



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

Fernanda Márcia Rodrigues Ferreira Lopes

**SISTEMA ROBÓTICO HÍBRIDO PARA REABILITAÇÃO DE MEMBRO SUPERIOR
DE INDIVÍDUOS PÓS- ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO:
Design Centrado no Usuário**

Belo Horizonte

2021

Fernanda Márcia Rodrigues Ferreira Lopes

**SISTEMA ROBÓTICO HÍBRIDO PARA REABILITAÇÃO DE MEMBRO SUPERIOR
DE INDIVÍDUOS PÓS- ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO:
Design Centrado no Usuário**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Claysson Bruno Santos Vimieiro (UFMG/DEMEC)

Co-orientadora: Profa. Dra. Adriana Maria Valladão Novais Van Petten (UFMG/DTO)

Orientadora estágio sanduíche França: Dra. Christine Azevedo Coste (INRIA)

Co-orientador estágio sanduíche França: Dr. Lucas Oliveira Fonseca (INRIA)

Belo Horizonte

2021

L864s

Lopes, Fernanda Márcia Rodrigues Ferreira.
Sistema robótico híbrido para reabilitação de membro superior de indivíduos pós- acidente vascular encefálico [recurso eletrônico] : design centrado no usuário / Fernanda Márcia Rodrigues Ferreira Lopes. - 2021.
1 recurso online (307 f. : il., color.) : pdf.

Orientadores: Claysson Bruno Santos Vimieiro, Christine Azevedo Coste.

Coorientadores: Adriana Maria Valladão Novais Van Petten, Lucas Oliveira Fonseca.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Anexos e apêndices: f. 264-307.

Bibliografia: f. 236-263.

Exigências do sistema: Adobe Acrobat Reader.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Bioengenharia - Teses.
3. Estimulação elétrica - Teses. 4. Membros superiores - Teses.
5. Reabilitação - Teses. I. Vimieiro, Claysson Bruno Santos. II. Coste, Christine Azevedo. III. Petten, Adriana Maria Valladão Novais van.
IV. Fonseca, Lucas Oliveira. V. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. VI. Título.

CDU: 621(043)



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

FOLHA DE APROVAÇÃO

**SISTEMA ROBÓTICO HÍBRIDO PARA REABILITAÇÃO DE MEMBRO SUPERIOR DE INDIVÍDUOS PÓS-
ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO: Design Centrado no Usuário**

FERNANDA MÁRCIA RODRIGUES FERREIRA LOPES

Tese submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, constituída pelos Professores: Dr. Claysson Bruno Santos Vimieiro (Orientador - Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG), Dr. Rafael Milanezi Andrade (Universidade Federal do Espírito Santo/UFES), Dr. Henrique Resende Martins (Departamento de Engenharia Elétrica/UFMG), Dra. Alessandra Cavalcanti de Albuquerque e Souza (Universidade Federal do Triângulo Mineiro/UFTM), Dr. Rudolf Huebner (Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG) e Dra. Adriana Maria Valladão Novais Van Petten (Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG), como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "Doutora em Engenharia Mecânica", na área de concentração de "Bioengenharia".

Tese aprovada no dia 30 de setembro de 2021.



Documento assinado eletronicamente por **Claysson Bruno Santos Vimieiro, Professor do Magistério Superior**, em 07/10/2021, às 10:34, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Rafael Milanezi de Andrade, Usuário Externo**, em 07/10/2021, às 15:54, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Henrique Resende Martins, Professor do Magistério Superior**, em 11/10/2021, às 16:49, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Alessandra Cavalcanti de Albuquerque e Souza, Usuário Externo**, em 25/10/2021, às 08:24, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).

Documento assinado eletronicamente por **Rudolf Huebner, Professor do Magistério Superior**, em



25/10/2021, às 12:40, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Adriana Maria Valladão Novais Van Petten**, **Coordenador(a) de curso**, em 26/10/2021, às 19:02, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufmg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **0997257** e o código CRC **8394743E**.

Dedico este trabalho a Deus e aos meus entes queridos

Este trabalho recebeu apoio financeiro de:

FINEP – *Financiadora de Estudos e Projetos*

FAPEMIG – *Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (Bolsa de Doutorado e Taxa de Bancada)*

CNPQ - *Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (Bolsa de Doutorado Sanduíche)*

AGRADECIMENTOS

Meu profundo agradecimento aos meus orientadores, **Claysson e Adriana**, pelo aprendizado, dedicação e cuidado ao longo de toda essa jornada, me acompanhando desde o mestrado. Obrigada pelo carinho e por enxergarem em mim muitas possibilidades, mesmo quando eu não enxergava.

Ao meu falecido orientador, **Marcos Pinotti**, obrigada por despertar meu interesse pela inovação, tecnologia e bioengenharia, sendo um grande incentivador de sonhos, me ensinando a pensar “fora da caixinha”!

De forma muito especial, agradeço a minha orientadora de estágio sanduíche, **Dra. Christine**, que me recebeu e acolheu no CAMIN e apostou no meu potencial desde o início, dando-me liberdade e mostrando confiança em meu trabalho. Obrigada por me receber em seu país, me oferecendo sua generosa hospitalidade e tantas oportunidades.

Ao meu coorientador do estágio sanduíche, **Lucas**, agradeço pelo modo acolhedor como sempre me recebeu e por compartilhar comigo sua sabedoria, amizade e gentileza. Você é um exemplo de profissional e de pessoa a ser seguida.

À toda **equipe do projeto Órtese**, que somente por meio da extrema competência, mobilização e capacidade de trabalho em equipe foi possível realizar este estudo. Um agradecimento em especial ao **Guilherme e Rina**, pela constante ajuda, companheirismo, força e amizade.

Ao meu marido, **Berinho**, não há palavras para descrever como sou grata por seu apoio incondicional durante todo o doutorado. Certamente sem seu apoio, eu não teria conseguido! Obrigada por me fazer feliz todos os dias, por me fazer rir de certas situações e me consolar em outras.

Agradeço incansavelmente aos meus pais, **Gilberto e Flávia**, pelo exemplo de amor e família que sempre guiaram a minha formação pessoal e profissional. Vocês são o alicerce da minha vida. A minha mãe por me mostrar o verdadeiro amor a todo tempo. As suas palavras doces e sábias me acalmaram em momentos que achei que não conseguiria mais. Ao meu pai que me ensinou a lutar para alcançar os meus sonhos. O seu exemplo de força e superação foram cruciais para eu ter certeza que estava no caminho certo.

Aos meus irmãos **Du e Ricks** pelo carinho, companheirismo, orações e por estarem sempre na torcida pelo meu sucesso. Amo vocês.

Aos meus sobrinhos **Davi, Isabela e Amanda** por alegrarem minha vida e me permitirem enxergar tudo de uma maneira mais leve e divertida.

A **minha família e amigos**, agradeço por me acompanharem e me incentivarem durante toda essa fase. Obrigada por compreenderem os momentos de ausência e ansiedade durante os trabalhos dessa pesquisa.

Aos **professores da banca de qualificação e defesa**, agradeço a disponibilidade para avaliar e contribuir com o aprimoramento deste trabalho.

Aos **amigos e colegas do LABBIO**, agradeço imensamente a oportunidade de conviver, ouvir, aprender e me orgulhar de vocês.

Thanks to the CAMIN Group from The University of Montpellier, for welcoming me with so much affection. I was so lucky to have this experience and I will cherish it forever.

A todos os **pacientes** que me ensinam diariamente o dom de se reinventar a cada dia. Obrigada principalmente pela disponibilidade daqueles que estiveram envolvidos diretamente com este trabalho.

Aos **funcionários do PPGMEC**, em especial a Marina Costa, pela disposição e ajuda contínua.

Agradeço às agências de fomento brasileiras pelas bolsas de estudo concedidas no Brasil e no exterior: Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (**CAPES**), Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (**CNPq**), e Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (**FAPEMIG**).

Por fim, agradeço a **Deus**, pois sem Ele nada teria sido possível!

Resumo

Indivíduos pós-acidente vascular encefálico (AVE) apresentam limitações motoras no membro superior que interferem na capacidade de realizar de forma independente as atividades de vida diária, comprometendo a funcionalidade, afetando a participação social e qualidade de vida. Alternativas inovadoras de reabilitação consistem na Terapia Assistida por Robô (RT) e nos Sistemas Robóticos Híbridos de Reabilitação (SRHR), abordagem que combina a prática muscular repetitiva fornecida pela terapia robótica com a ativação muscular proporcionada pela Estimulação Elétrica Funcional (FES). Apesar dos benefícios comprovados dessas tecnologias, observa-se ainda uma falta de adesão e implementação limitada na prática clínica. Isso porque a maioria dos dispositivos híbridos estão apenas nos estágios iniciais de desenvolvimento e os equipamentos robóticos hoje disponíveis, apresentam diversas desvantagens relacionadas à dificuldade de controle, pouca funcionalidade, estética e custo elevado, comprometendo seus resultados e aplicabilidade. O objetivo deste estudo foi desenvolver um sistema robótico híbrido para uso em pessoas com comprometimento motor de membro superior decorrente de AVE com vantagens em relação aos disponíveis atualmente. Os diferenciais competitivos dizem respeito a sua estética, estrutura, sistema de acionamento e de controle, portabilidade e concomitância de articulação. Foi realizado um estudo exploratório em duas etapas. A primeira etapa consistiu no desenvolvimento do protótipo de órtese robótica e validação do funcionamento da parte biomecânica por meio de estudo piloto com quatro participantes. A segunda etapa consistiu no aprimoramento da estrutura e sistema de controle, acrescentando a FES ao acionamento, transformando-o em um sistema robótico híbrido. Foi realizado um estudo piloto multicêntrico com 10 participantes a fim de identificar as necessidades e preferências dos usuários de forma a aumentar a aceitação e implementação dessa tecnologia. Foi verificado correto funcionamento do dispositivo por meio de testes padronizados de bancada, resultando na aquisição de um novo e promissor equipamento para reabilitação de membro superior, capaz de auxiliar na recuperação das habilidades funcionais de pessoas com perda da função motora de membro superior.

Palavras-chave: Terapia Assistida por Robô. Estimulação Elétrica Funcional. Acidente Vascular Encefálico. Reabilitação. Bioengenharia. Membro Superior.

Abstract

Post-stroke individuals have upper limb motor limitations that interfere with their ability to independently perform activities of daily living, compromising functionality, affecting social participation and quality of life. Innovative rehabilitation alternatives consist of Robot- Assisted Therapy (RT) and Hybrid Robotic Rehabilitation Systems (HRRS), an approach that combines repetitive muscle practice provided by robotic therapy with muscle activation provided by Functional Electrical Stimulation (FES). Despite the proven benefits of these technologies, a lack of uptake and limited implementation in clinical practice is still observed. This is because most hybrid devices are only in the early stages of development and the robotic equipment available today, presents several disadvantages related to the difficulty of control, little functionality, aesthetics and high cost, compromising their results and applicability. The objective of this study was to develop a hybrid robotic system for use in individuals with upper limb motor impairment due to stroke with advantages over the ones currently available. The competitive differentials concern its aesthetics, structure, drive and control system, portability, joint concomitance, and low cost. An exploratory study was conducted in two stages. The first stage consisted of developing the robotic orthosis prototype and validating the biomechanical functioning through a pilot study with four participants. The second stage consisted in improving the structure and control system, adding FES to the drive, transforming it into a hybrid robotic system. A multicenter pilot study was conducted with 10 participants in order to identify the needs and preferences of users to increase the acceptance and implementation of this technology. The correct functioning of the device was verified through standardized bench tests, resulting in the acquisition of a new and promising equipment for upper limb rehabilitation, capable of aiding in the recovery of functional abilities of individuals with loss of upper limb motor function.

Keywords: Robot Assisted Therapy. Functional Electrical Stimulation. Stroke. Rehabilitation. Bioengineering. Upper Limb.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Padrão postural em membro superior de indivíduo pós-AVE.....	35
Figura 2 – Diagrama que ilustra a interação típica entre o nível de neuroplasticidade e as funções motoras pós-AVE	36
Figura 3 – Classificações dos dispositivos robóticos.....	45
Figura 4 – Estrutura mecânica de dispositivos robóticos	46
Figura 5 – Diagrama de um dispositivo de EENM básica	63
Figura 6 – Funcionamento de neuroprótese de membro superior.....	64
Figura 7 – Configurações das neuropróteses.....	65
Figura 8 – Parâmetros de Estimulação Elétrica Funcional	67
Figura 9 – Classificação de sistema híbridos	81
Figura 10 – Etapas do estudo	109
Figura 11 – Fases da etapa 1 do estudo	110
Figura 12 – Órtese robótica para reabilitação de membro superior	112
Figura 61 –Telas do aplicativo de controle da órtese.	112
Figura 13 – Fluxograma de recrutamento dos participantes.	116
Figura 14 – Fases da etapa 2 do estudo.....	121
Figura 15 – Casa de Qualidade ou Matriz de Qualidade.....	125
Figura 16 – Etapas para formação da Casa de Qualidade ou Matriz de Qualidade.....	126
Figura 17 – Eletrodos autoadesivos.	130
Figura 18 – Eletrodo-caneta	131
Figura 19 – Método de mapeamento do ponto motor.	132
Figura 20 – Estimulador Rehastim™ utilizado.....	133
Figura 21 – Diagrama geral do equipamento	134
Figura 22 – Atividade de beber.	136
Figura 23 – Sistema sensorial de força:	137
Figura 24 – EMG Delsys utilizado nos testes	138
Figura 25 – EMG e eletrodos posicionados no membro superior.....	138
Figura 26 – Medição de presença de força	139
Figura 27 – Módulos da órtese robótica para reabilitação de membro superior	140
Figura 28 – Módulo cotovelo	141
Figura 29 – Órtese estática do braço	143

Figura 30 – Tala de termoplástico do braço	143
Figura 31 – Invólucro do braço.....	143
Figura 32 – Órtese estática antebraço ventral.....	144
Figura 33 – "Ação de tenodese" de uma pessoa hígida.....	145
Figura 34 – Órtese estática do antebraço dorsal.....	145
Figura 35 – Invólucro do antebraço com as talas dorsal e ventral do antebraço. ...	146
Figura 36 – Representação do invólucro fixado no antebraço do usuário.....	146
Figura 37 – Ombreira	147
Figura 38 – Representação esquemática da fixação da ombreira	147
Figura 39 – Articulação do cotovelo	148
Figura 40 – Base da polia do cotovelo	149
Figura 41 – Haste do braço em alumínio	149
Figura 42 – Corte sagital da articulação umeroulnar.....	150
Figura 43 – Corte sagital da articulação umeroradial durante a flexão passiva.	151
Figura 44 – Eixo de rotação do cotovelo	152
Figura 45 – Canaleta.....	153
Figura 46 – Canaleta posicionada no módulo mão	153
Figura 47 – Luva de Neoprene para movimentação dos dedos.....	154
Figura 48 – Achatamento dos arcos palmares da mão e postura em garra.....	154
Figura 49 – Dedeira.....	155
Figura 50 – Falanges artificiais.....	156
Figura 51 – Falanges artificiais.....	156
Figura 52 – Metacarpo artificial	157
Figura 53 – Metacarpo artificial fixado no componente dorsal do antebraço	157
Figura 54 – Representação esquemática da movimentação dos dedos	157
Figura 55 – Representação do sistema de cabeamento	158
Figura 56 – Representação esquemática do protótipo I.....	159
Figura 57 – Servomotor responsável pela movimentação dos dedos	160
Figura 58 – Motor de corrente contínua	160
Figura 59 – Caixa de redução acoplada ao motor do cotovelo	161
Figura 60 – Conduíte com tendão artificial	162
Figura 62 – Deformação causada pelo efeito da sinergia	164
Figura 63 – Movimento sinérgico do paciente	165

Figura 64 – Módulo do cotovelo com reforço estrutural	165
Figura 65 – Módulo do cotovelo com reforço estrutural paciente utilizando	166
Figura 66 – Flexão da falange distal	167
Figura 67 – Protótipo II	169
Figura 68 – Comparação tala do braço.	170
Figura 69 – Comparação dos invólucros do braço.	170
Figura 70 – Nova estrutura de suporte do módulo do cotovelo	171
Figura 71 – Amplitude de movimento do cotovelo.....	171
Figura 72 – Suporte dos sensores fim de curso e encoder.	173
Figura 73 – Parafuso de parafuso de potência do módulo cotovelo.....	174
Figura 74 – Canaleta.....	174
Figura 75 – Estrutura do módulo mão	175
Figura 76 – Dedeira com a ponta distal coberta.....	176
Figura 77 – Falange artificial com altura elevada junto ao metacarpo artificial	176
Figura 78 – Representação esquemática do funcionamento das falanges	177
Figura 79 – Metacarpo artificial	178
Figura 80 – Parafuso de potência do módulo mão.....	178
Figura 81 – Comparação dos motores.	179
Figura 82 – Motor atual	180
Figura 83 – Célula de bateria	182
Figura 84 – Diagrama de acionamento	182
Figura 85 – Diagrama de funcionamento da órtese robótica.....	182
Figura 86 – Abertura dos dedos em (a) 80 °, (b) 60 ° e (c) 40 °	184
Figura 87 – Participante abrindo os dedos.....	184
Figura 88 – Abertura dos dedos com órtese robótica preensão palmar	185
Figura 89 – Abertura dos dedos preensão esférica.....	185
Figura 90 – Abertura dos dedos preensão esférica e cilíndrica	185
Figura 91 – Atividades de vida diária mais importantes	190
Figura 92 – Atividades bimanuais mais importantes	191
Figura 93 – Ambientes mais importantes a serem utilizados o equipamento.....	191
Figura 94 – Potenciais atributos da órtese híbrida	193
Figura 95 – Motivos para não usar ou interromper o uso da órtese híbrida	196
Figura 96 – Matriz geral do QFD	201

Figura 97 – Telhado da Casa de Qualidade.....	204
Figura 98 – Sistema Robótico Híbrido.....	206
Figura 99 – Novos movimentos oferecidos pela órtese.....	207
Figura 100 –Tipos de preensão fornecido pela órtese.	207
Figura 101 – Músculos que foram acrescentados a FES.....	208
Figura 102 – Componentes removidos módulo mão.....	209
Figura 103 – Órtese estática antebraço ventral.....	210
Figura 104 – Módulos mão órtese híbrida.....	210
Figura 105 – Módulo mão órtese híbrida.....	210
Figura 106 – Diagrama de funcionamento do sistema híbrido	212
Figura 107 – Interface Gráfica tela posicionamento dos eletrodos.....	213
Figura 108 – Interface Gráfica tela Acionamentos	214
Figura 109 – Interface Gráfica tela Treinamento Funcional	216
Figura 110 – Rotina de movimento	221
Figura 111 – Tarefas de alcance e preensão de diferentes objetos.....	223
Figura 112 – Atividade de beber com copo	223
Figura 113 – Preensão palmar cilindro.....	225
Figura 114 – Pinça lateral quadrado	226
Figura 115 – EMG e FSR na tarefa de beber água.....	227

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Órteses robóticas para reabilitação de membro superior	48
Quadro 2 - Neuropróteses para reabilitação de membro superior	69
Quadro 3 - Órteses Híbridas para Reabilitação de membro superior	85

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características dos participantes do estudo.....	116
Tabela 2 – Código numérico dos comandos enviados ao controlador	180
Tabela 3 – Importância relativa dos requisitos dos usuários	197
Tabela 4 – Conversão das necessidades dos usuários em requisitos de produto ..	199
Tabela 5 – Protocolos de movimento	218
Tabela 6 – Lista de código e tipo de cada movimento	218

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AHA	<i>American Heart Association</i>
Ah	Ampère-hora
ARAT	<i>Action Research Arm Test</i>
ARM	<i>Assistive Rehabilitation Machine</i>
ARM Guide	<i>The Assisted Rehabilitation and Measurement Guide</i>
AVDs	Atividades de vida diária
AVE	Acidente Vascular Encefálico
BBT	<i>Box and Blocks Test</i>
CAMIN	<i>Control of Artificial Movement & Intuitive Neuroprosthesis</i>
COEP	Comitê de Ética em Pesquisa
COPM	Medida Canadense de Desempenho Ocupacional
Datasus	Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde
db	Decibéis
DCU	Design Centrado no Usuário
DEMEC	Departamento de Engenharia Mecânica
DOF	<i>Degrees of freedom</i>
EEG	Eletroencefalogramas
EENM	Estimulação Elétrica Neuromuscular
EMG	Eletromiografia
EVA	Escala Visual Analógica
FES	Estimulação Elétrica Funcional
FMA	Avaliação de <i>Fugl Meyer</i>
FSR	<i>Force-Sensing Resistor</i>
g	Grama
GPa	Gigapascal
HANDS	<i>Hybrid Assistive Neuromuscular Dynamic Stimulation</i>
HandSOME	<i>Hand Spring Operated Movement Enhancer</i>
HK	<i>Haptic Knob</i>
Hz	<i>Hertz</i>

INRIA	Instituto Nacional de Pesquisa em Ciência e Tecnologia Digital
IntFES	<i>Intelligent Functional Electrical Stimulator</i>
kgf	Quilograma - força
LABBIO	Laboratório de Bioengenharia
m	Metro
m ³	Metro cúbico
mA	Miliampere
MAS	<i>Modified Ashworth Scale</i>
MeCFES	<i>Myoelectrically controlled FES</i>
MEEM	Mini-Exame do Estado Mental
MIME	<i>Mirror Image Movement Enabler</i>
MIT-Manus	<i>Interactive Motion Technologies</i>
mm	Milímetros
MPa	Mega Pascal
MS	Membro Superior
MUNDUS	<i>Multimodal Neuroprosthesis for Daily Upper limb Support</i>
NeReBot	<i>Neurorehabilitation Robot</i>
Nm	Newton - metro
NM	Neuropróteses ou Neuropróteses Motoras
OMS	Organização Mundial de Saúde
PCI	Placa de Circuito Impresso
PLA	Poli Ácido Lático
PM	Pontos Motor
pps	Pulsos por segundo
PS	Profissionais da saúde
PVC	Policloreto de Vinila
P1	Protótipo I
P2	Protótipo II
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i>
QUEST	<i>Quebec User Evaluation of Satisfaction with Assistive Technology</i>
QAS	<i>Questionnaire Appraisal System</i>

QFD	<i>Quality Function Deployment</i>
ReGrasp	<i>Rehabtronics wireless triggered hand stimulator</i>
RTI	<i>Research Triangle Institute</i>
rpm	Rotações por minuto
RT	Terapia Assistida por Robô ou Terapia Robótica
s	Segundos
SAIL system	<i>Stimulation Assistance through Iterative Learning</i>
SNC	Sistema Nervoso Central
SRHR	Sistemas Robóticos Híbridos de Reabilitação
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
TA	Tecnologia Assistiva
T-WREX	<i>Therapy Wilmington Robotic Exoskeleton</i>
V	Volts
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
W	Watts
μs	Microsegundos

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	23
1.1 Originalidade.....	25
1.2 Objetivo geral.....	26
1.3 Objetivos específicos	26
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	27
2.1 O acidente Vascular Encefálico	27
2.1.1 Fisiopatologia	29
2.1.2 Incapacidade pós-AVE	30
2.1.3 Comprometimento no membro superior	33
2.1.4 Fases de recuperação do AVE.....	35
2.1.5 Reabilitação no AVE.....	37
2.2 Terapia assistida por robô	39
2.2.1 Evidências científicas da terapia assistida por robô	41
2.2.2 Tipos de dispositivos robóticos na reabilitação de membro superior.....	44
2.2.3 Estado da arte de órtese robótica para membro superior	47
2.2.4 Desafio da terapia assistida por robô	58
2.3 Estimulação Elétrica Funcional (FES).....	59
2.3.1 Evidências científicas de Estimulação Elétrica Funcional	60
2.3.2 Neuroprótese motora.....	62
2.3.3 Tipos de neuropróteses.....	64
2.3.4 Estado da arte de neuroprótese para membro superior	67
2.3.5 Desafio das neuropróteses.....	76
2.4 Sistemas Híbridos (Estimulação Elétrica Funcional + Terapia Robótica)	77
2.4.1 Evidências científicas dos sistemas híbridos.....	79
2.4.2 Tipos de sistemas híbridos.....	81

2.4.3 Estado da arte de sistemas híbridos para membro superior	83
2.4.4 Desafio dos sistemas híbridos.....	105
3 METODOLOGIA	108
3.1 Delineamento.....	108
3.2 Local de realização.....	109
3.3 Etapa 1 – Desenvolvimento e validação do protótipo da órtese robótica.....	110
3.3.1 Órtese Robótica.....	111
3.3.2 Participantes para validação do protótipo.....	113
3.3.3 Procedimentos.....	117
3.4 Etapa 2 – Aprimoramento do dispositivo robótico em sistema híbrido	119
3.4.1 Identificação dos requisitos de usuário de órteses híbridas	121
3.4.2 Identificação dos requisitos de produto essenciais para o aprimoramento do dispositivo - aplicação QFD.....	124
3.4.3 Acréscimo da estimulação elétrica funcional na órtese robótica transformando em órtese híbrida	128
3.4.4 Avaliação do sistema híbrido por testes padronizados de bancada.....	134
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	140
4.1 Etapa 1 – Desenvolvimento e validação do protótipo de órtese robótica.....	140
4.1.1 Desenvolvimento do protótipo I – (P1)	140
4.1.2 Teste 1 – Avaliação dos resultados do desenvolvimento do protótipo I (P1)	163
4.1.3 Desenvolvimento do protótipo II - (P2)	168
4.1.4 Teste 2 - Validação do protótipo II (P2).....	183
4.2 Etapa 2 - Aprimoramento do dispositivo em sistema híbrido com identificação dos requisitos de usuário e requisitos de produto.....	188
4.2.1 Identificação dos requisitos de usuário de órteses híbridas	188
4.2.2 Identificação dos requisitos de produto essenciais para o aprimoramento do dispositivo – aplicação QFD.....	197

4.2.3 Acréscimo da estimulação elétrica funcional na órtese robótica transformando em órtese híbrida	206
4.2.4 Avaliação do sistema híbrido por testes padronizados de bancada	222
4.2.5 Impacto do aperfeiçoamento do dispositivo robótico	228
5 CONCLUSÕES	232
6 TRABALHOS FUTUROS	235
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	236
APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)	264
APÊNDICE B – Avaliação Funcional dos movimentos isolados	266
APÊNDICE C – Habilidade de realizar tarefas de alcance e preensão de diferentes objetos	267
APÊNDICE D – Realizar atividade de vida diária de beber com copo	270
APÊNDICE E – Pseudocódigo programação sistema híbrido	271
ANEXO A – Divulgação da pesquisa em mídias sociais	280
ANEXO B – Comitê de Ética em Pesquisa (COEP)	282
ANEXO C – Escala Modificada de Ashworth	291
ANEXO D – Fugl-Meyer Avaliação da extremidade superior (versão brasileira)	292
ANEXO E – Mini-Exame do Estado Mental (MEEM)	295
ANEXO F – Escala Visual Analógica (EVA)	297
ANEXO G – Questionário Requisitos Pacientes	298
ANEXO H – Questionário Requisitos Profissionais da saúde	303

1 INTRODUÇÃO

A função normal do membro superior (MS) estabelece a relação do indivíduo com o ambiente. É por meio dela que conseguimos realizar atividades simples do cotidiano como alimentação, vestuário, higiene pessoal até tarefas de maior complexidade e exigência de controle, como manejo de ferramentas e instrumentos (SHUMWAY-COOK A; WOOLLACOTT MH, 2003).

Entre as principais causas de comprometimento do membro superior estão os acidentes vasculares encefálicos (AVE) (O'DONNELL *et al.*, 2016). Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), AVE é uma interrupção repentina do fluxo sanguíneo ao tecido cerebral, devido a isquemia ou hemorragia, resultando na morte das células cerebrais e, conseqüentemente, perda parcial da função neurológica (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2012). Pessoas com comprometimento de membro superior apresentam limitações motoras, em função do AVE, que interferem na capacidade de realizar de forma independente as atividades de vida diária, comprometendo a funcionalidade, afetando a participação social e qualidade de vida (MACIEJASZ *et al.*, 2014) .

Estudos têm sido realizados com o objetivo de buscar melhores intervenções para a reabilitação destes comprometimentos com vistas ao retorno funcional (GALEA *et al.*, 2016). Dentre elas está o uso da Terapia Assistida por Robôs (RT) que fornece uma prática muscular repetitiva e os Sistemas Robóticos Híbridos de Reabilitação (SRHR), abordagem inovadora que combina as vantagens da RT com a experiência sensório-motora proporcionada pela Estimulação Elétrica Funcional (FES). Essas tecnologias resultam na ativação de vias associadas à neuroplasticidade, aumentando a eficácia das intervenções de reabilitação (DEL-AMA *et al.*, 2012; DUNKELBERGER; SCHEARER; O'MALLEY, 2020; RAFFIN; HUMMEL, 2018; RESQUÍN *et al.*, 2016).

Entretanto, apesar de conseguir mobilizar os segmentos corporais e permitir maior função, os sistemas robóticos disponíveis atualmente exibem inúmeras desvantagens, limitando sua aplicação e restringindo a sua utilização em larga escala (ANDRADE *et al.*, 2014; DUNKELBERGER; SCHEARER; O'MALLEY, 2020). Eles apresentam custo

elevado, impossibilitando aquisição do equipamento, além de serem importados, o que dificulta a veiculação do dispositivo no Brasil. Ademais, possuem material e estética não favorável (maioria são volumosos e pesados), impossibilitando ou dificultando a portabilidade, interferindo sobremaneira na capacidade de realizar as atividades de vida diária (ANDRADE *et al.*, 2014; CHANG *et al.*, 2012; DURET; GROSMIRE; KREBS, 2019; STEIN, 2012). Somado a isso, a maioria dos dispositivos oferecem propostas de reabilitação para as articulações do ombro, cotovelo e punho isoladamente, enquanto que outros são dedicados aos dedos da mão, sendo identificado um número reduzido de dispositivos destinados a reabilitação simultânea dessas articulações. Dessa forma, estudos demonstram melhora significativa na função motora, sem consequente impacto funcional (ARAÚJO, 2011). Já em relação aos sistemas híbridos, a maior parte dos dispositivos está apenas nos estágios iniciais de desenvolvimento e, até o momento, não há nenhum equipamento disponível comercialmente (STEWART *et al.*, 2017). Por todos esses fatores, observa-se uma falta de adesão e implementação limitada dessas tecnologias na prática clínica (ANDRADE *et al.*, 2014; DURET; GROSMIRE; KREBS, 2019; TURCHETTI *et al.*, 2014). Isso pode se agravar devido ao fato de que a maioria dos equipamentos não atende completamente às necessidades e preferências dos usuários finais, em razão do seu baixo envolvimento no processo de desenvolvimento e fabricação (TURCHETTI *et al.*, 2014; VAN OMMEREN *et al.*, 2018).

Assim, faz-se necessário desenvolver novos estudos, enfocando sobretudo equipamentos de reabilitação mais eficazes, com menor custo, melhores resultados funcionais, agradáveis esteticamente, com alto desempenho tecnológico. Além disso, é importante incluir as perspectivas do usuário no processo de desenvolvimento levando em consideração suas demandas e necessidades. Desta forma, espera-se que dispositivos deste tipo consigam prevenir, compensar, ou neutralizar uma limitação, visando melhorar a autonomia e a qualidade de vida de pessoas com deficiência.

1.1 Originalidade

A órtese do projeto representa um avanço em relação aos equipamentos disponíveis comercialmente no Brasil e no exterior. Os diferenciais competitivos dizem respeito a sua estética, estrutura, sistema de acionamento e de controle, portabilidade e concomitância de articulação. A órtese é compacta, de material leve e resistente, com relação adequada de peso/potência. Apresenta estrutura modular ajustável (módulo da mão e módulo cotovelo – funcionando em conjunto e/ou separado; todas as partes são encaixáveis e removíveis, além de terem um ajuste de tamanho de ombro, braço e antebraço). O sistema de acionamento da órtese é feito por meio de motores e estimulação elétrica funcional, possibilitando uma prática intensiva e repetitiva fornecida pela terapia robótica e uma experiência sensório motora proporcionada pela estimulação elétrica funcional. Além disso, por sua concepção otimizada, o sistema de acionamento é embutido na órtese, viabilizando a portabilidade, permitindo o uso por pessoas que possuam dificuldade de locomoção até os locais predefinidos para a reabilitação, além de possibilitar a reprodução de tarefas funcionais diárias em diferentes contextos e ambientes. Oferece também uma reabilitação simultânea das articulações proximal (cotovelo) e distal (dedos), considerada primordial para recuperar a função de executar a maioria das atividades cotidianas. Por fim, pretendeu-se desenvolver um equipamento de baixo custo, sendo acessível para a população brasileira (usuários e profissionais da área).

Portanto, o ineditismo deste projeto está no desenvolvimento de um novo sistema robótico híbrido para reabilitação de membro superior, com diferenciais tecnológicos em comparação com modelos existentes na literatura, usando tecnologia de ponta, que atende de forma mais abrangente as necessidades dos usuários finais.

1.2 Objetivo geral

Desenvolver um sistema robótico híbrido para uso em indivíduos com comprometimento motor de membro superior decorrente de Acidente Vascular Encefálico.

1.3 Objetivos específicos

- Desenvolver, em parceria com equipe multidisciplinar, um protótipo de órtese robótica.
- Validar o dispositivo robótico nos seus aspectos biomecânicos, estrutura, interface, componentes, segurança e usabilidade.
- Identificar as necessidades e preferências dos usuários de forma a aumentar a aceitação e implementação dessa tecnologia.
- Aprimorar o dispositivo robótico adicionando a estimulação elétrica funcional ao sistema de acionamento, transformando-o em um equipamento híbrido.
- Avaliar o sistema híbrido por meio de testes padronizados de bancada.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 O acidente Vascular Encefálico

O Acidente Vascular Encefálico (AVE), popularmente conhecido como “derrame”(GAGLIARDI, 2010), é uma das principais causas de morte e a maior causa de incapacidade persistente e adquirida em adultos em todo o mundo, com mais de 13 milhões de novos casos anualmente (GBD 2016 NEUROLOGICAL DISORDERS COLLABORATOR GROUP, 2019; KATAN; LUFT, 2018).

Nos últimos anos, globalmente, houve um aumento significativo no número absoluto de episódios de AVE, bem como na taxa de mortalidade e incapacidade, devido a crescente ampliação e envelhecimento da população mundial e aumento da prevalência de fatores de risco especialmente nos países de baixa e média renda (BENJAMIN *et al.*, 2019) . Nos países de alta renda, os números foram discretos devido aos investimentos na prevenção, no tratamento na fase aguda e na neuro-reabilitação (BENJAMIN *et al.*, 2019) .

Globalmente, dados recentes do *Global Burden of Disease* relatam que uma em cada quatro pessoas sofre um AVE na vida (LINDSAY *et al.*, 2019) . Segundo a *American Heart Association* (AHA), no Estados Unidos, a cada 40 segundos, uma pessoa tem AVE e a cada ano, 795.000 pessoas tem episódios novos e recorrentes (VIRANI *et al.*, 2020). Destes, 26% permanecem incapacitados nas atividades básicas da vida diária e 50% apresentam mobilidade reduzida (BENJAMIN *et al.*, 2019; KELLY-HAYES *et al.*, 2003) .

No Brasil, o AVE representa a primeira causa de morte e incapacidade no país (MARTINS *et al.*, 2013) . No ano de 2018, foram registrados 197 mil atendimentos no SUS em decorrência da doença. Em 2017, a taxa de mortalidade por doenças cerebrovasculares foi de 101,1 mil e, no ano de 2016, foram registrados 102,9 mil óbitos (MINISTÉRIO DA SAÚDE., 2019). Dados provenientes de estudos populacionais nacionais indicam incidência entre 105 a 156 casos por 100.000 habitantes por ano; taxa de fatalidade aos 30 dias entre 18 a 26%; taxa de mortalidade anual entre 24 a 31%

(CABRAL *et al.*, 1997, 2009; MINELLI; FU FEN; CAMARA MINELLI, 2007; OLIVEIRA *et al.*, 2020) e índice de recorrência após um ano de 16% (MINELLI; FU FEN; CAMARA MINELLI, 2007). Cabral e colaboradores (2017) afirmam que, de 2005 a 2015, a incidência geral de AVE aumentou significativamente 62% em pessoas com idade menor que 45 anos e 29% naqueles com idade menor que 55 anos. A Pesquisa Nacional de Saúde estimou no Brasil, no ano de 2013, 2.231.000 pessoas com AVE sendo que 568.000 com incapacidade grave (BENSENOR *et al.*, 2015) .

A alta incidência de AVE provoca um considerável impacto socioeconômico na sociedade devido aos gastos com reabilitação e com a repercussão na vida das pessoas afetadas, tais como: afastamento do trabalho, perda da capacidade produtiva e dependência para realizar atividades da vida diária (SMAJLOVIĆ, 2015). Atualmente, aproximadamente 3 a 4% do total de gastos com assistência médica nos países ocidentais são com pessoas que sofreram AVE (KATAN; LUFT, 2018; STRUIJS *et al.*, 2006). Nos Estados Unidos, o custo médio de uma pessoa pós-AVE, que inclui atendimento hospitalar, reabilitação e acompanhamento, é estimado em \$140.048 (JOHNSON; BONAFEDE; WATSON, 2016) .

A Organização Mundial de Saúde refere-se ao AVE como epidemia do século XXI. Considerando-se as alterações demográficas, é previsto, nas próximas décadas, um aumento das taxas em todo o mundo. Além disso, devido ao nosso estilo de vida, é esperado que o AVE afete pessoas cada vez mais jovens (BENJAMIN *et al.*, 2019; GBD 2015 NEUROLOGICAL DISORDERS COLLABORATOR GROUP, 2017; KATAN; LUFT, 2018; SARIKAYA; FERRO; ARNOLD, 2015).

As projeções mostram que até 2030, um adicional de 3,4 milhões de adultos nos EUA com idade superior a 18 anos, terão tido AVE, um aumento de 20,5% na prevalência de 2012 (BENJAMIN *et al.*, 2019; VIRANI *et al.*, 2020) . No Brasil, projeções sugerem que, sem intervenção, o número de mortes por AVE em 2030 será de 7,8 milhões de pessoas (BONITA; BEAGLEHOLE, 2007). Atualmente, o sistema público brasileiro gasta em média por ano com indivíduos acometidos por AVE em período ambulatorial U\$ 305,18 em gastos diretos e U\$ 2.456,80 em gastos indiretos (REIS *et al.*, 2018). A *American Heart Association* projeta ao custo total do AVE nos Estados Unidos, incluindo

gastos diretos e indiretos, aumento de \$ 105,2 bilhões em 2012 para \$ 240,7 bilhões até 2030 (OVBIAGELE *et al.*, 2013).

2.1.1 Fisiopatologia

O Acidente Vascular Encefálico consiste em uma síndrome clínica, de origem vascular na qual há redução do aporte sanguíneo a estruturas encefálicas, caracterizada por rápido desenvolvimento de sinais focais ou globais de perturbação das funções encefálicas (ROYAL COLLEGE OF PHYSICIANS, 2016).

Esta condição de saúde pode ser de origem isquêmica ou hemorrágica. O AVE isquêmico é definido como oclusão ou hipoperfusão de um vaso cerebral, levando a uma interrupção do fluxo sanguíneo ao tecido cerebral e consequentemente a morte de milhares de neurônios (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2007). Já o AVE hemorrágico se caracteriza pela ruptura do vaso sanguíneo gerando extravasamento de sangue no cérebro. A hemorragia resulta na elevação das pressões intracranianas, com lesão aos tecidos cerebrais e restrição do fluxo sanguíneo distal (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2007). O AVE isquêmico é o mais frequente, responsável por aproximadamente 87% dos casos, mas o AVE hemorrágico é responsável por maior número de mortes e incapacidade (BENJAMIN *et al.*, 2019; FEIGIN VALERY L.; NORRVING BO; MENSAH GEORGE A., 2017; KATAN; LUFT, 2018).

Dentre os fatores de risco do AVE podemos citar os não modificáveis e modificáveis. Os fatores de risco considerados não modificáveis são aqueles em que os profissionais de saúde não podem intervir tratar ou modificar, dentre eles estão: idade, gênero, raça, localização geográfica e hereditariedade. Os fatores de risco modificáveis são fatores sobre os quais é possível intervir influenciar, mudar, prevenir ou tratar, dentre eles estão: hipertensão, fibrilação atrial, diabetes mellitus, tabagismo, obesidade e dislipidemias. O'donnell e colaboradores (2016) explicitaram os 10 fatores de risco que estão associados a 90% dos casos de AVE, sendo eles: hipertensão, diabetes, doenças cardíacas, tabagismo, obesidade abdominal, hiperlipidemia, sedentarismo, consumo

excessivo de álcool, dieta inadequada, estresse psicossocial e depressão. O conhecimento desses fatores é importante para implantação de medidas de prevenção e autocuidado com esse evento vascular (RODRIGUES; SANTANA; GALVÃO, 2017).

2.1.2 Incapacidade pós-AVE

De acordo com a localização, amplitude e gravidade da lesão, o AVE acarreta uma variedade de danos nas funções motoras, sensoriais, cognitivas, perceptivas e de linguagem com consequente impacto no cotidiano (FERRO; LINS; FILHO, 2013; LANGHORNE; BERNHARDT; KWAKKEL, 2011). Após o AVE, 57% das pessoas relatam limitação nas atividades diárias (MINELLI; FU FEN; CAMARA MINELLI, 2007) e mais de 50% apresentam comprometimento funcional, necessitando de algum tipo de ajuda externa para realizar as atividades (MAYO *et al.*, 2002).

Dentre os sinais e sintomas do AVE podem ser encontrados: disfunções sensoriais; disfunções do equilíbrio e da coordenação; distúrbios da comunicação; déficits no campo visual e comprometimentos cognitivos e intelectuais (EUZÉBIO; RABINOVICH, 2006). No entanto, as funções motoras são as mais afetadas (KATZAN *et al.*, 2018). Déficits motores prevalentes são a paralisia (hemiplegia) ou fraqueza (hemiparesia) da metade corpórea contralateral a lesão encefálica (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2007), afetando mais de 80% dos indivíduos (LEE *et al.*, 2015a; RAFFIN; HUMMEL, 2018). As principais características clínicas observadas em pessoas com hemiparesia são: redução da força muscular, alterações sensoriais e de tônus muscular, deficiência no controle dos movimentos, alterações posturais, falta de mobilidade, padrões sinérgicos anormais, perda ou diminuição da coordenação motora (POLI *et al.*, 2013) .

Redução da força muscular é o sintoma predominante que contribui para a incapacidade após o AVE. É uma consequência direta da falta de transmissão de sinal do córtex motor, que gera o impulso do movimento. Isso resulta em atraso no início e no término da contração muscular e lentidão nas forças em desenvolvimento, manifestada

como uma incapacidade de se mover ou mover rapidamente gerando consequências funcionais negativas. Estudos apontam que a força muscular é identificada como o principal preditor da função manual, ou seja, a fraqueza muscular dificulta a capacidade de preensão, limitando o uso do membro, afetando consideravelmente o desempenho em atividades (BOISSY *et al.*, 1999; BURRIDGE *et al.*, 2009; CANNING *et al.*, 2004; HARRIS; ENG, 2007; HELLER *et al.*, 1987; MERCIER; BOURBONNAIS, 2004; SUNDERLAND *et al.*, 1989). Alguns autores consideram a força de preensão como o marcador valioso para a recuperação funcional (BOISSY *et al.*, 1999; FARIA-FORTINI *et al.*, 2011; HELLER *et al.*, 1987; SUNDERLAND *et al.*, 1989). Outros autores reconhecem musculaturas do membro superior como um importante indicador de função e desempenho nas atividades de vida diária (AVDs), como por exemplo a força muscular dos flexores / extensores do punho (BURRIDGE *et al.*, 2009) e dos flexores / extensores do punho e cotovelo, flexores do ombro e abdutores (HARRIS; ENG, 2007). Segundo Harris e Eng (2007) a fraqueza desses músculos pode prejudicar a estabilização dos segmentos proximais, limitando a habilidade de alcance e uso das mãos, impactando no controle e coordenação dos membros superiores. Esses fatores afetam diretamente a capacidade de uso do membro parético nas atividades diárias.

Alteração sensorial é um sintoma comum após o AVE, variando em intensidade, área e modalidade, interferindo na mobilidade, desempenho de atividades e na reabilitação (CAREY, 1995; TYSON *et al.*, 2008). Alterações sensoriais são caracterizadas pela dificuldade em detectar toque, pressão e temperatura; perceber a própria posição do membro; discriminar texturas; reconhecer objetos através do tato, além de sensação de dor diminuída ou alterada (CAREY, 1995; KLIT *et al.*, 2011). A perda de sensibilidade reduz o controle dos movimentos da mão (JEANNEROD; MICHEL; PRABLANC, 1984) impactando na tarefa fundamental de apreender, segurar e levantar objetos (BLENNERHASSETT; MATYAS; CAREY, 2007). Além disso, limita o controle da força de preensão durante a manipulação de objetos (NOWAK; HERMSDÖRFER, 2005) e reduz a participação da pessoa (CAREY; MATYAS; BAUM, 2018). Indivíduos pós-AVE normalmente relatam problemas como se comunicar através de um aperto de mão, usar utensílios, vestir-se e segurar objetos sem esmagá-los ou derrubá-los (CAREY; MATYAS; BAUM, 2018).

Alteração do tônus é representada pelas suas variações durante as fases pós-AVE. Logo após o acidente, há presença de hipotonia (paralisia flácida) e, mais tarde, hipertonia (espasticidade), presente em 90% dos casos (RAGHAVAN, 2015). A hipotonia é caracterizada pela incapacidade de o hemicorpo afetado apresentar movimentos voluntários, ou seja, o indivíduo é incapaz de movimentar em qualquer posição. Ao contrário, quando o tônus muscular é aumentado, qualifica-se como hipertonia ou espasticidade. Considerado um distúrbio motor caracterizado pelo aumento do tônus muscular, dependente da velocidade, associado à exacerbação do reflexo miotático (RAGHAVAN, 2015). A espasticidade produz características típicas como as posturas anormais e os movimentos estereotipados. No AVE há uma predileção da espasticidade pela musculatura flexora de membros superiores e extensora de membros inferiores (PIERSON; KATZ; TARSY, 1996). Segundo Thompson *et al.* (2005), a espasticidade pode levar à diminuição da amplitude de movimento articular, causar dores, limitar as atividades dos membros, como também dificultar as atividades funcionais.

As alterações posturais referem-se à perda da estabilidade do tronco, que afetam diretamente o desempenho nas atividades de deambulação, respiração, transferências, e até mesmo, uso do membro superior, já que o tronco é a base de sustentação para os movimentos das extremidades (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2007). Além disso, essa perda da estabilidade gera uma assimetria, na qual a maior parte do peso é transferida para o lado não parético, provocando desequilíbrios (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2007). Ademais, pessoas com hemiparesia apresentam movimento compensatório de tronco para compensar o comprometimento do membro superior (MICHAELSEN *et al.*, 2001, 2004)

Padrões sinérgicos anormais referem-se à incapacidade da pessoa de movimentar um segmento isolado do membro sem produzir movimentos no restante do mesmo, ou seja, quando um músculo de um determinado grupo é ativado, todos os músculos pertencentes ao mesmo grupo também são (FREITAS, 2006; O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2007). Como por exemplo, para realizar o alcance, o ombro deve flexionar enquanto o cotovelo se estende. No entanto, em indivíduos pós-AVE, as tentativas de alcançar voluntariamente para frente resultam frequentemente em abdução do ombro (quando segmento se afasta do plano mediano), flexão do cotovelo (quando há diminuição do

ângulo entre a parte que se desloca e a que permanece fixa) e pronação de antebraço (caracterizada pela palma da mão voltada para baixo) devido ao efeito restritivo de comandos motores descendentes anormais (RAGHAVAN, 2015). Esses fatores interferem sobremaneira na função do membro superior, visto que a capacidade de isolar o movimento em articulações específicas é essencial para muitos comportamentos humanos (ZACKOWSKI *et al.*, 2004). O estudo de Zackowski *et al.* (2004) menciona o efeito da sinergia no alcance de indivíduos hemiparéticos, resultando em curvatura do trajeto de alcance e erro do ponto final, comprometendo o desempenho das atividades. O estudo de Lang e Schieber (2003) evidencia que a sinergia afeta até mesmo o movimento isolado dos dedos, visto que as tentativas voluntárias de indivíduos hemiparéticos de mover os dedos, frequentemente resulta em movimento excessivo nos dedos adjacentes, comprometendo a realização de muitas atividades funcionais, como digitar ou tocar um instrumento musical.

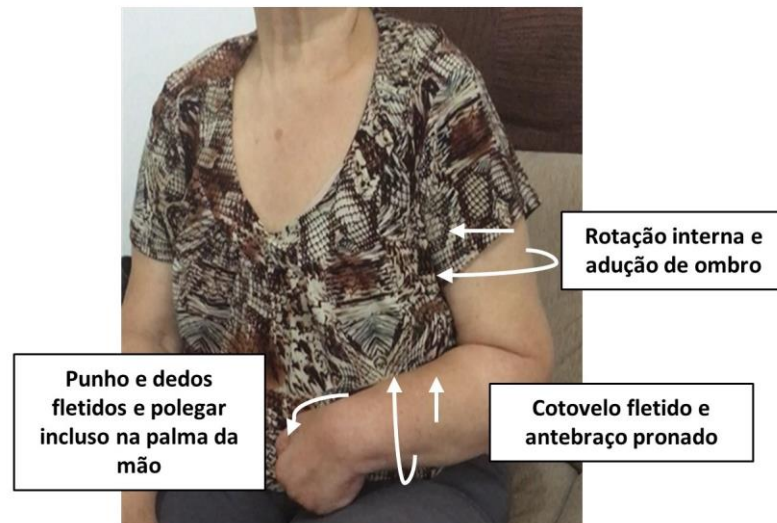
2.1.3 *Comprometimento no membro superior*

A extremidade superior é geralmente a mais gravemente afetada nos indivíduos pós-AVE, isso porque a região suprida pela artéria cerebral média (responsável pelo fluxo sanguíneo para áreas do cérebro que controlam o córtex motor primário e área sensoriais do membro superior) é frequentemente lesionada (SHELTON; REDING, 2001). Sveen e colaboradores (1999) afirmam que o comprometimento dos membros superiores são os déficits incapacitantes mais comuns após o AVE. As deficiências motoras incluem fraqueza muscular, alterações no tônus muscular (espasticidade), diminuição da amplitude de movimento articular ativa, contratura muscular, flacidez, controle motor prejudicado, falta de velocidade de movimento, precisão e coordenação bimanual (RAFFIN; HUMMEL, 2018; ZACKOWSKI *et al.*, 2004). Aproximadamente 70% dos indivíduos apresentam paresia no membro superior com consequente redução das habilidades funcionais (NAKAYAMA *et al.*, 1994; ROYAL COLLEGE OF PHYSICIANS, 2016). O comprometimento dos membros superiores pode impactar negativamente a

vida cotidiana das pessoas, pois limitam a execução de atividades essenciais, necessárias para uma vida independente, como alcançar, pegar e segurar objetos, usar ferramentas como um telefone celular, comer, vestir-se e realizar cuidados pessoais de uma forma geral (LANG; SCHIEBER, 2003) . Isso impacta significativamente a vida do indivíduo, principalmente se o membro acometido for o dominante. Coupar *et al.* (2012) afirma que o principal preditor clínico para a pessoa voltar ou não ao trabalho, é o grau da função da extremidade superior.

No membro superior de indivíduos pós-AVE, geralmente há um predomínio da hipertonia (espasticidade) nos músculos antigravitacionais, ou seja, os flexores. Dessa forma, o membro assume uma postura de adução e rotação interna de ombro, flexão do cotovelo, pronação de antebraço, flexão de punho e dedos e adução do polegar (TEIVE; ZONTA; KUMAGAI, 1998) como observado na Figura 1. Esta postura, se não for corrigida, poderá levar a deformidades que poderão comprometer a recuperação da funcionalidade (TEIVE; ZONTA; KUMAGAI, 1998). Segundo Carr e Shepherd (1988) as principais alterações que acometem o punho e a mão são: dificuldade na preensão com o punho em extensão e desvio radial; dificuldade em estender as articulações metacarpofalangeanas com as interfalangeanas em leve flexão; dificuldade com a abdução e rotação do polegar para pegar e soltar; tendência a pronar excessivamente o antebraço ao agarrar ou pegar um objeto e desvio ulnar excessivo ao usar a mão.

Figura 1 – Padrão postural em membro superior de indivíduo pós-AVE. Membro superior em adução e rotação interna do ombro e flexão do cotovelo, punho e dedos.



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

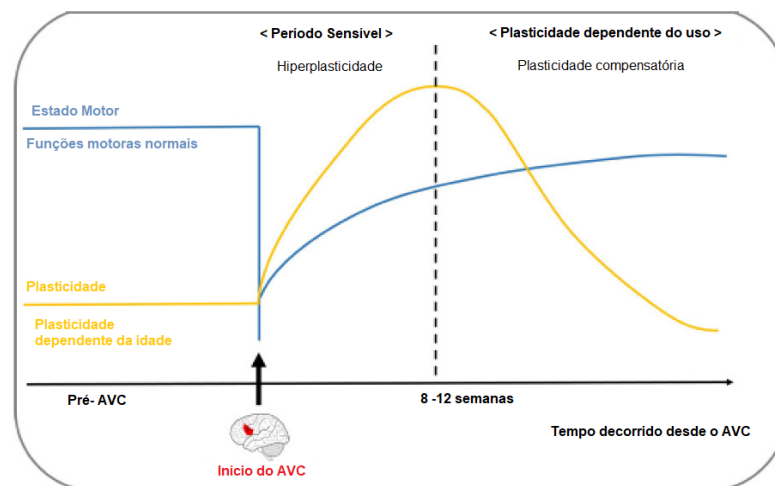
A compreensão dos comprometimentos nos membros superiores de indivíduos pós-AVE apresenta uma certa complexidade devido a dois fatores: 1) os comprometimentos não são estáticos, ou seja, à medida que a recuperação motora progride, o tipo e a natureza podem mudar; 2) múltiplas sequelas podem estar presentes simultaneamente, ou seja, um indivíduo pode apresentar fraqueza no braço e mão imediatamente após um AVE, que pode não ter se resolvido quando a espasticidade se instala poucas semanas ou meses depois; portanto, pode haver uma série de comprometimentos ao longo do tempo (RAGHAVAN, 2015).

2.1.4 Fases de recuperação do AVE

O estágio de evolução do AVE pode ser classificado em agudo, subagudo e crônico, conforme o período de instalação do quadro clínico (TIMMERMANS *et al.*, 2009). Como observa-se na Figura 2, a fase aguda da doença, caracteriza-se pelos três

primeiros meses seguintes ao episódio de AVE e, Raffin e Hummel (2018), afirmam que nesse período, em grande parte das pessoas, há um grau biológico natural de recuperação, chamada de recuperação espontânea. Evidências mostram que essa fase corresponde a um período de plasticidade neural acentuada, “hiperplasticidade”, análogo a um período sensível durante o qual o cérebro em recuperação é mais propenso a reagir a estímulos e experiências exógenas (DROMERICK *et al.*, 2015; ZEILER; KRAKAUER, 2013). Existe uma concordância geral entre os estudos de que a reabilitação nesse período é essencial para uma recuperação significativa. Três meses após o AVE, fase subaguda, a plasticidade tende a normalizar (ZEILER; KRAKAUER, 2013). O sistema é menos susceptível para se reorganizar, mas ainda mostra a capacidade de alterações neuroplásticas (RAFFIN; HUMMEL, 2018). Após 6 meses de AVE, é estabelecido o estado crônico, nesta fase a recuperação conduz à estabilização, podendo haver ou não reestabelecimento de sinais e sintomas (WECHSLER *et al.*, 2018). No entanto, existem na literatura evidências que sugerem que o processo de recuperação do desempenho motor perdura por mais de seis meses (BALLESTER *et al.*, 2019; HUNTER; CROME, 2002), ou seja, há melhora na função e estrutura do corpo mesmo em estágios crônicos tardios (BALLESTER *et al.*, 2019).

Figura 2 – Diagrama que ilustra a interação típica entre o nível de neuroplasticidade e as funções motoras pós-AVE



Fonte: Adaptado de RAFFIN; HUMMEL, 2018.

O controle do movimento voluntário é alterado após o AVE. A recuperação do controle motor do membro superior de sujeitos pós-AVE ocorre por meio de estágios de recuperação obedecendo padrões de sinergia estabelecidos por Brunnstrom (RAFFIN; HUMMEL, 2018). Brunnstrom (1966, 1970) descreveu uma progressão sequencial de recuperação da função motora iniciando com um estágio de flacidez, prosseguindo com estágios caracterizados por espasticidade e ganho de movimentação voluntária a princípio em padrões sinérgicos (RAGHAVAN, 2015) .

2.1.5 Reabilitação no AVE

Os tratamentos de reabilitação no AVE visam promover a recuperação funcional por meio da estimulação da plasticidade cerebral, ou seja, regeneração de estruturas e/ou reorganização da função dos neurônios, utilizando processos de reaprendizagem (RAFFIN; HUMMEL, 2018). As intervenções interdisciplinares representam um pilar da reabilitação pós-AVE para recuperar a função perdida e aumentar a autonomia das pessoas (LANGHORNE; LEGG, 2003; RAFFIN; HUMMEL, 2018). Uma revisão com foco na recuperação da função e mobilidade em indivíduos pós-AVE relatou o potencial benefício da terapia de reabilitação para deficiências motoras, em comparação com nenhum tratamento (POLLOCK *et al.*, 2014). No entanto, os resultados ainda não são satisfatórios e a maioria dos sujeitos não se recupera completamente. De fato, apenas 20% se recupera a um nível em que retorna à vida profissional e social normal (DI CARLO, 2009).

Sivan e colaboradores (2011) afirmam que a recuperação da função do membro superior é geralmente mais lenta e menos completa comparada com a do membro inferior e, o maior preditor de sua recuperação, é a gravidade do déficit neurológico inicial. Pessoas com um membro superior gravemente comprometido no início do quadro, provavelmente terão mínima recuperação (CARR; SHEPHERD, 2010; LANGHORNE; COUPAR; POLLOCK, 2009). O prognóstico para pessoas com comprometimento inicialmente grave é ruim, com 62% não alcançando alguma destreza aos seis meses

após o AVE (KWAKKEL *et al.*, 2003). Ainda não se sabe o quanto os indivíduos com comprometimento leve se recuperam, mas os registros de recuperação funcional variam de 5% a 52%. Kwakkel *et al.* (2008) evidenciam que cerca de 30 a 66% dos sujeitos não apresentam função de membro superior do lado afetado, quando avaliados 6 meses após o AVE e, apesar dos intensos esforços de reabilitação, somente 5% a 20% apresentam recuperação funcional completa, em outras palavras, quatro em cada cinco pessoas deixam a reabilitação com função restrita do braço.

Um dos motivos para isso é a desenvoltura com a qual os pacientes lidam com suas responsabilidades limitadas com uma mão (CARR; SHEPHERD, 2010). Ao invés de praticarem o uso do membro comprometido recuperando alguma habilidade para ativar os músculos de maneira controlada, muitos sujeitos pós-AVE aprendem a ser mais hábeis com seu braço não comprometido. Eles compensam a função motora perdida do braço com o outro não afetado, levando a um não uso aprendido do membro (TAUB *et al.*, 2006).

Ainda não está claro como otimizar a recuperação do membro superior de indivíduos pós-AVE, contudo, revisões sistemáticas sugerem que as intervenções mais benéficas são mais focadas na prática repetitiva de tarefas do que nas deficiências (FRENCH *et al.*, 2016; POLLOCK *et al.*, 2014). Além disso, já é consenso na literatura que um fator chave na recuperação é a intensidade do treinamento, especialmente no início do processo de reabilitação, para melhorar a recuperação funcional e prevenir complicações relacionadas à inatividade. Uma revisão sistemática da base de dados Cochrane, aponta que a função do braço após um AVE pode ser melhorada com pelo menos 20 horas de treinamento adicional de tarefas repetitivas (POLLOCK *et al.*, 2014). No entanto, Hayward e Brauer (2015) afirmam que, atualmente, a quantidade de prática fornecida ao membro superior com tratamento tradicional, conduzidos por terapeutas ocupacionais e fisioterapeutas em hospitais e centros de reabilitação, é abaixo do ideal, com intensidade e frequência insuficientes. Uma possível razão para isso é porque requerem interação terapeuta - paciente um para um, com protocolos de tratamento com atendimento diário durante várias semanas, tornando aqueles com elevada intensidade muito dispendiosos (STEWART *et al.*, 2017).

Observa-se portanto, uma necessidade premente de desenvolver técnicas de reabilitação inovadoras, melhor ajustadas às características dos pacientes, maximizando o resultado do tratamento e, ao mesmo tempo, reduzindo seus custos (RAFFIN; HUMMEL, 2018). A terapia assistida por robô advém como uma forma emergente de intervenção para auxiliar terapeutas a superarem esses desafios clínicos, combatendo os resultados ineficientes das terapias convencionais (GALEA *et al.*, 2016). Ela oferece treinamento em uma dosagem e intensidade muito mais elevada que a terapia convencional, com centenas, senão milhares de repetições (HUANG; KRAKAUER, 2009).

2.2 Terapia assistida por robô

No final da década de 80, surgiram os robôs de reabilitação, que consistem em uma ampla gama de dispositivos mecatrônicos que vão desde membros artificiais a robôs para apoiar a terapia de reabilitação ou para fornecer assistência pessoal em locais hospitalares e/ou residenciais. Estes dispositivos são criados com várias finalidades, mas em geral, servem para auxiliar os movimentos e/ou melhorar as capacidades do corpo humano (MACIEJASZ *et al.*, 2014). Após o ano 2000, esses dispositivos tornaram-se disponíveis comercialmente para clínicas e hospitais em todo o mundo (DURET; GROSMIRE; KREBS, 2019).

A terapia assistida por robô ou terapia robótica (RT) consiste em uma abordagem inovadora para a reabilitação que usa prática intensiva, repetitiva, interativa, individualizada, adaptável e quantificável, como uma estratégia eficiente para promover a aprendizagem motora (BREWER; MCDOWELL; WORTHEN-CHAUDHARI, 2007; DURET; GROSMIRE; KREBS, 2019; SIVAN *et al.*, 2011). Dispositivos robóticos possibilitam a realização de tarefas específicas repetidas vezes, de forma controlada e confiável, o que tem sido demonstrado na literatura como fator determinante para a facilitação da reorganização cortical, com concomitante aumento da habilidade motora e melhora do desempenho das atividades funcionais (LIEPERT *et al.*, 2000).

A RT tem sido cada vez mais utilizada para restaurar a perda da função motora, principalmente em pacientes pós-AVE que sofrem de paresia de membro superior, mas também tem sido investigada em lesão de plexo braquial (ÖGCE; ÖZYALÇIN, 2000), lesão do neurônio motor superior por lesão cerebral traumática (FAZEKAS *et al.*, 2007), esclerose múltipla (CARPINELLA *et al.*, 2012; FEYS *et al.*, 2015), paralisia cerebral (GILLIAUX *et al.*, 2015; KREBS *et al.*, 2009), lesão medular (YOZBATIRAN; FRANCISCO, 2019; ZARIFFA *et al.*, 2012) e doença de Parkinson (KREBS; HOGAN, 2012; MACIEJASZ *et al.*, 2014).

A grande vantagem do uso da tecnologia robótica é a capacidade de controlar a dosagem e intensidade do tratamento, oferecendo práticas motoras de alta intensidade por longos períodos de tempo, de maneira consistente e precisa (MEHRHOLZ *et al.*, 2018; YOZBATIRAN; FRANCISCO, 2019). Estudos anteriores sugerem que dispositivos robóticos, quando comparados às terapias convencionais, apresentam número elevado de repetições durante a reabilitação, devido ao aumento da motivação ao utilizar o equipamento e também à oportunidade de realizar o tratamento de maneira independente (KWAKKEL; KOLLEN; KREBS, 2008; MEHRHOLZ *et al.*, 2018; PRANGE *et al.*, 2006). A RT possibilita um aumento na produtividade dos cuidados de reabilitação, uma vez que possibilita aos pacientes realizar um treinamento intensivo com menor supervisão de um profissional (DURET; GROSMIRE; KREBS, 2019; KWAKKEL; KOLLEN; KREBS, 2008; POLI *et al.*, 2013). Além disso, a eficiência da terapia pode ser aumentada com a possibilidade da terapia de grupo e da programação de um protocolo de reabilitação para que o paciente o execute em múltiplas sessões no dia (YOZBATIRAN; FRANCISCO, 2019). A disponibilidade do terapeuta é então aumentada com um equipamento que pode reproduzir repetidamente os padrões de movimento (LUM *et al.*, 2002). Contudo, é importante salientar que a implementação de equipamentos robóticos na reabilitação não tem a função de substituir o terapeuta “desumanizando” a reabilitação dos pacientes. Máquinas são concebidas apenas como uma ferramenta coadjuvante para ampliar as opções de tratamento, aumentando a intensidade da terapia de acordo com os princípios da reabilitação motora (MEHRHOLZ *et al.*, 2018; POLI *et al.*, 2013).

Além dessas vantagens, os dispositivos robóticos são capazes de realizar medição do desempenho em tempo real, fornecendo informações objetivas e consistentes durante

o movimento do membro do usuário (velocidade, tempo, direção, força, amplitude de movimento, etc.). Esses valores permitem uma caracterização e quantificação precisa da evolução e progresso do paciente possibilitando aos terapeutas a vantagem de modificar o protocolo da terapia com base na melhoria das funções motoras e desempenho do usuário (DURET; GROSMIRE; KREBS, 2019; MASIERO *et al.*, 2007; NOROUZI-GHEIDARI; ARCHAMBAULT; FUNG, 2012; POLI *et al.*, 2013; PRANGE *et al.*, 2006; YOZBATIRAN; FRANCISCO, 2019).

Outra vantagem apresentada pela RT, é a possibilidade de viabilizar uma terapia em ambiente domiciliar, à medida que os dispositivos se tornam menores, mais portáteis e com custos acessíveis. Dessa forma, o terapeuta monitora remotamente a performance dos pacientes (BREWER; MCDOWELL; WORTHEN-CHAUDHARI, 2007; YOZBATIRAN; FRANCISCO, 2019). A terapia em ambiente domiciliar tem potencial de economia de despesas de deslocamento para uma unidade de saúde e também possibilita incluir pacientes em diferentes contextos, favorecendo a retomada, tanto quanto possível, do nível anterior de funcionalidade e seu envolvimento ativo nos papéis significativos de vida, aumentando sobremaneira sua participação (KEHAYIA *et al.*, 2014).

2.2.1 Evidências científicas da terapia assistida por robô

Nos últimos anos, várias revisões sistemáticas foram desenvolvidas a fim de investigar a eficácia da terapia robótica na reabilitação de membro superior após-AVE (CHEN *et al.*, 2020; FERREIRA *et al.*, 2018; KWAKKEL; KOLLEN; KREBS, 2008; MEHRHOLZ *et al.*, 2015, 2018; NOROUZI-GHEIDARI; ARCHAMBAULT; FUNG, 2012; PRANGE *et al.*, 2006; VEERBEEK *et al.*, 2017) .

Prange *et al.* (2006) analisaram 8 ensaios clínicos não randomizados, com amostra de 228 participantes, cujos resultados evidenciaram que a RT para reabilitação de membro superior, melhora o controle motor da extremidade proximal (ombro e cotovelo) a curto e longo prazo em pacientes em estágio agudo e crônico pós-AVE. Não foi encontrada influência da RT nas habilidades funcionais da população estudada.

A metanálise de Kwakkel *et al.* (2008) envolvendo 10 ensaios clínicos randomizados, com 218 participantes, não identificou efeito significativo na recuperação motora dos membros superiores. No entanto, análise sensitiva demonstrou efeito sobre a recuperação motora da extremidade proximal. Esses autores não identificaram efeito na capacidade funcional.

Em 2012, Norouzi-Gheidari *et al.* reuniram 12 ensaios numa metanálise, comparando RT com terapia convencional com a mesma duração e intensidade e não relataram diferenças significativas em termos de recuperação motora, atividades da vida diária, força muscular e controle motor. No entanto, observaram que dependendo do estágio de recuperação do AVE, sessões extras de RT, além de terapia convencional produzem efeito na recuperação motora do ombro e do cotovelo.

A revisão de Mehrholz *et al.* (2015) envolvendo 34 estudos com 1160 participantes, mostrou que os pacientes que receberam terapia assistida por robô após o AVE foram mais propensos a melhorar suas atividades de vida diária, controle motor e força muscular em comparação com tratamento convencional. A análise de subgrupo comparando efeito na extremidade proximal de membro superior (ombro e cotovelo) e extremidade distal (punho e mão), bem como diferentes estágios de recuperação (agudo ou crônico), não revelou diferença significativa. No entanto, eles também declararam que os resultados devam ser interpretados com cautela, porque a qualidade da evidência foi de baixa a muito baixa e houve variação entre os ensaios quanto à duração e quantidade de treinamento, tipo de tratamento e diferenças nas características dos pacientes, dificultando a comparação e interpretação adequada dos efeitos relatados.

Em 2017, Veerbeek *et al.* reunindo 44 ensaios clínicos randomizados controlados, com 1362 participantes, evidenciaram melhoras pequenas, mas significativas no controle motor, força muscular e nenhum efeito sobre o tônus muscular, capacidade do membro superior e AVDs básicas. A análise sensitiva comparando o efeito da RT na extremidade proximal ou distal do membro superior observou efeito significativo, mas pequeno no controle motor e força muscular na extremidade proximal e no controle motor na extremidade distal. Além disso, ensaios combinados de dose (mesma duração e intensidade no grupo experimental e controle) demonstraram efeito positivo da RT, contrastando com o estudo de Norouzi-Gheidari *et al.* (2012). As revisões de Zhang *et al.*

(2017) e Bertani *et al.* (2017), descobriram que em indivíduos pós-AVE crônico, a terapia robótica é mais eficaz na redução do comprometimento motor do que a terapia convencional, mas não em indivíduos pós-AVE agudo. Uma possível razão apontada por Zhang *et al.* (2017) é o fato de que pacientes em estágio crônico conseguem tolerar melhor tratamentos intensivos do que os pacientes em estágio agudo.

A metanálise de Ferreira *et al.* (2018) com 38 ensaios clínicos randomizados controlados envolvendo 1174 participantes, exibiu pequenos efeitos da terapia robótica no controle motor e efeito médio na força muscular, em comparação com outras intervenções no curto prazo. Não foram encontrados efeitos a médio e longo prazo e efeitos em espasticidade, amplitude de movimento e dor. O estudo sugere que a má qualidade metodológica e menor dose e duração do tratamento podem impactar negativamente os efeitos estimados.

A revisão sistemática da base de dados Cochrane de Mehrholz *et al.* (2018), com 45 estudos, envolvendo 1619 participantes, evidenciou melhora na atividade de vida diária, função do braço e na força muscular com o uso de treinamento eletromecânico e assistido por robô em comparação com terapia convencional, cuidados usuais e placebo. Contudo, embora a qualidade da evidência tenha sido alta, os autores afirmam que os resultados devem ser interpretados com cautela, devido à alta variabilidade entre os ensaios em: intensidade, duração e quantidade de treinamento; tipo de tratamento; características dos participantes e medidas de resultado utilizadas. A análise de subgrupo não apontou diferença estatisticamente significativa em relação às atividades da vida diária e função do braço entre as pessoas que receberam treinamento principalmente para segmentos distais (punho, mão e dedos) e os que receberam para os segmentos proximais (articulações do ombro e cotovelo).

A revisão sistemática com metanálise mais atual sobre o tema (CHEN *et al.*, 2020) com 35 estudos e 2.241 participantes, identificou que o treinamento assistido por robô foi ligeiramente superior na recuperação do comprometimento motor, capacidade dos membros superiores, atividades da vida diária e participação social em comparação com o treinamento mediado pelo terapeuta, corroborando com os dados da revisão Cochrane (2018). Os testes para diferenças de subgrupo (no design do teste, tipo de robô,

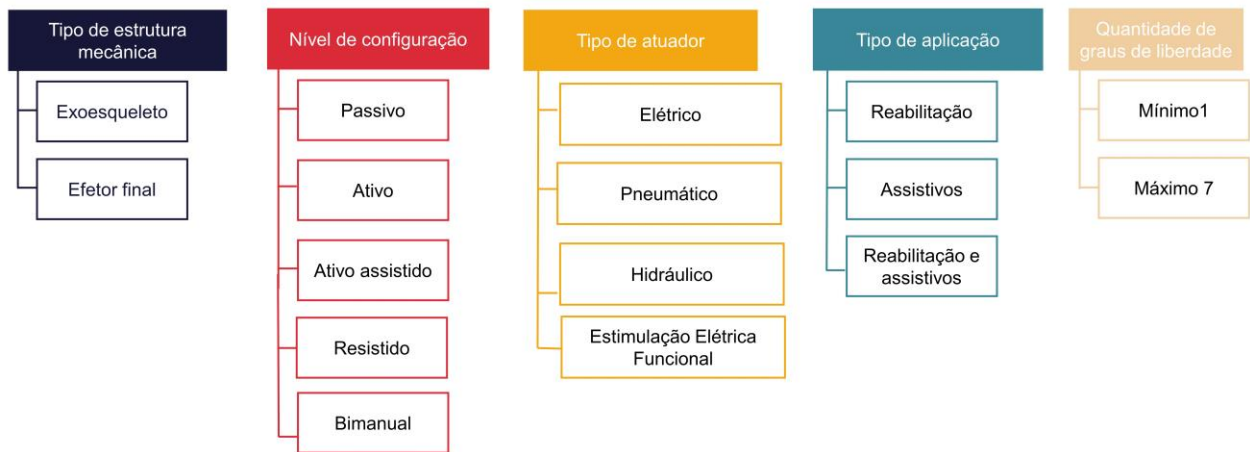
segmento do treinamento e lado do treinamento) não revelaram nenhuma diferença significativa nos resultados.

Os resultados compilados pelas revisões e metanálises, apontam que as pessoas que recebem terapia robótica normalmente apresentam uma redução do comprometimento de membro superior de 5 pontos ou mais na avaliação de Fugl-Meyer em comparação com o cuidado usual. É importante destacar que os estudos de reabilitação realizados durante a fase de AVE crônico sugerem que uma diferença de 5 pontos representa uma diferença clinicamente significativa, ou seja, evidencia uma magnitude de mudança necessária para produzir benefícios reais para os pacientes (PAGE *et al.*, 2012) .

Contudo, apesar do número expressivo de revisões sistemáticas sobre o tema, ainda não há consenso em muitas questões relativas à reabilitação dos membros superiores com terapia assistida por robô. Isso se deve ao fato de que, até o momento, há ausência de metodologia clara para os ensaios clínicos, isto é, há falta de padronização metodológica no tocante às medidas de resultado utilizadas e protocolos de avaliação validados (FAZEKAS *et al.*, 2007; FERREIRA *et al.*, 2018; MEHRHOLZ *et al.*, 2015). Existe, portanto, uma necessidade urgente de diretrizes acordadas sobre ferramentas de medição e protocolos de reabilitação.

2.2.2 Tipos de dispositivos robóticos na reabilitação de membro superior

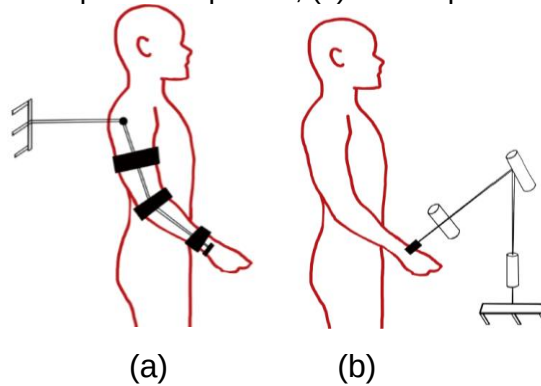
Dispositivos robóticos para reabilitação de membros superiores podem ter diferentes classificações baseadas no tipo de estrutura mecânica, nível de configuração, tipos de atuador utilizado, tipo de aplicação e quantidade de graus de liberdade fornecido. As classificações dos dispositivos robóticos estão apresentadas na Figura 3.

Figura 3 – Classificações dos dispositivos robóticos

Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Em relação a estrutura mecânica, RT pode ser categorizada em exoesqueletos ou efetores finais (ver Figura 4) (DURET; GROSMIRE; KREBS, 2019; MOLTENI *et al.*, 2018). Robôs do tipo exoesqueleto são dispositivos robóticos alinhados com as articulações do membro do indivíduo, ou seja, com eixos articulares que coincidem. Eles controlam separadamente cada articulação, guiando e possibilitando uma variada gama de movimentos com adequada orientação do membro, sendo indicado para realização de treinamento orientado a tarefa (MEHRHOLZ *et al.*, 2020; NEF *et al.*, 2009). No entanto, ele apresenta dificuldade de adaptação às diversas dimensões de membro superior, já que cada elo do robô é ajustado diretamente ao segmento (NEF *et al.*, 2009). Já os robôs efetores finais, não são necessariamente alinhados com as articulações do membro e auxiliam no movimento apenas na parte distal (DURET; GROSMIRE; KREBS, 2019; MEHRHOLZ *et al.*, 2020; MOLTENI *et al.*, 2018; YOZBATIRAN; FRANCISCO, 2019). Eles geralmente iniciam o movimento por meio do contato com a mão da pessoa, propagando-o para as articulações mais proximais (MEHRHOLZ *et al.*, 2020). A revisão sistemática com metanálise de Mehrholz *et al.* (2020) aponta que nenhuma categoria de dispositivo robótico é superior ou inferior a outra e ainda não há evidências claras para apoiar a seleção de categorias específicas para promover a recuperação do membro superior. No entanto o estudo não investigou variação dos resultados com base nas diferentes características dos participantes.

