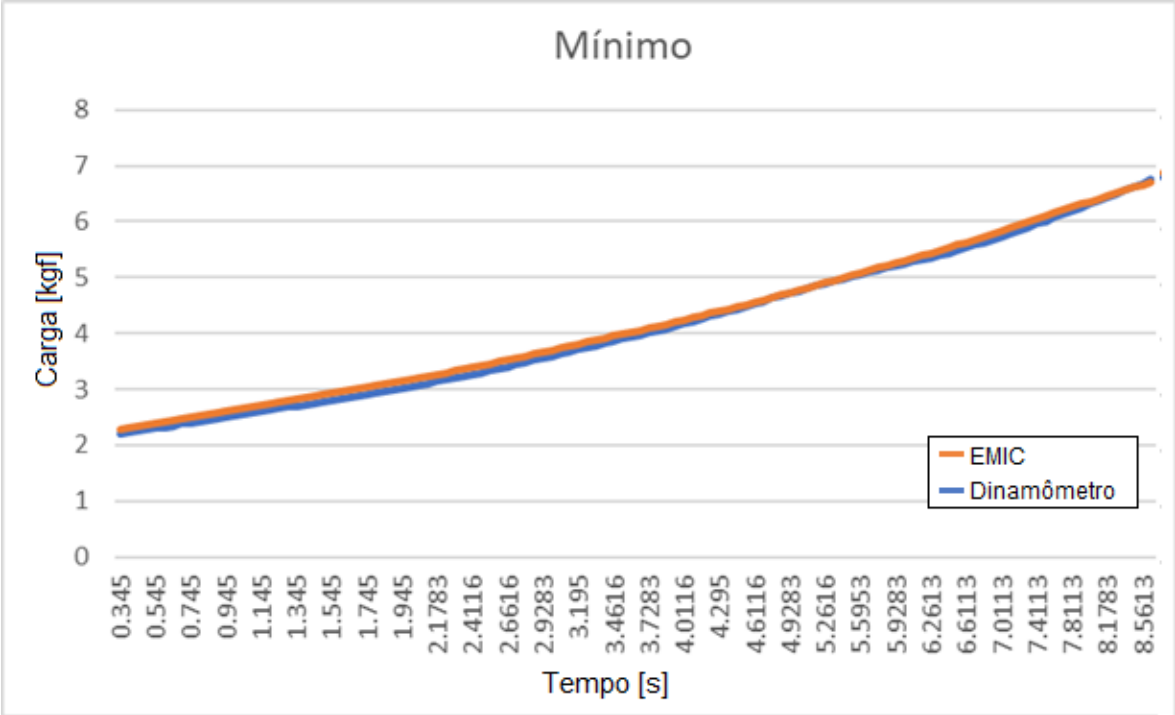
Fonte: o Autor (2024).

Figura 84 - Curva extraída da máquina EMIC (Laranja) e a curva resposta do Dinamômetro (Azul) para a célula de carga do anelar direito.



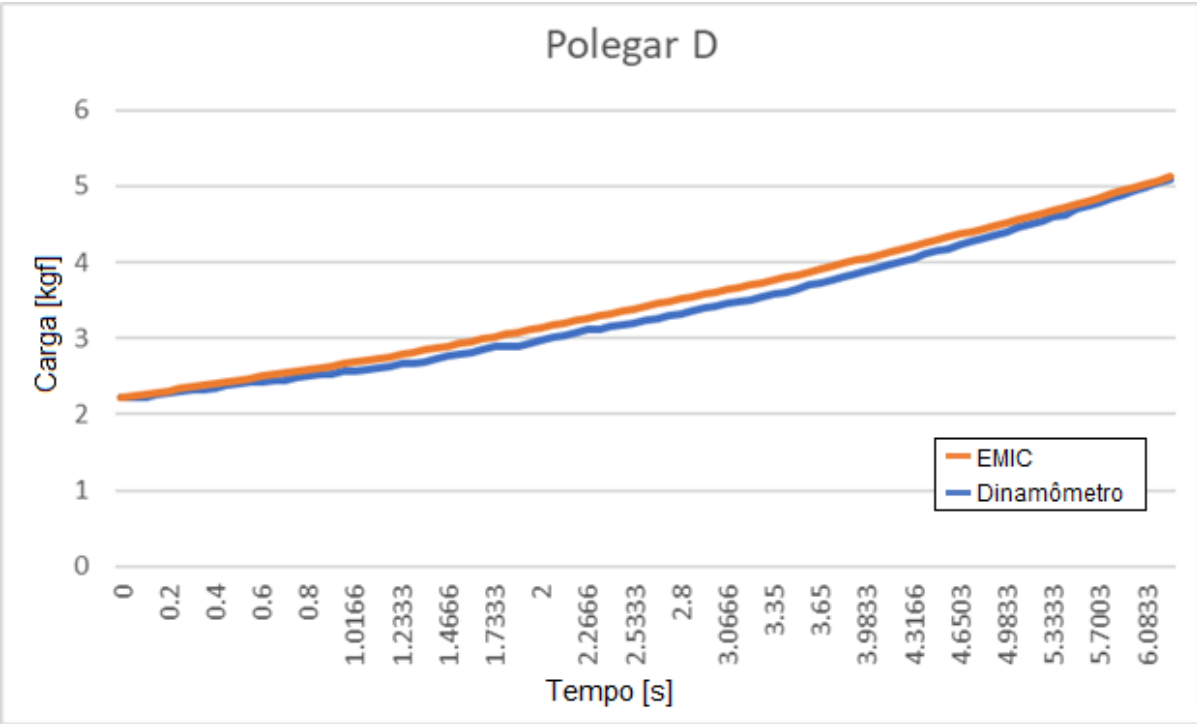
Fonte: o Autor (2024).

Figura 85 - Curva extraída da máquina EMIC (Laranja) e a curva resposta do Dinamômetro (Azul) para a célula de carga do mínimo direito.



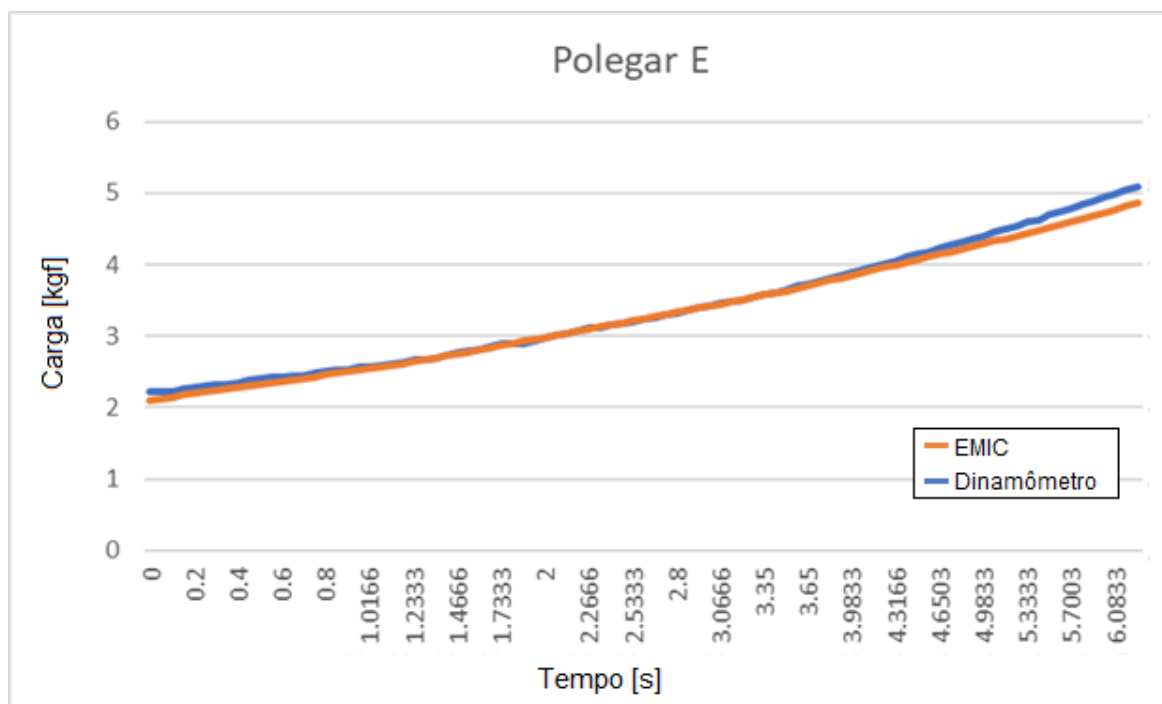
Fonte: o Autor (2024).

Figura 86 - Curva extraída da máquina EMIC (Laranja) e a curva resposta do Dinamômetro (Azul) para a célula de carga do polegar direito.



Fonte: o Autor (2024).

Figura 87 - Curva extraída da máquina EMIC (Laranja) e a curva resposta do Dinamômetro (Azul) para a célula de carga do polegar esquerdo.



Fonte: o Autor (2024).

Segundo Vuolo (1996), a exatidão é um conceito qualitativo e representa quanto o resultado de uma medição é próximo do valor verdadeiro; a precisão é um conceito qualitativo utilizado para caracterizar resultados com pequena dispersão em relação ao valor médio verdadeiro, ou seja, resultados precisos apresentam muita repetitividade; porém, não apresentam exatidão necessariamente. Para obter-se uma medida exata, a precisão é uma condição necessária, mas não suficiente, para medição com bons resultados. Para o cálculo de erro de medição, pode-se utilizar a equação (6), onde (RV) é o valor real da carga e o (MV) é o valor medido pelo ESP32.

$$E (\%) = \frac{|(RV - MV)|}{RV} \cdot (100) \quad (6)$$

A análise da exatidão das células de carga pode ser observada na Tabela 4, para todas as curvas foram calculados os erros de medição ponto a ponto, em seguida foram calculadas as médias utilizando todos os valores de erro de cada curva. É possível interpretar que as células de carga conseguem realizar medições exatas para

duas casas decimais, pois todos os valores de erro foram inferiores a 5%.

Tabela 4 - Erro médio gerado por curva de calibração.

