
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESENVOLVIMENTO HUMANO E
TECNOLOGIAS**

**DISPOSITIVO ROBÓTICO PARA REABILITAÇÃO DE MEMBROS
SUPERIORES: CONSTRUÇÃO E VALIDAÇÃO**

HEBER ROCHA MOREIRA

**Rio Claro
2020**

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESENVOLVIMENTO HUMANO E
TECNOLOGIAS

DISPOSITIVO ROBÓTICO PARA REABILITAÇÃO DE MEMBROS
SUPERIORES: CONSTRUÇÃO E VALIDAÇÃO

HEBER ROCHA MOREIRA

Orientadora: Profa. Dra. Cynthia Yukiko Hiraga

Tese apresentada ao Instituto de Biociências do Câmpus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Desenvolvimento Humano e Tecnologias.

Rio Claro
2020

M838d Moreira, Heber Rocha
Dispositivo robótico para reabilitação de membros superiores
: construção e validação / Heber Rocha Moreira. -- Rio Claro,
2020
132 p. : tabs., fotos

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp),
Instituto de Biociências, Rio Claro
Orientadora: Cynthia Yukiko Hiraga

1. Reabilitação de Membro Superior.. 2. Reabilitação
Robótica. 3. Acidente Vascular Encefálico. I. Título.

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca do
Instituto de Biociências, Rio Claro. Dados fornecidos pelo autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA TESE: **DISPOSITIVO ROBÓTICO PARA REABILITAÇÃO DE MEMBROS SUPERIORES
CONSTRUÇÃO E VALIDAÇÃO**

AUTOR: HEBER ROCHA MOREIRA

ORIENTADORA: CYNTHIA YUKIKO HIRAGA

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Doutor em DESENVOLVIMENTO HUMANO E TECNOLOGIAS, área: Tecnologias nas Dinâmicas Corporais pela Comissão Examinadora:



Profa. Dra. CYNTHIA YUKIKO HIRAGA (Participação Virtual)
Departamento de Educação Física / UNESP - Instituto de Biociências de Rio Claro / SP

Prof. Dr. DANIEL GUSTAVO GOROSO (Participação Virtual)
Núcleo de Pesquisas Tecnológicas / Universidade de Mogi das Cruzes - SP

Profa. Dra. SANDRA REGINA ALOUCHE (Participação Virtual)
UNICID / Universidade Cidade de São Paulo - SP

Prof. Dr. JOSE ANGELO BARELA (Participação Virtual)
Departamento de Educação Física / UNESP - Instituto de Biociências de Rio Claro - SP

Profa. Dra. SANDRA MARIA SBEGHEN FERREIRA DE FREITAS (Participação Virtual)
UNICID / Universidade Cidade de São Paulo - SP

Rio Claro, 18 de dezembro de 2020

Dedico este trabalho a minha esposa, Liliane
Silva Gomes Moreira, ao meu filho, Matheus
Gomes Moreira, e toda minha família, com
todo o meu amor e gratidão.

AGRADECIMENTOS

A Deus, pela vida e por me permitir realizar tantos sonhos.

A minha família, por me encorajar e me apoiar em todos os momentos.

A minha orientadora, Profa. Dra. Cynthia Yukiko Hiraga, pelos ensinamentos, pela dedicação e sublime orientação.

A Profa. Dra. Ana Maria Pellegrini, pela hospitalidade e contribuições.

Aos colegas do LABORDAM, pelo convívio e troca de experiências.

Ao LEBAC, em especial ao Pesquisador Dagmar Carnier Neto, pelas contribuições com a confecção das peças do dispositivo.

A UNESP, seu corpo docente, direção e administração que oportunizaram a realização deste curso.

Ao IFSULDEMINAS, pela liberação integral das atividades de ensino durante a realização do doutorado.

Por fim, a todos aqueles que contribuíram, direta ou indiretamente, para a realização deste trabalho, o meu sincero agradecimento.

*“Nunca ande pelo caminho traçado, pois ele
conduz somente até onde os outros já foram”.*

Alexander Graham Bell

RESUMO

A tecnologia abriu caminhos para terapias inovativas, tal como a reabilitação robótica. Os dispositivos robóticos possibilitam a realização de tarefas específicas, repetidas vezes e de alta intensidade, permitindo contribuir na melhoria da capacidade motora de pacientes, como os acometidos por acidente vascular encefálico (AVE). Apesar do significativo avanço na área, desafios como o alto custo e o acesso a um dispositivo, por exemplo, tornam o uso de dispositivos robóticos uma realidade distante nas clínicas de reabilitação. O presente trabalho tem como objetivos: (i) desenvolver um dispositivo robótico integrado (i.e., *hardware* e *software*) para reabilitação de membros superiores; (ii) validar as medidas do dispositivo robótico desenvolvido; (iii) testar a usabilidade do dispositivo robótico para reabilitação motora de membros superiores em pacientes acometidos pelo AVE; (iv) desenvolver o dispositivo robótico para treino bilateral de membros superiores. Um dispositivo robótico de deslizamento linear móvel com foco nas articulações de ombro e cotovelo foi desenvolvido. Os resultados dos testes de validação das medidas realizadas no dispositivo robótico foram satisfatórios. Os testes quanto à usabilidade do dispositivo robótico, tanto pelo profissional como pelo paciente, atingiram uma escala de nível excelente. Com base no dispositivo robótico para o membro superior afetado pelo AVE, um dispositivo robótico de reabilitação para o modo bilateral foi desenvolvido. A associação da robótica na reabilitação do movimento das articulações de ombro e cotovelo demonstrou grande potencial para auxiliar os profissionais de saúde na reabilitação de pacientes que apresentam sequelas motoras do AVE.

Palavras-chaves: Reabilitação de Membro Superior. Reabilitação Robótica. AVE.

ABSTRACT

The technology has paved the way for innovative therapies, such as robotic rehabilitation. Robotic devices allow to perform specific tasks repeatedly and of high intensity, contributing to the improvement of patient's motor capacity, such as those affected by stroke (cerebrovascular accident - CVA). Despite significant progress in the area, challenges such as high cost and access to a device, for example, make the use of robotic devices a distant reality in rehabilitation clinics. The present work aims to: (i) develop an integrated robotic device (i.e., hardware and software) for the rehabilitation of the upper limbs; (ii) validate the measurements of the developed robotic device; (iii) testing the usability of the robotic device for motor rehabilitation of the upper limbs in patients affected by stroke; (iv) develop the robotic device for bilateral training of upper limbs. A movable robotic linear sliding device focusing on the shoulder and elbow joints was developed. The results of the validation tests of the measurements performed on the robotic device were satisfactory. Tests on the usability of the robotic device by both the professional and the patient reached a scale at excellent level. Based on the robotic device for the upper limb affected by the stroke, a robotic rehabilitation device for bilateral mode was developed. The association of robotics with motor rehabilitation addressing shoulder and elbow joints showed great potential to assist professionals for rehabilitation of patients who still have motor sequelae of stroke.

Keywords: Upper Limb Rehabilitation. Rehabilitation Robotics. Stroke.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Efetuador-final para reabilitação de membros superiores	30
Figura 2 - Modelo 3D da estrutura mecânica.....	37
Figura 3 - Dimensões do dispositivo.....	38
Figura 4 - Elementos internos do dispositivo robótico.	39
Figura 5 - Sistema de tração.	40
Figura 6 - Sistema de frenagem/resistência.	41
Figura 7 - Deslizador.	42
Figura 8 - Efetuador.....	42
Figura 9 - Arduino Nano	45
Figura 10 - Drivers motores de passo. (a) DRV8825; (b) MP6500.	46
Figura 11- Encoder KY-040.....	47
Figura 12 - Chave fim de curso KW-11-3Z.	47
Figura 13 - Botão de emergência.	48
Figura 14 - Módulo Bluetooth HC-05.....	49
Figura 15 - Fonte de alimentação 12 V / 10 A.	49
Figura 16 - Componentes para sinalização. (a) LEDs e resistores. (b) Alto-falante.	50
Figura 17 – Componentes de interconexão. (a) Conector DB-25. (b) Cabo paralelo. ...	51
Figura 18 - Diagrama do circuito eletrônico.....	51
Figura 19 - Interações entre Hardware, Firmware, Aplicativo e Usuário.	53
Figura 20 - Diagrama de caso de uso do aplicativo de controle.....	55
Figura 21 - Telas do aplicativo. (a) Tela principal. (b) Tela de conexão.	56
Figura 22 - Tela Modo de Operação.....	57
Figura 23 - Telas de ajuste de parâmetros. (a) Modo Passivo. (b) Modo Ativo-Assistido. (c) Modo Ativo-Resistido.....	58
Figura 24 - Tela Iniciar Treinamento.....	59
Figura 25 - Tela Parar Treinamento.	60

Figura 26 - Menu do aplicativo.	61
Figura 27 - Opções do app. (a) Terminal. (b) Menu <i>Ajuda</i> . (c) Menu <i>Sobre este app</i> ...	62
Figura 28 - Protótipo	63
Figura 29 - Montagem do circuito eletrônico na protoboard.	64
Figura 30 - Maleta de armazenamento do circuito eletrônico.	65
Figura 31 – Protótipo finalizado.	65
Figura 32 - Torque vs. Força no efetudador. (a) Velocidade de 40 rpm. (b) Velocidade de 60 rpm. (c) Velocidade de 80 rpm. (d) Velocidade de 100 rpm. (e) Velocidade de 120 rpm. (f) Sobreposição das curvas.	68
Figura 33 - Intensidade de Frenagem vs. Força no Efetuador.	70
Figura 34 - Modelo 3D do modo bilateral.	99
Figura 35 - Segunda unidade do dispositivo (vista lateral direita).	100
Figura 36 - Segunda unidade do dispositivo (vista lateral esquerda).	100
Figura 37 - Diagrama do circuito eletrônico (bilateral).	102
Figura 38 - Diagrama em blocos do controle do modo bilateral	103
Figura 39 - Tela Modo de Operação.....	104
Figura 40 - Telas do aplicativo. (a) Tela Iniciar Treinamento. (b) Tela Parar Treinamento.	105
Figura 41 - Dispositivo Bilateral (vista frontal).	106
Figura 42 - Dispositivo Bilateral (vista lateral esquerda).....	106
Figura 43 - Dispositivo Bilateral (Vista lateral direita).	107

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valor da carga para cada opção disponível no aplicativo de controle	70
Tabela 2 - Resultado do teste de conexão.	72
Tabela 3 Tempo de resposta do sistema	73
Tabela 4 - Resultado da validação das medidas de distância.	75
Tabela 5 - Resultado da validação das medidas de velocidade.	76
Tabela 6 - Velocidade correspondente a cada opção disponível no aplicativo de controle.	77
Tabela 7 - Caracterização dos fisioterapeutas participantes da pesquisa em termos de sexo e tempo de experiência.....	84
Tabela 8 - Características dos pacientes participantes da pesquisa.	85
Tabela 9 – Rank Percentil por Escore SUS.....	87
Tabela 10 – Interpretação do escore SUS – Escala de Conceito.....	88
Tabela 11 - Pontuação total do Questionário SUS, percentil e escala de conceito do grupo Fisioterapeuta.....	89
Tabela 12 - Nota média dos componentes de qualidade do grupo Fisioterapeuta.....	89
Tabela 13 - Pontuação total do Questionário SUS, percentil e escala de conceito do grupo Paciente.	90
Tabela 14 - Nota média dos componentes de qualidade do grupo Paciente.	90

LISTA DE QUADROS

Quadro 1- Fatores de risco para o AVE.	22
Quadro 2- Requisitos de projeto.....	36
Quadro 3 - Questões para avaliar a usabilidade do dispositivo robótico conforme o SUS.	82
Quadro 4 - Associação entre os componentes de qualidade para avaliar a usabilidade por Nielsen (2012) e as questões incluídas no SUS (BROOKE, 1996).	83
Quadro 5 - Informações extraídas dos comentários não obrigatórios.	93

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO.....	14
2.	JUSTIFICATIVA.....	17
3.	OBJETIVOS.....	19
4.	REVISÃO DE LITERATURA.....	20
4.1.	ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO	20
4.1.1.	<i>Comprometimentos decorrentes do acidente vascular encefálico.....</i>	<i>23</i>
4.1.2.	<i>Reabilitação após o acidente vascular encefálico</i>	<i>25</i>
4.2.	REABILITAÇÃO ROBÓTICA	27
4.2.1.	<i>Reabilitação robótica para membros superiores.....</i>	<i>28</i>
4.3.	SUMÁRIO	34
5.	ESTUDO 1.....	35
5.1.	REQUISITOS DE PROJETO	35
5.2.	PROJETO MECÂNICO	36
5.2.1.	<i>Sistema de Tração.....</i>	<i>39</i>
5.2.2.	<i>Sistema de Frenagem/Resistência</i>	<i>40</i>
5.2.3.	<i>Deslizador.....</i>	<i>41</i>
5.2.4.	<i>Efetuator</i>	<i>42</i>
5.2.5.	<i>Confecção das peças</i>	<i>43</i>
5.3.	ELETRÔNICA	44
5.3.1.	<i>Microcontrolador</i>	<i>44</i>
5.3.2.	<i>Drivers</i>	<i>45</i>
5.3.3.	<i>Encoder</i>	<i>46</i>
5.3.4.	<i>Chave fim de curso.....</i>	<i>47</i>
5.3.5.	<i>Botão de emergência.....</i>	<i>48</i>
5.3.6.	<i>Módulo de comunicação Bluetooth.....</i>	<i>48</i>

5.3.7.	<i>Fonte de Alimentação</i>	49
5.3.8.	<i>Sinalização</i>	50
5.3.9.	<i>Interconexão entre o circuito eletrônico e o módulo mecânico</i>	50
5.3.10.	<i>Diagrama do circuito</i>	51
5.4.	MODOS DE OPERAÇÃO	52
5.5.	SOFTWARE	53
5.5.1.	<i>Firmware</i>	53
5.5.2.	<i>Aplicativo</i>	54
5.6.	MONTAGEM DO PROTÓTIPO	62
5.7.	SUMÁRIO	66
6.	ESTUDO 2	67
6.1.	TESTAGEM E VALIDAÇÃO TÉCNICA DO DISPOSITIVO	67
6.1.1.	<i>Teste do sistema de tração</i>	67
6.1.2.	<i>Teste do sistema de frenagem</i>	69
6.1.3.	<i>Teste de comunicação</i>	71
6.1.4.	<i>Teste de resposta do sistema</i>	72
6.1.5.	<i>Validação das medidas de distância</i>	74
6.1.6.	<i>Validação das medidas de velocidade</i>	75
6.1.7.	<i>Teste dos modos de operação</i>	77
6.2.	SUMÁRIO	78
7.	ESTUDO 3	80
7.1.	AVALIAÇÃO DA USABILIDADE	80
7.2.	MATERIAIS E MÉTODO	83
7.2.1.	<i>Participantes</i>	83
7.2.2.	<i>Procedimentos</i>	85
7.3.	TRATAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS	86

7.4.	RESULTADOS	88
7.4.1.	<i>Fisioterapia</i>	88
7.4.2.	<i>Pacientes</i>	90
7.5.	DISCUSSÃO.....	91
7.6.	SUMÁRIO	94
8.	ESTUDO 4.....	96
8.1.	TREINO BILATERAL	96
8.2.	MODO DE OPERAÇÃO	98
8.3.	CONSTRUÇÃO DO MODO BILATERAL	98
8.3.1.	<i>Mecânica</i>	99
8.3.2.	<i>Eletrônica</i>	101
8.3.3.	<i>Software</i>	102
8.4.	DISPOSITIVO BILATERAL	105
8.5.	TESTES	107
8.6.	SUMÁRIO	107
9.	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	109
9.1.	TRABALHOS FUTUROS	111
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	112
	APÊNDICE A – QUESTIONÁRIO SUS	128

1. INTRODUÇÃO

A tecnologia é parte do *modus vivendi* da nossa sociedade. O conceito de tecnologia remete às inovações presentes no cotidiano, tais como *smartphones*, computadores de alta performance, dispositivos de conexão via *bluetooth*, entre outras. Tecnologia é uma palavra que abrange definições com diferentes perspectivas na literatura científica (WAHAB, RADUAN e OSMAN, 2012). Em uma observação mais ampla, ‘conhecimento ou técnica’ e o ‘fazer as coisas’ são elementos comumente presentes na definição sobre tecnologia (LAN e YOUNG, 1996). Nesse contexto, a tecnologia reflete um conjunto de processos com base no conhecimento científico e substancialmente apoiada nas necessidades humanas para a obtenção de um produto ou serviço.

A tecnologia promove o desempenho humano em diversos setores. A robótica aplicada à reabilitação motora, por exemplo, é uma área que avança rapidamente. A robótica é a ciência que estuda a construção de robôs. Brady (1985) define a robótica como o conhecimento preocupado com a conexão inteligente da percepção à ação. Em específico, um robô é um manipulador multifuncional reprogramável projetado para mover materiais, peças, ferramentas ou dispositivos especializados por meio de vários movimentos programados para a execução de uma variedade de tarefas (ROBOT INSTITUTE OF AMERICA, 1979). Um robô de reabilitação é uma máquina operada de forma automática, que foi projetada especificamente para auxiliar na recuperação de movimentos de pessoas com alguma limitação física (REINKENSMEYER, 2018). Normalmente, são dotados de sensores que captam o movimento do paciente e respondem conforme uma programação prévia.

O quadro clínico do AVE (Acidente Vascular Encefálico) tem recebido muita atenção para dispositivos robóticos. MACIEJASZ *et al.* (2014), por exemplo, documentaram e analisaram os dispositivos robóticos existentes para reabilitação de membros superiores. O AVE é caracterizado por evidência de morte celular de áreas do encéfalo, medula espinhal ou da retina devido a uma causa vascular com base em exames patológicos ou imagem, com ou sem presença de sintomas clínicos (SACCO *et al.*, 2013). As estatísticas indicam que o AVE é hoje a principal causa de incapacidade no mundo e a segunda principal causa de morte, ultrapassado apenas

por doenças cardíacas isquêmicas (WHO, 2004). A recuperação motora parece ocorrer predominantemente nos primeiros meses após o AVE, embora alguns pacientes apresentem recuperação em fases posteriores (HENDRICKS *et al.*, 2002). Portanto, uma reabilitação motora eficaz é parte essencial dos cuidados com os pacientes acometidos de AVE.

A recuperação da função dos membros superiores, quando acometidos, é um dos objetivos da reabilitação pós-AVE. Uma avaliação durante todo período de internação hospitalar pós-AVE até a liberação demonstrou que a paresia severa persistiu em 64 (56%) dos pacientes que sobreviveram ao AVE. Enquanto que os 51 pacientes restantes apresentaram recuperação completa da função do membro superior afetado ($n = 17$) ou recuperação parcial ($n = 34$) (NAKAYAMA *et al.*, 1994). Diante desses números, fica evidente que a ocorrência do AVE deixa sequelas motoras relevantes. Então, abordagens inovativas como a da reabilitação robótica não só oferece uma alternativa para incrementar a terapia, mas otimiza o processo de recuperação da capacidade funcional do membro afetado.

A robótica apresenta potencial para maximizar os protocolos de reabilitação motora. Krebs (2006) argumenta que robôs atendem facilmente aos requisitos de movimentos cíclicos e intensivos da reabilitação; apresentam melhor controle para produzir e introduzir forças durante os movimentos; reproduzem as mesmas condições nas repetições do exercício; além de apresentar precisão no controle de parâmetros do movimento. Os robôs apresentam potencial para adaptação ao treinamento conforme as necessidades do paciente, armazenam informações do treinamento permitindo acompanhar o progresso do paciente de maneira objetiva (RICHARDSON, BROWN e PLUMMER, 2000). Contudo, a reabilitação robótica não é limitada a pacientes pós-AVE. A mesma pode ser estendida a outros déficits motores, tais como esclerose múltipla (GIJBELS *et al.*, 2011), pacientes com paralisia cerebral (KREBS *et al.*, 2009) ou doença de Parkinson (PICELLI *et al.*, 2014).

Os avanços tecnológicos permitiram diversas propostas de dispositivos nos últimos anos. Tendo em vista articulações e segmentos dos membros superiores, os dispositivos robóticos podem ser construídos com enfoque em certas articulações ou segmentos. O membro superior é um segmento complexo, com sete graus de liberdade, incluindo três na articulação do ombro, dois no cotovelo e dois no punho, sem considerar todas articulações da mão. Os dispositivos robóticos descritos na

literatura então envolvendo um ou vários segmentos articulares do membro superior tem apresentado resultados promissores (KREBS *et al.*, 1998; MEHRHOLZ *et al.*, 2020).

Um número substancial de estudos para os membros superiores tem demonstrado efeitos positivos da reabilitação robótica em pacientes acometidos pelo AVE (MACIEJASZ *et al.*, 2014; SHENG *et al.*, 2016; MOLTENI *et al.*, 2018). Esses dispositivos devem fazer parte de uma rotina padrão na reabilitação motora. No entanto, algumas barreiras se contrapõem para a disseminação de tais equipamentos em clínicas de reabilitação. Dentre as barreiras destacam-se o alto custo e a falta de opção para compra no mercado nacional. O dispositivo *ARM (Assistive Rehabilitation Machine)* da Vivax, desenvolvido e produzido aqui é provavelmente o único tipo disponível no Brasil. O custo de aquisição do aparelho é de R\$ 200 mil. Alternativamente, o interessado poderá alugar o equipamento por cerca de R\$ 60 mil ao ano, com opção de compra após dois ou três anos (FAPESP, 2017).

O presente trabalho propõe e desenvolve um dispositivo para reabilitação robótica com foco sobre os membros superiores. Em específico, no movimento das articulações dos cotovelos e dos ombros. A informação de entrada para o robô que assiste o paciente é o deslocamento do membro superior sobre o dispositivo de modo que o robô ajusta a carga ou para facilitar ou resistir ao movimento. Esse ajuste depende do grau de capacidade motora do paciente. Um aspecto fundamental que guia a proposição do dispositivo para a reabilitação robótica para membros superiores aqui é que tal dispositivo seja acessível, de fácil manuseio e móvel. Toma-se como base para o desenvolvimento do dispositivo robótico indivíduos que sofreram AVE.

2. JUSTIFICATIVA

O AVE é uma condição incapacitante e morbidade com alto impacto social e econômico. Mais de 80 milhões de pessoas sobreviveram ao AVE em 2016 (JOHNSON *et al.*, 2019). Cerca de 50% dos sobreviventes ao AVE apresentam déficits crônicos (DONKOR, 2018). Rajsic *et al.* (2019) em uma revisão sistemática concluíram que o tratamento e os cuidados pós-AVE apresentam maior custo nos Estados Unidos (US\$ 4850,00 por mês) e menor na Austrália (US\$ 752,00 por mês). Os serviços de reabilitação e enfermagem contribuíram substancialmente nesse custo. O AVE é a segunda causa mais comum de expectativa de vida corrigida por incapacidade – EVCI (GORELICK, 2019). A EVCI é uma medida desenvolvida pela Organização Mundial da Saúde para medir os anos de vida saudáveis perdidos por conta da mortalidade prematura ou ao viver com déficits que limitam a rotina diária (WHO, 2020).

A tendência de mudança do perfil populacional nas próximas décadas em função da expectativa de vida. Em torno do ano 2025 o número global de pessoas idosas irá exceder o número de pessoas jovens (com menos de 60 anos). Nesse contexto há uma expectativa de que a incidência de doenças crônicas como o AVE também aumente, afetando o bem-estar e a qualidade de vida das pessoas. Ainda que o custo do AVE, conforme a EVCI, padronizada por idade, tenha diminuído de 1990 a 2016, o número absoluto de EVCI aumentou no mesmo período. Esse aumento se deve ao crescimento populacional e envelhecimento, apesar do declínio da incidência e melhora na sobrevida ao AVE (JOHNSON *et al.*, 2019).

A terapia robótica não é um procedimento disseminado nas clínicas para reestabelecer as funções motoras. Em particular, a terapia robótica para membros superiores é um campo que avança há pelo menos vinte anos (KREBS *et al.*, 1998; KREBS *et al.*, 2000). A *American Heart Association* (AHA) sugere que a terapia robótica para membros superiores seja considerada razoável para oferecer uma prática mais intensiva para indivíduos com paresia de moderada a grave, atingindo evidência de Classe IIa, Nível A (WINSTEIN *et al.*, 2016). Classe IIa significa que o Benefício >> Risco, i.e., é razoável realizar o procedimento e/ou administrar o tratamento. Já o nível A significa que múltiplas populações foram avaliadas e os dados

foram derivados de múltiplos ensaios clínicos randomizados ou advém de meta-análise. Portanto, as recomendações por parte da área médica baseada em evidência estimulam o desenvolvimento de dispositivos para popularizar a reabilitação robótica.

A reabilitação motora após o AVE é baseada na repetição e treino de exercícios. Birkenmeier, Prager e Lang (2010) sugerem um mínimo de 300 repetições por dia para reabilitação de membros superiores. O trabalho do profissional pode se tornar cansativo e tedioso. A reabilitação se torna mais cansativa ao paciente na medida em que o mesmo apresenta muita dificuldade em evoluir no seu tratamento. A terapia robótica pode lidar com grande número de repetições. As repetições exigem interação do paciente com o robô de modo a criar condições de uma intervenção ajustada à limitação motora do paciente.

O dispositivo robótico, em geral, é equipado com processadores e memórias e, por isso, capaz de processar e armazenar dados. Dessa forma, um robô projetado para a reabilitação de membros superiores apresenta capacidade em medir mudanças sobre as variáveis relativas ao movimento do membro em interação com o robô. As informações coletadas pelo robô são valiosas na medida que podem auxiliar os terapeutas no planejamento do tratamento e na definição de metas. Além disso, o terapeuta poderá obter o desempenho do paciente com o dispositivo a cada sessão e identificar a taxa de recuperação ao longo da reabilitação. A taxa de recuperação pode ser um indicador mais significativo quando se leva em conta o grau de comprometimento motor.

A reabilitação robótica é uma tecnologia assistiva que facilita a recuperação de déficit motor. Em vez de focalizar a compensação, a terapia robótica se concentra na melhoria do membro comprometido de acordo com os conceitos de neuroplasticidade (DURET, GROSMIRE e KREBS, 2019). Estes mesmos pesquisadores argumentam que a terapia robótica possibilita incluir intensidade, interatividade, flexibilidade e adaptação conforme as necessidades do paciente, além de aumentar a produtividade no processo da reabilitação. Muitos são os desafios para que robôs sejam disseminados e tornem-se uma realidade. O custo e o acesso para adquiri-los são algumas das principais barreiras para a popularização da terapia robótica. O presente trabalho, então, busca desenvolver um dispositivo robótico de apoio aos profissionais da reabilitação motora para membros superiores que facilite a reabilitação e, fundamentalmente, seja acessível e de fácil manuseio.

3. OBJETIVOS

Projetar um dispositivo robótico integrado (i.e., hardware e software) para reabilitação de membros superiores;

Validar as medidas do dispositivo robótico para reabilitação de membros superiores;

Examinar a usabilidade do dispositivo robótico para reabilitação de membros superiores em pacientes acometidos pelo AVE;

Desenvolver o modo bilateral do dispositivo robótico para reabilitação de membros superiores.

4. REVISÃO DE LITERATURA

4.1. Acidente vascular encefálico

O AVE é popularmente chamado de derrame. O AVE é uma condição com sinais clínicos de rápido desenvolvimento de distúrbio focal ou global da função cerebral, com duração de mais de 24 horas ou levando à morte, sem outra causa aparente, além dessa de origem vascular (AHO *et al.*, 1980). Essa é uma definição antiga da OMS elaborada para um estudo que avaliou a prevalência e as origens do AVE. Em um esforço coletivo, a AHA e a *American Stroke Association* (ASA) (SACCO *et al.*, 2013) elaboraram um documento de consenso para uma compreensão atualizada de AVE. A definição, portanto, deve ser além da clínica, tendo em vista os mais recentes avanços científicos e tecnológicos. Esses avanços permitem examinar a lesão neurológica associada ao AVE em diferentes níveis de análise, como o morfológico, o celular ou o molecular.

Sacco e colaboradores (2013) descrevem que o infarto do SNC (Sistema Nervoso Central) está associado à morte celular de áreas cerebrais, da medula espinhal ou da retina atribuível à isquemia. A constatação da morte celular deve ter base em evidências neuropatológicas, de neuroimagem e/ou clínicas de lesão permanente. Sobre um espectro clínico, o AVE isquêmico refere-se especificamente ao infarto do SNC acompanhado por sintomas evidentes, enquanto o infarto silencioso, por definição, não causa sintomas conhecidos. O AVE também inclui, de forma ampla, hemorragia intracerebral e hemorragia subaracnóidea. Portanto, a definição atualizada de AVE, conforme o esforço coletivo (SACCO *et al.*, 2013) incorpora critérios clínicos e fisiológicos e podem ser incorporados à prática, à pesquisa e à avaliações da saúde pública.

O AVE do tipo isquêmico é o mais comum. A ocorrência é de aproximadamente em 80% dos casos (SPENCE e BARNETT, 2013). O AVE isquêmico resulta de oclusão vascular que causa a redução da perfusão cerebral privando o tecido cerebral de oxigênio e nutrientes. Ainda que o cérebro represente 2% do peso corporal, utiliza cerca de 20% do oxigênio e da glicose (SIMARD *et al.*, 2007). Um déficit de oxigênio

e suprimidos durante a isquemia leva à morte de células cerebrais. Segundo Saver (2006), em um evento isquêmico cerca de 120 milhões de neurônios morrem a cada hora sem tratamento. Esse número corresponde a um envelhecimento cerebral de 3,6 anos a cada hora se comparada com a taxa normal de perda celular. Nesse contexto, quanto mais rápido o indivíduo conseguir cuidados médicos, maiores as chances de recuperação.

De acordo com Spence e Barnett (2013), os processos fisiopatológicos que resultam no AVE isquêmico são pela (a) trombose: formação de um coágulo no vaso cerebral; (b) embolia: o coágulo se forma em outra parte do corpo, como o coração, a aorta e as carótidas e é transportado para o cérebro por meio da circulação sanguínea; (c) infarto lacunar: doença de pequenas artérias penetrantes no cérebro e hipoperfusão nos territórios arteriais mais distais.

O AVE hemorrágico ocorre pelo sangramento em um local do cérebro devido ao rompimento de vaso sanguíneo (SPENCE e BARNETT, 2013). Mesmo que este tipo de AVE seja menos comum, é mais severo e com alta taxa de mortalidade (ANDERSEN *et al.*, 2009). Os processos fisiopatológicos associados ao AVE hemorrágico são pela (a) hemorragia intraparenquimatosa: quando o extravasamento de sangue vai para o interior do cérebro; (b) hemorragia intraventricular: quando o sangramento vai para o sistema ventricular; (c) hemorragia subaracnóideo: quando o extravasamento de sangue vai para o espaço subaracnóideo (PONTES-NETO *et al.*, 2009).

O AVE pode afetar indivíduos de todas as idades. Os idosos são os mais atingidos e a incidência aumenta agudamente com a idade (ROTHWELL *et al.*, 2005; GOLDSTEIN *et al.*, 2011). Segundo Rojas *et al.* (2007), a taxa de AVE duplica em homens e em mulheres para cada 10 anos sucessivos após os 55 anos de idade. Além disso, o AVE é mais comum entre homens do que entre mulheres, mas essa diferença tende a diminuir com a idade (KAMMERGAARD *et al.*, 2004). A literatura aponta maior incidência racial do AVE entre indivíduos negros, asiáticos, hispânicos e outras minorias (HAJAT *et al.*, 2011). Outro dado relevante diz respeito ao risco do AVE se tornar maior em países subdesenvolvidos quando comparados aos países desenvolvidos (FEIGIN *et al.*, 2003).

