UNIVERSIDADE DE MOGI DAS CRUZES

MARCELLO FRANCISCO DOS SANTOS

DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE UM DISPOSITIVO PNEUMÁTICO NO PROCESSO DE MELHORIA DA MOBILIDADE DA ARTICULAÇÃO DO COTOVELO EM PACIENTES COM COMPROMETIMENTO NEUROLÓGICO

Mogi das Cruzes, SP

2025

UNIVERSIDADE DE MOGI DAS CRUZES

MARCELLO FRANCISCO DOS SANTOS

DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE UM DISPOSITIVO PNEUMÁTICO NO PROCESSO DE MELHORIA DA MOBILIDADE DA ARTICULAÇÃO DO COTOVELO EM PACIENTES COM COMPROMETIMENTO NEUROLÓGICO

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação da Universidade de Mogi das Cruzes como parte dos requisitos para obtenção do grau de Doutor em Engenharia Biomédica. Área de concentração: Engenharia Biomédica
Linha de pesquisa: Desenvolvimento de software e dispositivos biomédicos

Orientador: Prof. Dr. Terigi Augusto Scardovelli

Mogi das Cruzes, SP

2025

Ficha catalográfica
Universidade de Mogi das Cruzes - Biblioteca Central

Santos, Marcello Francisco dos
S237d Desenvolvimento e avaliação de um dispositivo pneumático no processo de melhoria da mobilidade da articulação do cotovelo em pacientes com comprometimento neurológico / Marcello Francisco dos Santos. -- Mogi das Cruzes, SP: Universidade de Mogi das Cruzes, 2025.
125 f. : il.

Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica) -- Universidade de Mogi das Cruzes, 2025.
Orientação: Prof. Dr. Terigi Augusto Scardovelli.

1. Reabilitação do Acidente Vascular Cerebral 2. Terapia de espelho de movimento 3. Traumatismos Craniocerebrais 4. Tecnologias assistivas I. Scardovelli, Terigi Augusto II. Universidade de Mogi das Cruzes III. Título

CDD 616.8103

Elaborada por Maria Cristina Alves Silva Xavier – CRB-8/10077

Fls. 022-Livro II DR

ATAS

ATA DA SESSÃO PÚBLICA DE DEFESA DE TESE DE DOUTORADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA DA UNIVERSIDADE DE MOGI DAS CRUZES

Às quatorze horas do dia nove de dezembro de dois mil e vinte e cinco, pela Universidade de Mogi das Cruzes, realizou-se a defesa da tese intitulada "DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE UM DISPOSITIVO PNEUMÁTICO NO PROCESSO DE MELHORIA DA MOBILIDADE DA ARTICULAÇÃO DO COTOVELO EM PACIENTES COM COMPROMETIMENTO NEUROLÓGICO" para obtenção do grau de doutor(a) pelo(a) candidato(a) **Marcello Francisco dos Santos.** Tendo sido o número de créditos alcançados pelo(a) mesmo(a) no total de 72 (setenta e dois), a saber: 36 unidades de crédito em disciplinas e atividades na pós-graduação e 36 unidades de crédito no preparo da tese, o(a) aluno(a) perfaz assim os requisitos para obtenção do grau de doutor(a). A comissão examinadora foi constituída pelos senhores professores doutores: Terigi Augusto Scardovelli, Alessandro Pereira da Silva, e Silvia Regina Matos da Silva Boschi da Universidade de Mogi das Cruzes, Vera Lúcia dos Santos Alves, da Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo e Salvador Pinillos Gimenez, do Centro Universitário FEI, sob a presidência do primeiro como orientador do(a) aluno(a). A sessão pública da defesa da tese foi aberta pelo senhor presidente da comissão que apresentou o(a) candidato(a). Em seguida o(a) candidato(a) realizou uma apresentação oral de seu trabalho, ao final da qual seguiram-se as arguições pelos membros da comissão examinadora. A seguir, a comissão, em sessão secreta, conforme julgamento discriminado por cada membro, considerou o(a) candidato(a)

Aprovado (aprovado(a) /reprovado(a)) por unanimidade (unanimidade/maioria).

Mogi das Cruzes, 09 de dezembro de 2025.