Célula de Carga (n)	Erro médio (%)
Indicador	2,737
Médio	3,614
Anelar	3,452
Mínimo	2,520
Polegar Direito	3,804
Polegar Esquerdo	1,646

Fonte: o Autor (2024).

Referente aos resultados das coletas com a amostra de tamanho $N = 100$, a Tabela 5 apresenta os valores de força média do experimento, analisando primeiro os quatro dedos e, em seguida, com a parcela de força do polegar. A amostra foi composta por 56 voluntários do sexo masculino e 44 do sexo feminino. A idade média dos voluntários foi de $34,95 \pm 13$ anos.

Tabela 5 - Valores médios com desvio padrão de força para toda amostra de tamanho $N = 100$.

Tipos de análise	Lado Direito (N)	Lado Esquerdo (N)
Quatro dedos	$309,4938 \pm 120,1403$	$283,5020 \pm 111,7670$
Cinco dedos	$395,9201 \pm 140,8852$	$366,2637 \pm 133,3875$

Fonte: o Autor (2024).

Baseado nas coletas, os valores de força determinados para cada dedo estão representados na Tabela 6. A partir desses valores foi possível definir qual seria o torque nominal dos motores da órtese, sendo eles: 90 N*cm, 70 N*cm, 120 N*cm, 80 N*cm e 50 N*cm, para os dedos, Polegar, Indicador, Médio, Anelar e Mínimo respectivamente. Porém conforme explicado anteriormente no capítulo 3, não existem tecnologias do presente século, capaz de exercer essa força e ainda incorporar a estrutura mecânica da órtese. Todavia optou-se pela utilização do motor com maior torque encontrado, com torque nominal de 15 N*cm.

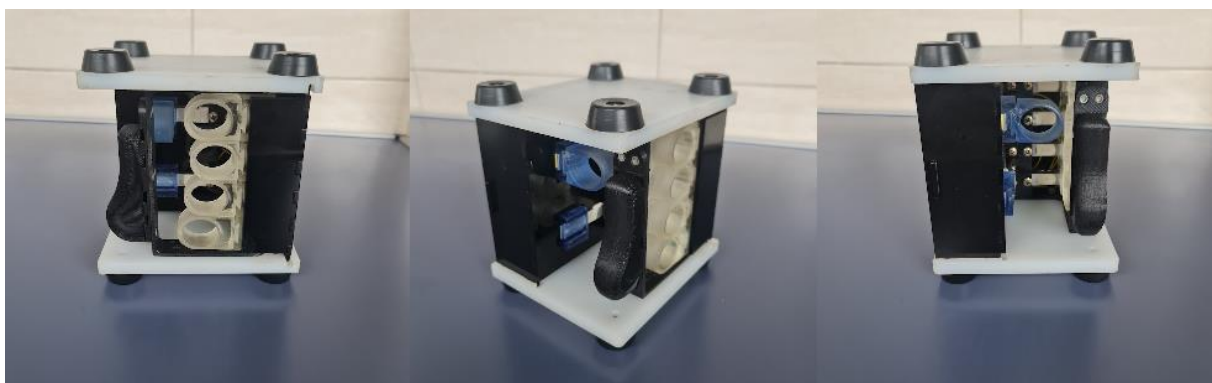
Tabela 6 - Valores médios com desvio padrão de força encontrados para cada dedo da mão da amostra de tamanho N = 100.

Dedo	Força (N)
Polegar	84,5940 ± 27,2600
Indicador	62,8850 ± 25,4127
Médio	111,7529 ± 45,7701
Anelar	79,9730 ± 35,9143
Mínimo	41,8870 ± 23,2152

Fonte: o Autor (2024).

Os valores médios encontrados não apresentam nenhuma discrepância fora do padrão. O protótipo final do Dinamômetro Digital está representado na Figura 88, além de apresentado um usuário que realizou o teste de força máxima de preensão palmar. Um apoio de braço foi utilizado para manter o membro estabilizado e em posição neutra, conforme ilustrado na Figura 89 durante um experimento de medição.

Figura 88 – Modelo final do Dinamômetro Digital em perspectivas diferentes.



Fonte: o Autor (2024).

Figura 89 - Exemplo de utilização do Dinamômetro Digital.



Fonte: o Autor (2024).

Observa-se na Figura 90 as funções de selecionar a mão e tempo de duração do exercício presentes na interface da aplicação desenvolvida para celular.

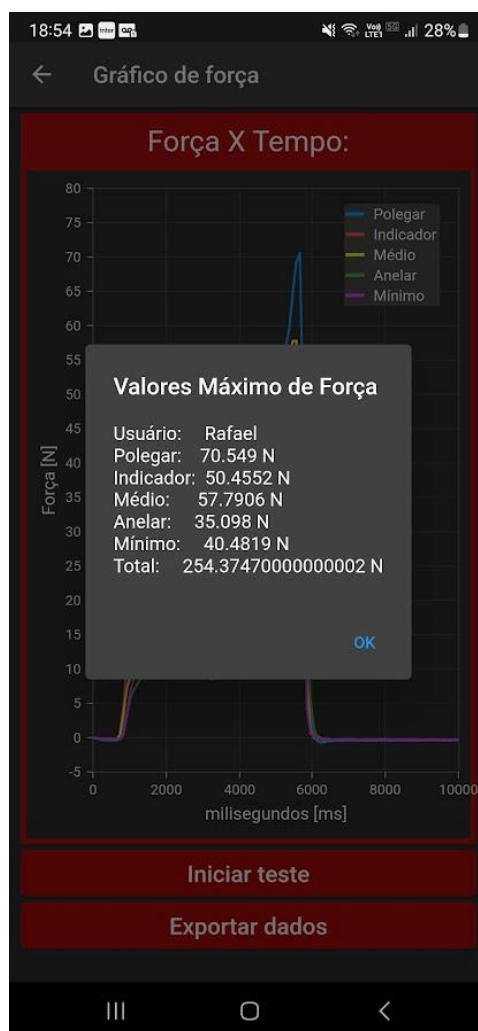
Figura 90 - Funções e parâmetros do exercício definidos pelo usuário.

A screenshot of a mobile application interface titled "Parâmetros de leitura". The interface is dark-themed with red accents. It contains three main sections: 1. "Qual lado da mão deseja medir a força:" with a dropdown menu labeled "Selecionar". 2. "Qual período do exercício:" with a numeric input field showing "2" and a range "Valor Mín: 2[s] - Valor Máx: 10[s]". 3. "Digite o nome do usuário:" with a text input field labeled "Nome do Usuário". A red "Próximo" button is at the bottom right. The status bar at the top shows the time 18:52, signal strength, and 29% battery.

Fonte: o Autor (2024).

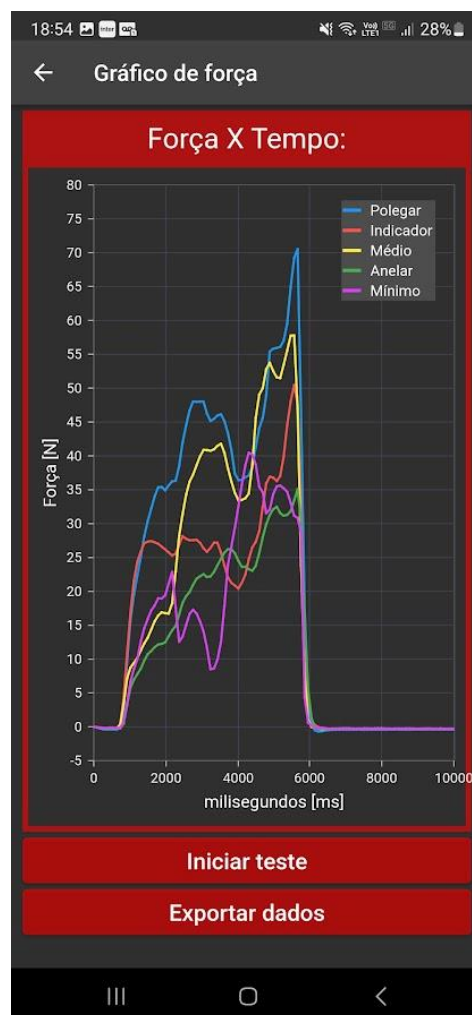
Todo o conjunto desenvolvido consegue medir a força individual de cada dedo ao longo do tempo e apresentar em forma de gráficos ao usuário, além de informar os picos de força, respectivamente. Nas Figuras Figura 91 e Figura 92, é possível observar os resultados de um teste realizado.

Figura 91 - Picos de força obtidos durante um teste utilizando a mão direita do usuário.



Fonte: o Autor (2024).

Figura 92 - Gráfico de força apresentado ao usuário durante o teste de força da mão direita.



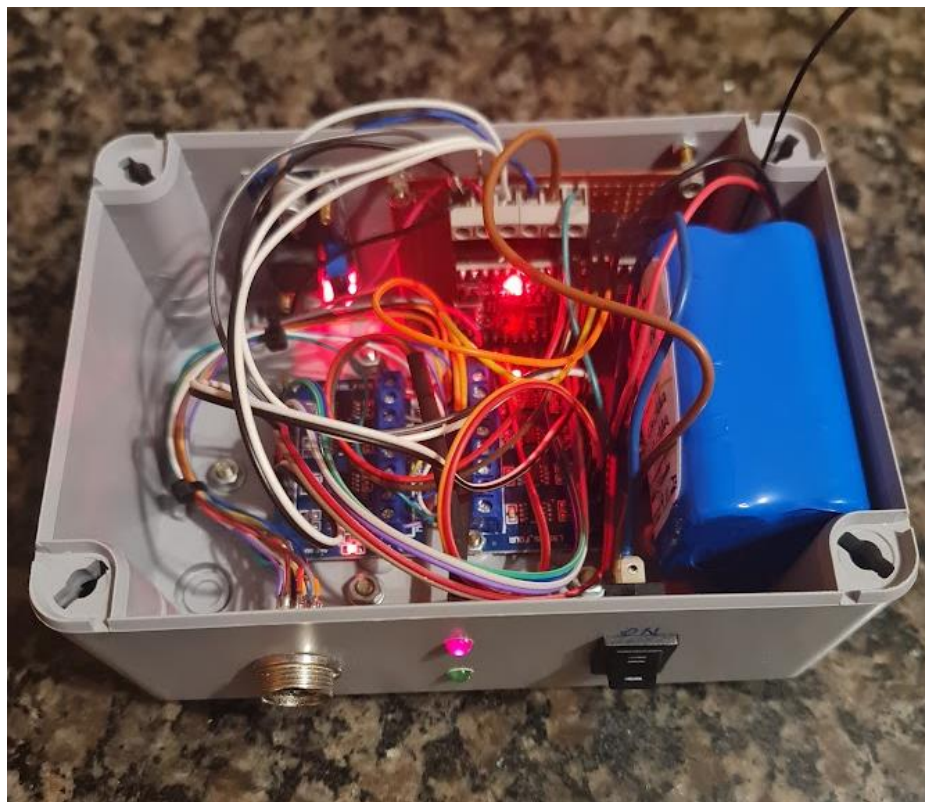
Fonte: o Autor (2024).