Os sintomas do AVE variam de indivíduo para indivíduo. A variação depende muito da área ou estrutura do cérebro afetada pela lesão. Os sinais clínicos específicos e muito característicos que indicam a ocorrência de um AVE é a fraqueza repentina ou dormência da face, braço e/ou perna, geralmente em um lado do corpo (BRASIL, 2013). Outros sinais frequentes incluem: confusão mental, alteração cognitiva, dificuldade para falar ou compreender, engolir, enxergar com um ou ambos os olhos e caminhar; distúrbios auditivos; tontura, perda de equilíbrio e/ou coordenação; dor de cabeça intensa, sem causa conhecida; diminuição ou perda de consciência (BRASIL, 2013). Quanto mais cedo a doença for tratada, melhores serão os prognósticos para o paciente.

A lesão neurológica como o AVE apresentam fatores de risco. Os fatores se classificam em modificáveis e não modificáveis (SPENCE e BARNETT, 2013). Conforme os pesquisadores, embora não seja possível controlar os fatores não modificáveis, as pessoas que se enquadram nesse grupo podem receber maior atenção nos cuidados básicos de saúde. Já os que se enquadram no grupo de fatores modificáveis devem ser incentivados a buscar um estilo de vida mais saudável, a fim de diminuir os riscos e evitar a doença. O Quadro 1 apresenta os principais fatores de risco modificáveis e não modificáveis para AVE.

Quadro 1- Fatores de risco para o AVE.

Fatores de risco não modificáveis	Fatores de risco modificáveis
Idade Sexo Etnia Genética Histórico familiar	Hipertensão Fibrilação atrial Diabetes Doença vascular coronária e periférica Doenças cardíacas Obesidade Sedentarismo Tabagismo Consumo excessivo de álcool Uso de drogas (p. ex., cocaína)

Fonte: Adaptado de (SPENCE e BARNETT, 2013).

O tratamento ao AVE depende do momento após o acometimento pela lesão. Após a lesão encefálica há três fases distintas (KIRAN, 2012). A primeira é a fase aguda e permanece até duas semanas após o AVE. A segunda é a subaguda que compreende o período que inicia imediatamente após a fase aguda e se estende até seis meses a partir do episódio. Por fim, a fase crônica que sucede a fase subaguda e começa 6 meses após a ocorrência do AVE e pode continuar pelo resto da vida do indivíduo. Os pacientes, em geral, apresentam sintomas característicos em cada fase. O tratamento, portanto, poderá variar de acordo com a fase do acometimento ao AVE.

4.1.1. Comprometimentos decorrentes do acidente vascular encefálico

O AVE causa muitos problemas na rotina do paciente. As sequelas podem variar dependendo do local e da extensão da lesão (ALEXANDER *et al.*, 2010). Os indivíduos que sobrevivem ao AVE podem apresentar alterações no nível de consciência e comprometimento das funções sensoriais, motricidade, cognição, percepção e linguagem (FUGL-MEYER *et al.*, 1975; DA COSTA, DA SILVA e DA ROCHA, 2011; JACQUES e CARDOS, 2011). O foco de interesse no presente trabalho é os problemas que acarretam o comprometimento do sistema motor e que levam o paciente às limitações funcionais.

Pacientes acometidos pelo AVE podem apresentar déficit do controle motor caracterizado por fraqueza muscular e alteração do tônus muscular. Tais déficits podem limitar a realização de atividades diárias associadas à alimentação, à higiene pessoal, entre tantas outras. A fraqueza muscular é caracterizada pela falta da capacidade de gerar níveis de força adequados para realizar o movimento (OVANDO, 2009). As causas para a fraqueza muscular se devem à diminuição do recrutamento de unidades motoras, às modificações fisiológicas do músculo parético, à atrofia muscular resultante da redução da atividade física ou pelo desuso.

Os membros superiores são frequentemente mais afetados pela fraqueza do que os membros inferiores. Normalmente, os músculos distais exibem déficits de força maiores que os músculos proximais. Também, uma fraqueza discreta ocorre no lado ipsilateral (COLEBATCH e GANDEVIA, 1989). É interessante que a intensidade da

fraqueza apresentada pelo paciente pode variar dependendo da tarefa funcional específica, ou seja, o paciente pode parecer mais forte quando realiza uma tarefa que quando realiza outras (MURATORI *et al.*, 2013).

Dependendo da extensão da lesão, a fraqueza muscular pode variar em nível de gravidade: (a) perda total ou severa da atividade muscular, denominada paralisia ou plegia; (b) perda branda ou parcial, denominada paresia. Paralisia ou plegia é definida como “uma diminuição do recrutamento voluntário da unidade motora e reflete em uma incapacidade ou dificuldade no recrutamento de unidades motoras esqueléticas para gerar torque ou movimento” (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2010, p. 103). Os termos hemiplegia ou hemiparesia são utilizados para referenciar a plegia e a paresia que afeta um lado do corpo, que normalmente ocorre no lado contralateral à região do cérebro afetada (DA SILVA, 2010).

Um comprometimento comum logo após a ocorrência do AVE é o tônus muscular diminuído ou ausente. Esta condição caracteriza a hipotonia ou flacidez, dificultando ou impedindo a realização de movimentos voluntários (DA SILVA, 2010). A hipotonia ou flacidez não oferece resistência ao movimento passivo, por exemplo. Desta forma, o paciente não consegue manter o membro em alguma posição voluntariamente. Este estágio pode permanecer por horas, dias ou semanas. Entretanto, com o passar do tempo, o tônus muscular tende a aumentar, levando à substituição de um quadro de hipotonia por hipertonia, no qual há um aumento da resistência ao movimento passivo e a espasticidade se instala.

Nos membros superiores, a espasticidade predomina nos músculos flexores, com postura em adução e rotação interna do ombro, flexão do cotovelo, pronação do punho e flexão dos dedos (TEIVE, ZONTA e KUMAGAI, 1998). Conforme os pesquisadores, uma característica comum dos membros espásticos é o aumento de resistência ao movimento passivo, que é mais acentuado com o aumento da amplitude e da velocidade imposta. Outra característica relacionada ao movimento rápido com o membro espástico, é uma resistência inicial alta ao estiramento passivo, que diminui com a continuação do movimento, caracterizando o chamado sinal do canivete.

4.1.2. *Reabilitação após o acidente vascular encefálico*

As sequelas resultantes do AVE implicam em algum grau de dependência. Tal dependência repercute na vida e na autonomia do indivíduo, nas suas atividades profissionais e sociais. As sequelas da lesão estão relacionadas com a localização da área afetada e com a gravidade da lesão, porém, podem ser reversíveis (GIRARDON-PERLINI *et al.*, 2007). Dessa forma, o tratamento, a reabilitação, que em geral começa já na hospitalização, deve continuar após a liberação hospitalar com profissionais especializados. O processo de reabilitação busca desenvolver um trabalho para prevenir complicações, recuperar ao máximo as funções comprometidas e reintegrar o paciente à sua rotina pessoal e/ou profissional.

A recuperação da capacidade e da função motora após a lesão neural ocorre em dois processos associados. Shumway-Cook e Woollacott (2010) categorizam estes processos em restaurativos (diretos) e compensatórios (indiretos). Nos mecanismos diretos, a restituição da função acontece de forma espontânea, pela resolução de mudanças temporárias e pela capacidade dos tecidos neuronais circunjacentes de assumirem funções neuronais idênticas às das células lesionadas. No indireto, circuitos neuronais completamente diferentes capacitam a recuperação da função perdida ou comprometida. Isso é possível graças a habilidade que o cérebro tem de se reorganizar e se adaptar às mudanças provocadas pela lesão. Este fenômeno é denominado neuroplasticidade e é base fundamental para a reabilitação por parte do profissional especializado.

A intervenção pelo profissional especializado busca aplicar técnicas e manipulações no processo reabilitativo. Em geral, tais intervenções têm como objetivo recuperar a força, normalizar o tônus muscular, melhorar a sensibilidade, coordenação e equilíbrio, treinar o paciente para a realização das atividades da vida diária (AVDs), além de prevenir complicações e novos episódios de AVE. As diversas formas adotadas no processo de reabilitação podem levar o indivíduo a readquirir capacidades e funções, mas podem também levar o indivíduo a aprender novas formas de realizar determinadas tarefas. Essas novas formas refletem um modo de compensar por qualquer disfunção residual, permitindo maior independência ao paciente.

A recuperação durante e após a reabilitação pode ser completa ou parcial. Os resultados da reabilitação variam de indivíduo a indivíduo. Diversos estudos demonstram que a gravidade inicial da lesão (i.e., do AVE), tempo de acometimento e idade são os principais fatores que contribuem substancialmente para a recuperação das capacidades e funções (OVANDO, 2009; SPENCE e BARNETT, 2013). Entretanto, é difícil prever com precisão o nível de recuperação e independência que o paciente alcançará (STINEAR, 2010).

A literatura científica tem buscado avaliar diferentes tipos de reabilitação motora em pacientes acometidos pelo AVE. Dentre os tipos de reabilitação pode-se destacar um programa baseado em AVDs (ALBUQUERQUE *et al.*, 2011); terapia de contenção induzida (RIBERTO *et al.*, 2005); estimulação elétrica funcional (OSHIRO *et al.*, 2012); uso de órtese (GARROS, GAGLIARDI e GUZZO, 2010), programa baseado em hidroterapia (CUNHA *et al.*, 1998) e cinesioterapia que inclui a fisioterapia por meio da dança (RAMOS CALIL *et al.*, 2007). Adicionalmente, as abordagens experimentais que tentam sistematizar e compreender como potencializar a recuperação das capacidades motoras aumentam cada vez mais (YEJUN *et al.*, 2005; O'DELL, LIN e HARRISON, 2009).

As tecnologias estão cada vez mais presentes como estratégias para a reabilitação motora. Por exemplo, a gameterapia utiliza jogos interativos, de realidade virtual não-imersiva para estimular a prática de movimentos e exercícios específicos para reabilitação dos pacientes. Jogos de videogame ativos como os do *Wii* da *Nintendo*® são adaptados para compor um programa de reabilitação motora (DEUTSCH *et al.*, 2011). Segundo Soares, Carneiro e Moreira (2013), a gameterapia é um excelente meio de reabilitação devido a interação entre o paciente e o ambiente virtual do jogo. O *GenVirtual* (CORREA *et al.*, 2007) é uma ferramenta de musicoterapia que se utiliza do recurso de realidade aumentada, com a finalidade de conferir acessibilidade a instrumentos virtuais.

Novas tecnologias surgem rapidamente na área da reabilitação motora. Tais tecnologias visam auxiliar pacientes que apresentam perdas sensório-motoras totais ou parciais (HESSE *et al.*, 2003). O treino e a prática de exercícios do membro acometido são imprescindíveis para o processo de reabilitação. Nesse contexto, sistemas robóticos podem proporcionar essa movimentação com maior controle e possibilidade de acompanhamento do processo. O uso da robótica para a reabilitação

avança rapidamente, com diversos equipamentos testados em ambientes de laboratório, com pouca ou tímida difusão em clínicas privadas ou públicas. Em comparação com a terapia convencional, a terapia assistida por robô pode ser mais eficaz na recuperação da função do membro superior, especialmente em pacientes acometidos por AVC crônico (BERTANI *et al.*, 2017).

4.2. Reabilitação robótica

Um robô é uma máquina que combina sinergicamente partes mecânica, elétrica e eletrônica. Um robô deve possuir capacidade computacional e um sistema de controle capaz de executar tarefas repetitivas, predefinidas ou pré-programadas. Mais adiante, um robô também deve ser capaz de realizar tarefas de modo inteligente (i.e., autônomo), capaz de perceber o ambiente, tomar decisões e agir conforme a situação em que se encontra (HILLMAN, 2004; ROMERO *et al.*, 2017). A aplicação desta tecnologia na recuperação da função comprometida pelas lesões neurológicas com o intuito de propiciar ao paciente um nível ótimo de vida e um estado de bem-estar físico, mental e social, resulta na reabilitação robótica.

O uso de robô na reabilitação ganhou impulso a partir das tecnologias assistivas para pessoas com deficiência. Um rápido e notório crescimento nos últimos anos tem sido dedicado à terapia robótica tendo como base o AVE (MOLTENI *et al.*, 2018). A reabilitação robótica para membros superiores teve seu impulso inicial no final da década de 90, com o desenvolvimento do MIT-MANUS (AISEN *et al.*, 1997; KREBS *et al.*, 1998). O objetivo das pesquisas pioneiras foi o de assistir, aprimorar, quantificar e documentar a neuro reabilitação. Desde seu início até os dias atuais, a reabilitação robótica tem se expandido, devido a quantidade de pesquisa sobre o tema e ao crescente número de dispositivos.

As pesquisas têm demonstrado as vantagens da reabilitação robótica (KREBS, 2006; APPEL, 2014; QIAN e BI, 2015). Conforme Appel (2014), o uso da reabilitação robótica permite produzir movimentos repetitivos com muita precisão e alta qualidade, com controle da força, velocidade e posição. Além disso, o dispositivo robótico pode fornecer dados para avaliar o progresso do paciente de forma objetiva. Desta forma,

pode-se variar e adaptar os exercícios da reabilitação de acordo com as necessidades do paciente. Estas qualidades fazem dos dispositivos robóticos um recurso adicional para auxiliar os profissionais que atuam com reabilitação. A grande finalidade em utilizar os robôs na reabilitação consiste em acelerar e melhorar a qualidade da recuperação das capacidades e funções. No entanto, Kwakkel, Kollen e Krebs (2008) explicam que a reabilitação robótica geralmente não diferencia entre estratégias de compensação e restaurações motoras genuínas.

Os dispositivos robóticos constituem um poderoso instrumento de aprimoramento terapêutico. O robô torna-se um facilitador e motivador do paciente. As evidências científicas sugerem que exercícios repetitivos e intensos, como os produzidos pelos dispositivos robóticos, maximizam a neuroplasticidade e facilitam a reorganização cortical, pelo menos em primatas (NUDO *et al.*, 1996). Em pacientes humanos, Lefebvre *et al.* (2015) mostraram uma conformação prolongada da ativação cerebral, quando a estimulação transcraniana por corrente contínua era aplicada, durante o treino de habilidades motoras, com lado superior parético. Esta alteração na ativação cerebral foi acompanhada por melhorias na aprendizagem de habilidades motoras dos pacientes.

4.2.1. Reabilitação robótica para membros superiores

A interação homem-máquina fundamenta a reabilitação robótica. Nesse contexto, a AHA documentou um guia no que diz respeito à reabilitação robótica de membros superiores: (1) a terapia robótica oferece a quantidade de prática motora necessária para os pacientes reaprenderem habilidades motoras com menos assistência terapêutica; (2) a maioria dos robôs para reabilitação motora permite a assistência robótica para iniciar e orientar o movimento e fornece uma análise do desempenho terapêutico; (3) adicionalmente, alguns robôs proporcionam resistência ao movimento; (4) a terapia robótica de membros superiores pode melhorar funções motoras durante o período de internação pós-AVE (MILLER *et al.*, 2010).

Uma análise minuciosa e detalhada pela AHA (MILLER *et al.*, 2010) dos resultados do uso da reabilitação robótica evidencia que a terapia robótica para

membros superiores já alcançou Classe I, Nível de Evidência A para pacientes ambulatoriais e em fase crônica. E já alcançou Classe IIa, Nível de Evidência A para pacientes em fase hospitalar. A Classe I é definida como: Benefícios >>> Risco. Procedimento/Tratamento DEVE ser realizado/administrado; a Classe IIa é definida como Benefícios >> Risco. É RAZOÁVEL realizar o procedimento/administrar o tratamento; Nível de evidência A é definido como múltiplas populações avaliadas: Dados derivados de vários ensaios clínicos randomizados ou meta-análises. Em complemento, as diretrizes da prática clínica do *Veterans Administration e Department of Defense* dos Estados Unidos chegaram à mesma conclusão, de modo a endossar o uso de robôs para reabilitação de membros superiores (THE MANAGEMENT OF STROKE REHABILITATION WORK GROUP, 2019).

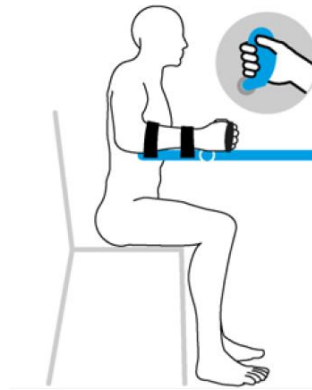
Há um número de modelos e protótipos para reabilitação robótica no mercado e em centros de pesquisa. Os robôs são desenvolvidos para tratar partes específicas do membro superior envolvendo articulações do ombro, do cotovelo, do pulso ou das mãos. Em termos de estrutura mecânica, os dispositivos robóticos para reabilitação são classificados em duas categorias: efetuator final ou terminal (i.e., *end-effector*) e exoesqueleto (i.e., *exoskeleton*). A principal diferença entre as duas estruturas consiste na forma como o movimento é transferido do dispositivo para o paciente. A seguir, uma síntese de alguns dos dispositivos encontrados na literatura da categoria efetuator final, foco de estudo da presente pesquisa.

4.2.1.1 Efetuadores Finais

O efetuator final é um tipo de dispositivo no qual o paciente se conecta (i.e., agarrando) a um seguimento móvel do robô. Nos dispositivos do tipo efetuator final, então, os movimentos são gerados a partir do segmento mais distal do membro superior e não requer alinhamento entre as articulações do paciente e as do robô (MOLTENI *et al.*, 2018). Dessa forma, o efetuator final é a parte do robô que interage com o paciente (Figura 1). Os modelos de efetutores finais apresentam uma conexão entre a mão do paciente e o efetuator do robô. Alguns modelos apresentam suporte para o antebraço. Este tipo de robô pode facilmente se adaptar a pacientes

de diferentes tamanhos e biótipos. Contudo, estes dispositivos sofrem com o controle das articulações proximais do membro, o que pode resultar em padrões de movimento limitados (CHANG e KIM, 2013).

Figura 1 - Efetuador-final para reabilitação de membros superiores



Fonte: Adaptado de (GASSERT e DIETZ, 2018).

Um dos mais importantes modelos de robôs do tipo efetuador final é o *MIT-Manus* (KREBS *et al.*, 2003). Este robô foi projetado com dois graus de liberdade que focaliza o movimento do ombro e principalmente do cotovelo no plano horizontal. Um aplicativo customizado permite que se visualize em uma tela a trajetória do efetuador que se move e que deve ser perseguido pelo paciente. A versão comercial do *MIT-Manus* é o *InMotion*TM produzida em dois módulos de robôs, uma para a parte proximal da parte superior extremidade (ombro/cotovelo) e a outra para a distal (punho). Ambas as versões utilizam o controle de impedância para fornecer assistência ou resistência com o paciente buscando atuar ativamente em favor ou contra a resistência, respectivamente.

Um outro modelo que se destaca é o *Mirror Image Movement Enabler - MIME* (LUM *et al.*, 2006). O *MIME* é baseado em robô industrial no qual o braço afetado do usuário é acoplado ao mesmo de modo a mover o antebraço em uma variedade de posições e orientações no espaço tridimensional. Em particular, o *MIME* é um dos primeiros dispositivos robóticos a oferecer treinamento bilateral. O dispositivo usa um manipulador *PUMA 560* para fornecer assistência ou resistência ao paciente ativamente, tentando movimentar o braço em uma trajetória pré-programada por meio

de um controlador *PID* (Proporcional Integral Derivativo). O dispositivo auxilia o membro, movendo o antebraço afetado para a posição e orientação do antebraço contralateral, i.e., o não afetado.

O *Assisted Rehabilitation and Measurement (ARM)* (REINKENSMEYER *et al.*, 2000) é um outro modelo interessante. Neste dispositivo, o antebraço do paciente é preso a uma tala que desliza ao longo de um rolamento linear e imita o movimento de alcançar. Os pesquisadores consideraram a relevância dessa ação para muitas atividades da vida diária. O dispositivo auxilia ou resiste ao movimento do braço ao longo do rolamento linear. A orientação da tala do robô pode gerar movimentos nos planos vertical e horizontal. A troca de orientação de um plano para outro deve ser realizada manualmente pelo terapeuta. Assim, o paciente recebe feedback sobre o movimento e geração de força do braço em um monitor de vídeo.

O robô *GENTLE/s* (HAWKINS *et al.*, 2002) é um robô com um braço de interface háptica com três graus de liberdade, disponível comercialmente pela *Haptic Master, Fokker Control Systems*. Uma interface háptica usa um dispositivo de movimentos restritos para imitar algumas das modalidades somatossensoriais. O membro superior do paciente é suspenso por uma tipoia para eliminar a gravidade durante a terapia. O robô háptico assiste os pacientes para que os mesmos alcancem posições-alvo por um caminho predefinido representado em um ambiente virtual, envolvendo o controle de admitância. O robô *GENTLE/s* também pode operar na terapia aos pacientes nos modos assistivo e resistido.

Um robô de produção nacional denominado *Assistive Rehabilitation Machine (ARM)* foi recentemente desenvolvido em parceria com a FAPESP (FAPESP, 2017). Trata-se de um robô que tem um braço robótico similar a um tipo de joystick, onde a mão do paciente fica agarrada ou presa por faixas de velcro. O braço robótico permite movimentos em diferentes orientações com foco no movimento de ombro e de cotovelo, aliados a um conjunto de jogos digitais de variados temas (<https://vivaxbr.com/home/>). Desta forma, por se tratar de um dispositivo robótico, o paciente recebe auxílio do robô para realizar os movimentos funcionais durante o jogo. A versão comercial deste dispositivo é negociada pela empresa Vivax Serviços LTDA.

Os resultados quanto ao uso de diversos dispositivos robóticos para membros superiores em pacientes pós-AVE indicam que a terapia robótica é segura, apesar de

em alguns casos demandar maior número de repetições em comparação à terapia convencional (VEERBEEK *et al.*, 2017). Os resultados com uso da terapia robótica foram comparáveis com a terapia convencional. Por exemplo, o MIME 9–13, MIT-Manus 14–24 e os sistemas ARM-Guide 25-27 demonstraram que a intervenção de exercícios usando dispositivos robóticos tem efeitos positivos na amplitude de movimento, força e atividade motora (NOROUZI-GHEIDARI, ARCHAMBAULT e FUNG, 2012; DURET, GROSMIRE e KREBS, 2019; QASSIM e WAN HASAN, 2020). Contudo, a melhoria na capacidade funcional não é relatada em diversos estudos, os resultados ainda são inconsistentes (DURET, GROSMIRE e KREBS, 2019).

Uma questão que surge é se há dispositivos robóticos com melhores resultados. Recentemente, um estudo de revisão sistemática indicou que não há dispositivo robótico que seja melhor ou pior que qualquer outro dispositivo (MEHRHOLZ *et al.*, 2020). Nesse contexto, a capacidade do robô em interpretar as demandas do paciente, seja para assistir ou resistir, é um fator fundamental na melhoria da capacidade motora do paciente pós-AVE. Duret, Grosmaire e Krebs (DURET, GROSMIRE e KREBS, 2019) defendem que os tipos de feedbacks, seja visual, auditivo, tátil ou háptico, presentes nos vários modelos de robôs, não somente podem aumentar a motivação do paciente, mas também podem melhorar o aprendizado e a recuperação da capacidade motora.

4.2.1.2 Modos de operação

Os métodos e procedimentos para um programa de reabilitação robótica podem variar. Tal programa dependerá dos fundamentos que irão determinar as variáveis relevantes para a progressão do tratamento, o tipo de movimento envolvido em função do dispositivo robótico e o contexto das atividades. Lum *et al.* (2002b) propõem e enfatizam que a reabilitação robótica pós-AVE, independente da configuração mecânica (i.e. exoesqueleto ou efetuator final), pode apresentar três modos de operação:

- Passivo: o robô produz a força necessária para movimentar o membro afetado por toda amplitude do movimento, enquanto o paciente permanece relaxado, i.e., sem contração muscular voluntária.
- Ativo-assistido: o paciente inicia o movimento e, se necessário, o robô fornece auxílio quando o paciente não consegue completar o movimento desejado de forma independente. Tipicamente, o robô fornece assistência aplicando uma força ou um impulso, estimulando o paciente a realizar o movimento em uma amplitude maior.
- Ativo-Resistido: o paciente inicia o movimento contra uma força/resistência gerada pelo robô.

Cada modo apresentado tem um propósito diferente. O modo adequado vai depender da capacidade apresentada pelo paciente e da fase da reabilitação que o mesmo se encontra. Para os pacientes com grau de comprometimento motor maior, o modo passivo pode ser usado para manter a amplitude de movimento nas articulações e a flexibilidade no músculo e no tecido conjuntivo. Este modo pode ser usado para reduzir temporariamente a hipertonia ou a resistência ao movimento passivo. Além disso, pode ajudar o paciente nas informações proprioceptivas sobre o espaço de trabalho do membro comprometido, à medida que a recuperação progride (LUM *et al.*, 2002b).

Para os pacientes com alguma capacidade motora, o modo ativo-assistido pode ser adequado. Este modo estimula o movimento produzido pelo próprio paciente resultado de contrações musculares (i.e., ativo). Deste modo, o modo ativo-assistido oferece benefícios, além daqueles conseguidos com o modo passivo, auxiliando na recuperação da força e da função muscular progressivamente, além de reduzir o risco de tromboembolismo (FERNANDES, 2015). O modo ativo-resistido deve ser usado por pacientes com grau de comprometimento motor menor. Este modo exige o máximo de esforço do paciente, e tem por objetivo aumentar a força, a potência e a resistência muscular, além de melhorar a coordenação motora (KISNER e COLBY, 2016). Um dispositivo robótico com estes três modos é útil e produtivo na recuperação motora do paciente, pois o nível de dificuldade pode ser manipulado ao longo do programa de reabilitação.

4.3. Sumário

A reabilitação robótica apresenta resultados promissores para os pacientes acometidos pelo AVE. A grande maioria dos dispositivos de reabilitação robótica para membros superiores existentes no mercado é tecnologicamente avançada. A disponibilidade desses dispositivos em ambientes clínicos é limitada, já que muitos desses dispositivos foram projetados para pesquisa. Segundo del-Ama *et al.* (2014), menos de 2% das clínicas de reabilitação possuem dispositivos robóticos de terapia. Conforme o pesquisador, as principais razões desta lacuna são o alto custo financeiro dos dispositivos disponíveis comercialmente e a dificuldade para operá-los.

Além disso, o fato de não haver evidências científicas suficientes para afirmar que os robôs são melhores que as terapias de reabilitação convencionais, em termos de custo-benefício, tem ampliado essa lacuna. Desse modo, há a necessidade do desenvolvimento de dispositivos cujos modelos possam, além de trazer melhorias e soluções aos problemas já identificados, facilite a popularização e o uso massificado dos dispositivos robóticos adicionalmente às terapias convencionais.

5. ESTUDO 1

O estudo 1 tem como objetivo desenvolver um dispositivo para reabilitação motora de membros superiores. Este capítulo focaliza a concepção e o design do dispositivo. Em específico, os requisitos de projeto do dispositivo robótico para reabilitação motora de membros superiores de pacientes acometidos por AVE são apresentados. E, ainda, os componentes fundamentais do sistema, as principais características, modos de operação, bem como a montagem final do dispositivo são apresentados.

5.1. Requisitos de Projeto

O dispositivo robótico proposto no presente trabalho foi projetado para cooperar fisicamente com um ser humano. Em particular, pacientes com comprometimento motor de membro superior provocado por um episódio de AVE. Os requisitos do dispositivo foram concebidos de modo a auxiliar efetivamente nos movimentos, e, ao mesmo tempo, garantir a segurança do paciente. Dessa forma, algumas funcionalidades e características desejáveis foram definidas para o dispositivo. Tais requisitos foram baseados em dispositivos robóticos propostos anteriormente (POLI *et al.*, 2013) e são mostrados no Quadro 2.

Quadro 2- Requisitos de projeto.

Requisito	Palavra-chave	Descrição
1	Tipo de movimento	Deve possibilitar movimentos de flexão/extensão de ombro e cotovelo no plano horizontal e um grau de liberdade
2	Simplicidade	O dispositivo deve ser construído a partir de soluções simples e acessíveis.
3	Portabilidade	O dispositivo deve ser fácil de carregar e transportar; possibilitando sua utilização em diferentes ambientes, como na clínica ou em casa.
4	Aplicabilidade	Refere-se a utilização do dispositivo nas diferentes fases de recuperação.
5	Adaptabilidade	Relaciona-se a capacidade do dispositivo de se adaptar à condição específica de cada paciente e à sua evolução.
6	Controlabilidade	Deve ser controlável de acordo com a intenção do usuário. Possibilitando diferentes modos de operação e ajustes de parâmetros.
7	Usabilidade	Diz respeito à praticidade e facilidade de uso, tanto para o terapeuta como para o paciente
8	Efetividade	Deve produzir o efeito e cumprir os objetivos para os quais foi projetado.
9	Aquisição de dados	Deve ser capaz de obter dados relativos aos treinamentos.

Fonte: Do autor.

Estes nove requisitos definiram as diretrizes da construção e nortearam o desenvolvimento do dispositivo robótico. Tal dispositivo busca ser uma solução viável para a reabilitação motora de membros superiores e pretende contribuir para uma aproximação entre os dispositivos robóticos e as clínicas de reabilitação, conforme as expectativas dos profissionais de saúde e dos pacientes.

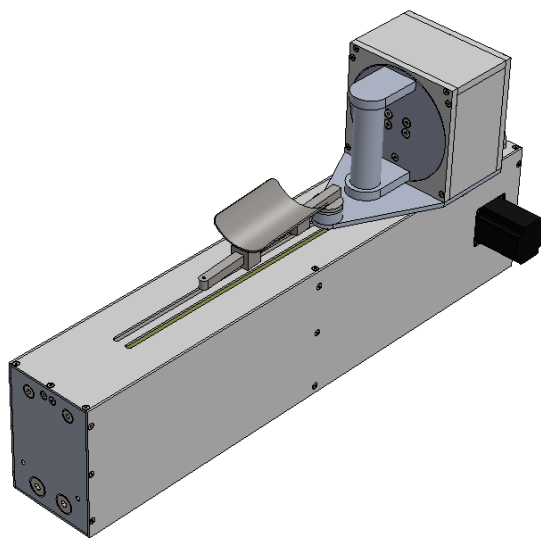
5.2. Projeto mecânico

A proposta para a configuração mecânica do dispositivo é do tipo efetuator final. O tipo de movimento do dispositivo focaliza a flexão/extensão de ombro e de cotovelo, tendo em vista a prática de exercícios repetitivos e intensivos para alcançar

o máximo de benefício na reabilitação. A vantagem de se utilizar um efetuator final é que sua estrutura é mais simples do que a de um exoesqueleto e, por isso, menos dispendiosa, além do controle ser menos complexo (BONIKOWSKI *et al.*, 2016), 2016). Dessa forma, busca-se atender os requisitos 1, 2, 3 e 4 do Quadro 2. Recentemente, Lee *et al.* (2020) demonstraram melhores resultados de recuperação da capacidade funcional do membro superior pós-AVE, em pacientes com comprometimentos de moderado a grave, envolvendo um dispositivo robótico do tipo efetuator final em comparação com um tipo de exoesqueleto. Mesmo que tenha sido um dos primeiros trabalhos a comparar os sistemas, mais pesquisas são necessárias para comprovar a superioridade de um sistema sobre outro.

O dispositivo foi projetado utilizando-se um conceito modular. As figuras a seguir retratam um módulo que corresponde ao treinamento unilateral. Desta forma, para o treinamento bilateral é preciso unir dois módulos unilaterais. Entretanto, não basta colocar um módulo do lado do outro. Esta ação aumenta a complexidade do controlador, uma vez que o mesmo deve executar novas tarefas, como a sincronização dos dois módulos. Questões relativas a isto serão discutidas posteriormente. A Figura 2 mostra o modelo 3D da estrutura mecânica proposta.