Figura 4 – Estrutura mecânica de dispositivos robóticos
(a) Robô tipo exoesqueleto; (b) Robô tipo efetor final



Fonte: MOLTENI *et al.* (2018)

Sistemas robóticos podem ter diferentes níveis de configuração (passivo, ativo, ativo assistido, resistido e bimanual) capaz de auxiliar o movimento do membro do indivíduo de diversas maneiras. Por meio da configuração passiva, o robô não fornece nenhuma ajuda, sendo o indivíduo responsável por executar o exercício. Já a configuração ativa, o dispositivo robótico move o braço da pessoa. O ativo assistido, o robô fornece assistência quando existem alguns movimentos voluntários insuficientes. Já o modo resistido, a pessoa realiza o exercício contra uma força antagonista imposta pelo robô; e por fim, na configuração bimanual, o movimento ativo do braço não afetado é espelhado por um movimento simultâneo ativo/passivo/assistido do braço afetado por meio do dispositivo robótico (POLI *et al.*, 2013).

Além disso, também há uma classificação baseada no tipo de atuador utilizado, podendo ser principalmente elétrico, pneumático, hidráulico, estimulação elétrica funcional, entre outros (MACIEJASZ *et al.*, 2014). A seleção do atuador depende da aplicação alvo e ela deve ser feita de maneira cuidadosa, pois pode acarretar em um aumento de peso da estrutura. Assim, é de extrema importância selecionar um atuador que possa ter uma alta relação peso-potência e que produza alto torque com movimento preciso (GULL; BAI; BAK, 2020).

Uma classificação alternativa de robótica dos membros superiores pode ser baseada no tipo de aplicação do equipamento, distinguindo em destinados à reabilitação, ou seja, fornecem fisioterapia, ou assistivos, isto é, fornecem suporte para realizar

atividade de vida diária; ou até mesmo, a combinação das duas modalidades (MACIEJASZ *et al.*, 2014). Outra classificação sugerida é em relação ao número de articulações do manipulador, sendo conhecida como graus de liberdade; “*degrees of freedom*” (DOF). Estes descrevem a soma de todos os movimentos independentes (isto é, deslocamentos ou rotações) que podem ser realizados em todas as articulações do dispositivo. O número de DOF é definido para determinar a posição exata e a orientação de todos os segmentos do equipamento (MACIEJASZ *et al.*, 2014).

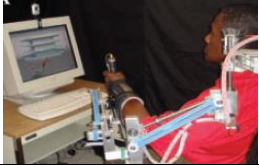
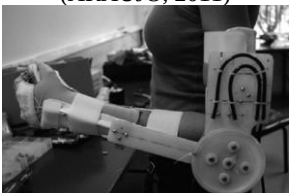
Apesar dessas classificações, até o momento, não há definições claras acerca de uma classificação comum mundialmente aceita dos dispositivos robóticos de reabilitação (VEERBEEK *et al.*, 2017).

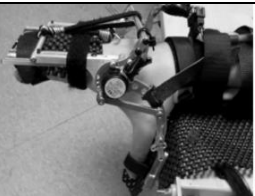
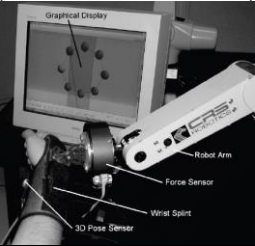
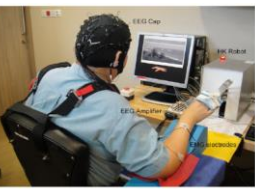
2.2.3 Estado da arte de órtese robótica para membro superior

Devido ao rápido crescimento de novas tecnologias e dispositivos robóticos nas últimas décadas, atualmente há um número elevado de dispositivos projetados para mover ou auxiliar o movimento do membro superior (MEHRHOLZ *et al.*, 2020). Eles são apresentados no Quadro 1, onde são destacados: o nome do dispositivo; tipo de aplicação (função, articulações e movimentos envolvidos); tipo de estrutura mecânica; quantidade de graus de liberdade fornecido pelo dispositivo; nível de configuração; tipo de aplicação; portabilidade e disponibilidade comercial.

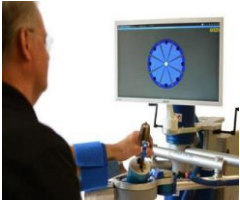
Quadro 1 - Órteses robóticas para reabilitação de membro superior

Dispositivo	Tipo de aplicação	Estrutura	Graus de Liberdade	Atuadores	Nível de Configuração	Tipo de aplicação	Portabilidade	Disponível comercialmente
MIT-Manus Projetado pelo Massachusetts Institute of Technology (MIT). (AISEN <i>et al.</i>, 1997) (FASOLI <i>et al.</i>, 2004) (RABADI <i>et al.</i>, 2008) (SALE <i>et al.</i>, 2014) (VOLPE <i>et al.</i>, 1999) (VOLPE <i>et al.</i>, 2008) 	Função: alcance Movimentos: rotação de ombro, flexão e extensão de cotovelo. Possui módulo adicional de punho (flexão/ extensão, abdução/ adução, pronação/ supinação) e dedos (flexão/extensão) - usado no artigo de Lo <i>et al.</i>, (2010) Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo)	Efetor final	3	Motores de corrente contínua sem escova (Brushless DC)	Passivo, ativo assistido e resistido.	Reabilitação	Não	Não
PNEU-WREX Desenvolvido pela Universidade da Califórnia, Irvine, EUA Baseado no sistema T-WREX. (REINKENSMAYER <i>et al.</i>, 2012) 	Função: alcance e preensão Movimentos: flexão e extensão, adução e abdução, rotação interna e externa de ombro; flexão e extensão de cotovelo e dedos Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo) e distal (mão)	Exoesqueleto	5	Atuador pneumático	Passivo Fornece feedback visual e de áudio.	Reabilitação	Não	Não
Therapy Wilmington Robotic Exoskeleton (T-WREX) Desenvolvido pela Universidade da Califórnia, Irvine, EUA	Função: alcance e preensão Movimentos: flexão e extensão, adução e	Exoesqueleto	5	Atuador pneumático	Passivo Fornece feedback visual e de áudio.	Reabilitação	Não	Não

Baseado no Exoesqueleto Robótico de Wilmington. (HOUSMAN; SCOTT; REINKENSMEYER, 2009) 	abdução, rotação interna e externa de ombro; flexão e extensão de cotovelo e flexão dos dedos Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo) e distal (mão)							
UL-EXO7 (BYL <i>et al.</i>, 2013) (SIMKINS <i>et al.</i>, 2013) 	Função: alcance e preensão Movimentos: flexão e extensão, adução e abdução, rotação interna e externa de ombro; flexão e extensão de cotovelo; flexão e extensão de punho e desvio radial e ulnar. Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo) e distal (punho)	Exoesqueleto	7 Movimentos em 3 dimensões	Não informado	Passivo unimanual, passivo e ativo bimanual	Reabilitação	Não	Não
Electromechanical device (Exoskeleton and static orthosis and Glove) (ARAÚJO, 2011) 	Função: alcance e preensão Movimentos: flexão e extensão de cotovelo e dedos Articulação envolvida: proximal (cotovelo) e distal (mão)	Exoesqueleto	2	Atuador elétrico	Passivo e ativo	Reabilitação e suporte para realizar AVD	Não	Não
Hand Spring Operated Movement Enhancer (HandSOME) (BROKAW <i>et al.</i>, 2014)	Função: preensão Movimentos: extensão de dedos Articulação envolvida: distal (mão)	Exoesqueleto	1	Não informado	Passivo	Reabilitação e suporte para realizar AVD	Não informado	Não

								
Robotic System (ABDULLAH <i>et al.</i>, 2011) 	Função: alcance Movimentos: ombro, cotovelo e antebraço Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo e antebraço)	Efetor final	5	Não informado	Passivo, ativo assistido, ativo, resistido.	Reabilitação	Não informado	Não informado
Haptic Knob (HK) (ANG <i>et al.</i>, 2014) 	Função: preensão Movimentos: pronação e supinação do antebraço; flexão e extensão de punho e dedos Articulação envolvida: distal (antebraço, punho e mão)	Efetor final	2	Motores de corrente contínua sem escova (Brushless DC)	Passivo	Reabilitação	Não	Não
Mirror Image Movement Enabler (MIME) (BURGAR <i>et al.</i>, 2000) (BURGAR <i>et al.</i>, 2011) (LUM <i>et al.</i>, 2006) 	Função: alcance Movimentos: rotação de ombro; flexão e extensão de cotovelo Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo)	Efetor final	6	Servo motor	Passivo, ativo assistido, resistido e modo unilateral e bimanual.	Reabilitação	Não	Não
REHAROB Therapeutic System (FAZEKAS <i>et al.</i>, 2007)	Função: alcance	Efetor final	12	Atuador elétrico	Passivo Ativo assistido	Reabilitação	Não	Não

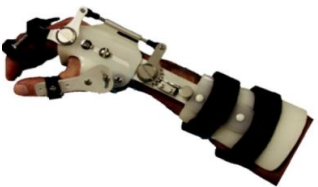
	Movimentos: rotação de ombro; flexão e extensão de cotovelo Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo)		Movimentos em 3 dimensões					
HapticMaster robot (MOOG, the Netherlands) (FEYS <i>et al.</i> , 2015) (TIMMERMANS <i>et al.</i> , 2014)	Função: alcance Movimentos: rotação de ombro; flexão e extensão de cotovelo Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo)	Efetor final	3	Não informado	Passivo, ativo assistido e ativo	Reabilitação	Não	Não
	Função: alcance Movimentos: rotação de ombro; flexão e extensão de cotovelo (movimento longitudinal de antebraço) Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo)	Efetor final	3	Motores de corrente contínua sem escova (Brushless DC)	Passiva e ativo assistido, resistido	Reabilitação	Não	Não
The Assisted Rehabilitation and Measurement Guide (ARM Guide) (KAHN <i>et al.</i> , 2006)	Função: alcance Movimentos: movimento espacial de ombro e cotovelo Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo)	Efetor final	3	Motores de corrente contínua sem escova (Brushless DC) com cabo de transmissão	Passivo e Ativo assistido	Reabilitação	Sim	Não
Neurorehabilitation Robot (NeReBot) (MASIERO <i>et al.</i> , 2014)	Função: alcance Movimentos: movimento espacial de ombro e cotovelo Articulação envolvida: proximal (ombro) distal (antebraço)	Efetor final	3	Motores de corrente contínua sem escova (Brushless DC) com cabo de transmissão	Passivo e Ativo assistido	Reabilitação	Sim	Não

								
InMotion™ baseado no MIT Manus (CONROY <i>et al.</i>, 2011) (DALY <i>et al.</i>, 2005) (MCCABE <i>et al.</i>, 2015) 	Função: alcance Movimentos: rotação de ombro, flexão e extensão de cotovelo. Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo). Tem possibilidade de acoplar módulo de punho (pronação e supinação, flexão e extensão de punho, desvio radial e ulnar) e módulo mão permitindo movimento de dedos.	Efetor final	3 Movimentos no plano horizontal.	Motores de corrente contínua sem escova (Brushless DC)	Ativo, ativo assistido e resistido	Reabilitação	Não	Comercializado pela InMotionArm (Interactive Motion Technologies; Inc, Cambridge, MA United States)
REAPlan (GILLIAUX <i>et al.</i>, 2015) 	Função: alcance Movimentos: rotação de ombro; flexão e extensão de cotovelo Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo)	Efetor final	2	Não informado	Passivo, ativo assistido e ativo	Reabilitação	Não	Comercializado pela start-up suíça Axinesis
Assistive Rehabilitation Machine (ARM) Equipamento desenvolvido no Brasil pela Vivax Serviços Ltda.	Função: Alcance Movimentos: rotação de ombro, flexão e extensão de cotovelo.	Efetor final	Possibilita movimentos tridimensionais dos membros superiores	Não informado	Ativo assistido e resistido	Reabilitação	Sim	Comercializado pela Vivax Serviços Ltda.

(FAPESP, 2017) 	Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo). Vantagens: equipamento portátil com baixo custo e baixo peso.							
Bi-manu-track (HESSE <i>et al.</i>, 2005) (HSIEH <i>et al.</i>, 2011) (YANG <i>et al.</i>, 2012) (WU <i>et al.</i>, 2012) 	Função: preensão Movimentos: pronação e supinação de antebraço e flexão e extensão de punho Articulação envolvida: distal (antebraço e punho)	Efetor final	2	Atuador Elétrico	Passivo e ativo assistida, resistido. Unilateral e bimanual	Reabilitação	Não	Comercializado pela Reha-Stim Co, Berlin, Germany
ArmeoSpring baseado no T-WREX (BARTOLO <i>et al.</i>, 2014) 	Função: alcance e preensão Movimentos: flexão e extensão, adução e abdução, rotação interna e externa de ombro, pronação e supinação do antebraço, flexão e extensão de cotovelo, punho e dedos Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo) e distal (punho e mão)	Exoesqueleto	7	Não informado	Ativo Resistido	Reabilitação	Não Peso 82 kg	Comercializado pela Hocoma AG; Volketswil, Suíça
ArmeoPower baseado no ARMin III (NEF <i>et al.</i>, 2009) (BROKAW <i>et al.</i>, 2014) (KLAMROTH-MARGANSKA <i>et al.</i>, 2014)	Função: alcance e preensão Movimentos: flexão e extensão, adução e abdução, rotação interna e	Efetor final	6	Motores de corrente contínua sem escova (Brushless DC) com	Passivo, ativo assistido e resistido.	Reabilitação	Não Peso aprox. 205 kg	Comercializado pela Hocoma AG; Volketswil, Suíça

	externa de ombro; flexão e extensão de cotovelo; pronação e supinação do antebraço. Módulo da mão - flexão e extensão de punho Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo) distal (antebraço e mão)			harmônico sistema de transmissão				
MyomoProOrthosys (PAGE <i>et al.</i>, 2012) 	Função: alcance Movimentos: flexão e extensão de cotovelo e dedos Articulação envolvida: proximal (cotovelo)	Exoesqueleto	2	Motores de corrente contínua sem escova (Brushless DC) Maxon	Ativo assistivo usando biofeedback EMG. Monitora continuamente os sinais EMG de superfície do bíceps braquial ou da cabeça lateral do tríceps. Esses sinais controlam a órtese e auxiliam o músculo ativo com o movimento da extremidade superior parética. O EMG também pode ser usado para fornecer assistência passiva na direção oposta quando o músculo alvo relaxa	Reabilitação e suporte para realizar AVD	Sim Peso 1,81 Kg	Comercializado pela Myomo Inc. de Boston, Massachusetts, EUA.
ReoGo™ (RAMOS-MURGUIALDAY <i>et al.</i>, 2013) (YOO <i>et al.</i>, 2013)	Função: alcance e preensão Movimentos: movimentos no plano horizontal ou vertical em 3 dimensões (ombro, cotovelo, punho).	Efetor final	2	Atuador elétrico	Passivo e ativo	Reabilitação	Não Peso 79Kg	Comercializado pela (Motorika, EUA)

	Módulo adicional de punho e dedos Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo) distal (mão)							
Amadeo Robotic System Hand (SALE <i>et al.</i> , 2014) 	Função: preensão Movimentos: flexão e extensão dos dedos Articulação envolvida: distal (mão)	Efetor final	5	Atuador elétrico	Passivo e ativo	Reabilitação	Não	Comercializado pela Tyromotion
Hand Mentor (FRICK; ALBERTS, 2006)) (ROSENSTEIN <i>et al.</i> , 2008) (WOLF <i>et al.</i> , 2015) 	Função: preensão Movimentos: extensão de punho e dedos, exceto polegar e extensão de punho Articulação envolvida: distal (mão)	Exoesqueleto	2	Atuador pneumático (McKibben muscle)	Passivo e ativo Fornece biofeedback visual sobre a qualidade e quantidade de movimentos de punho. A estrutura contém potenciômetros alinhado com a articulação do punho, resistores de detecção de força e eletrodos de registro de eletromiografia de superfície (EMG) para fornecer uma variedade de modalidades de intervenção.	Reabilitação	Sim	Comercializado pela Kinematic Muscles, Inc
Gloreha (BORBONI; MOR; FAGLIA, 2016) (VANOGLIO <i>et al.</i> , 2017)	Função: preensão Movimentos: flexão e extensão dos dedos,	Exoesqueleto	5 (1 em cada dedo)	Atuador elétrico	Passivo, ativo assistido	Reabilitação	Sim Há duas versões. (1) versão profissional mais	Comercializado pela Gloreha Idrogenet srl

(MILIA <i>et al.</i>, 2019) 	movimentos independentes de cada dedo Articulação envolvida: distal (mão)				Contém monitor para o feedback visual.		complexa e adaptável para uso em hospitais e centros de reabilitação (2) versão simplificada de baixo custo destinada ao uso do paciente em casa.	
PowerGrip (BROADEN HORIZONS, [s.d.]) 	Função: preensão Movimentos: flexão e extensão dos dedos (polegar, dedo médio e indicador). Articulação envolvida: distal (mão)	Exoesqueleto	1	Motores de corrente contínua sem escova (Brushless DC)	Passivo, ativo assistido	Reabilitação	Sim	Comercializada pela Broaden Horizons, Inc
The modified hand exoskeleton robot. (SUSANTO <i>et al.</i>, 2015) 	Função: preensão Movimentos: flexão e extensão dos dedos (articulações metacarpofalangeanas e interfalangeanas proximais-) Articulação envolvida: distal (mão)	Exoesqueleto	2	Não informado	Passivo	Reabilitação e suporte para realizar AVD	Não informado	Não
Hand of Hope Disponível em: (REHAB-ROBOTICS, [s.d.]) 	Função: Preensão Movimentos: flexão e extensão dos dedos Articulação envolvida: distal (mão)	Exoesqueleto	5 (1 em cada dedo)	Atuador elétrico linear Motores são ativados por detecção de intensão do usuário (EMG)	Passivo	Reabilitação	Sim Peso de 800g	Comercializado pela Rehab-Robotics

HandTutor TM glove (CARMELI <i>et al.</i>, 2011) 	Função: Preensão Movimentos: flexão e extensão dos dedos e punho Articulação envolvida: distal (punho e mão)	Exoesqueleto	5 (1 em cada dedo)	Não informado	Não informado Fornecer feedback visual. Luva ergonômica que contém sensores que permitem monitorar movimento de dedos e punho.	Reabilitação	Sim	Comercializado pela MediTouch Ltd.

Legenda: Brushless DC = Motor de corrente contínua sem escovas; EMG= Eletromiografia.

No Brasil, o Instituto de reabilitação Lucy Montoro, pioneiro em uso de robôs na reabilitação, conta com o *InMotion*, *Armeo Spring* e atualmente o *Assistive Rehabilitation Machine* (ARM) para a reabilitação de membro superior (FAPESP, 2017).

Dos 28 dispositivos robóticos com fins terapêuticos encontrados, 11 equipamentos são focados apenas em movimentos de alcance, 7 em alcance e preensão, englobando articulações proximais e distais e 10 em movimento apenas de preensão. Treze são exoesqueletos e 15 efetores finais. 24 são equipamentos que fornecem apenas reabilitação e 4 fornecem, além da reabilitação, assistência para realização de atividades cotidianas. Em relação a portabilidade, 17 não são portáteis, 8 são portáteis e 3 não informam. Treze são equipamentos atualmente comercializados e 15 não estão disponíveis comercialmente.

2.2.4 Desafio da terapia assistida por robô

Segundo Van Ommeren *et al.* (2018) dispositivos robóticos para reabilitação de membro superior de indivíduos após-AVE tem uma implementação limitada na prática, pois, apenas 25% deles são utilizados clinicamente nessa população, que é o principal público alvo de terapias robóticas (BALASUBRAMANIAN; KLEIN; BURDET, 2010; VAN OMMEREN *et al.*, 2018). As principais razões para essa baixa taxa de utilização são a complexidade dos dispositivos e a incompatibilidade entre as necessidades e preferências dos usuários finais. Uma das maiores limitações do uso dessa tecnologia é o seu custo elevado (CHANG *et al.*, 2012; DURET; GROSMIRE; KREBS, 2019; STEIN, 2012). Atualmente, os dispositivos robóticos de reabilitação têm preço na faixa de US\$ 75.000 a US\$ 350.000, sem considerar os custos adicionais relacionados a frete, impostos, manutenção, instalação e treinamento (DURET; GROSMIRE; KREBS, 2019).

Além dessas desvantagens, a maioria dos equipamentos hoje disponíveis apresentam estrutura complexa e robusta, com dificuldade e, em alguns casos, impossibilidade de portabilidade, interferindo sobremaneira na capacidade de realizar as atividades de vida diária (CHANG *et al.*, 2012; ISLAM *et al.*, 2017; MEHRHOLZ *et al.*, 2015; STEIN, 2012). Somado a isso, a maioria dos dispositivos oferecem

propostas de reabilitação para as articulações do ombro e cotovelo, enquanto que poucos são dedicados à reabilitação do punho e mão ou a reabilitação simultânea de todas essas articulações (FAZEKAS; TAVASZI, 2019). Sobre este aspecto, estudos demonstram melhora significativa na função motora, sem consequente impacto funcional, pois é necessário o uso simultâneo das articulações proximais e distais para a recuperação e retomada da maioria das atividades cotidianas (ARAÚJO, 2011).

2.3 Estimulação Elétrica Funcional (FES)

A Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) consiste em uma abordagem que também tem sido amplamente empregada na reabilitação da função motora do membro superior pós-AVE (CHIPCHASE; SCHABRUN; HODGES, 2011). Ela usa corrente elétrica para produzir ativação neural controlada e consequentemente a contração muscular de músculos paréticos. As contrações são obtidas por meio de pulsos elétricos de pequena duração aplicados sob frequência controlada, que induz potenciais de ação despolarizando a membrana das células alvo. Tais pulsos elétricos tem duração de mili segundos e se aproximam muito da contração muscular fisiológica (CECATTO; CHADI, 2012).

A estimulação elétrica funcional (FES) é um subtipo de EENM em que a estimulação auxilia os movimentos funcionais e intencionais. Isso é conseguido através da aplicação de estimulação elétrica aos músculos que, ao se contraírem, produzem um movimento que pode ser usado funcionalmente (MARQUEZ-CHIN; POPOVIC, 2020; MENDES *et al.*, 2020).

Embora a FES seja aplicada periféricamente, muitos estudos afirmam que por meio da estimulação os mecanismos centrais também podem ser ativados (DOUCET; LAM; GRIFFIN, 2012), ou seja, a estimulação periférica tem efeitos de modulação do sistema nervoso central. Durante a aplicação da FES ocorre uma integração do córtex sensorial e motor, ativando conjuntamente vias aferentes sensitivas (responsáveis por transmitir o impulso nervoso dos órgãos receptores até o sistema nervoso central) e vias eferentes motoras (responsáveis por transmitir o impulso nervoso do sistema nervoso central até um órgão efetuator), promovendo a contração muscular, o que pode contribuir para o acionamento de vias neurais comprometidas (POPOVIĆ;

SINKJÆR, 2000; QUANDT; HUMMEL, 2014). Além disso, as contrações musculares promovidas pela FES podem induzir alterações na estrutura intrínseca do músculo, uma vez que previnem a perda de sarcômeros ocasionada pelo desuso do membro (CHIPCHASE; SCHABRUN; HODGES, 2011). Além disso, a estimulação sensório-motora repetitiva e prolongada, associada ao treinamento motor, pode induzir alterações neuroplásticas na rede neural sensório-motora, o que pode complementar e restaurar as habilidades motoras e funcionais do membro parético (CHAE; SHEFFLER; KNUTSON, 2008a).

2.3.1 Evidências científicas de Estimulação Elétrica Funcional

Vários estudos investigaram o efeito da FES na reabilitação de membro superior de indivíduos pós-AVE nos últimos anos (ADA; FOONGCHOMCHEAY, 2002; CABRAL *et al.*, 2017; DE KROON *et al.*, 2002; ERAIFEJ *et al.*, 2017; HOWLETT *et al.*, 2015; LAUFER; ELBOIM-GABYZON, 2011; MAHMOOD *et al.*, 2019; STEIN *et al.*, 2015a; VAFADAR; CÔTÉ; ARCHAMBAULT, 2015; YANG *et al.*, 2019). Foi demonstrado o potencial benefício dessa abordagem, mas quando a estimulação elétrica é combinada com terapias adjuvantes, como movimento voluntário ou treinamento baseado em tarefas, os resultados são ainda mais robustos (DOUCET; LAM; GRIFFIN, 2012).

Observam-se fortes evidências que a aplicação de FES em conjunto com terapia convencional é superior à terapia convencional isolada na prevenção e tratamento de sub-luxação de ombro (ADA; FOONGCHOMCHEAY, 2002; VAFADAR; CÔTÉ; ARCHAMBAULT, 2015). Entretanto, revisões apontam que a FES não é superior à terapia convencional para a redução da dor no ombro (ADA; FOONGCHOMCHEAY, 2002; VAFADAR; CÔTÉ; ARCHAMBAULT, 2015). A FES é usada principalmente para estimular os músculos responsáveis por manter a cabeça do úmero na fossa glenóide (especialmente o supraespinhal e o deltóide posterior) que neutralizam o deslocamento inferior do úmero podendo, portanto, prevenir ou tratar a sub-luxação. (VAFADAR; CÔTÉ; ARCHAMBAULT, 2015).

Na função motora do membro superior, a aplicação de FES junto com a terapia convencional é superior à terapia convencional isolada (ADA; FOONGCHOMCHEAY, 2002; DE KROON *et al.*, 2002). A revisão sistemática de Laufer e Elboim-Gabyzon (2011) corrobora com esses dados, afirmando que a estimulação elétrica sensorial pode ser benéfica para a recuperação da função do braço de indivíduos pós-AVE, principalmente quando combinada ao treinamento ativo. Conforto *et al.* (2018) também mencionam que a estimulação sensorial periférica repetitiva tem efeitos estatisticamente significativos em comparação com a estimulação de controle (estimulação subliminar ou nenhuma estimulação) na melhora dos resultados motores dos membros superiores em pessoas na fase crônica do AVE. A meta-análise mais recente sobre o tema (YANG *et al.*, 2019), com 48 ensaios clínicos randomizados controlados e um total de 1712 pacientes, afirma que a FES tem efeito significativo na função do braço comparado com placebo. Além disso, afirma que a estimulação elétrica combinada com tarefas funcionais pode aumentar ainda mais a eficácia da terapia atual de estimulação elétrica desencadeada por eletromiografia (EMG), devendo ser considerada em estudos futuros. Contudo, a metanálise de Vafadar *et al.* (2015) concluiu que a adição de FES à terapia convencional não é superior à terapia convencional isolada na melhoria da função motora do braço. Todavia, a revisão englobou apenas 10 estudos.

Em relação a espasticidade, a ação da FES pode ser explicada pela inibição recíproca do antagonista, ou seja, a estimulação do músculo antagonista faz uso das vias nervosas aferentes, que, polissinapticamente, inibe o músculo agonista ou espástico (KING, 1996; MAHMOOD *et al.*, 2019). No entanto, apesar de fortes evidências de comprovação para membro inferior, não foi observado efeito significativo da aplicação de estimulação elétrica no membro superior (punho e cotovelo) (MAHMOOD *et al.*, 2019; STEIN *et al.*, 2015). Isso se dá provavelmente devido ao número limitado de estudos investigando esse desfecho (MAHMOOD *et al.*, 2019).

Já em relação a amplitude de movimento, a revisão sistemática de Stein *et al.* (2015) evidenciou aumento significativo na amplitude de movimento de cotovelo com uso de FES combinado com outras intervenções; entretanto, não observou melhorias no punho. A revisão sistemática mais recente sobre o tema (YANG *et al.*, 2019) aponta

efeito significativo na amplitude de movimento de extensão de punho, comparado com placebo, no curto prazo.

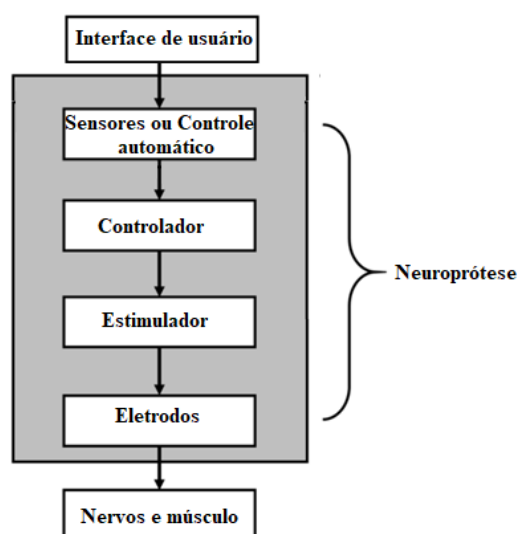
Em relação a atividade, revisões sistemáticas recentes apontam efeito significativo da FES quando comparado com nenhuma intervenção ou tratamento convencional (ERAIFEJ *et al.*, 2017; HOWLETT *et al.*, 2015; YANG *et al.*, 2019). A meta-análise de Howlett *et al.* (2015) revelou efeito moderado da FES na atividade e a revisão de Eraifej *et al.* (2017) observou resultados positivos, principalmente quando FES foi aplicada na fase aguda do AVE (< 2 meses de AVE).

2.3.2 Neuroprótese motora

A FES compreende o uso de estimulação elétrica para melhorar a função e é especialmente usada no contexto do ambiente clínico. Contudo, existe um método de ativação de estruturas neurais por meio de sistema FES que facilita um movimento específico e permite seu uso no contexto real em que as pessoas vivem, são as chamadas Neuropróteses ou Neuropróteses Motoras (NM) (MENDES *et al.*, 2020). Uma neuroprótese para agarrar, por exemplo, é um sistema FES que restaura a capacidade de agarrar objetos; e existem neuropróteses com objetivos diversos, para ficar em pé, andar, alcançar, etc. (MARQUEZ-CHIN; POPOVIC, 2020). As NM são dispositivos desenvolvidos para auxiliar na restauração de funções motoras e na execução de função perdida. Elas possuem uma interface com o sistema nervoso estimulando músculos, nervos, medula espinhal ou cérebro e estão sendo usadas diariamente para aumentar as atividades e a participação de pessoas com comprometimentos (COLLINGER *et al.*, 2013).

A NM possui uma arquitetura típica composta por sensores para captar intenção a de comando do usuário ou controle automático da estimulação, unidade de controle (controlador), estimulador e eletrodos que distribuem a estimulação; possibilitando uma operação de forma autônoma durante o desempenho das atividades funcionais, conforme mostrado na Figura 5 (GIL-CASTILLO *et al.*, 2020; MARQUEZ-CHIN; POPOVIC, 2020; MENDES *et al.*, 2020).

Figura 5 – Diagrama de um dispositivo de EENM básica

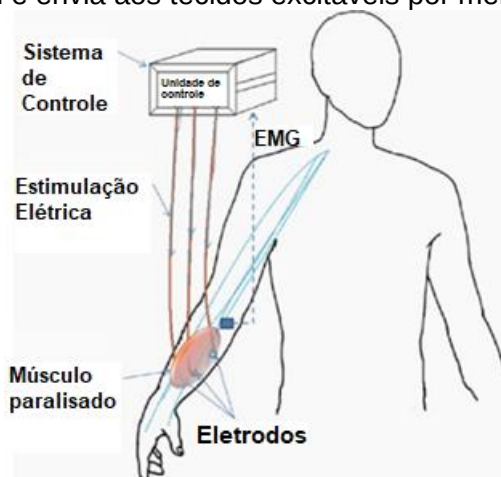


Fonte: Adaptado de KNUTSON *et al.* (2015).

Primeiramente acontece a entrada do sinal de comando para acionar o estímulo elétrico, a fim de realizar a função motora desejada. A entrada pode ser através do controle automático da estimulação por meio de botões, interruptores e / ou por meio de vários tipos de sensores, podendo ser sinais biológicos, como eletromiografia, eletroencefalografia, rastreamento ocular e controle de voz; ou sinais não biológicos, como força / pressão e sensores inerciais (MENDES *et al.*, 2020). Após a entrada do sinal de comando fornecido pelos sensores, é necessário uma tradução e ajuste do sinal pela unidade de controle (NAIK; GUO, 2014). O controlador regula o tempo e a intensidade da estimulação fornecida por um ou vários canais de estímulo (MARQUEZ-CHIN; POPOVIC, 2020).

Em seguida, o sinal é fornecido ao estimulador, que é responsável por gerar e entregar a corrente elétrica ao sistema nervoso por meio de eletrodos colocados em diferentes locais, que vão desde a superfície da pele até implantados cirurgicamente. Um par de eletrodos (cátodo e ânodo) constitui um canal de estímulo (COLLINGER *et al.*, 2013; MARQUEZ-CHIN; POPOVIC, 2020; MENDES *et al.*, 2020). Um estimulador pode ter vários canais de estímulo, cada um dos quais pode estimular músculos individuais usando configurações exclusivas (MARQUEZ-CHIN; POPOVIC, 2020). A Figura 6 apresenta um resumo do funcionamento de uma neuroprótese de membro superior.

Figura 6 – Funcionamento de neuroprótese de membro superior. O estimulador recebe sinais de comando por meio de sensores; o sistema de controle traduz e ajusta o sinal e envia aos tecidos excitáveis por meio dos eletrodos.



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

Para ser um dispositivo de tecnologia assistiva utilizado no ambiente real em que as pessoas vivem, além desses requisitos, a neuroprótese motora precisa ser portátil, leve, controlada de forma autônoma e alimentada por bateria (MENDES *et al.*, 2020).

2.3.3 Tipos de neuropróteses

Neuropróteses motoras apresentam configurações distintas baseadas na localização e configuração dos eletrodos de estimulação, bem como nas características (parâmetros) dos pulsos elétricos (QUANDT; HUMMEL, 2014), conforme esquematizado na Figura 7 .

Figura 7 – Configurações das neuropróteses

Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Eletrodos de estimulação podem ser localizados superficialmente ou podem ser implantados total ou parcialmente ao tecido neuromuscular (QUANDT; HUMMEL, 2014). Eletrodos de superfície, também conhecidos como eletrodos transcutâneos ou não invasivos, são posicionados diretamente na pele sobre os pontos motores dos músculos alvos. Eles são de fácil aplicação, pois não exigem nenhum procedimento cirúrgico, além da preparação ser simples. Devido à sua natureza não invasiva torna-se possível introduzir o uso do FES precocemente na reabilitação de pessoas que tiveram um AVE, patologia na qual a intervenção precoce frequentemente leva a uma maior recuperação (MARQUEZ-CHIN; POPOVIC, 2020). No entanto, eletrodos de superfície oferecem baixa seletividade neuromuscular, tornando difícil a ativação de músculos específicos, músculos pequenos, responsáveis por movimentos finos e músculos profundos (QUANDT; HUMMEL, 2014). A estimulação de músculos profundos pode exigir maior intensidade, o que por sua vez pode resultar na contração simultânea de músculos indesejados (KOUTSOU *et al.*, 2016; MARQUEZ-CHIN; POPOVIC, 2020; POPOVIĆ, 2014). A corrente elétrica necessária para produzir uma contração muscular com eletrodos transcutâneos está na faixa de 2 mA -120 mA, sendo maior do que o necessário para produzir contrações musculares com outros tipos de eletrodos. (MARQUEZ-CHIN; POPOVIC, 2020).

Já os eletrodos implantáveis, são implantados cirurgicamente no nervo que inerva o músculo, eletrodos epimisiais implantados sobre um músculo ou eletrodos intramusculares inseridos no músculo (KOUTSOU *et al.*, 2016). Esses sistemas permitem alta seletividade e especificidade de estimulação muscular oferecendo maior repetibilidade do que os eletrodos de superfície, e permitem atingir até mesmo musculaturas mais profundas (KOUTSOU *et al.*, 2016). No entanto, a aplicação de

eletrodos invasivos é limitada devido à necessidade de cirurgia, dificultando a instalação e manutenção em caso de mal funcionamento, além do risco de infecção (KOUTSOU *et al.*, 2016; POPOVIĆ, 2014).

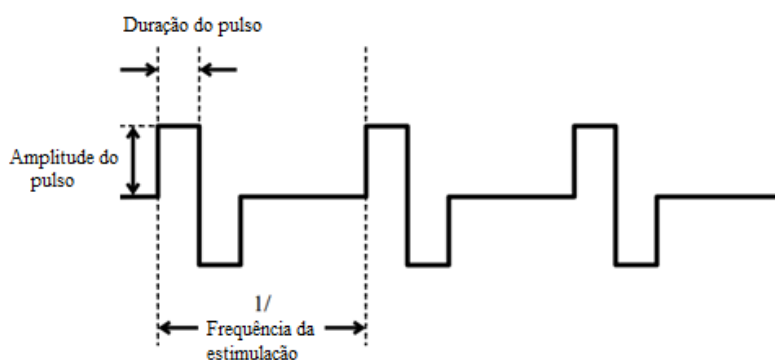
Existem também soluções alternativas, implantados parcialmente. São os eletrodos percutâneos, que são colocados no músculo-alvo sem procedimentos cirúrgicos altamente invasivos, embora o risco de infecção ainda seja alto (KOUTSOU *et al.*, 2016). Eles são deixados no lugar temporariamente enquanto a estimulação é aplicada e são frequentemente utilizados para aplicações FES de curto prazo. A amplitude típica da corrente de estimulação usada com eletrodos percutâneos é de 25 mA (MARQUEZ-CHIN; POPOVIC, 2020).

Para gerar um fluxo de corrente são necessários dois eletrodos, porém estes podem ter configuração unipolar e bipolar. Na configuração monopolar, os eletrodos tem tamanhos diferentes, sendo que o menor é considerado ativo e colocado próximo ao nervo a ser estimulado e, o maior, de referência ou dispersivo, é posicionado longe da musculatura alvo. Na configuração bipolar os dois eletrodos de mesmo tamanho são considerados ativos e são posicionados no músculo alvo. Tentativas recentes de otimizar a estimulação para uma preensão eficaz levaram ao desenvolvimento de sistemas de eletrodos com múltiplos contatos que facilitam uma estimulação mais seletiva e localizada, chamado sistema *multi-pad*. O estudo de Malešević *et al.* (2012) demonstrou que o uso de eletrodos *multi-pad* (por exemplo, uma matriz de eletrodos) melhorou significativamente a precisão do movimento de preensão. Pesquisas futuras devem otimizar ainda mais esse sistema para um ajuste em relação ao tamanho do eletrodo, forma, posição e padrão de estimulação (KOUTSOU *et al.*, 2016; POPOVIĆ, 2014). Além disso, esforços são feitos para incorporar eletrodos em uma manga de tecido predefinida, reduzindo a quantidade de tempo necessária para instalar a configuração do eletrodo (MOINEAU *et al.*, 2019).

Em relação as características dos pulsos elétricos, os principais parâmetros são amplitude e duração de pulso e, frequência de estimulação. A força da contração muscular evocada pode ser modulada ajustando esses parâmetros (KNUTSON *et al.*, 2015; MARQUEZ-CHIN; POPOVIC, 2020). A amplitude do pulso (normalmente em mA) refere-se à magnitude da corrente que passa pelos eletrodos para atingir o tecido biológico estimulado. Quanto maior a amplitude, maiores são os efeitos fisiológicos e terapêuticos da corrente, como maior a ativação de motoneurônios, geração de força

e de ativação da área (LIEBANO, 2021). A duração do pulso é o tempo em que o pulso de estimulação está presente e quanto mais elevado, maiores os efeitos da corrente. Normalmente é medida em milissegundos (ms) ou microssegundos (μ s) (LIEBANO, 2021). A frequência se refere a quantidade de pulsos produzidos por segundo e é indicada em *Hertz (Hz)*, ou em alguns casos, pulsos por segundo (pps) (DOUCET; LAM; GRIFFIN, 2012). Ela afeta a força da contração muscular, bem como sua qualidade. Frequências de pulso mais altas geram contrações mais fortes, no entanto, induzem a fadiga muscular mais rapidamente. A frequência mínima necessária para induzir razoavelmente contrações consistentes estão entre 16 e 20 Hz e a frequência mais usual é normalmente na faixa de 20 a 50 Hz. (MARQUEZ-CHIN; POPOVIC, 2020).

Figura 8 – Parâmetros de Estimulação Elétrica Funcional



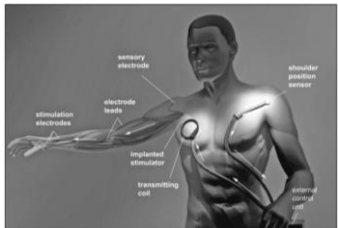
Fonte: Adaptado de MARQUEZ-CHIN; POPOVIC (2020).

2.3.4 Estado da arte de neuroprótese para membro superior

Neuropróteses para reabilitação de membro superior foram desenvolvidos para restaurar a função, auxiliando os movimentos de alcance e preensão, tornando possível a manipulação de objetos (MARQUEZ-CHIN; POPOVIC, 2020). Eles têm sido amplamente utilizados em pessoas com hemiplegia e tetraplegia C5 - C7 e tem melhorado a capacidade de realizar suas atividades de vida diária, promovendo maior independência e autonomia (VENUGOPALAN *et al.*, 2015). Os dispositivos que mostraram resultados clinicamente significativos estão resumidos a seguir no Quadro 2, onde são destacados: o nome do dispositivo; tipo de aplicação (função, articulações

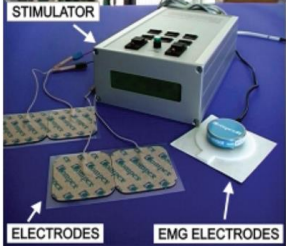
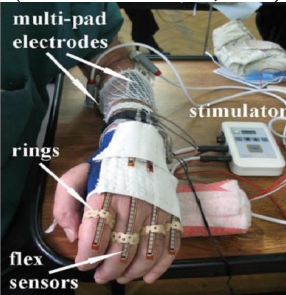
e movimentos envolvidos); grupo de pesquisa responsável pelo desenvolvimento; quantidade de canais fornecido; tipo de estimulação; interface de controle; disponibilidade comercial e aprovação pelas agências reguladoras.

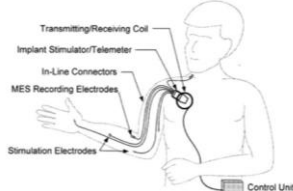
Quadro 2 - Neuropróteses para reabilitação de membro superior

Dispositivo	Tipo de aplicação	Grupo de Pesquisa	Número de canais	Tipo de Estimulação	Interface de controle	Disponível comercialmente Aprovação FDA / CE
Sistemas por Rebersek e Vodovnik Um dos primeiros sistemas FES desenvolvidos para auxiliar na preensão (REBERSEK; VODOVNIK, 1973)	Função: preensão (palmar a lateral) Movimentos: flexão e extensão dos dedos e flexão do polegar Articulação envolvida: distal (mão) Desvantagem: tempo longo para colocar os eletrodos, sendo necessário uma pessoa com experiência em FES para colocá-los corretamente.	Universidade de Ljubljana, Eslovênia	3 (Dois eletrodos por canal)	Eletrodos de Superfície	Um dos raros dispositivos que acomoda vários sensores: (por exemplo, EMG, potenciômetro linear, sensores de pressão). Permitido ao operador escolher a interface mais adequada para controle da neuroprótese	Não disponível
Freehand System (SMITH <i>et al.</i>, 1998) 	Função: preensão (palmar a lateral) Movimentos: flexão e extensão dos dedos em sujeitos com lesão medular C5 e C6 Articulação envolvida: distal (mão)	Case Western Reserve University, Cleveland, USA	8	Eletrodos Implantados 8 eletrodos epimisiais – fixados cirurgicamente na superfície do músculo	Sensor de movimento acoplado no punho ou ombro oposto (monitorando dois eixos de movimento do ombro (protração / retração e elevação / depressão)) Sensor e a unidade de controle não são implantáveis, são componentes externos ao paciente. A comunicação e alimentação entre eles e o estimulador é feita de forma transcutânea (superficial), através do alinhamento entre uma bobina externa e uma bobina do estimulador implantado	Fabricado e distribuído pela NeuroControl Corp USA e em 1994. Ficou disponível comercialmente até 2001, quando o fabricante retirou do mercado por razões mercadológicas

						Foi aprovado pela FDA
Sistema de estimulação elétrica neuromuscular (NESS H200) Originalmente chamado de NESS Handmaster (IJZERMAN <i>et al.</i>, 1996) (PAGE <i>et al.</i>, 2012; RING; ROSENTHAL, 2005; STRAUDI <i>et al.</i>, 2020) 	Função: preensão (palmar a lateral) Movimentos: flexão e extensão dos dedos, inclusive polegar de indivíduos tetraplégicos e pós-AVE Articulação envolvida: distal (mão) Vantagens: facilidade com que pode ser colocada e retirada Desvantagem: não permite ao usuário liberdade suficiente para variar a posição dos eletrodos de estimulação. Pelo fato de a órtese ser muito curta, não permite a estimulação dos flexores dos dedos em uma posição proximal no antebraço, local ideal para gerar movimento de flexão de dedos com mínima flexão de punho.	Ben-Gurion University, Israel	5 Músculos extensor comum dos dedos, extensor curto do polegar, flexores superficiais dos dedos, flexor longo do polegar e músculos tenares)	Eletrodos de Superfície Os eletrodos de estimulação são colocados no interior de uma tala de fibra de carbono reforçada com plástico que fornece suporte para a mão e o punho	Botão de apertar A intensidade e a duração da estimulação podem ser ajustadas pelo usuário através uma caixa de controle externa que se comunica com a órtese via wireless. O usuário pode regular o movimento do polegar por meio de potenciômetro de deslizamento linear, permitindo assim ajustar a preensão ao tamanho e forma do objeto. Além disso, é possível regular a força de preensão usando dois botões adicionais. Há 6 modos diferentes de estimulação padronizada: 3 para exercícios terapêuticos e condicionamento muscular e 3 para atividades funcionais (abertura constante da mão, preensão palmar e preensão lateral). Os padrões de estimulação são uma corrente alternada de 11 kHz, com frequências de estimulação de 18 ou 36 pps dependendo do modo de estimulação selecionado. A amplitude do pulso é ajustável e definida pelo terapeuta. A duração do pulso varia de 0,01 a 0,5 mseg e pode ser ajustada pelo paciente em etapas. Existe um ciclo de trabalho de duração variável nos modos de exercício terapêutico, ajustável pelo terapeuta.	Está disponível sob o nome <i>H200 Wireless Hand Rehabilitation System</i>, fabricado e comercializado pela Bioness, Inc., Santa Clara, Califórnia, EUA) Uma versão atualizada do sistema foi aprovada pela FDA com marcação CE (Conformité Européenne)

Bionic Glove (PROCHAZKA <i>et al.</i>, 1997) 	Função: preensão Movimentos: flexão e extensão de dedos Articulação envolvida: distal (mão) Potencializa a preensão em tenodese de indivíduos com lesão medular e possuem controle ativo de punho Desvantagem: benefícios clínicos foram considerados insuficientes devido às: dificuldades de vestir e retirar; obter estimulação muscular seletiva; necessário ter controle de punho suficiente	University of Alberta, Canada (1989)	3	Eletrodos de Superfície	Sensor de posição no punho para detectar movimentos voluntários no punho. Estimulador elétrico para estimular os músculos dos dedos e polegar permitindo ao usuário agarrar ou soltar um objeto. A extensão voluntária de punho estimula os flexores dos dedos produzindo fechamento da mão. Flexão de punho estimula os extensores dos dedos	Comercializada pela NeuroMotion Inc, Canadá. Em 1999 a empresa saiu do mercado e a propriedade intelectual foi adquirida pela Rehabtronics Inc, Canadá. Equipamento saiu do mercado porque sensor de posição de punho limitava o uso por pessoas que tinham movimento ativo de punho. Pesquisadores desenvolveram um novo método de controle que permitia o uso do equipamento por uma gama maior de indivíduos com deficiências neurológicas, especialmente indivíduos pós AVC (Regrasp).
Rehabtronics wireless triggered hand stimulator (ReGrasp) Evolução do Bionic Glove (POPOVIĆ <i>et al.</i>, 1999) 	Função: preensão Movimentos: flexão e extensão de dedos Articulação envolvida: distal (mão)	University of Alberta, Canadá	4	Eletrodos de Superfície	Wireless Fone de ouvido sem fio para controle do dispositivo usando cliques de dente. Fone de ouvido contém um acelerômetro que detecta vibrações no ouvido e envia sinais de frequência para o estimulador através de uma sequência de 3 estados: abertura da mão, preensão, sem estimulação. Um determinado estado pode ser ignorado com um clique duplo.	Comercializado pela Rehabtronics Inc, Canada Aprovado pela FDA

System FESMate (TRIOLO <i>et al.</i> , 1996)	Função: preensão Movimentos: flexão e extensão de dedos Articulação envolvida: distal (mão)	Sendai FES Group, Japan	30 NEC FESMate, possui um estimulador de 16 canais	Eletrodos intramusculares, percutâneo	Botão e sensor de pressão pneumático	Não disponível (Foi comercializado apenas no Japão pela NEC Medical Systems para fins de pesquisa)
ETHZ-ParaCare neuroprosthesis (POPOVIC; POPOVIC; KELLER, 2002) 	Função: preensão (palmar a lateral) Movimentos: flexão e extensão de dedos e polegar Articulação envolvida: distal (mão)	ETH, Zurich, Switzerland	4	Eletrodos de Superfície	Sinal mioelétrico, botão de apertar e potenciômetro linear de deslizamento Programável de acordo com as necessidades do usuário, que pode ser conectado a qualquer sensor ou sistema sensorial	Não foi comercializado porque foi considerado grande para ser usado em ambiente domiciliar. O dispositivo não se qualificou para a certificação FDA ou CE, pois não estava em conformidade com os regulamentos ISO 60601.
Intelligent Functional Electrical Stimulator (IntFES) (MALEŠEVIĆ <i>et al.</i> , 2012) 	Função: preensão Movimentos: extensão dos dedos Articulação envolvida: distal (mão) Vantagens: leve e compacto, facilidade de retirada e colocada do equipamento, auxilia na estabilização do punho e ativação seletiva dos músculos	University of Belgrade, Serbia	1	Eletrodos de Superfície (matriz de eletrodos multi-pad)	Sensores flexíveis	Não disponível comercialmente

Implanted Stimulator Telemeter (IST-12) Chamado de próxima geração do sistema FreeHand (KILGORE <i>et al.</i>, 2008) 	Função: preensão Movimentos: flexão e extensão dos dedos Articulação envolvida: distal (mão)	Case Western Reserve University, Cleveland, USA	12	Eletrodos Implantados	Sinais EMG dos músculos extensor radial longo do carpo e braquioradial são usados para controlar a preensão, abertura e fechamento da mão, enquanto o sinal EMG do trapézio ou platisma são usados para fornecer comandos de ON / OFF e para a seleção do padrão de preensão.	Não disponível comercialmente
Myoelectrically controlled FES (McCFES) (THORSEN; SPADONE; FERRARIN, 2001) 	Função: preensão Movimentos: extensão de punho e flexão do polegar Articulação envolvida: distal (mão)	European Project TMR-EUROS2	1	Eletrodos de Superfície	EMG dos extensores do punho para controlar a extensão do punho ou flexão do polegar	Não disponível comercialmente
Voice Controlled FES device (NATHAN, 1989)	Função: preensão Movimentos: não informado Articulação envolvida: distal (mão)	Ben-Gurion University, Israel	24	Eletrodos de Superfície	Reconhecimento de Voz Para o comando de voz foram selecionadas quatorze palavras em hebraico comuns aos usuários. Essas palavras foram divididas em dois vocabulários de comandos: o primeiro permitindo ao usuário controlar e operar todos os programas do estimulador como ajuste de parâmetros do sistema, movimentos coordenados pré-programados, modo de operação e rotinas de fisioterapia. O segundo conjunto de comandos foram usados para controlar especificamente o modo de operação dos movimentos funcionais	Não disponível comercialmente

Fesia Grasp Disponível em: (“Fesia Grasp Fesia”, [s.d.]) 	Função: preensão Movimentos: flexão e extensão de punho e dedos Articulação envolvida: distal (mão)	Fesia Technology	Matriz de eletrodo (32 cátodos e 8 ânodos que podem ser ativados independentemente ou em combinação)	Eletrodos de Superfície	Aplicativo Fesia Pro em tablet projetado especificamente para uso por profissionais de saúde, que se conecta sem fio via Bluetooth ao dispositivo Fesia Grasp, permitindo configuração do dispositivo e monitoramento da evolução dos pacientes de maneira fácil e intuitiva. Contém um estimulador, vestimenta têxtil, eletrodos multi- pad e aplicativo para controle do software.	Comercializado pela Fesia Technology CE
Belgrade Grasping System (ILIC; VASILJEVIC; POPOVIC, 1994) 	Função: alcance e preensão (palmar e lateral) Movimentos: extensão de cotovelo (tríceps braquial), flexão e extensão dos dedos, incluindo polegar. Articulação envolvida: proximal (cotovelo) e distal (mão)	University of Belgrade, Serbia	4	Eletrodos de Superfície	Botão de apertar e acelerômetro Preensão é controlada por um botão de apertar. Alcance é obtida pela mensuração da velocidade angular do ombro com um goniômetro e com geração de movimento sinérgico do cotovelo	Foi comercializado pela Neurodan A/S (Aalborg, Denmark). A Neurodan foi posteriormente adquirida pela Otto Bock e eles decidiram não continuar desenvolvendo dispositivos FES de superfície.
Compex Motion Evolução e expansão do sistema ETHZ-ParaCare (POPOVIC; KELLER, 2005)	Função: alcance e preensão Movimentos: extensão de cotovelo (tríceps braquial), flexão e extensão dos dedos. Articulação envolvida: proximal (cotovelo) e distal (mão)	ETH, Zurich, Switzerland	4	Eletrodos de Superfície	O estimulador contém entradas digitais e analógicas que podem ser usadas para criar interfaces personalizadas que corresponde, às capacidades funcionais de cada usuário. As sequencias de estimulação e estratégias de controle, como por exemplo: amplitude, duração, frequência, aumento, redução, etc, são programadas e armazenadas e em cartões com chips de memória que podem ser trocados	Comercializado pela Compex SA Switzerland

						
MyndMove System Um dos mais novos estimuladores disponíveis comercialmente (HEBERT <i>et al.</i>, 2017) 	Função: alcance e preensão Movimentos: extensão e flexão de cotovelo (tríceps braquial), flexão e extensão dos dedos. Articulação envolvida: proximal (cotovelo) e distal (mão)	University of Toronto, Canadá	8	Eletrodos de Superfície	Interface computadorizada oferece mais de 30 protocolos de reabilitação propiciando movimentos de alcance e preensão, incluindo estimulação bilateral e manipulação fina dos dedos. Os movimentos podem ser guiados pelo terapeuta ou paciente por meio de interruptores de mão ou pé	Comercializado pela MyndTech Inc, Canadá Aprovado pelo FDA

Fonte: Adaptado de VENUGOPALAN (2015); MARQUEZ-CHIN E POPOVIC, 2020

Das 15 neuropróteses encontradas, 12 são focadas apenas em movimentos de preensão, 3 em movimentos de alcance e preensão e nenhuma em movimento apenas de alcance. A maioria dos dispositivos, quatro, utilizam 4 canais de estimulação; 2 dispositivos utilizam 8 canais, 3 canais, 1 canal ou uma matriz de eletrodos com vários canais disponíveis; apenas 1 dispositivo utiliza 12 canais ou 5 canais. 12 neuropróteses utilizam eletrodos de superfície, 2 eletrodos implantáveis 1 eletrodo percutâneo. Sete dispositivos não são comerciais, 5 são dispositivos comerciais e 3 já foram comercializados, mas atualmente não são.

2.3.5 Desafio das neuropróteses

As revisões mais recentes sobre o tema (MARQUEZ-CHIN; POPOVIC, 2020; VENUGOPALAN *et al.*, 2015) mostram evidências de efeito clinicamente significativo com uso de neuropróteses, possibilitando melhora da função manual, desempenho em atividades de vida diária e consequentemente melhora na qualidade de vida em indivíduos pós-AVE. Contudo, apesar do uso consolidado de neuropróteses de membro superior, sendo considerada uma das ferramentas disponíveis mais importantes para terapeutas dedicados à neuroreabilitação (MARQUEZ-CHIN; POPOVIC, 2020) e um dos mais promissores dispositivos de reabilitação, seu impacto em aplicações clínicas ainda é limitado (POPOVIC; POPOVIC; KELLER, 2002).

Um dos principais motivos é a necessidade de manutenção intensiva por pessoas com formação técnica. Como resultado, sistemas neuroprotéticos são considerados eficazes em hospitais que têm forte apoio de engenharia, mas tem menos sucesso em instituições que carecem desse suporte (POPOVIC; POPOVIC; KELLER, 2002). Diante disso, é importante que o desenvolvimento de novos dispositivos encontre equilíbrio entre a complexidade técnica e a facilidade de uso. Somado a isso, para adaptação ao sistema, se faz necessário um treinamento supervisionado por um terapeuta, sem o qual poucos indivíduos conseguem atingir função completa com a neuroprótese a ponto de utilizá-la nas atividades cotidianas.

Assim, observa-se que essa tecnologia exige muita mão de obra, o que a torna de custo elevado (POPOVIC; POPOVIC; KELLER, 2002).

Outro fator que limita sua aplicação é o fato de que a maioria das neuropróteses são projetadas em ambiente de laboratório, podendo não ser suficientes às necessidades reais do indivíduo, pois não permitem generalização satisfatória ou transferência de aprendizagem para outros ambientes (KEHAYIA *et al.*, 2014; POPOVIC; POPOVIC; KELLER, 2002). Esse problema pode ser amenizado com melhores processos de fabricação e análise mais rigorosa de segurança e confiabilidade (POPOVIC; POPOVIC; KELLER, 2002).

Ademais, a maioria das neuropróteses desenvolvidas apresenta um número limitado de movimentos (apenas preensão palmar e lateral) possibilitando a realização de um número restrito de tarefas. Contudo, para desenvolver dispositivos que possibilitem maior gama de movimentos é necessário aumentar o número de canais de estimulação e sincronizá-los, o que deixa o sistema de controle complexo. Fornecer uma solução para esse problema representaria um marco importante no aprimoramento da tecnologia FES (POPOVIC; POPOVIC; KELLER, 2002).

A revisão de Venugopalan *et al* (2015) aponta que apesar dos resultados promissores com uso de neuropróteses para membro superior, há poucos dispositivos disponíveis comercialmente atualmente, porque eles são desenvolvidos para grupos específicos de pessoas, normalmente com lesão medular, inviabilizando a produção em escala que dá suporte a viabilidade comercial. Dessa forma se faz necessária a confecção de dispositivos versáteis que possam ser usados na reabilitação de membro superior de um grupo mais amplo de pessoas, aumentando assim o número de usuários finais.

2.4 Sistemas Híbridos (Estimulação Elétrica Funcional + Terapia Robótica)

Apesar das inúmeras vantagens da terapia robótica e da estimulação elétrica funcional, o uso isolado dessas terapias apresenta algumas limitações que impedem sua ampla utilização na reabilitação de membros superiores (RESQUÍN *et al.*, 2016).

A terapia assistida por robô pode acarretar em uma postura passiva do usuário, sem realizar nenhum esforço, deixando o robô dirigir os movimentos. Dessa forma, não há ativação direta dos músculos paréticos, suscitando assim um controle sensório-motor insuficiente, resultando em pouca ou nenhuma melhoria funcional (MARCHAL-CRESPO; REINKENSMEYER, 2009; REINKENSMEYER, 2019; RONG *et al.*, 2015). Além disso, a maioria dos dispositivos são volumosos e pesados, prejudicando a portabilidade do equipamento, comprometendo a realização das atividades de vida diária (STEWART *et al.*, 2017).

Na FES, a alta complexidade e a não linearidade impede o controle preciso e confiável dos movimentos (POPOVIC; POPOVIC; KELLER, 2002; STEWART *et al.*, 2017). O recrutamento não fisiológico da unidade motora causa altos custos metabólicos, produzindo uma rápida e repentina fadiga muscular, o que, por sua vez, impede uma evolução favorável da terapia (GOBBO *et al.*, 2014). Além disso, estudos afirmam que a FES utilizada isoladamente não promove uma recuperação motora substancial, sendo necessário combinar com outras estratégias terapêuticas emergentes que se mostram promissoras (KNUTSON *et al.*, 2015).

Diante disso, pesquisadores buscaram soluções inovadoras e promissoras para superar as limitações de cada abordagem individual, a fim de fornecer um sistema completo, verdadeiramente capaz de fornecer uma assistência geral em AVDs e proporcionar intervenções de reabilitação mais robustas, seguras e eficazes (DUNKELBERGER; SCHEARER; O'MALLEY, 2020; RESQUÍN *et al.*, 2016, 2017). Dessa forma, pesquisadores tem combinado o uso da estimulação elétrica funcional com tecnologias robóticas, de maneira a integrar duas tecnologias diferentes, mas complementares, sendo denominada de Sistemas Robóticos Híbridos de Reabilitação (SRHR) ou Sistemas Híbridos, no inglês *Hybrid Robotic Rehabilitation Systems* (RESQUÍN *et al.*, 2016). Esse sistema une as vantagens da ativação muscular por meio da estimulação elétrica funcional e forças mecânicas / eletromecânicas fornecidas às articulações por suportes robóticos (DEL-AMA *et al.*, 2012).

SRHR combinam as experiências sensório-motoras da FES com a prática muscular repetitiva da terapia assistida por robô resultando em uma ativação de vias associadas à neuroplasticidade, proporcionando uma recuperação mais efetiva de indivíduos após AVE (CHAE; SHEFFLER; KNUTSON, 2008b; LEE *et al.*, 2015). Além disso, permitem a simplificação da estrutura mecânica do robô de reabilitação, visto

que a FES produz contração muscular induzindo movimentos ativos, aliviando assim a demanda de energia de atuação do dispositivo robótico. Dessa forma, pode resultar em um equipamento com tamanho e peso significativamente reduzidos, portátil, e que possa produzir maior força e, ter um controle mais preciso do que o FES isoladamente (STEWART *et al.*, 2017). Somado a isso, como algumas das forças são fornecidas pelo atuador, a FES não precisa ser tão intensa para produzir o mesmo movimento, reduzindo assim a quantidade de dor causada pela estimulação e reduzindo a fadiga muscular (DOUCET; LAM; GRIFFIN, 2012; STEWART *et al.*, 2017).

Popovic (2014) afirma a necessidade de combinar FES com sistemas robóticos para fornecer assistência nos casos em que a FES isoladamente não é adequada, como em músculos desnervados, frequentemente presente em pessoas após lesão medular. Nesses músculos a estimulação gera contração, mas com força insuficiente para gerar movimento. Desse modo, para evitar atrofia, alteração no comprimento muscular e consequentemente contraturas articulares, a combinação com um exoesqueleto é a solução promissora para possibilitar as funções necessárias.

A maioria dos sistemas híbridos são desenvolvidos para indivíduos pós-AVE e lesão medular, mas alguns também são destinados à outras patologias como doenças neuromusculares e neurodegenerativas (AMBROSINI *et al.*, 2019; DUNKELBERGER; SCHEARER; O'MALLEY, 2020; SAMPSON *et al.*, 2016; STEWART *et al.*, 2017)

2.4.1 Evidências científicas dos sistemas híbridos

Apesar dos potenciais benefícios do uso de sistemas robóticos híbridos para reabilitação de membro superior, a revisão de Resquín *et al.* (2016) evidencia que apenas alguns SRHR apresentados na literatura foram testados em indivíduos pós-AVE. Possíveis razões podem estar relacionadas às dificuldades decorrentes da integração de ambas as tecnologias ou à falta de plataformas integradas que possam ser facilmente configuradas e utilizadas. A revisão também aponta que o número relativamente pequeno de estudos, bem como o pequeno número de sujeitos testados, dificulta a conclusão generalizada sobre a eficácia do sistema. Além disso,

as diferentes escalas clínicas utilizadas para avaliar o efeito de reabilitação das terapias híbridas dificultam a comparação entre os sistemas (RESQUÍN *et al.*, 2016)

Até o momento, nenhuma revisão sistemática da literatura foi realizada sobre o tema e apenas 9 estudos consideraram a inclusão de um grupo controle para avaliação dos SRHR (AMBROSINI *et al.*, 2021; BARKER *et al.*, 2017; BARKER; BRAUER; CARSON, 2008; FANG-CHEN WU *et al.*, 2011; HU *et al.*, 2015a; QIAN *et al.*, 2017; RING; ROSENTHAL, 2005; STRAUDI *et al.*, 2020; WU *et al.*, 2011). A inclusão de um grupo de controle é importante para demonstrar a eficácia de um sistema de reabilitação. Contudo, na área de tecnologias híbridas torna-se difícil a implementação devido ao grande número de pacientes que seriam necessários durante os experimentos. Como duas terapias estão sendo implementadas em conjunto (robô e FES), pelo menos três grupos de pacientes seriam necessários para verificar se o sistema robótico híbrido resulta em melhorias significativas em relação à robótica e FES separadamente (RESQUÍN *et al.*, 2016).

Melhorias significativas alcançadas na maioria dos estudos realizados, apoiam a hipótese dos benefícios do uso de dispositivos robóticos combinados com FES para reabilitação de membros superiores após acidente vascular encefálico (RESQUÍN *et al.*, 2016). Os resultados de estudos controlados randomizados indicam que sistemas híbridos podem ser mais eficazes em melhorar o controle motor e as habilidades funcionais em comparação à terapia robótica isolada em pessoas com hemiparesia pós-AVE na fase crônica (HU *et al.*, 2015) e em comparação à fisioterapia tradicional na fase aguda (QIAN *et al.*, 2017). Os estudos de Hughes *et al.* (2009) e Meadmore *et al.* (2012) apontam que sistemas robóticos híbridos focados em movimentos de alcance mostraram melhorias nas deficiências motoras, medidas pela avaliação de Fugl Meyer (FMA), mas não melhorias funcionais (medidas pelo teste *Action Research Arm Test* (ARAT)). No entanto, quando a assistência é prestada à mão e ao punho, juntamente com as articulações proximais, como no estudo de Meadmore *et al.* (2014), foi observado melhoria significativa nos escores da FMA e ARAT. Essa evidência sugere que todo o membro superior deve ser considerado na reabilitação para obter uma recuperação motora e funcional. Esses achados mostram o potencial da abordagem híbrida para conduzir melhorias clínicas e neurofisiológicas. Contudo, mais estudos são necessários.

2.4.2 Tipos de sistemas híbridos

Sistemas híbridos descritos na literatura variam segundo a interface de comando utilizada; o nível de configuração apresentado e o tipo de dispositivo robótico empregado (DUNKELBERGER; SCHEARER; O'MALLEY, 2020; RESQUÍN *et al.*, 2016), conforme esquematizado na Figura 9.

Figura 9 – Classificação de sistema híbridos



Fonte: Adaptado de DUNKELBERGER; SCHEARER; O'MALLEY (2020).

Em relação a interface de controle empregada, SRHR descritos na literatura comumente utilizam duas arquiteturas de detecção da intenção do usuário: por meio de interface cérebro-computador através de eletroencefalografia, técnica não cirúrgica que utiliza medições da atividade cerebral a partir de eletrodos colocados no couro cabeludo chamados de eletroencefalogramas (EEG); e detecção periférica da intenção do usuário através de eletromiografia (EMG) de músculos controlados voluntariamente (DUNKELBERGER; SCHEARER; O'MALLEY, 2020). Há também casos em que não há interface de comando do usuário e o pesquisador escolhe o movimento a ser executado (SCHEARER *et al.*, 2015; SCOTT *et al.*, 2018; WOLF *et al.*, 2017; WOLF; SCHEARER, 2019).

Em relação ao nível de configuração demonstrado pelos sistemas híbridos, eles variam desde a combinação de estimulação neuromuscular com talas de braço para manter as posturas desejadas do membro, até a cooperação entre a estimulação neuromuscular e uma órtese ativa para mover a mesma articulação do membro

superior de maneira coordenada (DUNKELBERGER; SCHEARER; O'MALLEY, 2020). O nível de configuração geralmente é determinado pela classificação da órtese que está integrada a estimulação elétrica (passiva, semiativa ou ativa). No caso de órtese passivas (RUPP *et al.*, 2013), elas têm a função de simplesmente imobilizar, estabilizar ou suportar uma articulação contra a gravidade (DUNKELBERGER; SCHEARER; O'MALLEY, 2020). As órteses semiativas normalmente utilizam freios para manter o membro no lugar, uma vez que a posição alvo é alcançada com EENM, permitindo que os músculos relaxem, de forma a evitar a fadiga (AJIBOYE *et al.*, 2017; PEDROCCHI *et al.*, 2013). Esses sistemas alternam entre a ação EENM e a ação de frenagem de maneira coordenada (DUNKELBERGER; SCHEARER; O'MALLEY, 2020). Já as órteses ativas permitem a implementação de estimulação elétrica e terapia robótica em diferentes articulações para promover alcance e preensão do membro superior por completo ou compartilhando o controle entre as duas estratégias de atuação na mesma articulação. No estudo de Ajiboye *et al.* (2017), por exemplo, os autores utilizam a estimulação para realizar movimentos de cotovelo, punho e mão enquanto a órtese ativa fornece movimentos de abdução / adução do ombro. Trabalhos mais recentes têm se esforçado para integrar a ação de EENM e órteses ativas simultaneamente na mesma articulação (DUNKELBERGER; SCHEARER; O'MALLEY, 2020).

Em relação ao tipo de dispositivo robótico empregado (estrutura mecânica), efector final ou exoesqueleto, Resquín *et al.* (2016) afirmam que a maioria dos sistemas híbridos utilizam robôs efetores finais. Isso porque, eles têm o objetivo de suportar o peso do membro superior e delimitar o espaço de trabalho, enquanto a FES é usada para conduzir o movimento do braço durante a execução de tarefas. A principal vantagem desta abordagem é a simplicidade da configuração (geralmente 1 grau de liberdade) facilitando a implementação de algoritmos de controle. Contudo, apresenta a desvantagem de fornecer assistência limitada durante o movimento, uma vez que as forças mecânicas não são aplicadas diretamente às articulações específicas e o movimento é impulsionado principalmente pela FES. Além disso, a amplitude de movimento fornecida por esse tipo de dispositivo é restrita, sendo possível realizar um número reduzido de exercícios terapêuticos, dificultando a generalização das tarefas, um fator importante para promover a recuperação motora após o AVE (RESQUÍN *et al.*, 2016).

Os exoesqueletos passivos têm a vantagem de apoiar o membro superior por completo contra a gravidade, ao nível da articulação. Além disso, eles podem fornecer uma maior amplitude de movimento no espaço tridimensional, dando mais liberdade para aplicar a FES, focando apenas na condução dos movimentos do braço, reduzindo assim a intensidade da estimulação e o aparecimento da fadiga muscular. No entanto, essa configuração é limitada por restrições mecânicas e requer um sistema FES robusto e confiável para conduzir os movimentos com sucesso (RESQUÍN *et al.*, 2016).

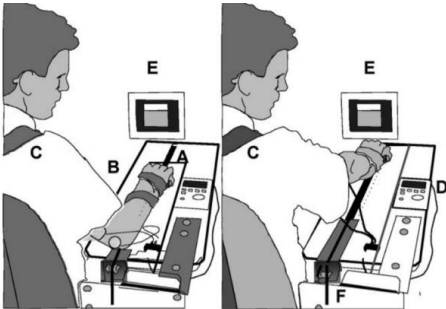
Um sistema robótico totalmente híbrido (da perspectiva de atuação) é aquele que fornece suporte combinando exoesqueleto com atuadores ativos e FES (RESQUÍN *et al.*, 2016). Vários sistemas seguindo esta abordagem foram relatados para reabilitação de membros inferiores e marcha (DEL-AMA *et al.*, 2012), contudo, poucos foram mencionados para membros superiores (RESQUÍN *et al.*, 2016). Esta combinação tem o potencial de melhorar significativamente o desempenho dos sistemas robóticos híbridos atuais, uma vez que o movimento do membro superior não depende apenas da capacidade do FES (RESQUÍN *et al.*, 2016). No entanto, o principal desafio para sistemas robóticos totalmente híbridos é o desenvolvimento de um controle compartilhado de forma otimizada entre a FES, o exoesqueleto e a capacidade de movimento do paciente (RESQUÍN *et al.*, 2016).

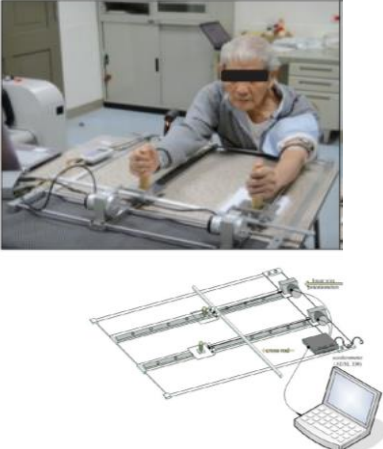
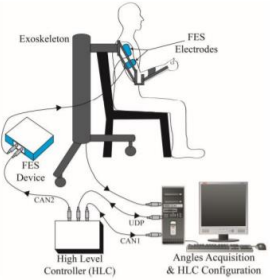
2.4.3 Estado da arte de sistemas híbridos para membro superior

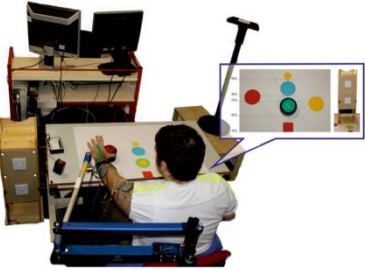
Nos últimos anos houve um aumento expressivo no número de sistemas robóticos híbridos para reabilitação de membro superior desenvolvidos. No entanto, apenas em nível de pesquisa, ou seja, nenhum foi comercializado até o momento. Eles são apresentados no Quadro 3, onde são destacados: o nome do dispositivo híbrido; tipo de aplicação (função, articulações e movimentos envolvidos); características do dispositivo robótico (nome, tipo de estrutura mecânica, quantidade de graus de liberdade fornecido, tipo de atuador, portabilidade); característica do dispositivo FES (tipo de estimulação, nome do estimulador, quantidade de canais

fornecido, músculos envolvidos, parâmetros de estimulação); características da interface de controle (estimativa de intenção e feedback).