Esses dados podem ser exportados para um arquivo de extensão “.csv”, eles também podem ser utilizados de em outros *softwares* para análise de dados.

O Dinamômetro foi registrado na plataforma do INPI como patente de invenção com o Título - DISPOSITIVO ELETROMECHANICO DE MEDIÇÃO DE FORÇA PARA PREENSÃO PALMAR, e Número de Processo - BR 102023022185-8.

Referente ao desenvolvimento da órtese, na Figura 93, está ilustrado o bastidor implementado contendo a circuitaria eletrônica. Dois LEDs foram utilizados para identificar o funcionamento da órtese, indicam *status* de conexão e movimentação dos motores.

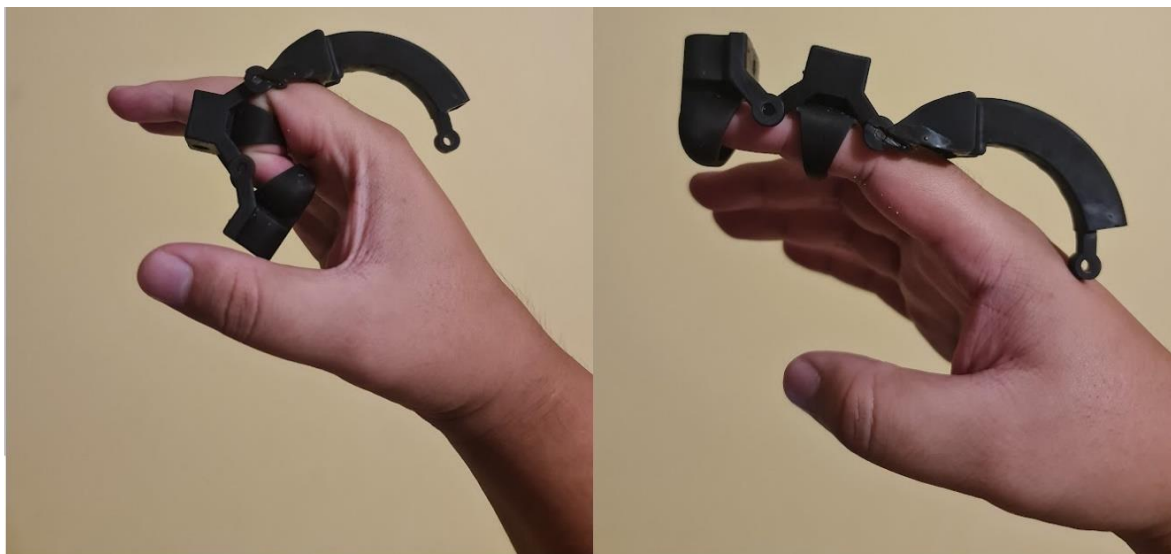
Figura 93 - Caixa eletrônica para controle da órtese ativa de mão.



Fonte: o Autor (2024).

Na Figura 94, ilustra-se o protótipo do dedo impresso em resina 3D, desenvolvida pela empresa de impressoras 3D ANYCUBIC™, à esquerda está um exemplo de flexão do indicador e à direita está um exemplo de extensão do dedo. Pode-se perceber uma folga no entre falange distal e sua peça correspondente; pois, como mencionado anteriormente, as dimensões foram retiradas da falange medial, onde ela encontra-se perfeitamente ajustada.

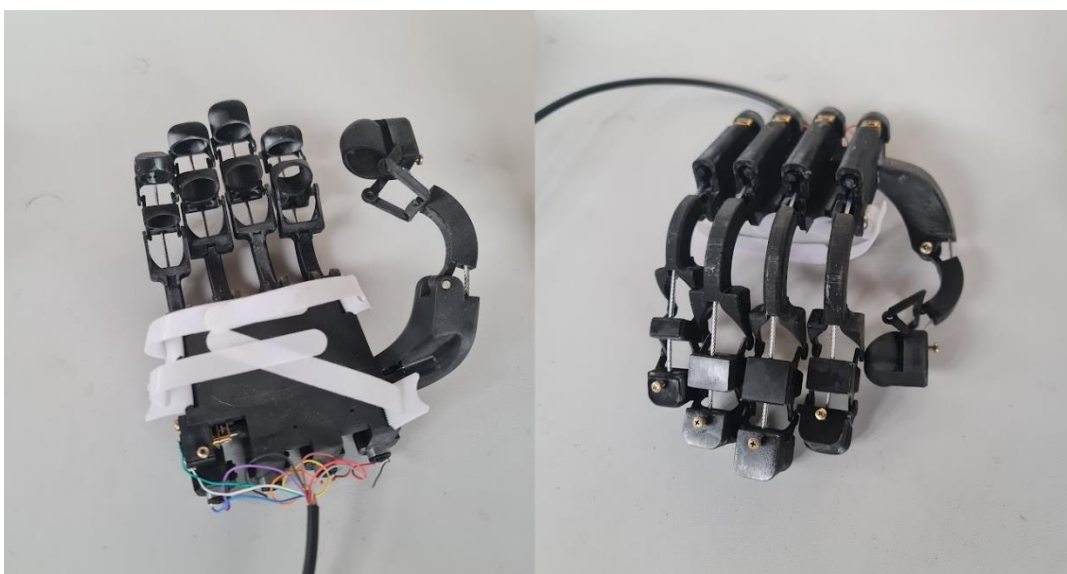
Figura 94 - Exemplo de flexão e extensão do dedo indicador em conjunto com a órtese.



Fonte: o Autor (2024).

Na Figura 95, mostra-se uma imagem da órtese desenvolvida com a fita de velcro utilizada para fixação da palma e punho no usuário.

Figura 95 - Perspectiva inferior e superior do protótipo da órtese ativa de mão.



Fonte: o Autor (2024).

Observa-se na Figura 96, o conjunto completo da órtese com os motores (posicionado a direita) conectados por meio de um cabo de 10 vias até a caixa eletrônica de controle (posicionado a esquerda).

Figura 96 - Conjunto completo da órtese e caixa de controle.



Fonte: o Autor (2024).

Referente à luva instrumentalizada, uma caixa foi implementada para comportar todos os circuitos eletrônicos necessários para um funcionamento autônomo. Observa-se na Figura 97, uma imagem em perspectiva isométrica da luva instrumentalizada após as modificações para o projeto atual.

Figura 97 - Luva instrumentalizada após as atualizações eletrônicas.



Fonte: o Autor (2024).

O primeiro teste realizado com o conjunto órtese - luva, para avaliação angular das articulações da órtese, sem vestir no usuário, pode ser observado na Figura 98. Os resultados gerados por esse teste estão descritos na Tabela 7. O dedo polegar não possui falange medial; por isso, as células na tabela foram unificadas.

Figura 98 - Exemplo do primeiro teste realizado com o conjunto luva e órtese.



Fonte: o Autor (2024).

Tabela 7 - Valores de ângulos encontrados para as posições de extensão e flexão máximas do primeiro teste, os valores são referentes a uma medida.

Ação	EXTENSÃO			FLEXÃO		
Articulação	Distal-Medial	Medial-Proximal	Proximal-Carpo	Distal-Medial	Medial-Proximal	Proximal-Carpo
Polegar	2°		2°	84°		100°
Indicador	0°	0°	4°	34°	68°	78°
Médio	4°	12°	8°	36°	76°	135°
Anelar	9°	10°	8°	26°	54°	45°
Mínimo	22°	20°	0°	45°	62°	116°

Fonte: o Autor (2024).

O segundo teste, avaliação angular das articulações da órtese com a mão do usuário, é ilustrado na Figura 99. Os valores encontrados nesse teste estão listados na Tabela 8. Como o dedo polegar não possui falange medial, as células na tabela foram unificadas.

Figura 99 - Exemplo do segundo teste realizado com o conjunto luva e órtese.



Fonte: o Autor (2024).

Tabela 8 - Valores de ângulos encontrados para as posições de extensão e flexão máximas do segundo teste, os valores são referentes a uma medida.

Ação	EXTENSÃO			FLEXÃO		
	Distal-Medial	Medial-Proximal	Proximal-Carpo	Distal-Medial	Medial-Proximal	Proximal-Carpo
Polegar	10°		34°	82°		50°
Indicador	0°	0°	28°	54°	80°	40°
Médio	0°	0°	30°	40°	86°	45°
Anelar	0°	0°	28°	50°	90°	34°
Mínimo	0°	30°	20°	45°	90°	45°

Fonte: o Autor (2024).

Os resultados do terceiro teste, força de preensão com o Dinamômetro Digital, encontram-se na Tabela 9.

Tabela 9 - Força máxima aplicada por cada dedo da órtese desenvolvida.

Dedos	Força (N)
Polegar	2,658
Indicador	1,630
Médio	1,630
Anelar	2,525
Mínimo	2,525

Fonte: o Autor (2024).

5 DISCUSSÃO

Este capítulo é dedicado à discussão dos resultados obtidos e descritos no capítulo anterior. Uma análise comparativa com outros projetos descritos na literatura será apresentada, elencando pontos positivos e negativos, além de sugestões de melhorias para os trabalhos executados nesta dissertação.