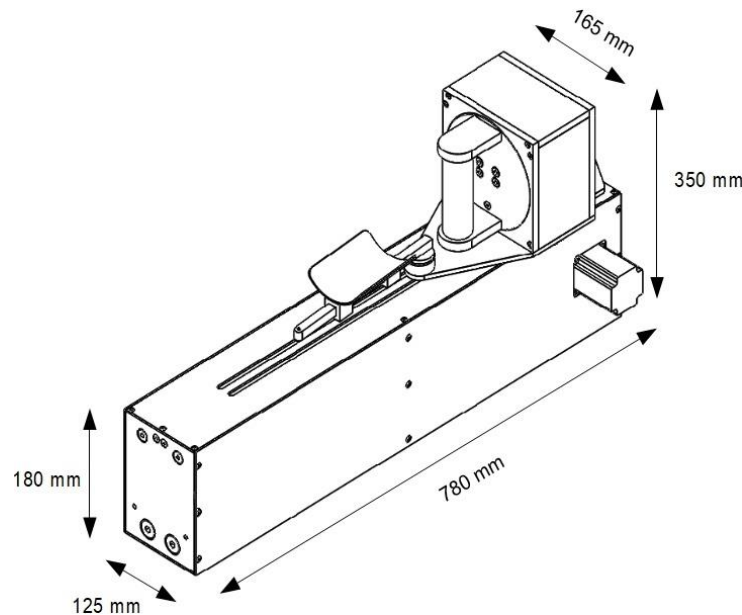
Figura 2 - Modelo 3D da estrutura mecânica.



Fonte: Do autor.

O projeto tem como base um perfil estrutural de alumínio 45(A) x 90(L) x 761,4(C) mm. A peça é bem resistente e fornece a estrutura necessária para sustentar todos os outros componentes. O *design* foi projetado para ser confortável quanto ao uso e relativamente portátil. As dimensões físicas do dispositivo são mostradas pela Figura 3. A medida do ressalto do motor não é mostrada na figura e corresponde a 70 mm. Desta forma, considerando-se um prisma retangular envolvendo todo o dispositivo. A medida total será de 215(L) x 350(A) x 780(C) mm, o que resulta em um volume de 58.695.000 mm³ ou 58,7 L. Com estas dimensões é possível, por exemplo, transportar o dispositivo facilmente no porta-malas de qualquer veículo.

Figura 3 - Dimensões do dispositivo.



Fonte: Do autor.

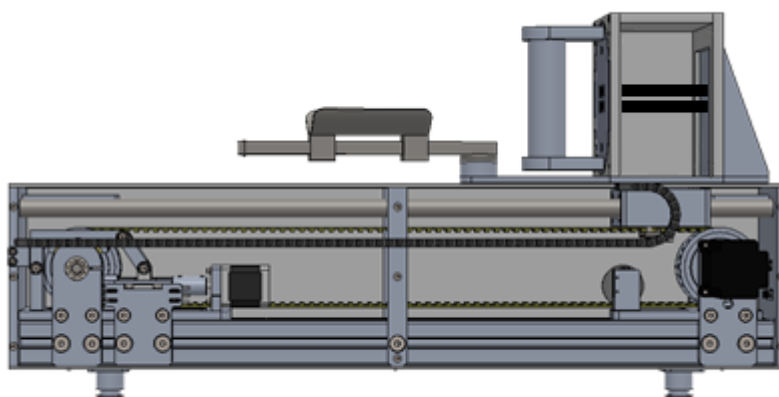
A estrutura foi idealizada visando a funcionalidade desejada e o conforto do paciente. No caso, ele deve realizar movimentos de puxar ou empurrar a manopla, exigindo, desta forma, a flexão/extensão do cotovelo e ombro, no qual a amplitude máxima de movimento é limitada em 40 cm. Para isso, a parte superior do dispositivo, mostrada na Figura 2 e na Figura 3, é móvel. Esta se desloca descrevendo uma trajetória linear no plano.

Para utilizar o dispositivo, o usuário deve se posicionar à frente do mesmo, agarrar a manopla com a mão enquanto acomoda o braço no suporte para antebraço, o qual é ajustável, permitindo a utilização por pessoas de diferentes tamanhos. Além

disso, graças ao design simétrico do dispositivo, ele pode ser usado tanto pelo membro superior do lado direito como do lado esquerdo, sem restrições.

Assim, a estrutura precisa dar suporte a todos os elementos que compõem o dispositivo. Internamente, estão os sensores, os atuadores, as polias, as correias, as peças de suporte entre outros. A Figura 4 apresenta os elementos internos do dispositivo robótico.

Figura 4 - Elementos internos do dispositivo robótico.



Fonte: Do autor.

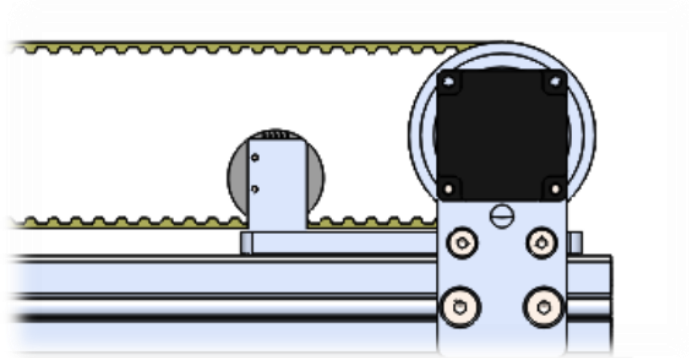
Para facilitar o entendimento, será descrito cada sistema que compõe o dispositivo, a saber: o sistema de tração, o sistema de frenagem/resistência, o deslizador e o efetuator final.

5.2.1. Sistema de Tração

O sistema de tração é composto pelo motor, pelas polias, pelas correia e pelas peças de acoplamento e de suporte. O motor utilizado para tração é um motor de passo padrão *Nema 23* da marca *Wotion*, modelo *WS23-0240-20-4*. Este motor possui torque estático de 24 kgf.cm, corrente por fase de 2 A, ângulo de passo de 1,8°. Este motor foi escolhido porque é compacto, tem alta precisão quanto ao posicionamento, bom torque, baixo consumo de energia e de fácil reposição. A polia escolhida foi a polia sincronizadora 25T10 6F e a correia escolhida foi a correia sincronizadora PU/Aço T10 1560, ambas da marca *Optibelt*. Este sistema tem o objetivo de fornecer

o torque necessário para movimentar o deslizador quando necessário. A Figura 5 mostra o sistema de tração.

Figura 5 - Sistema de tração.

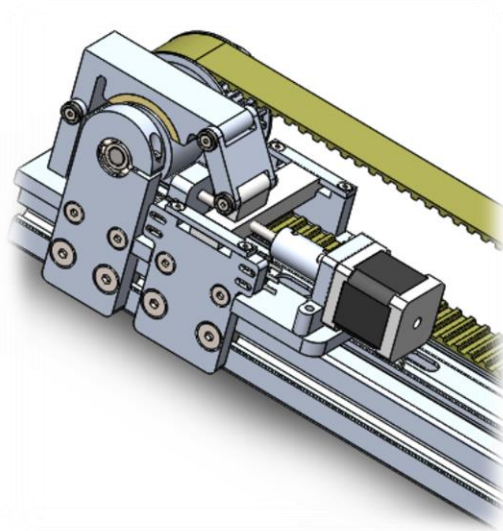


Fonte: Do autor.

5.2.2. Sistema de Frenagem/Resistência

A carga resistiva é adicionada por meio de um sistema de frenagem mecânico. A peça feita de celeron, que é um material de derivação fenólica, reforçado com tecido de algodão, entra em atrito com uma peça de alumínio. A intensidade da frenagem é controlada por meio da variação da força de atrito entre as duas peças componentes do freio. Por sua vez, a variação da força de atrito é conseguida por meio da variação da força de contato entre as peças através de um sistema mecânico acionado por um motor de passo padrão Nema 17. O motor é produzido pela *MotionKing*, modelo 17HS4401. O motor possui torque estático de 4 kgf.cm, corrente por fase de 1,7 A, ângulo de passo de 1,8°. A Figura 6 mostra o sistema de frenagem/resistência.

Figura 6 - Sistema de frenagem/resistência.

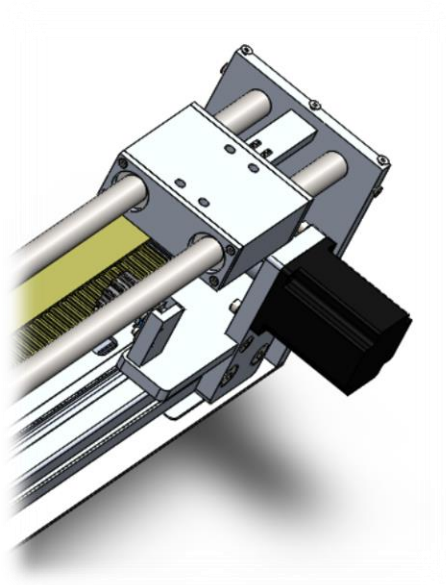


Fonte: Do autor.

5.2.3. Deslizador

O deslizador é o elemento fixado no sistema de tração e é o responsável por guiar o movimento do efetuador final. O deslizador se desloca sobre duas barras paralelas, nas quais está fixado por meio de buchas de UHMW (*Ultra High Molecular Weight Polyethylene*). A bucha é um tipo de material plástico com excelentes propriedades mecânicas, entre elas destacam-se: a alta resistência ao desgaste por abrasão, a alta resistência ao impacto e o baixo coeficiente de atrito. A Figura 7 mostra em detalhes a estrutura do deslizador.

Figura 7 - Deslizador.

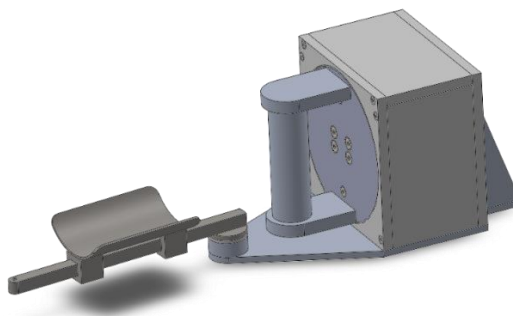


Fonte: Do autor.

5.2.4. Efetuador

É através do efetuator (manopla) que o paciente estabelece contato com o dispositivo. Desta forma, tem-se também o suporte de antebraço, o qual foi concebido para ser estável, confortável e adaptável para todos os tamanhos de mão e de braço, atendendo, em parte, ao requisito 5. Adicionalmente, o suporte de antebraço também serve para evitar movimentos anormais e reduzir o efeito da gravidade. O efetuator é mostrado pela Figura 8.

Figura 8 - Efetuador



Fonte: Do autor.

5.2.5. Confeção das peças

As peças que compõem o dispositivo foram fabricadas sob medida. Tecnologias de usinagem e impressão 3D, a partir de modelos digitais criados por meio dos aplicativos *Autocad* e *Solidworks*. De acordo com Prado Filho (2019), “usinagem é a operação que confere à peça forma, dimensões ou acabamento superficial, ou ainda uma combinação destes, através da remoção de material sob a forma de cavaco”.

Entende-se cavaco como uma porção de material da peça retirada pela ferramenta, caracterizando-se por apresentar forma irregular. Desta forma, parte-se de uma peça bruta do material a ser usinado, em formato, por exemplo, de bloco, de chapa, de tarugo, entre outros, e de tamanho maior do que aquilo que se deseja produzir e retira-se material até obter a peça desejada. De um modo geral, as principais operações de usinagem podem ser classificadas em torneamento, em aplainamento, em fresamento, em furação, em brochamento e em retificação.

A maioria das peças produzidas por meio de usinagem é de alumínio. Este é um dos materiais mais utilizados para este fim, devido principalmente às suas características físicas, entre elas: excelente condutividade térmica, alta resistência à corrosão em ambientes úmidos e leveza; por exemplo, o alumínio pesa cerca de um terço do peso do aço para um mesmo volume de material. Também, algumas peças foram produzidas utilizando-se o material plástico UHMW, principalmente aquelas que se movimentam.

O processo de fabricação de peças com a impressora 3D utiliza um conceito oposto ao da usinagem. Ao invés de retirar material, a impressão 3D utiliza um processo de adição de material. Desta forma, as peças são criadas pela deposição de materiais em camadas com base no modelo digital. Existe uma boa variedade de materiais que podem ser utilizados na impressão 3D. Geralmente, utiliza-se materiais plásticos como o *ABS* (*Acrilonitrilo-butadieno-estireno*), *PLA* (*Ácido Polilático*), *PET* (*Politereftalato de etileno*) e *nylon*. Algumas impressoras podem trabalhar com outros tipos de materiais, como, por exemplo, resina e gesso. Para este projeto, optou-se por usar o *ABS*, por este material apresentar boa resistência mecânica e térmica, além de

apresentar uma qualidade melhor que a de outros plásticos, em relação à acabamento.

A decisão de mesclar peças usinadas com peças impressas na montagem do dispositivo está relacionado ao custo e ao peso das peças. As peças usinadas são mais resistentes que as peças impressas, já que, em geral, as peças são fabricadas a partir de materiais metálicos. Em contrapartida, as peças impressas são mais leves e mais baratas para serem fabricadas. Desta forma, buscou-se o equilíbrio na utilização destas tecnologias, de forma a não comprometer a funcionalidade e a durabilidade do protótipo, bem como não o tornar pesado e financeiramente inviável.

5.3. Eletrônica

A parte eletrônica é essencial para o funcionamento do dispositivo robótico. Ela é responsável, por exemplo, para fazer o acionamento dos motores, leitura dos sensores, conversão dos sinais analógicos em digitais, interfaceamento, coordenar as ações do robô, entre outras funções. Para realizar as ações são usados diversos tipos de componentes eletrônicos como resistores, capacitores, LEDs (Light Emitting Diodes), microcontroladores, drivers de potência, reguladores de tensão, módulos de comunicação entre outros. A seguir, serão apresentados os principais componentes utilizados neste trabalho, a sua função, bem como uma breve descrição dos mesmos.

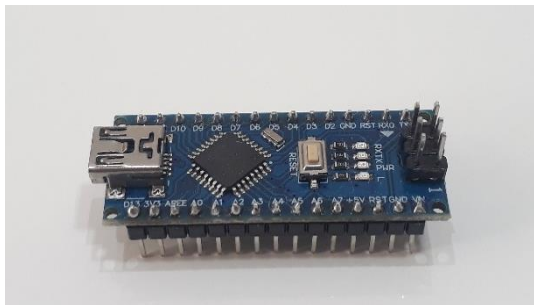
5.3.1. Microcontrolador

O microcontrolador (*MCU*, do inglês *microcontroller unit*) é uma espécie de pequeno computador contido em um único circuito integrado (CI) (STALLINGS, 2017). O microcontrolador é constituído basicamente de uma Unidade Central de Processamento (*CPU*, do inglês *Central Processing Unit*), memórias de programa e dados, periféricos de entrada/saída, conversores de sinais, timers, entre outros. Este componente tem sido muito utilizado no desenvolvimento de sistemas embarcados, por ser programável, compacto, consumir pouca energia e de baixo-custo.

Neste projeto, o *MCU* tem papel fundamental. O mesmo desempenha a função de controlador do sistema. Dentre suas atribuições, está a recepção dos comandos do usuário, decodificação e execução dos mesmos. Para isso, o *MCU* deve realizar a coordenação da operação dos demais componentes. Por exemplo, ele envia sinais de acionamento dos motores, faz leitura dos sensores, conversão de sinais, etc. Além disso, ele pode retornar informações para o usuário.

No mercado, encontra-se um grande número de fabricantes e famílias de microcontroladores. Foi escolhido para utilização neste trabalho o microcontrolador *Atmel ATmega 328*, que possui as seguintes características: Tensão de operação (nível lógico) de 5 V; 14 pinos digitais de I/O (*Input/Output*); Memória Flash de 32 KB; SRAM de 2 KB; EEPROM 1 KB; Velocidade de Clock de 16 MHz. Este componente pode ser utilizado em modo *standalone*, numa placa de circuito impresso (PCB, do inglês *Printed Circuit Board*) ou no protoboard, adicionando os componentes necessários para seu funcionamento. Entretanto, optou-se por utilizar a placa de desenvolvimento Arduino Nano (Figura 9) por já conter todos os componentes necessários e possível utilização na protoboard.

Figura 9 - Arduino Nano



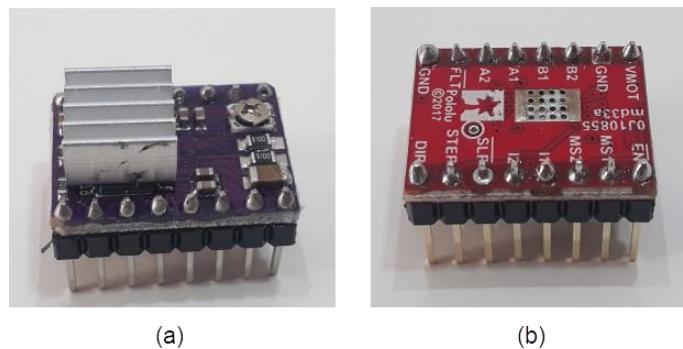
Fonte: Do autor.

5.3.2. Drivers

Os *drivers* são os componentes utilizados para acionar e controlar os motores de passo conforme a aplicação. O *driver* converte os sinais de comando enviados pelo controlador em sinais de potência. Tipicamente, um *drive* de motor de passo requer entrada na forma de direção e pulsos, que controlam, respectivamente, o sentido de

rotação (i.e., horário ou anti-horário) e a quantidade de movimento. Para cada pulso, o *drive* gera corrente em cada fase do motor para mover o rotor em um passo ou micropasso. Serão utilizados os *drivers* DRV8825 e MP6500 (Figura 10) para acionar os motores de passo Nema 17 e Nema 23, respectivamente. Estes drivers têm características muito similares. Porém, o MP6500 possibilita o controle digital de corrente, o qual é útil para controlar o torque do motor de passo. Esta característica é importante para a implementação dos modos de operação do dispositivo.

Figura 10 - Drivers motores de passo. (a) DRV8825; (b) MP6500.

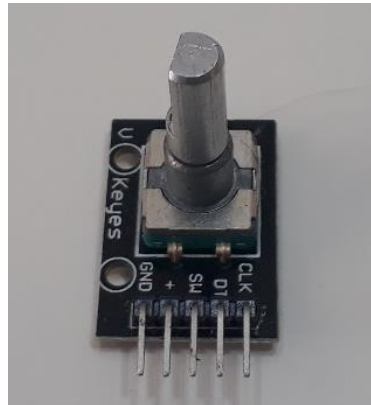


Fonte: Do autor.

5.3.3. Encoder

O encoder é utilizado para medir movimento rotacional de um eixo. Ele converte o movimento rotacional em impulsos elétricos, gerando uma quantidade precisa de pulsos por giro ao longo de toda a sua rotação. Desta forma, é possível medir o deslocamento do efetuador do dispositivo e determinar sua posição. No caso, será utilizado o encoder KY-040 (Figura 11), que permite rotação contínua (sem limite) e possui resolução de 20 pulsos por revolução, tensão de operação de 5V e corrente máxima de 10 mA.

Figura 11- Encoder KY-040



Fonte: Do autor.

5.3.4. Chave fim de curso

As chaves de fim de curso são usadas como sensores para delimitar o movimento mecânico das partes móveis do dispositivo. O modelo utilizado foi a KW-11-3Z (Figura 12). Esta chave de fim de curso conta com uma haste metálica com uma pequena roldana na ponta. Possui três terminais para conexão de fios, e capacidade para trabalhar com uma tensão máxima de 250V e corrente máxima de 5A.

Figura 12 - Chave fim de curso KW-11-3Z.

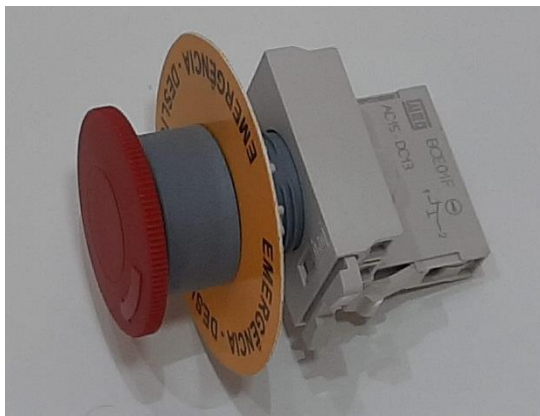


Fonte: Do autor.

5.3.5. Botão de emergência

Para conferir maior segurança ao usuário, utiliza-se um botão de emergência Weg com bloco de contato BCE01F. Este botão possui um contato normalmente fechado que está ligado em série com a alimentação do circuito. Desta forma, se houver emergência, basta pressioná-lo para que a alimentação seja cortada e o dispositivo pare instantaneamente.

Figura 13 - Botão de emergência.



Fonte: Do autor.

5.3.6. Módulo de comunicação Bluetooth

O usuário poderá enviar comandos para o dispositivo por meio de comunicação sem fio do tipo *Bluetooth*, que é uma tecnologia amplamente difundida e é usada em diversos equipamentos como *smartphones*, *tablets*, *notebooks* e outros. O componente utilizado para prover esta funcionalidade é o HC-05 (Figura 14), que permite uma conexão com alcance médio de 10 m, dissipando uma potência máxima de 2.5 mW. Na configuração padrão, a taxa de transmissão é de 9600 bps, podendo chegar ao máximo de 1382400 bps. Um detalhe importante é que a tensão de operação (nível lógico) utilizada pelo módulo é de 3.3 V, enquanto que a maioria dos MCU utilizam padrão TTL, ou seja, 5V. Desta forma, é preciso utilizar um conversor de nível lógico ou utilizar um divisor resistivo para adequar os níveis de tensão.

Figura 14 - Módulo Bluetooth HC-05



Fonte: Do autor.

5.3.7. Fonte de Alimentação

A fonte de alimentação é o dispositivo responsável por fornecer energia elétrica aos componentes eletrônicos. Ela transforma a corrente alternada da rede elétrica em corrente contínua, já na tensão adequada para o circuito. No caso, utiliza-se uma fonte chaveada bivolt (127 V ou 220 V), potência de 120 W, que fornece, na saída, tensão de 12 V e corrente máxima de 10 A.

Figura 15 - Fonte de alimentação 12 V / 10 A.



Fonte: Do autor.

5.3.8. Sinalização

Algumas informações são comunicadas pelos usuários por meio de luzes e de som. Por exemplo, para sinalizar que o sistema está ligado, utiliza-se um LED de cor verde. Aceso, significa sistema ligado e, apagado, sistema desligado. Outro LED, na cor azul, indica o status da conexão Bluetooth. Piscando, sinaliza que o dispositivo não está conectado. Aceso continuamente, sinaliza que o dispositivo está conectado. Utilizam-se resistores de $300\ \Omega$ em série, com os LEDs, a fim de limitar a corrente elétrica e evitar a queima dos mesmos. Além disso, o dispositivo possui um alto-falante de $4\ \Omega/3\ W$, que é usado para sinalizar início de operação, início e fim de treinamento, e alcance da distância desejada.

Figura 16 - Componentes para sinalização. (a) LEDs e resistores. (b) Alto-falante.



(a)



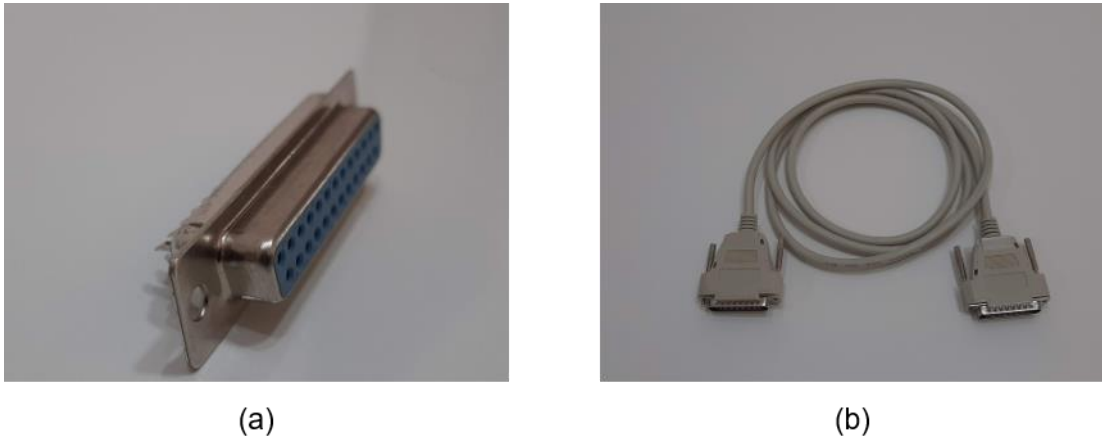
(b)

Fonte: Do autor.

5.3.9. Interconexão entre o circuito eletrônico e o módulo mecânico

Tendo em vista que o circuito eletrônico fica à parte do módulo mecânico, para fazer a conexão entre eles utiliza-se conectores DB-25 fêmea e cabo paralelo macho x macho. Assim, os fios do circuito e do módulo são soldados aos conectores e o cabo paralelo faz a conexão entre eles. A Figura 17 mostra estes componentes.

Figura 17 – Componentes de interconexão. (a) Conector DB-25. (b) Cabo paralelo.

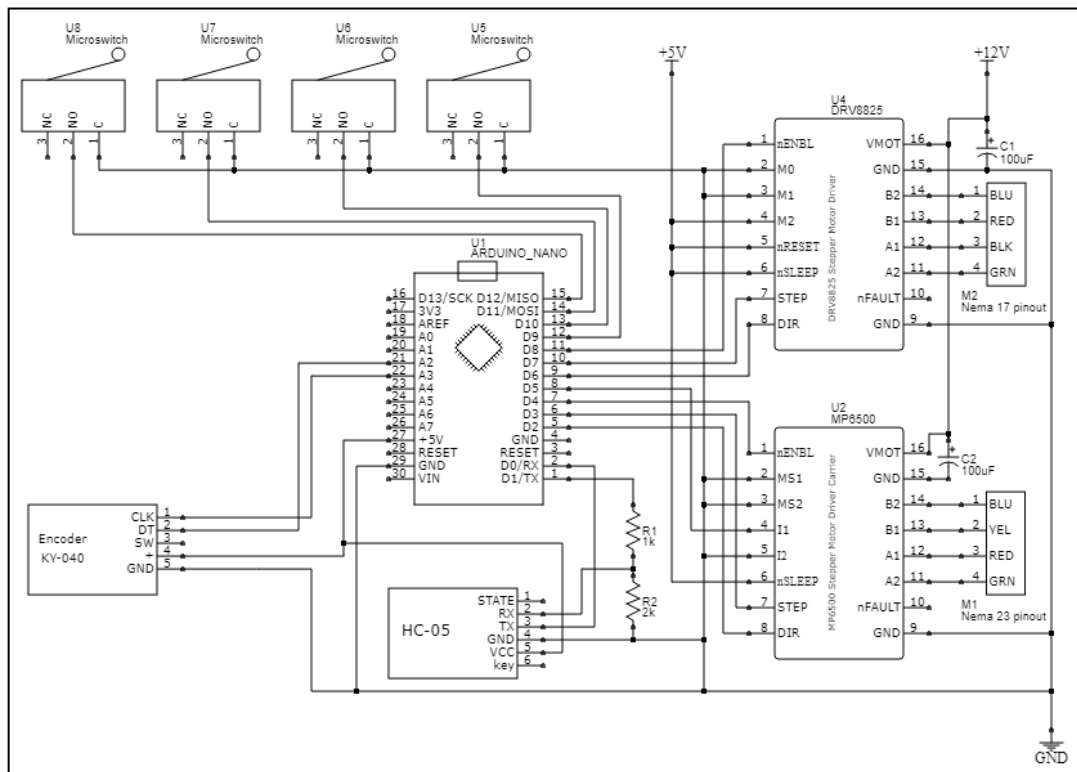


Fonte: Do autor.

5.3.10. Diagrama do circuito

Os componentes estão interligados entre si, conforme o diagrama apresentado na Figura 18.

Figura 18 - Diagrama do circuito eletrônico.



Fonte: Do autor.

5.4. Modos de operação

Este dispositivo implementará três modos de operação, sendo eles: passivo, ativo-assistido e ativo-resistido. Estes modos de operação estão em consonância e são similares à forma de operação dos dispositivos encontrados na literatura (MACIEJASZ *et al.*, 2014), além de se equipararem com as formas de treinamento da terapia convencional. A vantagem de se ter modos com objetivos e dificuldades diferentes é a possibilidade de uso por diferentes pessoas, em situações diversas, satisfazendo o requisito 4.

No modo passivo, o robô irá produzir a força necessária para movimentar o braço parético durante toda a execução do movimento. A amplitude máxima, bem como a quantidade e a intensidade do treinamento será definido pelo terapeuta de acordo com as condições do paciente. Para isso, será necessário definir parâmetros como número de repetições, distância e velocidade. Para estes dois últimos, pode-se escolher entre cinco níveis diferentes.

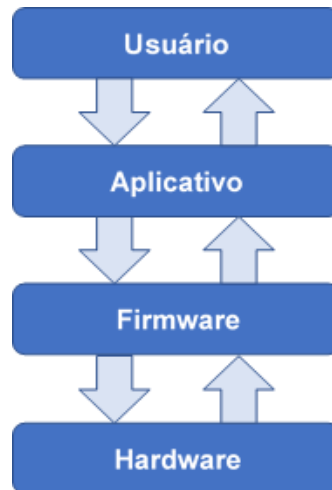
No modo ativo-assistido, o paciente inicia o movimento e, se necessário, o robô fornece auxílio quando o paciente não consegue completar o movimento desejado de forma independente. No caso, o robô fornece assistência aplicando um impulso, até que o paciente consiga atingir a posição pré-definida pelo terapeuta. O robô atuará sempre que o paciente parar de mover o efetuator antes da posição desejada. Caso o paciente consiga realizar o movimento desejado algumas vezes, sem nenhum auxílio, o dispositivo automaticamente se adaptará e estimulará a realização do movimento em uma amplitude maior.

No modo ativo-resistido, o paciente deve mover o braço contra uma resistência gerada pelo robô. A resistência inicial deve ser previamente definida pelo terapeuta. No caso de o dispositivo perceber que o paciente está com dificuldade para completar o movimento, ele automaticamente diminuirá a carga percebida pelo paciente. E, no caso oposto, o dispositivo automaticamente aumentará a carga. Em ambos os casos, o ajuste da carga será feito de forma gradativa. Essas adaptações que o dispositivo realiza, tanto no modo ativo-resistido como no modo ativo-assistido, foram idealizadas para atender ao requisito 5.

5.5. Software

Para implementar os modos de operação descritos na seção anterior, além do hardware, foi preciso desenvolver um software para controle deste hardware, comumente chamado de firmware; e um software aplicativo, que será especialmente desenvolvido para dispositivos móveis, o qual inclui uma interface gráfica para interação com o usuário. As interações entre estes elementos ocorrem conforme mostrado na Figura 19.

Figura 19 - Interações entre Hardware, Firmware, Aplicativo e Usuário.



Fonte: Do autor.

5.5.1. Firmware

Firmware é um software que é incorporado a um sistema embarcado e fica armazenado em memória não-volátil, tais como ROM, EPROM, EEPROM ou FLASH (STRINGHAM, 2009). Na indústria, *firmware* também é conhecido como software embarcado ou software de baixo nível, e tem por finalidade controlar todas as funções do dispositivo, além de monitorar e manipular dados. O *firmware* interage diretamente com o *hardware* e vice-versa. Para desenvolver o firmware do dispositivo, utilizou-se

a linguagem própria do Arduino, que é baseada em C/C++, através da IDE (do inglês *Integrated Development Environment*) do Arduino.

O firmware executa inicialmente uma rotina de inicialização, a qual verifica a posição do efetuator e o estado do freio (i.e., se acionado ou não) e, se necessário, movimenta o manipulador para a posição inicial e/ou libera totalmente o freio. Em seguida, verifica se há conexão Bluetooth disponível e realiza a conexão. Depois disso, ele passa a executar as instruções conforme o modo de operação selecionado pelo usuário, satisfazendo, portanto, ao requisito 6.