Documento assinado digitalmente
gov.br SILVIA REGINA MATOS DA SILVA BOSCHI
Data: 12/12/2025 16:59:08-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Julgamento

Documento assinado digitalmente
gov.br SALVADOR PINILLOS GIMENEZ
Data: 16/12/2025 08:16:25-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Prof. Dr. Salvador Pinillos Gimenez — Aprovado (aprovado(a)/reprovado(a))

Documento assinado digitalmente
gov.br VERA LUCIA DOS SANTOS ALVES
Data: 12/12/2025 13:18:06-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Prof.ª Dr.ª Vera Lúcia dos Santos Alves — Aprovado (aprovado(a)/reprovado(a))

Documento assinado digitalmente
gov.br ALESSANDRO PEREIRA DA SILVA
Data: 09/12/2025 18:24:40-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Prof. Dr. Alessandro Pereira da Silva — Aprovado (aprovado(a)/reprovado(a))

Documento assinado digitalmente
gov.br TERIGI AUGUSTO SCARDOVELLI
Data: 09/12/2025 18:18:58-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Prof. Dr. Terigi Augusto Scardovelli — Aprovado (aprovado(a)/reprovado(a))

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho primeiramente à Deus, que nos deu a vida e permite que façamos dela nossas grandes obras.

Dedico aos meus amigos e familiares.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Professor Doutor Bruno Medina Pedroso, que disponibilizou grande parte de seu tempo colaborando com o desenvolvimento do circuito eletrônico.

Agradeço a empresa Tamany Ibrasil que disponibilizou as instalações para as adequações realizadas na cadeira de rodas.

Agradeço a todos os professores do NPT e alunos do Lavita que durante o período de estudos muito me ensinaram.

Agradeço a Universidade de Mogi das Cruzes que me proporcionou a gratuidade para obtenção do doutorado.

Agradeço a professora Doutora Silvia Cristina Martini que me incentivou em percorrer a trilha a caminho do doutorado

Agradecimento especial para meu orientador de mestrado e doutorado Professor Doutor Terigi Augusto Scardovelli

RESUMO

As doenças e lesões neurológicas representam um dos maiores desafios para os sistemas de saúde em todo o mundo, não apenas por sua alta incidência, mas também pelos impactos funcionais, cognitivos e sociais que impõem aos indivíduos acometidos. Entre essas condições, destacam-se o Acidente Vascular Encefálico (AVE), o Traumatismo Cranioencefálico (TCE) e a Esclerose Múltipla (EM), que, embora possuam etiologias distintas, compartilham a capacidade de comprometer significativamente o sistema nervoso central, resultando em sequelas motoras, sensoriais e cognitivas duradouras. Este estudo objetiva desenvolver e avaliar um dispositivo pneumático para melhoria da mobilidade dos movimentos do membro superior, possibilitando sua aplicação domiciliar e combinando terapias para potencializar a recuperação funcional de pacientes com disfunções motoras. O sistema utiliza terapia do espelho como coadjuvante no tratamento de pacientes com disfunções no membro superior. O conjunto estrutural foi projetado em SolidWorks® e validado via simulações por Elementos Finitos no “Autodesk Inventor”, considerando forças biomecânicas reais. A estrutura metálica inclui suportes tubulares, mesa de apoio e fixações adequadas para segurança e conforto. O circuito pneumático foi dimensionado com base na massa média da mão e antebraço, e nos componentes mecânicos do sistema. A força necessária para movimentação foi calculada e o atuador foi selecionado conforme a área de avanço e pressão operacional de 2,0 kgf/cm², garantindo eficiência e portabilidade. O estudo, aprovado pelo Comitê de Ética, avaliou participantes pós AVC e TCE com comprometimento no membro superior, divididos em dois grupos, sendo grupo AVC e grupo TCE. O protocolo incluiu sessões de reabilitação com medições de força de preensão, amplitude de movimento e espasticidade. A análise dos dados de força de preensão revelou diferenças importantes entre os grupos de participantes acometidos por AVC e por TCE. Embora o estudo tenha várias limitações, como o tamanho da amostra, quantidade e intervenções diferentes e variação da idade dos pacientes foi possível verificar que o grupo TCE apresentou valores absolutos de força significativamente maiores tanto na linha de base (8,0 ± 3,5 kgf) quanto após o tratamento (9,4 ± 5,4 kgf), o grupo AVC demonstrou um ganho relativo superior (28,9 ± 22,5%), sugerindo maior responsividade ao protocolo de reabilitação aplicado. Esse ganho de força e forte relação entre seu aumento e o número de intervenções em cada paciente demonstra o grande potencial do uso desse dispositivo em tratamentos de recuperação dos movimentos do membro superior de pacientes com comprometimento neurológico.