5.1 DINAMÔMETRO DIGITAL

Não foram encontrados trabalhos que realizavam a medição da preensão palmar humana utilizando células de carga; de todos os trabalhos encontrados, os que utilizaram FSR (Komi *et al.* (2007), Lowe *et al.* (2006) e Jung *et al.* (2010)) encontraram adversidades como, dificuldade no ajuste para diminuir o erro de medida, falta de aderência na preensão de objetos e perda de confiabilidade do sistema ao longo do tempo de uso. No caso das células de carga, não houve dificuldade na calibração do modelo apresentado, os valores encontrados são exatos e não há falta de contato durante a preensão palmar. A maior dificuldade foi encontrar um instrumento de medida capaz de realizar sua calibração. O ponto positivo desses três trabalhos é que eles não necessitam de uma ferramenta específica para realizar a empunhadura da mão e mensurar a força de preensão, pois vestindo a luva poderá testar diversos tipos de preensão como, por exemplo, preensão pulpo-lateral, preensão digital e preensão bidigital conforme apresentado por Lowe *et al.* (2006). Um ponto negativo sobre o modelo utilizando as células de carga é que sua aferição fica limitada às forças de preensão palmar.

Na literatura científica, há carência de informações sobre um instrumento capaz de medir a força de preensão palmar somando as parcelas de força de cada dedo utilizando células de carga. Apenas trabalhos com FSR apresentaram esse feito ((Komi *et al.*, 2007), (Lowe *et al.*, 2006) e (Jung *et al.*, 2010)), mas podem ser utilizados apenas como instrumentos de medida relativa e não absoluta, devido a variação de medidas dependentes da interface com a superfície do objeto a ser realizado o exercício.

Esses trabalhos não apresentam aspectos tecnológicos como conectividade sem fio, interface gráfica com celular, armazenamento de dados e a capacidade de aplicação em vários formatos de mão, pois mesmo luvas são fabricadas por tamanho.

O Dinamômetro Digital possui essas características, além de permitir a medida de ambas as mãos sem a necessidade de outro instrumento, no caso das luvas necessitam um par para medir a força das duas mãos.

Na base de dados do Instituto Nacional da Propriedade Industrial (INPI), foram encontrados depósitos de patente de três dinamômetros (Arakaki *et al.*, 2018); da Silva *et al.*, 2017; e Hogrel, 2013). Nessas três patentes, mede-se a força de preensão palmar por meio de dinamômetros eletromecânicos. Duas dessas tecnologias possuem conexão com computador e via placa de aquisição apresentam a força ao longo do tempo durante a preensão palmar. Nenhum desses projetos possui conexão sem fio e com o celular, apenas via cabo com o computador. Eles não apresentam os dados de força dos dedos, somente sua somatória. Outro fator ausente nesses projetos, é o sensor para medir a força do polegar em conjunto com os outros dedos. Todas essas características tecnológicas ausentes nesses projetos foram implementadas no Dinamômetro Digital desenvolvido.

Na base de dados da United States Patent and Trademark Office's (USPTO) foram encontrados projetos parecidos para medir a força de preensão palmar ((Pang e Pang, 1994), Rozmaryn, 2006; e Vimegnon e Landry, 2016). A invenção mais antiga não dispõe de eletrônicos para medição de força dos dedos, mas sim de uma fita sensível à pressão, ela necessita de uma escala para verificar qual foi a força aplicada. Os projetos mais recentes apresentam um *display* integrado e possuem conexão com o computador via conexão a cabo ou sem fio. Ambos os projetos não permitem a medição de força dos cinco dedos simultaneamente e eles apresentam apenas o valor total da força exercida e não a parcela individual de cada um. Essas limitações não são encontradas no Dinamômetro Digital.

Referente às medidas encontradas, é possível comparar os valores médios de força da mão direita com a mão esquerda, para observar qual é a diferença percentual de força entre as duas mãos. Nesse caso, é necessário utilizar os resultados para quatro dedos, observados na Tabela 5, e os valores médios da Tabela 2 utilizado por Silva (2021). Adotando os valores médios dos grupos Adolescente, Adulto, Meia Idade e Idosos, encontra-se uma nova média de 336,2375 N para força da mão direita e 312,6425 N para mão esquerda. Foram adotados esses grupos, pois a amostra com $N = 100$ possuiu um intervalo de idade entre 18 e 78 anos de idade. A diferença percentual de força entre as duas mãos encontrada no trabalho de Silva (2021) foi de 7,0 %, enquanto nos resultados do Dinamômetro Digital percebe-se uma diferença

percentual de 8,4 %. Conforme abordado por Incel *et al.* (2002) é possível encontrar uma diferença percentual entre 5 e 10% quando comparadas as forças da mão direita com a mão esquerda, logo, as medidas de Silva (2021) e do Dinamômetro estão de acordo com a literatura. Outro fato apresentado por Incel *et al.* (2002) é que a mão dominante apresentou mais força em 86% dos casos de preensão manual, os resultados com dinamômetro apresentaram 74%. Isso é explicado pela característica intrínseca de cada voluntário, uma amostra maior deve ser analisada para que seja possível verificar essa informação.

5.2 ÓRTESE ATIVA E LUVA INSTRUMENTALIZADA

Os testes forneceram informações úteis para uma comparação com a literatura e outros trabalhos. O livro escrito por Marques (1997) elenca algumas informações goniométricas sobre membros superiores que estão expressos na Tabela 10.

Tabela 10 - Informações goniométricas de membros superiores (Mãos).

ARTICULAÇÃO	MOVIMENTO	GRAUS DE MOVIMENTO
Carpometacarpal do polegar	Flexão	0 a 15
	Abdução	0 a 70
	Extensão	0 a 70
Metacarpofalângicas	Flexão	0 a 90
	Extensão	0 a 30
	Abdução	0 a 20
	Adução	0 a 20
Interfalângicas	Flexão	0 a 110
	Extensão	0 a 10

Fonte: Marques (1997).

O primeiro teste apresentou informações coerentes quando comparadas com a Tabela 10; apenas três valores encontraram-se fora do intervalo estabelecido, a articulação entre falange proximal e metacarpo dos dedos: Polegar, Médio e Mínimo ultrapassaram o valor de 90°. A explicação para tal fato é devido à órtese estar “livre”, sem a mão, para limitar a amplitude dos movimentos.

O segundo teste não apresentou discrepâncias em relação à literatura. Todos

os dados pertenciam ao intervalo descrito por Marques (1997).

O trabalho de Kudo *et al.* (2014) também apresenta medidas dos ângulos entre as articulações, cujos valores também estão de acordo com a Tabela 10 e são superiores aos ângulos encontrados pela órtese desenvolvida nessa dissertação. Um fator que compromete o ângulo de flexão da órtese desenvolvida é o comprimento do conjunto fuso/castanha e o comprimento do cabo de aço; logo, quanto maior o comprimento desses elementos, maior a amplitude de movimento.

O estudo de Bos *et al.* (2020) apresentou valor inferior para a articulação Distal-Medial quando comparado com o protótipo da órtese, e as relações angulares também apresentaram concordância com a literatura.

Na Tabela 11, estão representados, em percentual, todos os erros angulares de cada articulação da órtese em relação à luva cuja mão está vestindo. Nota-se que durante a fase de extensão, as articulações Distal-Medial e Medial-Proximal não apresentaram erro para todos os dedos com exceção do dedo Polegar, enquanto o erro angular da articulação Proximal-Carpo ficou entre 22 e 38%. Para a fase de flexão, as articulações Medial-Proximal e Distal-Proximal (Polegar) apresentaram erros inferiores a 12% enquanto para as demais articulações o erro percentual ficou entre 40 e 62%.

Tabela 11 - Erro angular percentual de cada articulação da órtese em relação a luva.

Ação	EXTENSÃO			FLEXÃO		
Articulação	Distal-Medial	Medial-Proximal	Proximal-Carpo	Distal-Medial	Medial-Proximal	Proximal-Carpo
Polegar	11%		38%	9%		44%
Indicador	0%	0%	31%	40%	11%	56%
Médio	0%	0%	33%	56%	4%	50%
Anelar	0%	0%	31%	44%	0%	62%
Mínimo	0%	0%	22%	50%	0%	50%

Fonte: o Autor (2024).

A Tabela 12 compara o valor angular da articulação Distal-Medial do dedo indicador de cada trabalho com o que está descrito na literatura, classificando-os por cor, onde azul representa o valor de referência e as demais cores estão classificadas de menor discrepância percentual para maior, são respectivamente, verde, amarelo e vermelho.

Tabela 12 - Comparação percentual de ângulos entre a articulação Distal-Medial das órteses com o descrito na literatura.

Trabalhos	Distal-Medial
Goniometria de Marques (1997)	110°
Indicador Kudo <i>et al.</i> (2014)	38,18%
Indicador Dissertação	50,91%
Indicador Bos <i>et al.</i> (2020)	80,00%

Fonte: o Autor (2024).

A Tabela 13 compara o valor angular da articulação Medial-Proximal do dedo indicador de cada trabalho com o que está descrito na literatura, classificando-os por cor, onde azul representa o valor de referência e as demais cores estão classificadas de menor discrepância percentual para maior, são respectivamente, verde, amarelo e vermelho.

Tabela 13 - Comparação percentual de ângulos entre a articulação Medial-Proximal das órteses com o descrito na literatura.

Trabalhos	Medial-Proximal
Goniometria de Marques (1997)	110°
Indicador Kudo <i>et al.</i> (2014)	9,09%
Indicador Bos <i>et al.</i> (2020)	23,64%
Indicador Dissertação	27,27%

Fonte: o Autor (2024).

A Tabela 14 compara o valor angular da articulação Proximal-Carpo do dedo indicador de cada trabalho com o que está descrito na literatura, classificando-os por cor, onde azul representa o valor de referência e as demais cores estão classificadas de menor discrepância percentual para maior, são respectivamente, verde, amarelo e vermelho.

Tabela 14 - Comparação percentual de ângulos entre a articulação Proximal-Carpo das órteses com o descrito na literatura.

Trabalhos	Proximal-Carpo
Goniometria de Marques (1997)	90°
Indicador Kudo <i>et al.</i> (2014)	25,56%
Indicador Bos <i>et al.</i> (2020)	43,33%
Indicador Dissertação	55,56%

Fonte: o Autor (2024).