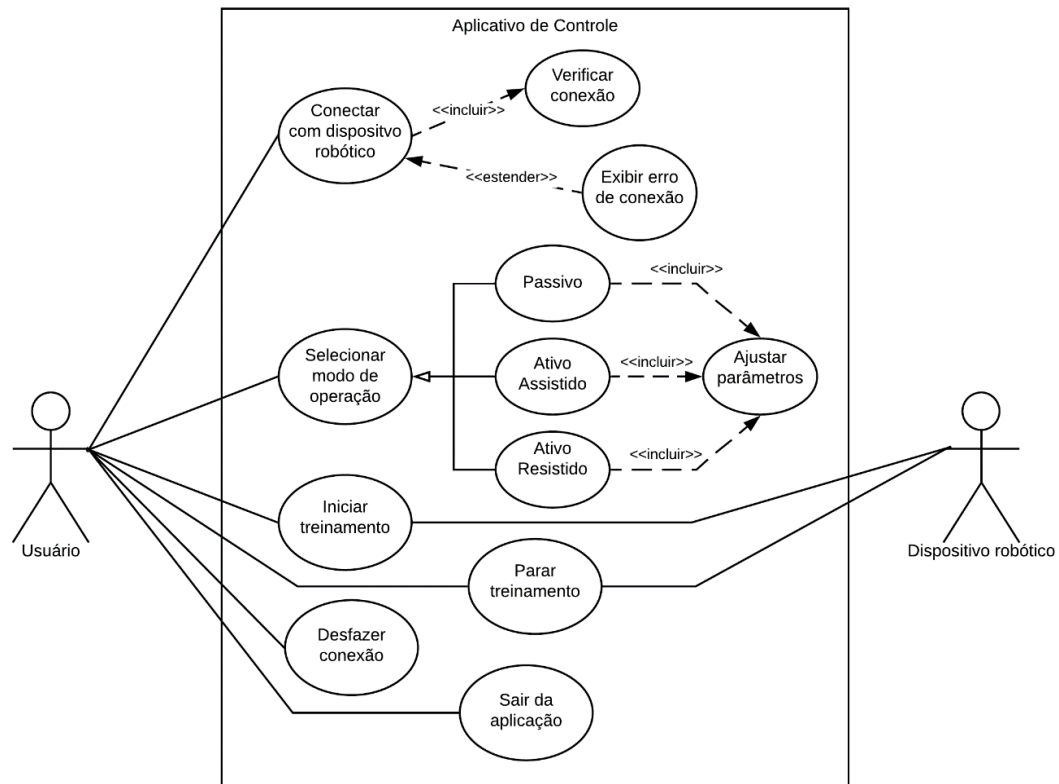
5.5.2. Aplicativo

Um aplicativo mobile, popularmente conhecido como *app*, é um *software* desenvolvido para ser especialmente utilizado por dispositivos móveis como *smartphones* e *tablets*, onde as principais plataformas são o *iOS* e o *Android*. A ideia é desenvolver um aplicativo cuja interface gráfica seja simples, intuitiva e com *layout* amigável, de fácil aprendizagem e uso.

A interface gráfica (GUI, do inglês *Graphical User Interface*) consiste em um modelo de interface do utilizador que permite a interação com o dispositivo através de elementos gráficos (GALITZ, 2007). Uma boa interface gráfica é importante para tornar a experiência de interação homem-máquina mais fácil e produtiva. Nisto, surge o conceito de usabilidade, que corresponde ao requisito 7 do projeto.

A Figura 20 mostra o diagrama de caso de uso para o aplicativo de controle proposto. Por meio dele, é possível ter uma visão geral do funcionamento do aplicativo, que permite realizar a conexão e a desconexão entre o dispositivo móvel e o dispositivo robótico, via Bluetooth, selecionar o modo de operação, ajustar os parâmetros, iniciar e parar o treinamento.

Figura 20 - Diagrama de caso de uso do aplicativo de controle.

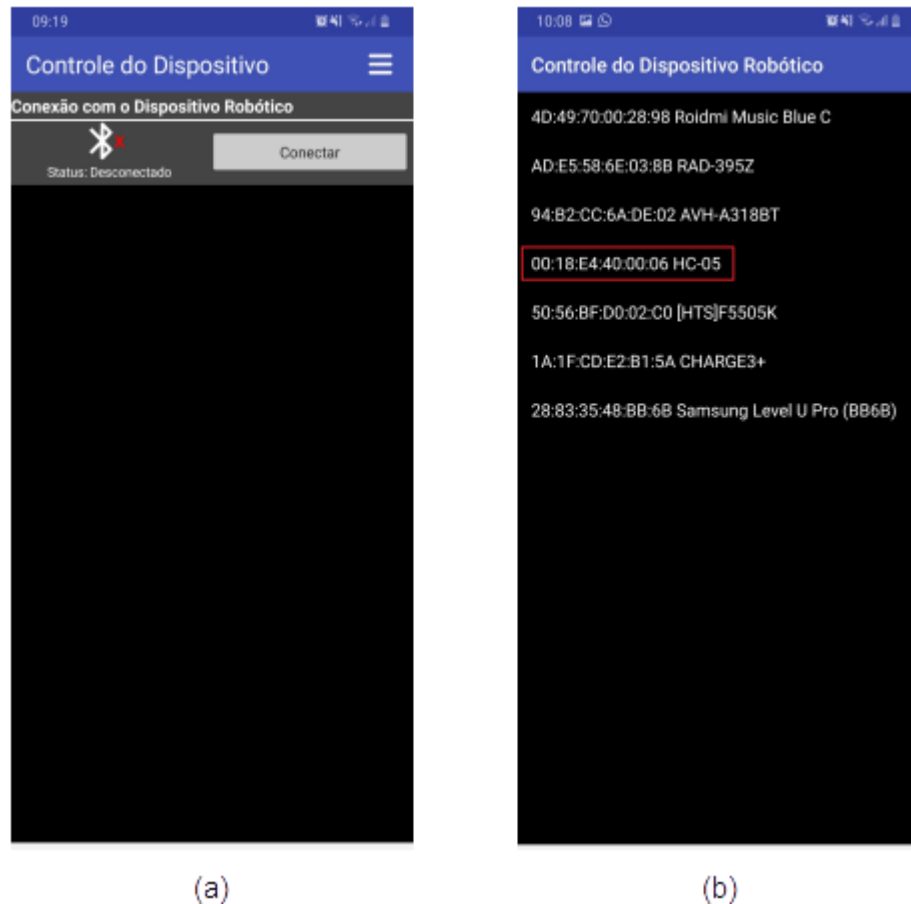


Fonte: Do autor.

O aplicativo de controle foi desenvolvido por meio do ambiente de programação MIT App Inventor (MIT, c2020). O App Inventor foi escolhido por ser um ambiente de programação visual de código aberto, bastante versátil e flexível, e que possibilita a criação de aplicativos móveis de forma ágil e eficaz. Com esta ferramenta, foi possível construir um aplicativo que pode ser utilizado em smartphones e tablets da plataforma Android. Na sequência, apresentam-se as telas do aplicativo, suas funcionalidades e o fluxo empregado para controlar o dispositivo robótico.

Ao abrir o aplicativo, a tela principal será mostrada (Figura 21a). A primeira ação que deverá ser realizada é a conexão com o dispositivo robótico. Para isso, basta clicar no botão “Conectar” e selecionar, na lista de dispositivos Bluetooth pareados, aquele correspondente ao dispositivo robótico, conforme mostra a Figura 21b. Caso a conexão seja bem-sucedida, o aplicativo dará acesso às outras funcionalidades do dispositivo. Senão, uma mensagem de erro aparecerá na tela e o procedimento para conexão deverá ser repetido.

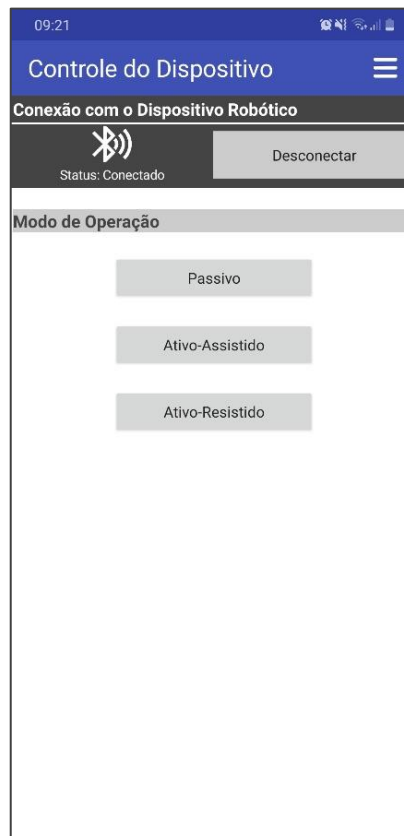
Figura 21 - Telas do aplicativo. (a) Tela principal. (b) Tela de conexão.



Fonte: Do autor.

Após a conexão com o dispositivo, a tela para selecionar os modos de operação será exibida, conforme a Figura 22. Observa-se que o ícone e o status da conexão se alteram, de modo a indicar o status atual da conexão. Percebe-se, também, que o botão “Conectar” se altera para “Desconectar”, permitindo que o usuário interrompa a conexão no momento em que ele desejar. No menu de modo de operação, há três opções disponíveis: Passivo, Ativo-Assistido e Ativo-Resistido (descritos no item 5.4).

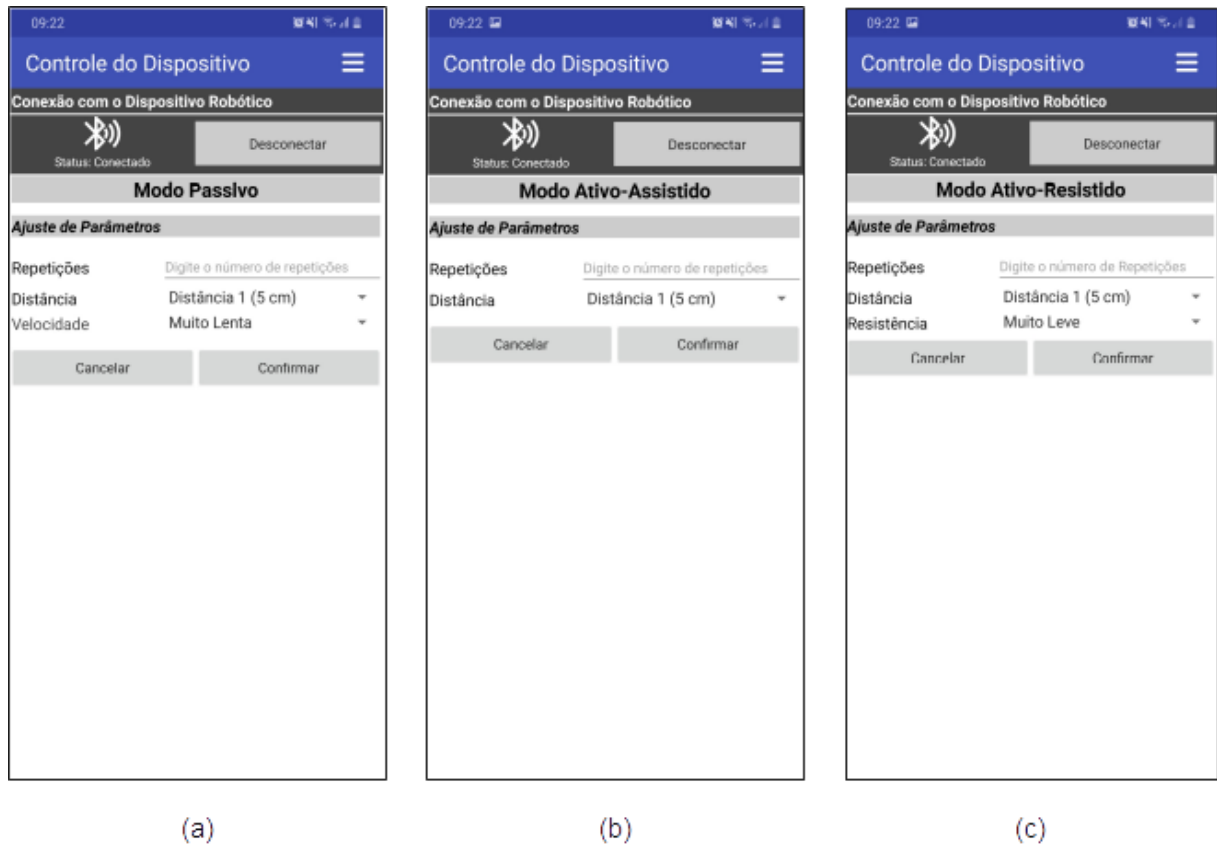
Figura 22 - Tela Modo de Operação.



Fonte: Do autor.

Após selecionar um dos modos de operação, a tela de ajuste de parâmetros correspondente será apresentada. A Figura 23 mostra as telas de ajuste de parâmetro para os modos passivo (a), ativo-assistido (b) e ativo-resistido (c). Os parâmetros configuráveis são: *Repetições* e *Distância* (comum a todos os modos); *Velocidade* (modo passivo); *Resistência* (modo ativo-resistido). O parâmetro *Repetições* é um campo numérico, no qual se digita o número de repetições pretendidas. Já o parâmetro *Distância* é uma lista com cinco itens onde se deve selecionar um deles, dentre as opções: 5 cm, 10 cm, 20 cm, 30 cm e 40 cm. Com relação ao parâmetro *Velocidade*, este também é uma lista com cinco itens, a saber: Muito Lenta, Lenta, Média, Rápida, e Muito Rápida. O parâmetro *Resistência* corresponde a carga que será aplicada pelo sistema, a qual poderá ser: Muito Leve, Leve, Médio, Pesado e Muito Pesado.

Figura 23 - Telas de ajuste de parâmetros. (a) Modo Passivo. (b) Modo Ativo-Assistido. (c) Modo Ativo-Resistido.



Fonte: Do autor.

Após os ajustes dos parâmetros, basta clicar em confirmar para que estas informações sejam enviadas para o dispositivo robótico, o qual se preparará para executar o treinamento, conforme os parâmetros selecionados. Depois de alguns instantes, a tela mostrada na Figura 24 será apresentada. O treinamento somente terá início quando o usuário pressionar o botão *Iniciar*. Se o usuário pressionar o botão *Cancelar/Voltar*, o aplicativo cancela as configurações realizadas e retorna à tela modo de operação, dando a possibilidade de o usuário selecionar outro modo de operação e realizar nova configuração de parâmetros.

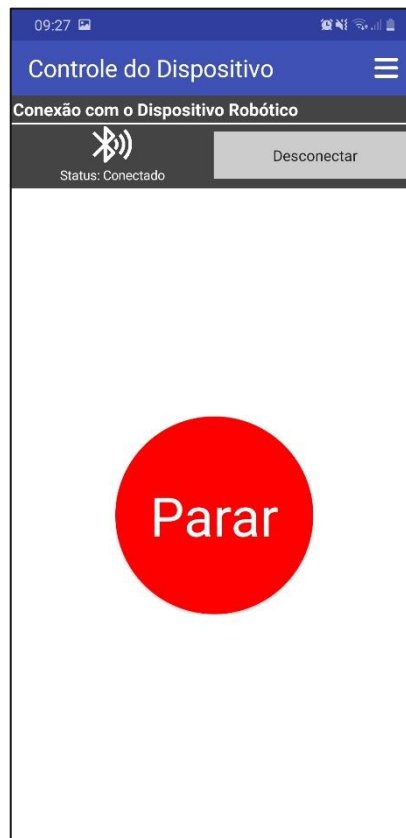
Figura 24 - Tela Iniciar Treinamento.



Fonte: Do autor.

Depois de clicar em *Iniciar* o dispositivo robótico começará a executar o treinamento conforme a configuração do usuário. No aplicativo, será exibida a tela conforme a Figura 25. Nesta tela, o usuário tem a possibilidade de interromper o treinamento ou, então, aguardar até a conclusão do mesmo. Em ambos os casos, o aplicativo retorna para a tela de modos de operação, possibilitando a configuração de um novo treinamento.

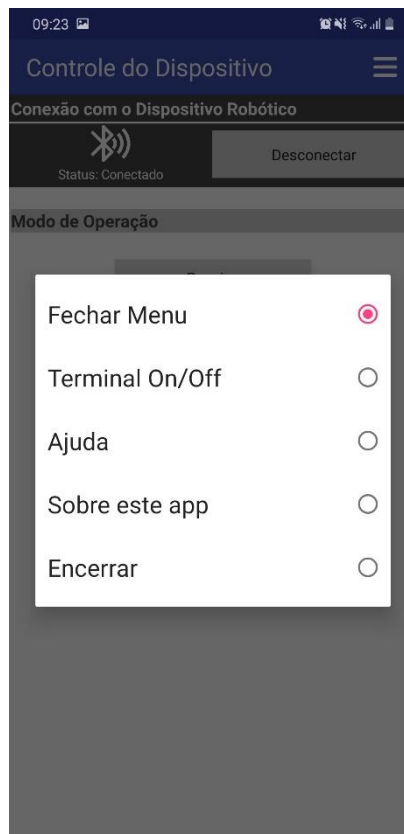
Figura 25 - Tela Parar Treinamento.



Fonte: Do autor.

No canto superior direito, encontra-se o menu com algumas opções do aplicativo. Ao pressionar o ícone (≡) são apresentadas, conforme a Figura 26, as seguintes opções: *Fechar Menu*, *Terminal On/OFF*, *Ajuda*, *Sobre este app* e *Encerrar*.

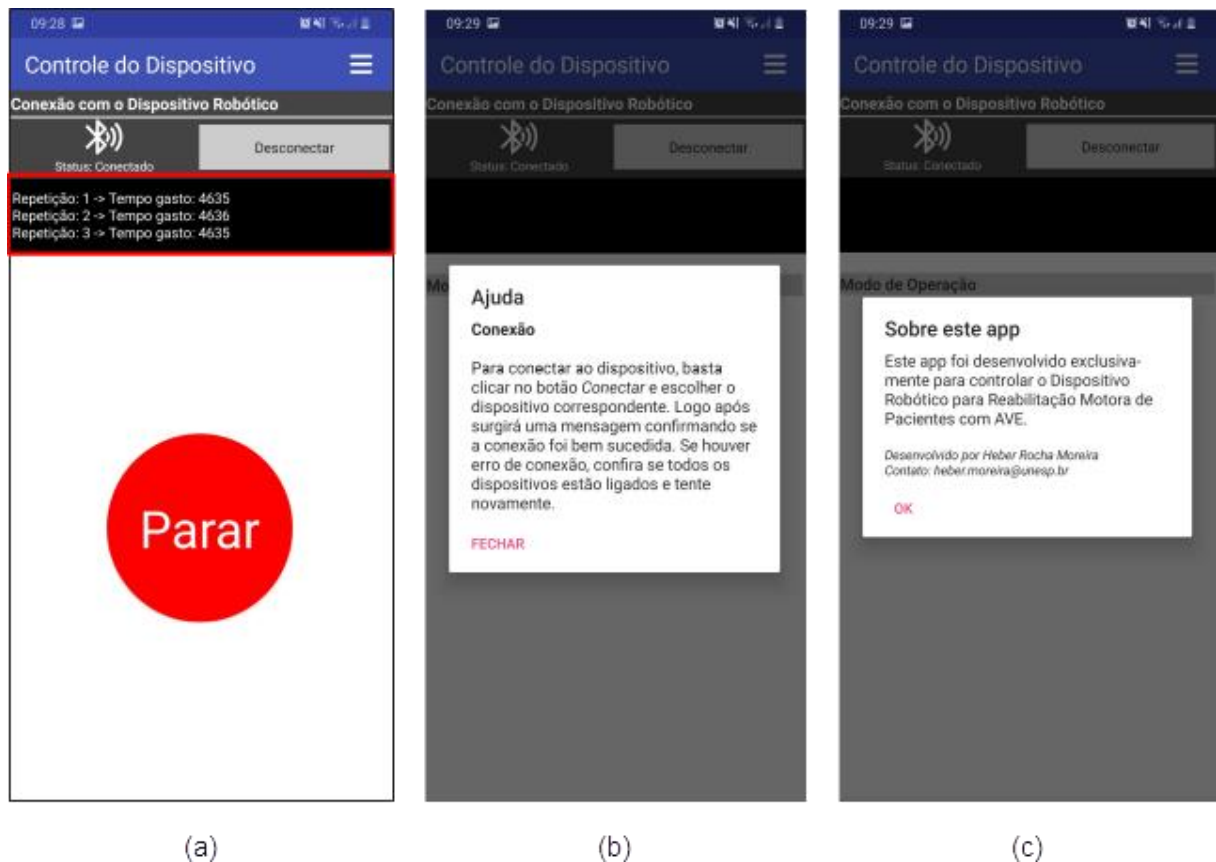
Figura 26 - Menu do aplicativo.



Fonte: Do autor.

O item *Fechar Menu* simplesmente fecha o menu, sem nenhuma alteração. O item *Terminal On/OFF* adiciona uma caixa de texto na interface gráfica para mostrar informações do treinamento, como a iteração atual e o tempo gasto para executar o exercício (Figura 27a), satisfazendo de forma simplificada ao requisito de projeto nº 9. Já o item *Ajuda* apresenta informações para auxiliar o usuário (Figura 27b). Em relação ao item *Sobre este app*, este apresenta informações sobre o desenvolvedor e formas de contato (Figura 27c). Quanto ao item *Encerrar*, ao confirmar a operação, o dispositivo é colocado em posição para o transporte, a conexão é encerrada e o aplicativo fechado.

Figura 27 - Opções do app. (a) Terminal. (b) Menu *Ajuda*. (c) Menu *Sobre este app*.

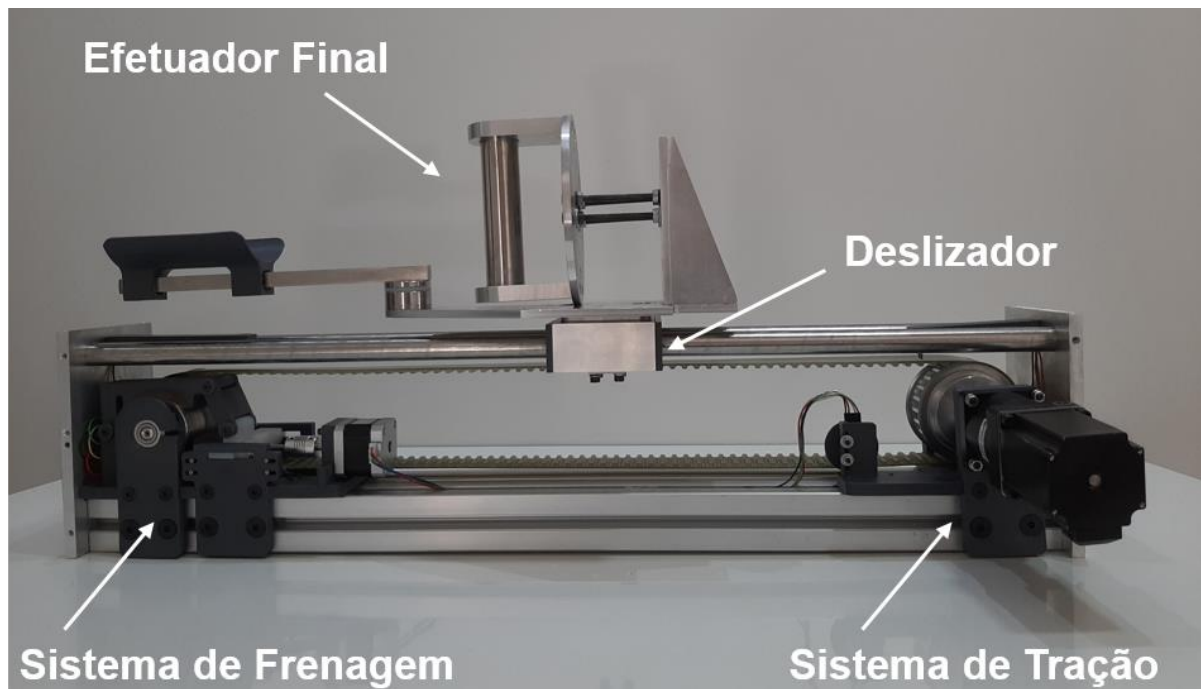


Fonte: Do autor.

5.6. Montagem do protótipo

De posse de todas as peças mecânicas, dos componentes eletrônicos e também dos elementos de fixação como parafusos, arruelas e porcas, iniciou-se o processo de montagem da mecânica do protótipo, que consistiu em unir todas as peças assegurando a fixação correta e precisa de todos os elementos, a fim de garantir a qualidade de montagem e evitar falhas. A Figura 28 apresenta a montagem final da parte mecânica do protótipo.

Figura 28 - Protótipo



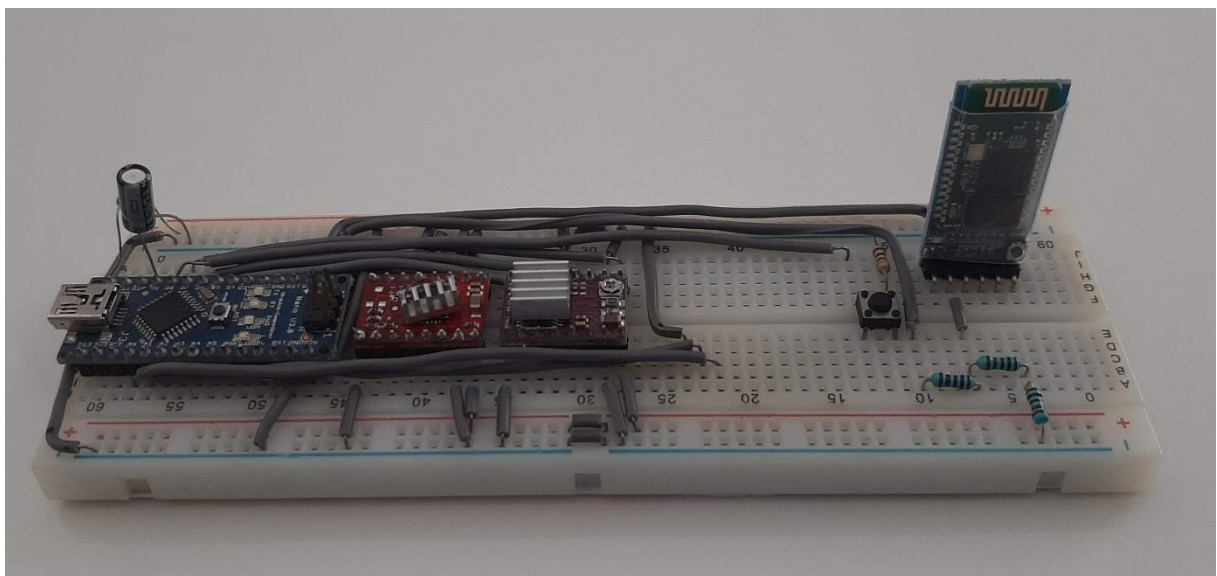
Fonte: Do autor.

O processo de montagem da mecânica do protótipo não foi uma tarefa simples, principalmente porque as peças impressas não se encaixavam corretamente. Um problema percebido foi que algumas peças apresentavam deformação: um empenamento. Este problema é conhecido como *warping*, um termo em inglês que significa entortar. Isso acontece quando a peça começa a esfriar, e pela contração do material, a peça se descola da mesa e empena. Este efeito é mais percebido nas extremidades das peças e acontece mais frequentemente com peças grandes. Isto demandou muitos ajustes, necessitando desbastar faces e cantos de algumas peças. Este procedimento exigiu várias tentativas até conseguir um encaixe adequado, demandando muito tempo. Quanto às peças usinadas, estas têm uma precisão maior do que as peças impressas e, portanto, o encaixe é mais fácil. Porém, durante a montagem, percebeu-se a ausência de furos ou furos com medidas erradas provocadas por erro humano, sendo necessária alguma intervenção. Após a conclusão da montagem da parte mecânica, pesou-se o dispositivo e obteve-se o resultado de 13,8 kg.

Prosseguindo na montagem do protótipo, deu-se início à montagem do circuito eletrônico, o qual foi montado em uma protoboard. A protoboard ou matriz de contato

consiste em “uma placa com furos e conexões comumente utilizada na prototipagem de circuitos elétricos e eletrônicos, com a finalidade de testes e experimentos” (AURELIANO, 2016). Durante a prototipagem, a utilização da protoboard traz algumas vantagens, como: a flexibilidade e a fácil alteração dos circuitos montados, e a reutilização de componentes, uma vez que eles não precisam ser soldados. Porém, a montagem deve ser feita com muito cuidado para que não haja mau contato, impedindo o circuito de funcionar. A Figura 29 mostra a montagem final do circuito eletrônico na protoboard.

Figura 29 - Montagem do circuito eletrônico na protoboard.



Fonte: Do autor.

Para armazenar o circuito, utilizou-se uma maleta plástica multiuso com as seguintes dimensões: 370x200x165 mm (Comprimento x Largura x Altura). Nela, também se encontram a fonte de alimentação, os LEDs de sinalização e a interface paralela. A Figura 30 mostra o resultado final da montagem do circuito na maleta.

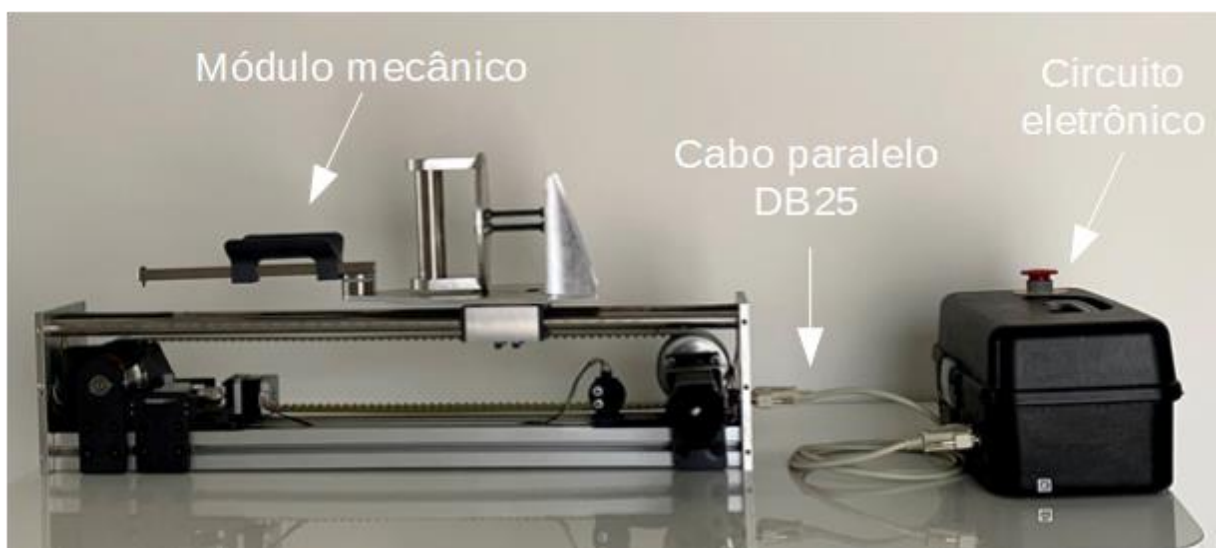
Figura 30 - Maleta de armazenamento do circuito eletrônico.



Fonte: Do autor.

Assim, foi possível finalizar o protótipo, unindo todas as partes que o compõe. No caso, utilizou-se um cabo paralelo DB25 para fazer a interconexão entre o módulo mecânico e o circuito eletrônico. A Figura 31 mostra o protótipo finalizado.

Figura 31 – Protótipo finalizado.



Fonte: Do autor.

5.7. Sumário

A partir dos projetos mecânico e eletrônico, foi possível desenvolver um protótipo relevante e com características similares aos encontrados na literatura. Porém, com alguns atributos que o distingue. As peças e os componentes utilizados se mostraram suficientes para obter uma boa estrutura e um protótipo de qualidade. É claro que a montagem final apresenta algumas pequenas falhas, como pequenas folgas e pequeno desalinhamento entre peças. Mas, sem comprometer a funcionalidade. Vale ressaltar que o que foi realizado cumpre um dos objetivos iniciais que era propor e desenvolver um dispositivo integrado (i.e., hardware e software) para reabilitação motora de membros superiores.