Quadro 3 - Órteses Híbridas para Reabilitação de membro superior

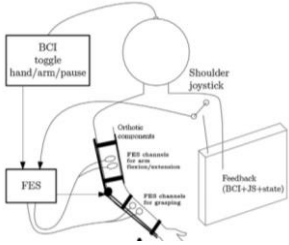
Dispositivo	Tipo de aplicação	Dispositivo Robótico	Dispositivo FES	Interface de controle
Dispositivos passivos				
SMART Arm + FES (BARKER <i>et al.</i>, 2017; BARKER; BRAUER; CARSON, 2008) 	Função: Alcance Configuração: Robô apenas para apoio, FES atua movimento na articulação. Movimentos: Extensão do cotovelo no plano horizontal (FES) Articulação envolvida: distal (ombro e cotovelo) Vantagens: se adapta ao nível de recuperação do paciente. Desvantagem: Sem assistência aos dedos, não favorece a preensão. Sem monitoramento de fadiga	Dispositivo: Dispositivo passivo Sensorimotor Active Rehabilitation Training (SMART). (Consiste em uma trilha que permite que indivíduos pós-AVE com pouca ou nenhuma atividade muscular alcance um caminho em linha reta. Inicialmente, a pista facilita o alcance, minimizando a resistência ao movimento e reduzindo os graus de liberdade mecânica a serem controlados. À medida que o indivíduo evoluiu, as demandas aumentam por meio de acréscimos de carga, inclinação da pista, elevação e orientação ou relaxamento das restrições (por exemplo, liberação da fixa que prende a mão, para permitir a preensão). Tipo: efector final Graus de liberdade: 1(flexão e extensão do cotovelo no plano horizontal) Atuadores: Não declarado. Portabilidade: Não	Tipo de estimulação: eletrodo de superfície (diâmetro 50mm) Estimulador: Automove 800 (AM 800) Número de canais: 1 Músculos: Tríceps braquial Parâmetros de estimulação: pré-definidos, consistindo em 1 segundo de rampa de subida; 5 a 10 segundos de estimulação constante com largura de pulso de 200 µm a 50 Hz; 1 segundo de rampa de descida.	Estimativa de intenção: Intenção voluntária do usuário – EMG Feedback: EMG Contêm um programa de treinamento interativo por computador que fornece instrução, feedback visual e auditivo e modificação progressiva dos parâmetros de treinamento (por exemplo, redução do feedback).
Bilateral arm training (BAT) system (WU <i>et al.</i>, 2012)	Função: Alcance Configuração: robô apenas para apoio, FES atua no movimento na articulação.	Dispositivo: dispositivo robótico passivo que fornece treinamento bilateral. (Plataforma com trilhos lineares no plano horizontal com objetivo de aumentar a suavidade e	Tipo de estimulação: eletrodo de superfície	Estimativa de intenção: não declarado Utiliza mudanças de deslocamento durante movimento de alcance do braço, que é desenvolvido para decidir

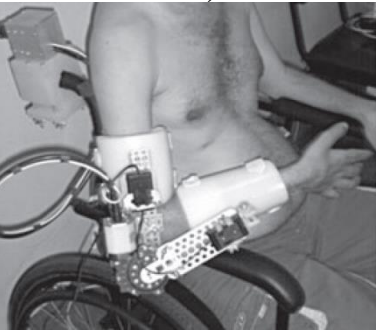
	Movimentos: extensão do cotovelo no plano horizontal (FES). (FES é ativado quando o braço afetado estiver ficando para trás do braço não afetado durante o movimento de extensão de cotovelo) Articulação envolvida: distal (ombro e cotovelo) Vantagens: comprimento de alcance e a distância de duas guias lineares podem ser ajustados de acordo com o comprimento do braço de cada sujeito e a largura dos ombros Desvantagem: sem monitoramento de fadiga	garantir a precisão do movimento em alta velocidade) Tipo: efetor final Graus de liberdade: 1 (flexão e extensão do punho no plano horizontal) Atuadores: não declarado Portabilidade: não declarado	Estimulador: (TENS MED-931, Enraf-Nonius International, Netherlands) Número de canais: 1 Músculos: tríceps Parâmetros de estimulação: pré-definidos. 28 programas predefinidos e 5 programas personalizados.	se o FES dispara "ligado" ou "desligado". Quando é encontrado um erro devido ao braço afetado ter ficado para trás, um sinal de controle é enviado ao atuador FES. Feedback: para receber os dados de deslocamento de ambos os braços, dois potenciômetros lineares de fio são usados (HPS-S-R, HONTKO, CO., LTD., R.O.C. (Taiwan). Feedback visual mostrando as trajetórias cinemáticas do braço afetado
Hybrid assistance (RESQUÍN <i>et al.</i>, 2017) 	Função: alcance Configuração: robô apenas para apoio, FES atua no movimento na articulação. Movimentos: flexão de ombro e extensão de cotovelo Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo)	Dispositivo: dispositivo robótico passivo - Armeo Spring® (Hocoma, Switzerland) - destinado a suportar o peso do braço contra a gravidade Tipo: exoesqueleto Graus de liberdade: 7 Atuadores: elétricos Portabilidade: não declarado	Tipo de estimulação: eletrodo de superfície (Pals Platinum - rectangle 5 × 5 cm) Estimulador: IntFES (Technalia, Espanha). Número de canais: 2 Músculos: tríceps e deltoide anterior Parâmetros de estimulação: pulsos elétricos bifásicos que permite estimulação entre 1 a 400Hz, com amplitude de 1 a 50mA e períodos de 50 a 1000μs.	Estimativa de intenção: botão de apertar O controlador estima a posição das articulações do braço, gera uma trajetória de referência e executa a estimulação. Então, o computador obtém os ângulos das articulações do exoesqueleto e retorna essas informações ao controlador. O controlador de aprendizado de erro de feedback “<i>Feedback Error Learning</i>” para ajustar a intensidade dos estímulos elétricos entregues nos músculos alvo de acordo com o desempenho dos usuários. Feedback: visual - integrado à plataforma para orientar e incentivar o usuário.
SAIL system (Stimulation Assistance through Iterative Learning) (MEADMORE <i>et al.</i>, 2012; SAMPSON <i>et al.</i>, 2016)	Função: alcance Configuração: robô apenas para apoio, FES atua no movimento na articulação.	Dispositivo: Dispositivo robótico passivo ArmeoSpring® (Hocoma, Suíça) - destinado a suportar o peso do braço contra a gravidade	Tipo de estimulação: eletrodo de superfície	Estimativa de intenção: Intenção voluntária do usuário - Botão de apertar

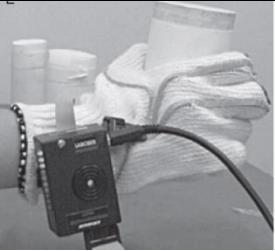
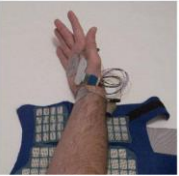
	Movimentos: flexão de ombro e extensão de cotovelo em 3 dimensões (FES) Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo) Vantagens: não declarado Desvantagem: não declarado	Tipo: exoesqueleto Graus de liberdade: 7 Atuadores: elétricos Portabilidade: Não.	Estimulador: multicanal disponível comercialmente, não declarado o nome. Músculos: deltoide anterior e tríceps. Número de canais: 2 Parâmetros de estimulação: A frequência de estimulação é fixada em 40 Hz, com largura de pulso controlada em tempo real pelos algoritmos ILC. Para identificar as amplitudes da FES para ambos os músculos, a largura de pulso é ajustada em um valor máximo e o participante aumenta gradativamente a amplitude da FES aplicada a cada músculo até atingir um nível confortável que produza movimento.	Utiliza algoritmo ILC para ajustar a intensidade da estimulação na tentativa atual da tarefa com base nos erros dos movimentos anteriores. Feedback: não declarado
GO SAIL (Extensão do sistema SAIL, acrescentando movimento de punho e dedo) (MEADMORE <i>et al.</i>, 2014) 	Função: alcance (dispositivo robótico e FES) e preensão (FES) Configuração: robô apenas para apoio, FES atua movimento na articulação. Movimentos: flexão do ombro, extensão de cotovelo e extensão de punho e dedos em 3 dimensões (FES) Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo) e distal (punho e dedos) Vantagens: não declarado Desvantagem: não declarado	Dispositivo: Dispositivo robótico passivo - SaeboMAS robot (suporte de de braço móvel dinâmico que atua apoiando o membro superior contra a gravidade) Tipo: efector final (apoio no cotovelo e antebraço) Graus de liberdade: não declarado Atuadores: não declarado Portabilidade: não declarado	Tipo de estimulação: FES com eletrodos superficiais Estimulador: não declarado Número de canais: 3 Músculos: 2 canais para deltoide anterior e tríceps e 1 canal para extensores de punho e dedos Parâmetros de estimulação: não declarado	Estimativa de intenção: Intenção voluntária do usuário - Botão de apertar O GO-SAIL utilizou uma estratégia de controle semelhante à implementada no sistema SAIL, em que o algoritmo ILC ajusta a intensidade da estimulação na tentativa atual da tarefa com base nos erros dos movimentos anteriores.
GO SAIL 2 (Melhorias no sistema GO-SAIL para permitir um melhor controle dos movimentos dos dedos.	Função: alcance (dispositivo robótico e FES) e preensão (FES)	Dispositivo: dispositivo robótico passivo para alcance - (SaeboMAS®, Saebo, Charlotte, USA).	Tipo de estimulação: FES com eletrodos superficiais (matriz de 24 eletrodos configuração 6 × 4 (Fatronik-Tecnalia Inc., Espanha)	Estimativa de intenção: intenção voluntária do usuário - Botão de apertar

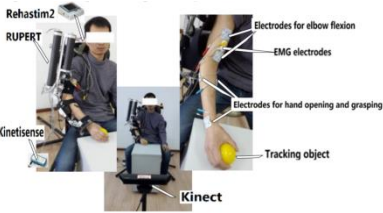
(Primeiro sistema a usar o controle FES baseado em modelo de uma matriz dentro de um sistema de reabilitação de membro superior pós-AVE.) (KUTLU <i>et al.</i>, 2015) 	Configuração: robô apenas para apoio, FES atua no movimento na articulação. Movimentos: flexão do ombro, extensão de cotovelo e extensão de punho e dedos, em 3 dimensões (FES) Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo) e distal (punho e dedos) Vantagens: não declarado Desvantagem: não declarado	Tipo: efetor final (apoio no cotovelo e antebraço) Graus de liberdade: não declarado Atuadores: não declarado Portabilidade: não declarado	Estimulador: não declarado Número de canais: 2 canais para deltóide anterior e tríceps e matriz de 24 canais para extensores de punho e dedos. Músculos: deltóide anterior, tríceps e conjunto de eletrodos no antebraço para musculatura extensora de punho e mão. Parâmetros de estimulação: uma série de pulsos de 5 V, 40 Hz são produzidos pelo hardware de controle para cada canal e amplificados por um estimulador elétrico de quatro canais (Odstock Medical Limited, Salisbury, Reino Unido) para gerar um sinal bifásico que atinge uma contração do músculo liso. Por segurança, a largura de pulso máxima que pode ser aplicada a qualquer canal (300µs) é limitada no software de controle e também pelo estimulador.	Controle em malha fechada Feedback: mecanismo de detecção (PrimeSense) que mede os ângulos da articulação do ombro, cotovelo e punho. Os dados desses sensores são alimentados no hardware e software do algoritmo de controle, que atualiza os sinais de controle FES para cada grupo de músculos para fornecer estimulação elétrica suficiente e para auxiliar no desempenho de tarefas funcionais.
Hybrid Assistive Neuromuscular Dynamic Stimulation (HANDS) (FUJIWARA <i>et al.</i>, 2009) 	Função: preensão Configuração: órtese passiva para apoio, FES atua no movimento na articulação. Movimentos: extensão de dedos (FES) Articulação envolvida: distal (mão) Vantagens: facilidade de colocada e retirada. Desvantagem: não declarado	Tipo: órtese passiva de punho (Wrist support PO, Sigmax, Japan). Não é robótica. Tipo: órtese passiva Graus de liberdade: nenhum Atuadores: nenhum Portabilidade: sim	Tipo de estimulação: FES com eletrodos superficiais Estimulador: Integrated volitional control electrical stimulator (IVES) Número de canais: 1 Músculos: extensor comum dos dedos Parâmetros de estimulação: intensidade da estimulação pode ser definida usando uma técnica de modulação de largura de pulso proporcional à eletromiografia	Estimativa de intenção: intenção voluntária do usuário - EMG Limitado apenas para usuário com EMG normal

			volitiva (EMG) gravada do músculo alvo – principal vantagem do dispositivo	
IST-12 with mobile arm Support (MEMBERG <i>et al.</i>, 2014; SCHEARER <i>et al.</i>, 2015) 	Função: alcance e preensão. Configuração: robô apenas para apoio, FES atua no movimento na articulação. Movimentos: abdução e adução de ombro, extensão e flexão de cotovelo/braço/punho; extensão e flexão dos dedos; pronação e supinação de antebraço. Articulação envolvida: proximal (ombro, cotovelo) e distal (antebraço, punho e mão)	Dispositivo: dispositivo robótico passivo para suporte gravitacional Tipo: alça ou tala de braço Graus de liberdade: não declarado Atuadores: não declarado Portabilidade: não declarado	Tipo de estimulação: eletrodo implantado com dois estimuladores cada (24 canais de estimulação e 4 canais de gravação mioelétricos no total). Estimulador: 12-channel implantable stimulator-telemeter (IST-12). Número de canais: 24 Músculos: eletrodos estimuladores do manguito de nervo espiral foram colocados no ombro e no braço em torno dos nervos da extremidade superior e ativaram os músculos pretendidos tríceps, bíceps, deltóide, serrátil anterior, infraespinhal, supraespinhal, latíssimo do dorso, peitoral maior, pronador quadrado e supinador Parâmetros de estimulação: de padrões de estimulação pré-programados	Estimativa de intenção: EMG voluntário dos músculos do pescoço IST-12 usa EMG implantado de músculos do pescoço voluntariamente controlados para selecionar o modo atual de operação ou para fornecer controle proporcional de padrões de estimulação pré-programados para movimentos articulares simples e múltiplos.
Integrated neuroprosthesis with feedback via a virtual environment (GRIMM <i>et al.</i>, 2016)	Função: alcance e preensão. Configuração: robô apenas para apoio, FES atua no movimento na articulação. Movimentos: flexão e extensão de punho (FES)	Dispositivo: dispositivo robótico passivo - Armeo Spring® (Hocoma, Switzerland) - destinado a suportar o peso do braço contra a gravidade Tipo: Exoesqueleto Graus de liberdade: 7	Tipo de estimulação: dois eletrodos bipolares autoadesivos (diâmetro: 40 mm) Estimulador: Rehaslim, Hasomed GmbH Número de canais: 8	Estimativa de intenção: Interface cérebro máquina baseado na dessincronização cortical sensório-motora (ERD) e na atividade eletromiográfica (EMG). Feedback: Não declarado

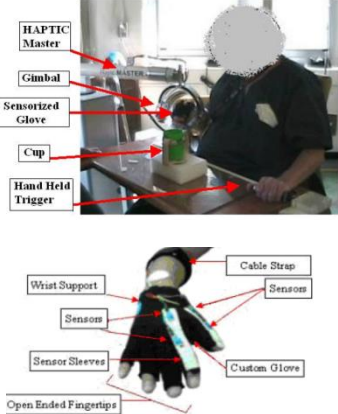
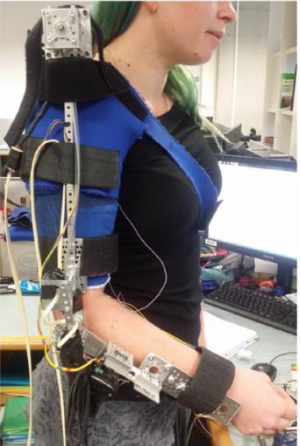
	Articulação envolvida: distal (punho) Vantagens: poder fornecer uma nova estrutura restauradora para pacientes gravemente afetados com AVE Desvantagem: não é portátil, impossibilitando uso doméstico e/ou em ambientes diversos de gosto/necessidade do paciente.	Atuadores: elétricos Portabilidade: não.	Músculos: flexores e extensores do punho (extensor ulnar do carpo e flexor radial do carpo) Parâmetros de estimulação: impulsos quadrados bifásicos aplicados (frequência: 30 Hz, largura de pulso: 500 μs).	
THINK2GRASP (RUPP <i>et al.</i>, 2013) (ROHM <i>et al.</i>, 2013)  	Função: alcance e prensão Configuração: robô apenas para apoio, FES atua no movimento na articulação. Movimentos: cotovelo e dedos (FES somente) Articulação envolvida: proximal (cotovelo) e distal (mão) Vantagens: manga de Neoprene com eletrodos fixados com velcro. Fornece feedback visual ao paciente. Estrutura modular. Desvantagem: sujeito com restrição de tronco necessária para produzir movimento correto normal. Demora pelo menos uma hora para configurar e o dispositivo causa fadiga mental devido ao controle complexo. O controle é alternado entre o cotovelo e a mão.	Dispositivo: dispositivo robótico para estabilização e suporte de peso das articulações mais proximais (travamento automático) Tipo: Exoesqueleto Graus de liberdade: Atuadores: motor elétrico (cotovelo) Portabilidade: Não	Tipo de estimulação: eletrodo de superfície para gerar impulsos de corrente bifásicos constantes para estimular a prensão. Estimulador: Motion stim 8 (Medel GmbH, Hamburgo, Alemanha) Número de canais: 8 Músculos: deltóide; tríceps; extensor comum dos dedos, flexores dos dedos, extensor longo do polegar, flexor longo do polegar, abdutor de polegar. Parâmetros de estimulação: três modos de uso do sistema híbrido: 1) pausa, 2) flexão / extensão do cotovelo de controle, 3) abertura / fechamento da mão de controle	Estimativa de intenção: EEG + joystick Sistema para selecionar o tipo de movimento (EEG) e o Controle proporcional para o grau de movimento (joystick) Os sinais de EEG são decodificados para permitir ao usuário especificar três modos de uso do sistema híbrido. Nos modos 2 e 3, o sensor de posição do ombro permite ao usuário modular ativamente os padrões de estimulação muscular predefinidos para alterar a extensão / flexão do cotovelo e a abertura / fechamento da mão. A interface de comando do usuário não controlava a órtese que fornecia compensação de gravidade para o cotovelo e estabilização do punho Feedback: EEG + joystick
Dispositivos ativos				
Robotic device + FES (WESTERVELD <i>et al.</i>, 2014)	Função: alcance e prensão	Dispositivo: dispositivo robótico ativo - Robot (Demcon, Enschede, The Netherlands).	Tipo de estimulação: FES com eletrodos superficiais para facilitar a prensão e liberação de objetos	Estimativa de intenção: intenção voluntária do usuário - botão de apertar

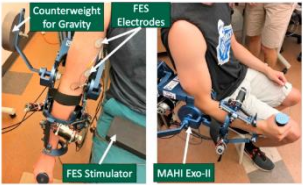
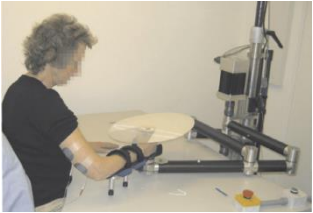
	Configuração: FES e órtese ativa em articulações separadas Movimentos: flexão e extensão de ombro e cotovelo (dispositivo robótico), flexão e extensão dos dedos, incluindo polegar (FES). Articulação envolvida: proximal e distal Vantagens: dispositivo é compacto, tem baixo peso e permite uma rápida colocação Desvantagem: não declarado	(O dispositivo robótico compensa o peso do braço contra a gravidade e fornece orientação de alcance ativo com sistemas de transmissão baseados em amortecedores. Ele guia o braço em direção à posição de referência usando caminhos previamente definidos) Tipo: Efetor final Graus de liberdade: fornece ao membro do usuário três graus de liberdade ativo e três passivo. Atuadores: não declarado Portabilidade: não declarado	Estimulador: 2 estimuladores elétricos personalizados (TIC Medizin, Dorsten, Germany), cada um com 3 canais de estimulação. Número de canais: 6 Músculos: 3 canais para os músculos do polegar (abdutor do polegar longo, oponente do polegar e flexor do polegar curto); 3 canais para os flexores superficiais dos dedos e extensores comuns dos dedos. Parâmetros de estimulação: algoritmo de controle preditivo baseado em um modelo polinomial dinâmico linear de segunda ordem, foi usado para definir a intensidade da estimulação (amplitude do pulso) durante a preensão.	Controle por meio de modelo de controlador preditivo para estimulação elétrica dos músculos dos dedos para facilitar a preensão e liberação Feedback: Força - sensor de força
Early Hybrid Exoskeleton (VAROTO; BARBARINI; CLIQUET JR, 2008) 	Função: alcance e preensão Configuração: FES e órtese ativa em articulações separadas Movimentos: extensão e flexão de cotovelo (somente robô) flexão dedos, adução e abdução do polegar (somente FES) Articulação envolvida: proximal (cotovelo) e distal (mão) Vantagens: O feedback de força tátil é fornecido aos usuários, ajudando-os a reaprender a força necessária para pegar objetos, auxiliando até mesmo aqueles que não têm propriocepção preservada. A	Dispositivo: Dispositivo robótico ativo com faixa de movimento livre de 20° a 120° e velocidade angular média de aproximadamente 15°/s e órtese estática de punho para manter o punho na posição funcional (30 ° de flexão). Há 6 níveis de velocidade. Tipo: exoesqueleto Graus de liberdade: 1 grau Atuadores: Motor elétrico de corrente contínua (cotovelo) Portabilidade: portátil com uso fixo na cadeira de rodas	Tipo de estimulação: eletrodo de Superfície Estimulador: estimulador elétrico convencional de dois canais desenvolvido e utilizado por Lima <i>et al.</i>, 2004) Número de canais: 2 Músculos: Flexores dos dedos e adutores do polegar para preensão lateral, e sobre os músculos lumbricais e abdutores do polegar para preensão palmar Parâmetros de estimulação: onda quadrada monofásica bipolar,	Estimativa de intenção: Intenção voluntária do usuário – comando de voz para controlar estimulador elétrico e robô. Para controlar o estimulador a palavra-mestre é “estimulador” e as palavras escravas são "começar", "parar", "mais" e “menos”, para aumentar e diminuir a estimulação intensidade. Módulo de controle usa o sistema disponível comercialmente denominado Voice Direct 364 (Sensory, Inc., Sunnyvale, CA, EUA) que emprega uma rede neural (perceptron) para reconhecer palavras ou frases treinadas com precisão superior a 99%.

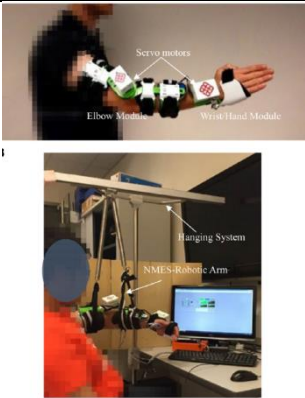
	órtese é ajustável para pacientes com altura variando de 1,5 a 2,0 m. Desvantagem: Requer movimento de ombro.		frequência de sinal de 25 Hz e amplitude ajustável. Há 15 níveis de intensidade para padrões de preensão	Feedback: Força, posição, captura de movimento visual 3D. Feedback sensorial durante a preensão palmar ou lateral com luva de tecido com 5 sensores de força “<i>Force Sensing Resistor</i>” fixado nas falanges média e distal dos dedos indicador e médio e na falange distal do polegar. Possui dois modos de interface do usuário: visual ou sonoro, que pode ser selecionado por um interruptor. No modo visual, a luva indica a intensidade da força aplicada pelos dedos por meio de 10 diodos emissores de luz (LEDs), quanto maior a força, mais LEDs ficam acesos. No modo de áudio, quanto maior a força, maior a frequência de áudio emitida pela campainha.
ALEx (PERCRO, Pisa) (CREMA <i>et al.</i>, 2015)  	Função: alcance e preensão Configuração: FES e órtese ativa em articulações separadas Movimentos: ombro (flexão e extensão, adução a abdução, rotação interna e externa) e cotovelo (flexão e extensão) (somente robô) flexão e extensão dedos (FES somente). Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo) e distal (mão) Vantagens: Assistência / resistência ajustável. Matriz de eletrodos FES que garante um contato adequado com a pele e podem ser realinhados facilmente Desvantagem: possíveis desalinhamentos com o ombro do sujeito e não adaptáveis a pacientes de diferentes tamanhos.	Dispositivo: dispositivo robótico ativo ALEx (PERCRO, Pisa) Tipo: exoesqueleto Graus de liberdade: 4. Cadeia serial de três hastes, manipulador com juntas rotativas e capaz de suportar objetos com peso de até 1 kg Atuadores: servo motor (ombro e cotovelo) Portabilidade: sim	Tipo de estimulação: eletrodo de superfície (Matrizes de eletrodos personalizados [TNE-Tecnalia, e AG 702, Axelgaard]) Estimulador: (Rehastim, Hasomed GmbH) Número de canais: não declarado Músculos: musculatura intrínseca e extrínseca da mão (matriz de eletrodos) Parâmetros de estimulação: trens de pulso em uma frequência de 20 Hertz. Modelos pré-definidos	Estimativa de intenção: botão de apertar Controle de impedância em combinação com uma trajetória predefinida. Uma interface gráfica simples permite que o terapeuta mapeie a localização e a intensidade da estimulação e crie padrões de ativação de músculos compostos e, consequentemente, induza diferentes tipos de modelos pré-definidos e preensão da mão. Cada mapa de estimulação pode ser ativado de forma independente, e a alternância sequencial entre conjuntos de mapas permite realizar sequências não triviais de pré-modelagem. Feedback: posição

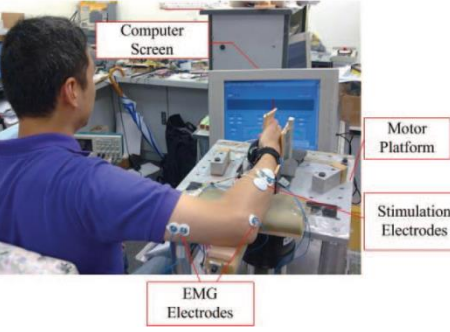
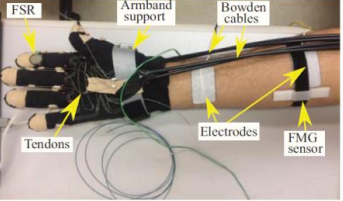
Orthojacket (PYLATIUK <i>et al.</i>, 2009; SCHILL <i>et al.</i>, 2011; WIEGAND <i>et al.</i>, 2011) 	Função: alcance e preensão Configuração: FES e órtese ativa em articulações separadas Movimentos: rotação interna, adução retração de ombro e flexão e extensão de cotovelo (somente robô) punho e mão (somente FES) Articulação envolvida: proximais (ombro e cotovelo) distais (punho e mão) Peso: 1.2 Kg – 700 g módulo cotovelo Vantagens: modularidade. Pode ser usado sob a roupa. Desvantagem: Sem monitoramento de fadiga.	Dispositivo: dispositivo robótico ativo Tipo: exoesqueleto Graus de liberdade: 4 Atuadores: 2 motores de passo preso à cadeira de rodas para movimento de ombro. Atuadores fluídicos flexíveis que podem ser acionados por ar ou por líquido para movimento do cotovelo. Portabilidade: Módulo de cotovelo e punho fixos na cadeira de rodas, podendo ser portáteis.	Tipo de estimulação: eletrodo de superfície (3 pares de eletrodos) personalizados (Ø 2,5 cm) com gel condutor autoadesivo dupla-face superfícies (Axelgaard Manufacturing Co. Inc., Fallbrook, CA, EUA). Estimulador: Motion stim 8 Número de canais: 8 Músculos: extensor comum dos dedos, extensor longo do polegar, flexores superficiais e profundo dos dedos e flexor longo do polegar Parâmetros de estimulação: não declarado	Estimativa de intenção: sEMG ou/ e joystick preso ao ombro ou pescoço (Esses dois tipos de mecanismos de controle não fornece um valor nominal, apenas uma direção de movimento e uma velocidade pode ser obtida a partir desses sinais) Controle proporcional sEMG Feedback: Velocidade e posição. Quatro sensores EMG, dois colocados no antebraço para controlar o movimento do punho e preensão. Outro par é fixado no braço para controlar a articulação do cotovelo. Vários sensores de modalidades variáveis são necessários para medir os ângulos das articulações no OrthoJacket. Para detectar o movimento de preensão, sensores de fibra óptica são aplicados no articulações dos dedos. O ângulo do punho pode ser medido por sensores de flexão, uma vez que estes podem ser integrados facilmente em tecidos.
RUPERT (Arizona State University) (TU <i>et al.</i>, 2017; TU <i>et al.</i>, 2012) 	Função: alcance e preensão Configuração: FES e órtese ativa em articulações separadas Movimentos: flexão e extensão e rotação interna e externa de ombro (apenas robô), flexão e extensão do cotovelo e pronação e supinação do antebraço (apenas robô) e flexão e extensão dos dedos (FES). Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo), distal (mão).	Dispositivo: dispositivo robótico passivo e ativo assistido RUPERT Tipo: exoesqueleto Graus de liberdade: 5 Portabilidade: sim Atuadores: músculos pneumáticos – que gera força unidirecional na articulação	Tipo de estimulação: eletrodo de superfície Estimulador: Reha Stim 2 (Hasomed GmbH, Germany) Número de canais: 2 Músculos: flexor longo do polegar, extensor comum dos dedos, musculatura tenar do polegar.	Estimativa de intenção: EMG Feedback: sEMG, posição, pressão, Kinect

	Vantagens: um robô de exoesqueleto vestível que permite um maior grau de mobilidade ao paciente. Desvantagem: sem monitoramento de fadiga.		Parâmetros de estimulação: valor da largura de pulso é linear de 0 a 350 μs. Frequência do estímulo é de 20 Hz e a amplitude do estímulo é de 20 mA.	
iPAM Mk2 dual robot rehabilitation system. (O'CONNOR <i>et al.</i>, 2015) 	Função: alcance e preensão Configuração: FES e órtese ativa em articulações separadas Movimentos: elevação e depressão, protração e retração, abdução e adução, flexão e extensão, rotação interna e externa de ombro e flexão e extensão do cotovelo (Robô); extensão do punho, extensão dos dedos, abdução do polegar (FES). Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo) Vantagens: não declarado Desvantagem: não declarado	Dispositivo: dispositivo robótico iPAM Mk II Tipo: exoesqueleto - sistema de robô duplo - dois braços de robô idênticos, cada um consistindo em três juntas de rotação acionadas pneumaticamente. Prende-se ao membro superior do usuário por meio de duas órteses - uma órtese distal se conecta ao antebraço próximo ao punho, enquanto uma órtese proximal se conecta no ponto médio da parte superior do braço. As extremidades de cada robô podem ser trocadas por fornecer operação do lado esquerdo e direito Graus de liberdade: 6. Cada órtese permite 3 graus de liberdade rotacionais passivos (DoF) alinhado pelo centro do membro. Atuadores: pneumáticos Portabilidade: não	Tipo de estimulação: eletrodo de superfície - ACUPAD prata carbono TENS eletrodo (SLS5050) 5 cm x 5 cm quadrado (Nidd Valley Medical Ltd, Harrogate, Reino Unido) Estimulador: estimulador elétrico neuromuscular comercial Odstock PACE da Odstock Medical Limited (Salisbury District Hospital, Salisbury, UK). Número de canais: não declarado Músculos: o eletrodo ativo foi colocado sobre os pontos motores dos músculos extensor radial longo do carpo, extensor radial curto do carpo, extensor comum dos dedos. O eletrodo de referência foi colocado sobre o ponto motor dos músculos do extensor longo do polegar e abdutor longo do polegar. Parâmetros de estimulação: não declarado.	Estimativa de intenção: intenção do usuário - botão de apertar. Feedback: sensores rotativos medem a rotação das seis articulações do robô ativo, enquanto dois transdutores de força / torque de seis graus de liberdade registram as forças relativas entre o robô e o membro do paciente
The Activities of the Daily Living Exercise Robot (ADLER system) (NATHAN; JOHNSON; MCGUIRE, 2008)	Função: alcance e preensão Configuração: FES e órtese ativa em articulações separadas Movimentos: movimento tridimensional de ombro e cotovelo (robô) movimento flexão e extensão do punho e dedos (FES)	Dispositivo: dispositivo Robótico ativo Tipo: efetor Final – Dispositivo comercial Haptic Master Robot [Moog FCS, Nieuw-Vennep, The Netherlands] Graus de liberdade: 6	Tipo de estimulação: eletrodo de superfície em luva sensorizada Estimulador: estimulador de corrente constante com amplitude máxima de 80mA Wisdomking.com Inc, Oceanside, CA, EUA.	Estimativa de intenção: luva customizada com gatilho Um circuito controlador que abriga um par de microcontroladores serve como interface principal entre a luva e o computador. Um microprocessador coleta informações dos sensores,

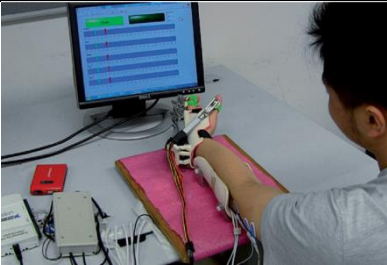
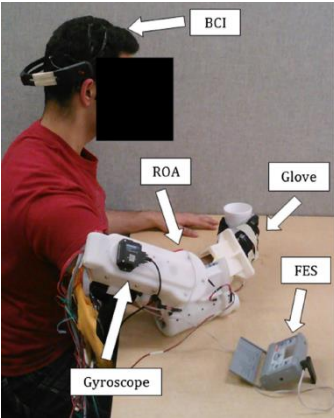
	Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo) e distal (Mão)	Atuadores: não declarado Portabilidade: não	Número de canais: não declarado Músculos: extensores do punho e extensor comum dos dedos Parâmetros de estimulação: onda quadrada assimétrica com uma faixa de frequência entre 2Hz - 120Hz e uma faixa de largura de pulso de 50 s para 300 s.	converte os dados do formato analógico para o digital e os transmite para um computador por meio da porta serial usando o protocolo RS232. Um segundo microprocessador controla as configurações de amplitude e forma de onda do estimulador. Um programa personalizado escrito em MATLAB [Mathworks Inc. Natick, MA, EUA] no computador coleta os dados do ângulo da articulação, os converte em abertura de aperto e envia sinais de controle apropriados para o estimulador. Feedback: 4 sensores de curvatura [Flexpoint Inc, Utah, EUA] posicionado na articulação metacarpofalangeana (MCF) e a articulação interfalangeana proximal (IF) do dedo indicador e polegar.
The Powered Exoskeleton (STEWART; PRETTY; CHEN, 2019) 	Função: alcance Configuração: FES e órtese ativa na mesma articulação separadas Movimentos: flexão e extensão do cotovelo (Robô) Articulação envolvida: Proximal (cotovelo) Vantagens: não declarado Desvantagem: não declarado	Dispositivo: Dispositivo robótico ativo Tipo: Exoesqueleto Graus de liberdade: não declarado Atuadores: Servo Motor de Alto Torque da Rhino Motion Controls (RMCS-2251) Portabilidade: Sim. Contém bateria Li-Po portátil e recarregável (Zippy, 4000 mAh, 11,1 V, Hardcase, Série 20C)	Tipo de estimulação: Eletrodo de superfície têxteis e reutilizáveis (50 mm × 50 mm), Estimulador: Não declarado Número de canais: Não declarado Músculos: Não declarado Parâmetros de estimulação: Não declarado	Estimativa de intenção: Não declarado Controle da Estimulação Elétrica Funcional para retardar a fadiga muscular induzida pela Estimulação Elétrica Funcional Feedback: não declarado
FES + MAHI Exo II (WOLF <i>et al.</i>, 2017)	Função: alcance	Dispositivo: MAHI Exo-II	Tipo de estimulação: eletrodo de superfície	Estimativa de intenção: não declarado

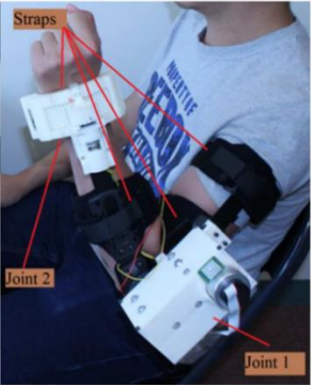
	Configuração: FES e órtese ativa na mesma articulação Movimentos: flexão- extensão do cotovelo. Articulação envolvida: proximal (cotovelo) Vantagens: não declarado Desvantagem: não declarado	Tipo: Exoesqueleto Graus de liberdade: 4 (flexão- extensão do cotovelo, pronação e supinação do antebraço, flexão- extensão do punho desvio ulnar e radial + 1 grau passivo de (abdução e adução do ombro para o conforto do usuário). Atuadores: cotovelo -motor Maxon Re-65 DC escovado; antebraço - Motor Maxon Re-40 DC (peça nº 148877); punho três motores Maxon Re-35 DC (número de peça 273761) Portabilidade: não declarado	Estimulador: não declarado Número de canais: 1 Músculos: bíceps Parâmetros de estimulação: a quantidade de estimulação foi determinada pela largura de pulso, e referiram a largura de pulso como o comando de estimulação.	Feedback: não declarado
Planar end-effector device + FES (FREEMAN <i>et al.</i>, 2009; HUGHES <i>et al.</i>, 2009) 	Função: alcance Configuração: FES e órtese ativa na mesma articulação Movimentos: extensão do cotovelo no plano horizontal (FES) Articulação envolvida: proximal (cotovelo) Vantagens: não declarado Desvantagem: não declarado	Dispositivo: dispositivo robótico ativo Tipo: efetor final - disco de acrílico localizado sobre o antebraço e a mão do usuário, 5 elos Graus de liberdade: não declarado Atuadores: dois servomotores DC sem escova, cada um capaz de produzir 5,5Nm de torque de saída contínuo com uma capacidade de torque de pico de 14Nm. Uma caixa de engrenagens de relação 2:1 é usada em cada um para aumentar o torque disponível de modo que o robô seja capaz de aplicar continuamente uma força de mais de 13Nm (com uma capacidade de pico excedendo 33Nm) Portabilidade: não declarado	Tipo de estimulação: eletrodo de superfície Estimulador: disponível comercialmente, não declarado o nome. Músculos: tríceps Número de canais: 1 Parâmetros de estimulação: assimétrico, bifásico, amplitude fixa de 40 Hz largura de pulso variável de 0 a 300µs com resolução de 1µs	Estimativa de intenção: botão de apertar Feedback: sensor de força / torque de seis eixos, situado entre o penúltimo e último elo, pode medir forças de até 200N aplicado pelo sujeito no plano horizontal com uma resolução de 0,0122 N.
EMg-Driven nMES-robot System (QIAN <i>et al.</i>, 2017; RONG <i>et al.</i>, 2017)	Função: alcance e apreensão Configuração: FES e órtese ativa na mesma articulação Movimentos: flexão e extensão de	Dispositivo: dispositivo robótico Tipo: exoesqueleto Graus de liberdade: 2 (cotovelo e punho)	Tipo de estimulação: eletrodo de superfície Estimulador: não declarado Número de canais: 4	Estimativa de intenção: Intenção do usuário – EMG O controle disparado por EMG foi adotado em cada fase do movimento, uma vez que o nível de ativação EMG

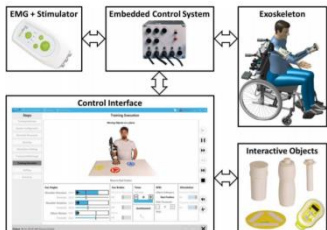
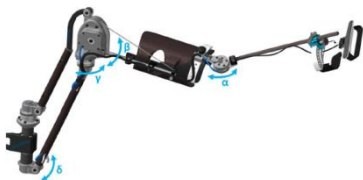
	cotovelo, flexão e extensão de punho (Robô e FES) e extensão dos dedos (somente FES) Articulação envolvida: proximal (cotovelo) e distal (punho e dedos) Vantagens: não declarado Desvantagem: não declarado	Atuadores: 2 servo motor (cotovelo e punho) (MX 106, ROBOTIS, com torque máximo de 8.4 Nm) Portabilidade: sim	Músculos: bíceps braquial, tríceps braquial, flexor radial do carpo extensores ulnares do carpo e extensor dos dedos (sendo que os dois últimos são recrutados pelo mesmo canal). Parâmetros de estimulação: pulsos de onda quadrada com uma amplitude constante de 80 V, frequência de estimulação em 40 Hz, largura de pulso individual em 100 μs	de um músculo propulsor excedeu um limite pré-estabelecido o motor articular relacionado se moveria com uma velocidade constante de 10 ° / s (flexão ou extensão dentro das amplitudes de movimento). Enquanto isso, FES constante também seria ativado pelo nível de EMG voluntário que ultrapassou o limiar de disparo. Feedback: EMG
EXOSLIM (SERA et al., 2013, 2014, 2015) 	Função: alcance e preensão Configuração: FES e órtese ativa na mesma articulação Movimentos: flexão e extensão e adução e abdução de ombro e flexão e extensão do cotovelo (FES + Robô) Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo) e distal (punho) Peso: aproximadamente 3 kg Vantagens: não declarado Desvantagem: sem monitoramento de fadiga.	Dispositivo: dispositivo robótico ativo Tipo: exoesqueleto Graus de liberdade: 3 Atuadores: 4 Motores DC – corrente contínua (SWF Valeo NIDEC ITT 404.980.) Portabilidade: não	Tipo de estimulação: eletrodo de superfície. Estimulador: Motion stim 8 Número de canais: 8 Músculos: supraespinhal, deltóide medial, deltóide anterior e deltoide posterior, bíceps, tríceps, extensores do punho. Parâmetros de estimulação: o comando do motor DC é fornecido por meio de sinais modulados por largura de pulso com uma frequência de 50 Hz.	Estimativa de intenção: botão de apertar Interface do software foi projetada para integrar o controle de ambos os sistemas: O exoesqueleto pode ser controlado em um circuito direto ou em um circuito fechado. O controle de todos os motores DC é feito usando dois drivers ponte H. Os sinais de controle para os dois drivers Sabertooth são gerados por um controlador SSC-32, que é controlado por um computador através da porta serial RS232. Feedback: aceleração e posição (potenciômetro linear montados nos eixos das engrenagens dos motores)
Wrist training (HU et al., 2010, 2011, 2015b)	Função: preensão Configuração: FES e órtese ativa na mesma articulação (robô auxilia no movimento cinemático do punho enquanto FES estimula os músculos agonistas durante o movimento do punho).	Dispositivo: dispositivo robótico ativo projetado para auxiliar movimentos de punho. Tipo: efector final com duas barras paralelas delimitadas no plano horizontal	Tipo de estimulação: eletrodo de superfície (PALS Platinum, Nidd Valley Medical Ltd) Estimulador: não declarado Número de canais: 2	Estimativa de intenção intenção voluntária do usuário - EMG Os sinais EMG dos músculos flexor radial do carpo e extensor radial do carpo foram amplificados com um amplificador de instrumentação (INA

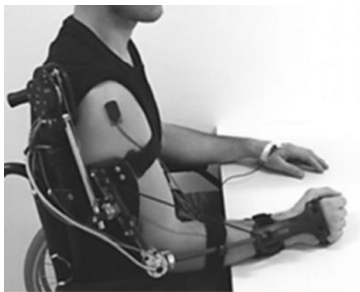
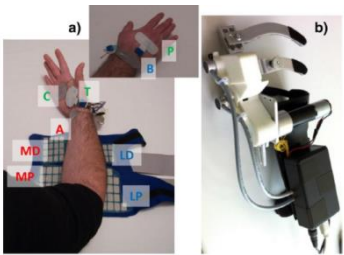
	Movimentos: flexão / extensão do punho (FES + Robô) Articulação envolvida: articulação proximal (punho) Vantagens: não declarado Desvantagem: limitado ao usuário com atividade EMG normal. Sem assistência aos dedos, não favorece a preensão.	Graus de liberdade: 1 (flexão e extensão do punho no plano horizontal) Atuadores: servo motor brushless AC (DM 1045B, Yokogawa, Japan) Portabilidade: não declarado	Músculos: flexor radial do carpo e extensor radial do carpo Parâmetros de estimulação: forma de onda de estimulação é um pulso retangular com largura de pulso variada de 0-200μs, uma amplitude constante de 100 V e intervalo interpulso a 25 ms (isto é, frequência de estimulação de 40 Hz).	126, Texas Instruments, Dallas, TX). Os sinais EMG juntos com o sinal de torque medido pelo sensor de torque foram amostrados com uma frequência de amostragem de 1000 Hz com interface por meio de uma placa DAQ (PCI 6036E, National Instrumentation) Feedback: Torque do punho (sensor de torque - (AKC-205, 701 Research Institute of China Aerospace Science and Technology Corporation, China).
Hybrid control strategy (NETO <i>et al.</i>, 2019) 	Função: preensão Configuração: FES e órtese ativa na mesma articulação (Robô e FES) (robô sustenta a contração para reduzir o uso de FES, e conseqüentemente, a fadiga muscular.) Movimentos: flexão e extensão dos dedos Articulação envolvida: distal (mão) Vantagens: não declarado Desvantagem: não declarado	Dispositivo: dispositivo robótico Tipo: exoesqueleto -luva robótica acionada por tendão artificial Graus de liberdade: não declarado Atuadores: não declarado Portabilidade: não declarado	Tipo de estimulação: eletrodo de superfície retangulares autoaderente (Carci Trode, dimensões 3 x 5 cm), Estimulador: STIMSHIELD Número de canais: 2 Músculos: extensor comum dos dedos e flexor superficial dos dedos Parâmetros de estimulação: largura de pulsos bifásicos quadrados simétricos; frequência igual a 25 Hz; tempo de aceleração e desaceleração, 2 segundos e 2 segundos, respectivamente; largura de pulso 150 μs; sustentado (manutenção pulso)	Estimativa de intenção: intenção do usuário- EMG, Sensor de miografia de força óptica (FMG) Feedback: Sensor de miografia de força óptica (FMG)
Intelligent Haptic Robotic Glove – IHRG (HARTOPANU <i>et al.</i>, 2013, 2014; IRIMIA <i>et al.</i>, 2016)	Função: preensão Configuração: FES e órtese ativa na mesma articulação Movimentos: extensão dedos inclusive polegar (FES + Robô) Articulação envolvida: distal	Dispositivo: dispositivo robótico ativo Tipo: exoesqueleto (luva de couro, cada ponta do dedo é conectada por meio de um tendão artificial ao eixo de um atuador linear) Graus de liberdade: 1	Tipo de estimulação: eletrodo de superfície Estimulador: Motion stim 8 Número de canais: 8 Músculos: interósseos e extensores dos dedos	Estimativa de intenção: botão de apertar e sensor flexível (bending sensor) Mão não comprometida contém cinco sensores flexíveis (bending sensors), onde a mão afetada copia seus movimentos. Sinal fornecido por cada sensor é processado pelo microcontrolador Arduino Uno,

	Vantagens: permite o controle independente dos dedos. Desvantagem: o tempo de resposta é lento.	Atuadores: servomotores linear (Firgelli 12) para movimento dos dedos. Portabilidade: não	Parâmetros de estimulação: Software permite aos usuários definir a intensidade da estimulação elétrica, pré-definir os movimentos dos dedos, selecionar o exercício e registrar o desempenho do paciente como o número de movimentos de cada dedo, amplitude e larguras e correntes de pulso de estimulação	forneendo assim um sinal PWM para controlar os motores lineares Sensor flexível conectado ao dedo médio da luva robótica e aciona um pré-definido conjunto de movimentos Feedback: posição
FES Hand Glove 200 (Robotix Hand Therapy Inc, Colorado Springs, CO) (SCOTT <i>et al.</i>, 2018) 	Função: preensão Configuração: FES e órtese ativa na mesma articulação. (A inclusão da FES com a terapia robótica é usada para prevenir a atrofia muscular, manter ou aumentar a amplitude de movimento funcional e até mesmo fortalecer os músculos). Movimentos: flexão e extensão dos dedos, inclusive polegar (Robô e FES) Articulação envolvida: Distal (mão) Vantagens: não declarado Desvantagem: não declarado	Dispositivo: Dispositivo robótico ativo Tipo: exoesqueleto Graus de liberdade: 2 (flexão e extensão dos dedos, flexão e extensão do polegar) Atuadores: elétricos Portabilidade: sim	Tipo de estimulação: eletrodo de Superfície Estimulador: não declarado Número de canais: não declarado Músculos: não declarado Parâmetros de estimulação: não declarado	Estimativa de intenção: não declarado
FES/Robot Hand (RONG <i>et al.</i>, 2012)	Função: preensão Configuração: FES e órtese ativa na mesma articulação. Movimentos: flexão e extensão dos dedos (Robô e FES) Articulação envolvida: distal (mão) Vantagens: possibilita melhora na precisão do movimento.	Dispositivo: dispositivo robótico ativo Tipo: exoesqueleto (robô de mão vestível) Graus de liberdade: 2 metacarpofalangiana (MCP) 0 grau (extensão total) a 55 (flexão total) e na articulação interfalangeana proximal (IP) 0 (extensão total) a 65 (flexão total) Atuadores: lineares (Firgelli L12;	Tipo de estimulação: eletrodo de superfície (30mm diameter; Axelgaard Corp., Fallbrook, CA) Estimulador: não declarado Número de canais: 2 Músculos: flexor e extensor dos dedos Parâmetros de estimulação: as saídas de cada canal de estimulação	Estimativa de intenção: Intenção do usuário - EMG Os sinais EMG capturados através dos eletrodos EMG são amplificados pelo pré-amplificador (INA 333; Texas Instruments Inc., Dallas, TX) e amostrados através do cartão de aquisição de dados (DAQ, cartão 6218 NI DAQ; National Instruments Corp) uma plataforma de controle baseada em computador (Labview 9.0; National Instruments Corp., Austin, TX)

	Desvantagem: alguns usuários tiveram problemas com o peso do dispositivo.	Firgelli Technologies Inc., Victoria, BC, Canada) Portabilidade: Não	são pulsos quadrados com uma amplitude constante de 100 V, uma frequência de estimulação de 40 Hz e largura de pulso ajustável variando de 0 a 300 ms.	Feedback: EMG (Os sinais de posição dos dedos medidos pelo sensor de posição do motor nos atuadores lineares também são enviados para a plataforma de controle para feedback visual na tela do computador). As velocidades de rotação angular das duas juntas são ajustáveis (0–22s na junta MCP e 0–26s na junta IP). As velocidades de extensão / flexão do dedo são proporcionais aos níveis de EMG dos músculos propulsores (ou seja, extensor dos dedos para extensão e flexor dos dedos para flexão).
BCI-Controlled Wearable Robot (LOONED <i>et al.</i>, 2014) 	Função: alcance e preensão Configuração: FES e órtese ativa em articulações separadas Movimentos: flexão e extensão de cotovelo e pronação e supinação do antebraço (somente robô) dedos (somente FES) Articulação envolvida: proximal (cotovelo) e distal (punho e mão) Vantagens: fácil de colocar (<30 segundos com ajuda) Desvantagem: trajetória predefinida. Sem monitoramento de fadiga.	Dispositivo: dispositivo robótico ativo Tipo: exoesqueleto Graus de liberdade: Atuadores: Motor BLDC- corrente contínua sem escova com caixa de engrenagens personalizada (cotovelo e punho) Portabilidade: Sim	Tipo de estimulação: eletrodo de superfície Estimulador: EMPI300 Número de canais: não informado Músculos: não declarado Parâmetros de estimulação: não declarado	Estimativa de intenção: EEG Feedback: posição e aceleração
BCI-Controlled Exoskeleton (ELNADY <i>et al.</i>, 2015)	Função: alcance e preensão Configuração: FES e órtese ativa em articulações separadas Movimentos: flexão e extensão de cotovelo e pronação e supinação de	Dispositivo: Dispositivo robótico ativo Tipo: Exoesqueleto Graus de liberdade: 2	Tipo de estimulação: Eletrodo de superfície Estimulador: RehaStim 1 (Hasomed, GmbH, Magdeburg, Germany)	Estimativa de intenção: EEG (Emotiv EPOC neuroheadset) Feedback: posição

	antebraço (somente robô) dedos (somente (FES)) Articulação envolvida: proximal (cotovelo) e distal (punho e mão) Vantagens: leve, fácil de colocar (<30 segundos com ajuda) Desvantagem: trajetória predefinida. Sem monitoramento de fadiga.	Atuadores: motor corrente contínua DC e sem escova BLDC e caixa de engrenagem (cotovelo) e motor DC-corrente contínua escovado (punho) Portabilidade: Sim. Peso total de aproximadamente 1,2 kg	Número de canais: 1 Músculos: extensor comum dos dedos Parâmetros de estimulação: pulsos bifásicos simétricos, com frequência fixa de 35 Hz e um duração de pulso de 150 μs	
iBCI + FES (AJIBOYE <i>et al.</i>, 2017) 	Função: alcance e apreensão Configuração: FES e órtese ativa em articulações separadas Movimentos: abdução e adução de ombro Movimentos simples de braço e mão e movimentos multi-articulares funcionalmente significativos. Articulação envolvida: proximal (ombro, cotovelo) e distal (punho e mão) Vantagens: não declarado Desvantagem: não declarado	Dispositivo: Mobile Arm Support (MAS) (Focal MEDITECH, Tilburg, Netherlands) para fornecer suporte contra a gravidade e abdução e adução umeral motorizada Tipo: Exoesqueleto Graus de liberdade: não declarado Atuadores: não declarado Portabilidade: não declarado	Tipo de estimulação: eletrodo implantado percutâneo Estimulador: não declarado Número de canais: Duas matrizes de microeletrodos de 96 canais (Blackrock Microsystems, Salt Lake City, Utah) foram implantadas cirurgicamente no córtex motor do participante e 36 eletrodos estimuladores de músculos percutâneos (Synapse Biomedical, Oberlin, OH, USA) Músculos: deltóide, peitoral maior, tríceps, bíceps, extensor radial longo do carpo, extensor ulnar do carpo, extensor comum dos dedos, flexor radial do carpo, flexor ulnar do carpo, extensor do indicador, flexor superficial dos dedos, abdutor curto do polegar, flexor curto do polegar, adutor do polegar, extensor longo do polegar e extensor curto do polegar.	Estimativa de intenção: BCI intra-cortical

			Parâmetros de estimulação: padrões de estimulação muscular predefinidos. Amplitude de corrente fixa (20 mA) e frequência (12,5 Hz) e duração de pulso variável de 0–200 μ s.	
Dispositivo semi- ativo				
RETRAINER-ARM (AMBROSINI <i>et al.</i>, 2019, 2021)  	Função: alcance Configuração: FES e órtese ativa na mesma articulação Movimentos: rotação e elevação de ombro, flexão / extensão do cotovelo. Além disso, inclinação do tronco permitindo o usuário mover sem restrição. Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo) Vantagens: dispositivo altamente personalizável e adaptável aos indivíduos, permite monitorar o desempenho diário, requer baixo supervisão do terapeuta. Desvantagem: sem monitoramento de fadiga.	Dispositivo: dispositivo robótico semi ativo Contém freios eletromagnéticos em cada grau de liberdade para manter as posições antigravidade Tipo: Exoesqueleto Graus de liberdade: 4 Atuadores: motor de passo (ST2818, Nanotec Eletronic GmbH Co. KG). Portabilidade: pode ser montado na cadeira de rodas do usuário ou em uma cadeira normal.	Tipo de estimulação: eletrodo de superfície (sinais EMG 0 eletrodos pré-gelificados Ag / AgCl (Convicien Kendall, 24 tamanho de contato mm); sinais FES - eletrodos de superfície 50x50 mm (Pals® eletrodos, Axelgaard Manufacturing Co. Ltd.) Estimulador: (RehamovePro, Hasomed GmbH) Número de canais: 4 (2 de estimulação e 2 para adquirir sinais EMG com uma frequência de amostragem de 4kHz). Músculos: bíceps, tríceps e deltóide anterior, medial e posterior – 2 músculos selecionados com base na necessidade do paciente. Parâmetros de estimulação: a frequência de estimulação e a largura de pulso são fixadas em 25 Hz e 300μs, respectivamente, enquanto a intensidade de estimulação é definida no início da sessão de treinamento para cada músculo individualmente a um valor tolerado pelo sujeito e capaz de induzir um movimento funcional.	Estimativa de intenção: EMG A FES é disparada quando a EMG volitiva do mesmo músculo estimulado supera um limite específico do paciente, definido durante cada sessão dentro de um procedimento de calibração automática inicial. Uma vez disparados, pulsos bifásicos com uma amplitude de corrente crescente até um valor máximo predefinido é administrado; estimulação para assim que a posição alvo é alcançada. A interface de controle é aplicada em um sistema Windows (Windows 7 ou acima). Por segurança, o algoritmo é implementado de maneira que cada passo precisa de ser finalizado antes que outro comece a agir. O protótipo é conectado a essa interface de controle por Bluetooth. Feedback: Há sensores goniométricos instalados nas articulações (Vert-X 13 E, ConTelec AG) e a freios magnéticos (MBG0S2AA e MBG0S4AA, Chaintail Co. Ltd), que podem travar algum grau de liberdade se necessário. Também fornece feedback visual sobre o esforço voluntário que é exibido

				através de um emoji feliz / triste quando a atividade é considerada ativo / passivo respectivamente)
MUNDUS (Multimodal Neuroprosthesis for Daily Upper limb Support) (AMBROSINI <i>et al.</i>, 2012) (PEDROCCHI <i>et al.</i>, 2013)  	Função: alcance e preensão Configuração: FES e órtese semiativa em articulações separadas Movimentos: ombro e cotovelo (FES somente), dedos (robô somente ou FES somente, nunca os dois juntos) (É único com configuração de FES apenas para atuação das articulações do ombro e cotovelo em combinação com o uso de um robô apenas para movimentos dos dedos) Articulação envolvida: proximal (ombro e cotovelo), distal (mão). Peso: 2.2 Kg Vantagens: modularidade e capacidade de adaptação à condição do usuário durante a progressão da doença. Desvantagens: Leva de 35 a 40 minutos para configurar e calibrar.	Dispositivo: passivo, semiativo Tipo: exoesqueleto Graus de liberdade: 3 (rotação do ombro no plano horizontal, elevação do ombro e flexão / extensão do cotovelo. Atuadores: motor DC - corrente contínua (Maxon motors) (dedos) com engrenagem planetária (A-max 22 e GP 22, Maxon Motor, Suíça) e dois sensores angulares (Vert-X, Contelec AG, Suíça) Portabilidade: Sim, porém fixo na cadeira de rodas e restrito à mesa) O exoesqueleto contém encoders (miCAN-Stick, miControl® GmbH, Alemanha) para medir os ângulos em três graus de liberdade e três freios controlados por PC são usados para fixar as três juntas em todas as posições possíveis alcançadas pelo usuário. Eletrodos são utilizados para detectar atividade residual nos músculos do braço com dois objetivos: modular a estimulação neuromuscular apoiando a contração voluntária para realização da tarefa e acionar a execução de ações secundárias	Tipo de estimulação: Eletrodo de Superfície (PALS, Platinum, Axelgaard Manufacturing Co., Ltd.). Estimulador: (RehaStim, Hasomed GmbH) (ombro e cotovelo) Número de canais: 8 Músculos: deltóide medial, bíceps e extensores dos dedos (FES para ombro e cotovelo não é usado inteiramente sozinho, mas é feito em combinação com elementos passivos (molas e fios elásticos) ou travas elétricas traváveis / destraváveis que fornecem suporte contra a gravidade.) Parâmetros de estimulação: a frequência de estimulação é fixada em 25 Hz; a amplitude da corrente é definida individualmente em cada músculo em um valor tolerado capaz de provocar uma boa contração muscular visível, enquanto a largura de pulso (PW) é controlada por um controlador integral baseado em EMG. Este controlador é caracterizado por dois limites: um limite de ativação (o mais alto) e um limite de desativação (o mais baixo). Quando o EMG residual supera o limite de ativação, o PW aumenta para 350 µs, ao passo que, quando o EMG residual torna-se menor do que o limite de desativação, o PW é	Estimativa de intenção: Intenção voluntária do usuário - botão USB e / ou a aquisição de sinais EMG). Para cada usuário, a solução que se encaixa melhor na capacidade residual do usuário pode ser escolhida. (outras opções de controle também disponíveis, por exemplo: movimento ocular e de cabeça) Movimento ocular teve sucesso na obtenção da intenção correta do usuário. No entanto, a unidade de rastreamento ocular usada é montada em uma mesa e este método é, portanto, limitado em sua portabilidade Para usuários sem controle volitivo dos músculos deltóide ou bíceps, o sistema MUNDUS usa EEG para selecionar a partir de um conjunto discreto de alvos ou comandos "GO" e "STOP" exibidos em uma tela, enquanto um controlador de baixo nível determina a quantidade de estimulação elétrica e atuação da órtese. O MUNDUS aproveita a identificação por radiofrequência para identificar as coordenadas de itens específicos - por exemplo, uma xícara - para alcançar e agarrar. Sensores codificadores e freios controláveis, um controlador baseado em integração EMG de dois canais aplicado ao bíceps e ao deltóide medial e um módulo capaz de detectar em tempo real a intenção do usuário na

			reduzido até 0 μ s. Os dois limites são definidos durante um procedimento de calibração automática realizado no início da tentativa	ordem para controlar o sistema durante o movimento. Feedback: Posição, força, localização do objeto

Dos 32 dispositivos híbridos encontrados, 24 são exoesqueletos e 8 efetores finais. Oito equipamentos são focados apenas em movimentos de alcance, 6 em preensão e 18 em alcance e preensão, englobando articulações proximais e distais. Em relação ao dispositivo robótico, 20 utilizam equipamentos ativos (sendo que a maioria faz uso de motor elétrico), 10 passivos e 2 semiativos. Dos equipamentos ativos e semiativos, 10 utilizam FES e motor na mesma articulação e 12 utilizam em articulações separadas. Em relação a estimulação, 30 equipamentos utilizam eletrodos de superfície e 2 eletrodos implantados. Os estimuladores mais utilizados são *Motion stim* 8 (5 dispositivos) e *Rehastim, Hasomed GmbH* (5 dispositivos) e a maioria utiliza um parâmetro de estimulação pré-definido. Dez dispositivos utilizam detecção da intenção do usuário por meio de botão de apertar, 9 utilizam EMG, 4 utilizam EEG, 1 comando de voz e 5 não mencionam. Alguns fornecem duas opções de detecção: joystick ou EMG, joystick ou EEG, botão de apertar ou EMG, EMG ou EEG. Doze dispositivos são portáteis, sendo que 4 são com uso fixo em cadeira de rodas, 9 não portáteis e 11 não mencionam. Dos 32 dispositivos encontrados, 11 se assemelham ao protótipo desenvolvido neste trabalho, ou seja, consiste em uma órtese ativa, com estrutura de exoesqueleto, sendo focada nos movimentos de alcance e preensão (AMBROSINI *et al.*, 2019; CREMA *et al.*, 2015; O'CONNOR *et al.*, 2015; PYLATIUK *et al.*, 2009; QIAN *et al.*, 2017, 2017; SEREA *et al.*, 2013, 2015; TU *et al.*, 2012; VAROTO; BARBARINI; CLIQUET JR, 2008)

2.4.4 Desafio dos sistemas híbridos

De acordo com Resquín *et al.* (2016), um dos principais desafios dos SRHR é o desenvolvimento de um controle compartilhado de forma otimizada entre o dispositivo robótico, a FES e a capacidade de movimento dos indivíduos.

Outro desafio é o fato de alguns sistemas híbridos considerarem o uso associado de eletromiografia para acionar o sistema. No entanto, conforme destacado por Resquín *et al.* (2016), distúrbios do sistema nervoso central causados após o AVE (por exemplo, espasticidade) podem afetar significativamente a qualidade dos sinais

EMG, o que pode limitar a aplicabilidade desse tipo de acionamento (RESQUÍN *et al.*, 2016).

Para tarefas de preensão, o número de canais de estimulação influencia consideravelmente o controle preciso dos movimentos da mão e dos dedos. Devido à alta densidade dos músculos do antebraço, o uso de poucos canais normalmente resulta em uma resposta motora pouco funcional, um problema que é ainda mais perceptível quando eletrodos de superfície são usados (POPOVIĆ, 2014). Pensando nisso, Malešević *et al.* (2012) utilizaram eletrodos *multi-pad* com intuito de melhorar a precisão do movimento de preensão. No entanto, essa abordagem foi testada em poucos estudos até o momento (KUTLU *et al.*, 2015).

Outro desafio dos SRHR é que a maioria dos dispositivos estão apenas nos estágios iniciais de desenvolvimento e há poucos estudos avaliando a efetividade dessa abordagem de tratamento (STEWART *et al.*, 2017). Sendo que neles, observam-se falhas metodológicas como, por exemplo, a falta de métricas para avaliação e escassez de padronização entre os ensaios. Outra dificuldade é a implementação prática de grupos controle nos estudos, o que demandaria um grande número de participantes para os experimentos (RESQUÍN *et al.*, 2016). Esses fatores tornam difícil chegar à uma conclusão dos efeitos da tecnologia. Apesar disso, os resultados preliminares são promissores e a capacidade dos dispositivos híbridos de melhorar a eficiência dos exoesqueletos foi demonstrada com sucesso em diversos protótipos (RESQUÍN *et al.*, 2016; STEWART *et al.*, 2017).

As revisões de Stewart *et al.* (2017) e Resquín *et al.* (2016) sugerem que novos sistemas híbridos sejam desenvolvidos e que eles forneçam treinamento nas articulações proximais e distais (alcance e preensão), já que a execução das AVDs requer uma sequência coordenada de movimentos envolvendo essas articulações. Sugerem também que eles consigam monitorar a fadiga do paciente e ajustar sua assistência conforme necessário. Estudos comprovaram que sistemas híbridos focados em movimentos de alcance apresentam melhorias apenas nas habilidades motoras, enquanto sistemas focados em movimentos de alcance e preensão demonstram melhorias significativas em habilidades motoras e funcionais (RESQUÍN *et al.*, 2016; STEWART *et al.*, 2017). Além disso, Stewart *et al.* (2017) sugerem que seja utilizado terapia robótica nas articulações proximais, enquanto a FES seja utilizada nas articulações distais (punho e mão), permitindo a preensão com maior eficiência, já que

foi observado mais sucesso quando a terapia robótica é focada nas articulações proximais (ombro e cotovelo). Resquín *et al.* (2016) propõem o desenvolvimento de SRHR com atuadores ativos a fim de possibilitar movimento mais natural em um ambiente sem restrições, com a capacidade de implementar protocolos de reabilitação mais complexos e sofisticados.

3 METODOLOGIA

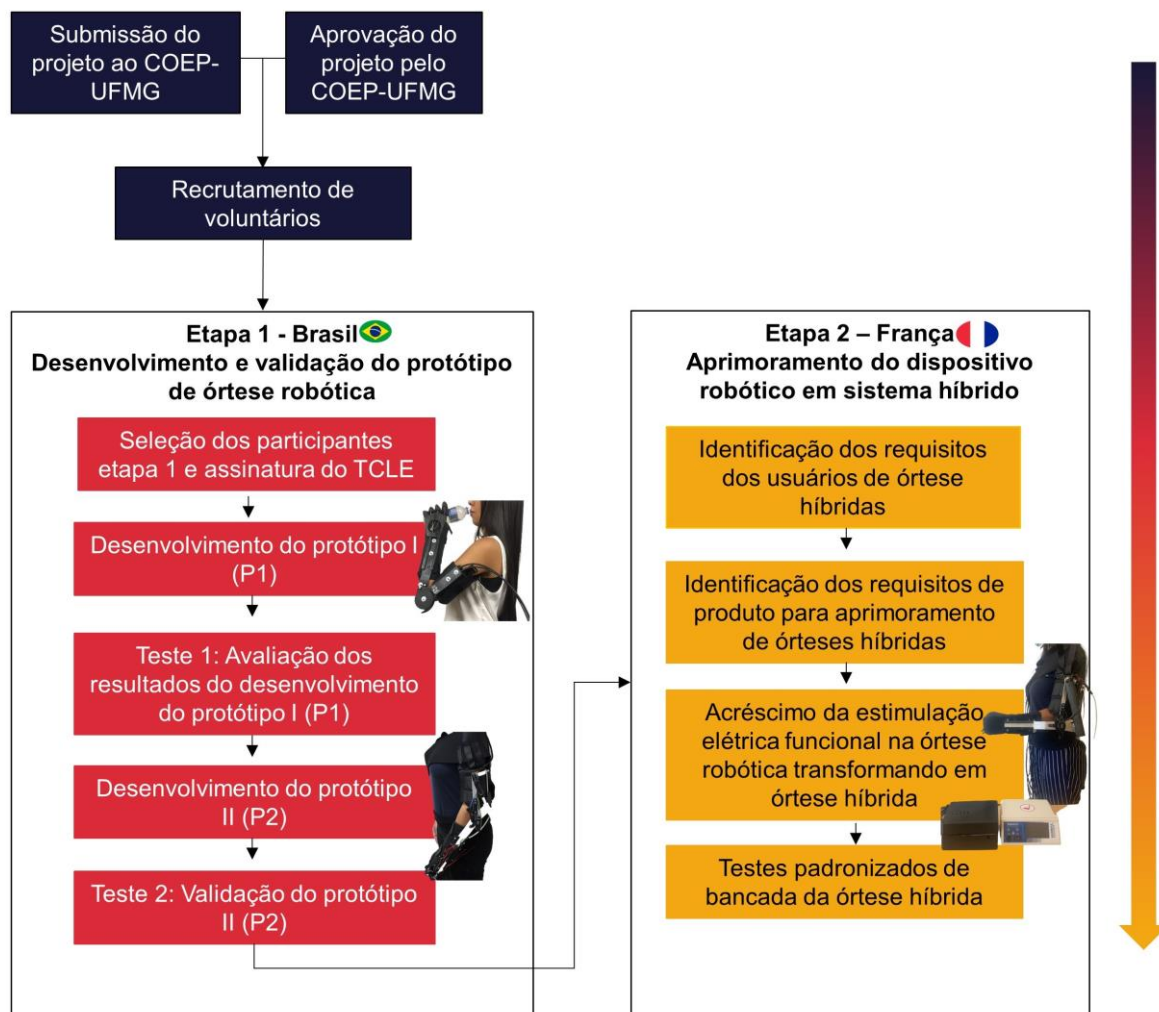
3.1 Delineamento

Este estudo foi realizado em duas etapas que estão resumidas na Figura 10.

A primeira etapa, realizada no Brasil, foi destinada ao desenvolvimento do protótipo da órtese robótica para membro superior e validação do dispositivo nos seus aspectos biomecânicos, estrutura, interface, componentes, segurança e usabilidade. Neste momento, foi desenvolvido o primeiro protótipo (P1) e testado em pessoas com alteração da função motora de membro superior decorrente de AVE. Em seguida, foram feitos os ajustes necessários para adequação da órtese e confecção do protótipo II (P2). Este também foi testado no mesmo grupo de participantes a fim de validar o protótipo.

A segunda etapa, realizada na França, foi voltada ao aprimoramento da estrutura e sistema de controle do dispositivo robótico, acrescentando a estimulação elétrica funcional ao acionamento, transformando-o em um sistema híbrido. Para tanto, foi realizado um estudo piloto multicêntrico a fim de identificar os requisitos do usuário de órteses híbridas e em seguida, determinar os requisitos de produto essenciais para o aprimoramento do protótipo II (P2). Por fim, o sistema híbrido foi avaliado por meio de testes padronizados de bancada a fim de analisar seu correto funcionamento.

Figura 10 – Etapas do estudo



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

3.2 Local de realização

A etapa 1 do estudo foi realizada nas dependências do Laboratório de Bioengenharia (LABBIO) do Departamento de Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia e do Laboratório de Tecnologia Assistiva do Departamento de Terapia Ocupacional da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, ambos da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Os testes com a órtese foram executados pela pesquisadora responsável (terapeuta ocupacional) e

acompanhados por um mestrando em engenharia mecânica e alunos de iniciação científica – áreas de engenharia mecânica, física e fisioterapia.

A etapa 2 do estudo foi realizada no laboratório *Control of Artificial Movement & Intuitive Neuroprosthesis* (CAMIN) do Instituto Nacional de Pesquisa em Ciência e Tecnologia Digital (INRIA) na Universidade de Montpellier, na França. O laboratório é referência mundial em conhecimento técnico científico de projeto e desenvolvimento de neuropróteses para pessoas com deficiências sensoriomotoras.

3.3 Etapa 1 – Desenvolvimento e validação do protótipo da órtese robótica

A etapa 1 do estudo consistiu nas seguintes fases:

Figura 11 – Fases da etapa 1 do estudo



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Inicialmente foi desenvolvido o primeiro protótipo (P1) tendo como requisitos de projeto: divisão da órtese em módulos (módulo mão e módulo cotovelo) permitindo melhor adaptação e customização ao usuário e facilidade de aperfeiçoamento; baixo peso; baixo custo e agradável esteticamente.

O teste 1 foi realizado em quatro participantes com alteração da função motora de membro superior pós-AVE e teve como objetivo avaliar os resultados do desenvolvimento do protótipo 1. Foram verificados os aspectos biomecânicos, ou seja,

habilidade de executar com eficiência e segurança os movimentos de flexão e extensão de cotovelo e dedos, bem como o correto funcionamento da estrutura, interface, controle, usabilidade, analisando a necessidade de mudanças e adaptações no dispositivo.

Após o teste 1, foram realizados os ajustes necessários e desenvolvido o segundo protótipo (P2). O P2 foi testado no mesmo grupo de participantes (teste 2) com intuito de verificar a capacidade de executar com eficiência e conforto os movimentos de flexão e extensão de cotovelo e dedos, funcionamento em diferentes graus de liberdade, angulação e velocidade, bem como realizar a preensão de diferentes objetos, movê-los sobre a mesa e aproximá-los e afastá-los do rosto. Além disso, também foi verificado a facilidade de instalação e operação do equipamento.

3.3.1 Órtese Robótica

O equipamento desenvolvido no Laboratório de Bioengenharia (LABBIO) do Departamento de Engenharia Mecânica (DEMEC) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) é uma proposta inovadora para reabilitação de membro superior. Ele tem o potencial de ajudar pessoas com perda da função motora a se engajar mais independentemente em atividades diárias, de lazer, vocacionais, melhorando sua autoestima e qualidade de vida. Consiste em um exoesqueleto ativo (o dispositivo robótico move o braço da pessoa), com hastes estáticas, conectadas por um eixo articulado coincidindo com o centro articular do cotovelo e motores conectados a órtese, responsáveis por realizar os movimentos de flexão e extensão do cotovelo e dedos (articulações metacarpofalangeanas e interfalangeanas dos dedos 2º ao 5º) (ver Figura 12). A órtese é controlada por um aplicativo instalado em um celular e/ou *tablet* que se comunica com um microcontrolador com módulo *Bluetooth*, permitindo o controle completo dos movimentos desejados e um acompanhamento remoto da reabilitação por um terapeuta.

Figura 12 – Órtese robótica para reabilitação de membro superior

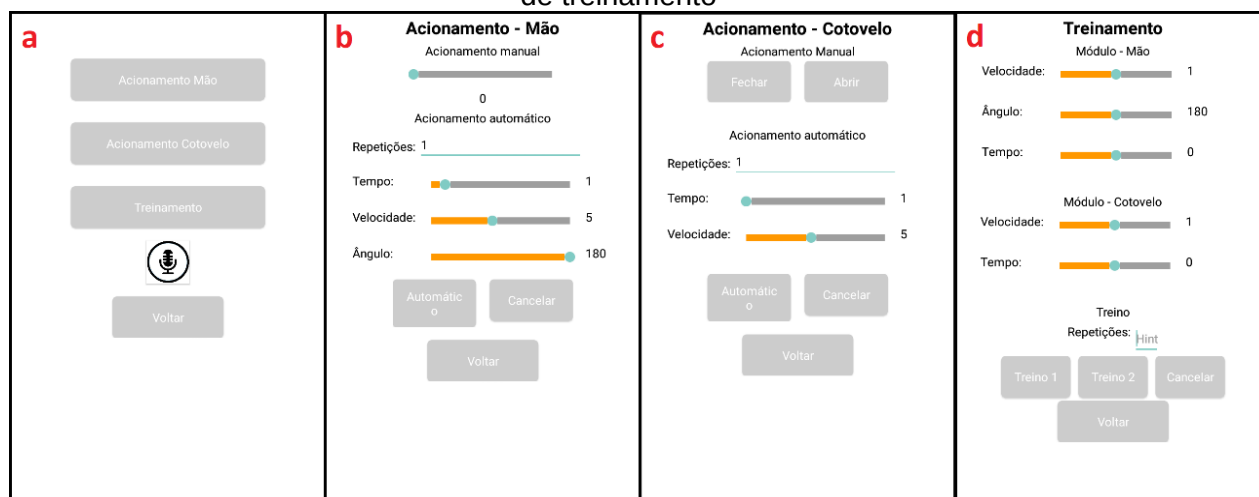


Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

O aplicativo de *smartphone* envia os comandos que o terapeuta precisa para o sistema de controle da órtese. Para a programação do aplicativo foi utilizado uma plataforma online de programação chamada <https://thunkable.com/#/> e para programação do microcontrolador, foi utilizado o software disponível pela STMicroelectronics™ que utiliza a linguagem de programação C. As telas principais do aplicativo podem ser observadas na Figura 13.

Figura 13 –Telas do aplicativo de controle da órtese.

(a) Tela principal, (b) Acionamento da Mão; (c) Acionamento do Cotovelo; (d) Modo de treinamento



(a)

(b)

(c)

(d)

Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Há várias vantagens em se trabalhar com um aplicativo de *smartphone* como painel de controle da órtese. Dentre elas, pode-se afirmar que este é um sistema difundido, ao qual uma grande parte da população tem acesso atualmente (RAMEY *et al.*, 2019; ZHANG *et al.*, 2020). Além disso, aplicativos móveis podem facilitar a permitir

uma coleta de dados mais objetiva, economizar espaço de armazenamento, evitar a perda de dados e garantir a entrega de dados em alta velocidade (ZHANG *et al.*, 2020). Em adição, a conexão com a internet, pode inspirar uma versão futura do aplicativo, cujos dados de uso da órtese possam ser enviados ao terapeuta à distância, podendo criar uma espécie de “reabilitação remota”. Obviamente, este tipo de reabilitação não dispensaria a reabilitação assistida por um especialista, mas seria possível aumentar o tempo de terapia que um paciente faria durante a semana, sem necessariamente aumentar as horas que ele passa na clínica. O aplicativo, em sua versão mais atual, possui 3 modos: Acionamento Mão, Acionamento Cotovelo e Modo Treinamento.

O modo “Acionamento Mão” e “Acionamento Cotovelo” realiza o treinamento isolado de cada segmento e oferece duas funções principais: “Manual” e “Automático”. Esta é uma ferramenta utilizada basicamente para testar a órtese e averiguar se ela está bem ajustada. Na configuração “Manual”, o usuário poderá posicionar o sistema da mão e do cotovelo em um ângulo pré-definido. Já na função “Automático” possibilita ao operador (terapeuta ou usuário) configurar parâmetros de número de repetições, tempo entre repetições, velocidade do movimento e o ângulo de abertura e fechamento da mão.

O “Modo Treinamento”, tem a capacidade de movimentar tanto o cotovelo quanto os dedos ao mesmo tempo. Todos os parâmetros descritos nas opções de acionamento da mão e do cotovelo também poderão ser configurados nessa opção. Além disso, é possível criar mais de um tipo de exercício e mudar de modo simples entre um exercício e outro.

3.3.2 Participantes para validação do protótipo

Os participantes para validação do protótipo foram recrutados por intermédio de associações de AVE, centros de reabilitação, hospitais e mídias sociais – anúncios em jornais impressos e sites do município de Belo Horizonte, Minas Gerais (ANEXO A). Os participantes foram selecionados de acordo com os critérios de inclusão e exclusão e informados sobre os objetivos do estudo. Os que concordaram em participar

assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (APÊNDICE A). O projeto do estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (COEP) da Universidade Federal de Minas Gerais (Registro CAAE: 22207213.5.0000.5149) (ANEXO B).