A discrepância percentual apresentada durante a comparação da órtese desenvolvida com outros projetos ou com a luva do projeto é justificada por dois pontos, primeiro é o comprimento do fuso; tornando-o com maior comprimento seria possível acrescentar mais amplitude de movimento; porém, seria necessário aumentar o comprimento do suporte do dorso da mão, já que os fusos estão inseridos em seu interior. O segundo ponto é o comprimento do cabo de aço; aumentando o seu comprimento, haveria acréscimo de amplitude de flexão; porém, aumentar o comprimento do cabo sem aumentar o comprimento do fuso, impactaria no ângulo máximo de extensão, ou seja, tornando os dedos mais flexionados em posição de extensão.

Analizando a força exercida pela órtese, constatou-se uma força acima dos modelos abordados por Zhao *et al.* (2016) e Bos *et al.* (2020). O trabalho de Kudo *et al.* (2014) apresentou uma força muito elevada quando comparada com a órtese deste trabalho, devido ao fato de se utilizar um motor de escala maior e não necessitar acoplá-lo sobre a mão do usuário, mas utilizar uma caixa externa com toda a estrutura mecânica em seu interior.

Na Tabela 15, estão listados em ordem decrescente de força os projetos e suas respectivas forças de flexão dos dedos da órtese. Elas estão classificadas por cor sendo verde a mais elevada, amarelo a intermediária e vermelho a mais reduzida.

Tabela 15 - Comparação de forças entre os projetos de órteses.

Trabalhos	Força Total (N)
Órtese Kudo <i>et al.</i> (2014)	61,000
Órtese Dissertação	10,968
Órtese Zhao <i>et al.</i> (2016)	8,000
Órtese Bos <i>et al.</i> (2020)	8,000

Fonte: o Autor (2024).

Das órteses que possuem os atuadores embutido em seu interior a órtese desenvolvida nessa pesquisa apresentou uma força total mais elevada. A órtese com atuadores externos apresentou a maior força em comparação com outros trabalhos; e esse resultado é justificado pelas dimensões dos motores utilizados, atuadores internos da órtese não podem ser pesados, consequentemente, eles estão limitados

a baixas forças de torque e trabalho. Os atuadores externos possuem maior capacidade de trabalho, pois as dimensões não são um fator limitante para o desenvolvimento da órtese.

Em comparação com a luva desenvolvida por Silveira (2018), que era fechada com fita isolante, neste projeto optou-se por parafuso e porca. Devido ao tamanho da bateria, o compartimento eletrônico apresentou um acréscimo dimensional e aumento do peso, tornando um pouco desconfortável. O emprego de microcontrolador ampliou a capacidade de processamento além de não necessitar de um módulo externo para conexão. Um LED para auxiliar no *status* da luva foi utilizado e uma chave tipo gangorra para ligar o dispositivo. Os sensores de flexão mantiveram-se os mesmos utilizados no trabalho de Silveira (2018) e utilizados na mesma configuração.

Os conceitos abordados por Cempini *et al.* (2015) serviram de inspiração para o desenvolvimento da órtese. Ela apresenta alguns pontos positivos como: abranger todos os GL necessários para total amplitude dos exercícios de flexão e extensão de dedos, três GL para cada dedo com exceção do polegar que necessita apenas de dois, totalizando 14 GL (ação que não pode ser executada pelos trabalhos de Goutam e Aw (2014), Zhao *et al.* (2016) e Yun *et al.* (2017)); ser resistente e apresentar um *design* mecânico delicado, característica não encontrada nos projetos de Ates *et al.* (2015) e Yun *et al.* (2017); utilizar sistemas elétricos, não necessitando de um sistema de alimentação externa como os trabalhos de Bos *et al.* (2018), Bos *et al.* (2020) e Zhao *et al.* (2016), onde foram utilizados sistemas pneumáticos e sistemas hidráulicos.

Apesar do baixo nível de força, demonstrou-se ser superior a outros modelos de órteses, conforme as comparações abordadas com Bos *et al.* (2018), Bos *et al.* (2020) e Zhao *et al.* (2016). Outro ponto negativo é a ausência de um sistema de controle em malha fechada, pois caso haja uma trava nos motores, ocasionando em uma perda de passo, será necessário recalibrar a posição inicial e reiniciar o sistema.

Referente aos aspectos mecânicos estruturais da órtese, ela é composta de polímero flexível tornando-a mais leve quando comparada com o trabalho de Ates *et al.* (2015), onde um material metálico foi utilizado em sua produção. Um ponto negativo da utilização desse polímero flexível é que peças de baixa espessura possuem uma elasticidade elevada, facilitando sua desmontagem, esse problema não é encontrado pelas metálicas devido a sua rigidez.

Um ponto positivo no *design* estabelecido para órtese foi de utilizar encaixes nas articulações para facilitar a montagem e desmontagem, bem como facilitar a

implementação de novas peças e a reposição delas, se necessário. Esse fator não é encontrado nos trabalhos de Zhao *et al.* (2016), Bos *et al.* (2018) e Bos *et al.* (2020), onde a órtese é composta de uma única peça, impossibilitando reposição caso se quebrem. Nesse caso, uma nova órtese deveria ser confeccionada. Como ponto negativo uma órtese de fácil montagem, pode acabar desmontando durante aplicação de um exercício ou durante muito estresse, prejudicando no tratamento do usuário, esse fator não é encontrado em órteses de peças única.

A órtese desenvolvida também não possui um aspecto robusto ao ponto de “assustar” o usuário como aconteceu no trabalho de Ates *et al.* (2015), onde a órtese é tão robusta e complexa que passa insegurança ao usuário.

O modelo de luva instrumentalizada apresenta alguns pontos positivos como: os sensores de flexão são simples de calibrar e utilizar com a eletrônica, além de não necessitar de um cabeamento complexo. No trabalho de Ghassemi *et al.* (2018), todos os IMUs ficaram descobertos e foram amarrados com uma corda em torno dos dedos. Porém, os IMUs são mais resistentes que os sensores de flexão, além de apresentarem maior precisão.

Referente às hipóteses estabelecidas, foi possível validar a primeira hipótese, “é possível replicar os movimentos da mão hígida utilizando um sistema em malha aberta?”. Por meio dos resultados apresentados nas Tabelas Tabela 7 e Tabela 8, um sistema em malha aberta é capaz de controlar e espelhar os movimentos da mão hígida do usuário, com a ressalva de que o sistema não deve ser interrompido durante a execução dos movimentos, caso contrário, será necessária uma recalibração do sistema.

Na segunda hipótese, buscava-se verificar se “o modelo desenvolvido foi capaz de movimentar os dedos de forma individual e respeitou a amplitude angular máxima da mão conforme a literatura”. A partir da comparação dos resultados da Tabela 8 com os dados da literatura apresentados na Tabela 10, foi possível verificar que o modelo projetado da órtese consegue movimentar os dedos de forma individual e conjunta, além de respeitar os limites antropológicos estabelecidos na literatura.

Não houve adversidades técnicas durante os testes realizados com o conjunto. Todos os dispositivos possuem bateria e carregador convencional, de forma a não necessitar de uso laboratorial com fontes de bancada e outros equipamentos eletroeletrônicos.

5.3 SUGESTÕES PARA TRABALHO FUTUROS

A partir dos testes e experimentos *in vivo* realizados com o Dinamômetro Digital, surgiram algumas sugestões para melhoramento:

- (1) o primeiro ponto é o desenvolvimento de uma única peça para cada dedo, a fim de não necessitar uma troca constante de peças;
- (2) o segundo ponto é desenvolver uma forma de medir a força de extensão de dedos e não apenas a força durante a flexão.
- (3) o terceiro ponto é aumentar as peças de apoio da palma da mão, pois alguns voluntários alegaram desconforto durante o exercício de preensão palmar.

Há carência de informações referentes a esse tipo de tecnologia e o que ela agrega de resultados positivos. Assim sendo, destacam-se as sugestões para realização de:

- (4) avaliação funcional em membros superiores com preensão palmar;
- (5) avaliação do tratamento de reabilitação; e
- (6) avaliação de membros superiores na área do esporte e paradesporto.

Para melhorar o trabalho do conjunto órtese/luva, o material da órtese é bem resistente e elástico; porém, sua elasticidade foi tão elevada em alguns momentos da experiência que ela desmontou durante o exercício. Isso pode ser considerado uma limitação pois apesar de resistente não pode exercer muito estresse sobre o material. Por isso, sugere-se o emprego de:

- (7) material como alumínio em algumas peças para contornar esse problema tornando a órtese híbrida em relação aos materiais;
- (8) resina epóxi também é uma alternativa para melhorar o desempenho mecânico das peças.

Além dessas, sugere-se outros melhoramentos, tais como:

- (9) aumento da força dos atuadores da órtese, por meio de um sistema com atuadores externos, abrindo a possibilidade de trabalhar com motores maiores e de maior torque;
- (10) como o sistema atual não possui realimentação, ou seja, não possui a informação de erro para o cálculo da posição dos motores, sugere-se que sensores sejam acoplados na órtese ativa em conjunto com sistema em malha fechada, a fim de auxiliar e melhorar o sistema de controle e sua

precisão;

- (11) devido às questões anatômicas, os dedos da mão humana executam uma leve adução durante a flexão dos dedos; isso apresentou desconforto ao usuário pois essa órtese não possui graus de liberdade para adução. Para solucionar esse problema, sugere-se substituir a articulação Proximal-Carpo por uma articulação esférica;
- (12) o projeto suporta apenas mãos de pessoas com estatura de 1,83 m é necessário a realização de um estudo para adaptar as peças da órtese conforme a altura do usuário e padronizando os tamanhos, por exemplo, P, M e G.
- (13) a luva apresentou conforto, porém, o material prejudicou a leitura dos sensores em alguns momentos. Para contornar esse problema, sugere-se um sensor de flexão com maior comprimento e uma luva com material mais fino;
- (14) o processo de vestimenta de ambas as peças é impossível de se realizar de maneira individual, necessitando da ajuda de outra pessoa para colocar a luva na mão hígida. Para solucionar o problema, sugere-se um suporte para posicionar a luva e auxiliar a vestimenta da peça.