6. ESTUDO 2

6.1. Testagem e validação técnica do dispositivo

O objetivo desta seção foi o de descrever os testes realizados com o dispositivo robótico para validação técnica do mesmo. A ação de testar é necessária para averiguar o funcionamento de cada parte que compõe o equipamento bem como verificar todas as funcionalidades do dispositivo. A validação é o teste que busca certificar que os dados obtidos pelo equipamento correspondem à medida real, comparando-os a outros instrumentos já validados.

A seguir, apresentam-se os testes realizados com cada sistema de forma independente, para determinar suas capacidades e peculiaridades. E, também, os testes realizados para verificar a funcionalidade global do sistema e como os modos de operação se comportam.

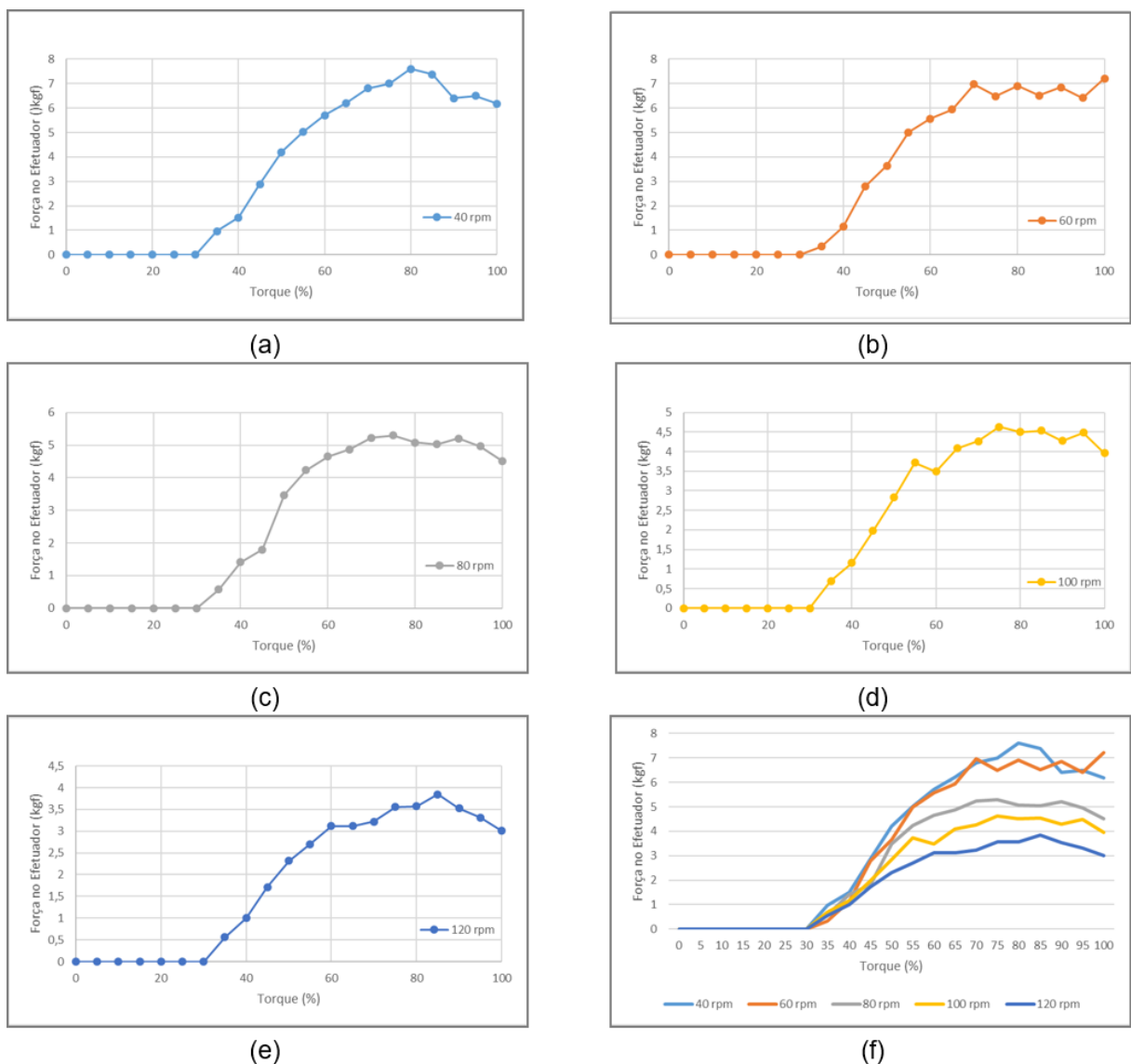
6.1.1. *Teste do sistema de tração*

O teste de tração foi realizado para determinar a capacidade que o dispositivo possui para realizar força de empurrar/puxar. Esta força é percebida pelo usuário ao utilizar o modo passivo, que é aquele modo em que o dispositivo realiza todo o trabalho e produz a força necessária para movimentar o membro afetado por toda amplitude do movimento.

Para realizar este teste, utilizou-se um dinamômetro digital de 50 kgf x 10 g. Uma das extremidades do aparelho foi presa em um ponto fixo e a outra extremidade no efetuador do dispositivo robótico. Assim, variou-se o torque do motor (0 a 100%) e mediu-se a força máxima obtida no efetuador com motor operando em diferentes velocidades. A Figura 32 mostra a relação entre o torque do motor e a força de empurrar/puxar no efetuador considerando as velocidades 40 rpm (a), 60 rpm (b), 80 rpm (c), 100 rpm (d) e 120 rpm (e). Vale lembrar que os testes foram realizados

com um redutor planetário de redução 4:1 acoplada ao motor. Utilizou-se esta redução porque, em testes preliminares, com motor acoplado diretamente ao eixo da polia, este não tinha o torque necessário para movimentar o braço em velocidades mais altas. As informações mencionadas como, por exemplo, a velocidade, fazem referência à velocidade no motor e não na saída da caixa de redução. A Figura 32f mostra a sobreposição das curvas a fim de facilitar a comparação entre as Figuras 32a, 32b, 32c, 32d, 32e e 32f.

Figura 32 - Torque vs. Força no efetudador. (a) Velocidade de 40 rpm. (b) Velocidade de 60 rpm. (c) Velocidade de 80 rpm. (d) Velocidade de 100 rpm. (e) Velocidade de 120 rpm. (f) Sobreposição das curvas.



Fonte: Dados da pesquisa.

Por meio deste teste, foi possível observar que o comportamento do motor e o torque variam de acordo com a velocidade. Assim, quanto maior a velocidade menor

o torque, ou seja, trata-se de uma relação inversamente proporcional. Este comportamento já era esperado, pois é uma característica intrínseca dos motores de passo e isso constava no *datasheet* do fabricante (WOTIOM, [s.d.]). Portanto, o uso deste tipo de motor é mais indicado para aplicações em baixas velocidades que é o caso do dispositivo do presente estudo.

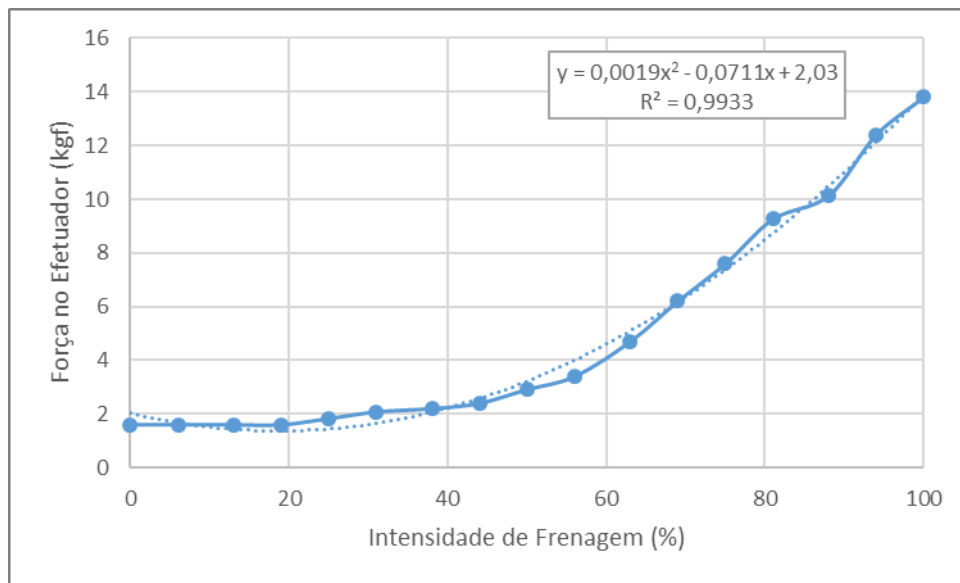
A força máxima percebida no efetuator para as velocidades no motor de 40, 60, 80, 100 e 120 rpm foram, respectivamente: 7,6 kgf, 7,2 kgf, 5,3 kgf, 4,6 kgf e 3,8 kgf. Vale ressaltar que a força máxima ocorreu em uma faixa de 75% a 85% da capacidade nominal de torque do motor. Desta forma, infere-se que o motor possui maior rendimento nessa faixa e não quando em 100% de sua capacidade.

Outro fato observado é que, em todas as situações estudadas, o motor só consegue se movimentar a partir da aplicação de 30% de torque. Portanto, nenhuma força é percebida no efetuator quando o torque está abaixo deste limiar. Isso ocorre porque o motor não tem torque suficiente para vencer a inércia do sistema. Contudo, foi possível observar que o sistema de tração tem capacidade suficiente para empurrar/puxar o membro parético do paciente, sem exercer uma força exagerada que poderia lesioná-lo.

6.1.2. *Teste do sistema de frenagem*

Para determinação da capacidade do sistema de frenagem do dispositivo, também foi utilizado o dinamômetro digital de 50 kgf x 10 g. Neste caso, variou-se a intensidade da frenagem e mediu-se a força necessária para provocar movimento do efetuator em cada situação. Como o freio é acionado por um motor de passo, primeiramente foi necessário determinar a quantidade de passos necessários para ir de um extremo ao outro (i.e., totalmente acionado ou totalmente livre). Foi encontrada a quantidade de 51200 passos para ir de um extremo a outro. Como este motor está configurado para operar no modo de 16 micropassos, a cada 3200 passos o motor completa uma revolução. Portanto, 51200 passos correspondem a 16 voltas completas do motor. Desta forma, foi aferida a força no efetuator para cada volta do motor de passo. Com isso, foi possível determinar a relação da intensidade da frenagem com a força percebida no efetuator, conforme mostra a Figura 33.

Figura 33 - Intensidade de Frenagem vs. Força no Efetuador.



Fonte: Dados da pesquisa.

Pela Figura 33 é possível observar que o comportamento do freio é não-linear e a regressão que melhor se ajustou ao conjunto de dados foi a polinomial de ordem 2, sendo representada pela equação (1).

$$y = 0,0019x^2 - 0,0711x + 2,03 \quad (1)$$

Com $R^2 = 0,9933$, que é uma medida estatística de quão próximos os dados estão da linha de regressão ajustada. Como o valor de R^2 está próximo de 1, significa que se tem um bom ajuste. Também é possível observar que mesmo com freio desacionado, tem-se uma força de cerca de 1,6 kgf, que corresponde à inércia do sistema.

Além disso, foi possível observar que a capacidade máxima do sistema de frenagem é cerca de 14 kgf. Foi, ainda, determinado o valor da carga para cada opção disponível no aplicativo de controle. A Tabela 1 mostra o resultado.

Tabela 1 - Valor da carga para cada opção disponível no aplicativo de controle

Intensidade	Carga (kg)
Muito Leve	1,6
Leve	1,7
Médio	2,3
Pesado	3,1
Muito pesado	4,0

Fonte: Dados da pesquisa.

6.1.3. *Teste de comunicação*

O objetivo deste teste foi de verificar a capacidade de conexão entre o dispositivo robótico e o dispositivo móvel. Para isso, foram feitas 50 tentativas de conexão e anotadas as tentativas bem-sucedidas e as fracassadas. A Tabela 2 mostra os resultados.

Pelos testes foi possível determinar que a taxa de sucesso ao realizar a conexão entre os dispositivos móvel e robótico é de 90%, e, portanto, a taxa de fracasso é de 10%. Entretanto, na prática, basta repetir o processo para garantir a conexão. Então, a chance de não se conseguir realizar a conexão é mínima.

Outro teste realizado foi a tentativa de fazer conexões simultâneas ao dispositivo robótico a partir de vários smartphones. No caso, o dispositivo robótico aceita a conexão somente do primeiro smartphone e rejeita as demais conexões, portanto, não é possível fazer conexões simultâneas. Isso pode ser considerado uma medida de segurança, pois, neste caso, o dispositivo robótico será controlado por apenas um dispositivo móvel por vez, evitando acidentes e funcionamento indesejado.

Tabela 2 - Resultado do teste de conexão.

Tentativa	Conexão bem-sucedida?	Tentativa	Conexão bem-sucedida?	Tentativa	Conexão bem-sucedida?
1	S	19	S	36	S
2	S	20	S	37	S
3	N	21	N	38	N
4	S	22	S	39	S
5	S	23	S	40	S
6	S	24	S	41	S
7	S	25	N	42	S
8	N	26	S	43	S
9	S	27	S	44	S
10	S	28	S	45	S
11	S	29	S	46	S
13	S	30	S	47	S
14	S	31	S	48	S
15	S	32	S	49	S
16	S	33	S	50	S
17	S	34	S		
18	S	35	S		

S = Sim, N = Não.

Fonte: Dados da pesquisa.

6.1.4. Teste de resposta do sistema

Para determinar o tempo de resposta do sistema, foi realizado um teste para avaliar o tempo gasto entre o envio do comando, por meio do aplicativo, até o dispositivo estar pronto para executá-lo. Isto envolve o tempo da recepção e interpretação do comando, e preparação do dispositivo. Para isso, foi utilizado um cronômetro com precisão de 0,01 s. Idealmente, quanto menor o tempo médio melhor, pois mais rápida será a resposta do sistema.

Diversas medidas foram realizadas e calculado o tempo médio gasto nesta ação. Como o dispositivo possui três modos de operação, foi avaliado o tempo de resposta médio para cada um destes modos. Vale ressaltar que, em todos os testes, o efetuator se encontrava na posição inicial (i.e., extremidade oposta ao motor de tração) e o freio totalmente desacionado. Variaram-se os parâmetros de acordo com

as opções disponíveis no aplicativo para verificar se isso afetava no tempo. A Tabela 3 mostra os dados obtidos deste teste.

Tabela 3 Tempo de resposta do sistema

Medida	Modo de operação		
	Passivo	Ativo-Assistido	Ativo-Resistido
	Tempo (s)	Tempo (s)	Tempo (s)
1	1,84	1,44	4,64
2	1,96	1,97	4,46
3	1,63	2,03	5,96
4	2,10	2,09	5,77
5	2,29	2,17	7,15
6	1,76	1,90	7,14
7	2,10	1,57	7,92
8	1,83	1,97	7,92
9	2,09	1,83	8,26
10	1,90	1,44	8,45
Tempo médio:	1,95	1,84	6,77

Fonte: Dados da pesquisa.

Pelos testes, foi possível determinar o tempo médio de resposta geral do sistema, que é de 3,52 s. O modo de operação que apresentou menor tempo de resposta foi o Ativo-Assistido (1,84 s), enquanto que o maior tempo de resposta foi observado no modo Ativo-Resistido (6,77 s). O modo passivo apresentou tempo mediano de 1,95 s.

Há pequena diferença entre os tempos do modo passivo e do modo ativo-assistido, mas com vantagem para o ativo-assistido, pode ser explicado pelo fato de que os comprimentos dos comandos enviados para o dispositivo variam em tamanho, sendo que o comando para o modo passivo utiliza 6 caracteres, enquanto que o comando para o modo ativo-assistido utiliza 5 caracteres, dando ligeira vantagem para este último. A diferença de tempo destes para o tempo do modo ativo-resistido, reside no fato de que o tempo de preparação do modo ativo-resistido é bem maior, pois é necessário ativar o motor associado ao freio para produzir a intensidade desejada para a realização do exercício.

Por fim, observa-se que a mudança de parâmetros não afeta significativamente os tempos associados ao modo passivo nem ao modo ativo-assistido. Porém, tem relevância no modo ativo-resistido porque, quanto maior a intensidade de frenagem escolhida, maior o tempo que o motor associado deve permanecer ligado para encontrar a posição correspondente, impactando no tempo total. Contudo, para evitar problemas de sincronismo, o aplicativo somente libera o início do treino após a confirmação do dispositivo robótico. Neste interim, o aplicativo mostra na tela um ícone de progresso e a mensagem “Aguarde! Preparando dispositivo”.

6.1.5. *Validação das medidas de distância*

Neste dispositivo, as medidas de distância são realizadas por meio do encoder KY-040. Este está diretamente conectado ao sistema mecânico por meio de uma polia acoplada em seu eixo. Desta forma, ele gira no mesmo sentido e na mesma velocidade que as outras partes. Este componente tem uma resolução de 20 pulsos por revolução, ou seja, ele gera um pulso a cada rotação de 18° em seu eixo. Neste caso, é preciso determinar qual é a unidade de deslocamento linear do efetuator para cada pulso do encoder. Para isso, foi marcado o ponto inicial do efetuator e medida a distância, com o auxílio de uma régua milimetrada, até o ponto onde o encoder alterou de valor. Assim, encontrou-se o valor de 0,8 cm. Este valor corresponde, então, à resolução do dispositivo, ou seja, o deslocamento mínimo do efetuator é 0,8 cm. Deslocamentos inferiores a 0,8 cm não são perceptíveis pelo encoder e podem causar imprecisão.

Sendo assim, o ideal é utilizar deslocamentos múltiplos de 0,8. No caso do aplicativo, preferiu-se utilizar valores arredondados para facilitar a visualização. Entretanto, se medirmos as posições em que o efetuator para, será possível perceber um erro de posição devido à resolução mínima. Porém, na prática, isso não é perceptível. A Tabela 4 mostra o valor nominal (V_n) encontrado no aplicativo, o valor medido (V_m) e o erro relativo percentual, calculado a partir da equação (2).

$$E\% = \frac{|V_n - V_m|}{V_n} \cdot 100 \quad (2)$$

Tabela 4 - Resultado da validação das medidas de distância.

Valor nominal (cm)	Valor medido (cm)	Erro (%)
5	5,4	8,0
10	10,2	2,0
20	20,5	2,5
30	30,0	0
40	40,3	0,7
Média:		2,65

Fonte: Dados da pesquisa.

Pelos resultados, foi possível observar que o valor apresentado pelo dispositivo robótico se assemelha bastante aos valores obtidos pela medição com a régua, já que o erro relativo percentual médio foi de 2,65%. É possível observar que o erro é maior nas distâncias mais curtas e menor nas distâncias mais longas. Isso ocorre porque, no início, a distância pode ser ligeiramente maior do que 0,8 cm devido à posição inicial do eixo do encoder. Este desvio causa um impacto maior nas distâncias mais curtas.

6.1.6. Validação das medidas de velocidade

No caso da velocidade, esta é medida de forma indireta, pois o dispositivo robótico não é dotado de nenhum sensor de velocidade. Mas, a partir das informações de deslocamento (ΔS) e do intervalo de tempo para que o deslocamento aconteça (Δt), é possível calcular a velocidade média pela equação (3).

$$V_m = \frac{\Delta S}{\Delta t} \quad (3)$$

Então, neste teste, será medido, por meio de um cronômetro com precisão de 0,01 s, o tempo para que o efetuador percorra, de forma manual, uma distância conhecida, que será a máxima amplitude do dispositivo (45 cm). Com estas

informações será calculada a velocidade média para, posteriormente, compará-la com a velocidade média fornecida pelo dispositivo.

A Tabela 5 mostra os dados obtidos a partir da realização do teste para validação das medidas de velocidade. O erro foi calculado da mesma forma que na seção anterior, através da equação (2). Como se pode observar, o erro relativo percentual médio foi de 3,33%. Assim, conclui-se que o valor apresentado pelo dispositivo tem boa correspondência com o valor de referência. Este valor poderia ser ainda melhor se não fosse as limitações do teste. Certamente o tempo de reação do indivíduo com o cronômetro influencia o resultado.

Tabela 5 - Resultado da validação das medidas de velocidade.

Medida	Tempo Cronômetro (s)	Tempo Dispositivo (s)	Velocidade Referência (cm/s)	Velocidade Dispositivo (cm/s)	Erro (%)
1	3,01	2,80	14,95	16,07	7,50
2	5,84	5,80	7,71	7,76	0,72
3	3,67	3,44	12,26	13,09	6,78
4	3,99	3,90	11,28	11,55	2,44
5	3,54	3,45	12,71	13,03	2,49
6	5,68	5,64	7,92	7,99	0,80
7	2,81	2,62	16,01	17,15	7,09
8	2,57	2,54	17,51	17,71	1,14
9	2,82	2,77	15,96	16,25	1,84
10	2,68	2,62	16,79	17,21	2,49
Média:					3,33

Fonte: Dados da pesquisa.

Outro teste foi realizado para determinar a velocidade de cada opção disponível no aplicativo quando no modo passivo. No caso, foi cronometrado o tempo para realizar o deslocamento por uma distância conhecida (40 cm). Vale ressaltar que, neste caso, o movimento é produzido pelo motor de tração. A Tabela 6 mostra os resultados obtidos.

Tabela 6 - Velocidade correspondente a cada opção disponível no aplicativo de controle.

Parâmetro	Tempo (s)	Velocidade (cm/s)
Muito Lenta	10,29	3,89
Lenta	7,05	5,68
Média	5,46	7,33
Rápida	4,52	8,85
Muito Rápida	3,71	10,77

Fonte: Dados da pesquisa.

6.1.7. *Teste dos modos de operação*

Neste teste, buscou-se simular as condições que podem ocorrer em situações reais nos ambientes clínicos e buscou-se determinar as potencialidades e limitações de cada modo de operação. Vale lembrar que estes modos são definidos e configurados pelo aplicativo. Desta forma, o usuário tem total controle sobre estes modos e pode utilizar uma combinação destes para criar um protocolo de treinamento adequado.

O modo passivo, talvez seja o mais simples entre os modos de operação e a função dele é realizar todo o movimento para o paciente, produzindo a força necessária para movimentar o braço parético durante toda a execução do movimento. Para testá-lo, uma pessoa saudável o utilizou por um tempo e foi constatado que tudo funcionava corretamente. O que se observou na prática e condiz com os resultados dos testes do sistema de tração é que em velocidades maiores a força diminui e pode ocorrer momentos em que o motor não tenha força suficiente para suportar a carga, foi este fator que motivou a utilização da caixa de redução planetária que reduz a velocidade e aumenta o torque.

No modo ativo-assistido, o paciente inicia o movimento e, se necessário, o robô fornece auxílio quando o paciente não consegue completar o movimento desejado de forma independente. Aqui, também, uma pessoa saudável testou este modo de operação para verificar seu funcionamento. No caso, o dispositivo aplica um impulso

sempre que não houver movimento durante 3 segundos. Este impulso tem duração de 230 ms e produz um deslocamento de cerca de 2 cm no sentido do movimento (ida ou volta). Caso o paciente consiga realizar o movimento desejado, durante 6 ciclos (ida ou volta), sem nenhum auxílio, o dispositivo automaticamente se adaptará e estimulará a realização do movimento em uma amplitude maior. Caso contrário, se o paciente necessitar de auxílio constantemente, ele diminui a amplitude do movimento.

No modo ativo-resistido, o paciente deve se mover contra uma resistência gerada pelo robô. Neste caso, a carga máxima foi limitada a 4 kg para evitar lesões. Novamente, uma pessoa saudável testou o equipamento neste modo de operação, e o mesmo apresentou resultado satisfatório. O dispositivo foi capaz de ajustar automaticamente a carga. No caso, se ele perceber que o paciente está conseguindo completar o movimento com certa facilidade, o dispositivo automaticamente aumenta a carga percebida pelo paciente. E, no caso oposto, o dispositivo automaticamente diminui a carga. Se, mesmo após diminuir a carga ao mínimo de esforço e o paciente continuar com dificuldade, o dispositivo passa a oferecer assistência para completar o movimento, ou seja, o dispositivo é capaz de transitar entre os modos de operação ativo-resistido e ativo-assistido automaticamente. Em ambos os casos, o ajuste da carga é feito de forma gradativa.

6.2. Sumário

Os testes foram importantes para determinar a capacidade do dispositivo. A partir dos dados coletados por meio dos testes foi possível calibrar o dispositivo para manter o bem-estar e a segurança do paciente, informações sobre a velocidade, força e resistência foram essenciais para isso. Além disso, os testes demonstraram que o dispositivo está apto para ser utilizado em uma situação real de uso, no ambiente clínico, com pacientes.

Outros testes precisam ser realizados para avaliar a durabilidade das peças e encontrar aquelas que trabalham em situações mais críticas. Certamente, algumas peças necessitarão de mais atenção durante a operação para não terem a sua vida útil reduzida e/ou mesmo para não quebrarem e interromper o funcionamento do

dispositivo. De posse dessas informações, poder-se-á criar um plano de manutenção preventiva ou, até mesmo, serem elementos norteadores para revisão do design do dispositivo.

Com tudo isso, foi possível refinar ainda mais o dispositivo e eliminar erros que surgiram no decorrer do desenvolvimento do protótipo. O objetivo final é obter um dispositivo que possa efetivamente auxiliar na recuperação motora de membros superiores de pacientes com AVE.

7. ESTUDO 3

Este estudo examinou a usabilidade do dispositivo robótico. Para isso, uma testagem sobre satisfação de uso tanto pelo profissional, quanto pelo paciente, foi realizada.

7.1. Avaliação da Usabilidade

O foco nesse estudo é examinar a relação entre o usuário e o dispositivo. A utilização do dispositivo pelo paciente e terapeuta permitirá que estes usuários construam uma percepção sobre o dispositivo. A usabilidade busca medir o nível de facilidade e utilidade com que os potenciais interessados possam empregar uma ferramenta ou objeto a fim de realizar uma tarefa específica (VONGORE, 2017).

O conceito de usabilidade torna-se relevante em diversos setores da sociedade. A usabilidade consiste em um pressuposto essencial para a criação e o desenvolvimento de sistemas, em geral. Tais sistemas podem ser em termos de serviços ou produtos. Um produto ou serviço se destaca entre os demais similares concorrentes principalmente quando apresenta características que agradam ao usuário. Por exemplo, ser de fácil operação e cumprir adequadamente com seu propósito. Nesse sentido, a funcionalidade é mais relevante que a estética. Uma usabilidade com nível ruim pode ser um fator determinante para que o usuário abandone o uso de um produto e busque um outro que lhe agrade mais e que atenda melhor suas necessidades.

Nielsen (2012) indica cinco componentes de qualidade que definem a usabilidade de um sistema:

- i. Facilidade de aprendizagem: facilidade em utilizar o sistema e executar tarefas básicas pela primeira vez.
- ii. Eficiência: agilidade com que os usuários conseguem executar tarefas após aprenderem a utilizar o sistema.

- iii. Facilidade de memorização: facilidade em restabelecer a proficiência no uso do sistema após um período sem utilização.
- iv. Minimização dos erros: relaciona-se a quantidade e a gravidade dos erros apresentado pelo sistema e a capacidade de se recuperar dos erros.
- v. Satisfação: entusiasmo ou contentamento em utilizar o sistema.

O nível de usabilidade de um sistema pode ser obtido por diferentes instrumentos, tal como o *System Usability Scale* - SUS (BROOKE, 1996). O SUS é um questionário contendo uma avaliação subjetiva do usuário com relação ao uso do sistema. O SUS é amplamente utilizado para avaliar diversos produtos e serviços, como *websites*, *hardwares*, sistemas multimodais, sistemas de comando de voz, aplicações móveis e sistemas clínicos (TENÓRIO *et al.*, 2010; BOUCINHA e TAROUCO, 2013; BISWAS e LANGDON, 2015; PEI *et al.*, 2017; PADRINI-ANDRADE *et al.*, 2019). Segundo Nascimento (2013), às vantagens de utilizar o SUS incluem: (a) é uma escala fácil e rápida para aplicar; (b) é um instrumento robusto e confiável mesmo utilizando pequenas amostras; (c) é válido, pois efetivamente diferencia entre sistemas utilizáveis e não-utilizáveis.

O SUS é composto por 10 perguntas e 5 opções de respostas, graduadas em escala tipo *Likert*, com valores de 1 a 5. Cada valor, do menor para o maior, corresponde respectivamente como: “discordo completamente”, “discordo”, “não concordo nem discordo”, “concordo” e “concordo completamente”. O Quadro 3 apresenta as 10 questões utilizadas para avaliar a usabilidade do dispositivo robótico adaptado do SUS. O questionário completo se encontra no Apêndice A. Ao final do SUS, uma questão dissertativa não obrigatória foi incluída para captar qualquer outra impressão do usuário não contemplada nas questões.

Quadro 3 - Questões para avaliar a usabilidade do dispositivo robótico conforme o SUS.

Questão
1. Eu acho que gostaria de usar esse dispositivo com frequência.
2. Eu acho o dispositivo desnecessariamente complexo.
3. Eu achei o dispositivo fácil de usar.
4. Eu acho que precisaria de ajuda de uma pessoa com conhecimentos técnicos para usar o dispositivo.
5. Eu acho que as várias funções do dispositivo estão muito bem integradas.
6. Eu acho que o dispositivo apresenta muita inconsistência.
7. Eu imagino que as pessoas aprenderão como usar esse dispositivo rapidamente.
8. Eu achei o dispositivo atrapalhado de usar.
9. Eu me senti confiante ao usar o dispositivo.
10. Eu precisei aprender várias coisas novas antes de conseguir usar o dispositivo.
Por favor, forneça qualquer comentário adicional sobre o dispositivo

Fonte: Adaptado de Brooke (1996).

As respostas ao SUS permitem uma visão global do usuário em relação ao sistema. Em particular, as respostas dadas ao SUS pelo usuário apresentam correspondência com os componentes de qualidade indicados por Nielsen (2012). Tenório (2011) associa os componentes de qualidade apontadas por Nielsen (2012) às perguntas do questionário SUS (BROOKE, 1996). Essa relação é apresentada no Quadro 4.

Quadro 4 - Associação entre os componentes de qualidade para avaliar a usabilidade por Nielsen (2012) e as questões incluídas no SUS (BROOKE, 1996).

Componentes de qualidade (NIELSEN, 2012)	Questões do SUS (BROOKE, 1996)
i. Facilidade de aprendizagem	3. Eu achei o dispositivo fácil de usar.
	4. Eu acho que precisaria de ajuda de uma pessoa com conhecimentos técnicos para usar o dispositivo.
	7. Eu imagino que as pessoas aprenderão como usar esse dispositivo rapidamente.
	10. Eu precisei aprender várias coisas novas antes de conseguir usar o dispositivo.
ii. Eficiência	5. Eu acho que as várias funções do dispositivo estão muito bem integradas.
	6. Eu acho que o dispositivo apresenta muita inconsistência.
	8. Eu achei o dispositivo atrapalhado de usar.
iii. Facilidade de memorização	2. Eu acho o dispositivo desnecessariamente complexo.
iv. Minimização dos erros	6. Eu acho que o dispositivo apresenta muita inconsistência.
v. Satisfação	1. Eu acho que gostaria de usar esse dispositivo com frequência.
	4. Eu acho que precisaria de ajuda de uma pessoa com conhecimentos técnicos para usar o dispositivo.
	9. Eu me senti confiante ao usar o dispositivo.

Fonte: (TENÓRIO, 2011).

7.2. Materiais e Método

7.2.1. Participantes

Quatro profissionais graduados em Fisioterapia que não tinham experiência ou contato com dispositivos robóticos anterior a esta pesquisa, compuseram o grupo

Fisioterapeuta. Três dos profissionais foram recrutados de uma clínica de reabilitação do sistema público de saúde e um deles de uma clínica do setor privado que atende pacientes conveniados a diversos planos de saúde e particulares. O tempo médio de experiência destes profissionais era de $18,5 \pm 9,5$ anos [média $\pm$ desvio padrão]. A Tabela 7 apresenta a caracterização dos fisioterapeutas participantes da pesquisa em termos de sexo e tempo de experiência.