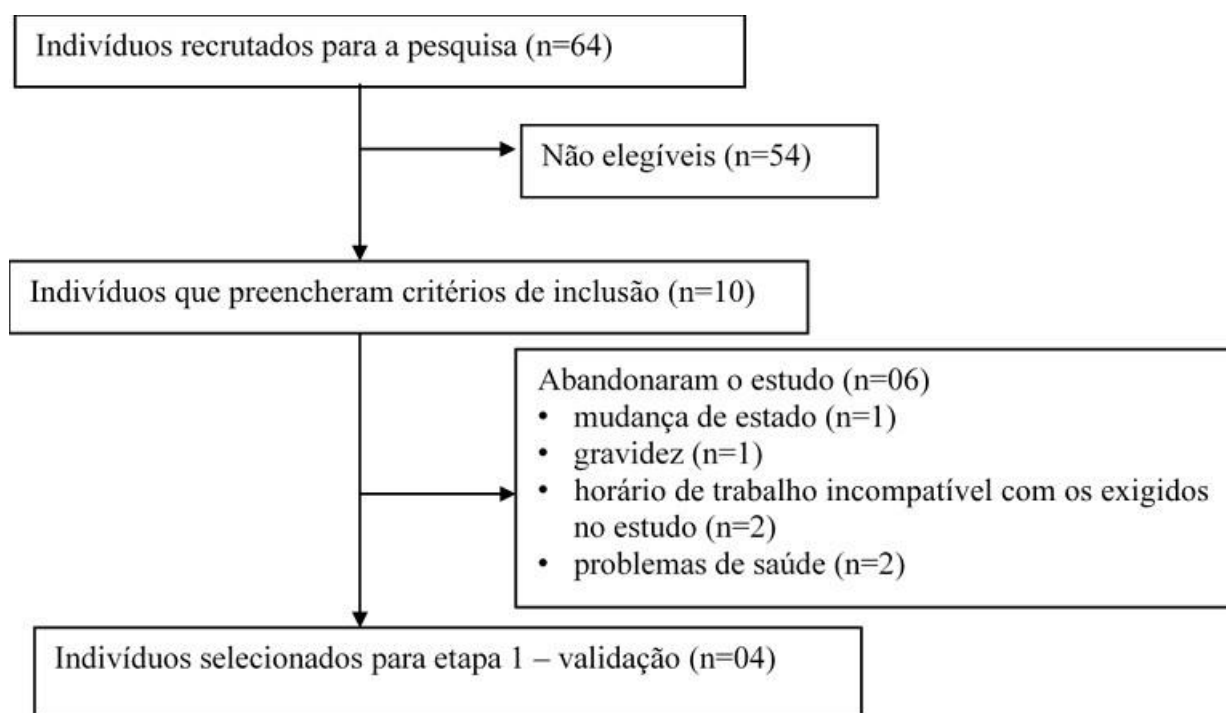
Os critérios de inclusão no estudo foram: pessoas com idade igual ou superior a 18 anos com diagnóstico de Acidente Vascular Encefálico com tempo de evolução acima de seis meses (fase crônica), com intuito de minimizar os efeitos da recuperação espontânea (WECHSLER *et al.*, 2018); hemiparesia, caracterizada pelo aumento de tônus dos flexores de cotovelo (escore diferente de zero na Escala Modificada de Ashworth (ANEXO C) ou pela fraqueza muscular de preensão manual (diferença superior a 10% entre a medida do membro parético e o não parético), mensurada pelo dinamômetro Hydraulic Hand Dynamometer® (Model SH5001, Saehan Corporation, Masan, Korea) (FARIA-FORTINI *et al.*, 2017); porção do membro superior da avaliação da *Fugl Meyer* com escore ≥ 10 e ≤ 39 no momento da triagem (FUGL-MEYER *et al.*, 1975) (ANEXO D); movimentos de, no mínimo, 45° de flexão e abdução do ombro - movimento mínimo necessário para realizar a maioria das atividades de vida diária (OOSTERWIJK *et al.*, 2018); movimentação passiva completa das articulações de mão e cotovelo possibilitando arco de movimento livre pela órtese; sem comprometimento de sensibilidade proprioceptiva avaliado por meio do domínio sensibilidade da *Fulg Meyer* (FAGUNDES *et al.*, 2015; FUGL-MEYER *et al.*, 1975) (ANEXO D); sem déficits cognitivos graves, avaliado por meio da versão brasileira do Mini-Exame do Estado Mental (ponto de corte para indivíduos analfabetos 13, 18 para baixa e média escolaridade e 26 para alta escolaridade) (BERTOLUCCI *et al.*, 1994) (ANEXO E) demonstrando habilidades para seguir instruções para realizar tarefas motoras.

Os critérios de exclusão no estudo foram: comprometimento motor bilateral; espasticidade excessiva do membro afetado (Escala Modificada de *Ashworth* >3) (BOHANNON; SMITH, 1987); grave comprometimento ortopédico ou reumatológico adicional anterior ao AVE impedindo ou limitando o uso da órtese; dor grave no membro superior afetado, medido por meio da Escala Visual Analógica (EVA) (> 8 em uma escala de 0 a 10) (LANGLEY; SHEPPEARD, 1985) (ANEXO F) ; lesões abertas na pele onde será fixado o dispositivo; uso nos últimos três meses de toxina botulínica para espasticidade ou outros medicamentos conhecidos por aumentar a recuperação

motora; participação nos últimos 3 meses de outro estudo de pesquisa para melhorar função membro superior.

3.3.2.1 Recrutamento

Foram recrutados 64 indivíduos com hemiparesia resultante de AVE. Desse total, 54 (85%) potenciais participantes não atenderam aos critérios de inclusão, devido a: déficit cognitivo (n=2), porção do membro superior da avaliação da *Fugl Meyer* com escore diferente de ≥ 10 e ≤ 39 (n=18); espasticidade elevada (n=16); menos de 45° de movimento de flexão e abdução do ombro (n= 4); flacidez em membro superior afetado (n=3); sensibilidade proprioceptiva comprometida (n=3); ocorrência concomitante de outras condições de saúde incapacitantes (n=2); utilizou nos últimos três meses toxina botulínica para espasticidade (n=6). Por fim, 10 indivíduos (15.6%) foram selecionados para o estudo. No decorrer da pesquisa, seis participantes abandonaram o estudo devido à indisponibilidade apresentada: mudança de estado (n=1), gravidez (n=1) e horário de trabalho incompatível com os exigidos no estudo (n=2), problemas de saúde (n=2). Assim, quatro indivíduos participaram desta fase da pesquisa (ver Figura 14).

Figura 14 – Fluxograma de recrutamento dos participantes.

Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

3.3.2.2 Características clínico-demográficas dos participantes

A média de idade dos participantes foi de 46 ± 17.59 anos, 50% eram homens e o tempo médio pós-AVE foi de 19.83 ± 7.17 meses. As características sociodemográficas e clínicas são apresentadas na Tabela 1.

Tabela 1 – Características dos participantes do estudo.

Características	n=4
Idade (anos), média $\pm$ DP	46 $\pm$ 17.59
Sexo	
Masculino	2
Feminino	2
Tempo pós-AVE (meses) $\pm$ DP	19.83 $\pm$ 7.17
Dominância	
Direita	3
Esquerda	1
Lado acometido dominante	1
Tipo de AVE	
Isquêmico	4
Hemorrágico	0
MEEM (0-30) média $\pm$ DP	27.33 (2.50)
Fugl Meyer (0-66) média $\pm$ DP	37.50 (5.17)
Espasticidade (0-4) média $\pm$ DP	1.34 (0.16)

Legenda: DP= Desvio padrão; MEEM= Mini-Exame do Estado Mental.

Dentre os 10 participantes que constituíram o universo da pesquisa, quatro foram selecionados para avaliar os resultados do desenvolvimento do protótipo I (P1) e do protótipo II (P2), verificando o funcionamento da parte biomecânica, a necessidade de mudanças e adaptações no dispositivo e adequação às necessidades de cada paciente e lesão, priorizando conforto, usabilidade e funcionalidade.

3.3.3 Procedimentos

Para ambos os testes, os participantes permaneceram sentados em uma cadeira em frente a uma mesa com altura ajustável. A órtese foi fixada em seu membro superior e verificado os ajustes anatômicos, possíveis pontos de pressão sobre a pele, adequação postural, segurança e conforto de cada participante. A escala visual analógica (LANGLEY; SHEPPEARD, 1985) foi utilizada para investigar ocorrência de dor e eventos adversos e foi aplicada durante e após o uso do dispositivo. Ela foi aplicada solicitando aos participantes que indicassem a severidade de sua dor,

marcando um ponto em uma linha graduada em centímetros de 0 a 10, cujas extremidades são marcadas com “ausência de dor” e “dor insuportável”. A medida foi convertida em uma pontuação medindo-se a distância da marca com a origem da escala.

No teste 1, foram realizadas aproximadamente 20 repetições do movimento de flexão e extensão do cotovelo e dedos, individualmente, para verificar o correto funcionamento dos módulos, ou seja, habilidade de executar com segurança e eficiência os movimentos. Além disso, foi analisada a capacidade dos componentes estáticos do antebraço em posicionar o membro adequadamente; e investigada a funcionalidade do sistema de acionamento e sistema de controle.

No teste 2, foram realizadas várias repetições do movimento de flexão e extensão do cotovelo e dedos, individualmente e simultaneamente, em diferentes graus de liberdade, angulação e velocidade, bem como a preensão, sustentação e movimentação de diferentes objetos (esférico e cilíndrico) que exigem preensão palmar. Os ângulos de abertura do cotovelo e dedos foram medidos utilizando um goniômetro de plástico policloreto de vinila (PVC) da marca Carci® para verificar o grau de precisão do sistema. O tempo de abertura dos dedos e cotovelo foi cronometrado usando um cronômetro Digital modelo AK68 e o peso do equipamento verificado por meio de uma balança de precisão da marca Baxtran®. Além disso, também foi analisada a facilidade de instalação e operação do equipamento, realizando cronometragem do tempo necessário para instalação do equipamento no membro superior dos participantes e fazer a regulagem dos tendões artificiais, por meio de um cronômetro digital modelo AK68.

Os comandos da órtese foram controlados via aplicativo, desenvolvido pelo próprio grupo de pesquisadores, variando os parâmetros de forma regular e discreta, sob orientação da profissional de saúde responsável pelos testes. Para cada participante foi confeccionada uma órtese adequada às suas necessidades e características. Entretanto, a parte mecânica e o sistema de acionamento permaneceram os mesmos, com os ajustes necessários a cada pessoa.

Os testes tiveram um mês de duração e foram realizados semanalmente em sessões de 1 hora. Eles foram filmados, para posterior análise pelos membros da equipe e identificação exata dos principais problemas a serem tratados. Além da análise por vídeo, o *feedback* dos participantes foi essencial nesta fase.

3.4 Etapa 2 – Aprimoramento do dispositivo robótico em sistema híbrido

A segunda etapa do estudo, foi voltada ao aprimoramento da estrutura e sistema de controle do dispositivo robótico, acrescentando a estimulação elétrica funcional, transformando-o em um sistema híbrido. Isso se deu devido a necessidade de simplificar a estrutura mecânica do dispositivo, proporcionando um equipamento mais leve e, conseqüentemente, portátil que possibilitasse o uso da órtese em atividades do cotidiano, em diferentes contextos e ambientes.

Para tanto, foi levado em consideração o Design Centrado no Usuário (DCU) com intuito de incluir as perspectivas do usuário permitindo a confecção de um dispositivo útil, confortável e que melhor atendesse às necessidades dos indivíduos, promovendo assim, níveis mais altos de satisfação e aceitação (ABRAS; MALONEY-KRICHMAR; PREECE, 2004).

Isso se justifica pelo fato de que, embora inovações tecnológicas tenham impacto positivo na vida diária de pessoas com deficiência, compensando a perda de funções motoras e auxiliando a desempenhar atividades funcionais, observa-se alta taxa de abandono de tecnologia assistiva (TA) pelos usuários. Estudos mostram que cerca de 30% de todos dos equipamentos adquiridos são abandonados entre o primeiro e o quinto ano de uso e alguns nem mesmo chegam a ser utilizados (COSTA *et al.*, 2015). Terapias robóticas, neuropróteses e órteses híbridas, apesar da eficácia clínica comprovada (DURET; GROSMARE; KREBS, 2019; FERREIRA *et al.*, 2018) apresentam aplicação e implementação clínica limitada, além do não uso e falta de adesão por parte dos usuários (DUNKELBERGER, 2020; DURET; GROSMARE; KREBS, 2019; LEE; RITTENHOUSE; ABDULLAH, 2005; MARQUEZ-CHIN; POPOVIC, 2020; RESQUÍN *et al.*, 2016; VENUGOPALAN *et al.*, 2015). Um dos motivos cruciais para tal, é o fato de que a maioria dos projetos não atende completamente às necessidades e preferências dos usuários finais devido ao baixo envolvimento desses no processo de fabricação (VAN OMMEREN *et al.*, 2018). Estudos destacam que equipamentos que foram desenvolvidos utilizando DCU mostraram-se mais aceitáveis, com escores mais elevados de usabilidade e segurança. Além disso, observou-se maior eficiência do equipamento e redução geral de custos e tempo de desenvolvimento, ratificando a importância de considerar as perspectivas dos usuários finais durante o projeto e desenvolvimento de tecnologia

assistiva (SIVAN *et al.*, 2014; VAN OMMEREN *et al.*, 2018). Portanto, um dos objetivos desse trabalho foi realizar um estudo piloto a fim de investigar os requisitos (necessidades, preferências e expectativas) dos usuários, que precisam ser atendidas durante o desenvolvimento de órteses híbridas de membros superiores, o que consequentemente irá aumentar a aceitação do dispositivo.

Assim, a fim de incorporar as reais necessidades dos usuários no aprimoramento do protótipo, foi utilizado um dos melhores e mais popular método para desenvolvimento de produtos e projetos, o *Quality Function Deployment* (QFD), em português, Desdobramento da Função Qualidade (ULLMAN, 2010). O QFD tem sido aplicado tanto para desenvolvimento de novos produtos quanto para remodelagem ou melhoria de produtos existentes (CHENG; MELO FILHO, 2010). Por esse motivo, ele foi utilizado no trabalho em questão, a fim de nortear o aperfeiçoamento do protótipo, de forma que seja desenvolvido com qualidade e melhor atenda às necessidades dos usuários finais.

O QFD, método estruturado e sistematizado, desenvolvido no Japão, na década de 1960 pelos professores Shigeru Mizuno e Yoji Akao e introduzido nos Estados Unidos e Europa em 1983, tem sido amplamente utilizado em diversos países em setores variados da indústria (AKAO, 1990; AKAO; AKAO, 2004; CHENG; MELO FILHO, 2010; ULLMAN, 2010). Ele consiste em uma ferramenta para desenvolvimento de qualidade que visa à satisfação dos clientes mediante a tradução de suas necessidades em especificações técnicas da engenharia (aspectos tangíveis e/ou mensuráveis), passíveis de serem observados, controlados e produzidos pelas indústrias. Dentre os inúmeros benefícios dessa abordagem, destaca-se: promoção do aumento da satisfação do cliente; redução no tempo, no número de mudanças de projeto e no custo de desenvolvimento de produto; aumento do faturamento e lucratividade; maior integração das equipes de desenvolvimento; garantia que as informações levantadas no início do processo de desenvolvimento junto ao cliente estejam presentes no produto final e objetividade e rapidez nas decisões (AKAO; AKAO, 2004; CHENG; MELO FILHO, 2010).

Portanto, para realizar o aperfeiçoamento do dispositivo, inicialmente foram investigadas as necessidades dos usuários, para que estas pudessem ser convertidas em requisitos do produto. De posse desses dados, foi feita a melhoria do dispositivo, por meio do acréscimo da nova forma de acionamento, a FES. Por fim, foram

realizados testes em bancada para validação do sistema híbrido. As fases da etapa 2 do estudo são demonstradas na Figura 15.

Figura 15 – Fases da etapa 2 do estudo.



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

3.4.1 Identificação dos requisitos de usuário de órteses híbridas

Até o momento, nenhum estudo investigou as necessidades dos usuários para desenvolvimento de órteses híbridas para reabilitação de membros superiores, apenas para construção de dispositivos robóticos (LAM *et al.*, 2015; LEE; RITTENHOUSE; ABDULLAH, 2005; LU *et al.*, 2011a, 2011b; NASR *et al.*, 2016; RADDER *et al.*, 2015) e equipamentos de tecnologia assistiva (HUGHES *et al.*, 2014; PRANGE *et al.*, 2015; SIVAN *et al.*, 2014).

Portanto, esse é o primeiro estudo multicêntrico com aplicação de questionários em profissionais de saúde e indivíduos pós-AVE em diferentes países (Brasil e França), com objetivo de fazer um levantamento das necessidades dos usuários de sistemas híbridos de reabilitação. A pergunta principal do questionário consistiu em: “Quais características, recursos e funcionalidades são necessários em uma órtese híbrida para obter satisfação dos usuários?”. O estudo piloto envolveu três fases: 1) concepção e desenvolvimento do questionário; 2) aplicação e 3) análise dos dados. Estas fases são descritas abaixo.

3.4.1.1 Concepção e desenvolvimento do questionário

Estudos anteriores demonstram que questionário e entrevista são os métodos mais comumente utilizados para investigar os requisitos essenciais dos usuários no desenvolvimento de tecnologia assistiva para membro superior após-AVE (VAN OMMEREN *et al.*, 2018). E, aqueles estudos com número elevado de participantes, optam por utilizar questionários, devido à facilidade de aplicação com maior possibilidade de alcance (HUGHES *et al.*, 2014; LU *et al.*, 2011a). Com base nisso, para o trabalho em questão, foi escolhida a metodologia de questionário estruturado, aplicado pessoalmente, em formato de entrevista devido às vantagens que apresenta sob o ponto de vista de aplicação e por sua simplicidade e baixo custo.

O questionário foi elaborado com a contribuição de 9 profissionais de uma equipe multidisciplinar (2 médicos, 3 terapeutas ocupacionais e 5 engenheiros de diferentes países - Brasil e França). A concepção da estrutura, design e perguntas foi baseada em literatura sobre design de questionários (ALDERMAN; SALEM, 2010; BOYNTON, 2004; BOYNTON; GREENHALGH, 2004; EDWARDS, 2010; EDWARDS *et al.*, 2002, 2009; FOX, 1996; JONES; BAXTER; KHANDUJA, 2013; MCCOLL *et al.*, 2001; SHANKAR *et al.*, 2018) incluindo a revisão sistemática mais recente da área (EDWARDS *et al.*, 2009). A revisão sistemática sobre órteses híbridas, bem como pesquisas prévias sobre análise de requisitos para o desenvolvimento de tecnologia assistiva (HUGHES *et al.*, 2014; VAN OMMEREN *et al.*, 2018) e dispositivos robóticos para reabilitação de membros superiores (LEE; RITTENHOUSE; ABDULLAH, 2005; LU *et al.*, 2011a, 2011b), forneceram subsídios para desenvolvimento das perguntas. Todos os profissionais chegaram a um consenso sobre o conteúdo e o desenho do questionário.

Foram concebidos dois questionários estruturalmente comparáveis, um para pacientes e outro para profissionais de saúde (Anexo G e H), divididos em duas seções: (a) informações gerais sobre os participantes; (b) potenciais atributos de uma órtese híbrida. A maioria das perguntas eram fechadas para permitir a codificação direta, incluindo: respostas sim / não, múltipla escolha e escala Likert com nível de importância medido de ("muito importante, importante, pouco importante, não

importante ou nenhuma opinião/ não se aplica”). Algumas questões abertas também foram incluídas, pois anotações em formato de texto livre podem agregar informações aos dados quantitativos e, como a neuroprótese híbrida é uma tecnologia nova e complexa, algumas questões abertas podem ser apropriadas para adquirir a opinião dos usuários finais.

3.4.1.1.1 Participantes

A aplicação dos questionários foi feita em 10 participantes, 5 em cada país, sendo 2 profissionais da saúde (PS) e 3 indivíduos com hemiparesia com comprometimento motor de membro superior. Os critérios de inclusão para o grupo de PS foram: atuar na reabilitação neurológica há pelo menos 6 meses (tempo mínimo suficiente para adquirir alguma experiência na área), experiência com reabilitação de membro superior hemiplégico e, com ou sem experiência em RT e FES. Os critérios de inclusão para o grupo de pacientes foram: indivíduos com 18 anos ou mais de idade, com hemiparesia causada por lesão cerebral (acidente vascular cerebral ou traumatismo cranioencefálico) há pelo menos 1 mês, com ou sem experiência em RT e FES e demonstrando habilidade para seguir instruções e responder perguntas.

3.4.1.2 Aplicação do questionário

A aplicação dos questionários ocorreu durante os meses de maio e junho de 2021 no Brasil e na França. Foi aplicado pessoalmente por meio de entrevista, possibilitando a identificação dos critérios de inclusão e exclusão e fornecendo a supervisão necessária. No Brasil, o questionário foi aplicado por uma terapeuta ocupacional e na França por dois médicos de reabilitação, todos foram treinados para uso correto e padronizado do instrumento. O questionário foi publicado online, em plataforma segura do Instituto Nacional de Pesquisa em Ciência e Tecnologia Digital (INRIA), que pode ser consultada online em (<https://sondages.inria.fr/index.php/627178?lang=pt>).

A página inicial do questionário fornecia uma breve descrição do projeto, com um vídeo explicativo sobre a tecnologia analisada em três idiomas (inglês, francês e

português) gravado por um falante nativo. Além disso, havia uma visão geral do termo de consentimento livre e esclarecido, solicitando-se ao participante que respondesse se consentia em participar da pesquisa. As perguntas do questionário também foram elaboradas nos 3 diferentes idiomas. A aprovação para este estudo foi obtida no Comitê de Ética em Pesquisa (COEP) da Universidade Federal de Minas Gerais (Registro CAAE: 22207213.5.0000.5149) e todas as respostas foram anônimas.

3.4.1.3 Análise dos dados

Os dados categóricos nominais (por exemplo: gênero e profissão) foram relatados com estatísticas descritivas, usando frequência e medida de tendência central, determinando a quantidade de participantes em cada categoria (frequência absoluta) e os percentuais que essas quantidades representam no total de participantes (frequência relativa). Os dados numéricos discretos (quantidade de repetições e horas de uso da bateria) foram relatados usando mediana, média e desvio padrão.

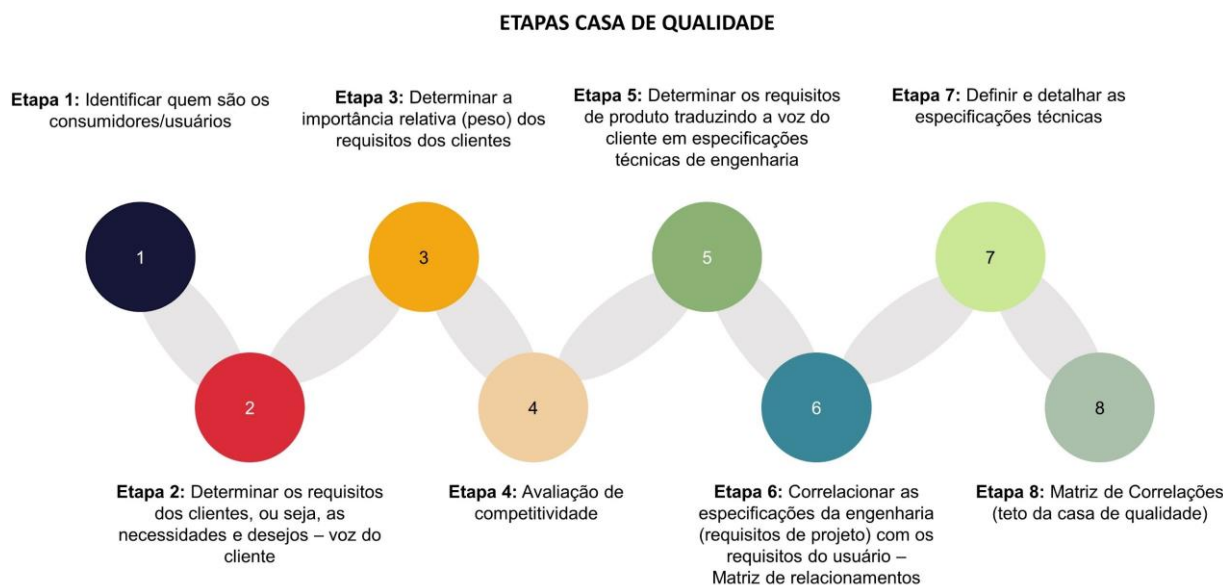
3.4.2 *Identificação dos requisitos de produto essenciais para o aprimoramento do dispositivo - aplicação QFD*

Após investigação dos requisitos dos usuários, eles foram extraídos em especificações técnicas da engenharia usando a principal ferramenta do QDF, a chamada Matriz da Qualidade ou Casa da Qualidade. Ela visa sistematizar os requisitos dos usuários através de expressões linguísticas para estabelecer as relações entre esses requisitos e as características do produto. A matriz de qualidade converte a voz do cliente (requisitos do usuário) para a voz da engenharia (requisitos de produto) e consiste em um diagrama em forma de casa, composto por vários cômodos, cada um contendo informações importantes para o desenvolvimento do produto (ver Figura 16) (CHENG; MELO FILHO, 2010).

Figura 16 – Casa de Qualidade ou Matriz de Qualidade

Fonte: (Adatado de ULLMAN, 2010).

A casa de qualidade é formada pela aplicação de várias etapas conforme descrito por Ullman (2010) e demonstrado na Figura 17:

Figura 17 – Etapas para formação da Casa de Qualidade ou Matriz de Qualidade

Fonte: (Adatado de ULLMAN, 2010).

- Etapa 1 (“QUEM” - Quem são eles?): Identificar quem são os consumidores/usuários.
- Etapa 2 (“O QUÊ” - O que os consumidores querem?): Determinar os requisitos dos clientes, ou seja as necessidades e desejos - voz do cliente.
- Etapa 3 (“QUEM” x “O QUÊ”): Determinar a o grau de importância de cada item dos requisitos dos clientes. A ponderação dará uma ideia de quanto esforço, tempo e dinheiro investir para cumprir cada requisito.
- Etapa 4 (“AGORA”): Identificar como o problema está resolvido agora, ou seja, qual é a concorrência para o produto que está sendo projetado. É feita uma avaliação de competitividade. Quando o produto é inovador, esta análise de concorrência pode ser realizada em produtos que desempenham funções semelhantes, ou não se realiza uma análise de concorrência. Em seguida, essas informações são comparadas com o que os clientes desejam (“AGORA x O QUÊ”), para descobrir onde há oportunidades para um produto aprimorado. É feito uma avaliação de 1 a 5 para cada requisito do cliente sendo que 1 significa que o produto não atende ao requisito e 5 que o produto cumpre totalmente o requisito.
- Etapa 5 (“COMO” – Como os requisitos dos clientes serão atendidos?): Determinar os requisitos de produto traduzindo a voz do cliente em

especificações técnicas de engenharia (requisitos de produto). Utiliza-se parâmetros mensuráveis que podem ser manipulados (modificados, retirados, incluídos, ampliados, diminuídos, etc) para satisfazer os requisitos dos usuários, de forma que eles possam ser medidos nos produtos para verificar se a qualidade exigida será cumprida.

- Etapa 6 (“O QUÊ x COMO” – Como medir o quê?): correlacionar as especificações da engenharia (requisitos de produto) com os requisitos do usuário, ou seja, consiste na matriz de relacionamentos. Cada célula da matriz representa como uma especificação de engenharia se relaciona com os requisitos do usuário. A força desse relacionamento pode variar, com algumas especificações de engenharia, fornecendo medidas fortes para a necessidade de um usuário e outras, fornecendo nenhuma medida. A relação é transmitida por meio de símbolos ou números específicos, sendo relacionamento forte 9 pontos, médio 3 pontos, fraco 1 ponto e inexistente 0. As correlações possibilitam que requisitos dos usuários sejam priorizados em função dos pesos atribuídos aos requisitos de produto.
- Etapa 7 (“QUANTO”): Calcular a importância de cada especificação, multiplicando o nível de importância da etapa 3, pelas forças de relacionamento 0-1-3-9 da etapa 6 para obter os valores ponderados. Em seguida, são somados os valores ponderados para cada especificação obtendo então o valor absoluto. Por fim, essas somas são normalizadas em todas as especificações a fim de encontrar a importância relativa de cada critério de engenharia, em pontos percentuais.
- Etapa 8 (“COMO x COMO” - telhado da casa): Identificar a relação entre as especificações da engenharia uma vez que se alterar uma especificação técnica, pode impactar na outra. É feito uma comparação cruzando as características e verificando se caminham no mesmo sentido ou sentido contrário. Para isso, é apontada a direção de melhoria, indicando se aumentar a quantidade do parâmetro medido é bom ou ruim. Se acrescentar for melhor, deverá ser indicado com uma seta (↑), se reduzir for melhor, deverá ser indicado com uma seta (↓) e, se não fizer diferença, usa-se o símbolo (-). Somado a isso, é definido o grau de interdependência, que se refere à intensidade com que uma especificação interfere na outra. O método mais simples é usar um “+” para

denotar que a melhoria no atendimento de uma das especificações irá melhorar o outro (eles são sinérgicos), e usar um “-” para mostrar que a melhoria em atender um pode prejudicar o outro.

Seguindo essas etapas, conforme sugerido por Ullman (2010), as informações dos questionários da pesquisa foram inseridas na Matriz de Qualidade a fim de extrair os requisitos dos usuários e transformá-los em requisitos de produto essenciais para o aprimoramento do dispositivo híbrido de reabilitação de membro superior.

3.4.3 Acréscimo da estimulação elétrica funcional na órtese robótica transformando em órtese híbrida

3.4.3.1 Escolha do módulo alvo

O aperfeiçoamento do dispositivo se deu a partir da integração da FES em um dos dois módulos de acionamento da órtese (módulo cotovelo ou módulo mão). A escolha do módulo alvo se deu por meio da observação de produtos existentes no mercado, bem como da investigação na literatura sobre a configuração mais comumente utilizada por neuropróteses e órteses híbridas na reabilitação de membro superior. Das 15 neuropróteses encontradas, a maioria (12 dispositivos) utilizava FES para realização de movimentos da mão e 3 englobam, além do movimento da mão, movimento de cotovelo (HEBERT *et al.*, 2017; ILIC; VASILJEVIC; POPOVIC, 1994; POPOVIC; KELLER, 2005).

Em relação aos 32 dispositivos híbridos encontrados, dos 11 com estrutura semelhante ao protótipo desenvolvido, a maioria (9 equipamentos) utiliza motores e FES em articulações separadas, sendo que o motor sempre é utilizado nas articulações proximais (ombro e cotovelo) e FES usado nas articulações distais (punho e mão) (AJIBOYE *et al.*, 2017; AMBROSINI *et al.*, 2019; CREMA *et al.*, 2015; ELNADY *et al.*, 2015; LOONED *et al.*, 2014; O’CONNOR *et al.*, 2015; PYLATIUK *et al.*, 2009; QIAN *et al.*, 2017; SEREA *et al.*, 2013; TU *et al.*, 2012; VAROTO; BARBARINI;

CLIQUE JR, 2008). A justificativa para escolha dessa configuração pelos pesquisadores se deu pelo fato de que: (1) a fadiga induzida pela FES é consideravelmente menor para membros menores; (2) o peso do atuador em membros distais é um dificultador; (3) a FES em ombro e cotovelo não pode ser usada sozinha, mas em combinação com elementos passivos (molas, elásticos, travas elétricas) deixando a estrutura mais robusta (STEWART *et al.*, 2017).

Por esses motivos, no protótipo em questão, optou-se por integrar FES ao módulo mão, em substituição ao motor e permanecer com motor no módulo cotovelo. Essa decisão corrobora com a revisão de Stewart *et al.* (2017) que sugere que seja utilizada terapia robótica nas articulações proximais, enquanto a FES seja utilizada nas articulações distais (punho e mão), permitindo a preensão com maior eficiência, já que foi observado maior sucesso quando a terapia robótica é focada nas articulações proximais (ombro e cotovelo).

3.4.3.2 Músculos alvo

A escolha dos músculos alvos a serem adicionados à estimulação elétrica funcional, no módulo mão, se deu após a identificação dos requisitos dos usuários, considerando a musculatura necessária para realizar as atividades de vida diária elencadas como as mais importantes.

Para fornecer a estimulação, foram utilizados eletrodos autoadesivos (ver Figura 18) feitos com filamentos de prata, desenvolvidos para distribuir a corrente uniformemente ao longo da superfície. Optou-se por eletrodos de tamanho reduzidos, de 3,2cm a fim de alcançar uma maior seletividade muscular, já que há uma alta densidade de músculos no antebraço.

Figura 18 – Eletrodos autoadesivos.



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

O posicionamento correto dos eletrodos é fundamental para garantir uma aplicação ideal da FES promovendo uma maior eficácia terapêutica (BOTTER *et al.*, 2011). Eles devem ser posicionados sobre o ponto motor (PM) dos músculos alvos, ou seja, local na pele acima do músculo no qual um pulso elétrico evoca uma contração muscular visível a partir do menor nível de intensidade de estimulação (MOON *et al.*, 2012). Em outras palavras, representa a área onde uma resposta motora é gerada com a menor quantidade de estímulo elétrico (GOBBO *et al.*, 2011, 2014). A identificação precisa dos PM tem o potencial de minimizar a intensidade de corrente injetada no músculo e, assim, reduzir a sensação de desconforto, enquanto maximiza o recrutamento espacial e a contração muscular evocada (GOBBO *et al.*, 2011, 2014).

Para identificação dos pontos motores, comumente são utilizados mapas anatômicos (geralmente fornecidos com os manuais do usuário de estimuladores disponíveis comercialmente), com ilustração das indicações topográficas dos PM (GOBBO *et al.*, 2011, 2014). Entretanto, autores afirmam que eles apresentam limitações, pois carecem de generalização e reprodutibilidade, visto que não são confiáveis levando a resultados inconsistentes devido à grande variabilidade interindividual observada (GOBBO *et al.*, 2014; RAVICHANDRAN; AW; MCDAID, 2020).

Dessa forma, estudos sugerem que os PM musculares não sejam inferidos de mapas anatômicos, mas sejam pesquisados cuidadosamente, buscando uma abordagem personalizada, levando em consideração a morfologia anatômica

específica de cada pessoa. Para isso, é indicado um procedimento eletrofisiológico específico, simples e de baixo custo, baseado no mapeamento manual da superfície muscular para a identificação individual precisa do PM, melhorando o uso da FES no contexto da reabilitação clínica (GOBBO *et al.*, 2014).

Portanto, foi feito um mapeamento dos PM por meio de uma varredura da superfície muscular utilizando um eletrodo-caneta (ver Figura 19) com objetivo de identificar a região mais responsiva à estimulação elétrica (GOBBO *et al.*, 2014).

Figura 19 – Eletrodo-caneta

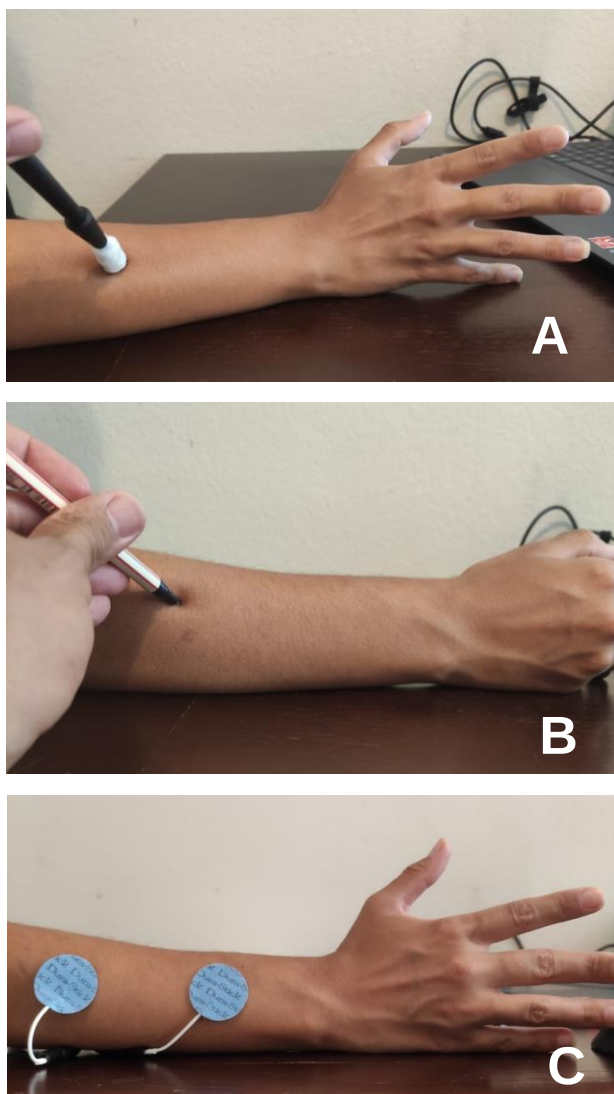


Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

A área sobreposta ao músculo de interesse foi então examinada pressionando a caneta-eletrodo sobre a pele por 3 – 5 segundos e movendo para locais adjacentes para verificar a presença de contrações musculares. Para isso, a corrente foi definida para níveis baixos (1 – 2mA, duração de pulso de 200 μ s, frequência de 30Hz) e a amplitude de estimulação foi aumentada gradualmente se nenhum PM fosse encontrado com essa configuração. A corrente máxima aplicada foi de 10mA. Para aumentar a condutividade, uma pequena camada de gel de condutividade foi colocada nas áreas de interesse. Durante o mapeamento, o membro superior foi posicionado em adução e rotação neutra de ombro, cotovelo fletido a 90°, antebraço em posição neutra e punho em ligeira extensão (entre 0 a 30°), posição que o membro superior se encontra na órtese híbrida. Os pontos motores identificados foram marcados na pele com uma caneta e foram adotados como centro de colocação do eletrodo de estimulação. A Figura 20 ilustra o procedimento de mapeamento do PM.

Figura 20 – Método de mapeamento do ponto motor.

A) O PM do músculo alvo é identificado. B) O PM identificado é marcado com uma caneta. C) O eletrodo ativo é colocado exatamente sobre o PM identificado e o eletrodo de referência é colocado próximo ao PM.



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

3.4.3.3 Estimulador

O estimulador elétrico utilizado (ver Figura 21) foi o modelo comercial Rehaslim™ da empresa Hasomed (Alemanha), desenvolvido especificamente para FES em aplicações clínicas e científicas ou experimentais. Ele consiste em um equipamento portátil, com 8 canais independentes em intensidade de corrente e largura de pulso. O dispositivo é capaz de gerar ondas quadradas bifásicas e

simétricas em frequências de até 50 Hz, largura de pulso de até 500 μ s e intensidade de corrente de até 130 mA (SCHAUER; NEGAARD; BEHLING, 2009). O estimulador possui, também, dois sistemas de segurança: um botão de emergência, que desconecta mecanicamente a parte elétrica; e um sistema automático que interrompe a estimulação quando detecta mal funcionamento nos eletrodos, como descolamento da pele, reduzindo riscos de queimaduras no indivíduo. Ele tem peso aproximado de 5Kg e volume de 0,0014 m³.

Figura 21 – Estimulador RehaStim™ utilizado



Fonte: SCHAUER; NEGAARD; BEHLING (2009).

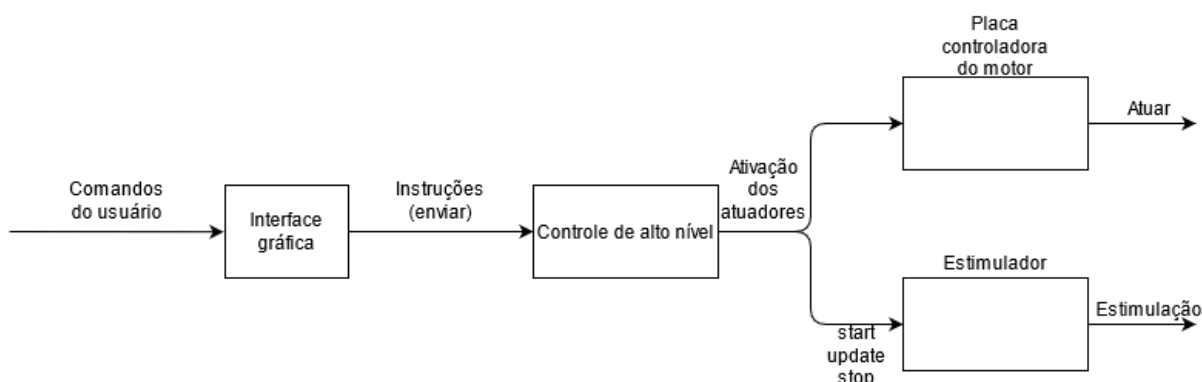
O estimulador pode ser operado por uma tela touchscreen, sendo possível programar a sequência de estimulação. Em aplicações científicas ou experimentais, é possível conectá-lo à um computador por uma porta USB (*Universal Serial Bus*) e controlá-lo em tempo real, por meio de um protocolo de comunicação serial fornecido pelo fabricante. Dessa forma qualquer software ou linguagem de programação (como Python, C, C++, Java ou Matlab) que trabalhe com esse tipo de comunicação pode ser utilizado para enviar comandos de um computador para o estimulador.

3.4.3.4 Integração entre os sistemas

Para possibilitar a integração entre os diferentes sistemas de acionamento (estimulador e motor) foi desenvolvido um programa de computador em linguagem Python, que permite a definição de perfis de estimulação, nos quais se pode

especificar, para cada canal de saída, a variação dos parâmetros da corrente de estimulação, tais como amplitude, duração e frequência de repetição dos pulsos. A comunicação entre os circuitos integrados e o programa de controle foi feita através de uma porta USB, por meio de comunicação serial. Todos os equipamentos foram integrados conforme o diagrama ilustrado na Figura 22.

Figura 22 – Diagrama geral do equipamento



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

3.4.4 Avaliação do sistema híbrido por testes padronizados de bancada

A revisão de Dunkelberger e colaboradores (2020) aponta que nas fases iniciais do desenvolvimento de equipamentos híbridos de reabilitação é recomendável fazer uma avaliação centrada no sistema, analisando os subcomponentes, por meio de métricas quantitativas. Nesta fase, é útil identificar o quão bem os sistemas híbridos são capazes de completar os movimentos que são solicitados a realizar. À medida que os sistemas híbridos se tornam mais refinados, é indicado efetuar uma avaliação centrada nos usuários investigando o potencial do dispositivo em auxiliar no desempenho de movimentos e tarefas funcionais.

Portanto, foi realizado um estudo exploratório para validação do protótipo híbrido em bancada com objetivo de verificar o adequado funcionamento do sistema, ou seja, quão bem o equipamento é capaz de completar os movimentos solicitados. Os testes foram realizados no Laboratório do *Control of Artificial Movement & Intuitive*

Neuroprosthesis (CAMIN/INRIA, França) e o dispositivo foi acoplado no membro superior dos pesquisadores (indivíduos hígidos). Foram realizados os seguintes testes: (1) avaliação funcional, (2) medição de presença de força (contato em objetos pelo módulo mão), (3) análise da atividade muscular - eletromiografia (EMG).

1. Avaliação funcional

Foi analisado o número de tentativas bem-sucedidas ao realizar movimentos e tarefas funcionais propostas, sendo usado um sistema de pontuação de duas categorias (tentativa bem-sucedida e tentativa mal-sucedida).

Inicialmente foram realizados movimentos isolados a fim de verificar o correto funcionamento do sistema, bem como a capacidade de estimular com eficiência a musculatura desejada. Foram executados movimentos de (1) flexão de cotovelo (2) extensão de cotovelo (3) flexão 2º ao 5º dedo (4) extensão do 2º ao 5º dedo (5) extensão do polegar (6) abdução com oposição do polegar e (7) adução do polegar. Utilizou-se 3 níveis diferentes de estimulação (fraco, médio e forte) que foram estabelecidos com base no limiar dos participantes (ver apêndice B).

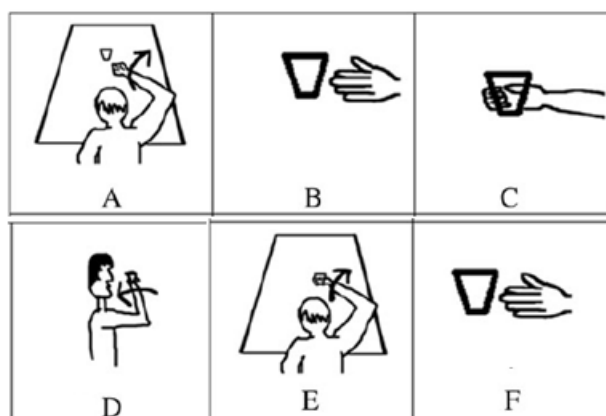
Em seguida, foi verificado a habilidade de realizar tarefas de alcance e preensão de diferentes objetos, utilizando a combinação de movimentos do módulo cotovelo e módulo mão, bem como os diferentes tipos de acionamento proporcionado por esses módulos (motor e FES) (ver apêndice C). Para tanto, foi utilizado como referência o instrumento de avaliação, o “*Grasp Release Test*”, apropriado para testar a capacidade de preensão de neuropróteses de mão (WUOLLE *et al.*, 1994). Ele requer manipulação de 6 objetos de pesos, formas e tamanhos diferentes, sendo 3 utilizando preensão lateral (pino, peso de papel e garfo) e 3 com preensão palmar (cubo de madeira, cilindro de plástico e fita de videocassete). Além disso, também foram incluídos objetos comumente utilizados no cotidiano como: chave, cartão e carteira para preensão lateral e copo de acrílico para preensão palmar. Os objetos foram utilizados em uma ordem aleatória a fim de minimizar erros sistemáticos devido ao aprendizado ou fadiga e houve um período de descanso de 30 segundos entre cada tentativa. A habilidade de alcance do cotovelo e preensão da mão foi determinada pelo número de conclusões

bem-sucedidas para cada item (WUOLLE *et al.*, 1994). A intensidade de estimulação foi estabelecida em um valor de médio a forte, de maneira a possibilitar contração muscular, movimento funcional e não atingir o limiar de dor.

Por fim, foi verificada a capacidade de realizar a atividade de vida diária de beber com copo, prática mais comumente utilizada nos estudos de órtese híbrida de membro superior (AJIBOYE *et al.*, 2017; LOONED *et al.*, 2014; PEDROCCHI *et al.*, 2013) pois requer múltiplos movimentos de mão e cotovelo, combinando a ativação das diferentes modalidades de acionamento (ver apêndice D). A atividade foi dividida em 6 subtarefas baseando-se em movimentos de: (1) alcançar um objeto cônico (copo) localizado sobre a mesa (2) abertura dos dedos para segurar o copo (3) preensão palmar do copo (4) aproximação do copo a boca (5) retorno do copo a posição inicial e (6) soltura do copo (ver Figura 23). Foi analisada a capacidade de realizar cada sub tarefa proposta, sendo usado o sistema de pontuação de duas categorias (tentativa bem-sucedida e tentativa mal-sucedida).

Figura 23 – Atividade de beber.

(1) Alcançar um objeto cônico (copo) localizado sobre a mesa (2) Abrir os dedos para segurar o copo (3) Preensão palmar do copo (4) Aproximação do copo a boca (5) Retorno do copo a posição inicial e (6) Soltura do copo.



Fonte: Adaptado de (LOONED *et al.*, 2014).

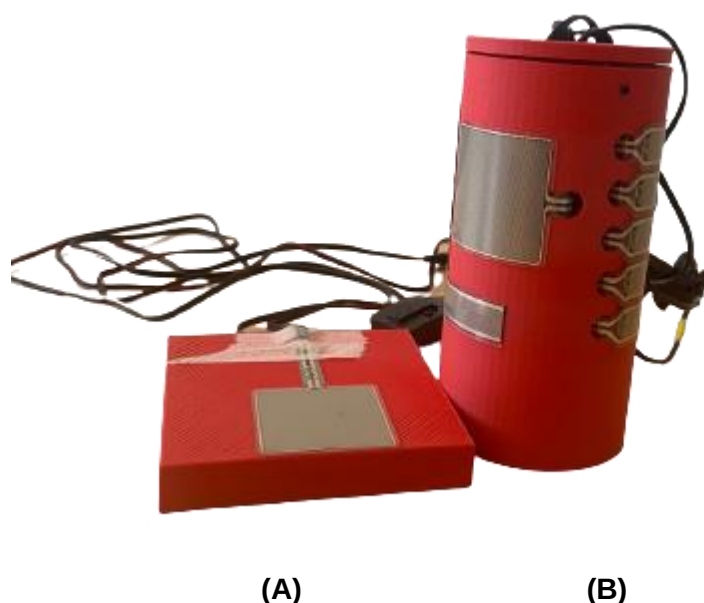
2. Medição de presença de força (contato em objetos pelo módulo mão) e análise da atividade muscular

Foi utilizado um sistema sensorial de força com sensores de força resistivos, no inglês *force-sensing resistor* (FSR), previamente calibrados, a fim de analisar a presença de força, ou seja, o contato dos dedos com objetos e relacionar com o momento em que ocorre a estimulação elétrica. Para isso, utilizou-se dois objetos instrumentalizados (ver Figura 24): cilindro com 6 sensores FRS, possibilitando fazer

a medida durante a preensão palmar e um objeto quadrado, com dois sensores FSR (um para polegar e outro para o indicador) com medições durante a pinça lateral. No caso do cilindro, dos 6 sensores disponíveis, 4 foram escolhidos para os experimentos. Um deles foi o sensor quadrado para capturar o contato do polegar, e outros 3 na região central que circunda o cilindro para capturar os contatos dos dedos.

Os sensores FSR foram conectados ao módulo FSR Delsys (Delsys, USA), que se comunica sem fio com a base Delsys e essa, por sua vez, com um computador. O módulo FSR possui um conversor analógico digital que converte o sinal analógico dos FSRs em digital entre 0 e 5V, e os dados são apresentados como uma porcentagem do valor máximo. A aquisição dos dados foi feita a 518 Hz. Para cada objeto instrumentalizado, o sinal resultante de todos os FSR foi somado em um único valor.

Figura 24 – Sistema sensorial de força:
(A) – objeto quadrado para verificar a pinça lateral e (B) – objeto cilíndrico para verificar preensão palmar.



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Foram utilizados sensores de eletromiografia (EMG) Delsys Trigno Avanti System (Delsys, USA) para capturar a atividade muscular e os dados de movimento do módulo mão (ver Figura 25). Os sensores se comunicam sem fio com a base Delsys que, por sua vez, se comunica com um computador. A frequência de aquisição foi de 2 KHz, e o sinal gerado pelos sensores é em volts.

Para remover os artefatos de estimulação, foi aplicado um filtro por limiar, que substitui por 0 qualquer medição acima de 1,5mV. Em seguida foi aplicado um filtro *butterworth* passa bandas de ordem 4 e frequências de corte de 20 e 450Hz. Para obtenção do envelope, o sinal foi retificado e passado por um segundo filtro *butterworth* passa baixas de ordem 4 e frequência de corte de 2 Hz.

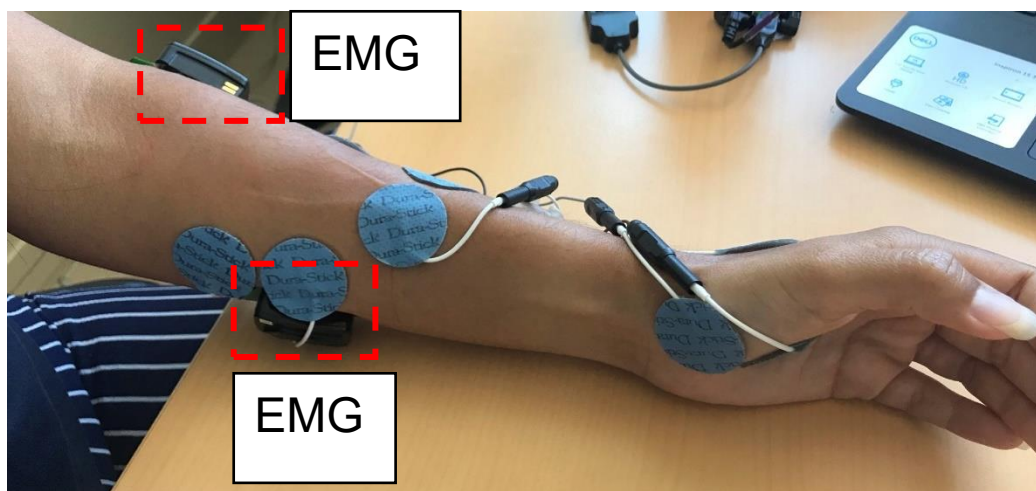
Os sensores foram posicionados sobre a musculatura flexora e extensora dos dedos 2º ao 5º (músculo flexor superficial dos dedos e extensor comum dos dedos) (ver Figura 26). Não foram utilizados sobre os músculos do polegar para não interferir na execução dos movimentos funcionais e consequentemente a realização das preensões. As informações obtidas pelos EMG foram transmitidas para um computador que realizou o processamento dos dados.

Figura 25 – EMG Delsys utilizado nos testes



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

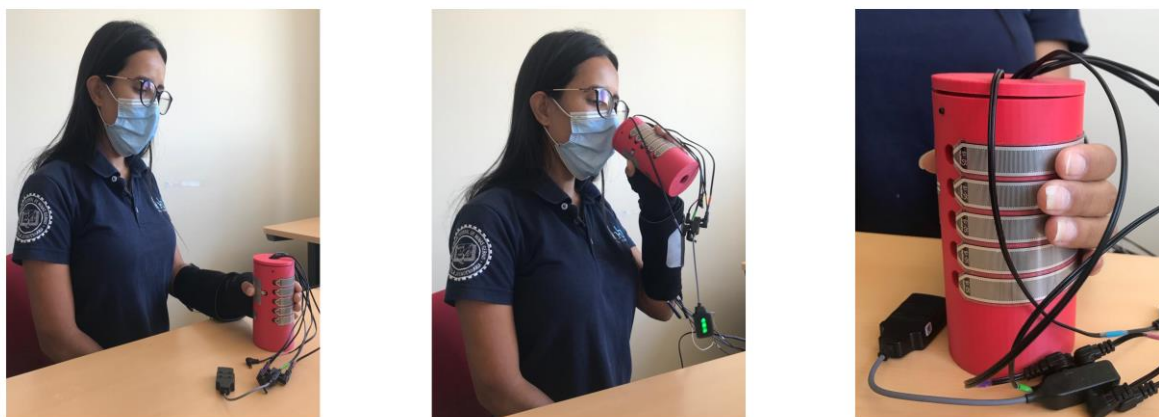
Figura 26 – EMG e eletrodos posicionados no membro superior



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Foram realizados movimentos de mão e cotovelo em conjunto, alcançando os objetos instrumentalizados, segurando-os e soltando-os sobre a mesa. Além disso, utilizando o objeto cilíndrico, foi simulada a tarefa de beber água, fazendo, além dos movimentos apontados acima, a flexão e extensão do cotovelo aproximando/afastando do rosto (ver Figura 27). Cada sequência de movimento foi repetida 3 vezes. Foram empregados níveis de estimulação de médio a forte, níveis necessários para induzir a contração muscular, gerar movimento funcional por meio da preensão dos objetos e não atingir o limiar de dor. Os dados obtidos dos sensores FSR e EMG foram analisados por meio de um programa de computador desenvolvido pela equipe CAMIN, que gerou gráficos com os resultados. Em seguida, foi verificado a correspondência da estimulação elétrica, contração muscular e presença de força por meio do contato dos dedos com objetos.

Figura 27 – Medição de presença de força



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

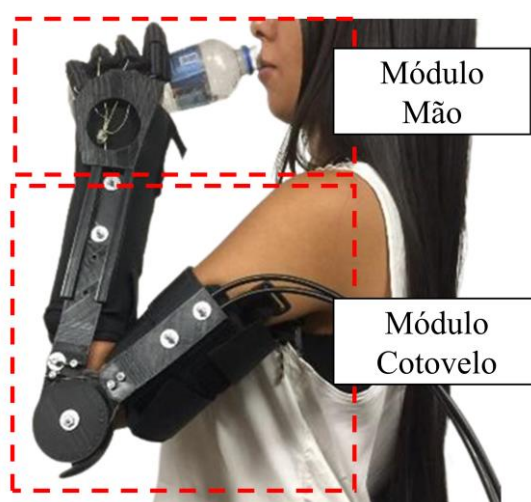
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Etapa 1 – Desenvolvimento e validação do protótipo de órtese robótica

4.1.1 Desenvolvimento do protótipo I – (P1)

Uma das premissas básicas do estudo foi a confecção de uma órtese robótica de baixo custo. Para tanto optou-se por trabalhar com a maioria das peças comercializadas no Brasil, com valores reduzidos, de maneira a tornar o equipamento mais acessível para a população brasileira. Para o desenvolvimento do dispositivo, segmentou-se em dois módulos funcionais, o módulo mão e o módulo cotovelo, por terem complexidade e funcionamentos diferentes (ver Figura 28).

Figura 28 – Módulos da órtese robótica para reabilitação de membro superior



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

4.1.1.1 Módulo Cotovelo

O módulo do cotovelo é constituído por componentes estáticos (braço e antebraço) fixados a uma estrutura mecânica por meio de parafusos. Além disso,

contém um acessório no ombro (ombreira), para maior acomodação do dispositivo ao membro do usuário, conforme demonstrado na Figura 29.

Figura 29 – Módulo cotovelo



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

4.1.1.1.1 Componentes estáticos

Os componentes estáticos tem a função de fixar, estabilizar e posicionar os segmentos do membro superior do usuário, além de servir de ancoragem para a estrutura mecânica que controla os movimentos de flexão e extensão do cotovelo. Ela associa termoplástico de baixa temperatura (talas) e Neoprene (invólucros). Esses materiais foram escolhidos devido a combinação de rigidez oferecida pelo termoplástico e a flexibilidade do Neoprene (FORD; MCKEE; SZILAGYI, 2004).

O termoplástico de baixa temperatura é um composto químico que facilita o posicionamento dos membros superiores (FRANCISCO, 2004). É o material mais utilizado na confecção de órteses e tornou-se muito popular entre os profissionais da área de reabilitação devido a sua durabilidade e facilidade de manuseio, podendo prover diferentes construções, ajustes e vantagens estéticas (DUARTE, 2016). Os termoplásticos de baixa temperatura são maleáveis quando aquecidos a baixa temperatura e podem ser moldados diretamente sobre a pele da pessoa. Foi utilizado esse recurso no protótipo devido às características supracitadas, além do fato de apresentar rigidez, possibilitando estabilizar corretamente o membro (FREITAS, 2006).

O Neoprene® é o nome comercial de um elastômero sintético policloropreno (DUARTE, 2017). É uma borracha forrada com tecido de *nylon*, utilizada em roupas de mergulho e, atualmente, empregado em confecção de órteses devido as características de: elasticidade, flexibilidade, resistência, leveza, suavidade, conforto no contato e proteção térmica (DUARTE, 2017). Devido a essas propriedades, esse material foi selecionado para recobrir os componentes de termoplástico da órtese robótica, adquirindo a função de invólucro. Os invólucros serviram de interface com a pele do usuário, evitando o contato com a estrutura mecânica e, possibilitando o uso de velcro para fixação da órtese ao membro. Além disso, o Neoprene agregou valor estético ao equipamento, recobrando partes com aparência menos favorável. Esse é um elemento importante a ser considerado visto que questões estéticas são fatores que contribuem para o abandono do uso de aparelhos de reabilitação (COSTA *et al.*, 2015).

O protótipo contém dois componentes estáticos, um sobre o braço e outro sobre o antebraço, feitos sob medida para cada usuário. O componente do braço (ver Figura 30) tem a função de dar suporte para as estruturas mecânicas. Ele é formado por uma tala de termoplástico (ver Figura 31) feita sob medida, moldada no braço do usuário e inserida em um invólucro de Neoprene confeccionado em tamanho P, M e G (ver Figura 32). Na parte superior do invólucro, ele se conecta a um suporte para ombro. Este componente é posicionado na região posterior do braço, sobre o tríceps, porque ao realizar o movimento de flexão e extensão do cotovelo, esse músculo não sofre grande variação do seu volume e diâmetro, ou seja, sua forma se mantém relativamente constante. Entretanto, como isso não ocorre com o bíceps, foi necessário fazer uma abertura na extremidade inferior da peça para evitar esmagamento do membro ao realizar o movimento de flexão do cotovelo.

Figura 30 – Órtese estática do braço



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Figura 31 – Tala de termoplástico do braço



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Figura 32 – Invólucro do braço



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

O componente estático do antebraço posiciona o punho e polegar corretamente, evitando ou impedindo a flexão e desvio ulnar de punho e flexão e adução do polegar, padrão tipicamente observado em pacientes após Acidente Vascular Encefálico. Para isto, existem duas talas de termoplástico, sendo uma ventral e outra dorsal. O componente estático ventral (ver Figura 33) recobre 2/3 da região anterior do

antebraço, se estendendo pelo punho, envolvendo o polegar, finalizando próximo a prega palmar distal da mão. Tem como função estabilizar e fixar o antebraço, punho e polegar na posição funcional, permitindo que o usuário segure objetos e realize atividades cotidianas com sucesso, garantindo a execução do movimento o mais próximo do fisiológico. O punho e polegar foram estabilizados a fim de evitar o aumento da complexidade mecânica do dispositivo, visto que, se possibilitassem movimento, seria necessário acrescentar novos atuadores ao equipamento.

Figura 33 – Órtese estática antebraço ventral



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

A “posição funcional” consiste na configuração que preserva maximamente o potencial funcional da mão (NEUMANN *et al.*, 2017). Ela proporciona uma mão ligeiramente aberta em forma de concha, com o punho em posição para manter o comprimento ideal dos músculos flexores dos dedos. Ela foi pensada de forma a posicionar o punho corretamente para estabelecer uma adequada relação comprimento-tensão dos músculos extrínsecos dos dedos, já que o posicionamento influencia no funcionamento e na força exercida por cada um deles (NEUMANN *et al.*, 2017). Isso pode ser observado na “ação de tenodese” (ver Figura 34) onde a extensão do punho tensiona os músculos flexores dos dedos facilitando ou favorecendo a flexão dos dedos, e a flexão do punho facilita ou favorece a extensão dos dedos.

Figura 34 – "Ação de tenodese" de uma pessoa hígida



Fonte: (NEUMANN *et al.*, 2017).

Para que ocorra a flexão dos dedos com o menor esforço possível, a articulação do punho deve estar em 20 graus de extensão e 14 graus de desvio ulnar (NEUMANN *et al.*, 2017). O antebraço, por sua vez, deve ser mantido em posição neutra, isto é, com o polegar para cima, a meio caminho entre pronação e supinação completa (NEUMANN *et al.*, 2017). Devido a estas considerações, tal posição é definida como posição funcional. Somado a isso, posiciona-se o polegar em abdução com oposição da articulação trapézio-metacarpiana permitindo atender a uma maior gama de movimentos de pinça, possibilitando assim, agarrar e segurar objetos. Dessa forma, a tala rígida ventral foi confeccionada utilizando essas medidas como parâmetro, possibilitando a completa movimentação de todas as articulações dos dedos e a realização de atividades cotidianas com sucesso.

O componente estático dorsal (ver Figura 35) é posicionado na região posterior do antebraço, se estendendo de 2/3 do antebraço até o fim do metacarpo. Suas funções são ajudar a conter a hipertonia dos flexores de punho e dar suporte para as partes mecânicas dos atuadores. Foram deixadas livres as proeminências ósseas, principalmente o processo estilóide da ulna, para evitar pontos de pressão.

Figura 35 – Órtese estática do antebraço dorsal



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

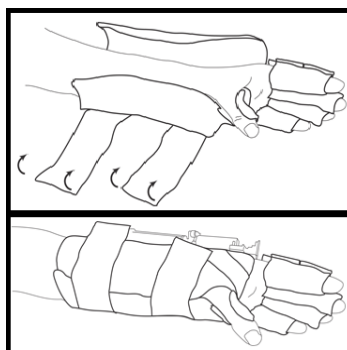
Os componentes foram inseridos em um invólucro de Neoprene (ver Figura 36) visando o conforto do paciente, estética mais favorável e melhor acomodação ao membro do usuário. Além disso, o invólucro tem a função de fixar a órtese no antebraço, permitindo que a mesma mantenha o seu posicionamento, como mostrado na Figura 37.

Figura 36 – Invólucro do antebraço com as talas dorsal e ventral do antebraço. (a) Invólucro fechado, vista ventral, (b) Invólucro fechado, vista dorsal, (c) Invólucro aberto, vista dorsal.



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Figura 37 – Representação do invólucro fixado no antebraço do usuário



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

4.1.1.1.2 Ombreira

A ombreira (ver Figura 38) é um suporte em Neoprene que envolve diagonalmente o tronco do usuário. Tem como finalidade fixar a órtese ao membro superior, impedindo-a que escorregue durante o movimento de flexão e extensão de cotovelo, além de permitir a distribuição de peso do equipamento pelo tronco, evitando

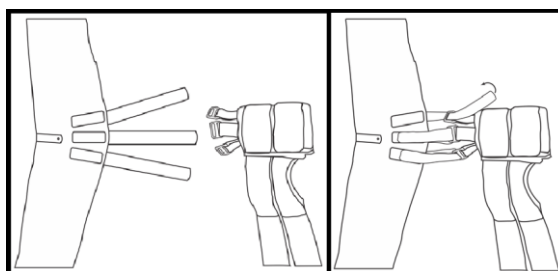
o desequilíbrio do usuário. A ombreira contém 3 tiras de velcro que se fixam no invólucro do braço, como mostrado na Figura 39.

Figura 38 – Ombreira



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Figura 39 – Representação esquemática da fixação da ombreira



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

4.1.1.1.3 Estrutura mecânica

A estrutura mecânica é composta pelas hastes que se fixam aos componentes estáticos e possibilitam o movimento de flexão e extensão do cotovelo. Consiste em duas peças, base da polia e haste do braço, conectadas por um eixo articulado, coincidindo com o centro articular (eixo) do cotovelo. Juntas, essas peças formam uma haste acoplada lateralmente ao membro (ver Figura 40), responsável por suportar todos os esforços gerados durante o movimento do braço do usuário. Foi projetada apenas uma haste a fim de confeccionar uma órtese de menor peso e baixo custo.

O principal material utilizado para compor os componentes mecânicos do protótipo foi Poli Ácido Lático (PLA) por ser de baixo custo e peso (ALSSABBAGH *et al.*, 2017), possibilitando redução de custo para confecção do dispositivo. O PLA é um material de base biodegradável e atóxico, utilizado em muitas indústrias, sobretudo em setores como o de fabricação de implantes médicos biodegradáveis e embalagens

para alimentos (ALSSABBAGH *et al.*, 2017). O limite de resistência a tração do PLA encontra-se em aproximadamente (50 a 70) Mpa e o módulo de elasticidade entre (3,0 e 4,0) GPa dependendo da massa molar e da composição estereoquímica (SANTANA *et al.*, 2018). Ele é um dos materiais mais populares para manufatura aditiva, disponibilizado em várias cores e pela maioria dos fornecedores de suprimentos para a tecnologia (SANTANA *et al.*, 2018). Dispõe de características tais como biocompatibilidade, biodegradabilidade, rigidez, boa resistência, estabilidade térmica, facilidade e agilidade de impressão e baixo impacto ambiental (SANTANA *et al.*, 2018).

Figura 40 – Articulação do cotovelo



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

A base da polia (ver Figura 41) é uma peça acoplada ao componente estático do braço. Contém abertura para inserir dois cabos, advindos do sistema de transmissão, de modo que quando um desses cabos é tracionado, o outro é relaxado, e vice-versa, realizando o movimento de flexão e extensão do cotovelo. Somado a isso, a peça contém anteparos físicos como medida de segurança com intuito de impedir amplitudes de movimento além dos limites fisiológicos.

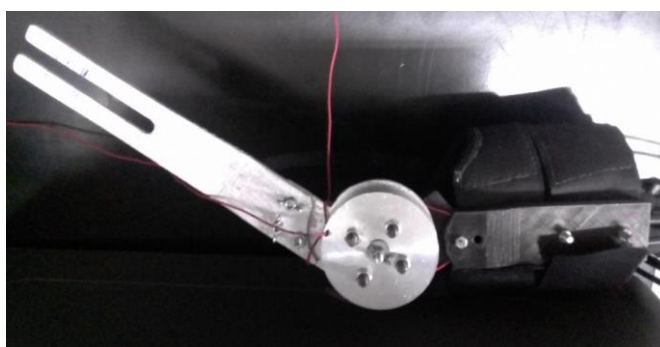
Figura 41 – Base da polia do cotovelo



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

A haste do braço consiste em uma chapa de alumínio 1100 H14, com 4mm de espessura - limite de resistência a tração de 145 Mpa, limite de escoamento 95 Mpa e módulo de elasticidade de 70 GPa (METALTHAGA, 2019), ligada à polia de transmissão que conecta o componente estático do braço ao do antebraço, permitindo o movimento de rotação (ver Figura 42). A primeira versão da haste tinha sido feita de PLA, utilizando a impressão 3D, mas foi substituída por alumínio porque apresentou falhas e desgastes excessivos nos testes.

Figura 42 – Haste do braço em alumínio



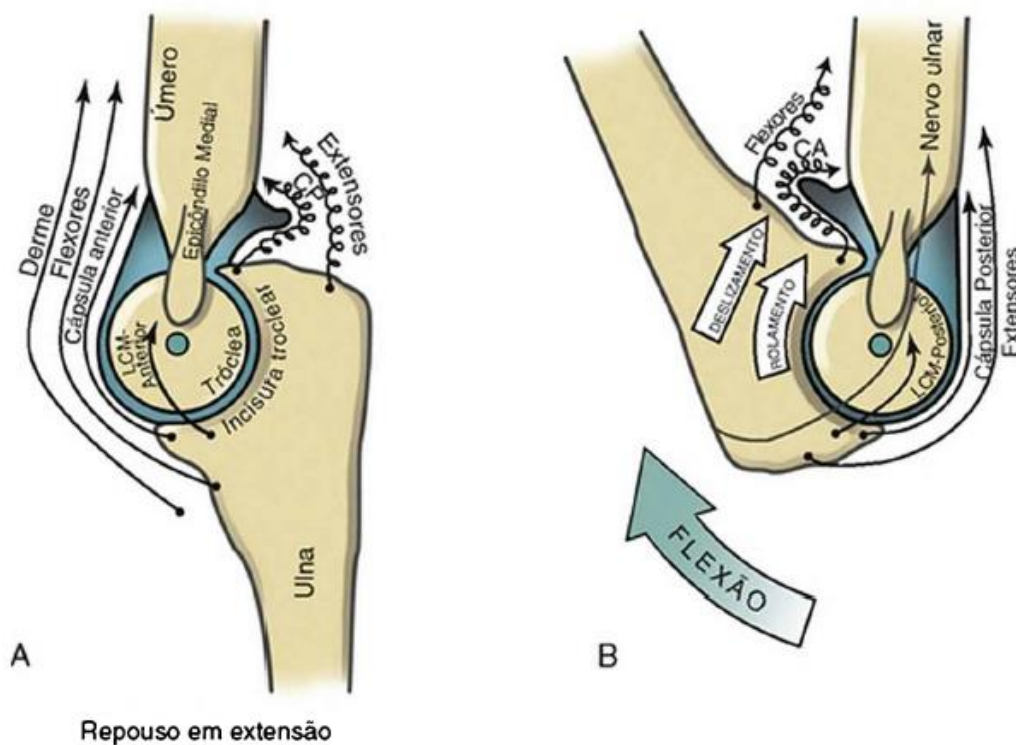
Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Após estudos biomecânicos da movimentação do cotovelo, observou-se que a articulação do cotovelo (articulações umeroulnar e umerorradial) é do tipo gínglimo (dobradiça) modificada ou seja, realiza movimento uniplanar predominante de flexão e extensão e uma pequena quantidade de rotação axial (isto é, rotação em torno do seu

próprio eixo longitudinal) e movimento de um lado para outro à medida que se flexiona e estende (ver Figura 43 e Figura 44) (NEUMANN et al., 2017). Neumann (2017) e Rocha (2011) sugerem que esses movimentos acessórios relativamente pequenos, fora do plano sagital (plano anatômico que divide o corpo humano em metades esquerda e direita), sejam levados em consideração por bioengenheiros ao projetar órteses de cotovelo.

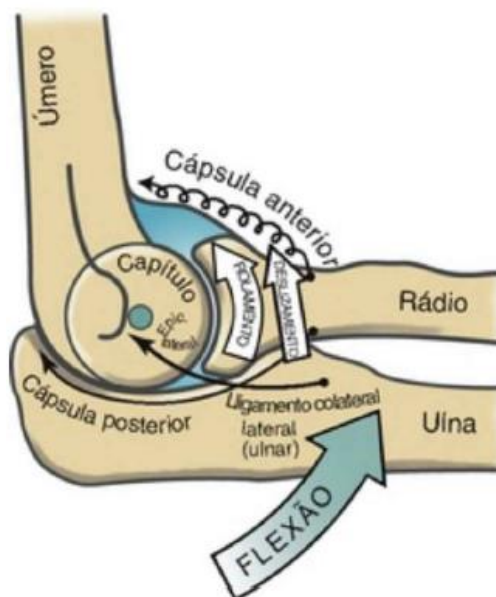
Figura 43 – Corte sagital da articulação umeroulnar.

(A) Articulação está em repouso em extensão total. (B) Articulação é passivamente flexionada ao longo da flexão total. As estruturas tracionadas são mostradas como setas finas alongadas e as estruturas relaxadas, como setas onduladas. CA = cápsula articular; LCM- Anterior = algumas fibras anteriores do ligamento colateral medial; LCM – Posterior = fibras posteriores do ligamento colateral medial; CP = cápsula posterior.



Fonte: (NEUMANN et al., 2017).

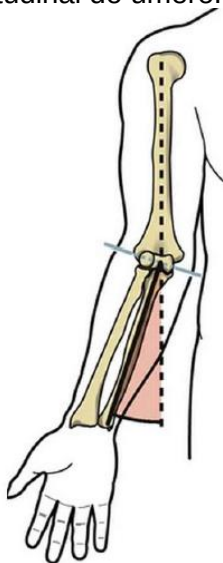
Figura 44 – Corte sagital da articulação umeroradial durante a flexão passiva. Observa-se o eixo medial-lateral de rotação no capítulo do rádio. As estruturas tracionadas são mostradas como setas alongadas finas e as estruturas relaxadas, como setas onduladas.



Fonte: (NEUMANN *et al.*, 2017).

Além disso, foi constatado que o eixo de rotação da flexão e extensão do cotovelo humano é ligeiramente inclinado, medial-lateral (e não perpendicular) ao plano frontal do braço. Essa inclinação se deve a uma assimetria na tróclea do úmero, fazendo com que a ulna se desvie lateralmente em direção ao úmero (ver Figura 45) (NEUMANN *et al.*, 2017). Esse ângulo do plano frontal natural produzido pelo cotovelo estendido é chamado de cúbito valgo normal. A sua posição relativa não é fixa durante o movimento, variando conforme o cotovelo flexiona ou estende. (NEUMANN, 2018).

Figura 45 – Eixo de rotação do cotovelo
(linha azul) se estende de maneira ligeiramente oblíqua em sentido medial lateral. Mostra-se o cotovelo em um cúbito valgo normal de cerca de 15 graus a partir do eixo longitudinal do úmero.



Fonte: (NEUMANN *et al.*, 2017).

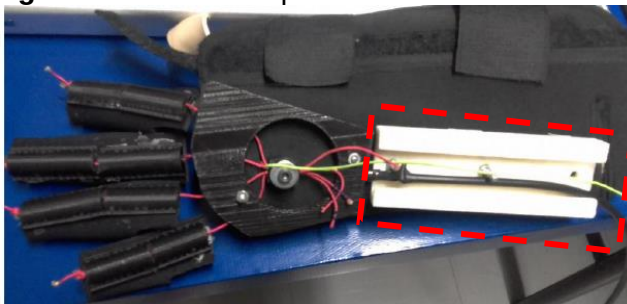
Com base nesse fenômeno, se fez necessário acrescentar uma outra peça à estrutura mecânica do módulo para enfrentar a mudança no posicionamento do eixo do cotovelo. Assim, foi adicionado uma junta linear, chamada de canaleta (ver Figura 46) onde a haste do braço desliza dentro dela e não gera os esforços desnecessários devido a variação relativa do comprimento entre a haste e a canaleta. Caso a haste do braço fosse fixada diretamente à órtese estática do antebraço, poderia gerar uma força que comprimiria os ossos e tecidos moles do braço (úmero) e do antebraço (ulna e rádio) em direção ao cotovelo durante a extensão. Já durante a flexão, provocaria uma força de tração em direções opostas ao cotovelo. Estas forças geradas poderiam causar esforços desnecessários à estrutura da órtese ou até mesmo levar à uma lesão ao membro do usuário. Manna e Dubey (2018) afirmam também sobre a importância de adicionar juntas passivas extras no projeto de exoesqueletos para compensar os desalinhamentos das articulações. A canaleta é localizada acima do componente estático dorsal do antebraço, conforme observado na Figura 47.

Figura 46 – Canaleta.
(a) vista superior, (b) esquema da seção transversal da canaleta



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2019.

Figura 47 – Canaleta posicionada no módulo mão



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

4.1.1.2 Módulo Mão

4.1.1.2.1 Dedeiras e Falanges Artificiais

Inicialmente foi confeccionado uma luva de Neoprene que cobria a falange média e distal, com cabos presos nas extremidades dos dedos que se uniam na região dorsal da mão. Contudo, quando os tendões eram tensionados, a extensão dos dedos não ocorria de maneira efetiva, visto que as metacarpofalangeanas hiper estendiam enquanto as interfalangeanas flexionavam, impossibilitando a preensão dos objetos (ver Figura 48).

Percebeu-se então, que esse fato ocorria devido um fenômeno comum em pacientes neurológicos: a diminuição ou ausência da atividade muscular da mão comprometida, resultando em desequilíbrio na musculatura flexora e extensora da mão e, consequentemente, um achatamento dos arcos palmares. Isso gera a hiperextensão das articulações metacarpofalangeanas e flexão das interfalangeanas proximais e distais, postura típica de mãos em garra (ver Figura 49) (HUNTER; CROME, 2002).

Devido a isso, conforme mencionado por Carr e Shepherd (1988), esse público tem dificuldade em estender as articulações metacarpofalangeanas com as interfalangeanas em leve flexão. Assim, um novo *design* foi proposto para o módulo mão com intuito de evitar essa postura e facilitar o movimento de extensão dos dedos. Ele era composto por dedeiras e estruturas sólidas (falanges artificiais) sobre cada dedo que se movimentava.

Figura 48 – Luva de Neoprene para movimentação dos dedos



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2019.

Figura 49 – Achatamento dos arcos palmares da mão e postura em garra



Fonte: Hunter, 1995.

As dedeiras (ver Figura 50) são quatro peças feitas em Neoprene que recobrem os dedos II a V (indicador, médio, anular e mínimo). A principal função das dedeiras é servir de suporte e transmissão de movimento do atuador para dedos, realizando a flexão e extensão destes. A região ventral das dedeiras foi revestida com tecido antiderrapante a fim de aumentar o atrito entre os dedos da luva e os objetos, evitando que estes escorreguem da mão ao fazer a preensão. A extremidade dos dedos (polpa digital) foi deixada exposta para permitir a observação de possíveis alterações vasculares (cor, temperatura ou dormência), além do fato de possibilitar o contato com

objeto, propiciando um input sensorial e proprioceptivo, auxiliando na reabilitação. O polegar não foi inserido no protótipo pois tem múltiplos graus de liberdade, que ocorrem em planos diferente dos demais dedos (NEUMANN *et al.*, 2017) e, para incluí-lo, seria necessário aumentar a robustez da estrutura.