6 CONCLUSÕES

Considerando os objetivos propostos no início desta dissertação:

- I. os conceitos escolhidos para desenvolvimento da estrutura mecânica da órtese permitiram a execução nos exercícios de flexão e extensão de dedos em usuários hígidos;
- II. os fundamentos utilizados para o controle em malha aberta, apesar de não apresentarem correção durante o movimento, proporcionaram um controle de grupo e individual dos dedos da órtese ativa de mão;
- III. o instrumento desenvolvido para auxiliar no dimensionamento da órtese funcionou de maneira eficaz, além de favorecer e incentivar novas pesquisas na área de bioengenharia e fisioterapia;
- IV. os conceitos utilizados para o reconhecimento de gestos da mão hígida auxiliaram em uma medição de flexão de dedos para ângulos entre 0° - 90° conforme apresentado na literatura;
- V. As avaliações experimentais permitiram validar o desenvolvimento do conjunto luva/órtese, encontrando especificações técnicas como ângulo máximo de flexão, ângulo máximo de extensão e força máxima de preensão.

Considerando o objetivo geral da pesquisa desenvolvida, foi possível apresentar um sistema híbrido de reabilitação empregando reabilitação em espelho e reabilitação por assistência robótica. Testes devem ser realizados com voluntários hemiplégicos, reavaliando o sistema como um todo e validando seu uso em protocolos e estratégias de reabilitação de membros superiores.

Referente ao Dinamômetro Digital desenvolvido, ele mostrou-se capaz de medir a força de cada dedo durante um exercício de preensão palmar, possui um grau de exatidão elevado e apresenta tecnologias inovadoras como interface gráfica com celular, exportação de dados e conectividade sem fio, tecnologias não apresentadas por outros instrumentos.

Por fim, as principais contribuições com o desenvolvimento deste projeto podem ser sintetizadas (1) em termos tecnológicos, de servir como inspiração e auxílio para o desenvolvimento de novas tecnologias, como a criação de novas órteses ativas, órteses híbridas, próteses e outras formas de tecnologias assistivas; (2) e em termos científicos, de possibilitar e influenciar em pesquisas na área de Bioengenharia

e Saúde envolvendo novos protocolos de reabilitação, avaliação de estratégias terapêuticas, características musculares e avaliação funcional de membros superiores nos campos da fisioterapia, esporte e paradesporto.

Portanto, esta dissertação abre novas perspectivas multidisciplinares para a aplicação da tecnologia na área da saúde.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABRA Electronics Inc. 6V 30RPM Mini DC Motor with Metal Gears - GA12-N20 Series. ABRA Electronics Inc. Canada. 2023.

Alves N, Chau T. (2010). Automatic detection of muscle activity from mechanomyogram signals: a comparison of amplitude and wavelet-based methods. *Physiol Meas*. 2010 Apr;31(4):461-76. doi: 10.1088/0967-3334/31/4/001. Epub 2010 Feb 24. PMID: 20182001.

Amasyali S Y, Yaliman A. (2016). Comparison of the effects of mirror therapy and electromyography-triggered neuromuscular stimulation on hand functions in stroke patients. *International Journal of Rehabilitation Research*, 39(4), 302–307. doi:10.1097/mrr.000000000000186.

Arakaki A M, da Silva J G, Silva I S, de Paula F G, Barbosa S R M. Dinamômetro biomédico eletrônico para medição, análise e registro de informações da força de preensão palmar e força de preensão de pinça. Depositante: Universidade Federal de Mato Grosso do Sul. BR 102018073212-9. Data do Depósito: 12 nov. 2018.

Arya K N, Pandian S, Verma R, Garg R K. (2011). Movement therapy induced neural reorganization and motor recovery in stroke: A review. 15(4), 0–537. doi:10.1016/j.jbmt.2011.01.023.

Ates S, Mora-Moreno I, Wessels M, Stienen A H A. (2015). [IEEE 2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR) - Singapore, Singapore (2015.8.11-2015.8.14)] 2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR) - Combined active wrist and hand orthosis for home use: Lessons learned., (), 398–403. doi:10.1109/ICORR.2015.7281232.

AVIA Semiconductor. HX711 - 24-Bit Analog-to-Digital Converter (ADC) for Weigh Scales. Avia Semiconductor (Xiamen) Ltd. China. 2014.

Babiuch M, Foltyniek P, Smutny P. (2019). Using the ESP32 Microcontroller for Data

Processing. 2019 20Th International Carpathian Control Conference (Iccc), [S.L.], p. 1-6, maio 2019. IEEE. <http://dx.doi.org/10.1109/carpathiancc.2019.8765944>.

Belforte G, Eula G, Ivanov A, Sirolli S. (2014). Soft Pneumatic Actuators for Rehabilitation. *Actuators*, 3(2), 84–106. doi:10.3390/act3020084.

Bos R A, Nizamis K, Plettenburg D H, Herder J L. (2018). [IEEE 2018 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob) - Enschede, Netherlands (2018.8.26-2018.8.29)] 2018 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob) - Design of an Electrohydraulic Hand Orthosis for People with Duchenne Muscular Dystrophy Using Commercially Available Components., (), 305–311. doi:10.1109/BIOROB.2018.8487196.

Bos R A, Nizamis K, Koopman B F J M, Herder J L, Sartori M, Plettenburg D H. (2020). A Case Study With Symbihand: An sEMG-Controlled Electrohydraulic Hand Orthosis for Individuals With Duchenne Muscular Dystrophy. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 28(1), 258–266. doi:10.1109/TNSRE.2019.2952470.

Cempini M, Cortese M, Vitiello N. (2015). A Powered Finger - Thumb Wearable Hand Exoskeleton With Self-Aligning Joint Axes. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 20(2), 705–716. doi:10.1109/tmech.2014.2315528.

Cartagena P D, Naranjo J E, Saltos L F, Garcia C A, Garcia M V. (2018). Multifunctional Exoskeletal Orthosis for Hand Rehabilitation Based on Virtual Reality. *Advances In Intelligent Systems And Computing*, [S.L.], p. 209-221, 18 out. 2018. Springer International Publishing. http://dx.doi.org/10.1007/978-3-030-02828-2_16.

Carvalho D, Teixeira S, Lucas M, Yuan T, Chaves F, Peressutti C, Machado S, Bittencourt J, Menéndez-González M, Nardi A, Velasques B, Cagy M, Piedade R, Ribeiro P, Arias-Carrión O. (2013). The mirror neuron system in post-stroke rehabilitation. *International Archives of Medicine*, 6(1), 41–. doi:10.1186/1755-7682-6-41.

Chang K, Chang J, Huang M, Lee L. Innovative orthosis for phalanx extension neurofacilitation (iOPEN) — Development of a 3D-printed hand orthosis for chronic stroke patient. 2018 IEEE International Conference On Applied System Invention (Icasi), [S.L.], p. 1175-1177, abr. 2018. IEEE. <http://dx.doi.org/10.1109/icasi.2018.8394495>.

Chen P, Du Y, Shih C, Yang L, Lin H, Fan S. (2016). [IEEE 2016 International Conference on Advanced Materials for Science and Engineering (ICAMSE) - Tainan, Taiwan (2016.11.12-2016.11.13)] 2016 International Conference on Advanced Materials for Science and Engineering (ICAMSE) - Development of an upper limb rehabilitation system using inertial movement units and kinect device., (), 275–278. doi:10.1109/ICAMSE.2016.7840309.

Cristina M L, Matei D, Ignat B, Popescu C D. (2015). Mirror therapy enhances upper extremity motor recovery in stroke patients. *Acta Neurologica Belgica*, 115(4), 597–603. doi:10.1007/s13760-015-0465-5.

da Silva J G, Arakaki A M, de Paula F G, Secco L R, Barbosa S R M. Dinamômetro biomédico eletrônico com estrutura de metalon para medição, análise e registro de informações da força de preensão. Depositante: Universidade Federal de Mato Grosso do Sul. BR 102017027081-5. Data do Depósito: 14 dez. 2017.

Day S. (2002). Important factors in surface EMG measurement. Bortec Biomedical Ltd Publishers. 1-17.

de Souza F G, Kunkel M E. (2022) Estimation of stature from hand and handprint dimensions in the Brazilian population. *Res. Biomed. Eng.* 38, 571–579. <https://doi.org/10.1007/s42600-022-00209-z>.

Dickstein R, e Deutsch J E. (2007). Motor Imagery in Physical Therapist Practice. *Physical Therapy*, 87(7), 942–953. doi:10.2522/ptj.20060331.

Donnan G A, Fisher M, Macleod M, e Davis S M. (2008). Stroke. *The Lancet*,

371(9624), 1612–1623. doi:10.1016/s0140-6736(08)60694-7.

Esposito D, Savino S, Cosenza C, Andreozzi E, Gargiulo G D, Polley C, Cesarelli G, D'Addio G, Bifulco P. (2021). Evaluation of Grip Force and Energy Efficiency of the “Federica” Hand . Machines, (), –. doi:10.3390/machines9020025.

Farrell M J, Gibson S J, McMeeken J M, Helme R D. (2000). Increased movement pain in osteoarthritis of the hands is associated with A β -mediated cutaneous mechanical sensitivity. , 1(3), 229–242. doi:10.1054/jpai.2000.8279.

Ferro J, Pimentel J. (2013). Neurologia Fundamental, Princípios, Diagnóstico e Tratamento, Lidel, Lisboa.

Freescale Semiconductor. MMA7260Q - XYZ Three-Axis Low g Acceleration Sensor. Freescale Semiconductor Holdings I Ltd. USA. 2005.

Gandhi D BC, Sterba A, Khatter H, Pandian J D. (2020). Mirror Therapy in Stroke Rehabilitation: Current Perspectives. Therapeutics and Clinical Risk Management, Volume 16(), 75–85. doi:10.2147/TCRM.S206883.

Ghassemi M, Ochoa J M, Yuan N, Tsoupikova D, Kamper D. (2018). Development of an Integrated Actuated Hand Orthosis and Virtual Reality System for Home-Based Rehabilitation. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc. 2018 Jul; 2018:1689-1692. doi: 10.1109/EMBC.2018.8512704. PMID: 30440720.