Tabela 7 - Caracterização dos fisioterapeutas participantes da pesquisa em termos de sexo e tempo de experiência.

Identificação	Sexo	Tempo de experiência (anos)
F1	F	20
F2	F	22
F3	F	27
F4	M	5

F = feminino, M = masculino.

Fonte: Dados da pesquisa.

Oito pacientes, sendo 5 mulheres e 3 homens, com média de idade de $53,3 \pm 16,0$ [33-86] anos, que estavam em reabilitação motora ou que já realizaram a reabilitação sob a supervisão dos fisioterapeutas convidados para o estudo, compuseram o grupo Paciente. Os critérios de inclusão adotados para o estudo foi o de o participante ter histórico de AVE e o profissional ter formação acadêmica na área de reabilitação motora.

Do total de pacientes, 62,5% possuía acometimento do hemicorpo direito. O período médio desde a instalação da incapacidade foi de $55,6 \pm 53,9$ [3-145] meses. A Tabela 8 apresenta a caracterização da amostra dos pacientes em termos de idade, sexo, tempo de acometimento da lesão, lado acometido e a escala de Ashworth Modificada. A avaliação do tônus muscular pela escala Ashworth Modificada (BOHANNON e SMITH, 1987) foi realizada pelo fisioterapeuta responsável pelo paciente.

Tabela 8 - Características dos pacientes participantes da pesquisa.

Identificação	Idade	Sexo	Tempo de acometimento (meses)	Hemicorpo acometido	Escala Ashworth Modificada
P1	37	M	5	D	0
P2	57	M	36	E	2
P3	53	M	120	E	2
P4	86	F	3	D	0
P5	52	F	57	D	4
P6	58	F	145	D	0
P7	33	F	8	D	1
P8	50	F	71	E	3

F = feminino, M = masculino. D = direito, E = esquerdo.

Fonte: Dados da pesquisa.

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos (em conformidade com a Resolução CNS nº 466 de 2012) do Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Campus de Rio Claro sob o número do parecer 3.064.022. Os participantes consentiram a participação na pesquisa assinando o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

7.2.2. Procedimentos

Ambas as clínicas de reabilitação, tanto a do sistema público quanto a do setor privado, apresentaram espaço e infraestrutura adequados para a realização do estudo. Os procedimentos da pesquisa foram realizados em uma das salas da clínica em ambiente privado e adequado para a condução dos procedimentos. Inicialmente, os profissionais receberam orientações a respeito das funções e formas de uso do dispositivo robótico. As funções de uso do dispositivo estão descritas na página 52. Nesta sessão, os fisioterapeutas tiveram oportunidade para a prática e familiarização com o uso do dispositivo, além do esclarecimento de dúvidas e curiosidades relativas ao dispositivo.

Em sessão posterior, com agenda prévia com cada paciente, o fisioterapeuta orientou o treinamento com o dispositivo robótico ao paciente participante da pesquisa. O modo de operação bem como os parâmetros configuráveis (i.e., número de repetições, velocidade e amplitude do movimento) foram definidos pelo profissional participante da pesquisa de acordo com as condições do paciente, sem intervenção do pesquisador. Os exercícios consistiram nos movimentos de flexão/extensão de ombro/cotovelo com o membro afetado. Esta sessão experimental teve duração aproximada de 30 minutos. Logo após a sessão de treinamento com o dispositivo robótico, o paciente respondeu ao questionário SUS, disponibilizado em papel. O fisioterapeuta também respondeu ao questionário SUS após a conclusão do uso do dispositivo de seus pacientes.

7.3. Tratamento e Análise dos dados

A pontuação total calculada a partir das respostas às perguntas do SUS representa a medida da usabilidade geral do sistema estudado. De acordo com Brooke (1996), para calcular a pontuação do SUS, primeiro deve-se somar as contribuições da pontuação de cada item. Cada item contribui com uma pontuação que varia de 0 a 4. Assim, para os itens ímpares (1, 3, 5, 7 e 9) a contribuição é a posição da escala menos 1. Então, por exemplo, se o usuário responder 3, contabiliza-se 2 ($3 - 1 = 2$). Para os itens pares (2, 4, 6, 8 e 10), a contribuição é de 5 menos a posição da escala. Por exemplo, se o usuário respondeu 4, contabiliza-se 1 ($5 - 4 = 1$). Por fim, multiplica-se a soma dos pontos por 2,5 para obter a pontuação total do SUS. Desta forma, a pontuação total do SUS é um valor que varia entre 0 e 100 pontos com incremento de 2,5 pontos, no qual valores mais altos refletem maior satisfação do usuário. A Equação (1) descreve matematicamente o cálculo do SUS, onde U_i refere-se à pontuação do i -ésimo item.

$$SUS = 2,5 \times \left[\sum_{n=1}^5 (U_{2n-1} - 1) + (5 - U_{2n}) \right] \quad (1)$$

Os valores obtidos por meio do SUS não representam porcentagens (SAURO, 2011a), apesar dos valores variarem de 0 a 100. Sauro e Lewis (2016) concluíram, a

partir da análise de 446 estudos e de mais de 5 mil respostas ao questionário SUS de diferentes aplicações e sistemas, que o valor médio do escore SUS é 68 com um desvio padrão de 12,5. Uma pontuação total maior que 68 é considerado acima da média e qualquer valor abaixo é considerado abaixo da média. Dessa forma, uma boa maneira para interpretar a pontuação total do SUS é convertê-lo em um rank percentil, por um processo denominado normalização. A Tabela 9 apresenta esta normalização do percentil correspondente ao valor mais próximo da pontuação total pelo questionário SUS.

Tabela 9 – Rank Percentil por Escore SUS.

Escore SUS	Percentil	Escore SUS	Percentil
5	0,3%	69	53%
10	0,4%	70	56%
15	0,7%	71	60%
20	1%	72	63%
25	1,5%	73	67%
30	2%	74	70%
35	4%	75	73%
40	6%	76	77%
45	8%	77	80%
50	13%	78	83%
55	19%	79	86%
60	29%	80	88%
65	41%	85	97%
66	44%	90	99,8%
67	47%	95	99,9999%
68	50%	100	100%

Fonte: Adaptado de Sauro e Lewis (2016, p. 203).

O rank percentil apresentado na Tabela 9 informa a usabilidade do produto em relação à totalidade dos outros produtos da base de dados de Sauro (2011b). Por exemplo, um escore SUS de 66 corresponde ao percentil de 44%. Isso significa que um produto com uma pontuação de 66 tem usabilidade superior a 44% da totalidade dos produtos da base de dados de Sauro (e usabilidade inferior a 56%).

A pontuação total do SUS pode ser convertida em uma escala de conceitos (em inglês *letter grade*). Cada letra representa uma faixa de valores e não mais um valor único. Esta forma de representação da pontuação total pode facilitar a comunicação dos resultados para aqueles que não estão familiarizados com os valores numéricos

do SUS. A Tabela 10 mostra a escala proposta por Sauro e Lewis (2016). Os autores ajustaram a escala para que a pontuação total SUS médio (68 pontos) situasse no centro da faixa “C” (65,0–71,0).

Tabela 10 – Interpretação do escore SUS – Escala de Conceito.

Escore SUS	Escala
84,1–100	A+
80,8–84,0	A
78,9–80,7	A-
77,2–78,8	B+
74,1–77,1	B
72,6–74,0	B-
71,1–72,5	C+
65,0–71,0	C
62,7–64,9	C-
51,7–62,6	D
0–51,7	F

Fonte: Adaptado de Sauro e Lewis (2016, p. 204).

Em relação aos componentes de qualidade apontados por Nielsen (2012), as notas atribuídas para cada componente são obtidas por meio do cálculo da média das médias das respostas às questões SUS associadas a cada componente (Quadro 4). Por exemplo, para obter a nota para o primeiro componente *Facilidade de aprendizagem*, calcula-se a média a partir do valor médio das respostas às questões 3, 4, 7 e 10, já considerando a amplitude de 0 a 4.

7.4. Resultados

7.4.1. Fisioterapeuta

Os resultados do cálculo da pontuação total do SUS para cada participante do grupo Fisioterapeuta são apresentados na Tabela 11. A média da pontuação total

pelos fisioterapeutas do questionário SUS foi de 86,3 ($\pm 12,0$). Essa média demonstra, conforme os profissionais, que a usabilidade do dispositivo está no percentil 97 (Tabela 9). Isto significa que o dispositivo tem usabilidade superior a 97% dos produtos da base de dados de Sauro (2011b). A média da pontuação total do SUS dos fisioterapeutas coloca o dispositivo robótico na mais alta faixa da escala conceitual (Tabela 10), ou seja, conceito A+.

Tabela 11 - Pontuação total do Questionário SUS, percentil e escala de conceito do grupo Fisioterapeuta

	Fisioterapeutas			
	F1	F2	F3	F4
Pontuação Total	92,5	97,5	85	70
Percentil	99	99	97	56
Conceito	A+	A+	A+	C

Fonte: Dados da pesquisa.

A Tabela 12 mostra as notas médias dos componentes de qualidade apontados por Nielsen (2012), calculadas a partir das médias das questões SUS correspondentes. A nota média tem uma amplitude de 0 a 4.

Tabela 12 - Nota média dos componentes de qualidade do grupo Fisioterapeuta.

Componentes de qualidade (NIELSEN, 2012)	Nota média
Facilidade de aprendizagem	3,0
Eficiência	3,7
Facilidade de memorização	3,8
Minimização dos erros	3,8
Satisfação	3,4

Fonte: Dados da pesquisa.

7.4.2. Pacientes

A Tabela 13 apresenta os resultados do cálculo da pontuação total do SUS para cada participante do grupo Paciente após o uso do dispositivo robótico orientado pelo seu fisioterapeuta. A média da pontuação total do SUS do grupo Paciente foi de 83,4 ($\pm 4,4$). Essa média demonstra, conforme os pacientes, que a usabilidade do dispositivo está no percentil 97. Similarmente ao grupo Fisioterapeuta, o dispositivo tem usabilidade superior a 97% dos produtos da base de dados de Sauro (2011b), conforme a avaliação dos pacientes no presente estudo. A média da pontuação total do SUS, pelos pacientes, coloca o dispositivo robótico em uma faixa alta da escala conceitual (Tabela 10), A.

Tabela 13 - Pontuação total do Questionário SUS, percentil e escala de conceito do grupo Paciente.

	Pacientes							
	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8
Pontuação Total	87,5	77,5	87,5	82,5	82,5	90	80	80
Percentil	97	80	97	88	88	99,8	88	88
Conceito	A+	B+	A+	A	A	A+	A-	A-

Fonte: Dados da pesquisa.

As notas médias, em relação aos componentes de qualidade apontados por Nielsen (2012) (amplitude de 0 a 4), são mostradas pela Tabela 14.

Tabela 14 - Nota média dos componentes de qualidade do grupo Paciente.

Componentes de qualidade (NIELSEN, 2012)	Nota média
Facilidade de aprendizagem	2,6
Eficiência	3,9
Facilidade de memorização	3,8
Minimização dos erros	4,0
Satisfação	2,8

Fonte: Dados da pesquisa.

7.5. Discussão

O objetivo do presente estudo foi de examinar a usabilidade do dispositivo robótico por dois grupos de usuários do tal sistema. Os resultados apresentados quanto à usabilidade do dispositivo tanto pelo profissional (i.e., fisioterapeuta) quanto pelo paciente, foram bastante similares, em específico os valores médios da pontuação total. Os resultados da pontuação do SUS indicam que o dispositivo robótico está de acordo com as exigências e necessidades dos usuários. O valor médio do escore SUS obtido por este dispositivo ($84,8 \pm 2,0$) foi superior a outro estudo (PEI *et al.*, 2017) que examinou a usabilidade de um novo dispositivo que permitia movimentos bilaterais de membro superior ao longo de uma trajetória triangular ($71,8 \pm 11,9$).

O valor de percentil para a média da pontuação total do SUS em ambos os grupos de participantes demonstrou que o dispositivo possui usabilidade superior a 97% dos produtos da base de dados de Sauro (2011b). Essa base é uma base sólida e consistente já que é constituída por 446 estudos/produtos e mais de 5000 respostas ao questionário SUS. Nesse contexto, o dispositivo robótico avaliado no presente estudo é superior a cerca de 430 produtos desta base em termos de usabilidade. Outro resultado importante foi a obtenção do conceito A+ do ponto de vista do fisioterapeuta e A do ponto de vista do paciente (SAURO e LEWIS, 2016). Estes conceitos, conforme a Tabela 10, são os mais altos que algum produto pode receber.

As médias das notas referentes aos componentes apontados por Nielsen (2012) indicaram que o dispositivo robótico apresenta boa qualidade por ambos os grupos. O item *Facilidade de aprendizagem* apresentou em conjunto as médias nas notas ao dispositivo mais baixa entre todos os componentes (3,0: fisioterapeutas; 2,6: pacientes). Os resultados foram bem satisfatórios, devido à interface simples e intuitiva do aplicativo de controle do dispositivo. A nota mais baixa pode ser reflexo da insegurança e/ou hesitação em utilizar um sistema novo, fora do contexto cotidiano, ou do receio em danificar o dispositivo. Nenhum manual do dispositivo foi disponibilizado aos participantes antes da prática, então nenhum participante estudou ou se informou de antemão sobre as funcionalidades do dispositivo. Somente ao

grupo de fisioterapeutas foi fornecida uma única sessão para as orientações de uso do dispositivo, a fim de aplicar a reabilitação robótica nos pacientes.

Sobre o item *Eficiência*, as médias nas notas ao dispositivo foram de 3,7 (fisioterapeutas) e 3,9 (pacientes). Essas médias altas demonstraram que os usuários perceberam que o dispositivo apresenta agilidade e competência para executar as tarefas a que se propõe. No caso, exercícios repetitivos de flexão/extensão de ombro/cotovelo de forma variada e controlada, fazendo uso dos modos passivo, ativo-assistido e ativo-resistido.

Quanto ao item *Facilidade de Memorização*, as médias nas notas ao dispositivo foram de 3,8 em ambos os grupos de participantes. Essa boa avaliação pode ser devido à interface simples, minimalista e descomplicada do aplicativo. Os usuários, no caso dos fisioterapeutas, perceberam a facilidade em reutilizar o dispositivo, mesmo após um período sem a utilização do mesmo. Na prática, a memorização das funções do dispositivo é muito rápida e fácil. Para os pacientes a especificidade do dispositivo com design projetado para o membro superior em movimento linear é bastante intuitiva.

No que se refere ao item *Minimização dos erros*, as médias das notas ao dispositivo foram 3,8 (fisioterapeutas) e 4,0 (pacientes). Durante o uso, o dispositivo apresentou consistência e nenhuma falha grave durante a execução dos testes que compuseram este estudo. A única ocorrência foi com relação ao travamento do smartphone com o aplicativo de controle do dispositivo. Esse problema foi rapidamente resolvido com a reinicialização do mesmo. De uma maneira geral, o comportamento do dispositivo foi bastante satisfatório e viabilizou a realização de todas as sessões agendadas, sem intercorrências maiores.

Com respeito ao item *Satisfação*, as médias nas notas ao dispositivo foram 3,4 (fisioterapeuta) e 2,8 (pacientes), os quais correspondem aos percentuais 85% e 70%, respectivamente. O índice de satisfação dos fisioterapeutas foi maior que o dos pacientes. Entretanto, foi observada uma satisfação muito grande nos relatos verbais dos pacientes. Tendo em vista que a *Satisfação* é uma composição das notas médias das questões 1, 4 e 9 do questionário SUS, então a questão que mais contribuiu para a diminuição da nota foi a questão 4 “Eu acho que precisaria de ajuda de uma pessoa com conhecimentos técnicos para usar o dispositivo”. Neste caso, os pacientes veem

na figura do fisioterapeuta a pessoa da qual eles necessitariam da ajuda para usar o dispositivo. De fato, os pacientes não têm autonomia para decidir qual modo de operação é mais adequado para si, nem a quantidade de repetições e intensidade do treinamento. Por isso, existe a necessidade do acompanhamento do fisioterapeuta.

Com relação aos comentários não obrigatórios deixados pelos participantes da pesquisa, além das palavras de incentivo e do reconhecimento da relevância da pesquisa, foram extraídas algumas informações que serão úteis para o aprimoramento do dispositivo. Estas informações são mostradas no Quadro 5.

Quadro 5 - Informações extraídas dos comentários não obrigatórios.

Informação
1. Aumento do volume do sinal sonoro produzido pelo aparelho.
2. Incluir apoio ajustável para os pés.
3. Possibilitar a utilização da manopla em outras posições.
4. Feedback de algumas variáveis lidas pelo aparelho em tempo real.
5. Definição de protocolos de treinamento.

Fonte: Dados da pesquisa.

O questionário SUS demonstrou ser uma ferramenta útil para avaliar a usabilidade, principalmente por ser simples, de fácil e rápida aplicação, além de indicar adequadamente o nível de satisfação dos usuários. Contudo, em alguns momentos o SUS pode se tornar confuso para alguns participantes, levando ao preenchimento incorreto. Isso pode acontecer porque o questionário alterna entre afirmações positivas e negativas. Desta forma, as questões ímpares (positivas) a nota mais alta é o número “5”, e as questões pares (negativas) a nota mais alta é o número “1”. Como afirma (SAURO, 2011c), o objetivo deste padrão é reduzir o viés de aquiescência, que é a tendência dos participantes das pesquisas concordarem com a questão independentemente do conteúdo, e do viés de resposta extrema, o qual se refere à tendência dos participantes escolherem as respostas extremas ao invés das respostas medianas, mesmo quando eles não têm uma visão extrema da questão.

Em conjunto, os resultados no presente estudo mostraram que o desenvolvimento do dispositivo está em uma direção produtiva, e demonstraram que o mesmo possui manuseio fácil e de rápida aprendizagem, dificilmente esquecido, sem falhas ou erros operacionais graves, além de oferecer alto grau de satisfação para seus usuários e executar eficientemente as tarefas para as quais foi projetado. Há, ainda, evidências de que o dispositivo possa contribuir benéficamente para a reabilitação dos pacientes. Houve caso em que um paciente participante da pesquisa experimentou efeito tardio do movimento. Entretanto, para a comprovação dos efeitos da terapia com este dispositivo, são necessários estudos envolvendo protocolos de intervenção e treinamento.

7.6. Sumário

A usabilidade é um fator imprescindível no desenvolvimento de um produto como o que está sendo proposto. A avaliação de características como a facilidade de aprendizagem da operação e a facilidade e eficiência de uso da interface são indicadores importantes para se concluir sobre a eficiência do sistema. Como afirma Norman e Draper (1986), um sistema orientado para a usabilidade deve possuir uma interface que deve ser usada para se executar uma tarefa sem chamar nenhuma atenção para si, de modo a permitir que os usuários não precisem focalizar a sua energia na interface em si, mas apenas no trabalho que eles desejam executar. Assim, quanto maior a pontuação da usabilidade de um produto, melhor.

A realização deste estudo possibilitou verificar a interação entre o sistema e os usuários. E, pelos resultados obtidos, pode-se concluir que o dispositivo robótico para reabilitação motora de membro superior para pacientes acometido por AVE, objeto deste estudo, tem excelente usabilidade. Isso significa que os usuários não necessitam gastar muito tempo e esforço aprendendo a como utilizá-lo. Como a interface é simples e intuitiva, rapidamente uma pessoa pode se familiarizar com o dispositivo e operá-lo com destreza, focando no objetivo principal que é a prática de exercícios com os membros superiores típicos dos programas de reabilitação.

A realização deste estudo mostrou que há situações e características que só serão identificadas em um contexto real. Um produto projetado para beneficiar pacientes necessita ser testado com o público-alvo. Os pontos do dispositivo para melhorias foram observados durante a realização dos testes e serão utilizados a fim de tornar o dispositivo mais coerente e eficaz na reabilitação do paciente. Para trabalhos futuros, outros testes deverão ser realizados a fim de aperfeiçoar o sistema. Por exemplo, testes de usabilidade poderão envolver outros profissionais como, por exemplo, engenheiros e médicos fisiatras, bem como maior número de pacientes com diferentes graus de mobilidade motora.

8. ESTUDO 4

Este estudo apresenta os aspectos de construção e de funcionamento do modo bilateral do dispositivo robótico para reabilitação de membros superiores.

8.1. Treino Bilateral

Treino bilateral é um modo para designar a utilização de ambos os membros para executar a tarefa durante a reabilitação. A ideia de trabalhar movimentos bilaterais durante a reabilitação é atrativa, já que ambos os braços são constantes nas atividades humanas. Este tipo de treino compreende a prática repetitiva de movimentos de ambos os membros em padrões simétricos (iguais) ou alternados (opostos). O modo de treino bilateral foi proposto inicialmente sem o apoio de dispositivos robóticos. A ideia central aqui é que o membro não afetado facilite ou estimule o movimento do membro afetado (WHITALL *et al.*, 2000; SUMMERS *et al.*, 2007; STOYKOV, LEWIS e CORCOS, 2009).

Os dispositivos robóticos projetados para o treino bilateral não são muitos. *Bi-Manu-Track* (HESSE *et al.*, 2003) e *ARCMIME* (MAHONEY *et al.*, 2003) são exemplos de robôs com treino bilateral. Neste caso, combina-se dois dispositivos unimanual em uma configuração espelho, cujo objetivo é replicar os movimentos do braço não-parético para o parético, como, por exemplo, o *MIME* (LUM *et al.*, 2002a). Não há resultados clínicos suficientes na literatura para concluir a eficácia do treinamento bilateral quando comparado com outros tipos de terapia, incluindo a terapia robótica unilateral (VAN DELDEN *et al.*, 2012; SHENG *et al.*, 2016). O treinamento bilateral assistido por robô, ainda que em menor quantidade em termos de pesquisas, pode ser eficaz como forma alternativa de reabilitação pós-AVE. Sustenta a vantagem que dispositivos robóticos apresentam o que consiste na intensidade e na frequência de treinamento, bem como a oportunidade de treinar independentemente.

Os resultados clínicos inconclusivos não excluem a possibilidade de que o treinamento bilateral robótico possa ser acrescido às formas de terapia atualmente

disponíveis. Van Delden *et al.* (2012) argumentam que as razões para resultados mistos sobre a eficácia do treino bilateral com dispositivos podem estar associadas ao fato de uso de diferentes robôs em diferentes ensaios clínicos. A falta de uniformidade para controle do treinamento dos pacientes, características dos pacientes e a fase do AVE precisam ser levadas em conta. Em complemento e reforçando a necessidade de investimento em pesquisa clínica para que o treino bilateral com dispositivos robóticos possa demonstrar um valor interventivo, mais pesquisas com experimentos adequados, delineamentos de dose combinada e poder estatístico suficiente devem ser considerados (SHENG *et al.*, 2016).

O efeito positivo do treino bilateral se baseia na ativação simétrica das redes neurais em ambos os hemisférios. Tal ativação busca promover a plasticidade neural do lado afetado (SUMMERS *et al.*, 2007). Em complemento, um recrutamento mais forte do hemisfério não-lesionado está ocorrendo por meio de treinamento bilateral em comparação ao treinamento unilateral (LUFT *et al.*, 2004). Cauraugh e Summers (2005) relataram que a ativação do hemisfério afetado pode ser promovida pela ativação do hemisfério não-afetado por meio do movimento simultâneo entre o braço mais afetado e o menos afetado, característico do treinamento bilateral.

Em contraste, Lewis e Byblow (2004), por exemplo, demonstraram que o efeito de acoplamento entre os membros durante o treino bilateral não melhora o desempenho do braço parético em pacientes com hemiplegia resultante de AVE. Portanto, os resultados do efeito do treinamento bilateral na reabilitação de membro superior ainda são inconsistentes (HAN e KIM, 2016). Questões como a falta de uniformidade dos protocolos de treinamento e das características dos pacientes, e a diversidade de equipamentos têm influenciado os resultados. McCombe Waller e Whitall (2008) recomendam incluir exercícios bilaterais, mesmo dentro daqueles regimes de treinamento majoritariamente unilaterais. Dada a importância das atividades bimanuais na vida cotidiana, é necessário reconhecer, treinar e avaliar a contribuição que o treino bilateral pode oferecer.

Tendo isso em vista, buscou-se desenvolver o modo de treinamento bilateral para o dispositivo robótico, de modo que este possa contribuir com mais benefícios para a reabilitação de membros superiores e, ainda, ser uma ferramenta para investigação das questões que permeiam e estão abertas quanto ao treino bilateral.

8.2. Modo de operação

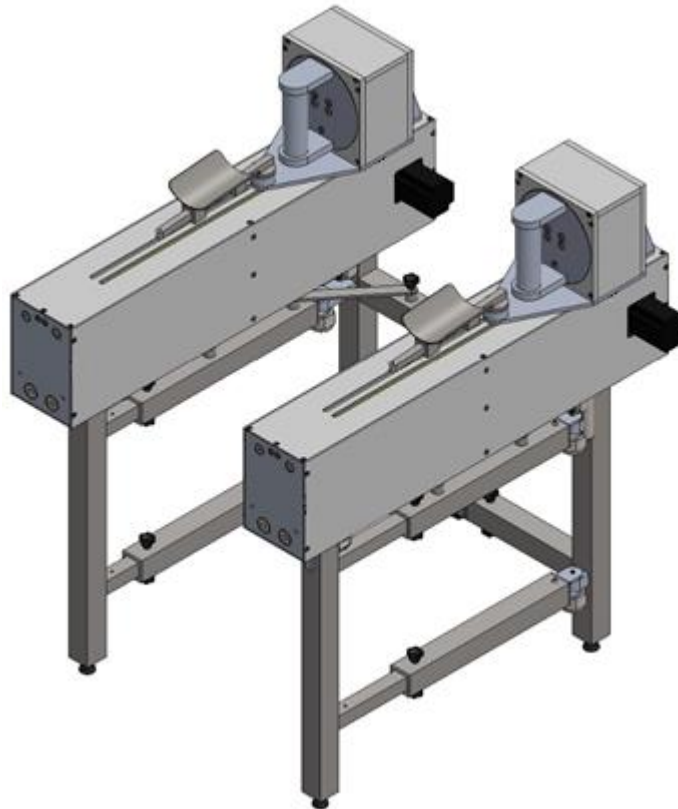
Na literatura, encontram-se diversas técnicas de treinamento que usam ambos os membros para concluir uma tarefa. Uma das técnicas mais populares se baseia no movimento, no qual o membro afetado e o não-afetado se movem juntos, de forma simétrica, descrevendo a mesma trajetória. Exemplos desse tipo de movimento no dia a dia incluem levantar, carregar e colocar um objeto grande ou dois objetos semelhantes, abrir e fechar uma gaveta com dois puxadores, empurrar um carrinho de compras, dobrar uma toalha e pegar certos objetos jogados. Neste tipo de tarefa, as noções temporais, espaciais e de força nos dois membros se diferem pouco e os mecanismos de acoplamento atuam ao máximo.

Este tipo de movimento é utilizado na implementação do treino bilateral deste dispositivo. Como não há acoplamento mecânico entre as partes, ele opera em uma configuração espelho, cujo objetivo é replicar os movimentos do braço não-parético para o parético. Outros dispositivos de reabilitação que oferecem o treino bilateral como, por exemplo, o *MIME* (LUM *et al.*, 2002a), o *Bi-Manu-Track* (HESSE *et al.*, 2003) e *ARCMIME* (MAHONEY *et al.*, 2003) operam de forma similar. Assim, mantem-se uma coerência com os outros dispositivos presentes na literatura.

8.3. Construção do modo bilateral

O modo bilateral é praticamente a combinação de dois modos unilaterais, organizados conforme a Figura 34.

Figura 34 - Modelo 3D do modo bilateral.



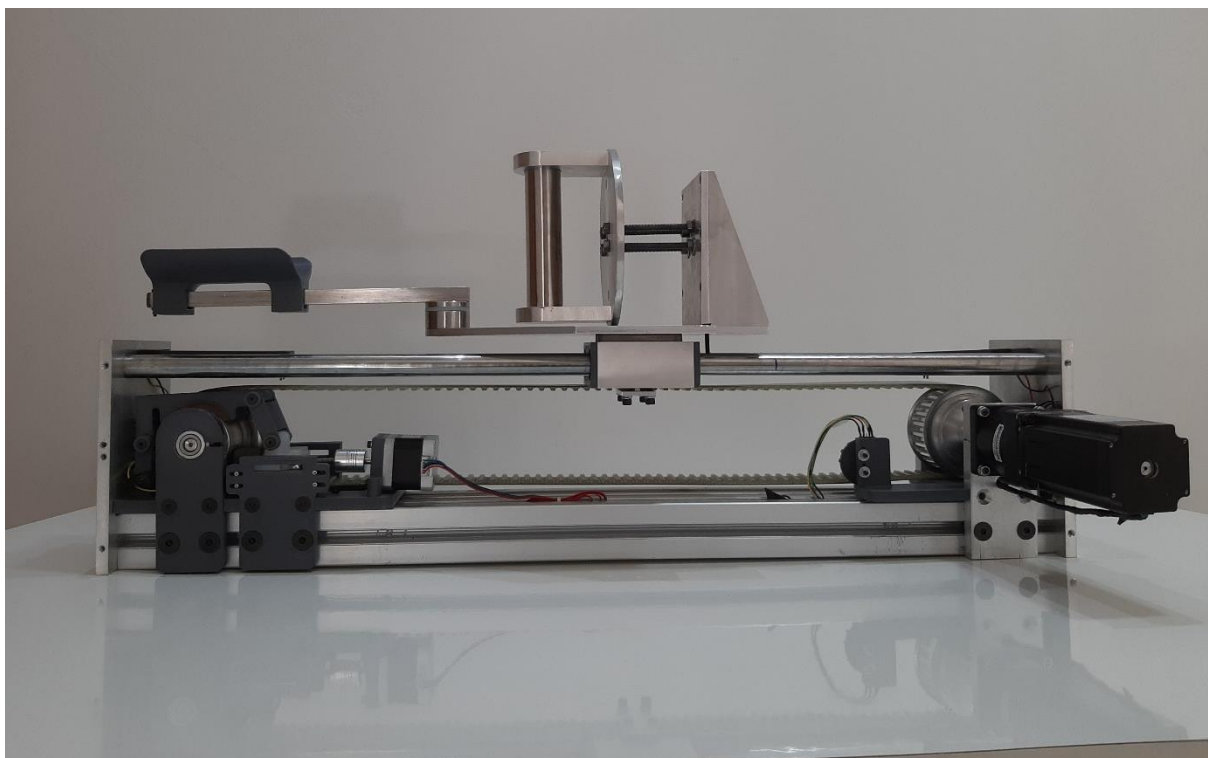
Fonte: Do autor.

Por isso, a teoria e os métodos utilizados para criar o modo bilateral se baseiam no que foi apresentado no Estudo 1. Contudo, foi preciso realizar algumas mudanças no protótipo para que fosse possível a implementação do modo bilateral, principalmente em relação ao circuito eletrônico e ao software de controle. A seguir, serão apresentadas tais mudanças e os aspectos de construção do modo bilateral.