Palavras-chave: Acidente Vascular Cerebral, Traumatismo crânioencefálico, Tecnologia Assistiva, Terapia do Espelho, Membro superior, Reabilitação.

ABSTRACT

Neurological diseases and injuries represent one of the greatest challenges for healthcare systems worldwide, not only because of their high incidence but also due to the functional, cognitive, and social impacts they impose on affected individuals. Among these conditions, Stroke (Cerebrovascular Accident – CVA), Traumatic Brain Injury (TBI), and Multiple Sclerosis (MS) stand out. Although they have distinct etiologies, they share the ability to significantly impair the central nervous system, resulting in long-lasting motor, sensory, and cognitive sequelae. This study aims to develop and evaluate a pneumatic device to improve upper-limb mobility, enabling home use and combining therapeutic approaches to enhance the functional recovery of patients with motor dysfunctions. The system employs mirror therapy as an adjunct in the treatment of patients with upper-limb impairments. The structural assembly was designed in SolidWorks® and validated through Finite Element simulations in Autodesk Inventor, considering real biomechanical forces. The metallic structure includes tubular supports, a support table, and appropriate fastening elements to ensure safety and comfort. The pneumatic circuit was dimensioned based on the average mass of the hand and forearm, as well as the mechanical components of the system. The force required for movement was calculated, and the actuator was selected according to its effective piston area and an operating pressure of 2.0 kgf/cm², ensuring efficiency and portability. The study, approved by the Ethics Committee, evaluated post-stroke and post-TBI participants with upper-limb impairment, divided into two groups: a stroke group and a TBI group. The protocol included rehabilitation sessions with measurements of grip strength, range of motion, and spasticity. Analysis of grip-strength data revealed important differences between participants affected by stroke and those with TBI. Although the study had several limitations, such as sample size, different numbers of interventions, and variation in participants' ages, it was possible to observe that the TBI group presented significantly higher absolute strength values both at baseline (8.0 ± 3.5 kgf) and after treatment (9.4 ± 5.4 kgf), whereas the stroke group demonstrated a greater relative gain (28.9 ± 22.5%), suggesting greater responsiveness to the applied rehabilitation protocol. This increase in strength and the strong correlation between its growth and the number of interventions per patient demonstrates the great potential of using this device in treatments for restoring upper limb movement in patients with neurological impairment.

Keywords: Stroke, Traumatic Brain Injury, Assistive Technology, Mirror Therapy, Upper Limb, Rehabilitation.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Tipos de AVC (Isquêmico e Hemorrágico) 21
Figura 2: Fatores de risco para um AVC. 21
Figura 3: Tipos de sequelas do AVC. 23
Figura 4: Amplitude de movimento da articulação do cotovelo. 28
Figura 5: Goniômetro. 29
Figura 6: Ângulos articulares do membro superior 29
Figura 7: Uso do goniômetro para verificação do ângulo da articulação. .. 30
Figura 8: Tipos de dinamômetros. (A) Dinamômetro digital. (B) Dinamômetro Hidráulico. 31
Figura 9: Músculos da articulação do cotovelo. 32
Figura 10: Tipos de movimentos da articulação do cotovelo. 32
Figura 11: Neurônio. 33
Figura 12: Comportamento do axonio durante o potencial de ação. 34
Figura 13: Potencial de ação das fibras nervosas. 35
Figura 14: Estrutura do musculo esquelético. 36
Figura 15: (a) Fibra muscular, (b) Miofibrila e (c) Filamentos de actina e miosina 37
Figura 16: Contração muscular. 38
Figura 17: Comprimento dos segmentos como fração da altura total. 39
Figura 18: Terapia do espelho. 39
Figura 19: Principais componentes de um circuito pneumático. 44
Figura 20: Terminal rotular. (A) Vista frontal. (B) vista em perspectiva. 45
Figura 21: Microcontrolador Rapsberry PI PICO. (A) Face superior. (B) Face inferior. 46
Figura 22: Dispositivo base para o desenvolvimento da Tese de doutorado. (A) Atuador pneumático. (B) Estrutura. (C) Circuito eletrônico. (D) Eletrodos de captação. (E) Válvula direcional. 48
Figura 23: Diagrama de blocos – Estrutura do projeto 49
Figura 24: Cadeira de rodas. 50
Figura 25: Dimensões e vistas do suporte tubular de apoio. 51
Figura 26: Localização do apoio de braço. 51
Figura 27: Suporte tubular instalado na cadeira de rodas. 52
Figura 28: Cadeira de rodas antes e depois da instalação dos suportes da mesa. 52
Figura 29: Croqui da estrutura para o atuador pneumático 53
Figura 30: Esquema de montagem da estrutura para o atuador pneumático na cadeira de rodas 53
Figura 31: Estrutura de fixação do atuador pneumático na cadeira de rodas. 54
Figura 32: Dados inseridos para o cálculo das reações. 55
Figura 33: Imagem renderizada da tensão de Von Mises. 56