Goutam S, Aw K C. (2014). [IEEE 2014 IEEE/ASME 10th International Conference on Mechatronic and Embedded Systems and Applications (MESA) - Senigallia, Italy (2014.9.10-2014.9.12)] 2014 IEEE/ASME 10th International Conference on Mechatronic and Embedded Systems and Applications (MESA) - Development of a compliant hand assistive device., (), 1–6. doi:10.1109/MESA.2014.6935521.

Hernandez A A, Yokoi H, Arai T, Wenwei Y. (2005). [IEEE 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference - Shanghai, China (2006.01.17-2006.01.18)] 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference

- Study on the Effects of Electrical Stimulation on the Pattern Recognition for an EMG Prosthetic Application. , (), 6919–6922. doi:10.1109/iembs.2005.1616097.

Hogrel J. Sistema para medir força de preensão palmar. Depositante: ASSOCIATION INSTITUT DE MYOLOGIE. Endereço: BATÎMENT BABINSKI, 47-83 BOULEVARD DE L'HÔPITAL, F-75013 PARIS, FRANÇA(FR). BR 112014024127-9. Data do Depósito: 29 mar. 2013.

Ibitoye M O, Hamzaid N A, Zuniga J M, Wahab A K A. (2014). Mechanomyography and Muscle Function Assessment: A Review of Current State and Prospects, Clinical Biomechanics (2014), doi: 10.1016/j.clinbiomech.2014.04.003.

Ibrahim D. (2006). Microcontroller Based Applied Digital Control. Wiley. New York.

Incel N A, Ceceli E, Durukan P B, Erdem H R, Yorgancioglu Z R. (2002). Grip strength: effect of hand dominance. Singapore medical journal. 2002 May 1;43(5):234-7.

Islam Md. A, Sundaraj K, Ahmad R B, Ahamed N U, Ali Md. A. (2013). Mechanomyography Sensor Development, Related Signal Processing, and Applications: A Systematic Review. IEEE Sensors Journal, 13(7), 2499–2516. doi:10.1109/jsen.2013.2255982.

James W S. (2000). Development of Flexor Tendon Surgery: Twenty-Five Years of Progress., 25(2), 0–235. doi:10.1053/jhsu.2000.jhsu25a0214.

Jiang S, Kang P, Song X, Lo B P, Shull P B. (2021). Emerging wearable interfaces and algorithms for hand gesture recognition: A survey. IEEE Reviews in Biomedical Engineering, 15, 85-102. doi: 10.1109/RBME.2021.3078190.

Jolle W J. (2021). Broad-scale applications of the Raspberry Pi: A review and guide for biologists. Methods in Ecology and Evolution, (), –. doi:10.1111/2041-210x.13652.

Joyo M K, Raza Y, Ahmed S F, Billah M M, Kadir K, Naidu K, Ali A, Mohd Y Z. (2019). Optimized Proportional-Integral-Derivative Controller for Upper Limb Rehabilitation

Robot. Electronics, 8(8), 826–. doi:10.3390/electronics8080826.

Jung K, You H, Kwon O. (2010). Evaluation of the Force Sensitive Application Hand Force Measurement System. Human Factors and Ergonomics in Manufacturing e Service Industries. 20. 226 - 232. 10.1002/hfm.20177.

Kim D, Kong Y. (2008). Research of Grip Forces and Subjective Preferences for Various Individual Finger Grip Spans by using an. Journal of the Ergonomics Society of Korea. 27. 10.5143/JESK.2008.27.3.001.

Komi E R, Roberts J R, Rothberg S J. (2007). Evaluation of thin, flexible sensors for time-resolved grip force measurement. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science, 221(12), 1687–1699. doi:10.1243/09544062JMES700.

Kong Y, Kim D. (2015). The relationship between hand anthropometrics, total grip strength and individual finger force for various handle shapes. International Journal of Occupational Safety and Ergonomics, 21(2), 187–192. doi:10.1080/10803548.2015.1029726.

Kudo S, Oshima K, Arizono M, Hayashi Y, Moromugi S. (2014). [IEEE 2014 IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII) - Tokyo, Japan (2014.12.13-2014.12.15)] 2014 IEEE/SICE International Symposium on System Integration - Electric-powered glove for CCI patients to extend their upper-extremity function. , (), 638–643. doi:10.1109/sii.2014.7028113.

León M A, Romero P A, Quevedo W X, Arteaga O B, Terán C, Benalcázar M E, Andaluz V H. (2018). Virtual Rehabilitation System for Fine Motor Skills Using a Functional Hand Orthosis. In: De Paolis, L., Bourdot, P. (eds) Augmented Reality, Virtual Reality, and Computer Graphics. AVR 2018. Lecture Notes in Computer Science (), vol 10851. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-95282-6_6.

Liu M, Lin Y, Qiu Z, Kuo C, Wu C. (2020). Hand Gesture Recognition by a MMG-based Wearable Device. IEEE Sensors Journal, (), 1–1. doi:10.1109/jsen.2020.3011825.

Lo H S e Xie S Q. (2012). Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: State of the art and future prospects. *Medical Engineering e Physics*, 34(3), 261–268. doi:10.1016/j.medengphy.2011.10.004.

Lowe B, Kong Y, Han J. (2006). Development and application of a hand force measurement system. XVIth Triennial Congress of the International Ergonomics Association. p. 1–6.

Luo Z, Zhou Y, He H, Lin S, Zhu R, Liu Z, Liu J, Liu X, Chen S, Zou J, Zeng Q. (2020). Synergistic Effect of Combined Mirror Therapy on Upper Extremity in Patients With Stroke: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Frontiers in Neurology*, 11. doi:10.3389/fneur.2020.00155.

Marques A P. (1997). Manual de goniometria. São Paulo: Manole LTDA.

Mazumder O, Bhaumik S, Kundu A, Lenka P. (2016). Robotic Ankle Foot Orthosis to Enhance Walking Capacity: Initial Development. *Electronics Letters*, (), –. doi:10.1049/el.2016.3056.

Melgar E R, Díez C C, Jaworski P. (2012). Arduino and Kinect Projects || Arduino Basics., 10.1007/978-1-4302-4168-3(Chapter 1), 1–22. doi:10.1007/978-1-4302-4168-3_1.

Mulder T; Hochstenbach J. (2001). Adaptability and Flexibility of the Human Motor System: Implications for Neurological Rehabilitation. *Neural Plasticity*, 8(1-2), 131–140. doi:10.1155/np.2001.131.

Netter FH. Atlas de Anatomia Humana. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

Nicolay C W, Walker A L. (2005). Grip strength and endurance: Influences of anthropometric variation, hand dominance, and gender. , 35(7), 605–618. doi:10.1016/j.ergon.2005.01.007.

O' Sullivan Susan B. e Schmitz Thomas J. (2010). *Fisioterapia Avaliação e Tratamento*; 5ª Edição Editora Manole Ltda, São Paulo, Brasil.

Pang D, Pang D K. Precision Grip Meter. Depositante: Donald Pang e David K. Pang. US 5299457 A. Data do Depósito: 05 abr. 1994.

Patzkowski J C. (2012). Comparative Effect of Orthosis Design on Functional Performance. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American)*, 94(6), 507–. doi:10.2106/jbjs.k.00254.

Petruzella F D. (2009). *Electric Motors and Control Systems*. McGraw-Hill Education. New York.

Prange G B, Jannink M J A, Groothuis-Oudshoorn C G M, Hermens H J, IJzerman M J. (2006). Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 43(2), 171–.doi:10.1682/JRRD.2005.04.0076.

Pylatiuk C, Kargov A, Schulz S, Döderlein L. (2006). Distribution of grip force in three different functional prehension patterns. *Journal of Medical Engineering e Technology*, 30(3), 176–182. doi:10.1080/03091900600565217.

Roy S H, De Luca G, Cheng M S, Johansson A, Gilmore L D, De Luca C J. (2007). Electro-mechanical stability of surface EMG sensors., 45(5), 447–457. doi:10.1007/s11517-007-0168-z.

Rozmaryn L M. System and Method for Measuring the Motor Strength of a Human Thumb or Finger. Depositante: Leo M. Rozmaryn. US 7127944 B1. Data do Depósito: 31 out. 2006.

Saggio G. (2014). A novel array of flex sensors for a goniometric glove. *Sensors and Actuators A: Physical*, 205(), 119–125. doi:10.1016/j.sna.2013.10.030.

Santos L T. Estudo de Método para Reconhecimento de Gestos para o Controle de

Órtese de Membro Superior Baseado em Mecanomiografia. 2023. Dissertação de Mestrado - Programa de Pós-Graduação de Tecnologia em Saúde, Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Curitiba, 2023.

Scheeren E, Krueger E, Nogueira-Neto G, Nohama P, Lúcia V, Button S. (2010). Wrist Movement Characterization by Mechanomyography Technique. *Journal of Medical and Biological Engineering*. 30. doi:10.5405/jmbe.757.

Silva N S. Caracterização da curva força-tempo na preensão manual de pessoas com e sem disfunções em membros superiores. 2021. 102 f. Tese (Doutorado em Ciências) - Universidade de São Paulo, São Carlos, 2021.

Silveira A T. Proposta de um sistema de reabilitação terapêutica empregando órtese ativa de mão e uma luva instrumentalizada para pessoas que sofreram acidente vascular cerebral. 2018. 102 f. Dissertação (Mestrado em Tecnologia em Saúde) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Paraná, 2018.

Shima K, Tsuji T. (2009). [IEEE 2009 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics - SMC - San Antonio, TX, USA (2009.10.11-2009.10.14)] 2009 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics - An MMG-based human-assisting manipulator using acceleration sensors. , (), 2433–2438. doi:10.1109/icsmc.2009.5346384.

Vimegnon Y, Landry G. Hand function diagnostic and therapeutic system. Depositante: Yves Vimegnon e Gregory Landry. US 20160120446 A1. Data do Depósito: 05 mai. 2016.

Vuolo J H. Fundamentos da Teoria de Erros. 2ed. São Paulo: Edgard Blücher, 1996.