8.3.1. Mecânica

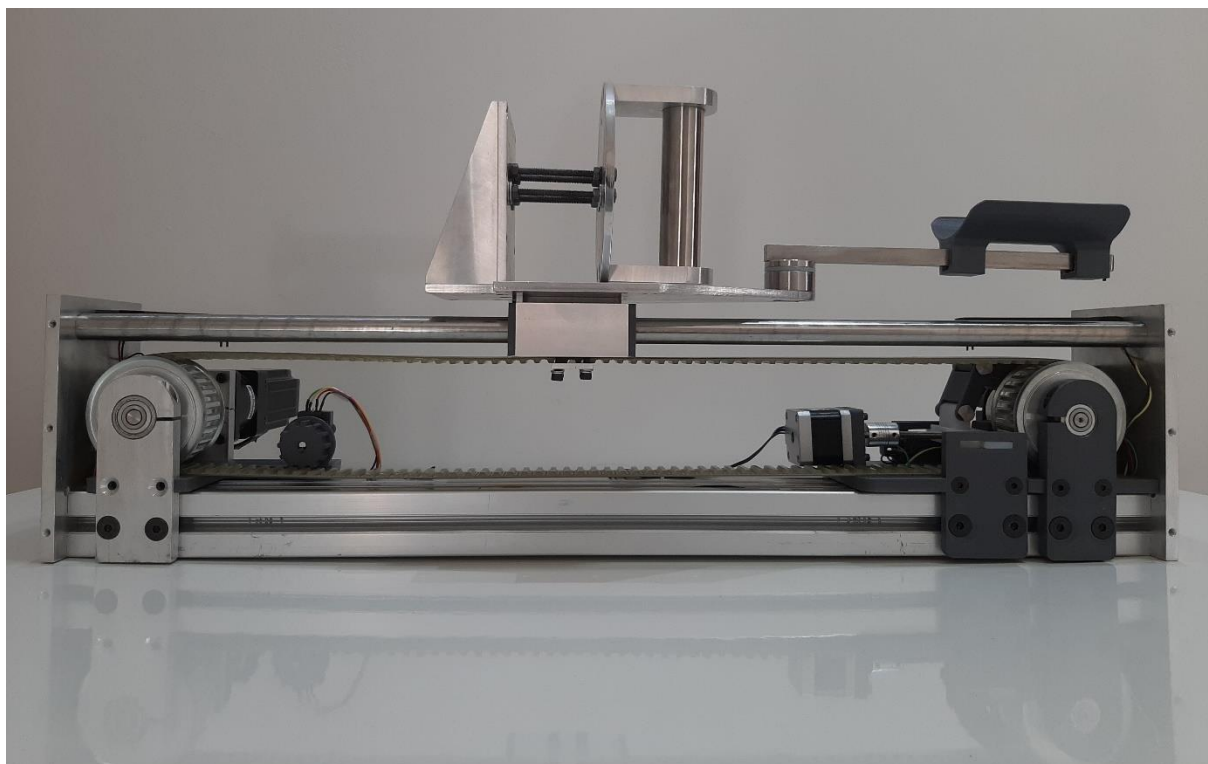
Do ponto de vista mecânico, nenhuma mudança de projeto foi realizada. Entretanto, foi necessário reproduzir o projeto mecânico apresentado na seção 5.2 e criar mais uma unidade do dispositivo unilateral, como uma réplica do primeiro. Neste caso, os componentes utilizados, a metodologia de trabalho e as formas de construção são similares ao primeiro. A Figura 35 e a Figura 36 apresentam a segunda unidade do dispositivo.

Figura 35 - Segunda unidade do dispositivo (vista lateral direita).



Fonte: Do autor.

Figura 36 - Segunda unidade do dispositivo (vista lateral esquerda).



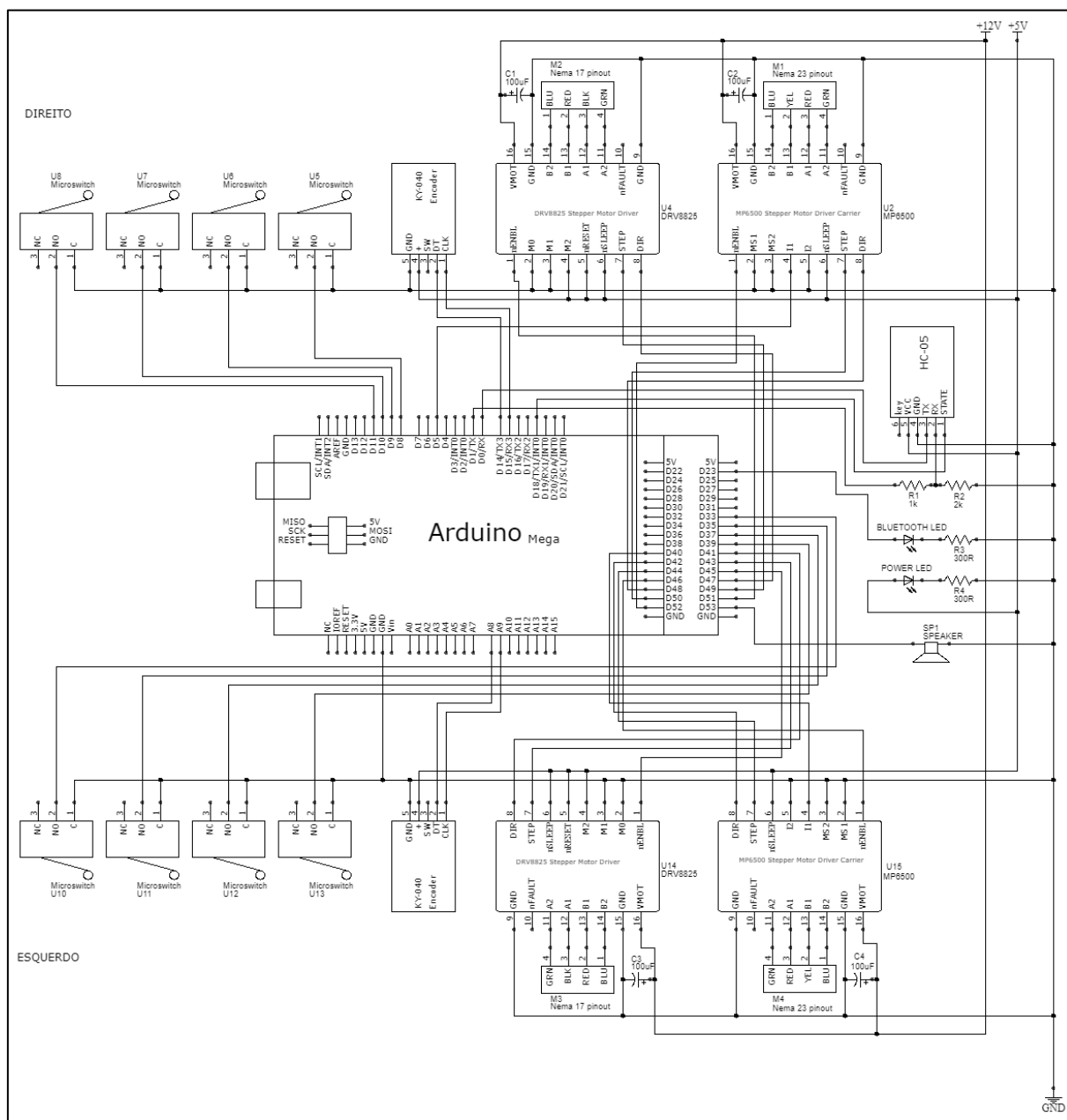
Fonte: Do autor.

8.3.2. *Eletrônica*

Em relação ao circuito eletrônico, a mudança mais significativa foi a substituição do Arduino Nano por um Arduino Mega. A principal razão para isso foi a necessidade de um número maior de entradas e saídas. O Arduino Mega possui 54 portas digitais e 16 portas analógicas, enquanto que o Arduino Nano possui apenas 14 portas digitais e 8 portas analógicas. Além disso, o Arduino Mega possui uma capacidade maior de memória (256 KB) em relação ao Arduino Nano (32 KB), isso permite o armazenamento de programas maiores e mais complexos.

Com relação aos demais componentes, basicamente se duplicou a quantidade deles, com exceção da fonte de alimentação e dos componentes do módulo de comunicação. Desta forma, tem-se, então, dois conjuntos com drivers, motores, encoder e chaves fim de curso. Cada conjunto associado a uma unidade do dispositivo. A Figura 37 mostra o novo diagrama do circuito. Este circuito também foi montado em uma protoboard. É possível observar que este circuito possui um número grande de conexões, por isso, a montagem foi feita com bastante cuidado para evitar maus contatos e possíveis falhas.

Figura 37 - Diagrama do circuito eletrônico (bilateral).



Fonte: Do autor.

8.3.3. Software

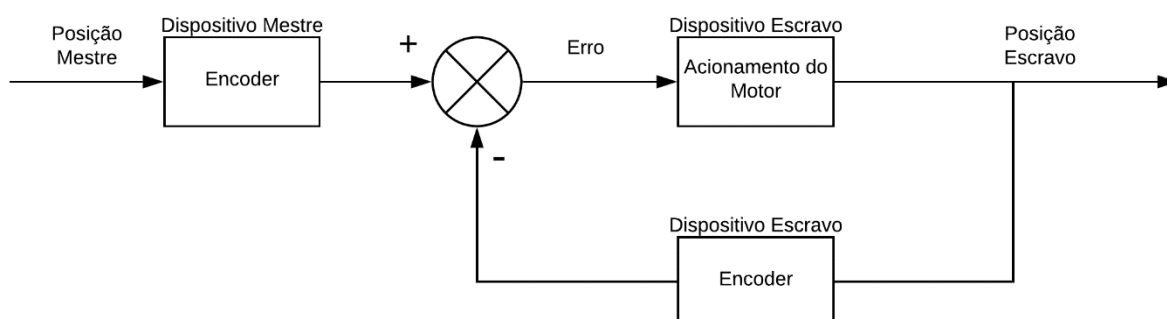
Para adicionar o modo de operação bilateral houve alterações tanto do firmware como do software aplicativo.

8.3.3.1 Firmware

Firmware é aquele software que interage diretamente com o hardware e continua tendo as mesmas funções anteriores, porém com o acréscimo da função de operação bilateral. Este, inicialmente, executa uma rotina de inicialização, a qual verifica a posição do efetuator e o estado do freio (i.e., se acionado ou não) de ambos os módulos (i.e., direito e esquerdo), e se necessário movimenta os manipuladores para a posição inicial e/ou libera totalmente o freio. Em seguida, verifica se há conexão Bluetooth disponível e realiza a conexão. Depois disso, ele passa a executar as instruções conforme o modo de operação selecionado pelo usuário.

O modo bilateral opera segundo um controle de posição em malha fechada, onde o módulo conectado ao membro não-parético serve como referência (mestre) para o controle do outro módulo (escravo). Desta forma, o movimento que se fizer com o módulo mestre será copiado para o escravo. A Figura 38 mostra o diagrama de blocos que representa este funcionamento. Observe que as informações dos encoders são utilizadas para o controle, sendo que a posição do mestre serve como referência e a do escravo como a variável controlada. O controle atua acionando o motor do módulo escravo sempre que houver um erro (i.e., diferença entre as posições dos módulos mestre e escravo).

Figura 38 - Diagrama em blocos do controle do modo bilateral

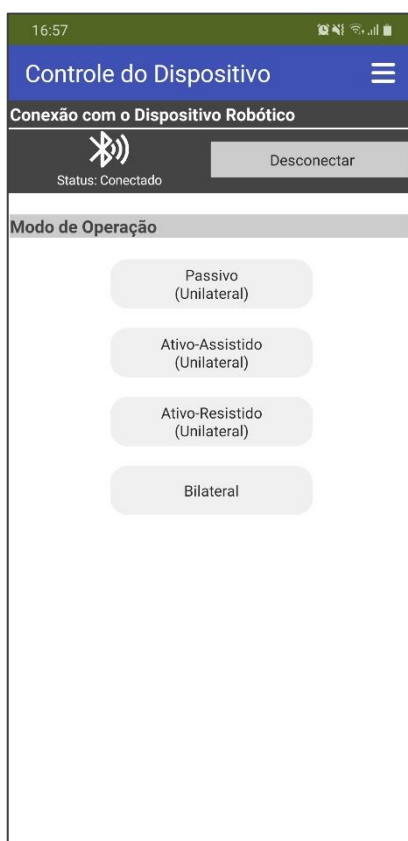


Fonte: Do autor.

8.3.3.2 Aplicativo

Em relação ao aplicativo, as alterações se limitaram ao acréscimo de mais uma opção na tela *Modo de Operação*, conforme mostra a Figura 39. Neste caso, os usuários podem escolher entre os modos unilaterais passivo, ativo-assistido e ativo-resistido, e bilateral. Vale ressaltar que quando o usuário seleciona algum modo unilateral, as demais telas permanecem inalteradas e o fluxo de trabalho segue o que foi mostrado na seção 5.5.2.

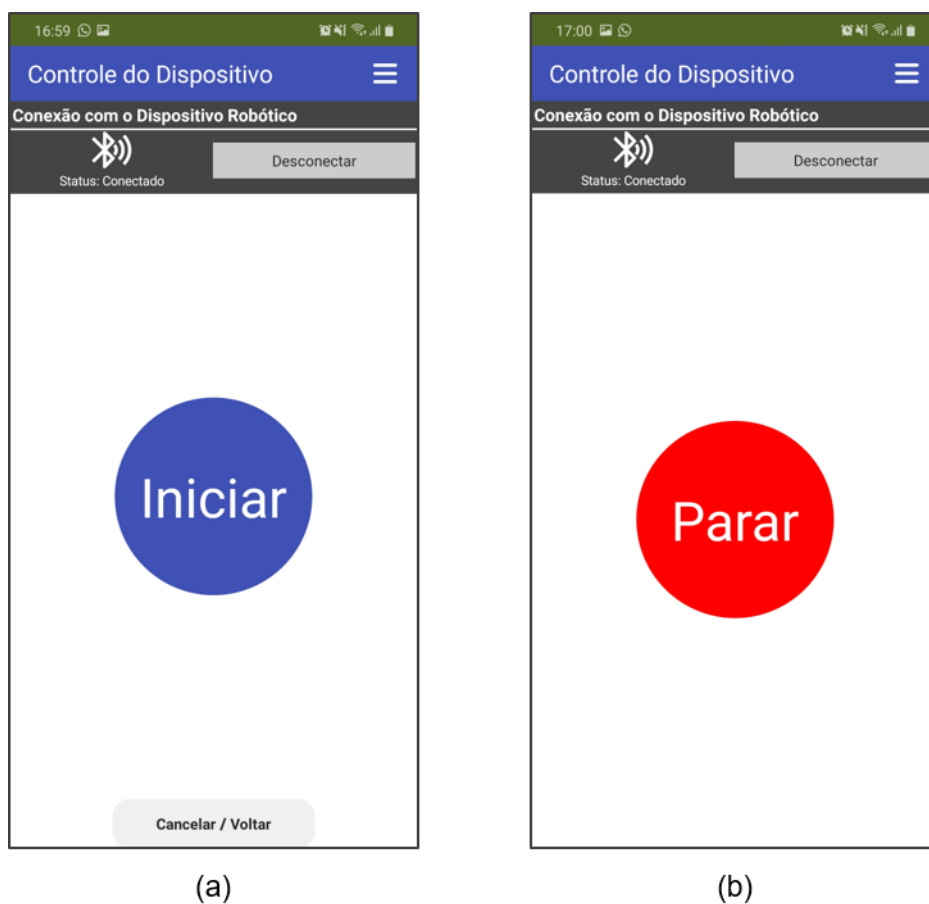
Figura 39 - Tela Modo de Operação.



Fonte: Do autor.

Após selecionar o modo bilateral, será exibida a tela para se iniciar o treino, conforme a Figura 40a. E, para terminar o treino, basta pressionar o botão *Parar* na tela que será exibida sempre após iniciar o treinamento (Figura 40b).

Figura 40 - Telas do aplicativo. (a) Tela Iniciar Treinamento. (b) Tela Parar Treinamento.

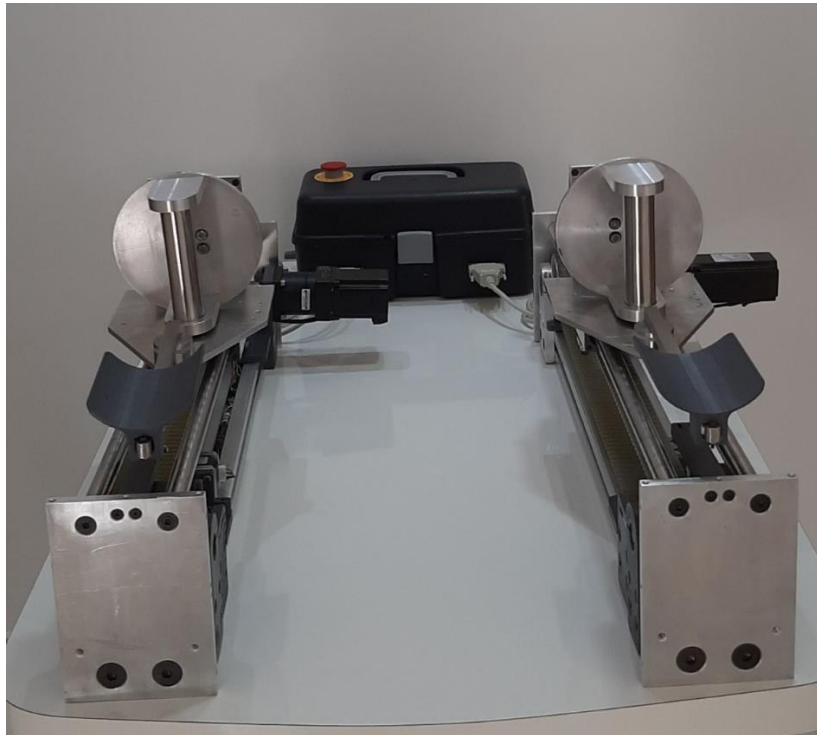


Fonte: Do autor.

8.4. Dispositivo bilateral

As figuras a seguir apresentam a montagem final do dispositivo bilateral: a Figura 41 mostra a vista frontal; a Figura 42 mostra a vista lateral esquerda; e, a Figura 43 mostra a vista lateral direita.

Figura 41 - Dispositivo Bilateral (vista frontal).



Fonte: Do autor.

Figura 42 - Dispositivo Bilateral (vista lateral esquerda).



Fonte: Do autor.

Figura 43 - Dispositivo Bilateral (Vista lateral direita).



Fonte: Do autor.

8.5. Testes

Foram realizados testes com o dispositivo operando no modo bilateral para verificar o funcionamento e o comportamento deste modo. Os testes foram realizados por uma pessoa saudável que utilizou o equipamento em modo bilateral simulando uma situação real. Os resultados demonstraram bom funcionamento da função, sendo possível observar que o mesmo consegue replicar adequadamente o movimento de um lado para o outro, estando a poucos passos para sua utilização em testes clínicos.

8.6. Sumário

A partir do que foi apresentado, foi possível desenvolver um protótipo que proporciona o treino bilateral, mantendo as funções e os modos de operação unilaterais. Este apresenta características similares aos encontrados na literatura e será uma excelente ferramenta para investigação das questões relativas ao treino bilateral e também do unilateral.

Para trabalhos futuros, testes para a validação da segunda unidade devem ser realizados e os resultados comparados com os resultados dos testes com a primeira unidade, a fim de verificar se há diferenças significativas entre elas. Também, testes de usabilidade especificamente para o modo bilateral precisam ser realizados, bem como testes para analisar os efeitos da reabilitação com treino bilateral. Além disso, outros padrões de movimentos bilaterais, como os movimentos assimétricos, podem ser investigados e implementados.

De maneira geral, o dispositivo robótico para reabilitação de membros superiores proposto neste trabalho mostrou-se de grande valia para auxiliar os profissionais de saúde na reabilitação de pacientes com AVE. Ainda há muito para ser estudado e realizado, mas dado o potencial que este dispositivo tem mostrado, espera-se que este possa ser amplamente difundido e chegar às clínicas de reabilitação para efetivamente contribuir na reabilitação e no bem-estar das pessoas.

9. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este trabalho abordou a construção e a validação de um dispositivo robótico para reabilitação de membros superiores. A partir da combinação das partes mecânica, elétrica e eletrônica, e, também, da programação, foi possível obter um protótipo para treinamento unilateral, o qual é relevante e com características similares aos encontrados na literatura. Porém, com alguns atributos que o distingue. Em particular, é um dispositivo simples, de fácil manuseio, portátil, de rápida aprendizagem; adaptável para diferentes condições e acessível.

Os testes realizados, a fim de validar o dispositivo, serviram para determinar a capacidade e as peculiaridades de cada sistema que compõe o dispositivo e certificar que os dados fornecidos pelo equipamento correspondem à medida real. Testou-se a capacidade do sistema de tração, do sistema de frenagem, de comunicação, o tempo de resposta do sistema e, também, validadas as medidas de distância e de velocidade. A força máxima produzida pelos sistemas de tração e frenagem foi, respectivamente, 7,6 kgf e 14 kgf. A taxa de sucesso ao realizar a conexão entre os dispositivos móvel e robótico foi de 90%. O tempo médio de resposta geral do sistema foi de 3,52 s. O erro relativo médio percentual foi de 2,65% para as medidas de distância e 3,33% para as medidas de velocidade. Todos os resultados obtidos foram considerados adequados para a proposta do dispositivo. Além disso, foram testados os modos de operação do dispositivo buscando simular situações reais dos ambientes clínicos. Os resultados foram satisfatórios e demonstraram que o dispositivo estava apto para ser utilizado em uma situação real de uso.

Quanto à avaliação da usabilidade, esta foi realizada pelos dois grupos de usuários: fisioterapeutas e pacientes. No caso dos fisioterapeutas, estes tiveram a oportunidade de operar o dispositivo robótico e administrar uma sessão de fisioterapia para seus pacientes utilizando o equipamento. Já os pacientes tiveram oportunidade de realizar uma sessão de fisioterapia com auxílio do dispositivo robótico sob a supervisão do seu fisioterapeuta. Após o contato com o equipamento, todos os participantes responderam ao questionário SUS (BROOKE, 1996) para avaliação da usabilidade. Os resultados foram bastante similares entre os grupos e o valor médio do escore SUS obtido pelo dispositivo robótico foi de $84,8 \pm 2,0$. Este escore, é um

escore considerado alto e indica que o dispositivo robótico tem excelente usabilidade e está de acordo com as exigências e necessidades dos usuários.

As outras análises realizadas a partir do escore SUS também demonstraram que o dispositivo robótico tem excelente usabilidade. Por exemplo, o valor de percentil obtido conforme Sauro e Lewis (2016) foi de 97% para ambos os grupos, e significa que o dispositivo possui usabilidade superior a 97% dos produtos da base de dados de Sauro (2011b). Convertendo o escore do SUS na escala de conceito proposta por Sauro e Lewis (2016), obteve-se o conceito A+ do grupo Fisioterapeutas e A do grupo Paciente, os quais são os mais altos que algum produto pode receber. Com relação aos componentes apontados por Nielsen (2012), as notas obtidas indicaram que o dispositivo robótico apresenta boa qualidade por ambos os grupos e demonstraram que o mesmo possui manuseio fácil e de rápida aprendizagem, dificilmente esquecido, sem falhas ou erros operacionais graves, além de oferecer alto grau de satisfação para seus usuários e executar eficientemente as tarefas para as quais foi projetado.

Com relação ao modo bilateral, este foi idealizado para permitir o treino bilateral, o qual utiliza ambos os membros para executar a tarefa durante a reabilitação. O modo bilateral foi construído, basicamente, a partir da combinação de dois modos unilaterais, mas com alterações na parte eletrônica e programação. No modo bilateral, o dispositivo robótico opera em uma configuração espelho, na qual o movimento do membro não afetado é replicado para o membro afetado. Testes preliminares com o dispositivo operando no modo bilateral, demonstraram bom funcionamento da função, sendo possível observar que o mesmo consegue replicar adequadamente o movimento de um lado para o outro, estando a poucos passos para sua utilização em testes clínicos.

De um modo geral, os resultados obtidos foram bastante satisfatórios e os objetivos iniciais cumpridos integralmente. Foi possível desenvolver um dispositivo robótico para reabilitação de membros superiores que é simples, portátil, aplicável nas diferentes fases de recuperação, adaptável às condições específicas de cada paciente, facilmente controlado e que apresenta excelente usabilidade. Ainda há muito a ser feito para que o equipamento possa se tornar um produto comercial, mas os resultados obtidos demonstraram que o desenvolvimento está em uma direção produtiva. Espera-se que em breve este dispositivo possa contribuir com a disseminação e popularização da terapia robótica. Muitos são os desafios para que

isso de fato ocorra, mas, certamente, todo o esforço para produzir algo que possa auxiliar as pessoas na recuperação da capacidade motora e, conseqüentemente, do bem-estar e da qualidade de vida, vale a pena.

9.1. Trabalhos Futuros

Alguns trabalhos em perspectiva para continuidade deste estudo, são:

- Realizar teste de estresse mecânico no dispositivo robótico para avaliar a durabilidade das peças e, assim, criar um plano de manutenção.
- Implementar uma base de dados para manter as informações dos treinos de cada paciente, além de possibilitar consultas e acompanhamento da evolução do paciente por parte do fisioterapeuta.
- Ampliar o teste de usabilidade e envolver outros profissionais como, por exemplo, engenheiros e médicos fisiatras, bem como maior número de pacientes com diferentes graus de mobilidade motora.
- Analisar o efeito dos treinamentos unilateral e bilateral com o dispositivo robótico para pacientes de AVE em diferentes fases de recuperação.
- Analisar o efeito do uso do dispositivo robótico na reabilitação de outros problemas motores de membros superiores.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AHO, K. et al. Cerebrovascular Disease in the Community: Results of a WHO Collaborative Study. **Bulletin of the World Health Organization**, v. 58, n. 1, p. 113-130, 1980. ISSN 0042-9686. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2395897/pdf/bullwho00424-0120.pdf>. Acesso em: 08 jun. 2020.

AISEN, M. L. et al. The Effect of Robot-Assisted Therapy and Rehabilitative Training on Motor Recovery Following Stroke. **Archives of Neurology**, v. 54, p. 443-446, 1997. Disponível em: <https://jamanetwork.com/journals/jamaneurology/article-abstract/594519>. Acesso em: 25 set. 2019.

ALBUQUERQUE, C. P. et al. Grupo de Atividades de Vida Diária: Influência do Procedimento em Pacientes Adultos com Acidente Vascular Encefálico Isquêmico. **Acta Fisiátrica**, v. 18, n. 2, p. 71-74, 09 jun. 2011.

ALEXANDER, L. D. et al. Correlating Lesion Size and Location to Deficits after Ischemic Stroke: The Influence of Accounting for Altered Peri-necrotic Tissue and Incidental Silent Infarcts. **Behavioral and Brain Functions**, v. 6, n. 1, p. 6, 2010. ISSN 1744-9081. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2823642/#B1>. Acesso em: 08 out. 2019.

ANDERSEN, K. K. et al. Hemorrhagic and Ischemic Strokes Compared. **Stroke**, v. 40, n. 6, p. 2068-2072, 2009. DOI: doi:10.1161/STROKEAHA.108.540112. Disponível em: <https://www.ahajournals.org/doi/abs/10.1161/STROKEAHA.108.540112> Acesso em: 02 out. 2019.

APPEL, V. C. R. **Classificando Emoções em Processos de Reabilitação Robótica**. 2014. Dissertação (Mestrado em Dinâmica das Máquinas e Sistemas) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2014. DOI: 10.11606/D.18.2017.tde-14112017-102247. Disponível em: <https://teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18149/tde-14112017-102247/en.php>. Acesso em: 20 out. 2019.

AURELIANO, A. **Protoboard**. 2016. Disponível em: <https://fiozera.com.br/protoboard-e51fe4a7f8f4>. Acesso em: 01 nov. 2019.

BERTANI, R. et al. Effects of Robot-Assisted Upper Limb Rehabilitation in Stroke Patients: A Systematic Review with Meta-Analysis. **Neurological Sciences**, v. 38, n. 9, p. 1561-1569, 2017. ISSN 1590-1874. Disponível em: <http://europepmc.org/abstract/MED/28540536>. Acesso em: 25 set. 2019.

BIRKENMEIER, R. L.; PRAGER, E. M.; LANG, C. E. Translating Animal Doses of Task-specific Training to People with Chronic Stroke in 1-hour Therapy Sessions: A Proof-of-concept Study. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 24, n. 7, p. 620-635, 2010. ISSN 1545-9683. Disponível em: <https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/1545968310361957>. Acesso em: 04 nov. 2019.

BISWAS, P.; LANGDON, P. Multimodal Intelligent Eye-Gaze Tracking System. **International Journal of Human-Computer Interaction**, v. 31, n. 4, p. 277-294, 2015/04/03 2015. ISSN 1044-7318. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/10447318.2014.1001301>. Acesso em: 05 out. 2019.

BOHANNON, R. W.; SMITH, M. B. Interrater Reliability of a Modified Ashworth Scale of Muscle Spasticity. **Physical Therapy**, p. 206-207, 1987.

BONIKOWSKI, M. et al. New Trends in the Use of Robotic Devices in Motor Rehabilitation of Upper Limbs. In: SZEWCZYK, R.; ZIELIŃSKI, C.; KALICZYŃSKA M. (ed.). **Challenges in Automation, Robotics and Measurement Techniques**. Springer, Cham, 2016. p. 729-739. (Advances in Intelligent Systems and Computing). ISBN 978-3-319-29357-8. Disponível em: https://link.springer.com/chapter/10.1007%2F978-3-319-29357-8_63. Acesso em: 29 out. 2019.

BOUCINHA, R. M.; TAROUÇO, L. M. R. Avaliação de Ambiente Virtual de Aprendizagem com o uso do SUS-System Usability Scale. **Revista Novas Tecnologias na Educação**, v. 11, n. 3, 2013. ISSN 1679-1916.

BRADY, M. Artificial Intelligence and Robotics. **Artificial Intelligence**, v. 26, n. 1, p. 79-121, 1985/04/01/ 1985. ISSN 0004-3702. DOI: 10.1016/0004-3702(85)90013-X. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/000437028590013X>. Acesso em: 06 out. 2019.

BRASIL. Ministério da Saúde. Departamento de Ações Programáticas Estratégicas. **Diretrizes de Atenção à Reabilitação da Pessoa com Acidente Vascular Cerebral**. Brasília: Ministério da Saúde, 2013. 72 p.

BROOKE, J. SUS-A Quick and Dirty Usability Scale. **Usability Evaluation in Industry**, v. 189, n. 194, p. 4-7, 1996.

CAURAUGH, J. H.; SUMMERS, J. J. Neural Plasticity and Bilateral Movements: A Rehabilitation Approach for Chronic Stroke. **Progress in Neurobiology**, v. 75, n. 5, p. 309-320, 2005/04/01/ 2005. ISSN 0301-0082. DOI: 10.1016/j.pneurobio.2005.04.001. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0301008205000341>. Acesso em: 23 out. 2019.

CHANG, W. H.; KIM, Y.-H. Robot-Assisted Therapy in Stroke Rehabilitation. **Journal of Stroke**, v. 15, n. 3, p. 174-181, 2013. ISSN 2287-6391 / 2287-6405. DOI: 10.5853/jos.2013.15.3.174. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24396811>. Acesso em: 27 set. 2019.

COLEBATCH, J. G.; GANDEVIA, S. The Distribution of Muscular Weakness in Upper Motor Neuron Lesions Affecting the Arm. **Brain**, v. 112, n. 3, p. 749-763, 1989. ISSN 1460-2156.

CORREA, A. G. D. et al. GenVirtual: An Augmented Reality Musical Game for Cognitive and Motor Rehabilitation. In: 2007 Virtual Rehabilitation, 2007, Veneza. **Anais [...]**. Veneza: IEEE, p. 1-6. DOI: 10.1109/ICVR.2007.4362120. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4362120&isnumber=4362119>. Acesso em: 25 set. 2019.

CUNHA, M. C. B. et al. Hidroterapia. **Revista Neurociências**, v. 6, n. 3, p. 126-130, 1998.

DA COSTA, F. A.; DA SILVA, D. L. A.; DA ROCHA, V. M. Estado Neurológico e Cognição de Pacientes pós-Acidente Vascular Cerebral. **Revista da Escola de Enfermagem da USP**, v. 45, n. 5, p. 1083-1088, 2011. ISSN 1980-220X.

DA SILVA, E. D. J. A. **Reabilitação após o AVC**. 2010. Dissertação (Mestrado Integrado em Medicina) – Faculdade de Medicina, Universidade do Porto, Porto, 2010.