Figura 34: Imagem renderizada da cálculo do deslocamento no eixo “x”, “Y” e “Z”. (A) Deslocamento no eixo X. (B) Deslocamento no eixo Y. (C) Deslocamento no eixo Z. 56
Figura 35: Resultados da simulação. 57
Figura 36: Mesa de apoio em MDF. 58
Figura 37: Área de pressão de avanço e retorno do cilindro. 61
Figura 38: Atuador P1A-S020DS-0080. 63
Figura 39: Compressor silencioso Fengda Ag-326. 64
Figura 40: Circuito eletrônico da fonte simétrica. 66
Figura 41: Placa moduladora de sinal eletromiográfico. 67
Figura 42: Esquema eletrônico do modulador AD8832 68
Figura 43: Circuito eletrônico para rejeição de sinais com ruídos. 69
Figura 44: Gráfico de resposta de frequência do circuito de bloqueio. 69
Figura 45: Amplificador operacional. 70
Figura 46: Inversor. 70
Figura 47: Fonte chaveada. (A) Fonte chaveada. (B) Circuito eletrônico da fonte chaveada. 71
Figura 48: Circuito eletrônico finalizado. (A) Raspberry (B) Módulo AD 8832. (C) Aquisição de sinal. (D) Fonte simétrica (E) Potenciômetros. (F) Soquetes de alimentação. (G) Display LCD. (H) Circuito acionador da válvula. 71
Figura 49: Montagem eletrônica finalizada. (A) Fonte chaveada. (B) Fonte simétrica. (C) Raspberry. 72
Figura 50: Posição correta dos eletrodos para captação de sinais. 73
Figura 51: Fluxograma de Funcionamento do Programa no Microcontrolador. 76
Figura 52: Protocolo de Testes. 77
Figura 53: Teste de Captação de Sinal EMG com carga de 3,0 Kg. (A) Osciloscópio. (B) Posicionamento dos eletrodos de captação. 78
Figura 54: *QRCode* Filme montagem do dispositivo. 81
Figura 55: Dinamômetro utilizado na coleta das medidas. 91
Figura 56: Valores em grau (º) de flexão e extensão do membro superior. . 93
Figura 57: Cronograma das intervenções e ausências dos pacientes. 95
Figura 58: Dispositivo e posicionamento do membro superior no suporte de braço. 95
Figura 59: *QRCode* – aplicação no paciente. 96
Figura 60: Escala SUS e o resultado obtido. 97
Figura 61: Comparação da força de preensão antes e depois das intervenções. 98
Figura 62: Correlação de Pearson entre número de intervenções versus ganho de força de preensão 100

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Escala de Ashworth modificada. 27
Tabela 2: Resumo da tabela antropométrica de *Winter.* 58
Tabela 3: Peso médio da população brasileira por idade. 59
Tabela 4: Dimensões de atuador P1A-S020DS-0080. 62
Tabela 5: Características do compressor Fengda Ag-326. 65
Tabela 6: Resultados do funcionamento da aquisição do sinal eletromiográfico. 78
Tabela 7: Resultado do teste de acionamento do cilindro. 80
Tabela 8: Características dos participantes do estudo. 88
Tabela 9: Resultados médios e desvio padrão da força de preensão do membro superior comprometido. 92
Tabela 10: Resultados médios e desvio padrão da força de preensão do membro superior sadio. 93
Tabela 11: Medidas de espasticidade utilizando a escala modificada de Ashworth. 94
Tabela 12: Evolução da força de preensão após intervenções. 98
Tabela 13: Resultados do teste “t” pareado. 99
Tabela 14: Correlação de Pearson. 99