Wolbrecht E T, Reinkensmeyer D J, Bobrow J E. (2010). Pneumatic Control of Robots for Rehabilitation. *The International Journal of Robotics Research*, 29(1), 23–38. doi:10.1177/0278364909103787.

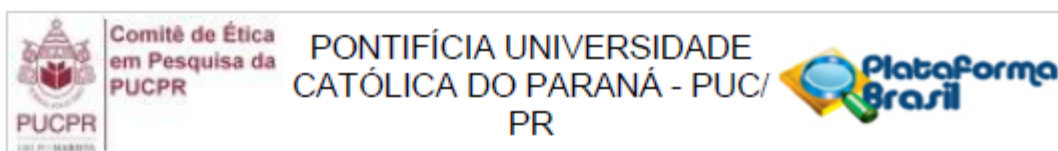
XGSENSOR. Mini Single Load Cell Sensor100g To100kg Small Capacity and Small

Size Aluminum. Xiaogan Yueneng Electronic Technolony Co., Ltd. China. 2023.

Yun Y, Dancausse S, Esmatloo P, Serrato A, Merring C A, Agarwal P, Deshpande A D. (2017). [IEEE 2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA) - Singapore, Singapore (2017.5.29-2017.6.3)] 2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA) - Maestro: An EMG-driven assistive hand exoskeleton for spinal cord injury patients., (), 2904–2910. doi:10.1109/ICRA.2017.7989337.

Zhao H, Jalving J, Huang R, Knepper R, Ruina A, Shepherd R. (2016). A Helping Hand: Soft Orthosis with Integrated Optical Strain Sensors and EMG Control. IEEE Robotics e Automation Magazine, 23(3), 55–64. doi:10.1109/mra.2016.2582216.

ANEXO I – TERMO DE APROVAÇÃO PELO COMITÊ DE ÉTICA



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Validação de medida para um dinamômetro digital

Pesquisador: RAFAEL FELIPE FERNANDES DOS SANTOS

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 67746622.0.0000.0020

Instituição Proponente: Pontifícia Universidade Católica do Paraná - PUCPR

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 5.969.817

Apresentação do Projeto:

Extraído do arquivo "PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_2051686.pdf" postado em 07/03/2023:

Desenho:

Avaliar as medidas de um dinamômetro digital, baseado na coleta de força máxima de preensão palmar em indivíduos hígidos

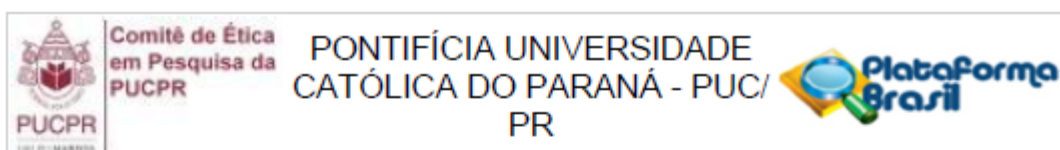
Resumo:

Este estudo refere-se a avaliação de medida de um dinamômetro digital, o objetivo principal é verificar se o dinamômetro tem capacidade de medir com precisão a força individual de cada dedo durante o exercício de força máxima em preensão palmar para indivíduos hígidos. Uma amostra de 100 pessoas será utilizada para coleta de dados, em seguida as informações serão confrontadas com valores de um estudo anterior envolvendo valor de preensão manual, uma análise estatística será realizada para avaliar as medidas encontradas. Com a execução deste estudo é esperado a validação de um dispositivo capaz de medir com precisão força individual de cada dedo durante a preensão palmar, que possa auxiliar em novas pesquisas envolvendo avaliação funcional em membros superiores.

Critério de Inclusão:

Os critérios de inclusão para participar do estudo são: indivíduos de ambos os gêneros; indivíduos que apresentem idade superior a 18 anos; indivíduos com plenas capacidades motoras em pelo

Endereço: Rua Imaculada Conceição, nº 1155 - prédio administrativo, 6º andar & Diretoria de pesquisa
Bairro: Prado Velho **CEP:** 80.215-901
UF: PR **Município:** CURITIBA
Telefone: (41)3271-2103 **Fax:** (41)3271-2103 **E-mail:** nep@pucpr.br



Continuação do Parecer: 5.969.817

menos um dos membros superiores.

Critério de Exclusão:

Os critérios de exclusão do estudo são: indivíduos que apresentem histórico de doença em membros superiores, como por exemplo Lesão do Esforço Repetitivo; indivíduos que relatem alto grau de desconforto durante a realização de força máxima em preensão palmar.

Objetivo da Pesquisa:

Extraído do arquivo "PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_2051686.pdf" postado em 07/03/2023:

Objetivo Primário:

Validar as medidas de um dinamômetro digital capaz de medir individualmente, a parcela de força de cada dedo durante a preensão palmar.

Objetivo Secundário:

Utilizar as medidas para estudo futuro, onde será necessário dimensionar um sistema de tração em órteses ativa de mão. O sistema necessita de controle individual para os dedos da mão.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Extraído do arquivo "PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_2051686.pdf" postado em 07/03/2023:

Riscos:

Os riscos, na forma de desconforto, durante ou posterior à realização do ensaio, serão mínimos e podem ser listados como: desconforto leve durante o exercício de força máxima durante a preensão palmar; desconforto muscular após a realização dos exercícios, em decorrência de possível fadiga muscular.

Benefícios:

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Refere-se a uma etapa do Projeto de pesquisa de Dissertação de Mestrado apresentado ao Curso de Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como pré-requisito para a obtenção do grau de Mestre em Tecnologia em Saúde.

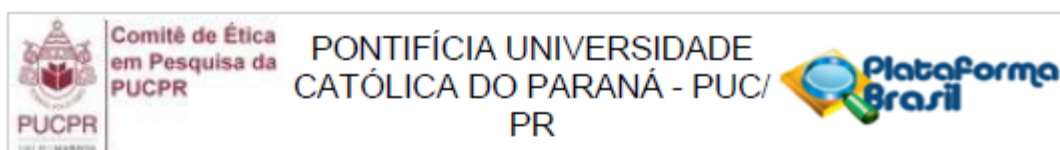
Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos foram apresentados corretamente.

Recomendações:

Não há

Endereço: Rua Imaculada Conceição, nº 1155 - prédio administrativo, 6º andar & Diretoria de pesquisa
Bairro: Prado Velho **CEP:** 80.215-901
UF: PR **Município:** CURITIBA
Telefone: (41)3271-2103 **Fax:** (41)3271-2103 **E-mail:** nep@pucpr.br



Continuação do Parecer: 5.969.817

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não foram observados óbices de ordem ética para a execução da proposta. Projeto de pesquisa aprovado, pois está em consonância com os ditames éticos e legais das Resoluções nº 466/12 e 510/16, ambas do CNS.

Considerações Finais a critério do CEP:

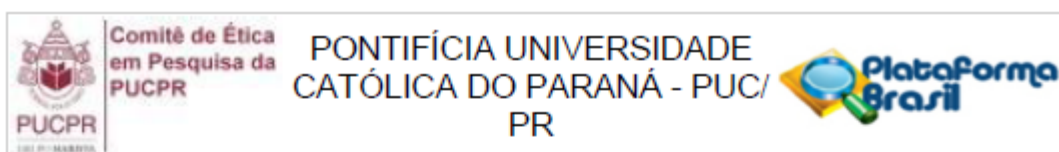
Lembramos aos senhores pesquisadores que, no cumprimento da Resolução 466/12, o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) deverá receber relatórios anuais sobre o andamento do estudo, bem como a qualquer tempo e a critério do pesquisador nos casos de relevância, além do envio dos relatos de eventos adversos, para conhecimento deste Comitê.

Salientamos ainda, a necessidade de relatório completo ao final do estudo. Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP-PUCPR de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificado e as suas justificativas.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_2051686.pdf	07/03/2023 11:21:04		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	DINA_TCLE.docx	07/03/2023 11:20:44	RAFAEL FELIPE FERNANDES DOS SANTOS	Aceito
Folha de Rosto	DINA_folhaDeRosto.pdf	28/11/2022 18:35:05	RAFAEL FELIPE FERNANDES DOS SANTOS	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Carta_de_Autorizacao_da_Instituicao.pdf	28/11/2022 18:34:28	RAFAEL FELIPE FERNANDES DOS SANTOS	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PDM_RAFAEL_SANTOS.pdf	28/11/2022 18:34:11	RAFAEL FELIPE FERNANDES DOS SANTOS	Aceito
Outros	DINA_TCUD_Termo_de_Compromisso_de_Utilizacao_de_Dados_TCUD_Ass.pdf	16/11/2022 18:08:41	RAFAEL FELIPE FERNANDES DOS SANTOS	Aceito
Outros	DINA_Roteiro_de_Entrevista.docx	16/11/2022 18:06:22	RAFAEL FELIPE FERNANDES DOS SANTOS	Aceito

Endereço: Rua Imaculada Conceição, nº 1155 - prédio administrativo, 6º andar e Diretoria de pesquisa
 Bairro: Prado Velho CEP: 80.215-901
 UF: PR Município: CURITIBA
 Telefone: (41)3271-2103 Fax: (41)3271-2103 E-mail: nep@pucpr.br



Continuação do Parecer: 5.969.817

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

CURITIBA, 28 de Março de 2023

Assinado por:
Ana Carla Efig
(Coordenador(a))

Endereço: Rua Imaculada Conceição, nº 1155 - prédio administrativo, 6º andar e Diretoria de pesquisa
Bairro: Prado Velho **CEP:** 80.215-901
UF: PR **Município:** CURITIBA
Telefone: (41)3271-2103 **Fax:** (41)3271-2103 **E-mail:** nep@pucpr.br

ANEXO II – MODELO 3D, SOFTWARE E FIRMWARE

Link de acesso para Modelo 3D, Software e Firmware da órtese/luva e Dinamômetro digital –

https://drive.google.com/drive/folders/13R-Y7rrTU_YAC-YUoybikqILyASZK3XF?usp=drive_link

* Informações confidenciais devido ao processo de Depósito de Patente (BR 102023022185-8) e Registro de Software (em andamento)