Figura 50 – Dedeira



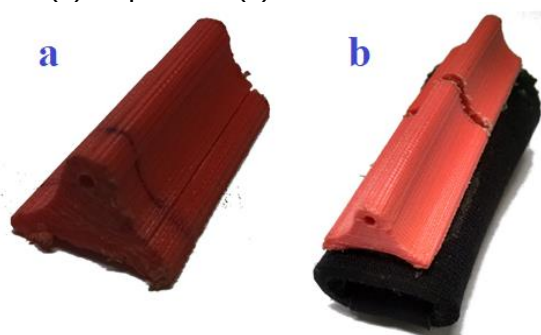
Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Para impedir o movimento das falanges do usuário além dos limites fisiológicos e evitar a hiperextensão das articulações metacarpofalangeanas e a flexão das articulações interfalangeanas durante o movimento de extensão dos dedos, foram adicionadas hastes rígidas em PLA (falanges artificiais) acima das dedeiras (ver Figura 51). Em cada um dos dedos, foram adicionadas duas falanges artificiais, a primeira colocada sobre a falange proximal do dedo do usuário e a segunda, sobre as falanges média e distal. Optou-se pela utilização de duas falanges artificiais, ao invés de três como o dedo humano, para minimizar a complexidade do projeto que traria pouco ou nenhum benefício ao dispositivo.

No interior das falanges artificiais passam cabos (tendões artificiais) utilizados para estender os dedos do usuário, quando esses tendões são tracionados. Para realizar o movimento de extensão dos dedos (abertura da mão), o tendão artificial é tracionado, impelindo a falange média a realizar o movimento de rotação em relação à falange proximal. Para evitar que a falange ultrapasse o limite angular, a falange artificial II, encosta na falange artificial I funcionando como anteparos, impedindo que o dedo do usuário hiper estenda, evitando lesão. Em seguida, o movimento de rotação ocorre na falange proximal e no metacarpo, onde há presença de um anteparo no nível dos metacarpos (metacarpo artificial) evitando a hiperextensão das

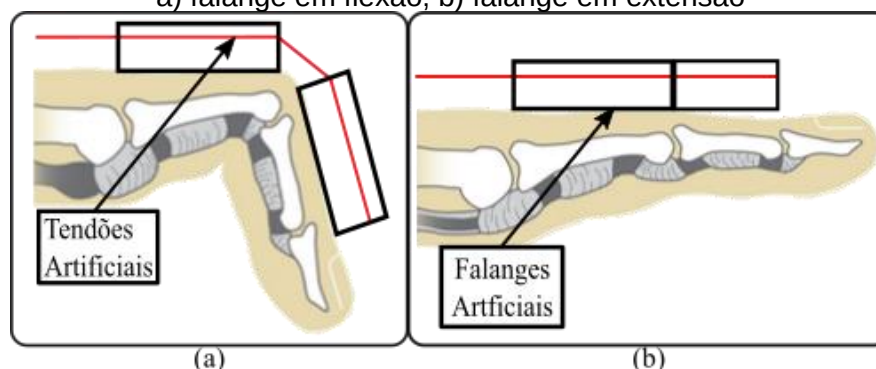
metacarpofalangeanas. Um esquema de funcionamento deste sistema é apresentado na Figura 52. Para realizar o movimento de flexão dos dedos (fechamento da mão), os tendões artificiais são relaxados gradativamente e os dedos voltam passivamente à sua posição de origem, devido à espasticidade presente nos músculos flexores superficiais e profundos dos dedos dos indivíduos pós – AVE.

Figura 51 – Falanges artificiais.
(a) Separada, (b) Fixada na dedeira



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Figura 52 – Falanges artificiais.
a) falange em flexão; b) falange em extensão



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

4.1.1.2.2 Metacarpo artificial

O metacarpo artificial, apresentado na Figura 53, é uma peça impressa em 3D, utilizando PLA, e se localiza sobre a parte dorsal da mão do usuário. Ele é fixado no componente dorsal do antebraço, que por sua vez é acoplado no membro do sujeito com o invólucro do antebraço (ver Figura 54). Sua principal função é a de unir os quatro tendões artificiais advindos de cada um dos dedos (com exceção do polegar) em

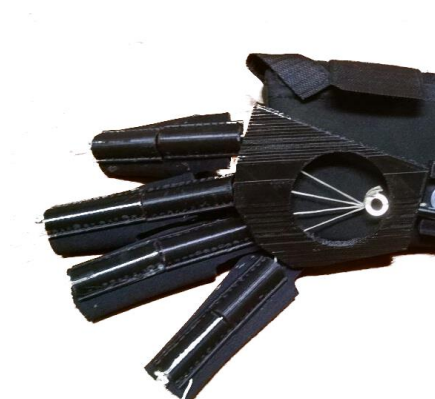
apenas um tendão, que será movimentado ativamente pelo atuador dos dedos (ver Figura 55). Além disso, ele tem a função secundária de anteparo, impedindo que os dedos do usuário sejam hiper estendidos nas articulações metacarpofalangeanas.

Figura 53 – Metacarpo artificial



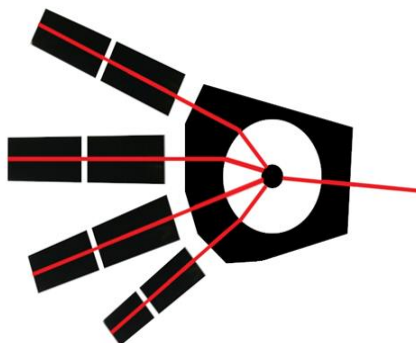
Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Figura 54 – Metacarpo artificial fixado no componente dorsal do antebraço



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Figura 55 – Representação esquemática da movimentação dos dedos



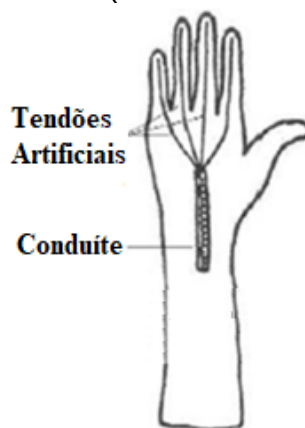
Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

4.1.1.2.3 Tendões artificiais

Os tendões artificiais são os cabos responsáveis por transmitir o movimento dos atuadores eletromecânicos para as dedeiras e falanges artificiais, promovendo assim os movimentos de flexão e extensão dos dedos. Foi selecionado o cabo multi-fio de Kevlar (fibra aramida DuPont™ Kevlar®) material usado na fabricação de diversos acessórios e equipamentos de segurança, como coletes resistentes a balas e armas perfurantes (RUBIO *et al.*, 2020). Os motivos da escolha deste cabo se deram devido à: leveza da fibra, durabilidade, flexibilidade, resistência à tração, preço acessível, facilidade de manuseio e boa acomodação ao membro do usuário, garantindo o uso seguro do dispositivo. Essas vantagens foram evidenciadas em trabalho anterior desenvolvido por Rúbio (2020) utilizando máquina de ensaio de tração modelo EMIC 23-5D, gerando gráfico de deformação do cabo utilizando oTesc Software versão 3.04. O cabo utilizado no equipamento é de suma importância, pois, se ele sofrer alteração física com o tempo, ou não suportar as tensões aplicadas, a manutenção e funcionamento da órtese como um todo ficam vulneráveis a constantes falhas (RUBIO *et al.*, 2020).

Foram utilizados 4 (quatro) tendões artificiais sobre a parte dorsal dos dedos, que se unem em apenas um tendão final como na Figura 56. Quando este tendão é tracionado, os dedos são estendidos, quando o tendão é relaxado, a própria espasticidade dos dedos se encarrega de flexioná-los, permitindo segurar um possível objeto.

Figura 56 – Representação do sistema de cabeamento ancorado aos dedos (vista dorsal da mão esquerda)

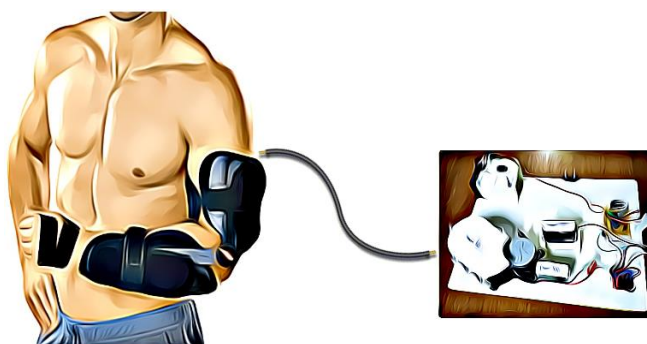


Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

4.1.1.3 Sistema de acionamento e controle

O sistema de acionamento é responsável pelos movimentos de flexão e extensão do cotovelo e dedos e é composto por motor, caixa de redução, conduítes e sistema de controle. Ele fica localizado externamente ao corpo da órtese, a fim de diminuir consideravelmente o peso do dispositivo, simplificar a estrutura, deixar mais agradável esteticamente e oferecer maior estabilidade e segurança ao paciente (ver Figura 57).

Figura 57 – Representação esquemática do protótipo I com sistema de acionamento externo



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

4.1.1.3.1 Motor

Os motores selecionados para gerar movimento na órtese foram escolhidos com base na premissa do baixo custo, com intuito de possibilitar que a órtese seja acessível à população brasileira. Com base em estudos anteriores (ANDRADE, 2018; ARAÚJO, 2011; ROCHA, 2007) foi escolhido como motor para o módulo da mão um servomotor, modelo HPI SFL-10 MG WATER RESISTANT SERVO, como mostrado na Figura 58. Este modelo é capaz de gerar tensão de 6V e um torque de cerca de 24 kgf.cm (2,35Nm). Suas dimensões são de 78 mm de comprimento, 30mm de largura e 41mm de altura e tem peso de 55g.

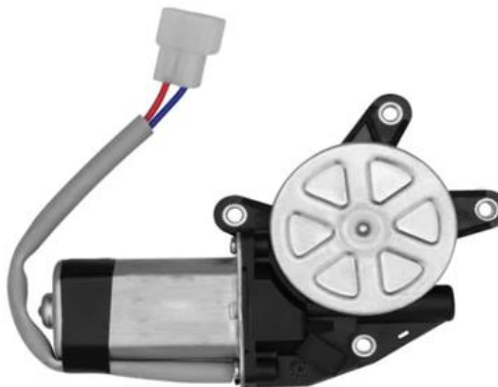
Figura 58 – Servomotor responsável pela movimentação dos dedos



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Para o módulo do cotovelo, foi selecionado um motor de corrente contínua do fabricante *Mabuchi Motor*, desenvolvido para vidros elétricos de carros (Motor Vidro Elétrico Mabuchi® 12v engrenagens de 8 dentes) (ver Figura 99). Ele opera com tensão de 12V, corrente de 1,3A, é capaz de gerar um torque máximo de 1,0 Nm e tem peso de 508g. Esse motor foi selecionado devido à sua disponibilidade no mercado, usabilidade e baixo custo.

Figura 59 – Motor de corrente contínua responsável pela movimentação do cotovelo



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Apesar dos motores apresentarem a grande vantagem do baixo custo, eles tinham a limitação do volume e peso elevado, deixando a órtese volumosa, pesada, com a possibilidade de causar lesões no membro dos usuários. Assim, foi proposto utilizá-los externamente ao corpo da órtese.

4.1.1.3.2 Caixa de redução

O motor escolhido para movimentar o cotovelo embora seja de baixo custo, tinha a desvantagem de possuir baixo torque e velocidade de rotação muito superior à necessária. Assim, foi adicionada uma caixa de redução (dispositivo utilizado em sistema mecânico que converte velocidade angular em torque) (ver Figura 60). A razão de transmissão da caixa de redução foi de 1:12, ou seja, aumenta o torque gerado pelo motor em 12 vezes, além de reduzir a velocidade do motor também em 12 vezes. Todas as engrenagens da caixa de redução foram feitas utilizando manufatura aditiva, com filamento de PLA. Optou-se por utilizar um motor menos potente associado com uma caixa de redução porque, por meio de uma busca de mercado, verificou-se que atuadores comerciais que geram torques elevados eram consideravelmente volumosos, pesados e custosos, além de trabalharem em velocidades de rotação muito altas para a utilização em questão.

Figura 60 – Caixa de redução acoplada ao motor do cotovelo

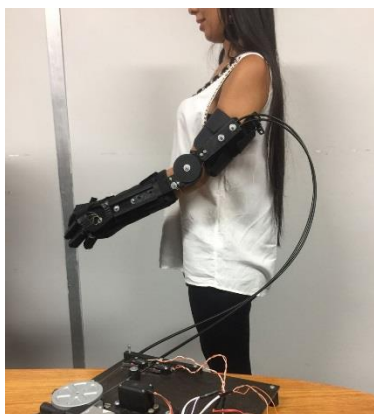


Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

4.1.1.3.3 Conduítes

Devido ao fato de o sistema de acionamento ser externo à órtese, tornou-se necessário incluir conduítes (ver Figura 61) para proteger os tendões artificiais que transmitem o movimento do motor para os mecanismos de atuação do cotovelo e dedos. Eles consistem em tubos flexíveis de aço e borracha por onde passam os tendões artificiais (cabos).

Figura 61 – Conduíte com tendão artificial



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Para o módulo mão apenas um cabo foi levado até as dedeiras e falanges artificiais. Este cabo é fixado em uma polia presa ao eixo do motor, com 40mm de diâmetro fabricada em PLA, responsável pela atuação do módulo mão e ligado ao metacarpo artificial através de uma presilha, que prende este cabo aos tendões artificiais possibilitando assim a tração e o relaxamento deles.

Para o módulo do cotovelo foi utilizado um sistema de polia com 2 cabos e uma caixa de redução, desenvolvida para multiplicar o torque gerado pelo motor. A polia é acoplada a haste do braço e seu eixo é um parafuso de aço fixado à base da polia. Ela possui um diâmetro de 70mm e uma fixação para os cabos que vem da caixa de transmissão. Um dos cabos percorre a polia no sentido horário, dando uma volta completa antes de ser fixado; o outro, percorre a polia no sentido anti-horário, também contornando a polia completamente uma vez, e depois é acoplado. Para executar o movimento de extensão e flexão do cotovelo do paciente um dos cabos é tensionado, fazendo com que a polia execute uma rotação e tracione o outro cabo. Com o movimento de rotação da polia, a haste então realiza o movimento de flexão e extensão na direção desejada alternando qual dos cabos será tracionado pelo motor.

4.1.1.3.4 Sistema de controle

O controle do protótipo é feito por meio de um aplicativo para sistema operacional Android® instalado em um celular e/ou *tablet*, que se comunica com um microcontrolador Arduíno nano através de um módulo *Bluetooth* HC-06, permitindo o

controle completo dos movimentos desejados. Auxiliam também no controle do movimento, sensores de fim de curso, que consiste em interruptores de ação instantânea que atuam como um botão que é acionado ao ser tocado, afim de marcar as posições limitantes do sistema.

4.1.2 Teste 1 – Avaliação dos resultados do desenvolvimento do protótipo I (P1)

4.1.2.1 Módulo Cotovelo

4.1.2.1.1 Componentes estáticos

Os componentes estáticos foram fixados nos braços dos voluntários e investigados os possíveis pontos de pressão sobre a pele, conforto e segurança. Os indivíduos permaneceram com a órtese por 1 hora e, após esse período, não foi observada nenhuma alteração (ponto de pressão, rubor) na região. Além disso, não mencionaram dor (Escala Visual Analógica com pontuação média de 0 pontos) incômodo, formigamento e parestesia (sensações cutâneas subjetivas).

Foi verificado que os componentes estáticos do antebraço conseguiram posicionar o membro adequadamente, contendo a hipertonía da musculatura flexora de punho e dedos, cumprindo o objetivo a que se destinava. Já o componente do braço, que tinha a função de dar suporte para as partes mecânicas dos atuadores, apresentou comprimento inadequado, com a área de contato diminuída favorecendo o movimento de torção, fenômeno que será explicado adiante.

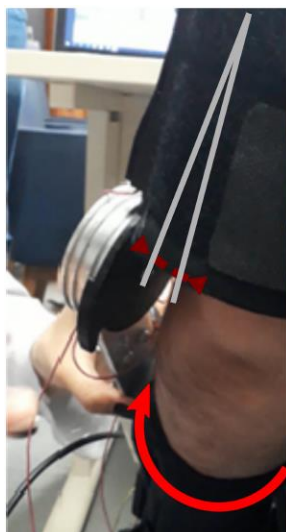
Os invólucros do braço e antebraço revestiram corretamente o membro e serviram de interface com a pele do paciente. Eles se fixaram adequadamente ao membro, promoveram boa acomodação, confortabilidade, e devido às propriedades isotérmicas, mantiveram a temperatura do corpo, não gerando frio nem calor.

A ombreira promoveu uma fixação eficiente da órtese ao membro superior do paciente, impedindo que o equipamento escorregasse, além de permitir a distribuição de peso pelo tronco, evitando o desequilíbrio dos usuários.

4.1.2.1.2 Estrutura mecânica

Durante os testes foi observado um evento adverso ao realizar o movimento de flexão do cotovelo, pois houve uma falha estrutural no dispositivo. A estrutura mecânica apresentou torção na fixação da polia que movimenta o antebraço, deslocando o centro articular do equipamento, impossibilitando seu movimento (ver Figura 62). Dessa forma, interrompeu o funcionamento da órtese, sobrecarregando-a e danificando-a, comprometendo até mesmo a rigidez da base impressa em PLA.

Figura 62 – Deformação causada pelo efeito da sinergia



Fonte: (RÚBIO, 2020)

Esse fenômeno ocorreu devido a uma característica inerente de pessoas que sofreram AVE, os padrões sinérgicos anormais. Na sinergia, quando um músculo de um determinado grupo muscular é ativado, todos os músculos pertencentes ao mesmo grupo também são, ou seja, há incapacidade em movimentar um segmento isolado do membro, mesmo de forma passiva, sem produzir movimentos no restante do mesmo (FREITAS, 2006; O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2007). Sendo assim, quando o indivíduo realiza o movimento de flexão de cotovelo (ativação do músculo bíceps), paralelamente outros músculos também são ativados (RAGHAVAN, 2015), conforme observado na Figura 63.

Figura 63 – Movimento sinérgico do paciente

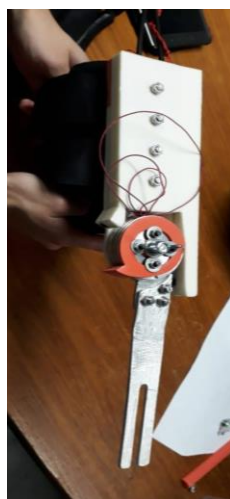


Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Sendo assim, ao realizar o movimento de flexão de cotovelo com a órtese, foi realizada, involuntariamente, a abdução do ombro e a pronação do antebraço do participante. O movimento de pronação ocasionou uma deformação na base da polia deslocando seu eixo devido à baixa resistência mecânica do material, favorecendo sua quebra e não possibilitando a realização do movimento desejado.

Aumentando a resistência mecânica do componente, através de um aumento na sua espessura (ver Figura 64 e Figura 65), foi possível a realização do movimento. Entretanto, como a órtese apresentava seus componentes somente em um dos lados (externos ao membro), o seu centro de gravidade era localizado fora do eixo central do braço, ocasionando torção indesejada do membro, aumentando por consequência os esforços que o usuário teria que fazer para sustentar toda a estrutura do módulo do cotovelo durante o uso.

Figura 64 – Módulo do cotovelo com reforço estrutural



Fonte: (RÚBIO, 2020).

Figura 65 – Módulo do cotovelo com reforço estrutural paciente utilizando



Fonte: (RÚBIO, 2020).

Dessa forma, observou-se que a estrutura proposta tinha limitações que comprometiam o correto funcionamento de flexão e extensão do cotovelo e, para saná-las, uma nova estrutura deveria ser proposta, utilizando um material mais resistente e uma geometria que envolvesse todo o membro do usuário.

Apesar disso, com os testes, foi verificado que o mecanismo de funcionamento da canaleta operou corretamente. A haste da polia do antebraço deslizou livremente no interior da canaleta, mostrando-se eficiente como um segundo grau de liberdade para compensar a mudança no posicionamento do eixo do cotovelo.

4.1.2.2 Módulo Mão

O estudo piloto evidenciou limitação nas dedeiras. A abertura da extremidade distal, que tinha o objetivo de permitir maior contato do usuário com o objeto, impossibilitou a amplitude total de extensão dos dedos (ver Figura 66). Ao se fazer o movimento de extensão, a falange distal permanecia em flexão devido à espasticidade apresentada nos músculos flexores dos dedos e a postura de mão em garra. Sendo assim, foi necessário modificar o formato das dedeiras, para permitir abertura da mão e preensão de objetos com maior eficiência.

Figura 66 – Flexão da falange distal ao realizar movimento de extensão dos dedos



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

As falanges artificiais também mostraram limitações. Elas não impediam a hiperextensão das articulações metacarpofalangeanas com efetividade, devido à pequena altura das hastes, não permitindo o nivelamento no nível do metacarpo artificial. Sendo assim, observou-se necessidade em modificá-las.

Os tendões artificiais mostraram-se adequados para o protótipo, pois conseguiram suportar os esforços necessários realizando corretamente o movimento de extensão dos dedos, apresentando baixa deformação, facilidade de manuseio, e boa acomodação ao membro do usuário, garantindo o uso seguro do dispositivo.

4.1.2.3 Sistema de acionamento e controle

O motor do módulo mão e, o motor do módulo cotovelo juntamente com a caixa de redução, conseguiram executar, com eficiência, as ações necessárias. Contudo, observou-se desvantagem na utilização do motor do cotovelo devido ao peso e dimensão elevados, que impossibilitava a utilização diretamente no corpo da órtese, dificultando a portabilidade do dispositivo. Como esse era um fator imprescindível para o equipamento, fez-se necessário modificar o motor para outro com alto torque e baixo volume, permitindo melhor adequação ao protótipo.

Outro fator que impossibilitava a portabilidade, eram os conduítes, dificultando a reprodução de tarefas funcionais diárias em diferentes contextos e ambientes. Além disso, no módulo cotovelo foi constatado que o mecanismo de transmissão por meio de cabos não era eficiente, visto que apresentava instabilidade na transmissão de força dos motores para os mecanismos de atuação. Além disso, o cabo constantemente saía da polia e, devido a constante fricção com o sistema, ele se desgastava. Dessa forma, em virtude da necessidade da troca do motor e a possibilidade de acoplá-lo à órtese, optou-se por desenvolver um novo sistema de transmissão, excluindo o uso de conduítes.

Em relação ao sistema de controle, o aplicativo desenvolvido que se comunica com um microcontrolador Arduíno nano através de um módulo *Bluetooth* HC-06, permitiu controle completo dos movimentos desejados e, os sensores de fim de curso, impediram com efetividade as posições limitantes do sistema.

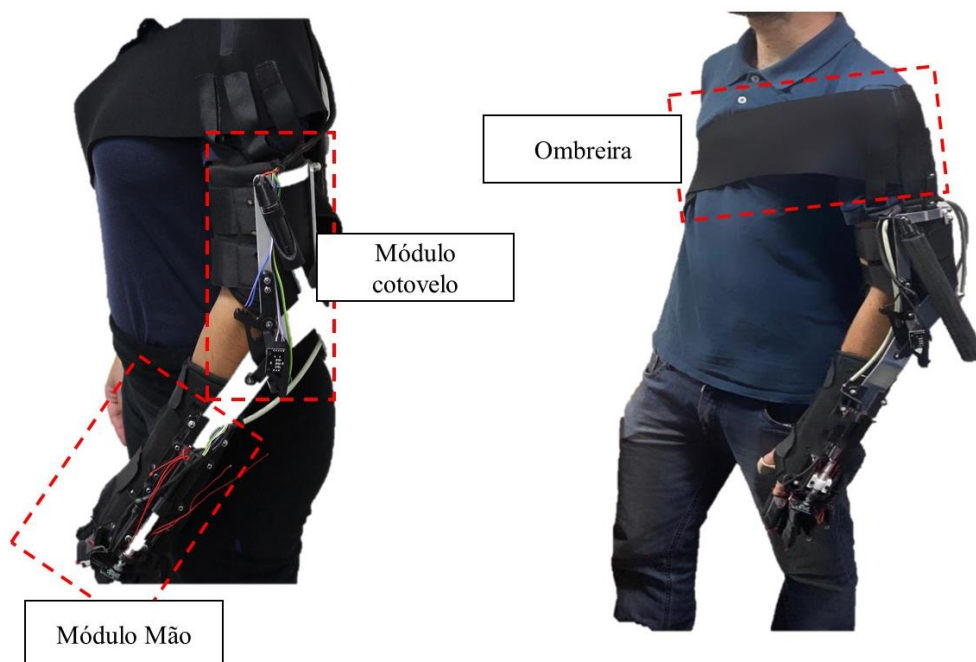
Portanto, após todos os testes para avaliar os resultados do desenvolvimento do protótipo I, foi verificada a necessidade de modificações e ajustes relacionados à: estrutura mecânica do módulo cotovelo, permitindo correto funcionamento biomecânico para executar com eficiência e segurança os movimentos de flexão e extensão do cotovelo; alterações nas dedeiras e falanges artificiais permitindo a amplitude total de extensão dos dedos; e a substituição do motor e do sistema de transmissão, permitindo a portabilidade do dispositivo.

4.1.3 Desenvolvimento do protótipo II - (P2)

A partir dos resultados dos testes feitos com o protótipo I, foi desenvolvido o protótipo II (P2) (ver Figura 67), tendo como premissa elaborar uma órtese mais funcional e ergonômica. Para tanto, os motores foram trocados para outros com maior potência, menor peso e dimensões reduzidas em relação aos anteriores, permitindo que eles fossem embutidos no corpo da órtese viabilizando a portabilidade do equipamento. Com a troca dos motores, foi necessária alteração de toda estrutura mecânica, sendo desenvolvida uma nova proposta para a articulação do cotovelo, com duas hastes paralelas ao invés de apenas uma como no protótipo I, permitindo o

correto movimento de flexão e extensão do cotovelo. Todas as alterações serão detalhadas a seguir.

Figura 67 – Protótipo II



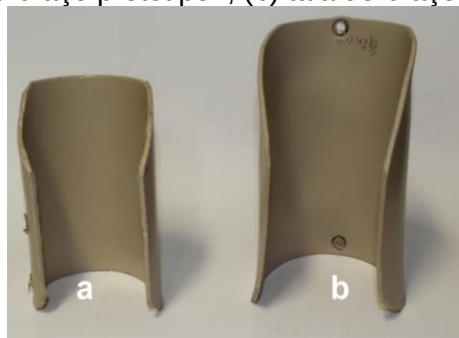
Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

4.1.3.1 Módulo Cotovelo

4.1.3.1.1 Componente estático

O componente estático (ver Figura 68) e o invólucro do braço (ver Figura 69) foram modificados com intuito de ampliar seu comprimento e aumentar a área de contato, permitindo melhor fixação ao braço do usuário, impedindo o movimento de torção do módulo.

Figura 68 – Comparação tala do braço.
(a) tala do braço protótipo I; (b) tala do braço protótipo II



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Figura 69 – Comparação dos invólucros do braço.
(a) invólucro do braço protótipo I; (b) invólucro do braço protótipo II



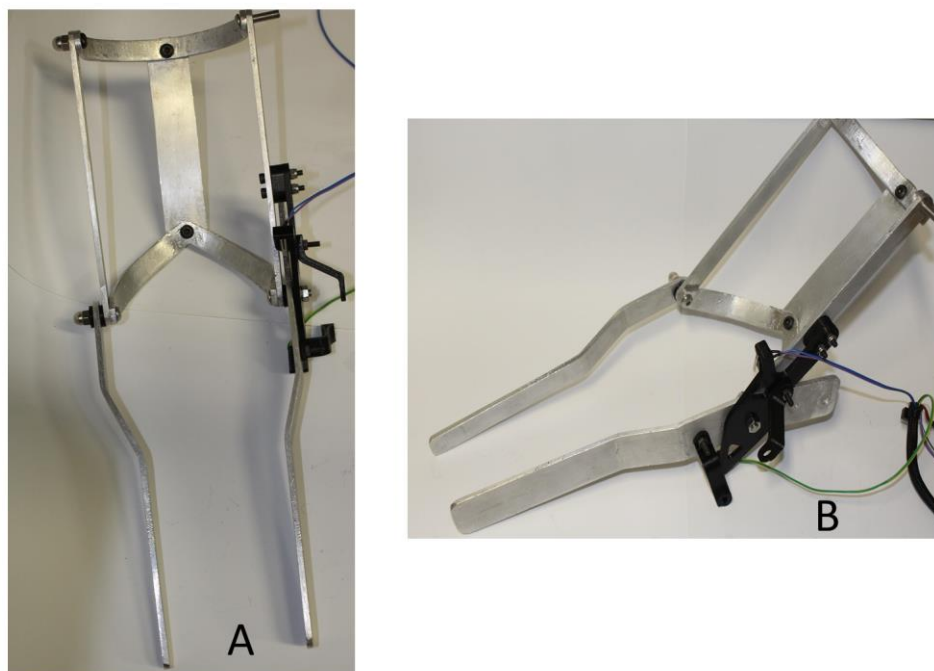
Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

4.1.3.1.2 Estrutura Mecânica

Foi projetada uma nova estrutura mecânica para o módulo do cotovelo que resistisse ao movimento de torção gerado pela sinergia do membro do usuário. A nova versão é inteira em material mais resistente, o alumínio 1100 H14, com apoio duplo, ou seja, duas hastes paralelas envolvendo todo o braço (lateral e medial ao braço), ao invés de apenas uma, como no protótipo I (ver Figura 70). Com essas características, todo o membro é imobilizado de forma mais efetiva e ao mesmo tempo reposiciona o centro de gravidade do dispositivo mais ao centro da linha mediana. Além disso, fornece um reforço estrutural ao equipamento, aumentando a rigidez do sistema, evitando o movimento de torção, proporcionando assim, um formato mais anatômico

que se adequa a maioria dos participantes, sem comprometimento de sua segurança e conforto.

Figura 70 – Nova estrutura de suporte do módulo do cotovelo
(A) vista anterior; (B) vista lateral

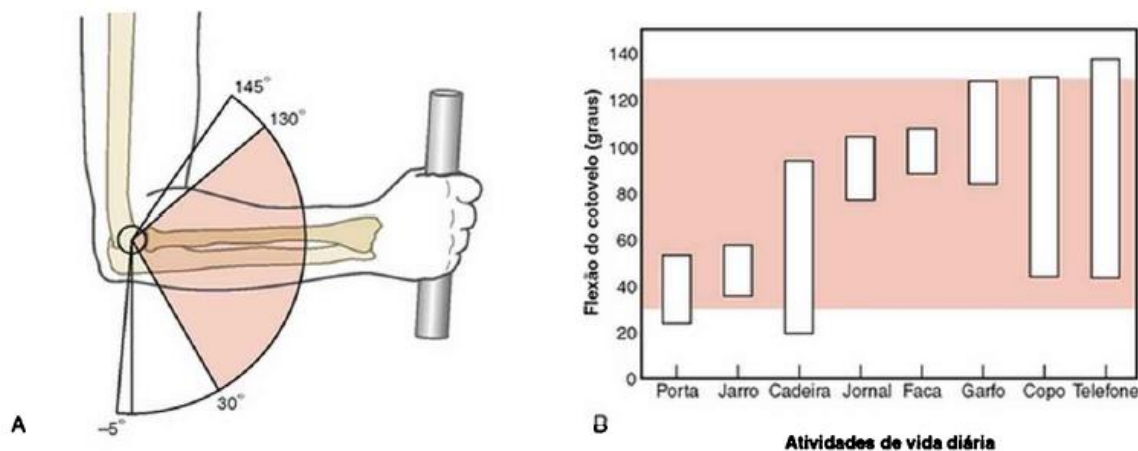


Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

A amplitude máxima e mínima para a movimentação da haste do braço foi estabelecida em 10° - 120° de flexão com arco de movimento livre de 110° graus. Esses valores foram definidos considerando que a amplitude necessária para realizar a maioria das atividades funcionais usualmente ocorrem entre 30° e 130° de flexão, com arco funcional de 100 graus (ver Figura 71) (NEUMANN *et al.*, 2017). O estudo de Gates *et al.* (2016) que investigou a amplitude de movimento necessária para realizar diversas AVDs básicas unimanuais e bimanuais, observou que todas puderam ser concluídas com 121° de flexão de cotovelo e exigiram angulação mínima de 81° de flexão, corroborando com os achados. Amplitudes extremas de flexão e extensão (de -5° a 145°) foram evitadas para que não houvesse sobrecarga e estresse sobre as estruturas articulares e ligamentares.

Figura 71 – Amplitude de movimento do cotovelo. (A) Um indivíduo hígido mostra a amplitude média de movimentação do cotovelo, indo de 5° além da extensão neutra a 145° graus de flexão. O “arco funcional” de 100°, de 30° a 130° de flexão (em vermelho) é baseado nos dados do histograma. B) o histograma mostra a amplitude de movimento do cotovelo tipicamente necessária para executar as seguintes atividades de vida diária: abrir uma porta, derramar um jarro, levantar-se de uma cadeira,

segurar um jornal, cortar com uma faca, levar um garfo à boca, levar um copo à boca e segurar um telefone.

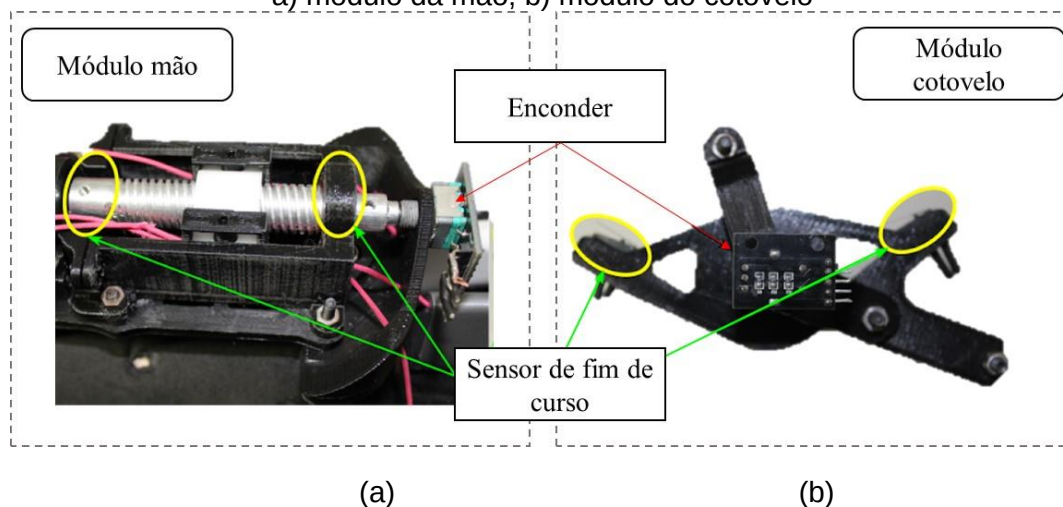


Fonte: (NEUMANN *et al.*, 2017).

Além da estrutura de alumínio, foi necessário desenvolver um suporte para dois sensores de fim de curso e para o módulo *encoder* (sensor de medição de posição angular). Ele também atua como um limitador físico que impede que o movimento do cotovelo atinja ângulos indesejáveis. O sensor de fim de curso fica localizado nas extremidades do atuador, garantindo que o membro do usuário nunca atinja posições além dos limites fisiológicos.

Para o apoio do *encoder* foi necessário projetar um suporte duplo, onde uma parte é fixa, outra, móvel, que transmite a rotação da haste do braço para o eixo do sensor, medindo assim sua posição. A parte fixa é acoplada ao suporte dos sensores de fim de curso e a parte móvel acoplada diretamente à haste de movimentação, fazendo assim com que o eixo do sensor fique coincidente com o eixo de rotação do mecanismo e por consequência com o eixo de rotação da articulação do cotovelo conseguindo medir a posição do braço do paciente. Os suportes dos sensores podem ser vistos na Figura 72.

Figura 72 – Suporte dos sensores fim de curso e encoder.
a) módulo da mão; b) módulo do cotovelo

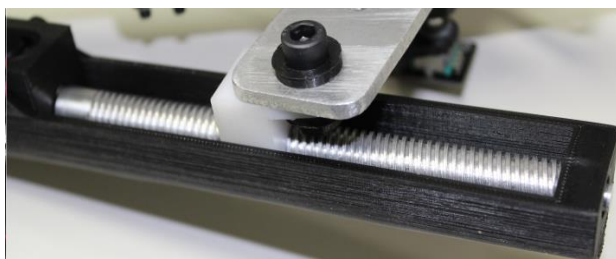


Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

O mecanismo de funcionamento do módulo do cotovelo foi modificado para quatro barras possuindo 2 juntas rotativas e uma junta linear (RÚBIO *et al.*, 2019), substituindo o sistema de polias do protótipo anterior. Essa modificação foi necessária para que pudesse acoplar o motor diretamente ao corpo da órtese possibilitando um sistema compacto e que produzisse um torque suficiente. Detalhes acerca do dimensionamento da estrutura foram descrito no trabalho de Rúbio *et al.* (2019)

O sistema de transmissão do módulo cotovelo foi modificado para parafuso de potência (ver Figura 73) ao invés de cabos e conduítes. Ele tem a vantagem de transformar a rotação do motor, movimento circular, em movimento linear, além de possuir dimensões reduzidas. Para atender a resistência necessária, foi selecionado alumínio 6063 para os parafusos, devido à sua alta resistência e baixo peso e, para a porca, *nylon* 66, devido à sua característica auto lubrificante, e por apresentar um menor desgaste para o sistema, possibilitando maior durabilidade.

Figura 73 – Parafuso de parafuso de potência do módulo cotovelo



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

As canaletas também tiveram modificações. O ponto de fixação, que anteriormente era no centro da guia, passou para as extremidades, permitindo o acoplamento do motor e consequentemente, a portabilidade do equipamento. Além disso, foi necessário aumentar a espessura das canaletas para permitir a fixação nas extremidades, aumentando a resistência (ver Figura 74).

Figura 74 – Canaleta



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

4.1.3.2 Módulo Mão

Após os testes, foi concluído que a estrutura do módulo mão funcionava corretamente, carecendo apenas de ajustes nas dedeiras e falanges artificiais. Contudo, devido a necessidade de alteração dos motores (com maior potência, pesos e dimensões reduzidas em relação aos anteriores), foi necessário modificar o módulo mão de forma a possibilitar o acoplamento do motor e dos componentes mecânicos em seu interior. Sendo assim, a nova estrutura do módulo foi fabricada em PLA, possuindo um formato de treliça, para melhor distribuir a força, aumentando a

resistência do componente. Ela possui 4 (quatro) pontos de fixação que são acoplados ao componente estático dorsal e ao invólucro do antebraço por meio de parafusos *allen* M4 e porcas auto travantes. Uma vantagem desta nova estrutura é que todos os componentes mecânicos são inseridos a um sistema externo ao invólucro. Assim, para adaptar a órtese a diferentes usuários basta soltar os 4 parafusos de fixação do termoplástico e reparafusá-los em uma nova órtese, favorecendo a fácil adaptabilidade do equipamento a diferentes pessoas. Dessa forma possibilita uma padronização das peças mecânicas utilizadas e facilita a fabricação em larga escala dos componentes. A estrutura do módulo mão pode ser vista na Figura 75.

Figura 75 – Estrutura do módulo mão



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

4.1.3.2.1 Dedeiras

Após ter sido constatado que a dedeira com extremidade distal aberta não permitia a amplitude total de extensão dos dedos (principalmente a falange distal), optou-se por cobrir a ponta dos dedos favorecendo a abertura completa (ver Figura 76).

Figura 76 – Dedeira com a ponta distal coberta

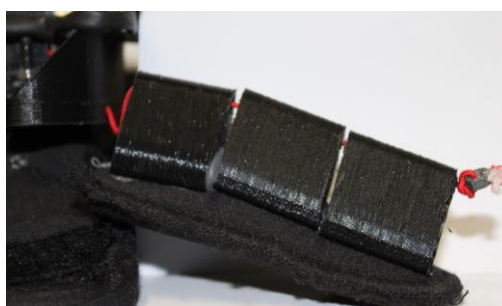


Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

4.1.3.2.2 Falanges Artificiais

Além das dedeiras, foi realizado ajuste nas falanges artificiais, de modo a aumentar a altura, nivelando com o metacarpo artificial, evitando a hiperextensão das articulações metacarpofalangeanas (ver Figura 77).

Figura 77 – Falange artificial com altura elevada junto ao metacarpo artificial

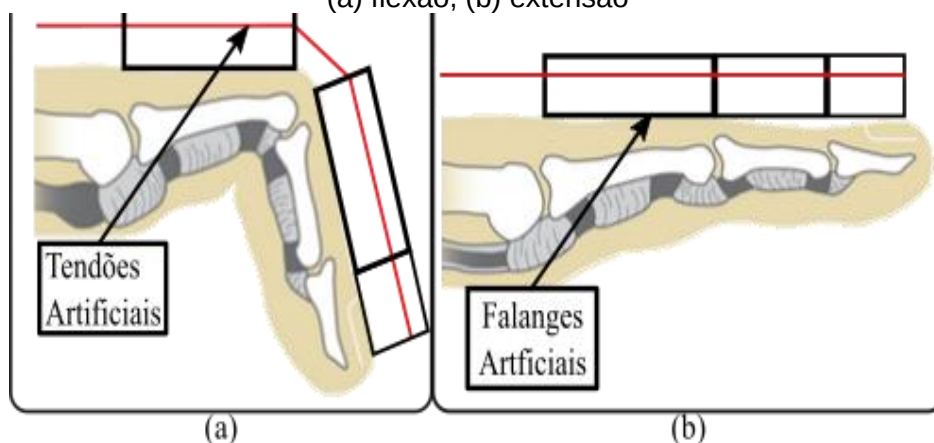


Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Somado a isso, com a alteração no formato das dedeiras foi necessário acrescentar uma nova falange artificial, totalizando 3 falanges (falange artificial I, falange artificial II e falange artificial III) assemelhando ao dedo humano (ver Figura 78). Apesar de conferir maior complexidade ao sistema, optou-se por esse mecanismo devido à necessidade de evitar a flexão da falange distal ao realizar a extensão dos dedos, permitindo uma preensão mais efetiva. Manteve-se o mecanismo de extensão dos dedos do protótipo I, contudo, este movimento tem início na falange distal e segue até que todas as falanges artificiais entrem em contato entre si e com o metacarpo

artificial. Para realizar o movimento de flexão dos dedos (fechamento da mão), o mecanismo é semelhante ao protótipo I, ou seja, os tendões artificiais são relaxados gradativamente e os dedos voltam passivamente à sua posição de origem.

Figura 78 – Representação esquemática do funcionamento das falanges artificiais.
(a) flexão, (b) extensão

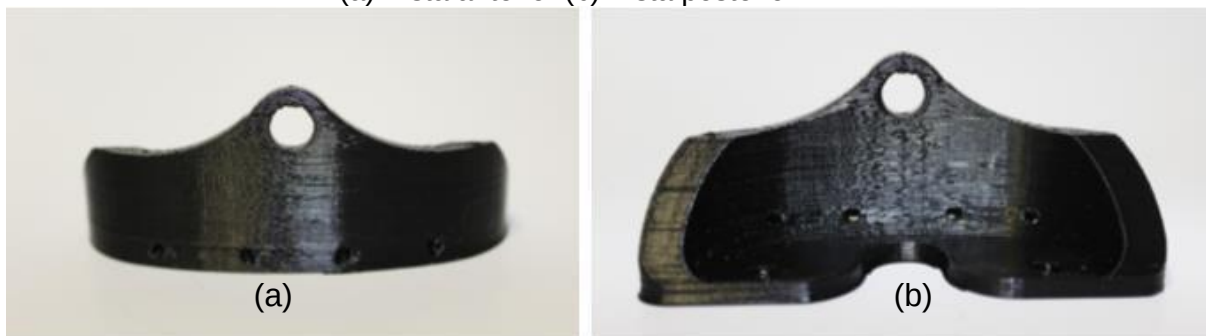


Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

4.1.3.2.3 Metacarpo Artificial

No protótipo II, o metacarpo artificial está localizado no dorso da mão, cuja fixação é feita na estrutura de treliça do módulo mão. Neste protótipo ele serve como suporte para o *encoder* e como anteparo, evitando hiperextensão das articulações metacarpofalângicas. Dessa forma, o metacarpo artificial segue os limites do metacarpo do usuário, localizando-se exatamente acima do eixo de rotação da articulação metacarpofalangeana. Para suportar o *encoder*, foi colocado um furo exatamente no centro da peça com a altura necessária para que o eixo do sensor coincida com o eixo do sistema de transmissão (ver Figura 79).

Figura 79 – Metacarpo artificial
(a) Vista anterior (b) Vista posterior

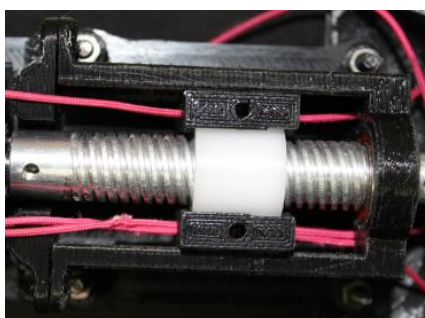


Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

4.1.3.2.4 Tendões artificiais

Os tendões artificiais mostraram-se adequados como mecanismo de movimentação dos dedos no módulo mão do protótipo inicial, mantendo essa ideia para protótipo II. Contudo, devido à modificação do motor, o sistema de transmissão necessitou ser alterado para parafuso de potência (ver Figura 80), semelhante ao módulo do cotovelo. A porca do sistema de transmissão atua como túnel do carpo realizando a tração ou o relaxamento dos tendões artificiais. A caixa do sistema de transmissão do módulo mão serve para guiar a porca e as cordas e também, como suporte dos sensores fim de curso do módulo mão.

Figura 80 – Parafuso de potência do módulo mão



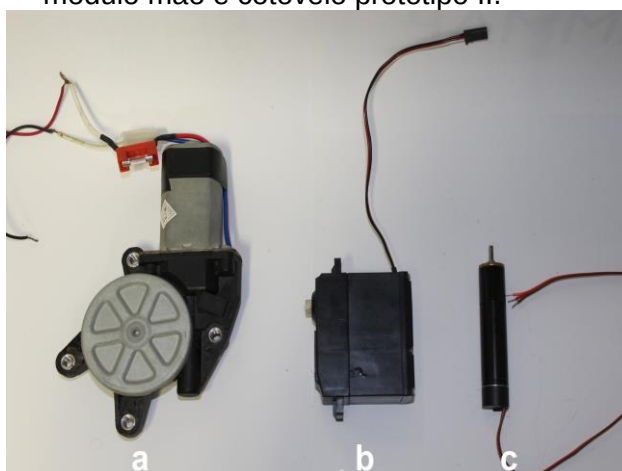
Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

4.1.3.3 Sistema de acionamento e controle

4.1.3.3.1 Motor

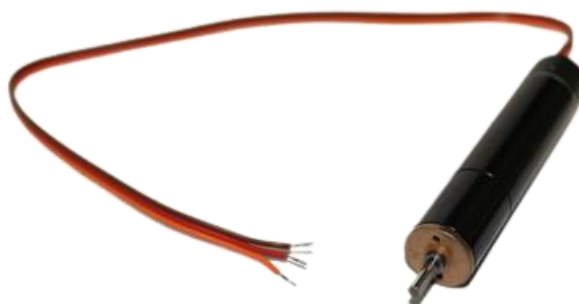
No protótipo II foi feita a substituição dos motores anteriores por outros, com a potência necessária e pesos e dimensões reduzidas; essas características permitiram que eles fossem embutidos no corpo da órtese viabilizando a portabilidade do equipamento (ver Figura 81).

Figura 81 – Comparação dos motores.
(a) motor módulo cotovelo protótipo I; (b) motor módulo mão protótipo I; (c) motor módulo mão e cotovelo protótipo II.



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Os motores selecionados para o módulo mão e cotovelo foram da Maxon Motors® modelo EC16 com uma redução acoplada de modelo GP16A, que possui redução de 157:1, resultando em um torque de 0.797Nm com uma rotação nominal de saída de aproximadamente 180 rpm e potência de 15W (ver Figura 82). Esta escolha se justifica pelo baixo peso do conjunto motor redutor (61g) e suas dimensões reduzidas (16mm de diâmetro e 78 mm de comprimento), tornando ideal seu acoplamento diretamente ao corpo da órtese. O novo motor escolhido para o protótipo II, ao combinar com o mecanismo de atuação, descrito no trabalho de Rúbio *et al.* (2019) , atingia os mesmos torques de saída no atuador e gerava a mesma força, ou seja, o acoplamento do motor ao mecanismo gerava uma multiplicação do torque, atingindo o torque de saída de 12Nm.

Figura 82 – Motor atual

Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

4.1.3.3.2 Sistema de controle

O microcontrolador, dispositivo que gerencia todos os sinais enviados pelo aplicativo e pelos sensores transformando-os em comando para os motores, foi alterado para um de maior capacidade de processamento, o STM32F103 da STMicroelectronics™. O microcontrolador recebe os dados do aplicativo via Módulo *Bluetooth* HC-06 e os comandos são convertidos em números que são reconhecidos pelo microcontrolador, permitindo a execução do comando desejado, conforme demonstrado na Tabela 2.

Tabela 2 – Código numérico dos comandos enviados ao controlador

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

Fonte: (RÚBIO, 2020).

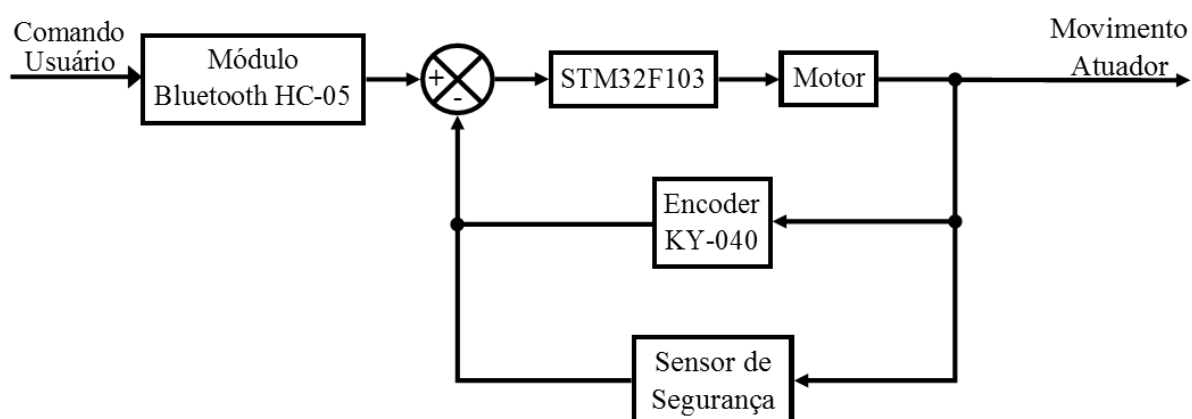
Como foi feita alteração dos motores, foi necessário utilizar um módulo ESCON 50/4 EC-S® desenvolvido pela Maxon Motors® para enviar os sinais para o motor e controlar a sua velocidade e sentido de rotação. Além disso, foram adicionados *encoders* (sensores de posição) modelo KY-040, para determinar os ângulos em que se encontram os atuadores. Este apresenta um eixo que ao ser rotacionado envia pulsos para o controlador, que consegue contá-los e então determinar a sua posição.

No módulo mão, o *encoder* foi acoplado ao eixo do parafuso de potência de modo a medir o número de voltas que são efetuadas. Já o *encoder* do módulo cotovelo é acoplado diretamente à haste do mecanismo. Sabendo que o *encoder* envia uma contagem de 80 pulsos por volta, é possível determinar que cada pulso representa 4,5°. Logo, para executar o movimento de flexão ou extensão de 9°, basta ler mais dois pulsos, ou subtrair dois pulsos da leitura atual do sensor, que representa a posição atual do membro.

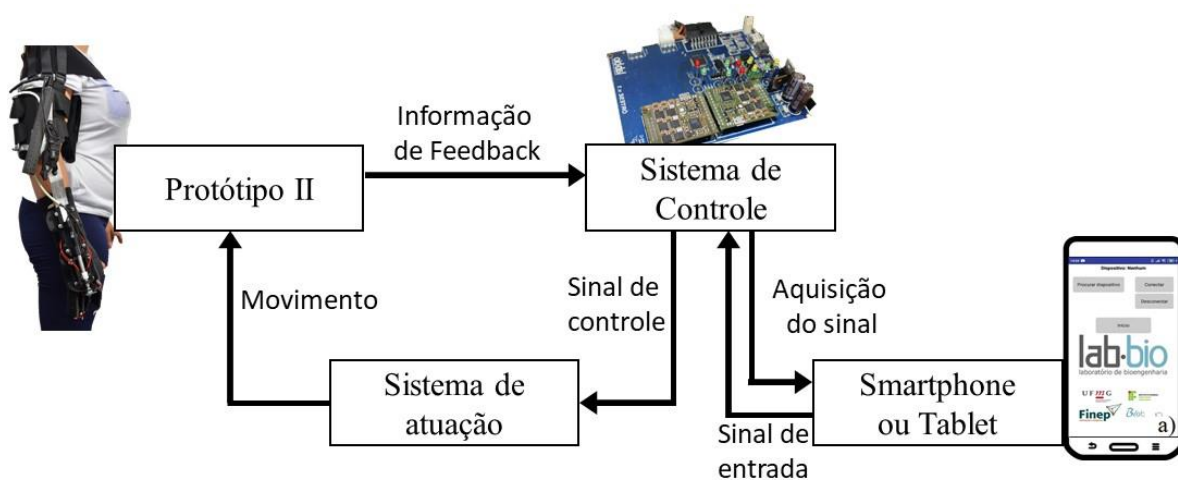
Somado a esses componentes, foi adicionada uma bateria, permitindo a portabilidade do equipamento (ver Figura 83). No diagrama da Figura 84 e Figura 85 observa-se o resumo do circuito de acionamento da órtese. Por meio do uso do aplicativo, o usuário envia o comando ao microcontrolador através do módulo *Bluetooth* HC-06, com informações referentes a posição, tempo entre repetições e velocidade do movimento desejado. Em seguida, o microcontrolador analisa a posição atual dos atuadores e envia um sinal para o módulo ESCON que controla o motor com a velocidade e direção de giro desejada e habilita seu funcionamento, executando o movimento até a posição desejada. Esta, é medida todo o tempo pelo *encoder* ou até atingir um dos sensores de segurança que interrompem o movimento. Toda a lógica de acionamento foi desenvolvida através de um programa em C.

Figura 83 – Célula de bateria

Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Figura 84 – Diagrama de acionamento

Fonte: (RÚBIO, 2020).

Figura 85 – Diagrama de funcionamento da órtese robótica

Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Para integração de todos os circuitos, uma Placa de Circuito Impresso (PCI) se fez necessário, permitindo montá-lo de forma compacta, garantindo eficiência na transmissão de energia para todos os componentes do sistema. Ela possui o módulo *bluetooth*, módulo ESCON e o controlador juntos. Além disso, conta com um circuito específico de alimentação de cada um dos componentes, além da bateria integrada ao sistema.

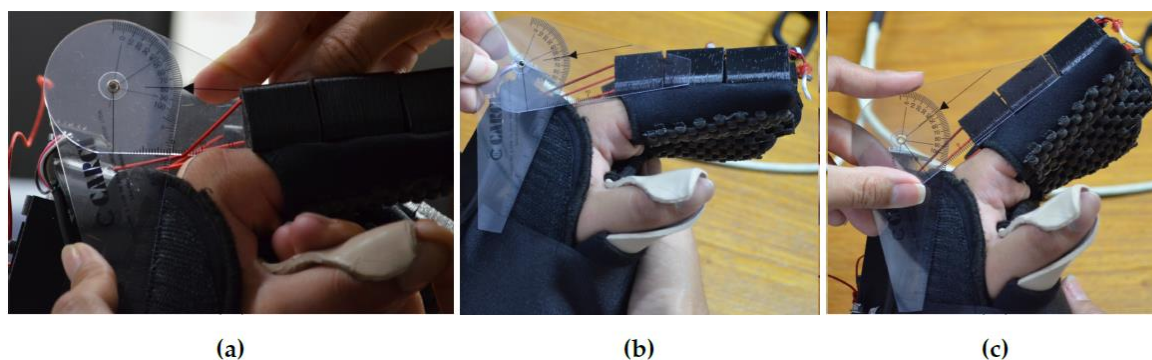
4.1.4 Teste 2 - Validação do protótipo II (P2)

Após realizar todas as modificações no protótipo I (P1) e confecção do protótipo II (P2), ele foi testado no mesmo grupo de participantes do primeiro teste, afim de validar o equipamento verificando o correto funcionamento biomecânico com capacidade de executar com eficiência e conforto os movimentos de flexão e extensão de cotovelo e dedos. Para isso foi verificado o comportamento em diferentes graus de liberdade, angulação e velocidade, bem como a realização de preensão de diferentes objetos, movendo-os sobre a mesa e aproximando-os/afastando-os do rosto. Ademais, também foi verificado a facilidade de instalação e operação do equipamento.

Quando ao desempenho das falanges com altura elevada, no módulo mão, foi averiguado e observado que elas nivelaram a altura dos cabos dos dedos (tendão artificial) com o metacarpo evitando com efetividade a hiperextensão das articulações metacarpofalangeanas. Observou-se também que, com o acréscimo da falange artificial e o aumento do comprimento da dedeira, cobrindo a extremidade distal do dedo, foi possível uma maior excursão do movimento de extensão e, consequentemente, maior abertura da mão. Fazendo repetidas aberturas parciais de 80°, 60° e 40° (ver Figura 86), observou-se que os dedos apresentavam consistência e precisão no ângulo de abertura e, o máximo de flexão alcançado foi de 85° nas articulações metacarpofalangeanas. Segundo Neumann (2017) esse valor é suficiente para realizar a maioria das atividades cotidianas. Na Figura 87, observamos a abertura completa dos dedos de um dos voluntários do estudo com o auxílio da órtese, o que não é possível sem o uso do equipamento, por meio apenas do controle voluntário. O

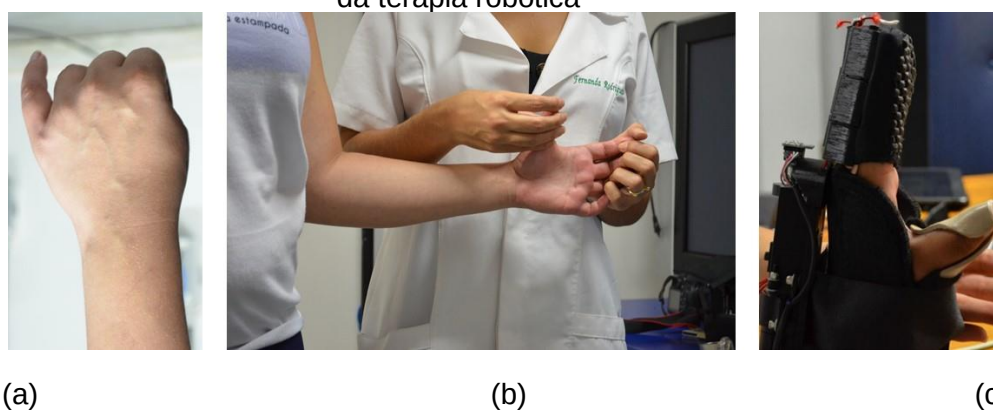
dispositivo foi capaz de auxiliar os participantes a realizarem a tarefa de pegar diferentes objetos e manter sua fixação durante a movimentação destes (ver Figura 88, Figura 89 e Figura 90) indicando a funcionalidade do dispositivo. O módulo mão executou a abertura total dos dedos, com a velocidade máxima, em 2,32 segundos. A estrutura mecânica também se mostrou adequada, acomodando corretamente a estrutura de suporte e os novos atuadores.

Figura 86 – Abertura dos dedos em (a) 80 °, (b) 60 ° e (c) 40 °



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Figura 87 – Participante abrindo os dedos
(a) de maneira voluntária – natural; (b) com auxílio de um terapeuta; (c) com auxílio da terapia robótica



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Figura 88 – Abertura dos dedos com órtese robótica preensão palmar



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Figura 89 – Abertura dos dedos preensão esférica



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Figura 90 – Abertura dos dedos preensão esférica e cilíndrica



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

No módulo cotovelo, foi observado que o equipamento foi capaz de realizar os movimentos de 10° a 120° de flexão, com arco de movimento livre de 110° graus. O tempo para execução da abertura e fechamento, com a velocidade máxima, foi de 4,14 segundos. A estrutura mecânica feita de peças de alumínio, com apoio duplo e com mecanismo do tipo quatro barras, possuindo 2 juntas rotativas e uma junta linear,

evitaram o movimento de torção. Ademais, realizaram o movimento de extensão e flexão do cotovelo com eficiência, respeitando as características fisiológicas e biomecânicas do membro.

Os participantes não mencionaram excesso de peso do dispositivo, conforme observado anteriormente no protótipo I. A órtese foi pesada com uma balança de precisão e constatou um peso de 1,390 Kg no total, sendo 0,820 Kg no módulo cotovelo e 0,570 Kg no módulo mão. Manna e Dubey (2018) afirmam que para um exoesqueleto ser considerado portátil, o peso dos componentes do sistema deve ser reduzido, permitindo que o dispositivo seja utilizável e de fácil movimentação durante os exercícios de reabilitação. No entanto, estudos não afirmam o que seria considerado o peso ideal. Apesar disso, a órtese robótica portátil comercial mais utilizada atualmente, a MyoPro (Myomo Inc., Cambridge, Massachusetts), que realiza movimentos de flexão e extensão de cotovelo e dedos, com torque de 7Nm e 1,27Nm respectivamente, tem peso de 1,81 Kg (DUNAWAY *et al.*, 2017). A órtese robótica portátil chamada Hybrid Elbow Orthosis, que realiza movimentos apenas de cotovelo, com torque de 6,5Nm, tem peso de 1,2 Kg (PYLATIUK *et al.*, 2009). Observa-se, portanto, que o dispositivo desenvolvido tem peso similar aos disponíveis atualmente. Embora haja um número elevado de equipamentos robóticos concebidos e uma quantidade considerável de pesquisa, há poucos exoesqueletos portáteis disponíveis para os usuários. A principal razão se deve a dificuldade de escolha dos atuadores e dos mecanismos de suporte para desenvolver exoesqueletos leves (MANNA; DUBEY, 2018).

O sistema de transmissão por meio de parafuso de potência, também se mostrou efetivo. O novo motore, devido ao seu baixo peso, possibilitou o acoplamento no corpo da órtese, proporcionando a portabilidade do dispositivo. Os atuadores desempenharam um papel importante na funcionalidade do sistema, fornecendo torque necessário (12Nm no cotovelo e 0.797Nm na mão) para proporcionar uma reabilitação eficaz aos indivíduos e realizar as atividades funcionais propostas (MANNA; DUBEY, 2018). De acordo com Murray e Johnson (2004) para exercer atividades de vida diária, é necessário um torque máximo de 5,8Nm no cotovelo. Além disso, os valores de torque fornecido pelo dispositivo permitiram que ele fosse utilizado por pessoas com diversos níveis de espasticidade e fases de recuperação motora, confirmando a possibilidade de utilizar a órtese em sujeitos com diferentes níveis de

comprometimento dos membros superiores. Entretanto, devido ao pequeno número de participantes no estudo, torna-se necessário novas investigações para ratificar essa informação.

Segundo Manna e Dubey (2018), a terapia robótica requer uma reabilitação que proporcione não apenas benefícios terapêuticos, mas também garanta conforto e segurança aos usuários. Para isso, a facilidade de colocação e retirada do dispositivo, por exemplo, é considerada um fator importante. Com essa nova estrutura, a facilidade de operação e instalação do dispositivo no usuário foi confirmada pelo tempo despendido durante o processo (tempo médio de instalação do equipamento e regulagem dos tendões artificiais foi de 4min 35s). A versatilidade decorrente da presença de uma estrutura modular contribuiu para essa praticidade. Apesar disso, se fez necessário a participação de um profissional (terapeuta) para moldar as talas rígidas, vestir a órtese no paciente e operá-lo com graduação adequada dos parâmetros (velocidade, angulação, tempo). Além disso, também foi observado que os participantes não mencionaram dor (Escala Visual Analógica com pontuação média de 0 pontos), desconforto, formigamento e parestesia e não foram observados efeitos adversos durante os testes funcionais.

Apesar da portabilidade apresentada pelo equipamento, e por este ter se mostrado adequado e seguro para uso em diferentes contextos e ambientes, é importante salientar que a órtese robótica não elimina a necessidade da presença de um terapeuta, mesmo que a distância, acompanhando a reabilitação remotamente. O equipamento deve ser utilizado apenas como uma ferramenta coadjuvante para aumentar a intensidade da terapia de acordo com os princípios da reabilitação motora, ou seja, ela vem para auxiliar o terapeuta a aumentar o potencial de melhora do paciente após uma lesão.

Em relação ao custo do dispositivo, por ser um protótipo ainda em desenvolvimento, não foi obtido o valor total, sendo necessária uma avaliação apurada para esse fim. No entanto, foram utilizadas peças comercializáveis no Brasil com valores reduzidos, como por exemplo PLA, Neoprene, termoplástico de baixa temperatura, possibilitando redução de custo para confecção do equipamento.

Após testes clínicos, foi observado que os participantes conseguiram realizar adequadamente movimentos de flexão e extensão de cotovelo e dedos em todos os graus de liberdade, angulação e velocidade, bem como realizar a preensão e

sustentação de diferentes objetos, movê-los sobre uma mesa e aproximá-los e afastá-los do rosto. Dessa forma, foi validado o protótipo, demonstrando correto funcionamento biomecânico. No entanto, apesar dos benefícios fornecidos pela órtese robótica, observou-se nos testes clínicos uma postura passiva dos usuários, onde eles deixavam a órtese robótica executar os movimentos sem realizar nenhum esforço. Dessa forma, não havia ativação direta dos músculos paréticos, suscitando assim um controle sensório-motor insuficiente, podendo resultar em melhora funcional reduzida (MARCHAL-CRESPO; REINKENSMEYER, 2009; REINKENSMEYER, 2019; RONG *et al.*, 2015). Além disso, foi observada a necessidade de simplificar a estrutura mecânica do dispositivo, a fim de proporcionar um equipamento menos volumoso, mais leve e, conseqüentemente, portátil que possibilitasse o uso da órtese em atividades do cotidiano, em diferentes contextos e ambientes.

Diante disso, buscou-se um aperfeiçoamento do dispositivo, combinando a terapia robótica com uma promissora tecnologia, a estimulação elétrica funcional, transformando-o em um sistema híbrido. Esse sistema é capaz de fornecer uma experiência sensório motora com ativação muscular por meio da FES, reduzindo assim a postura passiva do usuário. Além disso, tem o potencial de aliviar a demanda de energia de atuação do dispositivo robótico e conseqüentemente reduzir o tamanho e peso do sistema. Dessa forma, possibilita um equipamento verdadeiramente capaz de fornecer assistência geral em atividades de vida diária e proporcionar intervenções de reabilitação mais robustas, seguras e eficazes.

4.2 Etapa 2 - Aprimoramento do dispositivo em sistema híbrido com identificação dos requisitos de usuário e requisitos de produto

4.2.1 Identificação dos requisitos de usuário de órteses híbridas

Segundo respostas do questionário, dos 10 participantes, cinco (50%) residiam no Brasil e cinco (50%) na França, todos tinham idade entre 25 e 64 anos e 40% eram homens.

Dos quatro profissionais da saúde entrevistados, dois eram terapeutas ocupacionais e dois fisioterapeutas. Destes, dois trabalhavam em setor público, um em setor privado e um era profissional liberal. A maioria (50%) atuava na reabilitação neurológica por um período de 6 meses a um ano e um participante (25%) entre 1 a 5 anos e um entre 6 a 10 anos. Metade dos participantes (50%) atendia apenas indivíduos adultos (19 a 64 anos), outra metade (50%), adultos e idosos (+65 anos) e nenhum atendia criança e/ou adolescente.

Dos seis pacientes entrevistados, todos tinham AVE como a causa da hemiparesia e do comprometimento motor de membro superior e o tempo médio pós-AVE era de 21.16 ± 22.41 meses, a mediana do tempo foi 13.5 meses sendo o tempo mínimo 2 meses e o máximo de 48 meses.

Todos os 10 participantes afirmaram nunca terem feito uso de terapia robótica e órtese híbrida, no entanto 4 (40%) já utilizaram a FES. Dentre os motivos do não uso da terapia robótica, se destacam: a não disponibilidade do equipamento no centro de reabilitação ($n = 5$); não conhecimento acerca da tecnologia ($n = 4$); por não ter sido fornecido ($n = 3$); alto custo ($n = 2$) e não saber o motivo ($n=1$). Em relação aos motivos do não uso da estimulação elétrica, observa-se: não conhecimento acerca da tecnologia ($n = 2$); não disponibilidade do equipamento no centro de reabilitação ($n = 2$); por não ter sido fornecido ($n = 1$) e por não ter recebido treinamento ($n = 1$). Por fim, dentre os motivos do não uso da terapia híbrida destacam-se: não disponibilidade do equipamento no centro de reabilitação ($n = 6$); não conhecimento acerca da tecnologia ($n = 5$); por não ter sido fornecido ($n = 2$); alto custo ($n = 1$) e não saber o motivo ($n = 1$).

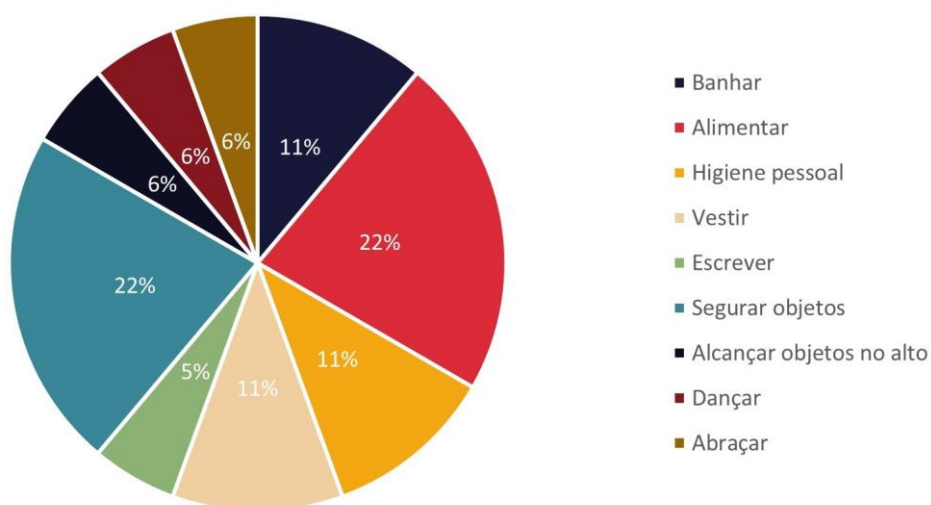
Observa-se portanto uma falta de implementação e conhecimento a respeito dessas tecnologias empregadas e isso se justifica pelo fato de que a maioria dos dispositivos híbridos se encontra apenas nos estágios iniciais de desenvolvimento até o momento e que não há nenhum equipamento disponível comercialmente (STEWART *et al.*, 2017). Além disso, devido às limitações apresentadas pela terapia robótica, observa-se uma implementação limitada desses dispositivos na prática clínica (ANDRADE *et al.*, 2014; DUNKELBERGER; SCHEARER; O'MALLEY, 2020).

De acordo com os profissionais entrevistados, todos (100%) afirmaram que a condição de saúde que mais se beneficiaria com o uso do equipamento seria o AVE. As atividades de vida diária elencadas pelos participantes como as mais importantes

de serem realizadas com o dispositivo se concentram principalmente em atividades básicas de vida diária: alimentar (22%), banhar (22%), higiene pessoal (11%) e vestir (11%) (ver Figura 91). As atividades bimanuais elencadas como as mais importantes se concentram principalmente em: alimentar (cortar alimentos) (22%), vestir roupa (17%), banhar (11%), alimentar (abrir uma garrafa) (11%) e amarrar cadarço (11%) (ver Figura 92). Dentre os ambientes que os participantes consideraram importantes utilizar o equipamento, destaca-se: ambiente domiciliar (44%), local de reabilitação (19%) e trabalho (19%) (ver Figura 93). Esses dados corroboram com a necessidade de se desenvolver um equipamento que seja portátil e que possa ser usado em diferentes contextos e ambientes, principalmente em uso domiciliar, demonstrando a necessidade do estudo em questão. Conforme destacado por Khor *et al.* (2017) e Loureiro *et al.* (2011), estender a utilização de robôs a ambientes domésticos, beneficiaria os indivíduos pós-AVE e teria um grande impacto na reabilitação, já que, alegadamente, 50% deles continuam com comprometimentos do membro superior após terem recebido alta do hospital. Dispositivos robóticos poderiam ser utilizados em ambiente domiciliar para permitir um tratamento de alta intensidade, bem como a reprodução de tarefas funcionais diárias em diferentes contextos (WASHABAUGH *et al.*, 2019)

Figura 91 – Atividades de vida diária mais importantes a serem realizadas com o equipamento

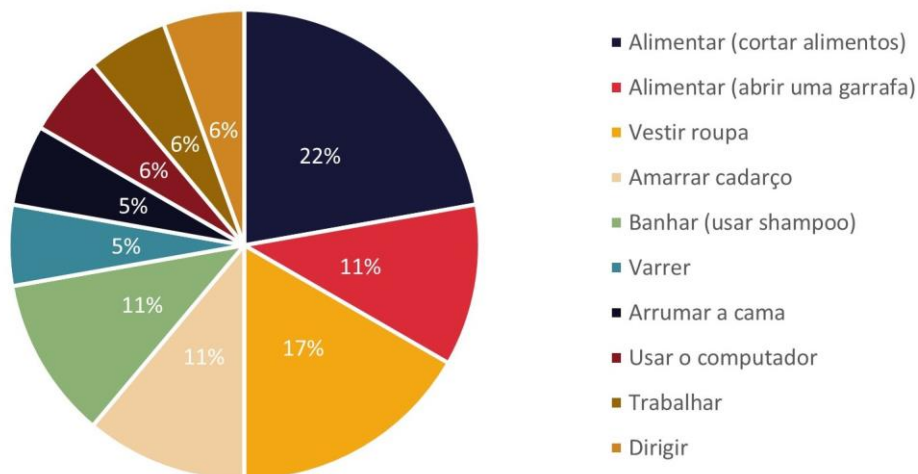
Atividades de vida diária mais importantes



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Figura 92 – Atividades bimanuais mais importantes a serem realizadas com o equipamento

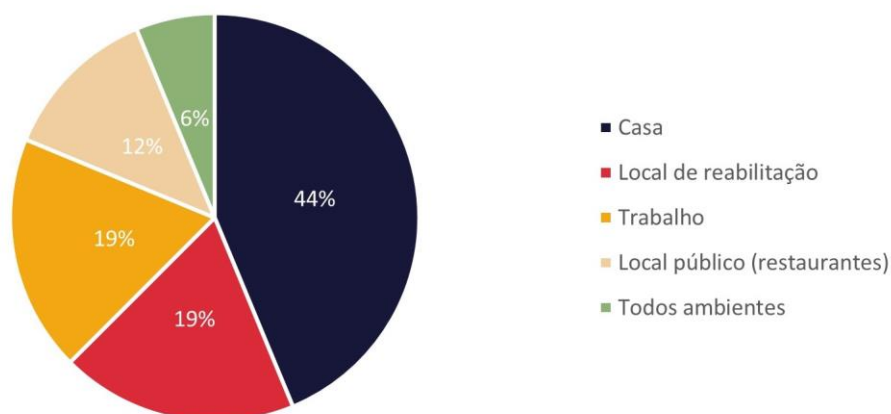
Atividades bimanuais mais importantes



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Figura 93 – Ambientes mais importantes a serem utilizados o equipamento

Ambiente para usar o equipamento



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Em relação as características específicas de órteses híbridas, todos os participantes (100%) consideram que: deve-se fazer uso de eletrodos reutilizáveis ao invés de descartáveis; os motores e as baterias devem ser localizados em um cinto (40%) ao invés de mochila (20%), acoplado ao equipamento (20%) ou em uma caixa sobre a mesa (20%). A média de horas de uso contínuo da bateria indicada foi de 8.2

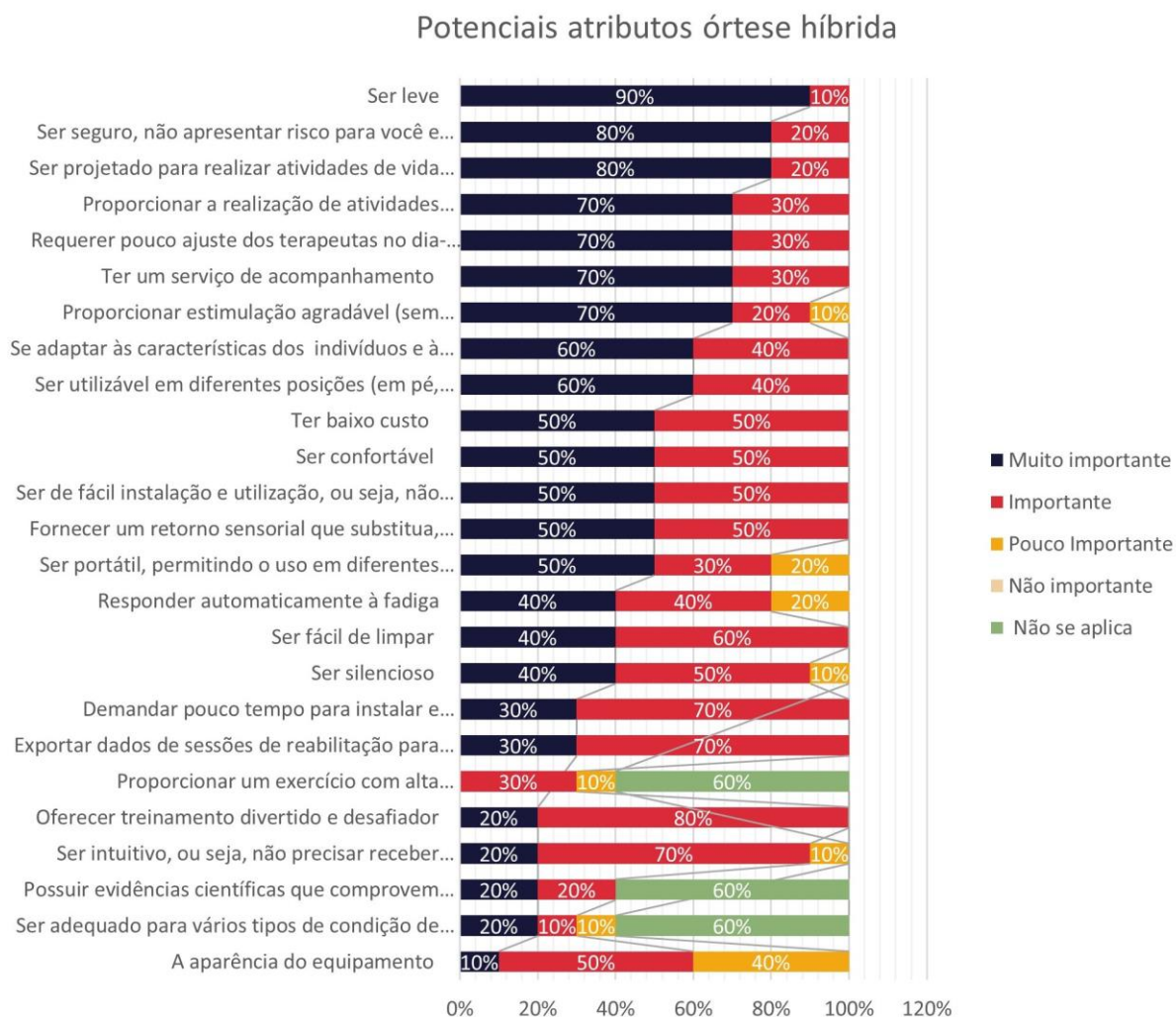
horas $\pm$ 8.23 e a mediana do tempo foi de 5 horas, sendo o tempo mínimo 1 hora e o máximo de 24 horas.