LISTA DE ABREVIATURAS

ADM Amplitude de Movimento

AVC Acidente Vascular Cerebral

CAAE Certificado de Apresentação de Apreciação Ética

CEP Comitê de Ética em Pesquisa

CNS Conselho Nacional de Saúde

DOF *Degrees Of Freedon*

EM Esclerose Multipla

EMG Sinal Eletromiográfico

FEA Análise por Elementos Finitos

FES Estimulador Elétrico Funcional

GPIO *General Purpose Input/Output*

ICS Instituto Central de Saúde

MAS Escala Modificada de *Ashworth*

MDF *Medium Density Fiberboard*

OMS Organização Mundial da Saúde

RMT *Robot Mirror Therapy*

SUS *System Usability Scale*

TCE Traumatismo Crânio Encefálico

TCLE Termo de Consentimento Esclarecido e Aceito

TE Terapia do Espelho

UMC Universidade de Mogi das Cruzes

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 16
1.1 CONCEITOS INICIAIS 16
1.2 MOTIVAÇÃO 19
1.3 OBJETIVO GERAL 19
1.4 OBJETIVOS ESPECÍFICOS 19
2 CONCEITOS GERAIS E FUNDAMENTOS TEÓRICOS 20
2.1 ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL – AVC 20
2.1.1 Tipos de AVC 20
2.1.2 O AVC e suas possíveis causas 21
2.1.3 Tratamento do AVC 22
2.1.4 Sequelas do AVC 22
2.1.5 Prevenção do AVC 23
2.2 TRAUMATISMO CRÂNIOENCEFÁLICO - TCE 23
2.2.1 Avaliação Clínica e Funcional 24
2.2.2 Reabilitação Motora 25
2.3 ESPASTICIDADE 25
2.3.1 Medidas clínicas 26
2.4 AMPLITUDE DE MOVIMENTO 27
2.4.1 Goniômetro 28
2.4.2 Goniometria 29
2.5 FORÇA DE PREENSÃO 30
2.6 O COTOVELO 31
2.7 SISTEMA NERVOSO 33
2.7.1 Neurônio 33
2.7.2 Impulso nervoso 33
2.8 FISIOLOGIA DOS MÚSCULOS 36
2.9 CONTRAÇÃO MUSCULAR 37
2.10 BIOMECÂNICA 38
2.11 TERAPIA DO ESPELHO 39
2.12 FISIOTERAPIA CONVENCIONAL 40
2.13 DISPOSITIVOS ATIVO ASSISTIDOS 41
2.14 USO DO ROBÔ NA FISIOTERAPIA 42
2.15 DISPOSITIVOS PNEUMÁTICOS 43
2.16 CIRCUITOS PNEUMÁTICOS 43
2.17 TERMINAL ROTULAR 44
2.18 MICROCONTROLADOR RASPBERRY 45
2.19 ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS (FEA) 46
2.20 ESCALA SUS 46
3 MÉTODOLOGIA 48
3.1 CONJUNTO ESTRUTURAL 49

3.1.1 Cadeira de rodas e suas adaptações 49
3.1.2 Suporte tubular de apoio da mesa 50
3.1.3 Estrutura para o atuador pneumático 52
3.1.4 Mesa de apoio 57
3.2 CIRCUITO PNEUMÁTICO 58
3.3 COMPRESSOR SILENCIOSO 63
3.4 CIRCUITO ELETRÔNICO 65
3.4.1 Fonte simétrica 65
3.4.2 Captação do sinal 66
3.4.3 Placa moduladora do sinal eletromiográfico (EMG) 67
3.4.4 Fonte chaveada 70
3.4.5 Consolidação do sistema eletrônico 71
3.4.6 Posicionamento dos eletrodos 72
3.4.7 Programação MicroPython 73
3.4.8 Fluxograma de Funcionamento 73
3.4.9 Protocolo de testes 76
3.4.10 Teste do sinal EMG retificado 77
3.4.11 Simulação da lógica para controle da Válvula 79
3.4.12 Integração dos sistemas de controle, eletrônico e mecânico 79
3.4.13 Resultados preliminares da fabricação do dispositivo 80
3.5 PROTOCOLO PARA APLICAÇÃO EM PACIENTES 81
3.5.1 Descrição metodológica do estudo 82
3.5.2 Amostragem 82
3.5.3 Critérios de inclusão dos participantes 82
3.5.4 Critérios de exclusão 83
3.5.5 Local de realização da pesquisa 83
3.5.6 Procedimentos Éticos 83
3.5.7 Delineamento Experimental 84
3.5.8 Procedimentos 84
3.5.8.1 Preparação para os Testes 84
3.5.9 Medição da Força de Preensão Manual (*Handgrip Test*) 84
3.5.10 Amplitude de Movimento (ADM) 85
3.5.11 Avaliação de espasticidade 85
3.5.12 Sessões de Testes 85
3.5.12.1 Protocolo com a utilização do dispositivo assistivo 86
3.5.13 Riscos ao participante 87
3.5.14 Benefícios ao participante 87
4 RESULTADOS 88
4.1 LINHA DE BASE E IDENTIFICAÇÃO DOS PARTICIPANTES 88
4.2 ANAMNESE DOS PARTICIPANTES 89
4.3 LINHA DE BASE (PRÉ-INTERVENÇÃO) 91