DEL-AMA, A. et al. Robotic Rehabilitation: Ten Critical Questions about Current Status and Future Prospects Answered by Emerging Researchers. In: PONS, J. L. e

TORRICELLI, D. (ed.). **Emerging Therapies in Neurorehabilitation**. Springer, 2014. p. 189-205. ISBN 978-3642443657.

DEUTSCH, J. E. et al. Nintendo Wii Sports and Wii Fit Game Analysis, Validation, and Application to Stroke Rehabilitation. **Topics in Stroke Rehabilitation**, v. 18, n. 6, p. 701-719, 2011/11/01 2011. ISSN 1074-9357. DOI: 10.1310/tsr1806-701. Disponível em: <https://doi.org/10.1310/tsr1806-701>. Acesso em: 06 out. 2019.

DONKOR, E. S. Stroke in the 21(st) Century: A Snapshot of the Burden, Epidemiology, and Quality of Life. **Stroke Research and Treatment**, v. 2018, p. 3238165, 2018. ISSN 2090-8105. DOI: 10.1155/2018/3238165. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6288566/pdf/SRT2018-3238165.pdf>. Acesso em: 05 jun. 2020.

DURET, C.; GROSMIRE, A.-G.; KREBS, H. I. Robot-Assisted Therapy in Upper Extremity Hemiparesis: Overview of an Evidence-Based Approach. **Frontiers in Neurology**, v. 10, n. 412, 2019-April-24 2019. ISSN 1664-2295. Disponível em: <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fneur.2019.00412>. Acesso em: 03 nov. 2019.

FAPESP. **Robô para Reabilitação de Vítimas de AVC Associa Fisioterapia e Games**. 2017. Disponível em: http://pesquisaparaainovacao.fapesp.br/robo_para_reabilitacao_de_vitimas_de_avc_a_ssocia_fisioterapia_e_games/208. Acesso em: 02 nov. 2019.

FEIGIN, V. L. et al. Stroke Epidemiology: A Review of Population-Based Studies of Incidence, Prevalence, and Case-Fatality in the late 20th Century. **The Lancet Neurology**, v. 2, n. 1, p. 43-53, 2003. ISSN 1474-4422.

FERNANDES, T. D. J. **Efeito de um Programa de Mobilização e Exercício Ativo sobre a Amplitude Articular em Pessoas com Síndrome de Desuso**. 2015. Dissertação (Mestrado em Enfermagem de Reabilitação) – Escola Superior de Saúde, Instituto Politécnico de Bragança, Bragança, 2015.

FUGL-MEYER, A. R. et al. The Post-Stroke Hemiplegic Patient. 1. A Method for Evaluation of Physical Performance. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 7, n. 1, p. 13-31, 1975. ISSN 0036-5505.

GALITZ, W. O. **The Essential Guide to User Interface Design**: an introduction to GUI design principles and techniques. John Wiley & Sons, 2007. ISBN 0470146222.

GARROS, D. D. S. C.; GAGLIARDI, R. J.; GUZZO, R. A. R. Evaluation of Performance and Personal Satisfaction of the Patient with Spastic Hand After Using a Volar Dorsal Orthosis. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 68, p. 385-389, 2010. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0004-282X2010000300011. Acesso em: 21 ago. 2019.

GASSERT, R.; DIETZ, V. Rehabilitation Robots for the Treatment of Sensorimotor Deficits: a Neurophysiological Perspective. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 15, n. 1, p. 46, 2018/06/05 2018. ISSN 1743-0003. DOI: 10.1186/s12984-018-0383-x. Disponível em: <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0383-x>. Acesso em: 22 out. 2019.

GIJBELS, D. et al. The Armeo Spring as Training Tool to Improve Upper Limb Functionality in Multiple Sclerosis: a Pilot Study. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 8, p. 5, Jan 24 2011. ISSN 1743-0003. DOI: 10.1186/1743-0003-8-5. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3037310/pdf/1743-0003-8-5.pdf>. Acesso em: 25 out. 2020.

GIRARDON-PERLINI, N. M. O. et al. Lidando com Perdas: Percepção de Pessoas Incapacitadas por AVC. **Revista Mineira de Enfermagem**, v. 11, n. 2, p. 149-154, 2007. ISSN 1415-2762. Disponível em: <http://www.reme.org.br/artigo/detalhes/328>. Acesso em: 26 set. 2019.

GOLDSTEIN, L. B. et al. Guidelines for the Primary Prevention of Stroke: a Guideline for Healthcare Professionals from the American Heart Association/American Stroke Association. **Stroke**, v. 42, n. 2, p. 517-584, 2011. ISSN 0039-2499.

GORELICK, P. B. The Global Burden of Stroke: Persistent and Disabling. **The Lancet Neurology**, v. 18, n. 5, p. 417-418, 2019. ISSN 1474-4422. DOI: 10.1016/S1474-4422(19)30030-4. Disponível em: [https://www.thelancet.com/journals/laneur/article/PIIS1474-4422\(19\)30030-4/fulltext](https://www.thelancet.com/journals/laneur/article/PIIS1474-4422(19)30030-4/fulltext). Acesso em: 21 ago. 2019.

HAJAT, C. et al. Incidence of Aetiological Subtypes of Stroke in a Multi-ethnic Population Based Study: the South London Stroke Register. **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry**, v. 82, n. 5, p. 527-533, 2011. ISSN 0022-3050.

HAN, K. J.; KIM, J. Y. The Effects of Bilateral Movement Training on Upper Limb Function in Chronic Stroke Patients. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 28, n. 8, p. 2299-2302, 2016. DOI: 10.1589/jpts.28.2299. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27630418>. Acesso em: 25 out. 2019.

HAWKINS, P. et al. Gentle/s project: Design and Ergonomics of a Stroke Rehabilitation System. In: 1st Cambridge Workshop on Universal Access and Assistive Technology (CWUAAT), 2002.

HENDRICKS, H. T. et al. Motor Recovery after Stroke: a Systematic Review of the Literature. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, n. 11, p. 1629-1637, Nov 2002. ISSN 0003-9993. DOI: 10.1053/apmr.2002.35473. Disponível em: [https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(02\)00263-0/pdf](https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(02)00263-0/pdf). Acesso em: 08 jun. 2020.

HESSE, S. et al. Robot-Assisted Arm Trainer for the Passive and Active Practice of Bilateral Forearm and Wrist Movements in Hemiparetic Subjects. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 84, p. 915-920, 2003. DOI: 10.1016/S0003-9993(02)04954-7. Disponível em: [https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(02\)04954-7/pdf](https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(02)04954-7/pdf). Acesso em: 25 set. 2019.

HILLMAN, M. Rehabilitation Robotics from Past to Present - A Historical Perspective. In: BIEN, Z. Z. e STEFANOV, D. (ed.). **Advances in Rehabilitation Robotics**. Springer, v. 306, 2004. cap. 2, p. 25-44. (Lecture Notes in Control and Information Sciences). ISBN 978-3540219866.

JACQUES, A.; CARDOS, M. C. D. A. F. Acidente Vascular Cerebral e Sequelas Fonoaudiológicas: Atuação em Área Hospitalar. **Revista Neurociências**, v. 19, n. 2, p. 229-236, 2011. ISSN 1984-4905.

JOHNSON, C. O. et al. Global, Regional, and National Burden of Stroke, 1990-2016: A Systematic Analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. **Lancet Neurology**, v. 18, n. 5, p. 439-458, 2019. ISSN 1474-4422. DOI: 10.1016/s1474-4422(19)30034-1. Disponível em: [https://www.thelancet.com/pdfs/journals/laneur/PIIS1474-4422\(19\)30034-1.pdf](https://www.thelancet.com/pdfs/journals/laneur/PIIS1474-4422(19)30034-1.pdf). Acesso em: 05 jun. 2020.

KAMMERGAARD, L. P. et al. Short-and Long-Term Prognosis for Very Old Stroke Patients. The Copenhagen Stroke Study. **Age and Ageing**, v. 33, n. 2, p. 149-154, 2004. ISSN 1468-2834.

KIRAN, S. What Is the Nature of Poststroke Language Recovery and Reorganization? **ISRN Neurology**, v. 2012, p. 13, 2012. DOI: 10.5402/2012/786872. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.5402/2012/786872>. Acesso em: 02 out. 2019.

KISNER, C.; COLBY, L. A. **Exercícios Terapêuticos**: fundamentos e técnicas. 6 ed. São Paulo: Manole, 2016. 1056 p. ISBN 9788520436776.

KREBS, H. I. An Overview of Rehabilitation Robotic Technologies. In: American Spinal Injury Association Symposium, 2006.

KREBS, H. I. et al. Robot-Aided Neurorehabilitation. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 6, n. 1, p. 75-87, 1998. ISSN 1063-6528.

KREBS, H. I. et al. Robot-Assisted Task-Specific Training in Cerebral Palsy. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 51 Suppl 4, p. 140-145, Oct 2009. ISSN 0012-1622. DOI: 10.1111/j.1469-8749.2009.03416.x. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdfdirect/10.1111/j.1469-8749.2009.03416.x?download=true>. Acesso em: 25 out.2020.

KREBS, H. I. et al. Rehabilitation Robotics: Performance-Based Progressive Robot-Assisted Therapy. **Autonomous Robots**, v. 15, n. 1, p. 7-20, 2003. ISSN 0929-5593.

KREBS, H. I. et al. Increasing Productivity and Quality of Care: Robot-Aided Neuro-Rehabilitation. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 37, n. 6, p. 639-652, Nov-Dec 2000. ISSN 0748-7711.

KWAKKEL, G.; KOLLEN, B. J.; KREBS, H. I. Effects of Robot-Assisted Therapy on Upper Limb Recovery After Stroke: A Systematic Review. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 22, p. 111-121, 2008. DOI: 10.1177/1545968307305457. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2730506/pdf/nihms107217.pdf>. Acesso em: 25 set. 2019.

LAN, P.; YOUNG, S. International Technology Transfer Examined at Technology Component Level: A Case Study in China. **Technovation**, v. 16, n. 6, p. 277-286, 1996. ISSN 0166-4972.

LEE, S. H. et al. Comparisons between end-effector and exoskeleton rehabilitation robots regarding upper extremity function among chronic stroke patients with moderate-to-severe upper limb impairment. **Scientific Reports**, v. 10, n. 1, p. 1806, 2020/02/04 2020. ISSN 2045-2322. DOI: 10.1038/s41598-020-58630-2. Disponível em:

https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7000418/pdf/41598_2020_Article_58630.pdf. Acesso em: 17 mar. 2020.

LEFEBVRE, S. et al. Neural Substrates Underlying Stimulation-Enhanced Motor Skill Learning After Stroke. **Brain**, v. 138, n. Pt 1, p. 149-163, 2015. ISSN 0006-8950. DOI: 10.1093/brain/awu336. Disponível em:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4441084/pdf/awu336.pdf>. Acesso em: 25 jun. 2020.

LEWIS, G. N.; BYBLOW, W. D. Neurophysiological and Behavioural Adaptations to a Bilateral Training Intervention in Individuals Following Stroke. **Clinical Rehabilitation**, v. 18, n. 1, p. 48-59, 2004. ISSN 0269-2155. DOI: 10.1191/0269215504cr701oa.

LUFT, A. R. et al. Repetitive Bilateral Arm Training and Motor Cortex Activation in Chronic Stroke: a Randomized Controlled Trial. **Journal of the American Medical Association**, v. 292, n. 15, p. 1853-1861, 2004. ISSN 0098-7484.

LUM, P. S. et al. Robot-Assisted Movement Training Compared with Conventional Therapy Techniques for the Rehabilitation of Upper-Limb Motor Function After Stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, p. 952-959, 2002a. DOI: 10.1053/apmr.2001.33101. Disponível em: [https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(02\)00011-4/pdf](https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(02)00011-4/pdf). Acesso em: 25 set. 2019.

LUM, P. S. et al. MIME Robotic Device for Upper-limb Neurorehabilitation in Subacute Stroke Subjects: A Follow-up Study. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 43, n. 5, p. 631, 2006. ISSN 0748-7711.

LUM, P. S. et al. Robotic Devices for Movement Therapy after Stroke: Current Status and Challenges to Clinical Acceptance. **Topics in Stroke Rehabilitation**, v. 8, n. 4, p. 40-53, 2002b. ISSN 1074-9357.

MACIEJASZ, P. et al. A Survey on Robotic Devices for Upper limb Rehabilitation. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 11, n. 1, p. 3, 2014/01/09 2014. ISSN 1743-0003. DOI: 10.1186/1743-0003-11-3. Disponível em: <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-3>. Acesso em: 05 out. 2019.

MAHONEY, R. M. et al. Robotic Stroke Therapy Assistant. **Robotica**, v. 21, n. 1, p. 33-44, 2003. ISSN 1469-8668.

MCCOMBE WALLER, S.; WHITALL, J. Bilateral Arm Training: Why and Who Benefits? **NeuroRehabilitation**, v. 23, n. 1, p. 29-41, 2008. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18356587>. Acesso em: 05 out. 2019.

MEHRHOLZ, J. et al. Systematic Review with Network Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials of Robotic-Assisted Arm Training for Improving Activities of Daily Living and Upper limb Function after Stroke. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 17, n. 1, p. 83, 2020. ISSN 1743-0003. Disponível em: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7325016/pdf/12984_2020_Article_715.pdf. Acesso em: 25 out.2020.

MILLER, E. L. et al. Comprehensive Overview of Nursing and Interdisciplinary Rehabilitation Care of the Stroke Patient. **Stroke**, v. 41, n. 10, p. 2402-2448, 2010. DOI: 10.1161/STR.0b013e3181e7512b. Disponível em: <https://www.ahajournals.org/doi/abs/10.1161/STR.0b013e3181e7512b>. Acesso em: 21 out. 2010.

MIT. **MIT App Inventor | Explore MIT App Inventor**. c2020. Disponível em: <https://appinventor.mit.edu/>. Acesso em: 17 mar. 2020.

MOLTENI, F. et al. Exoskeleton and End-Effector Robots for Upper and Lower Limbs Rehabilitation: Narrative Review. **Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 10, p. S174-S188, 2018. ISSN 1934-1482. DOI: 10.1016/j.pmrj.2018.06.005. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1016/j.pmrj.2018.06.005>. Acesso em: 22 out. 2019.

MURATORI, L. M. et al. Applying Principles of Motor Learning and Control to Upper Extremity Rehabilitation. **Journal of Hand Therapy**, v. 26, n. 2, p. 94-102; quiz 103, Apr-Jun 2013. ISSN 0894-1130. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3773509/pdf/nihms-502120.pdf>. Acesso em: 22 out. 2019.

NAKAYAMA, H. et al. Compensation in Recovery of Upper Extremity Function after Stroke: the Copenhagen Stroke Study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 75, n. 8, p. 852-857, Aug 1994. ISSN 0003-9993. DOI: 10.1016/0003-9993(94)90108-2.

NASCIMENTO, M. D. **Manual - System Usability Scale (SUS)**. Fortaleza: 2013. Disponível em: <https://pt.slideshare.net/devaner/manual-usability>. Acesso em: 02 nov. 2019.

NIELSEN, J. **Usability 101: Introduction to Usability**. 2012. Disponível em: <https://www.nngroup.com/articles/usability-101-introduction-to-usability/>. Acesso em: 01 nov. 2019.

NORMAN, D. A.; DRAPER, S. W. **User Centered System Design: New Perspectives on Human-Computer Interaction**. CRC Press, 1986. ISBN 1482229633.

NOROUZI-GHEIDARI, N.; ARCHAMBAULT, P. S.; FUNG, J. Effects of Robot-Assisted Therapy on Stroke Rehabilitation in Upper Limbs: Systematic Review and Meta-Analysis of the Literature. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 49, n. 4, p. 479-496, 2012. ISSN 0748-7711. DOI: 10.1682/jrrd.2010.10.0210.

NUDO, R. J. et al. Neural Substrates for the Effects of Rehabilitative Training on Motor Recovery after Ischemic Infarct. **Science**, v. 272, n. 5269, p. 1791-1794, 1996. ISSN 0036-8075. DOI: 10.1126/science.272.5269.1791. Disponível em: <https://science.sciencemag.org/content/272/5269/1791.long>. Acesso em: 25 jun. 2020.

O'DELL, M. W.; LIN, C.-C. D.; HARRISON, V. Stroke Rehabilitation: Strategies to Enhance Motor Recovery. **Annual Review of Medicine**, v. 60, n. 1, p. 55-68, 2009. DOI: 10.1146/annurev.med.60.042707.104248. Disponível em: <https://www.annualreviews.org/doi/abs/10.1146/annurev.med.60.042707.104248>. Acesso em: 06 out. 2019.

OSHIRO, S. H. et al. Functional Electrical Stimulation Optimized in Patients with Hemiparesis due to Cerebrovascular Disease. **Acta Fisiátrica**, v. 19, p. 46-49, 2012. DOI: 10.5935/0104-7795.20120010. Disponível em: http://actafisiatrica.org.br/audiencia_pdf.asp?aid2=465&nomeArquivo=en_v19n1a10.pdf. Acesso em: 25 set. 2019.

OVANDO, A. C. Acidente Vascular Encefálico: Comprometimento Motor dos Membros Inferiores e Alterações na Marcha. **Revista Digital EFDesportes**, v. 14, 2009. Disponível em: <https://www.efdeportes.com/efd132/acidente-vascular-encefalico-na-alteracoes-na-marcha.htm>. Acesso em: 08 out. 2019.

PADRINI-ANDRADE, L. et al. Evaluation of Usability of a Neonatal Health Information System According to the User's Perception. **Revista Paulista de Pediatria**, v. 37, p. 90-96, 2019. ISSN 0103-0582. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0103-05822019000100090&nrm=iso. Acesso em: 02 nov. 2019.

PEI, Y.-C. et al. An Evaluation of the Design and Usability of a Novel Robotic Bilateral Arm Rehabilitation Device for Patients with Stroke. **Frontiers in Neurorobotics**, v. 11, n. 36, 2017-July-28 2017. ISSN 1662-5218. DOI: 10.3389/fnbot.2017.00036. Disponível em: <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fnbot.2017.00036>. Acesso em: 05 out. 2019.

PICELLI, A. et al. Robot-Assisted Arm Training in Patients with Parkinson's Disease: A Pilot Study. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 11, n. 1, p. 28, 2014. ISSN 1743-0003. DOI: 10.1186/1743-0003-11-28. Disponível em: <https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/track/pdf/10.1186/1743-0003-11-28.pdf>. Acesso em: 25 out. 2020.

POLI, P. et al. Robotic Technologies and Rehabilitation: New Tools for Stroke Patients' Therapy. **BioMed Research International**, v. 2013, p. 153872, 2013. ISSN 2314-6133. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3852950/pdf/BMRI2013-153872.pdf>. Acesso em: 25 out. 2020.

PONTES-NETO, O. M. et al. Diretrizes para o Manejo de Pacientes com Hemorragia Intraparenquimatosa Cerebral Espontânea. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 67, p. 940-950, 2009. ISSN 0004-282X. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0004-282X2009000500034&nrm=iso. Acesso em: 02 out. 2019.

PRADO FILHO, H. R. **A Qualidade Normativa dos Processos de Usinagem**. 2019. Disponível em: <https://revistaadnormas.com.br/2019/03/05/a-qualidade-normativa-dos-processos-de-usinagem/>. Acesso em: 31 out. 2019.

QASSIM, H. M.; WAN HASAN, W. A Review on Upper Limb Rehabilitation Robots. **Applied Sciences**, v. 10, n. 19, p. 6976, 2020.

QIAN, Z.; BI, Z. Recent Development of Rehabilitation Robots. **Advances in Mechanical Engineering**, v. 7, n. 2, p. 563062, 2015. DOI: 10.1155/2014/563062.

Disponível em: <https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1155/2014/563062>. Acesso em: 20 out. 2019.

RAJSIC, S. et al. Economic burden of stroke: a systematic review on post-stroke care. **Eur J Health Econ**, v. 20, n. 1, p. 107-134, 2019. ISSN 1618-7598. DOI: 10.1007/s10198-018-0984-0. Disponível em: <https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/s10198-018-0984-0.pdf>. Acesso em: 05 jun. 2020.

RAMOS CALIL, S. et al. Reabilitação por Meio da Dança. **Revista Neurociências**, v. 15, n. 3, p. 195-202, 2007.

REINKENSMEYER, D. J. **Rehabilitation Robot**. 2018. Disponível em: <https://www.britannica.com/technology/rehabilitation-robot>. Acesso em: 25 nov. 2020.

REINKENSMEYER, D. J. et al. Understanding and Treating Arm Movement Impairment After Chronic Brain Injury: Progress with the ARM Guide. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 37, n. 6, p. 653-662, Nov-Dec 2000. ISSN 0748-7711.

RIBERTO, M. et al. A Terapia de Restrição como Forma de Aprimoramento da Função do Membro Superior em Pacientes com Hemiplegia. p. 8-12, 2005.

RICHARDSON, R.; BROWN, M.; PLUMMER, A. R. Pneumatic Impedance Control for Physiotherapy. In: European Advanced Robotics System Conference, 2000.

ROBOT INSTITUTE OF AMERICA. 1979. Disponível em: <https://www.123helpme.com/robotics-is-an-improbable-advancement-of-human-development-preview.asp?id=520213>. Acesso em: 05 out. 2019.

ROJAS, J. et al. Acute Ischemic Stroke and Transient Ischemic Attack in the Very Old–Risk Factor Profile and Stroke Subtype between Patients Older than 80 Years and Patients Aged less than 80 Years. **European Journal of Neurology**, v. 14, n. 8, p. 895-899, 2007. ISSN 1351-5101.

ROMERO, R. A. F. et al. Introdução à Robótica Móvel. In: ROMERO, R. A. F. et al (org.). **Robótica Móvel**. 1. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2017. cap. 1, ISBN 978-85-216-

2641-1. Disponível em: <https://integrada.minhabiblioteca.com.br/books/978-85-216-2642-8>. Acesso em: 19 out. 2019.

ROTHWELL, P. et al. Population-Based Study of Event-Rate, Incidence, Case Fatality, and Mortality for all Acute Vascular Events in all Arterial Territories (Oxford Vascular Study). **The Lancet**, v. 366, n. 9499, p. 1773-1783, 2005. ISSN 0140-6736.

SACCO, R. L. et al. An Updated Definition of Stroke for the 21st Century: A Statement for Healthcare Professionals from the American Heart Association/American Stroke Association. **Stroke**, v. 44, n. 7, p. 2064-2089, Jul 2013. ISSN 0039-2499. DOI: 10.1161/STR.0b013e318296aeca. Disponível em: <https://www.ahajournals.org/doi/pdf/10.1161/STR.0b013e318296aeca?download=true>. Acesso em: 17 mar. 2020.

SAURO, J. **Measuring Usability with the System Usability Scale (SUS)**. 2011a. Disponível em: <http://www.measuringu.com/sus.php>. Acesso em: 28 fev. 2020.

SAURO, J. **A Practical Guide to the System Usability Scale: Background, Benchmarks & Best Practices**. Measuring Usability LLC, 2011b. ISBN 1461062705.

SAURO, J. **SUSTisfied. Little-Known System Usability Scale Facts. User Experience Magazine**, v. 10, n. 3, 2011c. Disponível em: <http://uxpamagazine.org/sustified/>. Acesso em: 08 mar. 2020.

SAURO, J.; LEWIS, J. R. **Quantifying the user experience**: Practical statistics for user research. Elsevier/Morgan Kaufmann, 2016.

SAVER, J. L. Time is Brain--Quantified. **Stroke**, v. 37, n. 1, p. 263-266, Jan 2006. ISSN 0039-2499. DOI: 10.1161/01.STR.0000196957.55928.ab.

SHENG, B. et al. Bilateral Robots for Upper-Limb Stroke Rehabilitation: State of the Art and Future Prospects. **Medical Engineering and Physics**, v. 38, n. 7, p. 587-606, 2016. ISSN 1350-4533.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Controle motor**: teoria e aplicações práticas. 3 ed. Barueri, SP: Manole, 2010. ISBN 978-85-204-2747-7.

SIMARD, J. M. et al. Brain Oedema in Focal Ischaemia: Molecular Pathophysiology and Theoretical Implications. **The Lancet Neurology**, v. 6, n. 3, p. 258-268, 2007. ISSN 1474-4422.

SOARES, L. M. D. M. M.; CARNEIRO, M. L. D. N.; MOREIRA, I. F. Gameterapia como Estratégia da Fisioterapia de Promoção do Envelhecimento Ativo. In: III Congresso Internacional de Envelhecimento Humano, 2013, Campina Grande. **Anais [...]**. Campina Grande: III CiEh, 2013. Disponível em: http://www.editorarealize.com.br/revistas/cieh/trabalhos/Comunicacao_oral_idinscrito_4152_834e0ec1757a122f3474e513c9fa090b.pdf. Acesso em: 25 set. 2019.

SPENCE, J. D.; BARNETT, H. J. **Acidente Vascular Cerebral**: prevenção, tratamento e reabilitação. AMGH Editora, 2013. ISBN 8580552508.

STALLINGS, W. **Arquitetura e Organização de Computadores**. 10 ed. São Paulo: Pearson Prentice-Hall, 2017.

STINEAR, C. Prediction of recovery of motor function after stroke. **The Lancet Neurology**, v. 9, n. 12, p. 1228-1232, 2010. ISSN 1474-4422.

STOYKOV, M. E.; LEWIS, G. N.; CORCOS, D. M. Comparison of Bilateral and Unilateral Training for Upper Extremity Hemiparesis in Stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 23, n. 9, p. 945-953, 2009. DOI: 10.1177/1545968309338190. Disponível em: <https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/1545968309338190>. Acesso em: 05 out. 2019.

STRINGHAM, G. **Hardware/Firmware Interface Design: Best Practices for Improving Embedded Systems Development**. 1 ed. Newnes, 2009. ISBN 9781856176057.

SUMMERS, J. J. et al. Bilateral and Unilateral Movement Training on Upper Limb Function in Chronic Stroke Patients: A TMS Study. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 252, n. 1, p. 76-82, Jan 15 2007. ISSN 0022-510x. DOI: 10.1016/j.jns.2006.10.011. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0022510X06004874>. Acesso em: 21 ago. 2019.

TEIVE, H. G.; ZONTA, M.; KUMAGAI, Y. Tratamento da Espasticidade: Uma Atualização. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 56, n. 4, p. 852-858, 1998. ISSN 0004-282X. Disponível em:

http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0004-282X1998000500025. Acesso em: 11 out. 2019.

TENÓRIO, J. M. **Aplicação de Técnicas de Inteligência Artificial ao Desenvolvimento de um Sistema de Apoio à Decisão para Doença Celíaca**. 2011. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Departamento de Informática em Saúde, Escola Paulista de Medicina, Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, 2011.

TENÓRIO, J. M. et al. Desenvolvimento e Avaliação de um Protocolo Eletrônico para Atendimento e Monitoramento do Paciente com Doença Celíaca. **Revista de Informática Teórica e Aplicada**, v. 17, n. 2, p. 210-220, 2010. ISSN 2175-2745.

THE MANAGEMENT OF STROKE REHABILITATION WORK GROUP. Department of Veterans Affairs, Department of Defense. **VA/DoD Clinical Practice Guideline for the Management of Stroke Rehabilitation**. The Office of Quality, Safety and Value, VA, Washington, DC & Office of Evidence Based Practice, U.S. Army Medical Command (Version 4.0), 2019. Disponível em: <https://www.healthquality.va.gov/guidelines/Rehab/stroke/VADoDStrokeRehabCPGFinal8292019.pdf>. Acesso em: 21 out. 2019.

VAN DELDEN, A. et al. A Systematic Review of Bilateral Upper Limb Training Devices for Poststroke Rehabilitation. **Stroke Research and Treatment**, v. 2012, 2012. ISSN 2090-8105.

VEERBEEK, J. M. et al. Effects of Robot-Assisted Therapy for the Upper Limb After Stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 31, n. 2, p. 107-121, 2017. ISSN 1545-9683. DOI: 10.1177/1545968316666957. Disponível em: <https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/1545968316666957>. Acesso em: 25 jun. 2020.

VONGORE, A. **Estética x Usabilidade em uma Interface Gráfica**. 2017. Disponível em: <https://medium.com/vonglands/-69c752f8f2a9>. Acesso em: 01 nov. 2019.

WAHAB, S. A.; RADUAN, R.; OSMAN, S. Defining the Concepts of Technology and Technology Transfer: A Literature Analysis. **International Business Research**, v. 5, p. 61-71, 02/01 2012. DOI: 10.5539/ibr.v5n1p61. Disponível em: <http://www.ccsenet.org/journal/index.php/ibr/article/view/13847>. Acesso em: 06 nov. 2019.

WHITALL, J. et al. Repetitive Bilateral Arm Training With Rhythmic Auditory Cueing Improves Motor Function in Chronic Hemiparetic Stroke. **Stroke**, v. 31, n. 10, p. 2390-2395, 2000. DOI: doi:10.1161/01.STR.31.10.2390. Disponível em: <https://www.ahajournals.org/doi/abs/10.1161/01.STR.31.10.2390> Acesso em: 05 out. 2019.

WHO. **The Atlas of Heart Disease and Stroke / Judith Mackay and George Mensah; with Shanthi Mendis and Kurt Greenland**. Geneva: World Health Organization 2004. Disponível em: <https://apps.who.int/iris/handle/10665/43007>. Acesso em: 08 jun. 2020.

WHO. **Metrics: Disability-Adjusted Life Year (DALY)**. 2020. Disponível em: https://www.who.int/healthinfo/global_burden_disease/metrics_daly/en/. Acesso em: 08 jun. 2020.

WINSTEIN, C. J. et al. Guidelines for Adult Stroke Rehabilitation and Recovery: A Guideline for Healthcare Professionals From the American Heart Association/American Stroke Association. **Stroke**, v. 47, n. 6, p. e98-e169, Jun 2016. ISSN 0039-2499. Disponível em: <https://www.ahajournals.org/doi/pdf/10.1161/STR.000000000000098?download=true>. Acesso em: 08 jun. 2020.

WOTIOM. **Datasheet: Stepper Motor Model WS23-0240-20-4** [s.d.]. Disponível em: <https://storage.googleapis.com/baudaeletronicadatasheet/datasheet-motor-WS23-0240-20-4-gr%C3%A1fico.pdf>. Acesso em: 05 fev. 2019.

YEJUN, W. et al. Visual Error Augmentation for Enhancing Motor Learning and Rehabilitative Relearning. In: 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. p. 505-510. DOI: 10.1109/ICORR.2005.1501152.

APÊNDICE A – QUESTIONÁRIO SUS

Questionário - SUS (System Usability Scale)

Identificação do paciente: _____

Data: ____/____/____

Instruções: Para cada uma das afirmações seguintes, marque apenas uma caixa que descreva melhor sua reação com relação a sua experiência com o dispositivo robótico.

		Discordo completamente		Concordo completamente		
		1	2	3	4	5
1.	Eu acho que gostaria de usar esse dispositivo com frequência.	☐	☐	☐	☐	☐
2.	Eu acho o dispositivo desnecessariamente complexo.	☐	☐	☐	☐	☐
3.	Eu achei o dispositivo fácil de usar.	☐	☐	☐	☐	☐
4.	Eu acho que precisaria de ajuda de uma pessoa com conhecimentos técnicos para usar o dispositivo.	☐	☐	☐	☐	☐
5.	Eu acho que as várias funções do dispositivo estão muito bem integradas.	☐	☐	☐	☐	☐
6.	Eu acho que o dispositivo apresenta muita inconsistência.	☐	☐	☐	☐	☐
7.	Eu imagino que as pessoas aprenderão como usar esse dispositivo rapidamente.	☐	☐	☐	☐	☐
8.	Eu achei o dispositivo atrapalhado de usar.	☐	☐	☐	☐	☐

9. Eu me senti confiante ao usar o dispositivo. ☐ ☐ ☐ ☐ ☐

10. Eu precisei aprender várias coisas novas antes de conseguir usar o dispositivo. ☐ ☐ ☐ ☐ ☐

Por favor, forneça qualquer comentário adicional sobre o dispositivo:

--