O tempo apropriado para instalar e configurar o dispositivo deveria ser de 5 a 15 minutos (50%), 1 a 5 minutos (30%), 15 a 30 minutos (20%). O tempo de treinamento considerado aceitável para aprender a usar sistemas híbridos foi de: superior a 1 hora (50%), inferior a 1 hora (30%), inferior a 40 minutos (10%) e inferior a 20 minutos (10%). O tempo que deveria durar sem necessidade de manutenção era de pelo menos 1 ano (60%), pelo menos 3 anos (20%), pelo menos 6 meses (20%).

Dentre os potenciais atributos de uma órtese híbrida correlacionando com os níveis de importância, os considerados mais importantes foram: ser um equipamento leve, seguro, projetado para realizar atividades de vida diária e atividade bimanuais, requerer pouco ajuste dos terapeutas no dia-a-dia e ter um serviço de acompanhamento (ver Figura 94).

Os itens considerados menos importantes foram: aparência, ser intuitivo, ou seja, não precisar receber treinamento para uso e oferecer prática divertida e desafiadora. Participantes apontaram que o principal contribuinte para tornar o equipamento mais atraente visualmente seria a cor (ser cor da pele, preto, cinza ou neutra) e não se apresentar de maneira excessiva, ou seja, ter uma estrutura “*clean*”. Para oferecer um treinamento divertido e desafiador, o equipamento deveria: fornecer diferentes níveis de dificuldades e desafios imprevisíveis; manipular uma interface de comando para jogar em um computador ou videogame (por exemplo, corrida de carros); que houvesse metas para serem cumpridas; demandasse tarefas estimulantes e desafiadoras a partir de um objetivo previamente estabelecido, como um número específico de sessões por minuto ou uma tarefa que fosse de interesse do participante.

Figura 94 – Potenciais atributos da órtese híbrida de acordo com o nível de importância



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Observa-se que a funcionalidade foi priorizada em detrimento da estética, corroborando com estudo de Manna e Budey (2018) que afirma que a aparência é considerada o item menos importante entre todos os parâmetros de construção de um exoesqueleto. Os achados de Nars *et al.* (2016) e Van Ommeren *et al.* (2018) também não mencionam estética dentre os elementos importantes em dispositivos robóticos de reabilitação. Em relação aos equipamentos híbridos, até o momento, nenhum estudo investigou as necessidades dos usuários, o que impossibilita fazer essa análise. Contudo, acredita-se que a falta de opções para comparações, devido à ausência de produtos disponíveis no mercado, contribui com o demérito da estética. Isso porque, o estudo de De Jonge *et al.* (2016) que investigou a importância da aparência da

tecnologia assistiva na intenção de compra, por meio de entrevista com 25 participantes, mostrou 7 opções diferentes de TA e aquelas consideradas mais atraentes, foram as mais prováveis de serem compradas. Observa-se, portanto, que o apelo estético desempenha um papel importante na aceitação e compreensão de tecnologia assistiva, evidenciando que além da funcionalidade dos dispositivos, a estética também pode influenciar a relação entre o produto e o usuário (DE JONGE *et al.*, 2016). Ainda é importante destacar que a aparência é um fator contribuinte para o abandono de tecnologia assistiva, já que a estética se relaciona com o estigma, ou seja, como os usuários de TA são percebidos na sociedade, de forma que seu uso enfatiza a visibilidade da deficiência (COSTA *et al.*, 2015; VERZA *et al.*, 2006). No estudo de Santos *et al.* (2020), 8 participantes mencionaram que não usariam tecnologia assistiva se atraísse atenção negativa, apesar de sua promessa de melhorar a funcionalidade.

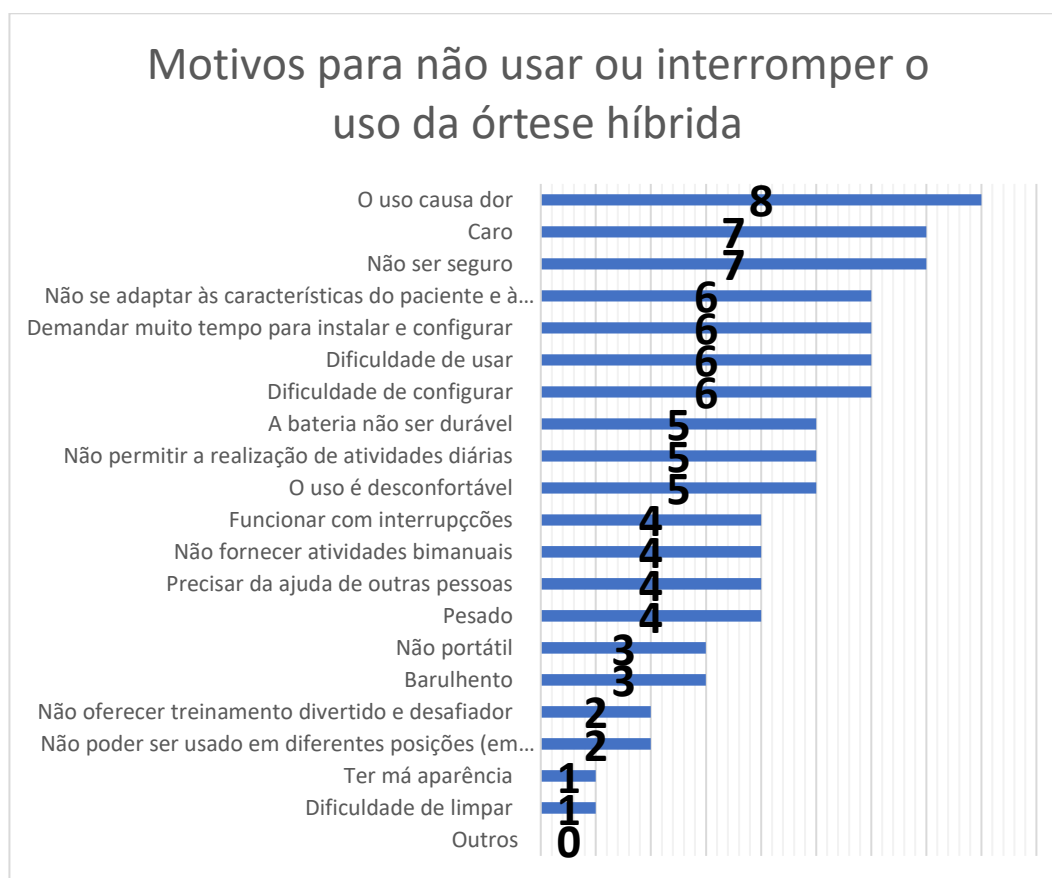
Para tornar o equipamento mais confortável, participantes apontaram que o principal fator contribuinte seria o peso, deveria ser um equipamento ser leve, que utilizasse fibra de carbono, materiais flexíveis e acolchoados e que não gerasse incômodos e/ou dor. Além das características apresentadas, participantes mencionaram que seria importante conter no dispositivo: design moderno; um manual de instruções claro, por meio de um CD de instalação, possibilitando uso completamente autônomo; fornecer feedback funcional, quantitativo e qualitativo.

Algumas perguntas foram direcionadas exclusivamente aos profissionais da saúde, questões relacionadas ao equipamento possuir evidências científicas que comprovassem sua eficácia (metade, $n = 2$, dos participantes apontou como “muito importante” e metade como “importante”); ser adequado para várias condições de saúde (metade, $n = 2$, considerou como “muito importante” e apenas um como “importante” e um como “pouco importante”); e proporcionar um exercício com alta intensidade e muitas repetições (três profissionais apontaram como “importante” e um como “pouco importante”). A quantidade média de repetições necessárias em uma sessão de 1 hora, indicada pelos profissionais da saúde foi de 37.50 ± 22.78 . A mediana da quantidade de repetições foi de 40, sendo a quantidade mínima 10 repetições e a máxima de 60 repetições.

O preço do dispositivo apresentou uma divergência em relação ao país analisado. No Brasil, todos os pacientes afirmaram estar dispostos a pagar pelo

equipamento um valor de até R\$ 5.000,00. Na França, apenas um paciente afirmou estar disposto a pagar esse valor. Os outros dois, valores superiores, até R\$ 27.000,00 ou acima de R\$ 270.000,00. Quanto aos profissionais da saúde, no Brasil, um afirmou que sua clínica / hospital não estaria disposta a pagar por esse equipamento e o outro estaria disposto a pagar um valor de até R\$ 16.000,00. Já na França, valores de até R\$ 55.000,00 ou R\$ 133.000,00. Observa-se uma diferença em relação ao país investigado, possivelmente devido ao poder de compra, que na França é superior ao Brasil, sendo o grau de possibilidade de aquisição e utilização desse recurso mais elevado. O que se justifica também pela taxa de câmbio elevada do euro em relação ao real brasileiro (IPRI, 2017). Além disso, identifica-se que os dispositivos robóticos de reabilitação disponíveis no mercado atualmente, têm uma faixa de preço acima dos mencionados pelos participantes. Eles se encontram entre US\$ 75.000 a US\$ 350.000 sem considerar os custos adicionais relacionados a frete, impostos, manutenção, instalação e treinamento (DURET; GROSMIRE; KREBS, 2019). Estes custos elevados são provavelmente um fator que contribui para a baixa exposição dos participantes do estudo (100%) aos dispositivos robóticos de reabilitação. Em relação aos equipamentos híbridos, atualmente se encontram nos estágios iniciais de desenvolvimento e, até o momento, não há nenhum disponível comercialmente que possibilite fazer essa análise (STEWART *et al.*, 2017). Apesar disso, esses dados corroboram com a necessidade de desenvolver equipamentos de baixo custo que sejam acessíveis para a população brasileira.

Dentre os motivos indicados pelos participantes para não usar ou interromper o uso da órtese híbrida, os mais expressivos foram: o uso causar dor ($n = 8$), ser um equipamento caro ($n = 7$) e não ser seguro ($n = 7$), conforme observado na Figura 95.

Figura 95 – Motivos para não usar ou interromper o uso da órtese híbrida

Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

É de fundamental importância destacar que esses dados foram colhidos por meio de um estudo piloto, ou seja, um número reduzido de participantes, a fim de identificar a quantidade em cada categoria e os percentuais que essas quantidades representam no total de participantes. Esse tamanho de amostra corrobora com as afirmações de Cheng e Melo Filho (2010) de que técnicas qualitativas produzem bons resultados com amostras relativamente pequenas. Observou-se, também, que o questionário desenvolvido é uma boa ferramenta para adquirir informações consistentes acerca das necessidades dos usuários, com perguntas claras, objetivas e relevantes. O grupo está fazendo novos estudos com amostra maior a fim de investigar o poder estatístico de cada uma das questões.

4.2.2 Identificação dos requisitos de produto essenciais para o aprimoramento do dispositivo – aplicação QFD

Após identificação dos usuários e seus requisitos e necessidades, etapa 1 e 2 da formação da casa de qualidade, conforme o passo-a-passo sugerido por Ullman (2010), foi determinada a importância de cada requisito (Tabela 3). Para isso, os potenciais atributos da órtese híbrida identificados no questionário foram convertidos em pontuação de acordo com a escala numérica para: 4 (muito importante), 3 (importante), 2 (pouco importante) e 1 (não importante). O nível de importância foi calculado a partir da média ponderada das opiniões colhidas.

Tabela 3 – Importância relativa dos requisitos dos usuários

Requisitos dos usuários	Importância Atribuída				Média
	4 (Muito importante) Número de participantes	3 (Importante) Número de participantes	2 (Pouco importante) Número de participantes	1 (Não importante) Número de participantes	
Baixo peso	9	1	0	0	3,9
Ser seguro, não apresentar risco para o usuário e para terceiros	8	2	0	0	3,8
Ser projetado para realizar atividades de vida diária, ou seja, movimentos orientados para a tarefa	8	2	0	0	3,8
Proporcionar exercício com alta intensidade e muitas repetições	3	1	0	0	3,75
Proporcionar a realização de atividades bimanuais	7	3	0	0	3,7
Uma vez configurado, o equipamento requerer pouco ajuste dos terapeutas no dia-a-dia	7	3	0	0	3,7
Ter um serviço de acompanhamento (exemplo: serviço de manutenção, ajustes...)	7	3	0	0	3,7
Proporcionar estimulação agradável (sem causar dor e desconforto)	7	2	1	0	3,6
Ser utilizável em diferentes posições (em pé, sentado, deitado)	6	4	0	0	3,6
Se adaptar às características dos indivíduos e à evolução ao longo do tempo	6	4	0	0	3,6
O equipamento possuir evidências científicas que comprovem a eficácia de seu uso é:	2	2	0	0	3,5
Fornecer um retorno sensorial (seja ele tátil, visual ou sonoro) que substitua, total ou parcialmente, a sensibilidade perdida auxiliando na reabilitação	5	5	0	0	3,5
Ser de fácil instalação e utilização, ou seja, não necessitar da ajuda de outras pessoas	5	5	0	0	3,5
Ser confortável	5	5	0	0	3,5
Ter baixo custo	5	5	0	0	3,5
Ser fácil de limpar	4	6	0	0	3,4
Ser portátil, permitindo o uso em diferentes ambientes	5	3	2	0	3,3
Ser silencioso (motor silencioso)	4	5	1	0	3,3
Exportar dados de sessões de reabilitação para rastrear mudanças ao longo do tempo	3	7	0	0	3,3
Demandar pouco tempo para instalar e configurar	3	7	0	0	3,3
Ser adequado para vários tipos de condição de saúde	2	1	1	0	3,25
Responder automaticamente à fadiga, (por exemplo, quando o braço mostrar cansaço, aumentar a quantidade de estimulação)	4	4	2	0	3,2
Oferecer treinamento divertido e desafiador	2	8	0	0	3,2
O uso ser intuitivo, ou seja, não precisar receber treinamento para uso	2	7	1	0	3,1
Aparência atraente	1	5	4	0	2,7

É possível notar que os quatro requisitos dos usuários mais importantes foram: peso, segurança, permitir a realização de atividades de vida diária e proporcionar exercício com alta intensidade e muitas repetições. Foi feita a comparação por categorias (profissionais de saúde e pacientes) e não foi observada diferença importante entre elas, o que fez com que a análise pelo grupo completo fosse mantida.

A etapa 4, relacionada a identificação e avaliação de competitividade, não foi realizada porque o dispositivo em desenvolvimento é um protótipo ainda em construção, ou seja, não possui concorrentes diretos, uma vez que não é um produto comercial. Além disso, por ser um equipamento inovador, não há possibilidade de se fazer uma análise de concorrência, já que não existe nenhum produto que desempenha funções semelhantes no mercado.

Após o levantamento das necessidades do cliente (voz do cliente), os requisitos de usuários foram organizados e agrupados por similaridade. Em seguida, foi realizada a tradução em linguagem técnica, obtendo os requisitos de produto com especificações da engenharia (voz da engenharia), etapa 5 do passo-a-passo sugerido por Ullman (2010) (ver Tabela 4). Para isso, houve participação de diferentes profissionais (engenheiros e terapeutas ocupacionais) da equipe do LABBIO e do CAMIN. Além disso, foi usada como referência a tabela de atributos típicos descrita em Back (2008) e a lista de verificação com os principais tipos de especificações de engenharia de Ullman (2010). Foram identificados 47 requisitos de produto no total.

Tabela 4 – Conversão das necessidades dos usuários em requisitos de produto

Requisitos dos usuários		Requisitos de produto	Medida de referência
Terapia	O equipamento possuir evidências científicas que comprovem a eficácia de seu uso	Publicação de ensaios clínicos randomizados ou estudos quase experimentais ou revisão sistemática	Artigos publicados
	Proporcionar exercício com alta intensidade e muitas repetições	Potência total do sistema	(W)
		Capacidade de carga da bateria (autonomia energética)	(Ah)
		Resistência mecânica dos componentes	(MPa)
	Se adaptar às características dos indivíduos e à evolução ao longo do tempo	Quantidade de parâmetros dos atuadores customizáveis	(#)
		Possibilidades de customização mecânica (termoplástico, hastes, Neoprene, tamanhos P, M, G)	(#)

	Fornecer retorno sensorial (seja ele tátil, visual ou sonoro) que substitua, total ou parcialmente, a sensibilidade perdida auxiliando na reabilitação	Presença de interface de biofeedback	(#)
	Oferecer treinamento divertido e desafiador	Presença de elementos de gameificação ou gameterapia (desafios imprevisíveis, metas, pontos)	(#)
	Exportar dados de sessões de reabilitação para rastrear mudanças ao longo do tempo	Possibilidade de exportar dados de sessões de reabilitação (ex: quantidade de repetições, tempo total de reabilitação, ângulo, velocidade e parâmetros customizáveis)	(#)
	Ser adequado para vários tipos de condição de saúde	Quantidade de condições de saúde que podem fazer uso do equipamento	(#)
	Responder automaticamente à fadiga, (por exemplo, quando o braço mostrar cansaço, aumentar a quantidade de estimulação)	Presença de controle de malha fechada capaz de responder a fadiga (perturbação não linear)	(#)
		Presença de sensores para detectar alteração na função (ex: amplitude de movimento, torque, velocidade)	(#)
		Presença de sistema de medição de corrente do motor	(Ah)
Atividades de vida diária	Ser projetado para realizar atividades de vida diária, ou seja, movimentos orientados para a tarefa	Quantidade de movimentos que consegue realizar	(#)
		Quantidade de atividades que consegue realizar	(#)
		Faixa operacional do sistema (torque)	(Nm)
	Proporcionar a realização de atividades bimanuais	Quantidade de atividades bimanuais que consegue realizar	(#)
		Faixa operacional do sistema (torque)	(Nm)
Conforto	Ser confortável	Quantidade de pontos de pressão	(#)
		Possibilidades de customização mecânica (termoplástico, hastes, Neoprene, tamanhos P, M, G)	(#)
	Proporcionar estimulação agradável (sem causar dor e desconforto)	Possibilidade de parametrizar intensidade, largura de pulso, frequência, formato de onda, tamanho do eletrodo e posicionamento do eletrodo	(Nível de desconforto)
Instalação e treinamento	Ser de fácil colocação e utilização, ou seja, não necessitar da ajuda de outras pessoas	Colocar e utilizar com movimento unimanual (quando uso em domicílio)	(#)
		Número de ações/etapas necessárias para colocar e utilizar	(#)
	Demandar pouco tempo para instalar e configurar	Tempo de operação para instalar e configurar	(s)
	O uso ser intuitivo, ou seja, não precisar receber treinamento para uso	Presença de documentação simples e eficaz (manual)	(#)
		Presença de aplicativo/programa didático e intuitivo	(#)
Ajuste e Manutenção	Uma vez configurado, o equipamento requerer pouco ajuste dos terapeutas no dia-a-dia	Número de ações/etapas necessárias para ajustar a órtese	(#)
		Possibilidade de salvar/carregar parâmetros do usuário	(#)
	Ter um serviço de acompanhamento (exemplo: serviço de manutenção, ajustes)	Tempo médio de manutenção preventiva e corretiva	(h-homem)
Estrutura	Ser portátil, permitindo o uso em diferentes ambientes	Volume total do equipamento	(m ³)
		Presença de peças modulares (encaixes desmontáveis)	(#)
		Presença de embalagem para transporte	(#)
	Ser silencioso (motor silencioso)	Nível de ruído	(db)

	Aparência atraente	Cor	(#)
		Quantidade de peças expostas (estrutura "clean")	(#)
	Baixo peso	Peso total do sistema	(kg)
	Ser fácil de limpar	Tempo de limpeza	(s)
		Não precisar de ferramentas especiais	(#)
		Ausência de locais de difícil acesso que acumule poeira e sujeira	(#)
		Material utilizado no revestimento	(#)
	Ter baixo custo	Custo total do equipamento	(R\$)
	Ser utilizável em diferentes posições (em pé, sentado, deitado)	Movimento em coordenada x,y,z	(m)
		Fixação no corpo não comprometer amplitude de movimento de outros membros	(#)
Segurança	Ser seguro, não apresentar risco para o usuário e para terceiros	Resistência mecânica dos componentes (MPa)	(MPa)
		Presença de botão de emergência	(#)
		Presença de verificador de parâmetros atípicos (ex: intensidade muito elevada)	(#)
		Presença de limitador de parâmetros	(#)
		Respeito as normas técnicas	(#)
		Presença de limites mecânicos que garante não exceder os limites fisiológicos de amplitude de movimento (ex: sensor ou trava)	(#)
		Presença de detector de descolamento do eletrodo	(#)

De posse desses dados, eles foram inseridos na matriz geral do QFD, conforme mostrado na Figura 96. Os requisitos dos usuários e a importância atribuída foram colocados em linhas à esquerda da Matriz de Qualidade, em sentido horizontal e os requisitos de produto foram dispostos verticalmente, em colunas no alto da Matriz. Posteriormente, foi construída a matriz de relacionamentos, etapa 6, cruzando as linhas com as colunas de forma a correlacionar as especificações de engenharia com os requisitos dos usuários. A força desse relacionamento foi transmitida por meio de números: forte relacionamento equivalente a 9 pontos, médio 3 pontos, fraco 1 ponto e inexistente (vazio) 0 pontos.

Figura 96 – Matriz geral do QFD

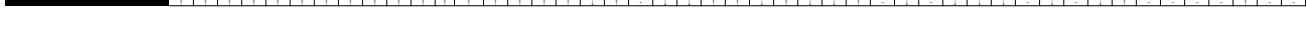
[illegible]

Na parte inferior da matriz foi feita a avaliação da importância de cada especificação por meio do cálculo da importância absoluta e relativa. A importância absoluta de cada requisito do usuário foi calculada multiplicando o nível de importância da etapa 3, pelas forças de relacionamento da etapa 6 e, os resultados foram somados, como por exemplo:

$$(1) 3,5 \times 9 = 31,5$$

$$(2) 3,75 \times 9 + 3,20 \times 1 + 3,80 \times 1 + 3,90 \times 3 + 3,50 \times 3 = 63$$

Em seguida, foi identificada a importância relativa de cada critério de engenharia, em pontos percentuais. Por fim, foi estabelecido o telhado da Casa de Qualidade (ver Figura 97), identificando a relação entre as especificações da engenharia. Para isso, foi apontada a direção de melhoria e definido o grau de interdependência, sendo representada pelo símbolo positivo (+) para denotar que a melhoria no atendimento de uma especificação iria melhorar a outra (eles são sinérgicos), e o símbolo negativo para mostrar que a melhoria em atender uma poderia prejudicar a outra.



- No tradução dos requisitos técnicos vertical da matriz as características

Exigência de sistemas (tempo) (5,33%)

Na matriz de correção, telhado da casa, as possíveis contradições técnicas identificadas em relação aos itens considerados mais importantes foram:

- Faixa operacional do sistema (torque) x Custo total do equipamento
- Faixa operacional do sistema (torque) x Volume total do equipamento
- Quantidade de movimentos que consegue realizar x Custo total
- Quantidade de movimentos que consegue realizar x Peso total do sistema
- Quantidade de movimentos que consegue realizar x Volume total do equipamento
- Quantidade de movimentos que consegue realizar x Número de ações/etapas necessárias para ajustar a órtese
- Quantidade de movimentos que consegue realizar x Tempo de operação para instalar e configurar
- Quantidade de movimentos que consegue realizar x Número de ações/etapas necessárias para colocar e utilizar
- Peso total do sistema x Potência total do sistema
- Peso total do sistema x Capacidade de carga da bateria (autonomia energética)
- Peso total do sistema x Resistência mecânica dos componentes (MPa)
- Peso total do sistema x Quantidade de atividades que consegue realizar
- Peso total do sistema x Faixa operacional do sistema (torque)
- Resistência mecânica dos componentes x Custo total do equipamento
- Resistência mecânica dos componentes x Peso total do sistema
- Potência total do sistema x Custo total do equipamento
- Potência total do sistema x Peso total do sistema

Esses resultados indicam que ao se adicionar uma especificação, esta irá prejudicar a outra, portanto, é fundamental buscar um equilíbrio entre elas.

4.2.3 *Acréscimo da estimulação elétrica funcional na órtese robótica transformando em órtese híbrida*

O processo de aprimoramento em sistema híbrido (ver Figura 98) iniciou com a captura dos requisitos dos usuários por meio da aplicação do questionário com usuários em potencial, e continuou o desenvolvimento e a otimização do sistema até que todas as necessidades possíveis fossem atendidas.

Figura 98 – Sistema Robótico Híbrido



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

4.2.3.1 Músculos alvo

Após identificar que a quantidade de movimentos fornecidos e a capacidade de realizar atividades de vida diária (principalmente alimentação) eram itens importantes a conter no dispositivo, optou-se por incluir novos movimentos ao módulo mão, além dos oferecidos pelo equipamento robótico (extensão do 2° ao 5° dedo).

Assim, foram acrescentados movimentos de flexão dos dedos, extensão do polegar e abdução com oposição e adução do polegar proporcionando a realização da pinça lateral (ver Figura 99 e Figura 100), possibilitando fazer uso de garfo e outros

objetos, como por exemplo, chave, carteira, dentre outros. Essa configuração aumentou a funcionalidade do equipamento, amplificando o arsenal de atividades fornecidas pelo dispositivo, além de promover maior benefício na reabilitação, já que permite abranger toda a musculatura da mão e não apenas movimentos do 2º ao 5º dedo. Destaca-se que essa vantagem, ocorreu sem necessariamente aumentar a complexidade mecânica, já que não foi preciso fazer uso de novos motores, apenas pequenos eletrodos; utilidade fornecida pelos equipamentos híbridos de reabilitação.

Figura 99 – Novos movimentos oferecidos pela órtese.

(a) Adução do polegar; (b) abdução com oposição do polegar; (c) flexão dos dedos (2º ao 5º dedo)



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Figura 100 – Tipos de preensão fornecido pela órtese.

(a) pinça lateral (novo tipo de preensão oferecido pela órtese; (b) preensão palmar (preensão já fornecida pelo equipamento robótico)



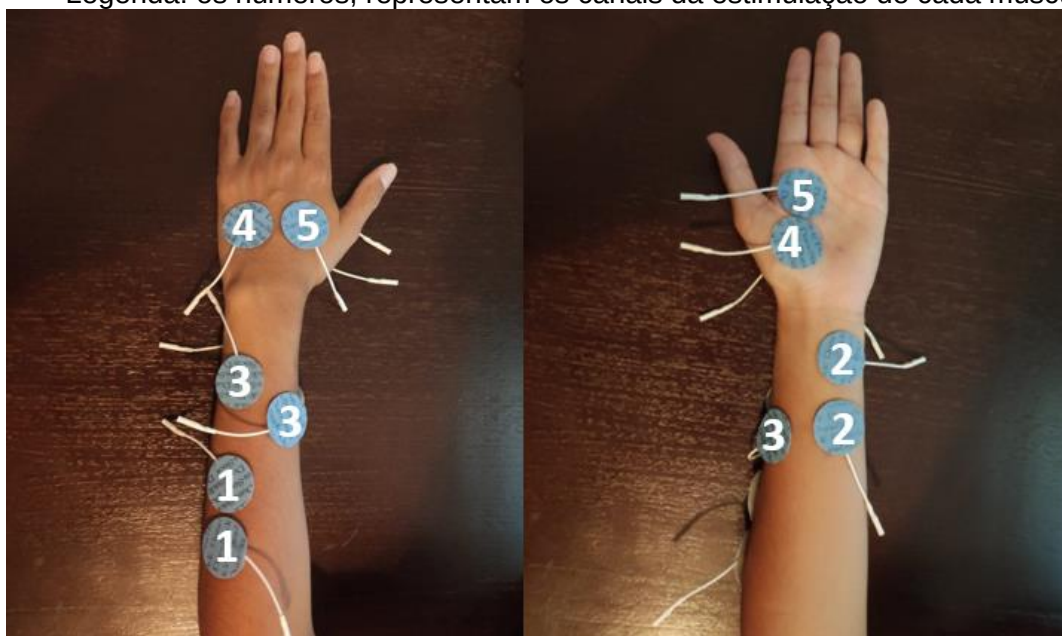
Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

A estimulação elétrica funcional foi adicionada aos músculos: extensor comum dos dedos, flexor superficial dos dedos, extensor longo do polegar, musculatura tenar do polegar (abdutor curto do polegar, flexor curto do polegar, oponente do polegar) e adutor do polegar. Cada músculo foi conectado a um canal de estimulação específico, sendo utilizado ao todo, 5 canais. Os eletrodos foram colocados sobre o ponto motor dos músculos alvo, utilizando o mapeamento de ponto motor por meio da varredura

da superfície muscular utilizando um eletrodo-caneta. A localização ideal dos eletrodos é demonstrada na Figura 101.

Figura 101 – Músculos que foram acrescentados a FES.

Legenda: os números, representam os canais da estimulação de cada músculo.



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Para acrescentar a FES foi modificada a estrutura mecânica do módulo mão, permitindo simplificar o equipamento, diminuir o volume e consequentemente reduzir o peso. Os componentes mecânicos: *encoder*, sensor de fim de curso, parafuso de potência, tendões artificiais, metacarpo artificial e motor, foram removidos (ver Figura 102), deixando apenas a canaleta, peça necessária para conectar a estrutura mecânica do módulo do cotovelo à órtese estática dorsal do antebraço.

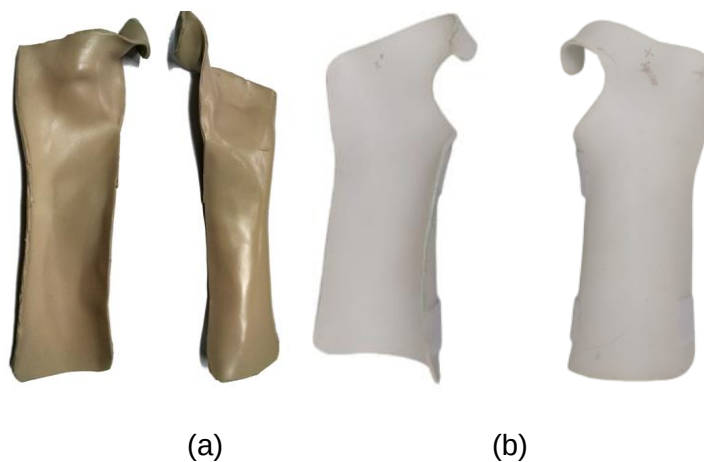
Figura 102 – Componentes removidos módulo mão



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

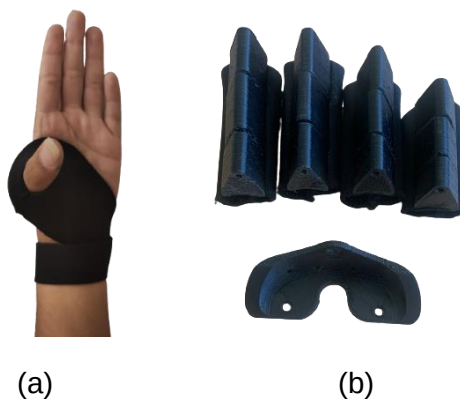
A órtese estática ventral do antebraço foi modificada a fim de possibilitar movimentos do polegar, para isso, alterou-se a tala de termoplástico extensora de punho e abdução do polegar para uma extensora de punho, de maneira a posicionar e estabilizar apenas essa articulação (ver Figura 103). Foram acrescentados módulos, que permitem melhor adaptação do equipamento às características dos indivíduos, a saber: (1) dedeiras com falanges artificiais e metacarpo artificial, a fim de evitar a hiperextensão das articulações metacarpofalangeanas e flexão das interfalangeanas proximais e distais (postura típica de mãos em garra) dos indivíduos com espasticidade elevada; (2) suporte para polegar oferecendo a possibilidade de diminuir o número de canais fornecidos pela FES (ver Figura 104). Os módulos não são necessários para o funcionamento do dispositivo e podem ser utilizados com ou sem eles. Além disso, possibilitam o uso do equipamento por indivíduos com diferentes níveis de comprometimento motor e fornecem a possibilidade de serem retirados à medida que o paciente avança no processo de reabilitação (KHOR *et al.*, 2017). A nova estrutura do módulo mão pode ser observada na Figura 105.

Figura 103 – Órtese estática antebraço ventral
(a) órtese robótica; (b) órtese híbrida



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Figura 104 – Módulos mão órtese híbrida
(a) suporte para polegar (b) dedeiras com falanges artificiais e metacarpo artificial



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Figura 105 – Módulo mão órtese híbrida

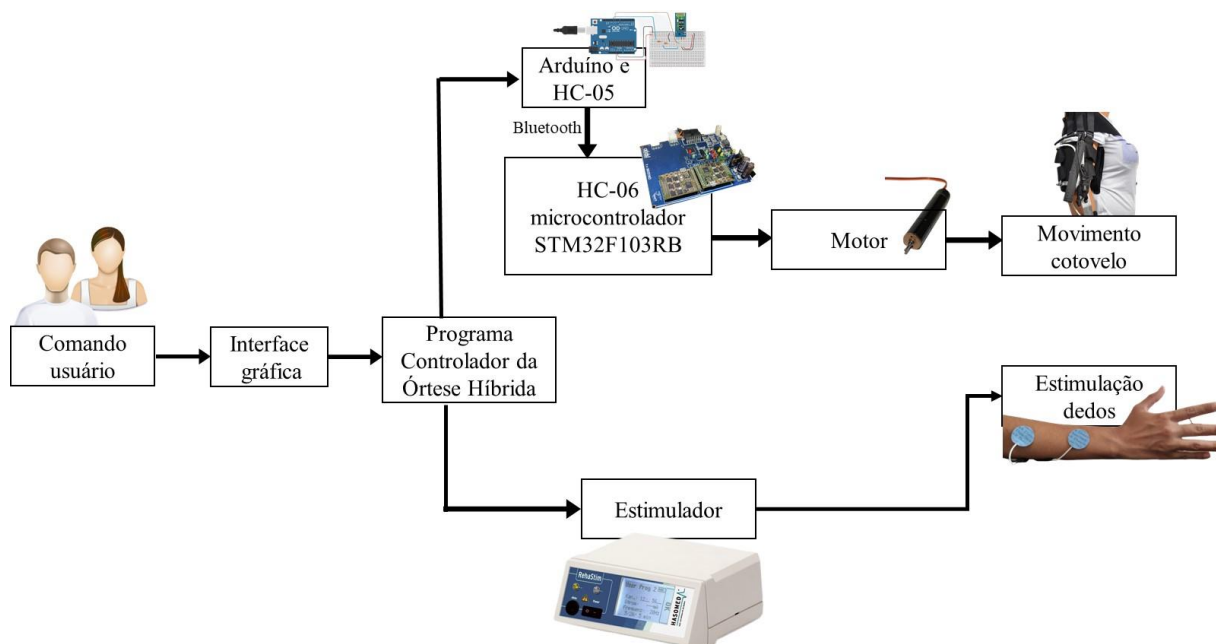


Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

4.2.3.2 Integração entre os sistemas

Foi desenvolvido um programa de computador controlador da Órtese Híbrida utilizando o software *Python* para integrar os diferentes sistemas de acionamento do equipamento a fim de controlar os dois módulos do dispositivo (módulo cotovelo controlado pelo motor e módulo mão controlado pela FES). Foi necessário acrescentar um novo firmware do microcontrolador STM32F103 para aceitar comandos do programa. Na configuração híbrida, não foi possível fazer uso do aplicativo porque o estimulador é acionado apenas por porta USB, portanto sugere-se que para o equipamento robótico sem FES, seja feito uso do aplicativo e para a modalidade híbrida, o programa em computador.

No diagrama da Figura 106 observa-se o resumo do circuito de acionamento da órtese híbrida. Os comandos dos usuários são captados por meio de uma interface gráfica desenvolvida em *JavaScript* e são enviados ao programa de computador por meio de um servidor *WebSocket*. Este programa recebe as informações, interpreta e envia os comandos para os atuadores, sendo eles o módulo do cotovelo (motor) ou módulo mão (estimulador). Com o objetivo de garantir a compatibilidade com diferentes configurações de computadores, para a comunicação do programa com o módulo do cotovelo foi utilizado um Arduino e um módulo HC-O5 (módulo de comunicação *bluetooth*). Este, por sua vez comunica com o módulo *Bluetooth* HC-06 inserido na placa de controle, conectando-se ao microcontrolador STM32F103RB, que por fim, envia comandos ao motor do cotovelo, executando os movimentos de flexão e extensão. Para a comunicação do programa controlador da Órtese Híbrida com o estimulador, utilizou-se um protocolo de comunicação serial fornecido pelo fabricante.

Figura 106 – Diagrama de funcionamento do sistema híbrido

Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

4.2.3.2.1 Interface Gráfica

A interface gráfica foi desenvolvida de modo a facilitar o uso do equipamento híbrido pelos usuários (profissionais da saúde, pacientes e cuidadores). Ela permite controlar movimentos do módulo cotovelo e módulo mão e é dividida em duas categorias: treinamento e familiarização com o sistema e treinamento funcional.

O treinamento e familiarização com o sistema consiste em uma modalidade indicada para pacientes que: (1) vão fazer uso do dispositivo pela primeira vez, permitindo encontrar o limiar motor; (2) são sensíveis à estimulação elétrica, para familiarizar-se com ela; (3) vão fazer um treinamento isolado (segmento individual do membro superior) e repetitivo. Inicialmente é apresentado o correto posicionamento dos eletrodos e a musculatura correspondente a cada canal de estimulação (ver Figura 107). Em seguida, na aba acionamentos (ver Figura 108), são exibidos 7 movimentos fornecidos pela órtese híbrida (flexão do 2º ao 5º dedo, extensão do 2º ao 5º dedo, extensão do polegar, adução do polegar, abdução com oposição do polegar, flexão cotovelo e extensão de cotovelo), possibilitando ao usuário escolher a sequência de movimentos que gostaria de realizar. Eles ocorrem um após o outro, ou seja, quando um finaliza, o outro inicia e, ao final, a sequência repete quantas vezes

for solicitada. É possível graduar os parâmetros de velocidade do módulo cotovelo e de intensidade, duração e frequência de pulso do módulo mão. Além disso, é possível graduar a quantidade de repetições da sequência e o tempo que o movimento ficará ativo e inativo.

Figura 107 – Interface Gráfica tela posicionamento dos eletrodos



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Figura 108 – Interface Gráfica tela Acionamentos

 **Acionamento**

Indicado para pacientes que vão fazer uso do dispositivo a primeira vez, permitindo encontrar o limiar motor. Indicado para pacientes sensíveis à estimulação elétrica, para familiarizar-se com ela. Indicado para treinamento isolado, combinado e repetido.

Selecione os movimentos para o acionamento:


Flexão de cotovelo


Extensão 2º ao 5º dedo


Abdução (oposição polegar)


Flexão 2º ao 5º dedo


Extensão cotovelo


Extensão de polegar


Adução de Polegar

Movimentos selecionados:

Clique no movimento para acessar a configuração de parâmetros individuais

Configurações de Movimentos

Repetições:

Frequência:

Tempo On:

Tempo Off:

Tempo Total:

Status da conexão com o servidor:

- Conectando ao servidor 

Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Na categoria treinamento funcional (ver Figura 109), são realizados exercícios que possibilitam tarefas de alcançar, agarrar, segurar e soltar objetos e aproximar e afastar do rosto. Diferente da primeira categoria, os movimentos do módulo mão e cotovelo podem acontecer ao mesmo tempo e não necessariamente um após o outro. Há 4 modalidades de exercícios: (1) mão aberta, proporcionando movimentos de extensão de cotovelo e dedos para realizar tarefa de limpar uma superfície, por

exemplo; (2) Pegar e Segurar objetos e (3) Pegar e Soltar objetos com movimentos de extensão de cotovelo e flexão e extensão de dedos e, por fim, (4) Trazer Objeto ao Rosto, com movimentos combinados de flexão e extensão de cotovelo e dedos. Todos esses exercícios tem opção de serem realizados com preensão palmar ou pinça lateral. As sequências de movimentos já são pré-estabelecidas e para cada exercício podem ser configuradas as repetições, tempo de mão aberta (canal 1 e 3 ativado) e/ou tempo de mão fechada (canal 2 e 4 ou 5 ativado), tempo de cotovelo fechado e intensidade e duração de pulso da estimulação.

Figura 109 – Interface Gráfica tela Treinamento Funcional

 **Trazer Objeto ao Rosto**
 Movimentos de cotovelo e mão ao mesmo tempo.

Preensão Palmer









Tempo Cotovelo Fechado:

Tempo Mão Aberta:

Repetições:

Intensidade:

Duração:

Status da conexão com o servidor:

- Conectando ao servidor 

Iniciar
Parar

Pinça Lateral









Tempo Cotovelo Fechado:

Tempo Mão Aberta:

Repetições:

Intensidade:

Duração:

Status da conexão com o servidor:

- Conectando ao servidor 

Iniciar
Parar

Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Por fim, é apresentado um resumo da sessão com o quantitativo dos movimentos realizados, total de repetições, tempo total de cada categoria e total de sessão.

4.2.3.2.2 Programa de computador controlador da Órtese Híbrida

A utilização do programa deve ser iniciada através do *prompt* de comando. Inicialmente são configuradas as portas de comunicação que o Arduino e o estimulador utilizam e, em seguida, o programa pergunta ao usuário se deseja entrar no modo de estimulação. Se sim ('s'), os equipamentos são conectados na entrada USB e as respectivas portas são inseridas. Caso a resposta seja não ('n'), não haverá comunicação serial, apenas serão apresentadas na tela algumas informações do exercício. Essa modalidade foi criada para possibilitar testar o programa. Após escolhida a porta de comunicação, caso esteja no modo de estimulação, será iniciado um servidor *websocket*, cujo endereço IP é "*localhost*" e a porta TCP é a 4444, que espera um comando ser enviado das telas.

No programa de computador as informações são recebidas e interpretadas por meio de três camadas com funcionalidades diferentes: a camada inicial, intermediária e inferior. Um pseudocódigo foi desenvolvido para auxiliar na confecção das camadas (ver apêndice E).

A camada inicial é responsável por receber o comando da interface gráfica e chamar as funções da camada intermediária para ativar os exercícios solicitados. A comunicação entre as telas e as camadas inferiores é feita por meio de mensagens *Json*, que podem ser lidas como estruturas de tipo dicionário. Para esse dicionário, foram desenvolvidos 2 protocolos (ver Tabela 5), um para cada categoria: "treinamento e familiarização com o sistema" ou "treinamento funcional". Eles contêm informações referentes ao: tipo de categoria ("Familiarização" ou "Funcional"), quantidade de repetições, frequência, tempos de ativação, tempos de desativação, código, tipo, intensidade, duração de pulso, ângulo, velocidade e posição de cada movimento selecionado, sendo o valor igual a "False" se não for aplicável. Foi estabelecido um código e um tipo para cada movimento, que estão descritos na Tabela 6.

Tabela 5 – Protocolos de movimento

<pre> {"tipo": "Familiarizacao", "repeticoes": "***", "frequencia": "***", "tempoOn": "***", "tempoOff": "***"}, {"codigo": "***", "tipo": "***", "intensidade": "***", "duracao": "***", "angulo": "***", "velocidade": "***", "posicao": "***"}, { ... }, { ... }, { ... } </pre>	
<pre> {"tipo": "Funcional", "repeticoes": "***", "tempoOn": "***", "tempoOff": "***"}, {"codigo": "***", "tipo": "***", "intensidade": "***", "duracao": "***", "angulo": "***", "velocidade": "***", "posicao": "***"} </pre>	

Tabela 6 – Lista de código e tipo de cada movimento

Movimento	Código	Tipo
Flexão de cotovelo	004	cotovelo
Extensão 2º ao 5º dedo	006	dedos
Abdução (oposição polegar)	002	dedos
Flexão 2º ao 5º dedo	001	dedos
Extensão cotovelo	009	cotovelo
Extensão de polegar	007	dedos

Adução de Polegar	011	dedos
Mão Aberta	100	MãoAberta
Pegar e Segurar (Preensão Palmar)	101-1	Pegar e Segurar
Pegar e Segurar (Pinça Lateral)	101-2	Pegar e Segurar
Pegar e Soltar (Preensão Palmar)	102-1	Pegar e Soltar
Pegar e Soltar (Pinça Lateral)	102-2	Pegar e Soltar
Trazer Objeto ao Rosto (Preensão Palmar)	103-1	Trazer Objeto ao Rosto
Trazer Objeto ao Rosto (Pinça Lateral)	103-2	Pegar e Segurar

Lendo a primeira posição da lista no campo “tipo” do dicionário é possível saber se o comando corresponde a categoria “treinamento e familiarização com o sistema” ou “treinamento funcional”. Lendo o campo “código” do dicionário nas outras posições da lista, é possível determinar qual o movimento que deverá ser realizado. “Treinamento e familiarização com o sistema” poderá ter até 7 movimentos para decodificar, enquanto “treinamento funcional” é completamente definida com apenas uma posição além do cabeçalho. A camada inicial também controla as repetições dos exercícios advindos da categoria “treinamento e familiarização com o sistema”. Além disso, é responsável pela lógica de interromper o exercício caso o comando seja o de parar, onde contém a flag “*endintermediaryloop*”, que se for verdadeiro, interrompe as repetições do “treinamento e familiarização com o sistema”. Isso só é possível porque é utilizado uma *Thread* que inicia uma computação paralela de forma que a mensagem recebida seja decodificada enquanto o servidor espera pela próxima mensagem.

A camada intermediária é um conjunto de funções que representa todos os movimentos que o sistema é capaz de realizar, sendo, na categoria “treinamento funcional”: 1) mão aberta; (2) pegar e segurar objetos; (3) pegar e soltar objetos; (4) trazer objeto ao rosto. Na categoria “treinamento e familiarização com o sistema”: (1) flexão do 2º ao 5º dedo; (2) extensão do 2º ao 5º dedo; (3) extensão do polegar; (4) adução do polegar; (5) abdução com oposição do polegar; (6) flexão cotovelo; (7)

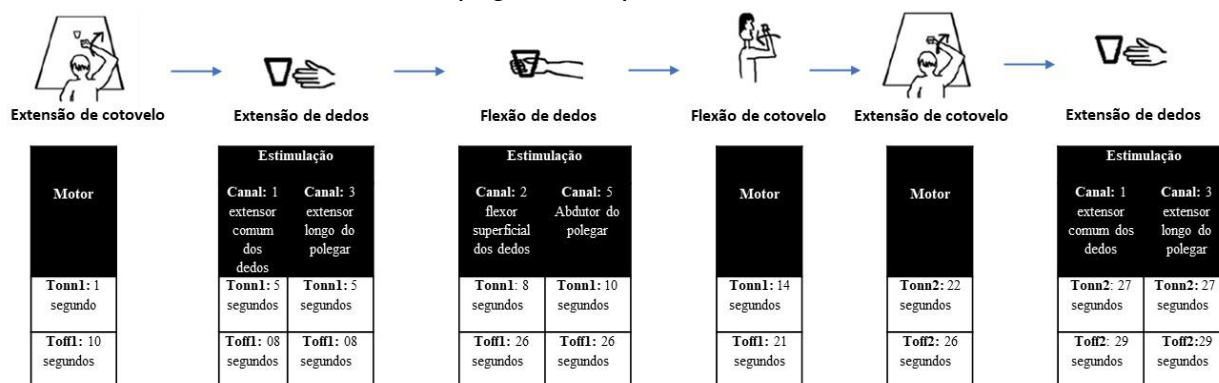
extensão de cotovelo. Cada movimento tem uma função associada, seja da categoria “treinamento e familiarização com o sistema” ou “treinamento funcional”.

Todas as funções invocam a função “*sendData*” da camada inferior e cada função configura o movimento correto através dos parâmetros que são passados para *sendData*. Os movimentos das tarefas funcionais que iniciam com movimento de cotovelo possuem um *sendData* extra para movimentar o cotovelo, pois este movimento inicial não irá se repetir, o segundo *sendData* será responsável pela repetição dos demais movimentos da tarefa funcional.

Para os movimentos das diferentes categorias, foram criadas rotinas de movimento com perfis pré-programados, permitindo que eles ocorram em uma sequência específica. Para isso, foi utilizado um controle por tempo, ativando e desativando o cotovelo e os canais de estimulação durante as sequências. Essa estratégia é importante porque permite integrar diferentes atuadores (módulo cotovelo e módulo mão) com múltiplos graus de liberdade.

Ela ocorre da seguinte maneira: após configurado o tempo total da sequência, o chamado (Ton) é o momento dentro desse tempo em que o movimento é ativado. O (Toff) é o momento em que é desativado. Há presença de dois Ton e dois Toff em cada movimento, possibilitando que ele seja ativado duas vezes em uma mesma sequência. No módulo do cotovelo, também segue essa mesma configuração, onde há Ton e Toff para abrir o cotovelo e Ton e Toff para fechar o cotovelo. Na atividade de pegar um copo e levar a boca, por exemplo, é necessário realizar a sequência de movimentos apresentada na Figura 110. Percebe-se que a extensão de cotovelo e extensão de dedos, são realizadas mais de uma vez durante a sequência, sendo necessário a presença de dois Ton (Ton1 e Ton2) e dois Toff (Toff1 e Toff2). Configura-se o tempo total da atividade (30 segundos) e o movimento de extensão de cotovelo é iniciado no tempo de 1 segundo da sequência (Ton = 1 segundo) e finalizado em 10 segundos (Toff = 10 segundos). A extensão dos dedos é iniciada no tempo de 5 segundos (Ton = 5 segundos) e finalizado em 8 segundos (Toff = 8 segundos), e assim sucessivamente, com todos os movimentos. No pseudocódigo do apêndice E, é possível ver todas as rotinas de movimentos pré-programadas.

Figura 110 – Rotina de movimento
pegar um copo e levar a boca



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

A camada inferior realiza o controle e é composta por funções que criam a comunicação serial entre o programa *Python* e o estimulador e entre o programa e o Arduino. Essas funções configuram se o programa está no modo teste ou no modo estimulação. No modo teste, apenas aparece as mensagens no console para auxiliar a depurar o código e há a função “*sendData*” que envia os parâmetros do exercício para a Classe *Controller* enviar comandos para o módulo mão e módulo cotovelo realizar o movimento. No modo estimulação, além da impressão no console, os comandos são enviados ao estimulador e ao Arduino através da comunicação serial

Na função “*sendData*”, o parâmetro *stimChannel* corresponde ao inteiro de 0 a 255, que são as combinações possíveis para 8 canais. Para cada canal ativado, um dos 8 bits é configurado como 1, e os outros como 0. No final, o byte formado pelos 8 bits é convertido em um inteiro base 10 que representa quais canais serão ativados.

Os parâmetros *stimWidth*, *stimAmplitude*, *Ton1*, *Ton2*, *Toff1* e *Toff2*, são vetores de até 8 posições, que correspondentemente terão os valores da largura de pulso, amplitude de corrente, tempo do primeiro acionamento (*Ton1*), tempo do segundo acionamento (*Ton2*), tempo do primeiro desligamento (*Toff1*) e tempo de segundo desligamento (*Toff2*) de cada canal do módulo mão. Os parâmetros do cotovelo na função *sendData* correspondem a velocidade do cotovelo que é uma escala de 0 a 10, o ângulo de 10 a 120 (que corresponde respectivamente a 10° e 120°) e os tempos para ativar e desativar a extensão ou flexão do cotovelo (*EOTon*, *EOToff*, *ECTon* e *ECToff*) respectivamente.

A classe *Stimulator* é responsável por enviar os comandos diretamente para o estimulador elétrico, utilizando um protocolo definido pelo fabricante. Inicialmente são

enviados 6 bytes que corresponde a “inicialização”, onde é configurado os canais utilizados, intervalo do pulso e a frequência da estimulação. Em seguida, a estimulação é realizada através do envio do comando “*update*”, que configura a largura de pulso e a amplitude da corrente de cada canal ativado. O comando “*update*” pode ser enviado múltiplas vezes para alterar os parâmetros de estimulação. Por fim, o comando “*stop*” finaliza o processo de estimulação. Além desses, há um comando “*get_port*” que indica a porta serial na qual o estimulador está conectado.

4.2.4 Avaliação do sistema híbrido por testes padronizados de bancada

1. Avaliação funcional

Após testes com sistema híbrido observou-se que todos os movimentos isolados: (1) flexão de cotovelo (2) extensão de cotovelo (3) flexão 2° ao 5° dedo (4) extensão do 2° ao 5° dedo (5) extensão do polegar (6) abdução com oposição do polegar e (7) adução do polegar, com os três diferentes níveis de estimulação (fraco, médio e forte) foram bem sucedidos, estimulando adequadamente a musculatura desejada.

Além disso, também foi verificada a habilidade de realizar tarefas de alcance e preensão de todos os objetos (ver Figura 111), bem como a atividade de beber com copo (ver Figura 112), utilizando a combinação de movimentos do módulo cotovelo e módulo mão. Observou-se em todos os movimentos, capacidade de completar as tarefas propostas, ou seja, todas as atividades concluídas foram bem sucedidas. Dessa forma, o sistema demonstrou habilidade de alcance do cotovelo e preensão palmar e pinça lateral da mão, com adequado funcionamento dos diferentes módulos em consonância.

Figura 111 – Tarefas de alcance e preensão de diferentes objetos.
Parte de cima objetos que exigem preensão palmar e embaixo objetos que exigem preensão lateral



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Figura 112 – Atividade de beber com copo



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

2. Medição de contato em objetos pelo módulo mão (FSR) e análise da atividade muscular (EMG)

Nesse teste foi verificado que inicialmente os músculos extensores são ativados, como visto na Figura 113 pela linha azul (EMG extensores). Em seguida, os músculos flexores são ativados, visto pela linha amarela (EMG flexores), momento no qual podemos ver o sinal FSR subindo, como esperado, evidenciando a presença de força, por meio do contato dos dedos com objeto. Posteriormente, durante a estimulação dos extensores (EMG extensores), há diminuição do FSR indicando o não contato com objeto.

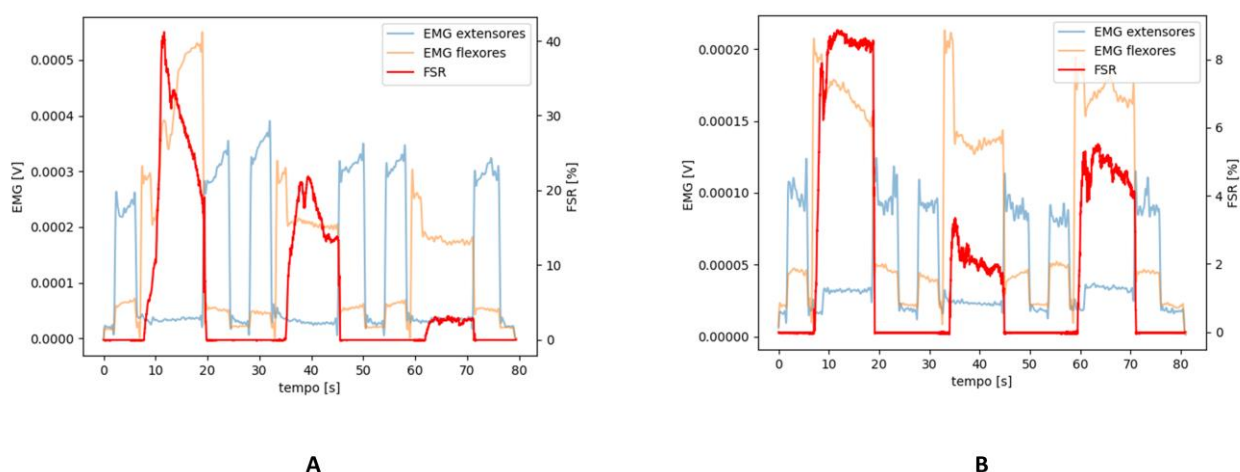
Com o objeto instrumentalizado cilíndrico, que possibilita a realização da preensão palmar, tanto na intensidade forte (ver Figura 113 -A) quanto média de corrente (ver Figura 113 -B), observou-se presença de força no momento da estimulação, contudo, na intensidade média ela foi menor, o que já era esperado.

Foi observado que a curva do FSR eleva vertiginosamente apenas alguns segundos após a flexão dos dedos (EMG flexores), isso ocorre porque a preensão palmar foi programada para realizar movimento de flexão de 2º ao 5º dedo (ativação do canal 2 - flexores superficiais dos dedos) segundos antes do movimento de polegar (ativação canal 4 - musculatura tenar do polegar). Isso foi concebido porque, nos indivíduos pós-AVE, há um predomínio da hipertonía (espasticidade) nos músculos flexores dos dedos e adutores e flexores do polegar, sendo comum a postura de polegar empalmado, ou seja, incluso na palma da mão (TEIVE; ZONTA; KUMAGAI, 1998). Dessa forma, para evitar esse fenômeno, foi criada essa sequência de movimento. Uma vez que o sinal do FSR só aparece depois da preensão completa ser realizada (flexão dos dedos e abdução do polegar), este curto atraso entre o início do EMG flexores e o aumento do FSR era esperado.

Entretanto, durante os testes, foi observado que quando a ativação dos flexores acontecia antes da abdução do polegar, em alguns momentos deslocava o objeto cilíndrico dificultando a preensão. Alguns experimentos foram até mesmo desconsiderados, visto que o deslocamento era muito grande, interferindo na análise dos resultados. Sugere-se, portanto, que o tempo entre esses movimentos seja mínimo e que sejam feitos novos testes de bancada em pessoas com comprometimento motor de membro superior a fim de ratificar essa informação.

Cabe-se destacar que na órtese híbrida em desenvolvimento, o controle da estimulação é baseado em tempo pré-definido, e que este, se não for bem parametrizado, pode interferir na preensão dos objetos. Se o período de extensão dos dedos for muito curto, por exemplo, poderá não haver tempo suficiente para posicionar a mão ao redor do objeto. Por outro lado, se for muito longo, o usuário terá que esperar um tempo elevado para fletir os dedos e agarrar o instrumento. Assim, para evitar esse acontecimento, seria necessário um controle voluntário da estimulação por meio da detecção da intenção do usuário. Isso se faz necessário, principalmente em dispositivos que realizam preensão, porque gestos de agarrar são complexos devido ao fato de serem executados como resultado de muitos músculos trabalhando em sincronia (FONSECA *et al.*, 2018). O estudo de Thorsen *et al.* (2013), por exemplo, utilizou sinal EMG dos músculos extensores do punho para controlar uma neuroprótese de mão e Tigra *et al.* (2018) utilizou EMG para controlar a preensão palmar e lateral de uma mão robótica. Já Looned *et al.* (2014), utilizou sinais eletroencefalográficos (EEG) para controlar uma órtese híbrida que permite movimentos de alcance e preensão. Alguns trabalhos também utilizaram o movimento corporal para comandar dispositivos, como por exemplo, Fonseca *et al.* (2018) que desenvolveu um sistema com base em sensores de unidade de medida inercial capaz de utilizar movimentos de ombro para comandar uma mão robótica.

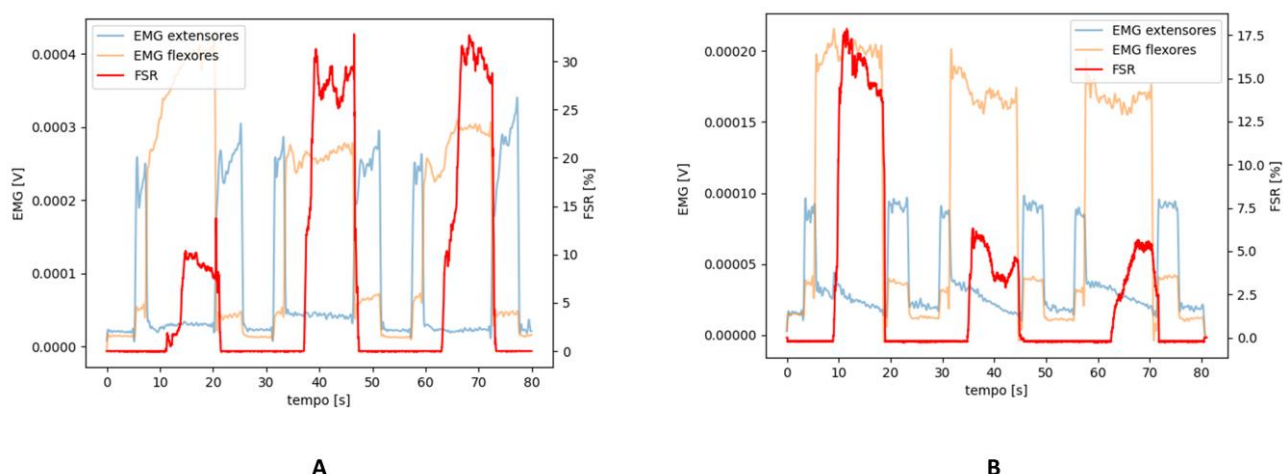
Figura 113 – Preensão palmar cilindro. A) Intensidade forte; B) Intensidade média



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Com o outro objeto instrumentalizado, quadrado, que possibilita a realização da pinça lateral, também foi verificado que na intensidade forte (ver Figura 114-A) e média (ver Figura 114-B) de corrente houve correspondência de contração muscular dos flexores com o aumento das medidas do FSR. Na intensidade média também se observou menor força comparada à estimulação forte.

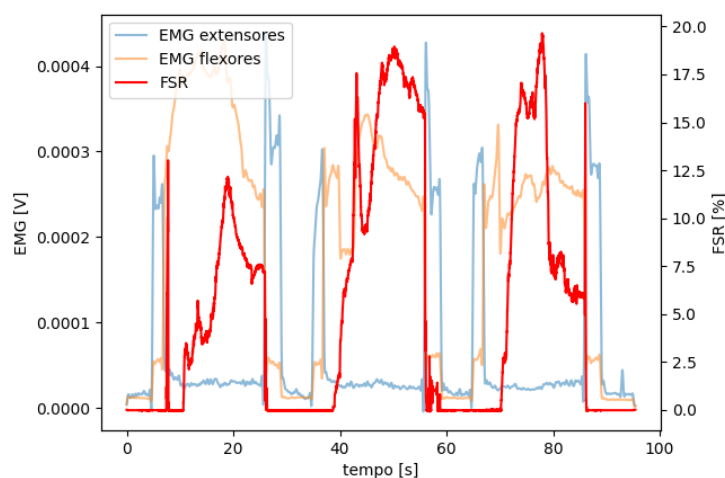
Figura 114 – Pinça lateral quadrado. A) Intensidade forte; B) Intensidade média



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Na tarefa de beber água foi necessário utilizar uma intensidade forte para permitir segurar o objeto enquanto ocorria o movimento de flexão e extensão do cotovelo, aproximando e afastando o objeto do rosto. No gráfico também foi observado que quando ocorria a estimulação dos flexores dos dedos, os dedos fletiam, havia um acréscimo de força e eles entravam em contato com o objeto (ver Figura 115).

Figura 115 – EMG e FSR na tarefa de beber água
– preensão palmar – intensidade
forte



Fonte: Arquivo pessoal da autora, 2021.

Foi observado que os níveis de força do FSR não se mantiveram estáveis ao longo do tempo, em alguns experimentos permaneceu quase inalterável, enquanto em outros, diminuiu ou aumentou ao longo das repetições. Isso aconteceu principalmente porque, uma vez que os movimentos dos dedos estão livres de quaisquer restrições artificiais, é difícil controlar com precisão a forma como exercem força sobre os sensores FSR. Isto significa que nos casos em que os dedos estavam corretamente alinhados com os sensores e ocupavam uma boa parte da sua área, o sinal resultante tinha valores elevados. Caso contrário, eles eram inferiores. Isto poderia variar de uma repetição para outra, e de uma tentativa para outra. Por conseguinte, a análise do FSR foi utilizada apenas como uma indicação qualitativa da presença de força.

Após esses testes, foi observado em todos os experimentos, utilizando os diferentes objetos instrumentalizados e os 2 tipos de preensão (palmar e lateral), que logo após a contração da musculatura flexora (EMG flexores) houve aumento das medidas do FSR, evidenciando a presença de força e contato com objeto no momento da estimulação. Já durante a estimulação dos extensores (EMG flexores), houve diminuição do FSR, indicando que não houve contato com objeto. Esse fato demonstra correspondência de tempo entre estimulação e a contração muscular.

Os resultados dos testes indicam a possibilidade de o sistema híbrido ser utilizado para execução de atividades funcionais. No entanto, sugere-se que os testes

sejam reproduzidos com indivíduos com comprometimento motor de membro superior, principalmente os relacionados a avaliação funcional do sistema, a fim de ratificar equivalência entre os resultados.

4.2.5 Impacto do aperfeiçoamento do dispositivo robótico

O aperfeiçoamento do dispositivo robótico se deu devido a necessidade de simplificar sua estrutura mecânica, proporcionando um equipamento mais leve e, conseqüentemente, portátil, que possibilitasse o uso da órtese em atividades do cotidiano, em diferentes contextos e ambientes. Além disso, que possibilitasse a ativação muscular direta dos músculos paréticos promovendo maior controle sensório-motor e conseqüentemente melhorias funcionais.

Foi substituído o sistema de acionamento do módulo mão, de motor para FES, sendo possível simplificar a estrutura mecânica por meio da remoção de diversas peças, principalmente o motor, pois quando inserido em membros distais, se torna um dificultador de movimentos (STEWART *et al.*, 2017). Com essa nova configuração, foi possível diminuir o volume e reduzir o peso do módulo mão em 0,325 Kg, ou seja, de 0,570 Kg para 0,245 Kg e o peso total do dispositivo de 1,390 Kg para 1,065 Kg. Esse peso é inferior ao observado nos atuais sistemas robóticos híbridos de reabilitação considerados portáteis: Mundos 2,2Kg (AMBROSINI *et al.*, 2012), Orthojacket 1,2Kg (PYLATIUK *et al.*, 2009); Exoslim 3 Kg (SEREA *et al.*, 2013) e BCI-Controlled Exoskeleton aproximadamente 1,2 Kg (ELNADY *et al.*, 2015). Além disso, foi possível aumentar a quantidade de movimentos ofertados, de um (extensão do 2º ao 5º dedo) para cinco movimentos (extensão e flexão do 2º ao 5º, extensão do polegar, adução e abdução com oposição do polegar). Conforme verificado no estudo piloto multicêntrico, esse fator está dentre os principais requisitos de um dispositivo híbrido de reabilitação. Adicionando movimentos ao polegar, tornou-se possível acrescentar a pinça lateral, amplificando o repertório de atividades fornecidas pelo equipamento, ratificando com o achado de que a funcionalidade é prioridade em detrimento de outros requisitos. Apesar disso, atividades que exigem movimentos dissociados de dedos, como amarrar cadarço, devido à elevada complexidade requerida, ainda não

são atendidos pelo protótipo. Essa nova configuração também possibilitou a remoção das dedeiras, proporcionando maior contato com os objetos e consequentemente maior informação sensorial e proprioceptiva, auxiliando na reabilitação e função.

Os outros requisitos de produtos apontados como importantes no estudo piloto multicêntrico: faixa operacional (torque), resistência mecânica dos componentes e potência total do sistema, já estavam dentro do esperado no protótipo da órtese robótica não sendo necessárias modificações. Nos testes clínicos foi observado que o equipamento continha potência necessária (15W) para proporcionar alta intensidade e muitas repetições e o torque (12Nm) possibilitava a realização da maioria das atividades cotidianas. A resistência mecânica do módulo cotovelo, por meio de peças de alumínio 1100 H14, possibilitava a execução do movimento o mais próximo do fisiológico possível, evitando o movimento de torção no membro. Contudo, apesar de promover maior segurança, observou-se que o peso do dispositivo concentrava principalmente no módulo do cotovelo com 0,820 Kg. No entanto, ele se concentra proximalmente ao membro, reduzindo o peso exercido no membro superior, conforme estratégia sugerida por Kapsalyamov *et al.* (2020). Dessa forma, observa-se que o equipamento desenvolvido atende aos requisitos de produto mais importantes em um sistema robótico híbrido de reabilitação, segundo os usuários respondentes.

Além da resistência mecânica adequada, é importante destacar que o módulo do cotovelo, por meio da órtese robótica, já apresentava outros recursos que proporcionavam segurança ao usuário. Ele restringia o movimento da articulação além dos limites fisiológicos usando limitadores mecânicos e sensores de fim de curso, conforme sugerido por Manna e Dubey (2018). Somado a isso, o estimulador e placa eletrônica possuem botão de parada de emergência que podem ser acionados a qualquer momento e, o estimulador, está de acordo com normas técnicas nacionais que garantem segurança em estimuladores aprovados para uso.

Conforme observado nas relações de conflito da Casa de Qualidade, há atributos que são prejudicados ao aumentar outro. Aumentando a quantidade de movimento no módulo mão, por exemplo, pode observar alteração no peso, volume, custo total, tempo de operação e número de ações/etapas para colocar e configurar. Entretanto, conforme descrito acima, não foi observado aumento de peso e volume, já que não houve necessidade de acréscimo da complexidade mecânica com inclusão de motores, apenas pequenos eletrodos. Essa é uma das principais vantagens

observadas em sistemas híbridos de reabilitação. Contudo, cabe-se destacar que essa nova configuração exige a presença de estimulador comercial que tem um peso aproximado de 5Kg e volume de 0,0014 m³. Todavia, ele pode ser utilizado em bancada, juntamente com a placa de circuito da órtese, não interferindo no peso que fica sob o braço do usuário, contribuindo assim para viabilizar a portabilidade do dispositivo. O desenvolvimento de um estimulador miniaturizado que possibilitasse o acoplamento em um cinto ou outra parte do corpo atenderia às expectativas dos usuários a contribuiria ainda mais para proporcionar a portabilidade do equipamento.

O acréscimo de movimento também influencia no tempo de operação e no número de ações/etapas para colocar e configurar, já que é necessário utilizar maior quantidade de canais e, conseqüentemente, mais eletrodos e parâmetros a serem configurados. Contudo, segundo o estudo piloto, metade dos participantes afirmaram que o tempo apropriado para instalar e configurar o dispositivo deveria ser de 5 a 15 minutos. Foi observado que para realizar os 5 diferentes movimentos, utilizando 5 canais, o tempo aproximado de instalação e configuração foi cerca de 9,13 minutos, valor dentro do esperado, atendendo assim as expectativas dos usuários.

Em relação ao custo, por ser um protótipo ainda em desenvolvimento, não foi obtido o valor total, sendo necessária uma avaliação apurada para esse fim. Entretanto, devido à inclusão de um estimulador comercial, espera-se que o custo seja mais elevado em comparação ao dispositivo robótico. O desenvolvimento de um estimulador miniaturizado provavelmente auxiliaria na redução do custo total do equipamento. Entretanto, vale ressaltar que o baixo custo não foi apontado pelos participantes do estudo como um requisito essencial de sistemas híbridos de reabilitação.

Além de todos os benefícios apontados pelo aperfeiçoamento do equipamento robótico transformando-o em híbrido, é importante destacar sua potencialidade em promover ativação muscular direta dos músculos paréticos, aumentando o recrutamento das unidades motoras. Isso resulta em aumento de força muscular, ganho de ADM ativa, prevenção de atrofia, auxílio ou facilitação no desempenho de atividades funcionais durante a reabilitação, favorecendo o aumento do controle motor, promovendo assim a recuperação motora e funcional (LIEBANO, 2021). Além disso, estudos afirmam que a estimulação periférica tem efeitos de modulação do sistema nervoso central (DOUCET; LAM; GRIFFIN, 2012). Durante a aplicação da

FES ocorre uma integração do córtex sensorial e motor, ativando conjuntamente vias aferentes sensitivas e vias eferentes motoras, o que pode contribuir para o acionamento de vias neurais comprometidas (POPOVIĆ; SINKJÆR, 2000; QUANDT; HUMMEL, 2014).

5 CONCLUSÕES

Este trabalho apresentou o desenvolvimento de um inovador sistema robótico híbrido para auxiliar na reabilitação de membro superior de indivíduos pós-AVE. O dispositivo combina o uso de duas tecnologias, a terapia robótica que fornece uma prática muscular repetitiva e a estimulação elétrica funcional que proporciona uma experiência sensório-motora com ativação muscular. O sistema desenvolvido apresenta vantagens em relação as tecnologias existentes atualmente, que diz respeito a sua estética, estrutura (compacta, de material leve e resistente), sistema de acionamento e de controle, portabilidade, concomitância de articulação e baixo custo.

Através de ações integradas entre pesquisadores da área da engenharia e saúde foi desenvolvido o primeiro protótipo de órtese robótica (P1) e, por meio do estudo piloto com quatro participantes com alteração da função motora de membro superior decorrente de AVE, foi testado e verificado seu funcionamento. Foi constatado, principalmente, a necessidade de alterações na estrutura mecânica do módulo cotovelo e a substituição do motor e do sistema de transmissão, de forma a torná-lo um equipamento funcional, ergonômico, compacto, com estrutura acoplada ao membro do indivíduo possibilitando a portabilidade.

Assim, foi confeccionado o protótipo II (P2), trocando os motores para outros com maior potência, menor peso e dimensões reduzidas em relação aos anteriores, permitindo que fossem embutidos no corpo da órtese. Além disso, foi modificada a estrutura mecânica, que antes era unilateral externa ao braço do usuário, para bilateral, aumentando a resistência mecânica, possibilitando adequado movimento de flexão e extensão de cotovelo. O P2 foi validado no mesmo grupo de participantes e demonstrou correto funcionamento biomecânico, ou seja, capacidade de realizar com eficiência movimentos de flexão e extensão de cotovelo e dedos em todos os graus de liberdade, angulação e velocidade; preensão e sustentação de diferentes objetos, bem como movê-los sobre uma mesa e aproximá-los e afastá-los do rosto. Além disso, foi observada facilidade de instalação e operação do equipamento. No entanto, observou-se uma postura passiva dos usuários, pois deixavam a órtese robótica dirigir seus movimentos sem realizar nenhum esforço. Além disso, foi verificada a necessidade de simplificar a estrutura mecânica do dispositivo, proporcionando um equipamento menos volumoso, mais leve e, que contribuísse com a portabilidade,

possibilitando o uso da órtese em atividades do cotidiano, em diferentes contextos e ambientes.

Portanto, foi realizado um aperfeiçoamento no equipamento, acrescentando a estimulação elétrica funcional (FES) ao sistema de acionamento, transformando-o em um sistema robótico híbrido. Para isso foi utilizado o conceito do design centrado no usuário e uma técnica de metodologia de projeto, a matriz de qualidade (QFD), por meio de um estudo piloto multicêntrico com 10 participantes, de forma a aumentar a aceitação e implementação dessa tecnologia. Este estudo, embora preliminar devido à pequena amostra, permitiu a obtenção dos requisitos dos usuários, que foram classificados em graus de importância, dos quais foram extraídas as principais características técnicas que nortearam o aprimoramento do protótipo.

A FES foi acrescentada ao módulo mão, aumentando a quantidade de movimentos proporcionados pelo equipamento (um dos principais requisitos de produto analisados), possibilitando a execução de outros tipos de preensão, amplificando o repertório de atividades fornecidas pelo dispositivo. Foi desenvolvido um programa de computador utilizando a linguagem de programação *Python*, para integrar os diferentes sistemas de acionamento (motor e FES) e, uma nova interface gráfica de maneira a facilitar o uso pelos usuários. Com essa nova configuração foi possível simplificar a estrutura mecânica, diminuir o volume, reduzir o peso total do dispositivo de 1,390 Kg para 1,065 Kg e possibilitar a ativação muscular direta dos músculos paréticos. Possibilitou, assim, proporcionar um equipamento mais leve e, conseqüentemente, portátil, com vantagens em relação a órtese robótica portátil mais comercializada atualmente, a MyoPro, que tem 1,81 Kg e os SRHR considerados portáteis, como por exemplo, o Mundos 2,2Kg (AMBROSINI *et al.*, 2012).

Por fim, o protótipo híbrido desenvolvido nesse trabalho foi testado por meio de testes de bancada e se mostrou eficaz para a realização de atividades de alcance e preensão de diferentes objetos, com a combinação de movimentos do módulo cotovelo e mão. Além disso, foi verificado o correto funcionamento do sistema, estimulando com eficiência a musculatura desejada, demonstrando correspondência de tempo entre a estimulação e a presença de força através do contato com objeto.

Os resultados desse estudo resultaram na aquisição de um novo e promissor sistema robótico híbrido para reabilitação de membro superior, que contempla as necessidades dos usuários finais e é capaz de auxiliar na recuperação das habilidades

funcionais de indivíduos com perda da função motora de membro superior decorrente de acidente vascular encefálico.

6 TRABALHOS FUTUROS

Os resultados obtidos neste trabalho mostraram-se promissores como uma tecnologia inovadora que poderá auxiliar na reabilitação de membro superior de indivíduos pós-AVE. No entanto, tratando-se de um protótipo funcional, citam-se melhorias que poderão ser efetivadas visando:

1. Desenvolver controle em malha fechada para promover maior precisão, estabilidade e segurança.
2. Desenvolver estimulador miniaturizado e portátil que possibilite acoplar em um cinto, atendendo as expectativas dos usuários.
3. Realizar um estudo de viabilidade a fim de modificar a estrutura mecânica do módulo cotovelo de forma a encontrar peças que tenham boa resistência mecânica e menor peso, como fibra de carbono, conforme sugerido por Kapsalyamov *et al.* (2020).
4. Desenvolver um sistema de eletrodos com múltiplos contatos (matriz) que proporcione uma estimulação mais seletiva e localizada, e que permita o movimento dissociado dos dedos. Conforme sugerido por Moineau *et al.* (2019), é indicado incorporar esses eletrodos em uma manga de tecido predefinida, reduzindo a quantidade de tempo necessária para instalar a configurar.
5. Desenvolver um sistema que possibilite o controle voluntário da estimulação por meio da detecção da intenção do usuário.
6. Investigar os requisitos dos usuários de sistemas híbridos de reabilitação em um maior número de participantes.
7. Realizar testes de bancada em pessoas com comprometimento motor de membro superior, adequando o sistema robótico híbrido a esse público.
8. Analisar o efeito dos sistemas robóticos híbridos na reabilitação de membro superior de indivíduos pós-AVE por meio de ensaios clínicos randomizados controlados.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABDULLAH, H. A. et al. Results of Clinicians Using a Therapeutic Robotic System in an Inpatient Stroke Rehabilitation Unit. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 8, n. 1, p. 50, 26 ago. 2011.

ABRAS, C.; MALONEY-KRICHMAR, D.; PREECE, J. **User-Centered Design**. In Bainbridge, W. Encyclopedia of Human-Computer Interaction. Thousand Oaks: Sage Publications. **Anais...**Publications, 2004.

ADA, L.; FOONGCHOMCHEAY, A. Efficacy of electrical stimulation in preventing or reducing subluxation of the shoulder after stroke: A meta-analysis. **Australian Journal of Physiotherapy**, v. 48, n. 4, p. 257–267, 1 jan. 2002.

AISEN, M. et al. The Effect of Robot-Assisted Therapy and Rehabilitative Training on Motor Recovery Following Stroke. **Archives of neurology**, v. 54, p. 443–6, 1 maio 1997.

AJIBOYE, A. B. et al. Restoration of reaching and grasping in a person with tetraplegia through brain-controlled muscle stimulation: a proof-of-concept demonstration. **Lancet (London, England)**, v. 389, n. 10081, p. 1821–1830, 6 maio 2017.

AKAO, Y. **Quality function deployment: integrating customer requirements into product design**. Cambridge, Mass: Productivity Press, 1990.

AKAO, Y.; AKAO, Y. **Quality function deployment: integrating customer requirements into product design**. Cambridge, Mass: Productivity Press, 2004.

ALDERMAN, A. K.; SALEM, B. Survey research. **Plastic and Reconstructive Surgery**, v. 126, n. 4, p. 1381–1389, out. 2010.

ALSSABBAGH, M. et al. Evaluation of 3D printing materials for fabrication of a novel multi-functional 3D thyroid phantom for medical dosimetry and image quality. **Radiation Physics and Chemistry**, 1 fev. 2017.

AMBROSINI, E. et al. **A hybrid assistive system to support daily upper limb activities**. Conference: Proc. of 17th Annual International FES Society Conference. **Anais...** In: CONFERENCE: PROC. OF 17TH ANNUAL INTERNATIONAL FES SOCIETY CONFERENCE. 1 jan. 2012b.

AMBROSINI, E. et al. A Hybrid Robotic System for Arm Training of Stroke Survivors: Concept and First Evaluation. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 66, n. 12, p. 3290–3300, dez. 2019.

AMBROSINI, E. et al. A Robotic System with EMG-Triggered Functional Electrical Stimulation for Restoring Arm Functions in Stroke Survivors. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 35, n. 4, p. 334–345, abr. 2021.

ANDRADE, A. O. et al. Bridging the gap between robotic technology and health care. **Biomedical Signal Processing and Control**, v. 10, p. 65–78, 1 mar. 2014.

ANDRADE, M. V. F. DE. **Órtese dinâmica que restaura o movimento da mão e do cotovelo**. Dissertação - Mestrado em Engenharia Mecânica—[s.l.] Universidade Federal de Minas Gerais, 2018.

ANG, K. K. et al. Brain-computer interface-based robotic end effector system for wrist and hand rehabilitation: results of a three-armed randomized controlled trial for chronic stroke. **Frontiers in Neuroengineering**, v. 7, 29 jul. 2014.

ARAÚJO, R. C. D. **Desenvolvimento e Avaliação de Sistema de Auxílio à Reabilitação Motora do Membro Superior após Acidente Vascular Encefálico**. Tese de Doutorado—[s.l.] Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, 2011.

BACK, N. **Projeto integrado de produtos: planejamento, concepção e modelagem**. Barueri: Manole, 2008.

BALASUBRAMANIAN, S.; KLEIN, J.; BURDET, E. Robot-assisted rehabilitation of hand function. **Current opinion in neurology**, v. 23, p. 661–70, 1 dez. 2010.

BALLESTER, B. R. et al. A critical time window for recovery extends beyond one-year post-stroke. **Journal of Neurophysiology**, 11 jul. 2019.

BARKER, R. N. et al. SMART Arm Training With Outcome-Triggered Electrical Stimulation in Subacute Stroke Survivors With Severe Arm Disability: A Randomized Controlled Trial. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 31, n. 12, p. 1005–1016, dez. 2017.

BARKER, R. N.; BRAUER, S. G.; CARSON, R. G. Training of Reaching in Stroke Survivors With Severe and Chronic Upper Limb Paresis Using a Novel Nonrobotic Device: A Randomized Clinical Trial. **Stroke**, v. 39, n. 6, p. 1800–1807, jun. 2008.

BARTOLO, M. et al. Arm weight support training improves functional motor outcome and movement smoothness after stroke. **Functional Neurology**, v. 29, n. 1, p. 15–21, 11 jul. 2014.

BENJAMIN, E. J. et al. Heart Disease and Stroke Statistics—2019 Update: A Report From the American Heart Association. **Circulation**, v. 139, n. 10, 5 mar. 2019.

BENSENOR, I. M. et al. Prevalência de acidente vascular cerebral e de incapacidade associada no Brasil: Pesquisa Nacional de Saúde - 2013. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 73, n. 9, p. 746–750, set. 2015.

BERTANI, R. et al. Effects of robot-assisted upper limb rehabilitation in stroke patients: a systematic review with meta-analysis. **Neurological Sciences: Official Journal of the Italian Neurological Society and of the Italian Society of Clinical Neurophysiology**, v. 38, n. 9, p. 1561–1569, set. 2017.

BERTOLUCCI, P. H. F. et al. O Mini-Exame do Estado Mental em uma população geral: impacto da escolaridade. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 52, n. 1, p. 01–07, mar. 1994.

BLENNERHASSETT, J. M.; MATYAS, T. A.; CAREY, L. M. Impaired discrimination of surface friction contributes to pinch grip deficit after stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 21, n. 3, p. 263–272, jun. 2007.

BOHANNON, R. W.; SMITH, M. B. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. **Physical Therapy**, v. 67, n. 2, p. 206–207, fev. 1987.

BOISSY, P. et al. Maximal grip force in chronic stroke subjects and its relationship to global upper extremity function. **Clinical Rehabilitation**, v. 13, n. 4, p. 354–362, ago. 1999.

BONITA, R.; BEAGLEHOLE, R. Stroke prevention in poor countries: time for action. **Stroke**, v. 38, n. 11, p. 2871–2872, nov. 2007.

BORBONI, A.; MOR, M.; FAGLIA, R. Gloreha—Hand Robotic Rehabilitation: Design, Mechanical Model, and Experiments. **Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control**, v. 138, n. 111003, 11 jul. 2016.

BOTTER, A. et al. Atlas of the muscle motor points for the lower limb: implications for electrical stimulation procedures and electrode positioning. **European Journal of Applied Physiology**, v. 111, n. 10, p. 2461–2471, out. 2011.

BOYNTON, P. M. Administering, analysing, and reporting your questionnaire. **BMJ : British Medical Journal**, v. 328, n. 7452, p. 1372–1375, 5 jun. 2004.

BOYNTON, P. M.; GREENHALGH, T. Selecting, designing, and developing your questionnaire. **BMJ: British Medical Journal**, v. 328, n. 7451, p. 1312–1315, 29 maio 2004.

BREWER, B.; MCDOWELL, S.; WORTHEN-CHAUDHARI, L. Poststroke Upper Extremity Rehabilitation: A Review of Robotic Systems and Clinical Results. **Topics in stroke rehabilitation**, v. 14, p. 22–44, 1 nov. 2007.

BROADEN HORIZONS. **Assistive Technologies - PowerGrip Orthosis**. Disponível em: <<https://www.broadened.com/products/powergrip>>. Acesso em: 22 dez. 2020.

BROKAW, E. B. et al. Robotic therapy provides a stimulus for upper limb motor recovery after stroke that is complementary to and distinct from conventional therapy. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 28, n. 4, p. 367–376, maio 2014.

BRUNNSTROM, S. Motor Testing Procedures in Hemiplegia: Based on Sequential Recovery Stages. **Physical Therapy**, v. 46, n. 4, p. 357–375, 1 abr. 1966.

BRUNNSTROM, S. **Movement therapy in hemiplegia: a neurophysiological approach**. New York: Medical Dept., Harper & Row, 1970.

BURGAR, C. G. et al. Development of robots for rehabilitation therapy: the Palo Alto VA/Stanford experience. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 37, n. 6, p. 663–673, dez. 2000.

BURGAR, C. G. et al. Robot-assisted upper-limb therapy in acute rehabilitation setting following stroke: Department of Veterans Affairs multisite clinical trial. **The Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 48, n. 4, p. 445, 2011.

BURRIDGE, J. H. et al. The relationship between upper limb activity and impairment in post-stroke hemiplegia. **Disability and Rehabilitation**, v. 31, n. 2, p. 109–117, 2009.

BYL, N. N. et al. Chronic stroke survivors achieve comparable outcomes following virtual task specific repetitive training guided by a wearable robotic orthosis (UL-EXO7) and actual task specific repetitive training guided by a physical therapist. **Journal of Hand Therapy: Official Journal of the American Society of Hand Therapists**, v. 26, n. 4, p. 343–352; quiz 352, dez. 2013.

CABRAL, N. et al. Epidemiologia dos acidentes cerebrovasculares em Joinville, Brasil: estudo institucional. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 55, p. 357–363, 1 set. 1997.

CABRAL, N. L. et al. Trends in stroke incidence, mortality and case fatality rates in Joinville, Brazil: 1995–2006. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, v. 80, n. 7, p. 749–754, jul. 2009.

CABRAL, N. L. et al. Increase of Stroke Incidence in Young Adults in a Middle-Income Country: A 10-Year Population-Based Study. **Stroke**, v. 48, n. 11, p. 2925–2930, 2017.

CANNING, C. G. et al. Loss of strength contributes more to physical disability after stroke than loss of dexterity. **Clinical Rehabilitation**, v. 18, n. 3, p. 300–308, 1 maio 2004.

CAREY, L. M. Somatosensory Loss after Stroke. **Critical Reviews™ in Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 7, n. 1, 1995.

CAREY, L.; MATYAS, T.; BAUM, C. Effects of Somatosensory Impairment on Participation After Stroke. **The American journal of occupational therapy : official publication of the American Occupational Therapy Association**, v. 72, p. 7203205100p1-7203205100p10, 1 maio 2018.

CARMELI, E. et al. HandTutorTM enhanced hand rehabilitation after stroke — a pilot study. **Physiotherapy Research International**, v. 16, n. 4, p. 191–200, 2011.

CARPINELLA, I. et al. Robot training of upper limb in multiple sclerosis: comparing protocols with or without manipulative task components. **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, v. 20, n. 3, p. 351–360, maio 2012.

CARR, J. H.; SHEPHERD, R. B. **Programa de reaprendizagem motora para o hemiplégico adulto**. São Paulo: Manole, 1988.

CARR, J. H.; SHEPHERD, R. B. **Neurological Rehabilitation: Optimizing Motor Performance**. Saintt Louis: Elsevier Health Sciences UK, 2010.

CECATTO, R. B.; CHADI, G. Functional electrical stimulation (FES) and neuronal plasticity: a historical review. **Acta Fisiátrica**, v. 19, n. 4, p. 246–257, 2012.

CHAE, J.; SHEFFLER, L.; KNUTSON, J. Neuromuscular Electrical Stimulation for Motor Restoration in Hemiplegia. **Topics in Stroke Rehabilitation**, v. 15, n. 5, p. 412–426, set. 2008a.

CHAE, J.; SHEFFLER, L.; KNUTSON, J. Neuromuscular Electrical Stimulation for Motor Restoration in Hemiplegia. **Topics in Stroke Rehabilitation**, v. 15, n. 5, p. 412–426, set. 2008b.

CHANG, W. H. et al. Effects of robot-assisted gait training on cardiopulmonary fitness in subacute stroke patients: a randomized controlled study. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 26, n. 4, p. 318–324, maio 2012.

CHEN, Z. et al. Robot-Assisted Arm Training versus Therapist-Mediated Training after Stroke: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Journal of Healthcare Engineering**, v. 2020, 27 out. 2020.

CHENG, L. C.; MELO FILHO, L. D. R. DE. **QFD: desdobramento da função qualidade na gestão de desenvolvimento de produtos**. São Paulo (SP): Blucher, 2010.

CHIPCHASE, L. S.; SCHABRUN, S. M.; HODGES, P. W. Peripheral electrical stimulation to induce cortical plasticity: a systematic review of stimulus parameters. **Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology**, v. 122, n. 3, p. 456–463, mar. 2011.

COLLINGER, J. L. et al. Neuroprosthetic technology for individuals with spinal cord injury. **The Journal of Spinal Cord Medicine**, v. 36, n. 4, p. 258–272, jul. 2013.

CONFORTO, A. B. et al. Repetitive Peripheral Sensory Stimulation and Upper Limb Performance in Stroke: A Systematic Review and Meta-analysis. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 32, n. 10, p. 863–871, out. 2018.

CONROY, S. S. et al. Effect of gravity on robot-assisted motor training after chronic stroke: a randomized trial. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 92, n. 11, p. 1754–1761, nov. 2011.

COSTA, C. R. DA et al. Dispositivos de tecnologia assistiva: fatores relacionados ao abandono/Assistive technology devices: abandonment related factors. **Cadernos Brasileiros de Terapia Ocupacional**, v. 23, n. 3, 29 set. 2015.

COUPAR, F. et al. Predictors of upper limb recovery after stroke: a systematic review and meta-analysis. **Clinical Rehabilitation**, v. 26, n. 4, p. 291–313, 1 abr. 2012.

CREMA, A. et al. **A hybrid NMES-exoskeleton for real objects interaction**. 2015 7th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER). **Anais...** In:

2015 7TH INTERNATIONAL IEEE/EMBS CONFERENCE ON NEURAL ENGINEERING (NER). Montpellier, France: IEEE, abr. 2015. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/7146710/>>. Acesso em: 27 nov. 2020

DALY, J. J. et al. Response to upper-limb robotics and functional neuromuscular stimulation following stroke. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 42, n. 6, p. 723–736, dez. 2005.

DE JONGE, D. et al. The aesthetic appeal of assistive technology and the economic value baby boomers place on it: A pilot study. **Australian Occupational Therapy Journal**, v. 63, n. 6, p. 415–423, dez. 2016.

DE KROON, J. R. et al. Therapeutic electrical stimulation to improve motor control and functional abilities of the upper extremity after stroke: a systematic review. **Clinical Rehabilitation**, v. 16, n. 4, p. 350–360, jun. 2002.

DEL-AMA, A. J. et al. Review of hybrid exoskeletons to restore gait following spinal cord injury. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 49, n. 4, p. 497–514, 2012.

DI CARLO, A. Human and economic burden of stroke. **Age and Ageing**, v. 38, n. 1, p. 4–5, jan. 2009.

DOS SANTOS, A. D. P. et al. Aesthetics and the perceived stigma of assistive technology for visual impairment. **Disability and Rehabilitation: Assistive Technology**, v. 0, n. 0, p. 1–7, 5 jun. 2020.

DOUCET, B.; LAM, A.; GRIFFIN, L. Neuromuscular Electrical Stimulation for Skeletal Muscle Function. **The Yale journal of biology and medicine**, v. 85, p. 201–215, 1 jan. 2012.

DROMERICK, A. W. et al. Critical periods after stroke study: translating animal stroke recovery experiments into a clinical trial. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 9, p. 231, 2015.

DUARTE, A. **Talas e dispositivos de compensação na reeducação do membro superior**. Lisboa: Papa-Letras, 2016.

DUARTE, A. **Talas em neoprene na reeducação do membro superior**. [s.l.] Papa-Letras, 2017.

DUNAWAY, S. et al. Case Report on the Use of a Custom Myoelectric Elbow–Wrist–Hand Orthosis for the Remediation of Upper Extremity Paresis and Loss of Function in Chronic Stroke. **Military Medicine**, v. 182, n. 7, p. e1963–e1968, 1 jul. 2017.

DUNKELBERGER, N. A review of methods for achieving upper limb movement following spinal cord injury through hybrid muscle stimulation and robotic assistance. **Experimental Neurology**, p. 15, 2020.

DUNKELBERGER, N.; SCHEARER, E. M.; O'MALLEY, M. K. A review of methods for achieving upper limb movement following spinal cord injury through hybrid muscle

stimulation and robotic assistance. **Experimental Neurology**, v. 328, p. 113274, 1 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, 24 abr. 2019.

EDWARDS, P. et al. Increasing response rates to postal questionnaires: systematic review. **BMJ: British Medical Journal**, v. 324, n. 7347, p. 1183, 18 maio 2002.

EDWARDS, P. Questionnaires in clinical trials: guidelines for optimal design and administration. **Trials**, v. 11, n. 1, p. 2, 11 jan. 2010.

EDWARDS, P. J. et al. Methods to increase response to postal and electronic questionnaires. **Cochrane Database of Systematic Reviews**, n. 3, 2009.

ELNADY, A. M. et al. A Single-Session Preliminary Evaluation of an Affordable BCI-Controlled Arm Exoskeleton and Motor-Proprioception Platform. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 9, 30 mar. 2015.

ERAIFEJ, J. et al. Effectiveness of upper limb functional electrical stimulation after stroke for the improvement of activities of daily living and motor function: a systematic review and meta-analysis. **Systematic Reviews**, v. 6, n. 1, p. 40, dez. 2017.

EUZÉBIO, C. J. V.; RABINOVICH, E. P. Compreendendo o cuidador familiar do paciente com seqüela de Acidente Vascular Encefálico. **Temas em Psicologia**, v. 14, n. 1, p. 63–79, jun. 2006.

FAGUNDES, J. S. et al. Sensory evaluation tools stroke described in Portuguese: a systematic review. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 22, n. 4, p. 435–442, dez. 2015.

FANG-CHEN WU et al. **Clinical effects of combined bilateral arm training with functional electrical stimulation in patients with stroke**. 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. **Anais...** In: 2011 IEEE 12TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON REHABILITATION ROBOTICS: REACHING USERS & THE COMMUNITY (ICORR 2011). Zurich: IEEE, jun. 2011. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/5975367/>>. Acesso em: 27 nov. 2020

FAPESP. **Robô para reabilitação de vítimas de AVC associa fisioterapia e games**. Disponível em: <https://pesquisaparainovacao.fapesp.br/robo_para_reabilitacao_de_vitimas_de_avc_associa_fisioterapia_e_games/208>. Acesso em: 5 mar. 2019.

FARIA-FORTINI, I. et al. Upper extremity function in stroke subjects: relationships between the international classification of functioning, disability, and health domains. **Journal of Hand Therapy: Official Journal of the American Society of Hand Therapists**, v. 24, n. 3, p. 257–264; quiz 265, set. 2011.

FARIA-FORTINI, I. et al. Caracterização da participação social de indivíduos na fase crônica pós-acidente vascular encefálico. **Revista de Terapia Ocupacional da Universidade de São Paulo**, v. 28, n. 1, p. 71–78, 8 jun. 2017.

FASOLI, S. E. et al. Does Shorter Rehabilitation Limit Potential Recovery Poststroke? **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 18, n. 2, p. 88–94, 1 jun. 2004.

FAZEKAS, G. et al. Robot-mediated upper limb physiotherapy for patients with spastic hemiparesis: a preliminary study. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 39, n. 7, p. 580–582, set. 2007.

FAZEKAS, G.; TAVASZI, I. The future role of robots in neuro-rehabilitation. **Expert Review of Neurotherapeutics**, v. 19, n. 6, p. 471–473, 3 jun. 2019.

FEIGIN VALERY L.; NORRVING BO; MENSAH GEORGE A. Global Burden of Stroke. **Circulation Research**, v. 120, n. 3, p. 439–448, 3 fev. 2017.

FERREIRA, F. M. R. M. et al. Effectiveness of robot therapy on body function and structure in people with limited upper limb function: A systematic review and meta-analysis. **PloS One**, v. 13, n. 7, p. e0200330, 2018.

FERRO, A. DE O.; LINS, A. E. DOS S.; FILHO, E. M. T. Comprometimento cognitivo e funcional em pacientes acometidos de acidente vascular encefálico: Importância da avaliação cognitiva para intervenção na Terapia Ocupacional / Cognitive and functional impairment in patients suffering from stroke: the importan. **Cadernos Brasileiros de Terapia Ocupacional**, v. 21, n. 3, 19 dez. 2013.

Fesia Grasp | Fesia. , [s.d.]. Disponível em: <<https://fesiatechnology.com/en/fesia-grasp/>>. Acesso em: 18 dez. 2020

FEYS, P. et al. Robot-supported upper limb training in a virtual learning environment : a pilot randomized controlled trial in persons with MS. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 12, n. 1, p. 60, 23 jul. 2015.

FONSECA, L. et al. Investigating Upper Limb Movement Classification on Users with Tetraplegia as a Possible Neuroprosthesis Interface. **Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference**, v. 2018, p. 5053–5056, jul. 2018.

FORD, M.; MCKEE, P.; SZILAGYI, M. A hybrid thermoplastic and neoprene thumb metacarpophalangeal joint orthosis. **Journal of Hand Therapy**, v. 17, n. 1, p. 64–68, 1 jan. 2004.

FOX, C. Questionnaire development. **Journal of Health & Social Policy**, v. 8, n. 1, p. 39–48, 1996.

FRANCISCO, N. P. F. **Avaliação das características de três materiais de baixo custo utilizados na confecção de órtese para estabilização de punho**. Dissertação - Mestrado em Engenharia Biomédica—Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento: Universidade do Vale do Paraíba, 2004.

FREEMAN, C. T. et al. A robotic workstation for stroke rehabilitation of the upper extremity using FES. **Medical Engineering & Physics**, v. 31, n. 3, p. 364–373, abr. 2009.

FREEMAN, C. T. et al. Phase-lead iterative learning control algorithms for functional electrical stimulation-based stroke rehabilitation. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part I: Journal of Systems and Control Engineering**, v. 225, n. 6, p. 850–859, set. 2011.

FREITAS, P. P. **Reabilitação da mão**. São Paulo: Atheneu, 2006.

FRENCH, B. et al. Repetitive task training for improving functional ability after stroke. **The Cochrane Database of Systematic Reviews**, v. 11, p. CD006073, 14 2016.

FRICK, E. M.; ALBERTS, J. L. Combined Use of Repetitive Task Practice and an Assistive Robotic Device in a Patient With Subacute Stroke. **Physical Therapy**, v. 86, n. 10, p. 1378–1386, 1 out. 2006.

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.

FUJIWARA, T. et al. Motor Improvement and Corticospinal Modulation Induced by Hybrid Assistive Neuromuscular Dynamic Stimulation (HANDS) Therapy in Patients With Chronic Stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 23, n. 2, p. 125–132, fev. 2009.

GAGLIARDI, R. J. Acidente Vascular Cerebral ou Acidente Vascular Encefálico? **Revista Neurociências**, v. 18, n. 2, p. 131–132, 2010.

GALEA, M. P. et al. Implementation of a technology-assisted programme to intensify upper limb rehabilitation in neurologically impaired participants: A prospective study. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 48, n. 6, p. 522–528, 13 jun. 2016.

GATES, D. H. et al. Range of Motion Requirements for Upper-Limb Activities of Daily Living. **The American Journal of Occupational Therapy**, v. 70, n. 1, p. 7001350010p1-7001350010p10, 2016.

GBD 2015 NEUROLOGICAL DISORDERS COLLABORATOR GROUP. Global, regional, and national burden of neurological disorders during 1990-2015: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015. **The Lancet. Neurology**, v. 16, n. 11, p. 877–897, 2017.

GBD 2016 NEUROLOGICAL DISORDERS COLLABORATOR GROUP. Global, regional, and national burden of neurological disorders, 1990–2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. **The Lancet. Neurology**, v. 18, n. 5, p. 459–480, maio 2019.

GIL-CASTILLO, J. et al. Advances in neuroprosthetic management of foot drop: a review. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 17, n. 1, p. 46, 25 mar. 2020.

GILLIAUX, M. et al. Upper limb robot-assisted therapy in cerebral palsy: a single-blind randomized controlled trial. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 29, n. 2, p. 183–192, fev. 2015.

GOBBO, M. et al. Transcutaneous neuromuscular electrical stimulation: influence of electrode positioning and stimulus amplitude settings on muscle response. **European Journal of Applied Physiology**, v. 111, n. 10, p. 2451–2459, out. 2011.

GOBBO, M. et al. Muscle motor point identification is essential for optimizing neuromuscular electrical stimulation use. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 11, n. 1, p. 17, 25 fev. 2014.

GRIMM, F. et al. Hybrid Neuroprosthesis for the Upper Limb: Combining Brain-Controlled Neuromuscular Stimulation with a Multi-Joint Arm Exoskeleton. **Frontiers in Neuroscience**, v. 10, 9 ago. 2016.

GULL, M. A.; BAI, S.; BAK, T. A Review on Design of Upper Limb Exoskeletons. **Robotics**, v. 9, n. 1, p. 16, 17 mar. 2020.

HARRIS, J. E.; ENG, J. J. Paretic upper-limb strength best explains arm activity in people with stroke. **Physical Therapy**, v. 87, n. 1, p. 88–97, jan. 2007.

HARTOPANU, S. et al. **Design of a hybrid FES-mechanical intelligent haptic robotic glove**. 2013 17th International Conference on System Theory, Control and Computing (ICSTCC). **Anais...** In: 2013 17TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON SYSTEM THEORY, CONTROL AND COMPUTING (ICSTCC). Sinaia, Romania: IEEE, out. 2013. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/6689040/>>. Acesso em: 27 nov. 2020

HARTOPANU, S. et al. **Towards human arm rehabilitation in stroke patients by means of a hybrid FES&robotic glove**. 2014 International Conference and Exposition on Electrical and Power Engineering (EPE). **Anais...** In: 2014 INTERNATIONAL CONFERENCE AND EXPOSITION ON ELECTRICAL AND POWER ENGINEERING (EPE). Iasi, Romania: IEEE, out. 2014. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/6969886/>>. Acesso em: 27 nov. 2020

HAYWARD, K. S.; BRAUER, S. G. Dose of arm activity training during acute and subacute rehabilitation post stroke: a systematic review of the literature. **Clinical Rehabilitation**, v. 29, n. 12, p. 1234–1243, dez. 2015.

HEBERT, D. A. et al. Examining a new functional electrical stimulation therapy with people with severe upper extremity hemiparesis and chronic stroke: A feasibility study. **British Journal of Occupational Therapy**, v. 80, n. 11, p. 651–659, nov. 2017.

HELLER, A. et al. Arm function after stroke: measurement and recovery over the first three months. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, v. 50, n. 6, p. 714–719, jun. 1987.

HESSE, S. et al. Computerized arm training improves the motor control of the severely affected arm after stroke: a single-blinded randomized trial in two centers. **Stroke**, v. 36, n. 9, p. 1960–1966, set. 2005.

HOUSMAN, S. J.; SCOTT, K. M.; REINKENSMEYER, D. J. A randomized controlled trial of gravity-supported, computer-enhanced arm exercise for individuals with severe

hemiparesis. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 23, n. 5, p. 505–514, jun. 2009.

HOWLETT, O. A. et al. Functional Electrical Stimulation Improves Activity After Stroke: A Systematic Review With Meta-Analysis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 96, n. 5, p. 934–943, maio 2015.

HSIEH, Y. et al. Effects of Treatment Intensity in Upper Limb Robot-Assisted Therapy for Chronic Stroke: A Pilot Randomized Controlled Trial. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, 24 mar. 2011.

HU, X. L. et al. **Effectiveness of functional electrical stimulation (FES)-robot assisted wrist training on persons after stroke**. 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology. **Anais...** In: 2010 32ND ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY (EMBC 2010). Buenos Aires: IEEE, ago. 2010. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/5627471/>>. Acesso em: 27 nov. 2020

HU, X. L. et al. **Post-stroke wrist rehabilitation assisted with an intention-driven functional electrical stimulation (FES)-robot system**. 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. **Anais...** In: 2011 IEEE 12TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON REHABILITATION ROBOTICS: REACHING USERS & THE COMMUNITY (ICORR 2011). Zurich: IEEE, jun. 2011. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/5975424/>>. Acesso em: 27 nov. 2020

HU, X.-L. et al. Wrist Rehabilitation Assisted by an Electromyography-Driven Neuromuscular Electrical Stimulation Robot After Stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 29, n. 8, p. 767–776, set. 2015a.

HUANG, V. S.; KRAKAUER, J. W. Robotic neurorehabilitation: a computational motor learning perspective. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 6, n. 1, p. 5, 25 fev. 2009.

HUGHES, A. M. et al. Feasibility of Iterative Learning Control Mediated by Functional Electrical Stimulation for Reaching After Stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 23, n. 6, p. 559–568, jul. 2009.

HUGHES, A.-M. et al. Translation of evidence-based Assistive Technologies into stroke rehabilitation: users' perceptions of the barriers and opportunities. **BMC Health Services Research**, v. 14, p. 124, 12 mar. 2014.

HUNTER, S. M.; CROME, P. Hand function and stroke. **Reviews in Clinical Gerontology**, v. 12, n. 1, p. 68–81, fev. 2002.

IJZERMAN, M. et al. The NESS Handmaster orthosis: Restoration of hand function in C5 and stroke patients by means of electrical stimulation. **Journal of Rehabilitation Sciences**, v. 9, p. 86–89, 1 jan. 1996.

ILIC, M.; VASILJEVIC, D.; POPOVIC, D. B. A programmable electronic stimulator for FES systems. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 2, n. 4, p. 234–239, dez. 1994.

IPRI. **INSTITUTO DE PESQUISA DE RELAÇÕES INTERNACIONAIS (IPRI)-economias do mundo**. Disponível em: <<https://www.funag.gov.br/ipri/index.php/o-ipri/47-estatisticas/94-as-15-maiores-economias-do-mundo-em-pib-e-pib-ppp>>. Acesso em: 26 ago. 2021.

IRIMIA, D. C. et al. **Post-stroke hand rehabilitation using a hybrid FES-robotic glove**. 2016 International Conference and Exposition on Electrical and Power Engineering (EPE). **Anais...** In: 2016 INTERNATIONAL CONFERENCE AND EXPOSITION ON ELECTRICAL AND POWER ENGINEERING (EPE). Iasi, Romania: IEEE, out. 2016. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/7781362/>>. Acesso em: 27 nov. 2020

ISLAM, M. R. et al. A Brief Review on Robotic Exoskeletons for Upper Extremity Rehabilitation to Find the Gap between Research Porotype and Commercial Type. **Advances in Robotics & Automation**, v. 06, n. 03, 2017.

JEANNEROD, M.; MICHEL, F.; PRABLANC, C. The control of hand movements in a case of hemianaesthesia following a parietal lesion. **Brain: A Journal of Neurology**, v. 107 (Pt 3), p. 899–920, set. 1984.

JOHNSON, B. H.; BONAFEDE, M. M.; WATSON, C. Short- and longer-term health-care resource utilization and costs associated with acute ischemic stroke. **ClinicoEconomics and Outcomes Research: CEOR**, v. 8, p. 53–61, 23 fev. 2016.

JONES, T.; BAXTER, M.; KHANDUJA, V. A quick guide to survey research. **Annals of The Royal College of Surgeons of England**, v. 95, n. 1, p. 5–7, jan. 2013.

KAHN, L. E. et al. Robot-assisted reaching exercise promotes arm movement recovery in chronic hemiparetic stroke: a randomized controlled pilot study. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 3, p. 12, 21 jun. 2006.

KAPSALYAMOV, A.; HUSSAIN, S.; JAMWAL, P. K. State-of-the-Art Assistive Powered Upper Limb Exoskeletons for Elderly. **IEEE Access**, v. 8, p. 178991–179001, 2020.

KATAN, M.; LUFT, A. Global Burden of Stroke. **Seminars in Neurology**, v. 38, n. 2, p. 208–211, 2018.

KATZAN, I. L. et al. The most affected health domains after ischemic stroke. **Neurology**, v. 90, n. 16, p. e1364–e1371, 17 2018.

KEHAYIA, E. et al. Creating a rehabilitation living lab to optimize participation and inclusion for persons with physical disabilities. **Alter**, v. 8, n. 3, p. 151–157, 1 jul. 2014.

KELLY-HAYES, M. et al. The influence of gender and age on disability following ischemic stroke: the Framingham study. **Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases**, v. 12, n. 3, p. 119–126, 1 maio 2003.

KHOR, K. X. et al. Portable and Reconfigurable Wrist Robot Improves Hand Function for Post-Stroke Subjects. **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, v. 25, n. 10, p. 1864–1873, out. 2017.

KILGORE, K. L. et al. An implanted upper-extremity neuroprosthesis using myoelectric control. **The Journal of Hand Surgery**, v. 33, n. 4, p. 539–550, abr. 2008.

KING, T. I. The Effect of Neuromuscular Electrical Stimulation in Reducing Tone. **American Journal of Occupational Therapy**, v. 50, n. 1, p. 62–64, 1 jan. 1996.

KLAMROTH-MARGANSKA, V. et al. Three-dimensional, task-specific robot therapy of the arm after stroke: a multicentre, parallel-group randomised trial. **The Lancet. Neurology**, v. 13, n. 2, p. 159–166, fev. 2014.

KLIT, H. et al. Central poststroke pain: a population-based study. **Pain**, v. 152, n. 4, p. 818–824, abr. 2011.

KNUTSON, J. S. et al. Neuromuscular Electrical Stimulation for Motor Restoration in Hemiplegia. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 26, n. 4, p. 729–745, nov. 2015.

KOUTSOU, A. D. et al. Upper Limb Neuroprostheses: Recent Advances and Future Directions. In: PONS, J. L.; TORRICELLI, D. (Eds.). **Emerging Therapies in Neurorehabilitation**. Biosystems & Biorobotics. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2014. v. 4p. 207–233.

KOUTSOU, A. D. et al. Advances in selective activation of muscles for non-invasive motor neuroprostheses. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 13, n. 1, p. 56, dez. 2016.

KREBS, H. I. et al. Robot-assisted task-specific training in cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 51, p. 140–145, out. 2009.

KREBS, H. I.; HOGAN, N. Robotic therapy: the tipping point. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 91, n. 11 Suppl 3, p. S290-297, nov. 2012.

KUTLU, M. et al. **FES-based upper-limb stroke rehabilitation with advanced sensing and control**. 2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). **Anais...** In: 2015 IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON REHABILITATION ROBOTICS (ICORR). Singapore, Singapore: IEEE, ago. 2015. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/7281208/>>. Acesso em: 27 nov. 2020

KWAKKEL, G. et al. Probability of regaining dexterity in the flaccid upper limb: impact of severity of paresis and time since onset in acute stroke. **Stroke**, v. 34, n. 9, p. 2181–2186, set. 2003.

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

LAM, M. Y. et al. Perceptions of Technology and Its Use for Therapeutic Application for Individuals With Hemiparesis: Findings From Adult and Pediatric Focus Groups. **JMIR Rehabilitation and Assistive Technologies**, v. 2, n. 1, p. e1, 10 fev. 2015.

LANG, C. E.; SCHIEBER, M. H. Differential impairment of individuated finger movements in humans after damage to the motor cortex or the corticospinal tract. **Journal of Neurophysiology**, v. 90, n. 2, p. 1160–1170, ago. 2003.

LANGHORNE, P.; BERNHARDT, J.; KWAKKEL, G. Stroke rehabilitation. **Lancet (London, England)**, v. 377, n. 9778, p. 1693–1702, 14 maio 2011.

LANGHORNE, P.; COUPAR, F.; POLLOCK, A. Motor recovery after stroke: a systematic review. **The Lancet. Neurology**, v. 8, n. 8, p. 741–754, ago. 2009.

LANGHORNE, P.; LEGG, L. EVIDENCE BEHIND STROKE REHABILITATION. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, v. 74, n. Suppl 4, p. iv18–iv21, dez. 2003.

ANGLEY, G. B.; SHEPPEARD, H. The visual analogue scale: Its use in pain measurement. **Rheumatology International**, v. 5, n. 4, p. 145–148, 1985.

LAUFER, Y.; ELBOIM-GABYZON, M. Does Sensory Transcutaneous Electrical Stimulation Enhance Motor Recovery Following a Stroke? A Systematic Review. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 25, n. 9, p. 799–809, nov. 2011.

LEE, K. B. et al. Six-month functional recovery of stroke patients: a multi-time-point study. **International Journal of Rehabilitation Research. Internationale Zeitschrift Fur Rehabilitationsforschung. Revue Internationale De Recherches De Readaptation**, v. 38, n. 2, p. 173–180, jun. 2015a.

LEE, M.; RITTENHOUSE, M.; ABDULLAH, H. A. Design Issues for Therapeutic Robot Systems: Results from a Survey of Physiotherapists. **Journal of Intelligent and Robotic Systems**, v. 42, n. 3, p. 239–252, 1 mar. 2005.

LEE, Y. et al. Effects of combining robot-assisted therapy with neuromuscular electrical stimulation on motor impairment, motor and daily function, and quality of life in patients with chronic stroke: a double-blinded randomized controlled trial. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 12, n. 1, p. 96, dez. 2015b.

LIEBANO, R. E. **Eletroterapia Aplicada à Reabilitação: Dos Fundamentos às Evidências**. 1. ed. Rio de Janeiro: Thieme Revinter Publicações, 2021.

LIEPERT, J. et al. Treatment-induced cortical reorganization after stroke in humans. **Stroke**, v. 31, n. 6, p. 1210–1216, jun. 2000.

LINDSAY, M. P. et al. World Stroke Organization (WSO): Global Stroke Fact Sheet 2019. **International Journal of Stroke**, v. 14, n. 8, p. 806–817, 1 out. 2019.

LO, A. C. et al. Robot-Assisted Therapy for Long-Term Upper-Limb Impairment after Stroke. **New England Journal of Medicine**, v. 362, n. 19, p. 1772–1783, 13 maio 2010.

LOONED, R. et al. Assisting drinking with an affordable BCI-controlled wearable robot and electrical stimulation: a preliminary investigation. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 11, n. 1, p. 51, 2014.

LOUREIRO, R. C. V. et al. Advances in upper limb stroke rehabilitation: a technology push. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 49, n. 10, p. 1103, 20 jul. 2011.

LU, E. C. et al. The development of an upper limb stroke rehabilitation robot: identification of clinical practices and design requirements through a survey of therapists. **Disability and rehabilitation. Assistive technology**, 2011a.

LU, E. C. et al. Development of a robotic device for upper limb stroke rehabilitation: A user-centered design approach. **Paladyn, Journal of Behavioral Robotics**, v. 2, n. 4, 1 jan. 2011b.

LUM, P. 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, 2002.

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. 631–642, set. 2006.

MACIEJASZ, P. et al. A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 11, n. 1, p. 3, 9 jan. 2014.

MAHMOOD, A. et al. Effect of Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation on Spasticity in Adults With Stroke: A Systematic Review and Meta-analysis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 100, n. 4, p. 751–768, abr. 2019.

MALEŠEVIĆ, N. M. et al. A multi-pad electrode based functional electrical stimulation system for restoration of grasp. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 9, n. 1, p. 66, 25 set. 2012.

MANNA, S. K.; DUBEY, V. N. Comparative study of actuation systems for portable upper limb exoskeletons. **Medical Engineering & Physics**, v. 60, p. 1–13, 1 out. 2018.

MARCHAL-CRESPO, L.; REINKENSMEYER, D. J. Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury. **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**, v. 6, p. 20, 16 jun. 2009.

MARQUEZ-CHIN, C.; POPOVIC, M. R. Functional electrical stimulation therapy for restoration of motor function after spinal cord injury and stroke: a review. **BioMedical Engineering OnLine**, v. 19, n. 1, p. 34, dez. 2020.

MARTINS, S. C. O. et al. Past, present, and future of stroke in middle-income countries: the Brazilian experience. **International Journal of Stroke: Official Journal of the International Stroke Society**, v. 8 Suppl A100, p. 106–111, out. 2013.

MASIERO, S. et al. Robotic-assisted rehabilitation of the upper limb after acute stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 88, n. 2, p. 142–149, fev. 2007.

MASIERO, S. et al. Randomized trial of a robotic assistive device for the upper extremity during early inpatient stroke rehabilitation. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 28, n. 4, p. 377–386, maio 2014.

MAYO, N. E. et al. Activity, participation, and quality of life 6 months poststroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, n. 8, p. 1035–1042, ago. 2002.

MCCABE, J. et al. Comparison of Robotics, Functional Electrical Stimulation, and Motor Learning Methods for Treatment of Persistent Upper Extremity Dysfunction After Stroke: A Randomized Controlled Trial. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 96, n. 6, p. 981–990, jun. 2015.

MCCOLL, E. et al. Design and use of questionnaires: a review of best practice applicable to surveys of Health Service staff and patients. **Health technology assessment (Winchester, England)**, v. 5, p. 1–256, 1 fev. 2001.

MEADMORE, K. L. et al. Functional electrical stimulation mediated by iterative learning control and 3D robotics reduces motor impairment in chronic stroke. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 9, n. 1, p. 32, 2012.

MEADMORE, K. L. et al. The application of precisely controlled functional electrical stimulation to the shoulder, elbow and wrist for upper limb stroke rehabilitation: a feasibility study. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 11, n. 1, p. 105, 2014.

MEHRHOLZ, J. et al. Electromechanical and robot-assisted arm training for improving activities of daily living, arm function, and arm muscle strength after stroke. **The Cochrane Database of Systematic Reviews**, n. 11, p. CD006876, 7 nov. 2015.

MEHRHOLZ, J. et al. Electromechanical and robot-assisted arm training for improving activities of daily living, arm function, and arm muscle strength after stroke. **Cochrane Database of Systematic Reviews**, n. 9, 2018.

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, dez. 2020.

MEMBERG, W. D. et al. Implanted Neuroprosthesis for Restoring Arm and Hand Function in People With High Level Tetraplegia. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 95, n. 6, p. 1201- 1211.e1, jun. 2014.

MENDES, L. A. et al. Motor neuroprosthesis for promoting recovery of function after stroke. **Cochrane Database of Systematic Reviews**, 14 jan. 2020.

MERCIER, C.; BOURBONNAIS, D. Relative shoulder flexor and handgrip strength is related to upper limb function after stroke. **Clinical Rehabilitation**, v. 18, n. 2, p. 215–221, mar. 2004.

METALTHAGA. **Tabela Técnica: Propriedades Mecânicas Ligas de Alumínio Laminadas**.

MICHAELSEN, S. M. et al. Effect of trunk restraint on the recovery of reaching movements in hemiparetic patients. **Stroke**, v. 32, n. 8, p. 1875–1883, ago. 2001.

MICHAELSEN, S. M. et al. Compensation for distal impairments of grasping in adults with hemiparesis. **Experimental Brain Research**, v. 157, n. 2, p. 162–173, jul. 2004.

MILIA, P. et al. Rehabilitation with robotic glove (Gloreha) in poststroke patients. **Digital Medicine**, v. 5, n. 2, p. 62, 2019.

MINELLI, C.; FU FEN, L.; CAMARA MINELLI, D. P. Stroke Incidence, Prognosis, 30-Day, and 1-Year Case Fatality Rates in Matão, Brazil: A Population-Based Prospective Study. **Stroke**, v. 38, n. 11, p. 2906–2911, nov. 2007.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Sistema de Informações Hospitalares do SUS - SIH/SUS-DATASUS**. Disponível em: <http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/deftohtm.exe?sim/cnv/obt10uf.def>.

MOINEAU, B. et al. Garments for functional electrical stimulation: Design and proofs of concept. **Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering**, v. 6, p. 205566831985434, jan. 2019.

MOLTENI, F. et al. Exoskeleton and End-Effector Robots for Upper and Lower Limbs Rehabilitation: Narrative Review. **PM & R: the journal of injury, function, and rehabilitation**, v. 10, n. 9 Suppl 2, p. S174–S188, 2018.

MOON, J.-Y. et al. Surface mapping of motor points in biceps brachii muscle. **Annals of Rehabilitation Medicine**, v. 36, n. 2, p. 187–196, abr. 2012.

MURRAY, I. A.; JOHNSON, G. R. A study of the external forces and moments at the shoulder and elbow while performing every day tasks. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 19, n. 6, p. 586–594, jul. 2004.

NAIK, G. R.; GUO, Y. (EDS.). **Emerging Theory and Practice in Neuroprosthetics**: [s.l.] IGI Global, 2014.

NAKAYAMA, H. et al. Recovery of upper extremity function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 75, n. 4, p. 394–398, abr. 1994.

NASR, N. et al. The experience of living with stroke and using technology: opportunities to engage and co-design with end users. **Disability and Rehabilitation: Assistive Technology**, v. 11, n. 8, p. 653–660, 16 nov. 2016.

NATHAN, D. E.; JOHNSON, M. J.; MCGUIRE, J. **Feasibility of integrating FES grasp assistance with a task-oriented robot-assisted therapy environment: A**

case study. 2008 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics. **Anais...** In: EMBS INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMEDICAL ROBOTICS AND BIOMECHATRONICS (BIOROB 2008). Scottsdale, AZ, USA: IEEE, out. 2008. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/4762928/>>. Acesso em: 27 nov. 2020

NATHAN, R. H. An FNS-based system for generating upper limb function in the C4 quadriplegic. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 27, n. 6, p. 549–556, 1 nov. 1989.

NEF, T. et al. Effects of Arm Training with the Robotic Device ARMin I in Chronic Stroke: Three Single Cases. **Neuro-degenerative diseases**, v. 6, p. 240–51, 1 nov. 2009.

NETO, A. R. et al. A Hybrid Control Strategy for Tendon-actuated Robotic Glove and Functional Electrical Stimulation – A Preliminary Study. **Robotics and Mechatronics**, p. 6, 2019.

NEUMANN, D. A. et al. **Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation**. Third edition ed. St. Louis, Missouri: Elsevier, 2017.

NOROUZI-GHEIDARI, N.; ARCHAMBAULT, P.; 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, p. 479–96, 1 jun. 2012.

NOWAK, D. A.; HERMSDÖRFER, J. Grip force behavior during object manipulation in neurological disorders: toward an objective evaluation of manual performance deficits. **Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society**, v. 20, n. 1, p. 11–25, jan. 2005.

O'CONNOR, R. J. et al. A proof of concept study investigating the feasibility of combining iPAM robot assisted rehabilitation with functional electrical stimulation to deliver whole arm exercise in stroke survivors. **Journal of Medical Engineering & Technology**, v. 39, n. 7, p. 411–418, 3 out. 2015.

O'DONNELL, M. J. et al. Global and regional effects of potentially modifiable risk factors associated with acute stroke in 32 countries (INTERSTROKE): a case-control study. **The Lancet**, v. 388, n. 10046, p. 761–775, 20 ago. 2016.

ÖGCE, F.; ÖZYALÇIN, H. Case study: A myoelectrically controlled shoulder-elbow orthosis for unrecovered brachial plexus injury. **Prosthetics and Orthotics International**, v. 24, n. 3, p. 252–255, 1 dez. 2000.

OLIVEIRA, G. M. M. DE et al. Estatística Cardiovascular – Brasil 2020. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 115, n. 3, p. 308–439, 18 set. 2020.

OOSTERWIJK, A. M. et al. Shoulder and elbow range of motion for the performance of activities of daily living: A systematic review. **Physiotherapy Theory and Practice**, v. 34, n. 7, p. 505–528, jul. 2018.

O'SULLIVAN, S. B.; SCHMITZ, T. J. (EDS.). **Physical rehabilitation**. 5th ed ed. Philadelphia: F.A. Davis, 2007.

OVBIAGELE, B. et al. Forecasting the future of stroke in the United States: a policy statement from the American Heart Association and American Stroke Association. **Stroke**, v. 44, n. 8, p. 2361–2375, ago. 2013.

PAGE, S. J. et al. Longer Versus Shorter Daily Durations of Electrical Stimulation During Task-Specific Practice in Moderately Impaired Stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 93, n. 2, p. 200–206, fev. 2012.

PEDROCCHI, A. et al. MUNDUS project: MULTimodal Neuroprosthesis for daily Upper limb Support. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 10, n. 1, p. 66, 2013a.

PIERSON, S. H.; KATZ, D. I.; TARSY, D. Botulinum toxin A in the treatment of spasticity: functional implications and patient selection. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 77, n. 7, p. 717–721, jul. 1996.

POLI, P. et al. Robotic technologies and rehabilitation: new tools for stroke patients' therapy. **BioMed Research International**, v. 2013, p. 153872, 2013.

POLLOCK, A. et al. Interventions for improving upper limb function after stroke. **The Cochrane Database of Systematic Reviews**, n. 11, p. CD010820, 12 nov. 2014.

POPOVIĆ, D. et al. Clinical evaluation of the bionic glove. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 80, n. 3, p. 299–304, mar. 1999.

POPOVIĆ, D. B. Advances in functional electrical stimulation (FES). **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 24, n. 6, p. 795–802, dez. 2014.

POPOVIĆ, D. B.; SINKJÆR, T. **Control of movement for the physically disabled: control for rehabilitation technology**. New York: Springer, 2000.

POPOVIC, M. R.; KELLER, T. Modular transcutaneous functional electrical stimulation system. **Medical Engineering & Physics**, v. 27, n. 1, p. 81–92, jan. 2005.

POPOVIC, M. R.; POPOVIC, D. B.; KELLER, T. Neuroprostheses for grasping. **Neurological Research**, v. 24, n. 5, p. 443–452, jul. 2002.

PRANGE, G. et al. **User requirements for assistance of the supporting hand in bimanual daily activities via a robotic glove for severely affected stroke patients**. 2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). **Anais...** In: 2015 IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON REHABILITATION ROBOTICS (ICORR). ago. 2015.

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

PROCHAZKA, A. et al. The bionic glove: an electrical stimulator garment that provides controlled grasp and hand opening in quadriplegia. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 78, n. 6, p. 608–614, jun. 1997.

PYLATIUK, C. et al. **Design of a flexible fluidic actuation system for a hybrid elbow orthosis**. 2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. **Anais...** In: THE COMMUNITY (ICORR). Kyoto, Japan: IEEE, jun. 2009. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/5209540/>>. Acesso em: 27 nov. 2020

QIAN, Q. et al. Early Stroke Rehabilitation of the Upper Limb Assisted with an Electromyography-Driven Neuromuscular Electrical Stimulation-Robotic Arm. **Frontiers in Neurology**, v. 8, p. 447, 4 set. 2017.

QUANDT, F.; HUMMEL, F. C. The influence of functional electrical stimulation on hand motor recovery in stroke patients: a review. **Experimental & Translational Stroke Medicine**, v. 6, p. 9, 2014.

RABADI, M. et al. A pilot study of activity-based therapy in the arm motor recovery post stroke: a randomized controlled trial. **Clinical Rehabilitation**, v. 22, n. 12, p. 1071–1082, dez. 2008.

RADDER, B. et al. **User-centred input for a wearable soft-robotic glove supporting hand function in daily life**. 2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). **Anais...** In: 2015 IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON REHABILITATION ROBOTICS (ICORR). ago. 2015.

RAFFIN, E.; HUMMEL, F. C. Restoring Motor Functions After Stroke: Multiple Approaches and Opportunities. **The Neuroscientist: A Review Journal Bringing Neurobiology, Neurology and Psychiatry**, v. 24, n. 4, p. 400–416, 2018.

RAGHAVAN, P. Upper Limb Motor Impairment After Stroke. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 26, n. 4, p. 599–610, nov. 2015.

RAMEY, L. et al. Apps and Mobile Health Technology in Rehabilitation: The Good, the Bad, and the Unknown. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 30, n. 2, p. 485–497, maio 2019.

RAMOS-MURGUIALDAY, A. et al. Brain-machine interface in chronic stroke rehabilitation: A controlled study: BMI in Chronic Stroke. **Annals of Neurology**, v. 74, n. 1, p. 100–108, jul. 2013.

RAVICHANDRAN, N.; AW, K. C.; MCDAID, A. Characterizing the Motor Points of Forearm Muscles for Dexterous Neuroprostheses. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 67, n. 1, p. 50–59, jan. 2020.

REBERSEK, S.; VODOVNIK, L. Proportionally controlled functional electrical stimulation of hand. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 54, n. 8, p. 378–382, ago. 1973.

REHAB-ROBOTICS. **Innovative way of stroke rehabilitation|Rehab-Robotics**. Disponível em: <<http://www.rehab-robotics.com.hk/>>. Acesso em: 22 dez. 2020.

REINKENSMEYER, D. J. et al. Comparison of three-dimensional, assist-as-needed robotic arm/hand movement training provided with Pneu-WREX to conventional tabletop therapy after chronic stroke. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 91, n. 11 Suppl 3, p. S232-241, nov. 2012.

REINKENSMEYER, D. J. JNER at 15 years: analysis of the state of neuroengineering and rehabilitation. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 16, n. 1, p. 144, 30 out. 2019.

REIS, M. et al. Análise do gasto ambulatorial do acidente vascular cerebral na perspectiva do sistema público. **Jornal Brasileiro de Economia da Saúde**, p. 219–225, dez. 2018.

RESQUÍN, F. et al. Hybrid robotic systems for upper limb rehabilitation after stroke: A review. **Medical Engineering and Physics**, v. 38, n. 11, p. 1279–1288, 2016.

RESQUÍN, F. et al. Adaptive hybrid robotic system for rehabilitation of reaching movement after a brain injury: a usability study. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 14, n. 1, p. 104, dez. 2017.

RING, H.; ROSENTHAL, N. CONTROLLED STUDY OF NEUROPROSTHETIC FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION IN SUB-ACUTE POST-STROKE REHABILITATION. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 37, n. 1, p. 32–36, 1 jan. 2005.

ROCHA, D. N. **Desenvolvimento de um sistema de controle para a órtese funcional de mão da UFMG**. Dissertação - Engenharia Mecânica—[s.l.] Universidade Federal de Minas Gerais, 2007.

ROCHA, D. N. **Desenvolvimento de modelos biomecânicos tridimensionais do membro superior: mão e cotovelo**. Tese - Engenharia Mecânica—[s.l.] Universidade Federal de Minas Gerais, 4 mar. 2011.

RODRIGUES, M.; SANTANA, L.; GALVÃO, I. Fatores de risco modificáveis e não modificáveis do AVC isquêmico: uma abordagem descritiva. **Revista de Medicina**, v. 96, p. 187, 29 set. 2017.

ROHM, M. et al. Hybrid brain–computer interfaces and hybrid neuroprostheses for restoration of upper limb functions in individuals with high-level spinal cord injury. **Artificial Intelligence in Medicine**, v. 59, n. 2, p. 133–142, out. 2013.

RONG, W. et al. **Combined Electromyography(EMG)-driven robotic system with Functional Electrical Stimulation (FES) for rehabilitation**. 2012 38th Annual Northeast Bioengineering Conference (NEBEC). **Anais...** In: 2012 38TH ANNUAL NORTHEAST BIOENGINEERING CONFERENCE (NEBEC). Philadelphia, PA, USA: IEEE, mar. 2012. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/6207090/>>. Acesso em: 22 dez. 2020

RONG, W. et al. Effects of electromyography-driven robot-aided hand training with neuromuscular electrical stimulation on hand control performance after chronic stroke.

Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, v. 10, n. 2, p. 149–159, 4 mar. 2015.

RONG, W. et al. A Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES) and robot hybrid system for multi-joint coordinated upper limb rehabilitation after stroke. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 14, 26 abr. 2017.

ROSENSTEIN, L. et al. Effects of combined robotic therapy and repetitive-task practice on upper-extremity function in a patient with chronic stroke. **The American Journal of Occupational Therapy: Official Publication of the American Occupational Therapy Association**, v. 62, n. 1, p. 28–35, fev. 2008.

ROYAL COLLEGE OF PHYSICIANS. **National clinical guidelines for stroke**. 5th ed ed. London: Intercollegiate Stroke Working: [s.n.].

RÚBIO, G. et al. **Design of Actuators Applied to a Upper Limb Orthosis**. . In: 25TH INTERNATIONAL CONGRESS OF MECHANICAL ENGINEERING. 1 jan. 2019.

RÚBIO, G. DE P. **Projeto de atuadores robóticos aplicados a uma órtese de membro superior**. Dissertação - Mestrado em Engenharia Mecânica—[s.l.] Universidade Federal de Minas Gerais, 2020.

RUPP, R. et al. Think2grasp - BCI-Controlled Neuroprosthesis for the Upper Extremity. **Biomedizinische Technik. Biomedical Engineering**, v. 58 Suppl 1, ago. 2013.

SALE, P. et al. Recovery of hand function with robot-assisted therapy in acute stroke patients: a randomized-controlled trial. **International Journal of Rehabilitation Research. Internationale Zeitschrift Fur Rehabilitationsforschung. Revue Internationale De Recherches De Readaptation**, v. 37, n. 3, p. 236–242, set. 2014.

SAMPSON, P. et al. Using Functional Electrical Stimulation Mediated by Iterative Learning Control and Robotics to Improve Arm Movement for People With Multiple Sclerosis. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 24, n. 2, p. 235–248, fev. 2016.

SANTANA, L. et al. Estudo comparativo entre PETG e PLA para Impressão 3D através de caracterização térmica, química e mecânica. **Matéria (Rio de Janeiro)**, v. 23, n. 4, 2018.

SARIKAYA, H.; FERRO, J.; ARNOLD, M. Stroke Prevention - Medical and Lifestyle Measures. **European Neurology**, v. 73, n. 3–4, p. 150–157, 2015.

SCHAUER, T.; NEGAARD, N.-O.; BEHLING, C. – ScienceMode – RehaStim™ Stimulation Device. p. 15, 2009.

SCHEARER, E. M. et al. **Evaluation of a semi-parametric model for high-dimensional FES control**. 2015 7th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER). **Anais...** In: 2015 7TH INTERNATIONAL IEEE/EMBS CONFERENCE ON NEURAL ENGINEERING (NER). Montpellier, France: IEEE, abr. 2015. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/7146620/>>. Acesso em: 27 nov. 2020

SCHILL, O. et al. OrthoJacket: an active FES-hybrid orthosis for the paralysed upper extremity. **Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering**, v. 56, n. 1, p. 35–44, 1 jan. 2011.

SCOTT, S. et al. A Robotic Hand Device Safety Study for People With Cervical Spinal Cord Injury. **Federal practitioner: for the health care professionals of the VA, DoD, and PHS**, v. 35, n. Suppl 3, p. S21–S25, abr. 2018.

SEREA, F. et al. **Preliminary results on a hybrid FES-exoskeleton system aiming to rehabilitate upper limb in disabled people**. 2013 17th International Conference on System Theory, Control and Computing (ICSTCC). **Anais...** In: 2013 17TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON SYSTEM THEORY, CONTROL AND COMPUTING (ICSTCC). Sinaia, Romania: IEEE, out. 2013. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/6689046/>>. Acesso em: 27 nov. 2020

SEREA, F. et al. **Preliminary tests on a hybrid upper arm exoskeleton for upper arm rehabilitation for disabled patients**. 2014 International Conference and Exposition on Electrical and Power Engineering (EPE). **Anais...** In: 2014 INTERNATIONAL CONFERENCE AND EXPOSITION ON ELECTRICAL AND POWER ENGINEERING (EPE). Iasi, Romania: IEEE, out. 2014. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/6969887/>>. Acesso em: 27 nov. 2020

SEREA, F. et al. **Towards Clinical Implementation of an FES&Exoskeleton to Rehabilitate the Upper Limb in Disabled Patients**. 2015 20th International Conference on Control Systems and Computer Science. **Anais...** In: 2015 20TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON CONTROL SYSTEMS AND COMPUTER SCIENCE (CSCS). Bucharest, Romania: IEEE, maio 2015. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/7168521/>>. Acesso em: 27 nov. 2020

SHANKAR, P. R. et al. Survey Research: A Primer for the Academic Radiologist. **Academic Radiology**, v. 25, n. 6, p. 751–756, jun. 2018.

SHELTON, F. N.; REDING, M. J. Effect of lesion location on upper limb motor recovery after stroke. **Stroke**, v. 32, n. 1, p. 107–112, jan. 2001.

SHUMWAY-COOK A; WOOLLACOTT MH. Alcance, preensão e manipulação normais. In: **Controle Motor - Teoria e Aplicações**. Alcance, preensão e manipulação normais. São Paulo: Manole, 2003. p. 427–448.

SIMKINS, M. et al. Robotic unilateral and bilateral upper-limb movement training for stroke survivors afflicted by chronic hemiparesis. **IEEE ... International Conference on Rehabilitation Robotics: [proceedings]**, v. 2013, p. 6650506, jun. 2013.

SIVAN, M. et al. Systematic review of outcome measures used in the evaluation of robot-assisted upper limb exercise in stroke. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 43, n. 3, p. 181–189, fev. 2011.

SIVAN, M. et al. Investigating the International Classification of Functioning, Disability, and Health (ICF) Framework to Capture User Needs in the Concept Stage of Rehabilitation Technology Development. **Assistive Technology**, v. 26, n. 3, p. 164–173, 3 jul. 2014.

SMAJLOVIĆ, D. Strokes in young adults: epidemiology and prevention. **Vascular Health and Risk Management**, v. 11, p. 157–164, 2015.

SMITH, B. et al. An externally powered, multichannel, implantable stimulator-telemeter for control of paralyzed muscle. **IEEE transactions on bio-medical engineering**, v. 45, n. 4, p. 463–475, abr. 1998.

STEIN, C. et al. Effects of Electrical Stimulation in Spastic Muscles After Stroke: Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. **Stroke**, v. 46, n. 8, p. 2197–2205, ago. 2015a.

STEIN, C. et al. Effects of Electrical Stimulation in Spastic Muscles After Stroke: Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. **Stroke**, v. 46, n. 8, p. 2197–2205, ago. 2015b.

STEIN, J. Robotics in rehabilitation: technology as destiny. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 91, n. 11 Suppl 3, p. S199-203, nov. 2012.

STEWART, A. M. et al. Review of Upper Limb Hybrid Exoskeletons. **IFAC-PapersOnLine**, v. 50, n. 1, p. 15169–15178, 2017.

STEWART, A.; PRETTY, C.; CHEN, X. A portable assist-as-need upper-extremity hybrid exoskeleton for FES-induced muscle fatigue reduction in stroke rehabilitation. **BMC Biomedical Engineering**, v. 1, n. 1, p. 30, dez. 2019.

STEWART, C. et al. Structure and feasibility of extra practice during stroke rehabilitation: A systematic scoping review. **Australian Occupational Therapy Journal**, v. 64, n. 3, p. 204–217, jun. 2017c.

STRAUDI, S. et al. Effects of a Robot-Assisted Arm Training Plus Hand Functional Electrical Stimulation on Recovery After Stroke: A Randomized Clinical Trial. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 101, n. 2, p. 309–316, fev. 2020.

STRUIJS, J. N. et al. Future costs of stroke in the Netherlands: the impact of stroke services. **International Journal of Technology Assessment in Health Care**, v. 22, n. 4, p. 518–524, 2006.

SUNDERLAND, A. et al. Arm function after stroke. An evaluation of grip strength as a measure of recovery and a prognostic indicator. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, v. 52, n. 11, p. 1267–1272, nov. 1989.

SUSANTO, E. A. et al. Efficacy of robot-assisted fingers training in chronic stroke survivors: a pilot randomized-controlled trial. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 12, n. 1, p. 42, 25 abr. 2015.

SVEEN, U. et al. Association between impairments, self-care ability and social activities 1 year after stroke. **Disability and Rehabilitation**, v. 21, n. 8, p. 372–377, ago. 1999.

TAUB, E. et al. The learned nonuse phenomenon: implications for rehabilitation. **Europa Medicophysica**, v. 42, n. 3, p. 241–256, set. 2006.

TEIVE, H. A. G.; ZONTA, M.; KUMAGAI, Y. Tratamento da espasticidade: uma atualização. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 56, n. 4, p. 852–858, dez. 1998.

THOMPSON, A. J. et al. Clinical management of spasticity. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 76, n. 4, p. 459–463, 1 abr. 2005.

THORSEN, R. et al. A Noninvasive Neuroprosthesis Augments Hand Grasp Force in Individuals with Cervical Spinal Cord Injury: The Functional and Therapeutic Effects. **TheScientificWorldJournal**, v. 2013, p. 836959, 30 dez. 2013.

THORSEN, R.; SPADONE, R.; FERRARIN, M. A pilot study of myoelectrically controlled FES of upper extremity. **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, v. 9, n. 2, p. 161–168, jun. 2001.

TIGRA, W. et al. A novel EMG interface for individuals with tetraplegia to pilot robot hand grasping. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 26, n. 2, p. 291–298, 2018.

TIMMERMANS, A. A. et al. Technology-assisted training of arm-hand skills in stroke: concepts on reacquisition of motor control and therapist guidelines for rehabilitation technology design. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 6, p. 1, 20 jan. 2009.

TIMMERMANS, A. A. A. et al. Effects of task-oriented robot training on arm function, activity, and quality of life in chronic stroke patients: a randomized controlled trial. **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**, v. 11, p. 45, 31 mar. 2014.

TRIOLO, R. et al. Challenges to clinical deployment of upper limb neuroprostheses. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 33, n. 2, p. 111–122, abr. 1996.

TU, X. et al. **Design of a wearable rehabilitation robot integrated with functional electrical stimulation**. 2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob). **Anais...** In: 2012 4TH IEEE RAS & EMBS INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMEDICAL ROBOTICS AND BIOMECHATRONICS (BIOROB 2012). Rome, Italy: IEEE, jun. 2012. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/6290720/>>. Acesso em: 27 nov. 2020

TU, X. et al. Upper Limb Rehabilitation Robot Powered by PAMs Cooperates with FES Arrays to Realize Reach-to-Grasp Trainings. **Journal of Healthcare Engineering**, v. 2017, p. 1–15, 2017.

TURCHETTI, G. et al. Why effectiveness of robot-mediated neurorehabilitation does not necessarily influence its adoption. **IEEE reviews in biomedical engineering**, v. 7, p. 143–153, 2014.

TYSON, S. F. et al. Sensory loss in hospital-admitted people with stroke: characteristics, associated factors, and relationship with function. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 22, n. 2, p. 166–172, abr. 2008.

ULLMAN, D. G. **The mechanical design process**. 4th ed ed. Boston: McGraw-Hill Higher Education, 2010.

VAFADAR, A. K.; CÔTÉ, J. N.; ARCHAMBAULT, P. S. Effectiveness of Functional Electrical Stimulation in Improving Clinical Outcomes in the Upper Arm following Stroke: A Systematic Review and Meta-Analysis. **BioMed Research International**, v. 2015, p. 1–14, 2015.

VAN OMMEREN, A. L. et al. Assistive Technology for the Upper Extremities After Stroke: Systematic Review of Users' Needs. **JMIR Rehabilitation and Assistive Technologies**, v. 5, n. 2, p. e10510, 29 nov. 2018.

VANOGLIO, F. et al. Feasibility and efficacy of a robotic device for hand rehabilitation in hemiplegic stroke patients: a randomized pilot controlled study. **Clinical Rehabilitation**, v. 31, n. 3, p. 351–360, mar. 2017.

VAROTO, R.; BARBARINI, E. S.; CLIQUET JR, A. A Hybrid System for Upper Limb Movement Restoration in Quadriplegics. **Artificial Organs**, v. 32, n. 9, p. 725–729, set. 2008.

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.

VENUGOPALAN, L. et al. Upper limb functional electrical stimulation devices and their man–machine interfaces. **Journal of Medical Engineering & Technology**, v. 39, n. 8, p. 471–479, 17 nov. 2015.

VERZA, R. et al. An interdisciplinary approach to evaluating the need for assistive technology reduces equipment abandonment. **Multiple Sclerosis (Houndmills, Basingstoke, England)**, v. 12, n. 1, p. 88–93, fev. 2006.

VIRANI, S. S. et al. Heart Disease and Stroke Statistics—2020 Update: A Report From the American Heart Association. **Circulation**, v. 141, n. 9, 3 mar. 2020.

VOLPE, B. T. et al. Robot training enhanced motor outcome in patients with stroke maintained over 3 years. **Neurology**, v. 53, n. 8, p. 1874–1876, 10 nov. 1999.

VOLPE, B. T. et al. Intensive sensorimotor arm training mediated by therapist or robot improves hemiparesis in patients with chronic stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 22, n. 3, p. 305–310, jun. 2008.

WASHABAUGH, E. P. et al. A Portable Passive Rehabilitation Robot for Upper-Extremity Functional Resistance Training. **IEEE transactions on bio-medical engineering**, v. 66, n. 2, p. 496–508, fev. 2019.

WECHSLER, L. R. et al. Cell Therapy for Chronic Stroke. **Stroke**, v. 49, n. 5, p. 1066–1074, 2018.

WESTERVELD, A. J. et al. **Passive reach and grasp with functional electrical stimulation and robotic arm support**. 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. **Anais...** In: 2014 36TH

ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY (EMBC). Chicago, IL: IEEE, ago. 2014. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/6944275/>>. Acesso em: 27 nov. 2020

WIEGAND, R. et al. Mechanical Performance of Actuators in an Active Orthosis for the Upper Extremities. **Journal of Robotics**, v. 2011, p. 1–7, 2011.

WOLF, D. et al. **Combining functional electrical stimulation and a powered exoskeleton to control elbow flexion**. 2017 International Symposium on Wearable Robotics and Rehabilitation (WeRob). **Anais...** In: 2017 INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON WEARABLE & REHABILITATION ROBOTICS (WEROB). Houston, TX: IEEE, nov. 2017. Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/document/8383860/>>. Acesso em: 27 nov. 2020

WOLF, D. N.; SCHEARER, E. M. **Simple Quasi-Static Control of Functional Electrical Stimulation-Driven Reaching Motions**. 2019 9th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER). **Anais...** In: 2019 9TH INTERNATIONAL IEEE/EMBS CONFERENCE ON NEURAL ENGINEERING (NER). San Francisco, CA, USA: IEEE, mar. 2019. Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/document/8716955/>>. Acesso em: 21 dez. 2020

WOLF, S. L. et al. The HAAP (Home Arm Assistance Progression Initiative) Trial: - A Novel Robotics Delivery Approach in Stroke Rehabilitation. **Neurorehabilitation and neural repair**, v. 29, n. 10, p. 958–968, nov. 2015.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Stroke, cerebrovascular accident**. Disponível em: <https://www.who.int/topics/cerebrovascular_accident/fr/>. Acesso em: 28 set. 2017.

WU, C. et al. Effect of therapist-based versus robot-assisted bilateral arm training on motor control, functional performance, and quality of life after chronic stroke: a clinical trial. **Physical Therapy**, v. 92, n. 8, p. 1006–1016, ago. 2012.

WU, F.-C. et al. Clinical effects of combined bilateral arm training with functional electrical stimulation in patients with stroke. **IEEE ... International Conference on Rehabilitation Robotics: [proceedings]**, v. 2011, p. 5975367, 2011.

WUOLLE, K. S. et al. Development of a quantitative hand grasp and release test for patients with tetraplegia using a hand neuroprosthesis. **The Journal of Hand Surgery**, v. 19, n. 2, p. 209–218, mar. 1994.

YANG, C.-L. et al. Pilot comparative study of unilateral and bilateral robot-assisted training on upper-extremity performance in patients with stroke. **The American Journal of Occupational Therapy: Official Publication of the American Occupational Therapy Association**, v. 66, n. 2, p. 198–206, abr. 2012.

YANG, J.-D. et al. Effectiveness of electrical stimulation therapy in improving arm function after stroke: a systematic review and a meta-analysis of randomised controlled trials. **Clinical Rehabilitation**, v. 33, n. 8, p. 1286–1297, ago. 2019.

YOO, D. H. et al. Effect of Three-Dimensional Robot-Assisted Therapy on Upper Limb Function of Patients with Stroke. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 25, n. 4, p. 407–409, 2013.

YOZBATIRAN, N.; FRANCISCO, G. E. Robot-assisted Therapy for the Upper Limb after Cervical Spinal Cord Injury. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 30, n. 2, p. 367–384, 2019.

ZACKOWSKI, K. M. et al. How do strength, sensation, spasticity and joint individuation relate to the reaching deficits of people with chronic hemiparesis? **Brain: A Journal of Neurology**, v. 127, n. Pt 5, p. 1035–1046, maio 2004.

ZARIFFA, J. et al. Feasibility and efficacy of upper limb robotic rehabilitation in a subacute cervical spinal cord injury population. **Spinal Cord**, v. 50, n. 3, p. 220–226, mar. 2012.

ZEILER, S. R.; KRAKAUER, J. W. The interaction between training and plasticity in the poststroke brain. **Current Opinion in Neurology**, v. 26, n. 6, p. 609–616, dez. 2013.

ZHANG, C.; LI-TSANG, C. W. P.; AU, R. K. C. Robotic approaches for the rehabilitation of upper limb recovery after stroke: a systematic review and meta-analysis. **International Journal of Rehabilitation Research. Internationale Zeitschrift Fur Rehabilitationsforschung. Revue Internationale De Recherches De Readaptation**, v. 40, n. 1, p. 19–28, mar. 2017.

ZHANG, M. et al. A mobile app implementing the international classification of functioning, disability and health rehabilitation set. **BMC Medical Informatics and Decision Making**, v. 20, 28 jan. 2020.

APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
Departamento de Engenharia Mecânica
Laboratório de Bioengenharia

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

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

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

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

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

Prezado(a) Senhor(a)

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

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

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

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

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

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

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

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

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

Assinatura do paciente ou responsável legal: _____

Identidade: _____

Telefone do paciente: _____

Belo Horizonte, ____ de _____ de ____.

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

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

APÊNDICE B – Avaliação Funcional dos movimentos isolados

Movimentos isolados		
Movimentos	Tentativa bem-sucedida	Tentativa mal-sucedida
Flexão de cotovelo Tempo: Velocidade: máxima Repetição: 1 vez		
Extensão de cotovelo Tempo: Velocidade: máxima Repetição: 1 vez		
Flexão 2° a 5 dedos Canal: 2 flexor superficial dos dedos Tonn: 1 Toff: 10 Intensidade fraca: 4 Intensidade média: 7 Intensidade forte: 10 Largura de pulso: 300		
Extensão 2° a 5 dedos Canal: 1 extensor comum dos dedos Tonn: 1 Toff: 10 Intensidade fraca: 4 Intensidade média: 7 Intensidade forte: 10 Largura de pulso: 300		
Extensão polegar Canal: 3 extensor longo do polegar Tonn: 1 Toff: 10 Intensidade fraca: 4 Intensidade média: 7 Intensidade forte: 10 Largura de pulso: 300		
Abdução e oposição do polegar Canal: 4 musculatura tenar do polegar Tonn: 1 Toff: 10 Intensidade fraca: 2 Intensidade média: 4 Intensidade forte: 6 Largura de pulso: 300		
Adução do polegar Canal: 5 adutor do polegar Tonn: 1 Toff: 10 Intensidade fraca: 2 Intensidade média: 4 Intensidade forte: 6 Largura de pulso: 300		

APÊNDICE C – Habilidade de realizar tarefas de alcance e preensão de diferentes objetos

[illegible]

Preensão palmar - (fita de videocassete)													
Motor		Estimulação				Estimulação				Estimulação			
Movimento: Extensão de cotovelo		Movimento: Extensão 2º ao 5º dedo		Movimento: Extensão polegar		Movimento: Flexão 2º a 5 dedos		Movimento: Abdução e oposição do polegar		Movimento: Extensão dos dedos		Movimento: Extensão polegar	
Tonn: 1		Canal: 1 extensor comum dos dedos		Canal: 3 extensor longo do polegar		Canal: 2 flexor superficial dos dedos		Canal: 4 musculatura tenar do polegar		Canal: 1 extensor comum dos dedos		Canal: 3 extensor longo do polegar	
Toff:		Tonn: 5		Tonn: 5		Tonn: 7		Tonn: 10		Tonn: 20		Tonn: 20	
Velocidade: máxima		Toff: 7		Toff: 7		Toff: 20		Toff: 20		Toff: 25		Toff: 25	
Repetição: 1 vez		Intensidade: 8		Intensidade: 7		Intensidade: 7		Intensidade: 6		Intensidade: 7		Intensidade: 7	
		Largura de pulso: 300		Largura de pulso: 300		Largura de pulso: 300		Largura de pulso: 300		Largura de pulso: 300		Largura de pulso: 300	
		Largura de pulso: 300		Largura de pulso: 300		Largura de pulso: 300		Largura de pulso: 300		Largura de pulso: 300		Largura de pulso: 300	
Bem	Mal	Bem	Mal	Bem	Mal	Bem	Mal	Bem	Mal	Bem	Mal	Bem	Mal

Pinça lateral - (pino)													
Motor		Estimulação				Estimulação				Estimulação			
Movimento: Extensão de cotovelo		Movimento: Extensão 2º ao 5º dedo		Movimento: Extensão polegar		Movimento: Flexão 2º a 5 dedos		Movimento: Adução do polegar		Movimento: Extensão 2º ao 5º dedo		Movimento: Extensão polegar	
Tonn: 1		Canal: 1 extensor comum dos dedos		Canal: 3 extensor longo do polegar		Canal: 2 flexor superficial dos dedos		Canal: 5 adutor do polegar		Canal: 1 extensor comum dos dedos		Canal: 3 extensor longo do polegar	
Toff:		Tonn: 5		Tonn: 5		Tonn: 7		Tonn: 10		Tonn: 21		Tonn: 21	
Velocidade: máxima		Toff: 7		Toff: 7		Toff: 20		Toff: 20		Toff: 25		Toff: 25	
Repetição: 1 vez		Intensidade: 7		Intensidade: 7		Intensidade: 7		Intensidade: 6		Intensidade: 7		Intensidade: 7	
		Largura de pulso: 300		Largura de pulso: 300		Largura de pulso: 300		Largura de pulso: 300		Largura de pulso: 300		Largura de pulso: 300	
Bem	Mal	Bem	Mal	Bem	Mal	Bem	Mal	Bem	Mal	Bem	Mal	Bem	Mal

Pinça lateral - (peso de papel)													
Motor		Estimulação				Estimulação				Estimulação			
Movimento: Extensão de cotovelo		Movimento: Extensão 2º ao 5º dedo		Movimento: Extensão polegar		Movimento: Flexão 2º a 5 dedos		Movimento: Adução do polegar		Movimento: Extensão 2º ao 5º dedo		Movimento: Extensão polegar	

APÊNDICE E – Pseudocódigo programação sistema híbrido

CATEGORIA TREINAMENTO E FAMILIARIZAÇÃO COM SISTEMA

Movimentos isolados, ou seja, utiliza apenas movimentos do cotovelo ou apenas movimentos da mão e eles ocorrem um após o outro.

1. Movimento 1: Flexão de cotovelo

- Parâmetros (velocidade e ângulo) podem ser configurados na interface.
- Comandos:
 - Ler velocidade e ângulo informado na interface
 - Acionar motor para fechar cotovelo.
- Como não ocorre estimulação da mão, canal igual a zero, e os vetores de largura de pulso, amplitude, Ton1, Ton2, Toff1 e Toff2 são vazios.

2. Movimento 2: Extensão de cotovelo

- Parâmetros (velocidade e tempo) podem ser configurados na interface.
- Comandos:
 - Ler velocidade e ângulo informado na interface
 - Acionar motor para abrir cotovelo.
- Como não ocorre estimulação da mão, canal igual a zero, e os vetores de largura de pulso, amplitude, Ton1, Ton2, Toff1 e Toff2 são vazios.

3. Movimento 3: Extensão 2 a 5 dedo

- Canal 1 - extensor comum dos dedos
- Parâmetros (intensidade e duração de pulso) podem ser configurados na interface.
- Comandos:
 - Ler intensidade e duração de pulso informado na interface (não ultrapassar: duração 500µs; intensidade 20 mA).
- Acionar canal 1 para estimular extensor comum dos dedos

4. Movimento 4: Extensão do polegar

- Canal: 3 extensor longo do polegar.
- Parâmetros (intensidade e duração de pulso) podem ser configurados na interface.
- Comandos:
 - Ler intensidade e duração de pulso informado na interface (não ultrapassar: duração 500µs; intensidade 20 mA).
 - Acionar canal 3 para estimular extensor longo do polegar.

5. Movimento 5: Abdução e oposição do polegar

- Canal: 4 músculos tenares (abductor curto do polegar, flexor curto do polegar, oponente do polegar)
- Parâmetros (intensidade e duração de pulso) podem ser configurados na interface.
- Comandos:
 - Ler intensidade e duração de pulso informado na interface (não ultrapassar: duração 500µs; intensidade 20 mA).
 - Acionar canal 4 para estimular músculos tenares.

6. Movimento 6: Adução do polegar

- Canal: 5 adutor do polegar
- Parâmetros (intensidade e duração de pulso) podem ser configurados na interface.
- Comandos:
 - Ler intensidade e duração de pulso informado na interface (não ultrapassar: duração 500µs; intensidade 20 mA).
 - Acionar canal 5 para estimular músculos tenares.

7. Movimento 7: Flexão 2 a 5 dedo

- Canal: 2 flexor superficial dos dedos
- Parâmetros (intensidade e duração de pulso) podem ser configurados na interface.
- Comandos:
 - Ler intensidade e duração de pulso informado na interface (não ultrapassar: duração 500µs; intensidade 20 mA).
- Acionar canal 1 para estimular flexor superficial dos dedos.

8. Combinação de até 6 movimentos:

- Comandos:
 - Ler movimentos escolhidos (máximo 7 movimentos)
 - Ler quantidade de repetições (quantidade de vezes que a sequência será repetida)
 - Ler frequência – padronizada para todos os movimentos e todos os canais.
 - Ler quantidade de Ton (tempo movimento ativo) e quantidade de Toff (tempo movimento inativo - repouso)
 - Calcular o tempo total da sequência: $(\text{ton} + \text{toff}) \times n \text{ movimentos} \times n \text{ repetições}$. Campo não editável
 - Habilitar iniciar (não ter opção de apertar de novo)
 - Fazer cada movimento separadamente, um após o outro.
 - Repetir a sequência.
 - Mostrar estado atual do estimulador:
 - Colocar uma caixa ao redor do movimento que está sendo realizado.

- Preencher a caixa, ou seja, colorir a imagem quando a estimulação estiver ativa (Ton)
- Despreencher a caixa quando a estimulação estiver inativa (Toff)
- Enquanto movimento estiver acontecendo, habilitar o botão iniciar e não permitir apertá-lo novamente. Quando finalizar a sequência desabilitar o iniciar.
- Se não definir parâmetros, não permitir estimulação.
- Observação: as configurações de intensidade e largura de pulso já foram definidas para cada canal anteriormente.

CATEGORIA TREINAMENTO FUNCIONAL

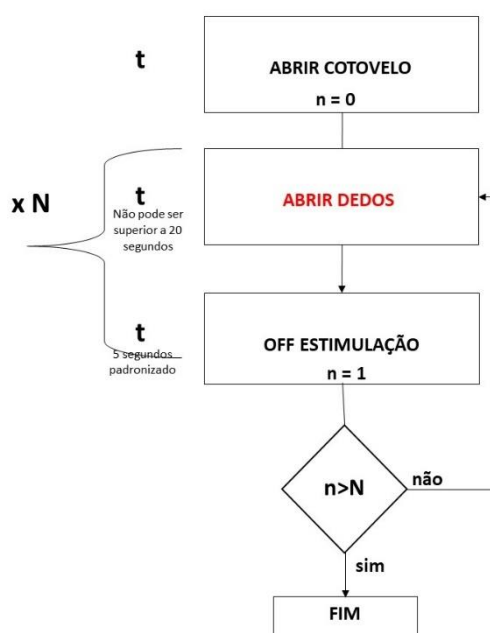
Movimentos podem acontecer ao mesmo tempo e não necessariamente um após o outro

1. Mão aberta

- Sequência de movimentos: abrir cotovelo + abrir dedos (canais 1 e 3 - abre todos de uma vez).
- Quantidade de canais: 2
- Canais: 1 extensor comum dos dedos e 3 extensor longo do polegar.
- Parâmetros: tempo mão aberta (usuário escolhe); tempo mão fechada (padronizado- apenas para evitar fadiga), quantidade de repetições.
- Comandos:
 - ligar módulo cotovelo
 - Abrir cotovelo total (velocidade máxima).
 - ligar estimulador
 - Ler intensidade e duração dos canais 1 e 3.
 - Acionar canal 1 e 3 ao mesmo tempo.
 - Ler quantidade de repetições da sequência – o cotovelo permanece aberto entre as repetições.
 - Ler o TMA= tempo mão aberta - tempo máximo de 20 segundos. Esperar 5s (valor padronizado) para iniciar nova estimulação (TEE = tempo entre estimulações) afim de evitar fadiga.

Motor	Estimulação	Estimulação
1° Movimento: Abrir cotovelo	1° Movimento: Extensão 2º ao 5º dedo	2° Movimento: Extensão polegar
Velocidade: máxima	Canal: 1 extensor comum dos dedos	Canal: 3 extensor longo do polegar
Tonn: 1	Ton1: 5 (tempo de abertura do cotovelo)	Ton1: 5 (tempo de abertura do cotovelo)
	Toff1: 5 segundos + Tempo Mão Aberta	Toff1: 5 segundos + Tempo Mão Aberta

	TEE (tempo entre estimulação): 5 segundos para ativar Ton novamente	TEE (tempo entre estimulação): 5 segundos para ativar Ton novamente
	Ton2: 1 segundos após TEE	Ton2: 1 segundos após TEE
	Toff2: Repete	Toff2: Repete



2. Pegar e soltar ou Pegar e segurar

Preensão palmar

- Sequência de movimentos: abrir cotovelo. Depois abrir dedos (canal 1 e 3 - abre todos de uma vez). Depois fechar dedos (canal 2 e 4 – fecha canal 2 depois fecha canal 4). Depois abrir dedos novamente (canal 1 e 3)
- Quantidade de canais: 4
- Canais: 1- extensores dos dedos; 3 – extensor longo do polegar; 2- flexor superficial dos dedos; 4-musculatura tenar
- Parâmetros: Tempo Mão Aberta (usuário escolhe); Tempo Mão Fechada (usuário escolhe, mas não pode ser maior que o Tempo Mão Aberta), quantidade de repetições.
- Comandos:
 - ligar módulo cotovelo
 - Abrir cotovelo total (velocidade máxima).
 - Ligar estimulador
 - Ler intensidade e duração da estimulação canais 1,2,3,4.

- Acionar canal 1 e 3 ao mesmo tempo. Depois acionar canal 2. Depois canal 4.
- Ler quantidade de repetições da sequência – o cotovelo permanece aberto entre as repetições.
- Ler o Tempo Mão Aberta e Tempo Mão Fechada.

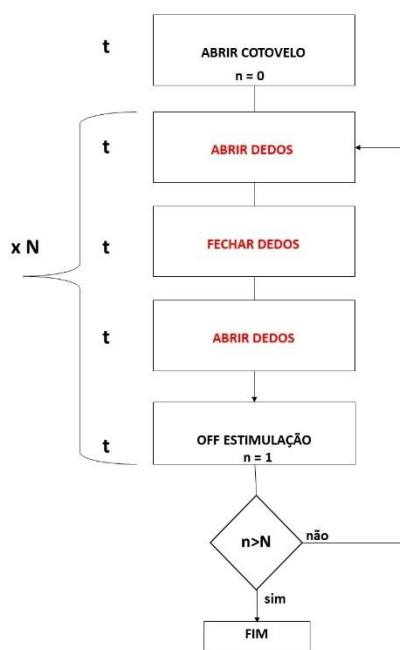
Motor	Estimulação	Estimulação	Estimulação	Estimulação
1° Movimento: Abrir cotovelo	1° Movimento: Extensão 2° ao 5° dedo	2° Movimento: extensão do polegar	3° Movimento: Flexão 2° ao 5° dedo	3° Movimento: Abdução e oposição do polegar
Velocidade: máxima	Canal: 1 extensor comum dos dedos	Canal: 3 extensor longo do polegar	Canal: 2 flexores dos dedos	Canal: 4 musculatura tenar
Tonn: 1	Ton1: 5 (tempo de abertura do cotovelo)	Ton1: 5 (tempo de abertura do cotovelo)	Ton1: 1 segundo após finalizar Toff1 canal 1 e 3 acionar Ton1	Ton1: 2 segundos após Ton1 canal 2 ser acionado, acionar Ton1
	Toff1: 5 segundos + Tempo Mão Aberta	Toff1: 5 segundos + Tempo Mão Aberta	Toff1: Tempo Mão Fechada – não pode ser maior que TMA)	Toff1: Tempo Mão Fechada – não pode ser maior que TMA)
	Ton2: acionar 1 segundo após Toff1 canal 4	Repetir	Repetir	Repetir
	Repetir	Repetir	Repetir	Repetir

Pinça lateral

- Sequência de movimentos: abrir cotovelo. Depois abrir dedos (canal 1 e 3 - abre todos de uma vez). Depois fechar dedos (canal 2 e 5 – fecha canal 2 depois fecha canal 5). Depois abrir dedos novamente (canal 1 e 3)
- Quantidade de canais: 4
- Canais: 1- extensores dos dedos; 3 – extensor longo do polegar; 2- flexor superficial dos dedos; 5-adutor do polegar
- Parâmetros: Tempo Mão Aberta (usuário escolhe); Tempo Mão Fechada (usuário escolhe, mas não pode ser maior que o Tempo Mão Aberta), quantidade de repetições.
- Comandos:
 - ligar módulo cotovelo
 - Abrir cotovelo total (velocidade máxima).
 - Ligar estimulador
 - Ler intensidade e duração da estimulação canais 1,2,3,5.
 - Acionar canal 1 e 3 ao mesmo tempo. Depois acionar canal 2. Depois canal 5.
- Ler quantidade de repetições da sequência – o cotovelo permanece aberto entre as repetições.
- Ler o Tempo Mão Aberta e Tempo Mão Fechada.

Motor	Estimulação	Estimulação	Estimulação	Estimulação

1º Movimento: Abrir cotovelo	1º Movimento: Extensão 2º ao 5º dedo	2º Movimento: extensão do polegar	3º Movimento: Flexão 2º ao 5º dedo	3º Movimento: Abdução e oposição do polegar
Velocidade: máxima	Canal: 1 extensor comum dos dedos	Canal: 3 extensor longo do polegar	Canal: 2 flexores dos dedos	Canal: 5 adutor do polegar
Tonn: 1	Ton1: 5 (tempo de abertura do cotovelo)	Ton1: 5 (tempo de abertura do cotovelo)	Ton1: 1 segundo após finalizar Toff1 canal 1 e 3 acionar Ton1	Ton1: 2 segundos após Ton1 canal 2 ser acionado, acionar Ton1
	Toff1: 5 segundos + Tempo Mão Aberta	Toff1: 5 segundos + Tempo Mão Aberta	Toff1: Tempo Mão Fechada – não pode ser maior que TMA)	Toff1: Tempo Mão Fechada – não pode ser maior que TMA)
	Ton2: acionar 1 segundo após Toff1 canal 5	Repetir	Repetir	Repetir
	Repetir	Repetir	Repetir	Repetir



3. Trazer objeto ao rosto

Preensão palmar

- Sequência de movimentos: abrir cotovelo. Depois abrir dedos (canal 1 e 3 - abre todos de uma vez). Depois fechar dedos (canal 2 e 4 – fecha canal 2 depois fecha canal 4). Depois fechar cotovelo. Depois abrir cotovelo. Depois abrir dedos novamente (canal 1 e 3 ao mesmo tempo).
- Quantidade de canais: 4

- Canais: 1- extensores dos dedos; 3 – extensor longo do polegar; 2- flexor superficial dos dedos; 4-musculatura tenar
- Parâmetros: Tempo Mão Fechada (usuário escolhe); Tempo Cotovelo Fechado (usuário escolhe) quantidade de repetições.
- Comandos:
 - ligar módulo cotovelo
 - Ler Tempo Cotovelo Fechado
 - Abrir cotovelo total (velocidade máxima).
 - Ligar estimulador
 - Ler intensidade e duração da estimulação canais 1,2,3,4.
 - Acionar canal 1 e 3 ao mesmo tempo. Depois acionar canal 2. Depois canal 4.
 - ligar módulo cotovelo
 - Ler Tempo Cotovelo Fechado
 - Fechar cotovelo (velocidade máxima).
 - Abrir cotovelo (velocidade máxima).
 - Ligar estimulador
 - Acionar canal 1 e 3 ao mesmo tempo.
 - Ler quantidade de repetições da sequência.
 - Ler o Tempo Mão Fechada

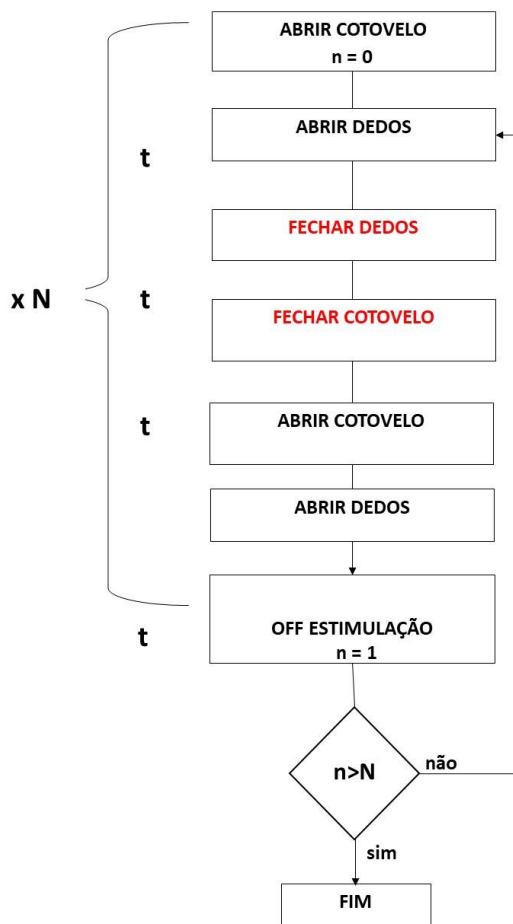
Motor	Estimulação		Estimulação		Motor	Motor	Estimulação	
Movimento: Extensão de cotovelo	Movimento: Extensão 2º ao 5º dedo	Movimento: Extensão polegar	Movimento: Flexão 2º a 5 dedos	Movimento: Abdução e oposição do polegar	Movimento: Flexão de cotovelo	Movimento: Extensão de cotovelo	Movimento: Extensão 2º ao 5º dedo	Movimento: Extensão polegar
Tonn: 1	Canal: 1 extensor comum dos dedos	Canal: 3 extensor longo do polegar	Canal: 2 flexor superficial dos dedos	Canal: 4 musculatura tenar do polegar	Tonn1: 16	Tonn1: 1 segundo após finalizar Toff flexão de cotovelo	Canal: 1 extensor comum dos dedos	Canal: 3 extensor longo do polegar
Toff: 5 segundos após Ton	Tonn1: 5	Tonn1: 5	Tonn1: 12	Tonn1: 14	Toff1: 16 + (Tempo Cotovelo Fechado	Toff1: 5 segundos após Ton	Tonn1: 1 segundo após Toff de extensão de cotovelo	Tonn1: 1 segundo após Toff de extensão de cotovelo
Velocidade: máxima	Toff1: 10	Toff1: 10	Toff1: 12 + (Tempo Mão Fechada)	Toff1: 14 + (Tempo Mão Fechada)	Velocidade: máxima	Velocidade: máxima	Toff1: 3 segundos após Ton	Toff1: 3 s egundos após Ton
	Ton2: acionar 1 segundo após finalizar Toff1 canal 3	Ton2: acionar 1 segundo após finalizar Toff1 canal 3	Repetir	Repetir	Repetir	Repetir	Repetir	Repetir
	Toff2 : Acionar 5 segundos após Ton2	Toff2 : Acionar 5 segundos após Ton2	Repetir	Repetir	Repetir	Repetir	Repetir	Repetir

Pinça lateral

- Sequência de movimentos: abrir cotovelo. Depois abrir dedos (canal 1 e 3 - abre todos de uma vez). Depois fechar dedos (canal 2 e 4 – fecha canal 2 depois fecha canal 4). Depois fechar cotovelo. Depois abrir cotovelo. Depois abrir dedos novamente (canal 1 e 5 ao mesmo tempo).
- Quantidade de canais: 4
- Canais: 1- extensores dos dedos; 3 – extensor longo do polegar; 2- flexor superficial dos dedos; 5-adutor do polegar
- Parâmetros: Tempo Mão Fechada (usuário escolhe); Tempo Cotovelo Fechado (usuário escolhe) quantidade de repetições.
- Comandos:
 - ligar módulo cotovelo
 - Ler tempo cotovelo fechado
 - Abrir cotovelo total (velocidade máxima).
 - Ligar estimulador
 - Ler intensidade e duração da estimulação canais 1,2,3,5.
 - Acionar canal 1 e 3 ao mesmo tempo. Depois acionar canal 2. Depois canal 5.
 - ligar módulo cotovelo
 - Ler Tempo Cotovelo Fechado
 - Fechar cotovelo (velocidade máxima).
 - Abrir cotovelo (velocidade máxima).
 - Ligar estimulador
 - Acionar canal 1 e 3 ao mesmo tempo.
 - Ler quantidade de repetições da sequência.
 - Ler o Tempo Mão Fechada

Motor	Estimulação		Estimulação		Motor	Motor	Estimulação	
Movimento: Extensão de cotovelo	Movimento: Extensão 2º ao 5º dedo	Movimento: Extensão polegar	Movimento: Flexão 2º a 5 dedos	Movimento: Adutor do polegar	Movimento: Flexão de cotovelo	Movimento: Extensão de cotovelo	Movimento: Extensão 2º ao 5º dedo	Movimento: Extensão polegar
Tonn: 1	Canal: 1 extensor comum dos dedos	Canal: 3 extensor longo do polegar	Canal: 2 flexor superficial dos dedos	Canal: 5 Adutor do polegar	Tonn1: 16	Tonn1: 1 segundo após finalizar Toff flexão de cotovelo	Canal: 1 extensor comum dos dedos	Canal: 3 extensor longo do polegar
Toff: 5 segundos após Ton	Tonn1: 5	Tonn1: 5	Tonn1: 12	Tonn1: 14	Toff1: 16 + (Tempo Cotovelo Fechado)	Toff1: 5 segundos após Ton	Tonn1: 1 segundo após Toff de extensão de cotovelo	Tonn1: 1 segundo após Toff de extensão de cotovelo
Velocidade: máxima	Toff1: 10	Toff1: 10	Toff1: 12 + (Tempo Mão Fechada)	Toff1: 14 + (Tempo Mão Fechada)	Velocidade: máxima	Velocidade: máxima	Toff1: 3 segundos após Ton	Toff1: 3 segundos após Ton
	Ton2: acionar 1 segundo após finalizar Toff1 canal 3	Ton2: acionar 1 segundo após finalizar Toff1 canal 3	Repetir	Repetir	Repetir	Repetir	Repetir	Repetir
	Toff2 : Acionar 5	Toff2 : Acionar 5	Repetir	Repetir	Repetir	Repetir	Repetir	Repetir

	segundos após Ton2	segundos após Ton2						



ANEXO A – Divulgação da pesquisa em mídias sociais



**UNIVERSIDADE FEDERAL
DE MINAS GERAIS**

CEDECOM

DIRETORIA GERAL

Agência de Notícias

Notícias

Boletim UFMG

Revista Diversa

Fotografia

Assessoria de Imprensa

Comunicação Interna

Criação Gráfica

Rádio UFMG Educativa

TV UFMG

Web UFMG

UFMG Digital

Redes Sociais

Observatório da Web

Secretaria Administrativa

Expediente

Buscar notícias

Buscar

© UFMG 2004 - 2013
Centro de Comunicação
Universidade Federal
de Minas Gerais
Av. Antônio Carlos, 6627
Pampulha - Belo Horizonte
CEP 31270-901 - MG/Brasil
Fone: 455 (31) 3409-4186
Fax: 3409-4186
solitef@cedecom.ufmg.br
Desenvolvido com Movabletype
 XML feed (O que é RSS?)

05/set, 14h50 - Dirigentes de universidade britânica buscam na UFMG parcerias para desenvolver projetos nas áreas de engenharia e 'economia circular'

05/set, 10h13 - Reforma da previdência e impactos da PEC 241/16 no serviço público serão debatidos nesta tarde no campus Pampulha

05/set, 6h50 - Nova edição do Boletim destaca abertura das comemorações dos 90 anos da UFMG

05/set, 6h49 - Feira de ciências do Norte de Minas recebe inscrições de trabalhos até o fim do mês

05/set, 6h48 - Divulgada lista dos trabalhos que serão apresentados durante a UFMG Jovem

05/set, 6h47 - Alunos do nível IV do bandejão devem solicitar reclassificação até o dia 17

05/set, 6h46 - ICB lança coleção de canecas em comemoração ao Dia do Biólogo

05/set, 6h45 - Hospital Risoleta Neves realiza mostra de residências

05/set, 6h44 - Em show nesta noite, grupo mineiro Kazoo apresenta arranjos autorais para clássicos do jazz, do pop e da MPB

04/set, 14h32 - Do bosque à lona da praça: brincadeiras e histórias animam o público em mais um domingo no campus Pampulha

03/set, 18h16 - Triatletas britânicos se preparam no CTE para as Paralimpíadas

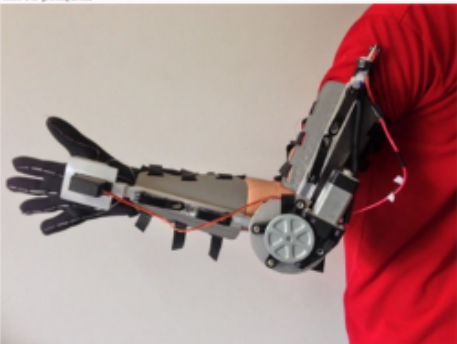
03/set, 7h19 - 'Nossa geração alterou o perfil da Faculdade de Farmácia', afirma Edna Alvarez Leite ao receber o *Prêmio da excelência acadêmica*

Pesquisa busca voluntários para testar órtese que restaura movimentos da mão e do cotovelo

terça-feira, 19 de julho de 2016, às 6h43

 Seguir @ufmgstar
 Recomendar
309

 Curtir
117 mil



Indivíduos que há mais de seis meses têm hemiparesia esquerda (comprometimento motor do braço esquerdo) decorrente de acidente vascular encefálico podem se cadastrar como voluntários na pesquisa *Validação de uma órtese robótica para membro superior que restaura movimentos da mão e do cotovelo*, conduzida pela terapeuta ocupacional Fernanda Ferreira, que cursa o mestrado em Engenharia Mecânica na UFMG. Para participar, é necessário ter mais de 18 anos.

O aparelho, que vem sendo desenvolvido desde 2005 pela equipe do Laboratório de Bioengenharia (Labbio) da UFMG, está em fase de validação, que consiste no teste do protótipo com pacientes.

"Nosso objetivo foi desenvolver um equipamento leve, resistente e de baixo custo, além de facilmente transportável e com a capacidade para melhorar a execução das atividades cotidianas dos pacientes", explica Fernanda.

A pesquisadora é orientada pelo professor Claysson Bruno Santos Vimeiro e co-orientada pela professora Adriana Valladão Novais Van Petten.

Os interessados devem entrar em contato pelo telefone (31) 99511-7701 ou pelo e-mail bioengenhariaufmg@hotmail.com.

O TEMPO CIDADES

BELO HORIZONTE
05 SETEMBRO 16h05 1

CAPA SUPERFC CIDADES DIVERSÃO INTERESSA MAIS

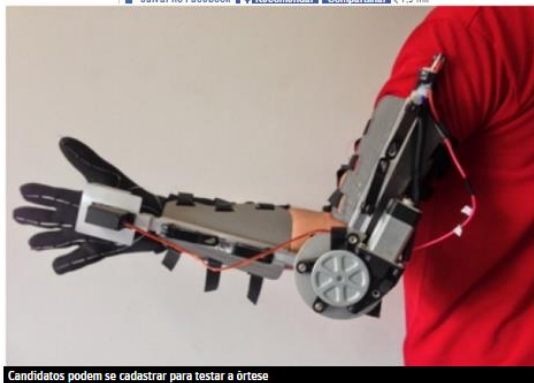
Pampulha Patrimônio | Tempo de Bike | Trânsito | Tempo
Especiais: Pequeno guerreiro | Morte Invisível | Rio 2016 | Se eu perder esse trem | Pampulha Patrimônio
Game: Empire

MÃO E COTOVELO

UFMG procura voluntários para testar órtese que restaura movimentos

Pessoas acima de 18 anos e que há mais de seis meses têm os movimentos do braço esquerdo comprometidos podem se candidatar

Salvar no Facebook | Recomendar | Compartilhar | 1.9 mil



Candidatos podem se cadastrar para testar a órtese

NOTÍCIAS | ESPORTES | ENTRETENIMENTO | VEÍCULOS | IMÓVEIS
em.com.br Geraís
EM Digital | EM Impresso | Out
Encontre notícias em: br

Gerais | Política | Economia | Nacional | Internacional | Educação | Tecnologia | Supersportes | Entretenimento

Início / Gerais / UFMG convoca voluntários para teste de equipamento que restaura movimentos do braço

PUBLICIDADE



UFMG convoca voluntários para teste de equipamento que restaura movimentos do braço

Interessados em participar da pesquisa devem ter mais de 18 anos. Será realizado cadastro dos voluntários que vão participar das pesquisas visando a validação do aparelho

postado em 19/07/2016 18:13 / atualizado em 19/07/2016 22:05

Estado de Minas



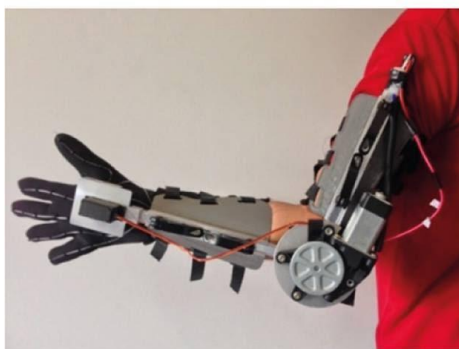
Equipamento vem sendo desenvolvido desde 2015 e agora será testado em pacientes (foto: Arquivo de Pesquisa/LabBio/UFMG/Divulgação)



UFMG procura voluntários para testar órtese que restaura movimentos

Pesquisa é conduzida pela terapeuta ocupacional, Dra. Fernanda Ferreira, mestrande em Engenharia Mecânica na UFMG

A Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) está procurando voluntários maiores de 18 anos para testar uma órtese robótica que restaura movimentos da mão e do cotovelo. Desta forma, as pessoas que há mais de seis meses têm hemiparesia esquerda (comprometimento motor do braço esquerdo) decorrente de acidente vascular encefálico podem se cadastrar como voluntários na pesquisa.



Acesse o link que acompanha esta imagem e saiba mais.

Crefito4 @Crefito4 TV CREFITO-4 @crefita4 CREFITO4



CONSELHO REGIONAL DE FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL DA 4ª REGIÃO

ANEXO B – Comitê de Ética em Pesquisa (COEP)

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
MINAS GERAIS



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Desenvolvimento de Órtese Dinâmica com Acionamento Eletromecânico para Membro Superior que Restaura Movimentos da Mão e Cotovelo

Pesquisador: Adriana Maria Valladão Novais Van Petten

Área Temática: Equipamentos e dispositivos terapêuticos, novos ou não registrados no País;

Versão: 4

CAAE: 22207213.5.0000.5149

Instituição Proponente: PRO REITORIA DE PESQUISA

Patrocinador Principal: Financiadora de Estudos e Projetos - FINEP

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.305.821

Apresentação do Projeto:

A incidência na população de lesão e fratura de membros superior segundo os dados oficiais é 17,1%, tendo como principais causas os AVEs e os acidentes ocupacionais. Nesse cenário se faz necessário desenvolver formas eficazes de reabilitação visando assegurar à pessoa com deficiência o retorno funcional e uma melhor qualidade de vida. As órteses em geral tem sido um instrumento para essa reabilitação em especial por permitir recuperação de pelo menos alguma funcionalidade do membro atingido. O estudo será realizado através de uma parceria entre o LABBIO - Escola de Engenharia da UFMG, o Laboratório de Tecnologia Assistiva, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG, o Laboratório de Pesquisa em Reabilitação Músculo-Esquelética e Saúde da Mulher - LAPRESM da Universidade de Pernambuco e a empresa Biotron. Sendo composto por duas etapas: a) Desenvolvimento do protótipo experimental (22 meses de duração), considerando os trabalhos já concluídos no Labbio e a realização do teste laboratorial em ambiente controlado visando validar o seu funcionamento técnico e o seu design. b) Testes clínicos realizados com o protótipo comercial, aperfeiçoado a partir dos testes laboratoriais e da adequação às normas técnicas brasileiras, com duas fases: a. Fase 1 (01 mês) realizada no laboratório em ambiente controlado. b. Fase 2 teste (04 meses) em ambiente do cotidiano do paciente. Participarão dos testes clínicos indivíduos com diminuição da função do membro superior

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad SI 2005

Bairro: Unidade Administrativa II

CEP: 31.270-901

UF: MG

Município: BELO HORIZONTE

Telefone: (31)3409-4592

E-mail: coep@prpq.ufmg.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS



Continuação do Parecer: 1.305.821

decorrente de diversos tipos de lesão, selecionados de acordo com os critérios de inclusão. O participante receberá uma órtese confeccionada especialmente para ele, será treinado para controle e uso funcional do dispositivo em ambiente controlado e, posteriormente, em ambiente não-controlado. Serão utilizados três instrumentos: o TEMPA para avaliar o desempenho funcional do indivíduo com o uso da órtese; a COPM, para avaliar o desempenho e satisfação em atividades cotidianas dos participantes e o Questionário de Avaliação da Órtese Funcional, para medir o grau de satisfação do participante com relação à estética, conforto e funcionalidade do dispositivo. Espera-se com esse estudo: (a) desenvolver uma órtese dinâmica que faz uso de sinais EMG ou EEG para captar sinais fisiológicos, cujo funcionamento não dependa da existência de algum tipo de movimento preservado no membro; e com alto diferencial de mercado (inovador, com tecnologia de ponta e com acoplamento de funcionalidades não disponíveis nas órteses existentes, menor custo e preço); (b) avaliar o desempenho funcional do indivíduo com o uso da órtese em atividades bimanuais, em ambiente controlado e em atividades do cotidiano, em ambiente não controlado; (c) colocar no mercado uma órtese dinâmica que possa ser indicada para auxiliar na reabilitação total ou parcial dos movimentos perdidos do membro superior, funcionando como órtese de uso constante ou como equipamento de reabilitação; (d) gerar e incorporar novos conhecimentos (biomecânica, neurofisiologia) úteis para o desenvolvimento de novas formas de tratamento, recuperação de lesões e novos produtos.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

1. Desenvolver uma órtese dinâmica com acionamento eletromecânico para membro superior que restaure movimentos da mão e cotovelo;
2. Aperfeiçoar o dispositivo nos quesitos acionamento, mecânica, funcionalidade e estética;
3. Avaliar a aplicabilidade e funcionalidade da órtese em indivíduos com diminuição da função no membro superior decorrente de diferentes lesões.

Objetivos Secundários:

1. Desenvolver uma órtese dinâmica que faz uso de sinais EMG ou EEG para captar sinais fisiológicos e cujo funcionamento não dependa da existência de algum tipo de movimento preservado no membro;
2. Gerar soluções acessíveis, de alto desempenho tecnológico, que atendam às principais necessidades de pessoas com deficiências físicas;
3. Gerar e incorporar novos conhecimentos (biomecânica, neurofisiologia) úteis para o desenvolvimento de novas formas de tratamento, recuperação de lesões e novos produtos.

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad SI 2005

Bairro: Unidade Administrativa II

CEP: 31.270-901

UF: MG

Município: BELO HORIZONTE

Telefone: (31)3409-4592

E-mail: coep@prpq.ufmg.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
MINAS GERAIS



Continuação do Parecer: 1.305.821

4. Desenvolver e lançar um produto órtese dinâmica - com acionamento eletromecânico com alto diferencial de mercado (inovador, com tecnologia de ponta e com acoplamento de funcionalidades não disponíveis nas órteses existentes).
5. Avaliar a efetividade do uso da órtese para melhorar o desempenho funcional de indivíduos com diminuição da função do membro superior.
6. Avaliar o desempenho funcional do indivíduo com o uso da órtese em atividades bimanuais, em ambiente controlado.
7. Avaliar o desempenho do indivíduo com o uso da órtese em atividades do cotidiano, em ambiente não controlado.
8. Avaliar o grau de satisfação do paciente com o uso da órtese.
9. Colocar no mercado uma órtese dinâmica que possa ser indicada para auxiliar na reabilitação total ou parcial dos movimentos perdidos do membro superior, funcionando como órtese de uso constante ou como equipamento de reabilitação.
10. Proporcionar integração entre as áreas de conhecimento envolvidas (bioengenharia, biomecânica, engenharia, eletrônica, neurofisiologia) criando um ambiente saudável de cooperação mútua e inovação tecnológica.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos: A presente pesquisa não oferece riscos à saúde dos participantes, uma vez que os procedimentos utilizados são não-invasivos. Uma possível dificuldade que pode ocorrer é com relação ao uso da bateria do dispositivo, que durante a utilização da órtese nas atividades do cotidiano pode descarregar. Ao oferecer uma bateria extra e um carregador, acredita-se que este problema será minimizado. A pesquisa será interrompida ou suspensa caso ocorra: abandono de todos os participantes ou problemas de infraestrutura que impossibilitem a continuidade do estudo. Qualquer participante poderá interromper sua participação a qualquer tempo, e o paciente será informado sobre essa possibilidade antes do ingresso na pesquisa.

Benefícios: Os benefícios advindos do estudo são melhora funcional do participante, com consequente aumento do uso do membro lesado, no mínimo, como co-adjuvante em suas tarefas. Além disso, o estudo irá proporcionar um aperfeiçoamento do dispositivo já existente, assim como ampliar o campo de sua utilização em diferentes patologias. Dessa forma, estudo contribuirá para o melhor entendimento do uso de dispositivos de

auxílio no processo de reabilitação funcional do membro superior.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Justificativa da Emenda: "O início do projeto teve um atraso significativo. Para a liberação dos

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad SI 2005

Bairro: Unidade Administrativa II

CEP: 31.270-901

UF: MG

Município: BELO HORIZONTE

Telefone: (31)3409-4592

E-mail: coep@prpq.ufmg.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS



Continuação do Parecer: 1.305.821

recursos pela Financiadora de Estudos e Projetos (FINEP), foi obrigatória a aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa (COEP) por se tratar de uma pesquisa com seres humanos. O projeto contava com um parecer favorável no COEP, mas devido ao vencimento do mesmo e alteração no nome da pesquisa, fez-se necessária uma nova submissão. Esse processo foi finalizado em junho de 2014, motivo pelo qual a FINEP somente liberou os recursos em setembro do mesmo ano. Como a liberação dos recursos para o desenvolvimento da pesquisa foi realizada com quase dois anos de atraso, foi solicitada a prorrogação de prazo para execução do convênio, sendo esta aprovada em dezembro de 2014. Como consequência, alguns membros da equipe do Labbio e da Biotron se comprometeram com outros trabalhos, o que tornou necessária uma renovação na equipe executora. Contudo, houve dificuldades em selecionar profissionais de Engenharia Elétrica que atendessem aos requisitos da bolsa e aceitassem a trabalhar no projeto. Geralmente, esses profissionais têm oportunidades mais vantajosas no mercado de trabalho. Além das dificuldades na contratação dos bolsistas, ocorreu um atraso na definição dos requisitos técnicos do produto e na aquisição dos recursos físicos para o projeto. Diante dos fatores expostos que comprometeram a execução e cumprimento das atividades no prazo, solicita-se a prorrogação da vigência do projeto de outubro 2015 a dezembro 2016.

RELATÓRIO TÉCNICO PARCIAL

1- IDENTIFICAÇÃO DO PROJETO

Título do projeto: Desenvolvimento de órtese dinâmica com acionamento eletromecânico para membro superior que restaura movimentos da mão e cotovelo

Período abrangido por este relatório: 09/2014 a 10/2015

Conveniente: Fundação de Desenvolvimento da Pesquisa - FUNDEP

Executora: Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG

Interveniente: Biotron Equipamentos Médicos Ltda ME - BIOTRON

2- OBJETIVO

O objetivo deste projeto consiste no desenvolvimento de uma órtese dinâmica com acionamento eletromecânico para membro superior que restaura movimentos da mão e cotovelo, como base de uma plataforma tecnológica capaz de: a) gerar soluções acessíveis, de alto desempenho tecnológico, que atendam às principais necessidades de portadores de deficiências físicas; b) gerar e incorporar novos conhecimentos (biomecânica, neurofisiologia) úteis para o desenvolvimento de

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad SI 2005

Bairro: Unidade Administrativa II

CEP: 31.270-901

UF: MG

Município: BELO HORIZONTE

Telefone: (31)3409-4592

E-mail: coep@prpq.ufmg.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS



Continuação do Parecer: 1.305.821

novas formas de tratamento, recuperação de lesões e novos produtos.

3- RESULTADOS PARCIAIS

Em 2014, foram realizados dois processos de seleção de bolsistas na Universidade Federal de Minas Gerais. O primeiro ocorreu no mês de abril e teve candidato único. O segundo processo iniciou em setembro e estendeu-se até dezembro, totalizando 8 candidatos. Desses oito, dois foram selecionados para o Laboratório de Bioengenharia (Labbio) e três para a empresa Biotron, sendo que os bolsistas foram recrutados e contratados.

Inicialmente, foi feita uma busca sobre tecnologia assistiva (órteses de membro superior) em artigos, monografias, dissertações e teses nas bases de dados das áreas de saúde e engenharias. A revisão bibliográfica realizada até o momento proporcionou conhecimentos à equipe para o desenvolvimento da órtese. Além disso, está sendo elaborado um artigo de revisão sistemática sobre tipos de órteses no tratamento de pacientes com Acidente Vascular Encefálico.

Em seguida, foi determinada a escolha do posicionamento dos atuadores. A equipe optou por posicionar os atuadores (motores) coincidindo com os eixos da execução do movimento fisiológico. Para que se replique o movimento de flexão/extensão, o eixo do cotovelo (latero-lateral) e o do motor são os mesmos (Figura 1). Ao montar as peças desta maneira, os eixos se coincidem, transferindo assim toda a energia do motor. A haste que se movimentará estará presa ao antebraço do usuário.

Figura 1 do relatório parcial- Posicionamento do atuador do cotovelo

Já a mão executa o movimento por meio de um conjunto de tendões que passam pelo túnel do carpo. Cada um dos dedos tem seu tendão tratado individualmente até que esses se encontram na altura do punho e chegam a uma central, que faz o papel do túnel do carpo, conforme demonstrado na Figura 2.

Figura 2 do relatório parcial - Posicionamento do atuador da mão

Foi realizada também a escolha do posicionamento do sistema de controle. Para controlar o motor do módulo do cotovelo, foi anexado à haste do antebraço da órtese um encoder de 10° para a execução de um movimento preciso. Para o módulo da mão, foi selecionado um servo motor com passos controlados pelos pulsos gerados no microcontrolador.

Os materiais para a estrutura da órtese foram determinados. Com intuito de manter o peso da estrutura física dentro do aceitável pelo usuário, a equipe optou pelo alumínio, por ser leve, de fácil manuseio e com alta resistência. Os suportes para braço e antebraço do usuário serão

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad SI 2005

Bairro: Unidade Administrativa II

CEP: 31.270-901

UF: MG

Município: BELO HORIZONTE

Telefone: (31)3409-4592

E-mail: coep@prpq.ufmg.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS



Continuação do Parecer: 1.305.821

confeccionados em polipropileno, um tipo de plástico comumente utilizado em órteses. Para prender a estrutura física ao corpo do usuário será utilizado velcro, por ser de fácil adaptação a diferentes diâmetros de braços.

A adequação do produto às normas técnicas brasileiras foi iniciada com a abertura do processo de licitação. Após essa etapa, o contrato será assinado e assim, iniciará a análise da documentação administrativa e técnica, elaboração de documentos e normas, bem como o acompanhamento do processo.

A aquisição de recursos físicos para o projeto está sendo finalizada. Sete equipamentos foram comprados como: notebook, estação de solda digital, estação de retrabalho, HD externo, nobreak, furadeira de impacto e impressora multifuncional. Para a estrutura mecânica foram definidos os seguintes componentes: parafuso, parafuso sem cabeça, parafuso escareado, bucha de tração motora, haste, porca, trilho. Para a estrutura eletrônica foram definidos: fonte chaveada, osciloscópio digital, multímetro, kit Arduino ATMEGA 2560, 2 Shields Ponte-H 32Volts / 2 Amperes, display Alfa Numérico 16/4; motor Mabuchi JC/LC-578VA, servo motor FEETECH FS5106B, buzzer 5 Volts, 2 LED's, 2 chaves de fim de curso, foto transistor, LED infravermelho, 4 Push button's e placa de circuito impresso.

O desenvolvimento do protótipo I da órtese está em andamento. O projeto mecânico da estrutura física da órtese de mão e de cotovelo foi definido (Figura 3 do relatório parcial).

Figura 3 do relatório parcial- Projeto mecânico da órtese de mão e de cotovelo

A adequação do sistema de acionamento eletromecânico da órtese está em execução. A estrutura eletrônica faz o controle de movimentação da órtese do módulo cotovelo de 30° a 180°, através do encoder, e o módulo mão, tem seu controle feito através de pulsos gerados pelo microcontrolador, limitando o movimento de rotação próprio em 180°.

O sistema de controle da órtese foi desenvolvido. Entretanto, o teste eletrônico para medir o sinal de saída do circuito em relação ao sinal de entrada depende da estrutura eletrônica acoplada à estrutura mecânica. A primeira está finalizada, mas a segunda ainda não.

Essas atividades atrasaram em virtude da aprovação do remanejamento. Para a finalização da estrutura mecânica da órtese é necessária a aquisição de moldes mecânicos de mdf e/ou alumínio, peças em vacuum forming e peças moldadas em prototipagem rápida. Esses materiais não foram aprovados inicialmente no projeto, sendo necessária a alteração dos itens apoiados.

4- COMENTÁRIOS GERAIS E PERSPECTIVAS

As atividades de desenvolvimento do sistema de eletrônica, bem como de software da órtese

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad SI 2005

Bairro: Unidade Administrativa II

CEP: 31.270-901

UF: MG

Município: BELO HORIZONTE

Telefone: (31)3409-4592

E-mail: coep@prpq.ufmg.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS



Continuação do Parecer: 1.305.821

dinâmica fazem parte do estágio supervisionado de uma aluna de graduação em Engenharia Biomédica. O estágio que ocorre na empresa BIOTRON, apresenta como objetivo proporcionar à aluna formação técnico-científica, social e profissional.

Após o desenvolvimento do protótipo, esse será validado por meio de testes clínicos com pacientes portadores de disfunções decorrentes de Acidente Vascular Encefálico. Os testes clínicos são parte de um projeto de Mestrado em Engenharia Mecânica realizado por uma terapeuta ocupacional.

Apesar dos imprevistos, as atividades do projeto estão sendo cumpridas. O cronograma de execução do projeto foi atualizado (Quadro 1), sendo que a etapa 1 já foi realizada e a etapa 2 está sendo finalizada. A perspectiva da equipe é iniciar os testes clínicos com o protótipo I em dezembro de 2015 (etapa 3).

Quadro 1- Cronograma de execução

ETAPA-INÍCIO-TÉRMINO:

- 1- Desenvolvimento Protótipo I – determinar as especificações técnicas da órtese- 03/12/2014- 30/06/2015.
- 2- Desenvolvimento Protótipo I – desenhar e fabricar o protótipo funcional da órtese 01/07/2015- 30/11/2015
- 3- Teste Protótipo I – realizar teste clínico (pré-teste) com o Protótipo I 01/12/2015 - 30/04/2016
- 4- Desenvolvimento Protótipo Comercial – adequar os resultados do teste do Protótipo I nas especificações da órtese, construir o produto final: materiais, design, etc - 01/02/2016 - 31/05/2016
- 5- Desenvolvimento Protótipo Comercial – adequar o produto às normas técnicas brasileiras vigentes - 01/04/2016 - 31/05/2016.
- 6- Teste do modelo comercial – realizar teste clínico (fase laboratorial e residência) com o modelo comercial - 01/06/2016- 30/09/2016.
- 7- Análise dados – relatórios, publicações e patentes se for o caso- 01/10/2016 - 30/11/2016.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Documentação anterior adequada, relatório parcial e solicitação de emenda.

Recomendações:

Este Comitê esclarece que a pesquisadora poderá através da Plataforma Brasil:

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad SI 2005

Bairro: Unidade Administrativa II

CEP: 31.270-901

UF: MG

Município: BELO HORIZONTE

Telefone: (31)3409-4592

E-mail: coep@prpq.ufmg.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS



Continuação do Parecer: 1.305.821

Solicitar emenda para:

- Inclusão de novos pacientes.
- Mudança de coordenador da pesquisa.
- Inclusão ou exclusão de pesquisador.
- Inclusão de instituição coparticipante.
- Inclusão de mudança no TCLE ou TALE.
- Inclusão de mudanças no projeto original.
- Solicitar prorrogação de prazo.

Solicitar notificação para:

- Emissão de relatório parcial ou final.
- Decisão de encerramento de projeto por algum motivo.

Recomenda-se a aprovação do relatório parcial e da emenda ao projeto de pesquisa.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Somos favoráveis à aprovação do relatório parcial e da emenda ao projeto "Desenvolvimento de Órtese Dinâmica com Acionamento Eletromecânico para Membro Superior que Restaura Movimentos da Mão e Cotovelo" da Pesquisadora Responsável Profa. Dra. Adriana Maria Valladão Novais Van Petten, com a prorrogação do prazo do projeto de outubro de 2015 a dezembro de 2016.

Considerações Finais a critério do CEP:

Diante do exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG/ COEP-UFMG, de acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS nº 466 de 2012 e na Norma Operacional nº 001 de 2013 do CNS, manifesta-se pela aprovação da emenda proposta ao projeto de pesquisa.

O presente projeto, seguiu nesta data para análise da CONEP e só tem o seu início autorizado após a aprovação pela mesma.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_606420 E1.pdf	20/10/2015 15:15:21		Aceito
Folha de Rosto	Folha_rosto.pdf	20/10/2015 15:10:18	MARIA EMÍLIA DE ABREU CHAVES	Aceito
Outros	Relatorio_parcial.doc	16/10/2015 15:31:45	MARIA EMÍLIA DE ABREU CHAVES	Aceito

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad SI 2005

Bairro: Unidade Administrativa II

CEP: 31.270-901

UF: MG

Município: BELO HORIZONTE

Telefone: (31)3409-4592

E-mail: coep@prpq.ufmg.br

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE
MINAS GERAIS**



Continuação do Parecer: 1.305.821

Outros	Resposta diligência COEP.pdf	14/11/2013 18:34:25		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_Labmectron_Revisado Coep.pdf	14/11/2013 18:33:22		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO_nov_2013.pdf	14/11/2013 18:33:02		Aceito
Outros	COPM.pdf	08/11/2013 17:07:56		Aceito
Outros	TEMPA.pdf	08/11/2013 17:07:27		Aceito
Outros	Questionário de Avaliação da órtese.pdf	08/11/2013 17:06:39		Aceito
Outros	Anuência dos Parceiros e UFMG.PDF	08/11/2013 17:04:56		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_Labmectron.pdf	13/09/2013 13:12:15		Aceito
Outros	Parecer Camara Terapia ocupacional.pdf	12/09/2013 17:05:55		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido_ortese.pdf	12/09/2013 17:02:54		Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Sim

BELO HORIZONTE, 03 de Novembro de 2015

Assinado por:
Telma Campos Medeiros Lorentz
(Coordenador)

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad SI 2005

Bairro: Unidade Administrativa II

CEP: 31.270-901

UF: MG

Município: BELO HORIZONTE

Telefone: (31)3409-4592

E-mail: coep@prpq.ufmg.br

ANEXO C – Escala Modificada de Ashworth

Score	Grau de tônus muscular
0	Sem aumento do tônus muscular
1	Leve aumento do tônus muscular, manifestado por mínima resistência ao final da amplitude de movimento, quando a parte afetada é movimentada em flexão e extensão
1+	Moderado aumento do tônus muscular, manifestado por mínima resistência em menos da metade da amplitude de movimento.
2	Marcante aumento do tônus muscular, através da maior parte da amplitude de movimento, porém as partes afetadas são facilmente movimentadas.
3	Considerável aumento do tônus muscular, movimentos passivos dificultados.
4	Rigidez em flexão ou extensão

ANEXO D – Fugl-Meyer Avaliação da extremidade superior (versão brasileira)

TESTE	PONTUAÇÃO
I. Movimentação passiva e dor: – ombro: flexão até 90° () / abdução até 90° () / rot. ext. () / rot. int. () – cotovelo: flexão () / extensão () – antebraço: pronação () / supinação () – punho: flexão () / extensão () – dedos: flexão () / extensão () Pont. máx: (24) Pont.obtida: ()	Mobilidade: 0 – apenas alguns graus de movimento 1 – grau de mobilidade passiva diminuída 2 – grau de movimentação passiva normal
I. Dor: – ombro: flexão até 90° () / abdução até 90° () / rot. ext. () / rot. int. () – cotovelo: flexão () / extensão () – antebraço: pronação () / supinação () – punho: flexão () / extensão () – dedos: flexão () / extensão () Pont. máx: (24) Pont.obtida: ()	Dor: 0 – dor pronunciada durante todos os graus de movimento e dor marcante no final da amplitude 1 – alguma dor 2 – nenhuma dor
II. Sensibilidade: – Exterocepção: membro superior () / palma da Mão () Pont. máx: (4) Pont.obtida: ()	0 – anestesia 1 – hipoestesia/ disestesia 2 – normal
– Propriocepção: ombro () / cotovelo () / punho () / polegar () Pont. máx: (8) Pont.obtida: ()	0 – nenhuma resposta correta (ausência de sensação) 1 – ¾ das respostas são corretas, mas há diferença entre o lado não afetado 2 – todas as respostas são corretas

Pontuação máxima = 60

III. Função motora de membro superior 1 – Motricidade reflexa: bíceps () / tríceps () (2)	0 – sem atividade reflexa 2 – atividade reflexa presente
2 – Sinergia flexora: elevação de ombro () / retração de ombro () / abdução + 90° () / rot. externa () / flexão de cotovelo () / supinação antebraço () Pont. máx: (12) Pont.obtida: ()	0 – tarefa não pode ser realizada completamente 1 – tarefa pode ser realizada parcialmente 2 – tarefa é realizada perfeitamente
Sinergia extensora: adução do ombro e rot. interna () / extensão cotovelo () / pronação do antebraço () Pont. Máx: (6)	0 – tarefa não pode ser realizada completamente 1 – tarefa pode ser realizada parcialmente 2 – tarefa é realizada perfeitamente
4 – Movimentos com e sem sinergia: a) mão a coluna lombar () b) flexão de ombro até 90° () c) prono-supinação (cotov. 90° e ombro 0°) ()	a) 0 – tarefa não pode ser realizada completamente 1 – tarefa pode ser realizada parcialmente 2 – tarefa é realizada perfeitamente b) 0 – se o início do mov. o braço é abduzido ou o cotovelo é fletido 1 – se na fase final do mov., o ombr o abduz e/ou ocorre flexão de cotovelo 2 – a tarefa é realizada perfeitamente c) 0 – Não ocorre posiciona/o correto do cotovelo e ombro e/ou pronação e supinação não pode ser realizada complet/e 1 – prono-supino pode ser realizada com ADM limitada e ao mesmo tempo o ombro e o cotovelo estejam corretamente posicionados 2 – a tarefa é realizada completamente

d) abdução ombro a 90° com cotov. estendido e pronado () e) flexão de ombro de 90° a 180° () f) prono-supinação (cotov. estendido e ombro fletido de 30 a 90° () <i>Pont. máx: (12) Pont.obtida: ()</i>	d) 0 – não é tolerado nenhuma flexão de ombro ou desvio da pronação do antebraço no INÍCIO do movimento 1 – realiza parcialmente ou ocorre flexão do cotovelo e o antebraço não se mantém pronado na fase TARDIA do movimento 2 – a tarefa pode ser realizada sem desvio e) 0 – o braço é abduzido e cotovelo fletido no início do movimento 1 – o ombro abduz e/ou ocorre flexão de cotovelo na fase final do movimento 2 – a tarefa é realizada perfeitamente f) 0 – Posição não pode ser obtida pelo paciente e/ou prono-supinação não pode ser realizada perfeitamente 1 – atividade de prono-supinação pode ser realizada mesmo com ADM limitada e ao mesmo tempo o ombro e o cotovelo estejam corretamente posicionados 2 – a tarefa é realizada perfeitamente
5 – Atividade reflexa normal: () bíceps / tríceps/ flexor dedos (avalia-se o reflexo somente se o paciente atingiu nota 2 para os itens d), e), f) do item anterior) <i>Pont.máx: (2) Pont.obtida: ()</i>	0 – 2 ou 3 reflexos estão hiperativos 1 – 1 reflexo esta marcadamente hiperativo ou 2 estão vivos 2 – não mais que 1 reflexo esta vivo e nenhum esta hiperativo
6 – Controle de punho: a) Cotovelo 90°, ombro 0° e pronação, c/ resistência. (assistência, se necessário) () b) Máxima flexo-extensão d e punho, cotov. 90°, ombro 0°, dedos fletidos e pronação (auxílio se necessário) () c) Dorsiflexão com cotovelo a 0°, ombro a 30° e pronação, com resistência (auxílio) () d) Máxima flexo-extensão, com cotov. 0°, ombro a 30° e pronação (auxílio) () e) Circundução () <i>Pont. máx:(10) Pont.obtida: ()</i>	a) 0 – o pte não pode dorsifletir o punho na posição requerida 1 – a dorsiflexão pode ser realizada, mas sem resistência alguma 2 – a posição pode ser mantida contra alguma resistência b) 0 – não ocorre mov. voluntário 1 – o pte não move ativamente o punho em todo grau de movimento 2 – a tarefa pode ser realizada c) Idem ao a) d) Idem ao b) e) Idem ao b)
7 – Mão: a) flexão em massa dos dedos () b) extensão em massa dos dedos () c) Preensão 1: Art. metacarpofalangeanas (II a V) estendidas e interfalangeanas distal e proximal fletidas. Preensão contra resistência () d) Preensão 2: O paciente é instruído a aduzir o polegar e segurar um papel interposto entre o polegar e o dedo indicador () e) Preensão 3: O paciente opõe a digital do polegar contra a do dedo indicador, com um lápis interposto () f) Preensão 4: Segurar com firmeza um objeto cilíndrico, com a superfície volar do primeiro e segundo dedos contra os demais () g) Preensão 5: o paciente segura com firmeza uma bola de tênis () <i>Pont. máx: (14) Pont.obtida: ()</i>	a) 0 – tarefa não pode ser realizada completamente 1 – tarefa pode ser realizada parcialmente 2 – tarefa é realizada perfeitamente b) 0 - nenhuma atividade ocorre 1 – ocorre relaxamento (liberação) da flexão em massa 2 – extensão completa (comparado com mão não afetada) c) 0 – posição requerida não pode ser realizada 1 – a preensão é fraca 2 – a preensão pode ser mantida contra considerável resistência d) 0 - a função não pode ser realizada 1 – o papel pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão 2 – um pedaço de papel é segurado firmemente contra um puxão e) 0 – a função não pode ser realizada

	1 – o lápis pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão 2 – o lápis é segurado firmemente f) 0 – a função não pode ser realizada 1 – o objeto interposto pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão 2 – o objeto é segurado firmemente contra um puxão g) 0 – a função não pode ser realizada 1 – o objeto pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão 2 – o objeto é segurado firmemente contra um puxão
IV. Coordenação/ Velocidade MS: a) Tremor () b) Dismetria() c) Velocidade: Index-nariz 5 vezes, e o mais rápido que conseguir () <i>Pont. máx: (6) Pont.obtida: ()</i>	a) 0 – tremor marcante/ 1 – tremor leve/ 2 – semtremor b) 0 – dismetria marcante/ 1 – dismetria leve/ 2 – semdismetria c) 0 – 6 seg. mais lento que o lado não afetado/ 1 – 2 a 5 seg. mais lento que o lado não afetado/ 2 – menos de 2 segundos de diferença

ANEXO E – Mini-Exame do Estado Mental (MEEM)

Tradução proposta por Bertolucci *et al.*

Nome: _____

Escolaridade: Analfabeto () 0 à 3 anos () 4 à 8 anos () mais de 8 anos ()

Avaliação em: ____/____/____

ORIENTAÇÃO TEMPORAL (1 ponto cada resposta correta)

Dia da semana	()
Dia do mês	()
Mês	()
Ano	()
Hora aproximada	()
Local específico (consultório, dormitório, sala)	()
Instituição (residência, hospital, clínica)	()
Bairro ou rua próxima	()
Cidade	()
Estado	()

MEMÓRIA IMEDIATA (1 ponto para cada palavra respondida corretamente)

Nomeie três objetos não relacionados. Posteriormente pergunte ao paciente os 3 nomes.

Então repita-os até o paciente aprender. Conte as tentativas e anote. ()

TENTATIVAS: _____

ATENÇÃO E CÁLCULO (1 ponto para cada cálculo correto)

Subtrair: 100-7 (5 tentativas: 93 – 86 – 79 – 72 – 65)

Alternativo: soletrar MUNDO de trás para frente ()

EVOCAÇÃO (1 ponto por palavra)

Perguntar pelas 3 palavras anteriores ()

LINGUAGEM

Nomear um relógio e uma caneta (2 pontos) ()

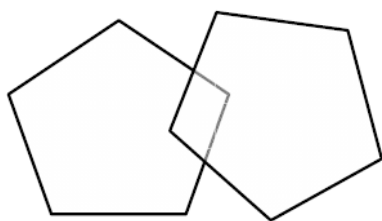
Repetir: “Nem aqui, nem ali, nem lá”. (1 ponto) ()

Seguir o comando: “Pegue o papel com a mão direita, dobre ao meio e ponha no chão”. (3 pontos) ()

Ler ‘em voz baixa’ e executar: FECHÉ OS OLHOS (1 ponto) ()

Escrever uma frase (um pensamento, idéia completa) (1 ponto) ()

Copiar o desenho: (1 ponto) ()



Nota: _____

Pontuação Máxima: 30 pontos

ANEXO F – Escala Visual Analógica (EVA)**ESCALA VISUAL ANALÓGICA - EVA**

ANEXO G – Questionário Requisitos Pacientes

Qual o seu sexo?	☐ Masculino ☐ Feminino ☐ Sem Resposta
Qual a sua idade?	☐ 18 - 24 anos ☐ 25 - 44 anos ☐ 45 - 64 anos ☐ 65 - 84 anos ☐ Mais de 85 anos
Qual país você reside?	☐ Brasil ☐ França ☐ Outro (por favor, especifique):
Você é...	☐ Uma pessoa com comprometimento de membro superior ☐ Cuidador ☐ Profissional de saúde ☐ Outro:
Qual é a origem do seu comprometimento de membro superior?	☐ Acidente Vascular Cerebral (AVC) - "Derrame" ☐ Traumatismo Cranioencefálico (TCE) ☐ Outro ☐ Não sei
Há quantos meses você teve a lesão?	Escolha uma das seguintes respostas
Quais das seguintes tecnologias você já usou para auxiliar na reabilitação do braço ou mão?	☐ Terapia robótica (E.g.: Armeo, Myomo, In Motion, etc) ☐ Estimulação Elétrica Funcional - (FES) ☐ Órteses híbridas ☐ Terapia do espelho ☐ Outros ☐ Nenhum deles
Explique por que você nunca usou terapia robótica (responda quantas forem necessárias)	☐ Não acho que preciso ☐ Não conheço sobre essa tecnologia ☐ Um profissional da saúde me disse que não era apropriado ☐ Não estava disponível no centro de reabilitação ☐ Preço elevado ☐ Outras razões ☐ Não sei por que
Explique por que você nunca usou Estimulação Elétrica Funcional (FES) (responda quantas forem necessárias)	☐ Não acho que preciso ☐ Não conheço sobre essa tecnologia ☐ Um profissional da saúde me disse que não era apropriado ☐ Não estava disponível no centro de reabilitação ☐ Preço elevado ☐ Outras razões ☐ Não sei por que

Explique por que você nunca usou órteses híbridas (responda quantas forem necessárias)	☐ Não acho que preciso ☐ Não conheço sobre essa tecnologia ☐ Um profissional da saúde me disse que não era apropriado ☐ Não estava disponível no centro de reabilitação ☐ Preço elevado ☐ Outras razões ☐ Não sei por que
O equipamento ser projetado para realizar atividades de vida diária, ou seja, movimentos orientados para a tarefa é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento proporcionar a realização de atividades bimanuais (ou seja, atividades que usam as duas mãos, como abrir uma garrafa) é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
Na sua opinião, quais atividades da vida diária você considera mais importante para serem realizadas com o equipamento?	Resposta escrita:
Na sua opinião, quais atividades bimanuais você considera mais importante para serem realizadas com o equipamento?	Resposta escrita:
O equipamento ser seguro, não apresentar risco para você e para outros:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento ser de fácil instalação e utilização, ou seja, não necessitar da ajuda de outras pessoas é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O uso ser intuitivo, ou seja, não precisar receber treinamento para uso, é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento demandar pouco tempo para instalar e configurar é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento ser fácil de limpar é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento ser utilizável em diferentes posições (em pé, sentado, deitado) é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica

O equipamento ser portátil, permitindo o uso em diferentes ambientes é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento ser confortável é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
A aparência do equipamento é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento ter baixo custo é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
Qual tempo de treinamento você considera aceitável para aprender a usar sistemas híbridos?	☐ < 20 minutos ☐ < 40 minutos ☐ < 60 minutos ☐ > 1 hora ☐ Outro
Na sua opinião, qual é o tempo apropriado para instalar e configurar o dispositivo?	☐ 1 - 5 minutos ☐ 5 - 15 minutos ☐ 15 - 30 minutos ☐ >30 minutos ☐ Outro:
Em quais ambientes você considera importante usar o equipamento?	Resposta escrita:
Na sua opinião, existe alguma característica que torne o equipamento mais confortável (por exemplo, menos contato com a pele, menos ruído, etc.)?	Resposta escrita:
Na sua opinião, existe alguma característica que torne o equipamento mais atraente visualmente (por exemplo, cor, forma, tamanho, etc.)?	Resposta escrita:
Se o sistema híbrido fosse capaz de auxiliar na apreensão de objetos, quanto você estaria disposto a pagar por esse equipamento?	☐ < R\$ 5.000,00 ☐ R\$ 16.000,00 ☐ R\$ 27.000,00 ☐ R\$ 55.000,00 ☐ R\$ 133.000,00 ☐ R\$ 270.000,00 ☐ >R\$ 270.000,00 ☐ Não estou interessado em comprar
O equipamento ser leve é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento ser silencioso (motor silencioso) é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica

O equipamento proporcionar estimulação agradável (sem causar dor e desconforto) é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
Na sua opinião, o equipamento deve ter eletrodos:	☐ Descartáveis ☐ Reutilizáveis ☐ Não se aplica
Na sua opinião, onde os motores e bateria do equipamento devem ser localizados?	☐ Em uma mochila ☐ Em um cinto ☐ Acoplados a órtese ☐ Em uma caixa para colocar na mesa ☐ Não se aplica ☐ Outro
Considerando a bateria, quantas horas de uso contínuo do equipamento você considera importante?	Apenas números podem ser inseridos neste campo
Uma vez configurado, o equipamento requerer pouco ajuste dos terapeutas no dia-a-dia é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento ter um serviço de acompanhamento (exemplo: serviço de manutenção, ajustes, ...) é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
Quanto tempo você acha que deveria durar sem a necessidade de manutenção?	☐ pelo menos 6 meses ☐ pelo menos 1 ano ☐ pelo menos 3 anos ☐ pelo menos 5 anos ☐ >7 anos
O equipamento fornecer um retorno sensorial (seja ele tátil, visual ou sonoro) que substitua, total ou parcialmente, a sensibilidade perdida auxiliando na reabilitação é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento se adaptar às características dos indivíduos e à evolução ao longo do tempo é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento exportar dados de sessões de reabilitação para rastrear mudanças ao longo do tempo é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento responder automaticamente à fadiga, (por exemplo, quando o braço mostrar cansaço, aumentar a quantidade de estimulação) é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica

O equipamento oferecer treinamento divertido e desafiador é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O que seria um treinamento divertido e desafiador para você?	Resposta escrita:
O que faria você não usar ou parar de usar o dispositivo? (responda quantas forem necessárias)	☐ Dificuldade de configurar ☐ Dificuldade de usar ☐ Demandar muito tempo para instalar e configurar ☐ Dificuldade de limpar ☐ Pesado ☐ Barulhento ☐ Não portátil ☐ Não ser seguro ☐ Precisar da ajuda de outras pessoas ☐ O uso é desconfortável ☐ O uso causa dor ☐ Caro ☐ Ter má aparência ☐ Não se adaptar às características do paciente e à progressão ao longo do tempo ☐ Não fornecer atividades bimanuais ☐ Não permitir a realização de atividades diárias ☐ Não poder ser usado em diferentes posições (em pé, sentado, deitado) ☐ Não oferecer treinamento divertido e desafiador ☐ Funcionar com interrupções ☐ A bateria não ser durável ☐ Outros:
Há algum outro recurso que você considera importante ter no dispositivo?	Resposta escrita:
FIM! OBRIGADA NOVAMENTE POR PARTICIPAR DESSA PESQUISA! Se você tiver algo que gostaria de discutir conosco, entre em contato com Fernanda Ferreira - Universidade Federal de Minas Gerais - cel: (+55) 31 994560805 ou Email: fernandaferreira.to@gmail.com.	

ANEXO H – Questionário Requisitos Profissionais da saúde

Qual o seu sexo?	☐ Masculino ☐ Feminino ☐ Sem Resposta
Qual a sua idade?	☐ 18 - 24 anos ☐ 25 - 44 anos ☐ 45 - 64 anos ☐ 65 - 84 anos ☐ Mais de 85 anos
Qual país você reside?	☐ Brasil ☐ França ☐ Outro (por favor, especifique):
Você é...	☐ Uma pessoa com comprometimento de membro superior ☐ Cuidador ☐ Profissional de saúde ☐ Outro:
Qual é a sua profissão?	☐ Terapeuta ocupacional ☐ Fisioterapeuta ☐ Enfermeiro (a) ☐ Médico (a) ☐ Outro (por favor, especifique):
Onde você trabalha? (Se você tiver mais de uma resposta, escolha a principal e use-a como referência para responder)	☐ Setor público ☐ Setor privado ☐ Profissional liberal
Você trabalha na área de reabilitação neurológica?	☐ Sim ☐ Não
Há quantos anos você trabalha na área de reabilitação neurológica?	☐ <6 meses ☐ 6 meses - 1 ano ☐ 1—5 anos ☐ 6—10 anos ☐ >10 anos
Com quais populações você trabalha? Por favor, selecione todas que se aplicam	☐ Crianças (0-10 anos) ☐ Jovens (11-18 anos) ☐ Adultos (19-64 anos) ☐ Idosos (65+ anos)
Você tem experiência com reabilitação de membros superiores hemiplégicos?	☐ Sim ☐ Não
Quais das seguintes tecnologias você já usou para auxiliar na reabilitação do braço ou mão?	☐ Terapia robótica (E.g.: Armeo, Myomo, In Motion, etc) ☐ Estimulação Elétrica Funcional - (FES) ☐ Órteses híbridas ☐ Terapia do espelho ☐ Outros ☐ Nenhum deles
Explique por que você nunca usou terapia robótica (responda quantas forem necessárias)	☐ Não acho que preciso ☐ Não conheço sobre essa tecnologia ☐ Um profissional da saúde me disse que não era apropriado ☐ Não estava disponível no centro de reabilitação ☐ Preço elevado ☐ Outras razões ☐ Não sei por que

Explique por que você nunca usou Estimulação Elétrica Funcional (FES) (responda quantas forem necessárias)	☐ Não acho que preciso ☐ Não conheço sobre essa tecnologia ☐ Um profissional da saúde me disse que não era apropriado ☐ Não estava disponível no centro de reabilitação ☐ Preço elevado ☐ Outras razões ☐ Não sei por que
Explique por que você nunca usou órteses híbridas (responda quantas forem necessárias)	☐ Não acho que preciso ☐ Não conheço sobre essa tecnologia ☐ Um profissional da saúde me disse que não era apropriado ☐ Não estava disponível no centro de reabilitação ☐ Preço elevado ☐ Outras razões ☐ Não sei por que
O equipamento possuir evidências científicas que comprovem a eficácia de seu uso é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento proporcionar um exercício com alta intensidade e muitas repetições é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento ser adequado para vários tipos de condição de saúde é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
Quantas repetições você considera necessárias em uma sessão de 1 hora?	(Apenas números podem ser inseridos neste campo)
Qual condição de saúde mais se beneficiaria com o equipamento?	☐ Acidente Vascular Cerebral (AVC) ☐ Traumatismo Craniocefálico (TCE) ☐ Lesão Medular (LM) ☐ Paralisia Cerebral ☐ Outra condição de saúde:
O equipamento ser projetado para realizar atividades de vida diária, ou seja, movimentos orientados para a tarefa é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento proporcionar a realização de atividades bimanuais (ou seja, atividades que usam as duas mãos, como abrir uma garrafa) é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
Na sua opinião, quais atividades da vida diária você considera mais importante para serem realizadas com o equipamento?	Resposta escrita:
Na sua opinião, quais atividades bimanuais você considera mais importante para serem realizadas com o equipamento?	Resposta escrita:
O equipamento ser seguro, não apresentar risco para você e para outros:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica

O equipamento ser de fácil instalação e utilização, ou seja, não necessitar da ajuda de outras pessoas é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O uso ser intuitivo, ou seja, não precisar receber treinamento para uso, é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento demandar pouco tempo para instalar e configurar é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento ser fácil de limpar é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento ser utilizável em diferentes posições (em pé, sentado, deitado) é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento ser portátil, permitindo o uso em diferentes ambientes é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento ser confortável é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
A aparência do equipamento é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento ter baixo custo é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
Qual tempo de treinamento você considera aceitável para aprender a usar sistemas híbridos?	☐ < 20 minutos ☐ < 40 minutos ☐ < 60 minutos ☐ > 1 hora ☐ Outro
Na sua opinião, qual é o tempo apropriado para instalar e configurar o dispositivo?	☐ 1 - 5 minutos ☐ 5 - 15 minutos ☐ 15 - 30 minutos ☐ >30 minutos ☐ Outro:
Em quais ambientes você considera importante usar o equipamento?	Resposta escrita:

Na sua opinião, existe alguma característica que torne o equipamento mais confortável (por exemplo, menos contato com a pele, menos ruído, etc.)?	Resposta escrita:
Na sua opinião, existe alguma característica que torne o equipamento mais atraente visualmente (por exemplo, cor, forma, tamanho, etc.)?	Resposta escrita:
Se o sistema híbrido fosse capaz de auxiliar na preensão de objetos, quanto você acha que sua clínica / hospital estaria disposta a pagar por esse equipamento?	☐ < R\$ 5.000,00 ☐ R\$ 16.000,00 ☐ R\$ 27.000,00 ☐ R\$ 55.000,00 ☐ R\$ 133.000,00 ☐ R\$ 270.000,00 ☐ >R\$ 270.000,00 ☐ Não estou interessado em comprar
O equipamento ser leve é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento ser silencioso (motor silencioso) é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento proporcionar estimulação agradável (sem causar dor e desconforto) é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
Na sua opinião, o equipamento deve ter eletrodos:	☐ Descartáveis ☐ Reutilizáveis ☐ Não se aplica
Na sua opinião, onde os motores e bateria do equipamento devem ser localizados?	☐ Em uma mochila ☐ Em um cinto ☐ Acoplados a órtese ☐ Em uma caixa para colocar na mesa ☐ Não se aplica ☐ Outro
Considerando a bateria, quantas horas de uso contínuo do equipamento você considera importante?	Apenas números podem ser inseridos neste campo
Uma vez configurado, o equipamento requerer pouco ajuste dos terapeutas no dia-a-dia é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento ter um serviço de acompanhamento (exemplo: serviço de manutenção, ajustes, ...) é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
Quanto tempo você acha que deveria durar sem a necessidade de manutenção?	☐ pelo menos 6 meses ☐ pelo menos 1 ano ☐ pelo menos 3 anos ☐ pelo menos 5 anos ☐ >7 anos
O equipamento fornecer um retorno sensorial (seja ele tátil, visual ou sonoro) que substitua, total ou parcialmente, a sensibilidade perdida auxiliando na reabilitação é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica

O equipamento se adaptar às características dos indivíduos e à evolução ao longo do tempo é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento exportar dados de sessões de reabilitação para rastrear mudanças ao longo do tempo é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento responder automaticamente à fadiga, (por exemplo, quando o braço mostrar cansaço, aumentar a quantidade de estimulação) é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O equipamento oferecer treinamento divertido e desafiador é:	☐ Muito importante ☐ Importante ☐ Pouco importante ☐ Não importante ☐ Não se aplica
O que seria um treinamento divertido e desafiador para você?	Resposta escrita:
O que faria você não usar ou parar de usar o dispositivo? (responda quantas forem necessárias)	☐ Dificuldade de configurar ☐ Dificuldade de usar ☐ Demandar muito tempo para instalar e configurar ☐ Dificuldade de limpar ☐ Pesado ☐ Barulhento ☐ Não portátil ☐ Não ser seguro ☐ Precisar da ajuda de outras pessoas ☐ O uso é desconfortável ☐ O uso causa dor ☐ Caro ☐ Ter má aparência ☐ Não se adaptar às características do paciente e à progressão ao longo do tempo ☐ Não fornecer atividades bimanuais ☐ Não permitir a realização de atividades diárias ☐ Não poder ser usado em diferentes posições (em pé, sentado, deitado) ☐ Não oferecer treinamento divertido e desafiador ☐ Funcionar com interrupções ☐ A bateria não ser durável ☐ Outros:
Há algum outro recurso que você considera importante ter no dispositivo?	Resposta escrita:
FIM! OBRIGADA NOVAMENTE POR PARTICIPAR DESSA PESQUISA! Se você tiver algo que gostaria de discutir conosco, entre em contato com Fernanda Ferreira - Universidade Federal de Minas Gerais - cel: (+55) 31 994560805 ou Email: fernandaferreira.to@gmail.com.	