4.3.1 Força de preensão 91
4.3.2 Amplitude de movimento 93
4.3.3 Espasticidade 94
4.4 RESULTADOS APÓS AS INTERVENÇÕES 94
4.4.1 Escala de usabilidade SUS 97
4.4.2 Avaliação após intervenções 97
4.4.3 Força de preensão após intervenções 97
4.4.4 Amplitude de movimento após intervenções 100
4.4.5 Espasticidade após intervenções 100
5 DISCUSSÃO 101
6 CONCLUSÃO 104
7 DIVULGAÇÃO DE RESULTADOS 105
8 TRABALHOS FUTUROS 106
REFERÊNCIAS 107
APÊNDICE A - ARTIGO 1 - UNIVERSIDADE EMPREENDEDORA: UM ESTUDO DE CASO PARA IMPLEMENTAÇÃO EM UMA UNIVERSIDADE DO ALTO TIÊTE 118
APÊNDICE A - ARTIGO 2 - UMA VISÃO GERAL DOS DISPOSITIVOS ROBÓTICOS PARA REABILITAÇÃO DO COTOVELO 119
ANEXO A - NR 15 - ATIVIDADES E OPERAÇÕES INSALUBRES 120
ANEXO B - LIMITES DE TOLERÂNCIA PARA RUÍDO CONTÍNUO OU INTERMITENTE 122
ANEXO C - LIMITES DE TOLERÂNCIA PARA RUÍDOS DE IMPACTO 124
ANEXO D – APROVAÇÃO ÉTICA DO CEP 125

1 INTRODUÇÃO

Nesse tópico será realizada uma breve introdução, o que motivou a escolha desse tema e os objetivos gerais e específicos desse trabalho.

1.1 CONCEITOS INICIAIS

A reabilitação do cotovelo representa um dos grandes desafios da fisioterapia neuromotora, especialmente em pacientes com comprometimentos neurológicos, como Acidente Vascular Cerebral (AVC) e Traumatismo Cranioencefálico (TCE). O cotovelo é uma articulação complexa, responsável pela flexão, extensão e estabilização do membro superior, e sua recuperação funcional é essencial para a realização de atividades básicas da vida diária, como alimentar-se, vestir-se e realizar tarefas de higiene pessoal. Contudo, a restauração do movimento coordenado e da força nessa articulação é dificultada pela espasticidade, pela perda de controle motor fino e pela redução da amplitude de movimento, frequentemente observadas após lesões do sistema nervoso central (CHAE, SHEFFLER e KNUTSON, 2015).

A compreensão aprofundada desses distúrbios neurológicos é fundamental para o desenvolvimento de estratégias de reabilitação eficazes, capazes de promover a neuroplasticidade e a recuperação funcional dos pacientes. Esta tese busca explorar os mecanismos fisiopatológicos, as manifestações clínicas e os protocolos terapêuticos aplicáveis ao AVE e TCE, contribuindo para uma abordagem interdisciplinar no cuidado neurológico.

Estudos demonstram que a realização precoce de intervenções e exercícios de fisioterapia aumenta as chances de reabilitação (DUNCAN *et al*.; 1992; WADE *et al*., 1983; CRICHTON *et al*., 2016). Mesmo assim ainda uma grande parte dessa população acometida de um AVC persiste com a disfunção motora (WADE *et al*., 1983). Essa disfunção afeta bastante a execução de atividades diárias do indivíduo acometido pelo AVC e consequentemente diminuindo a qualidade de vida (CRICHTON *et al*., 2016; KRISHNAMURTHI *et al*., 2013).

O Traumatismo Cranioencefálico (TCE) é resultado de uma força externa

que lesa o cérebro, sendo comum em acidentes automobilísticos, quedas ou agressões físicas. O TCE pode variar desde uma concussão leve até lesões cerebrais graves, estando associado a déficits neurológicos significativos, incluindo alterações na memória, no controle motor e no comportamento (MENON *et al*., 2010). No Brasil, estima-se que ocorram cerca de 100 mil internações anuais por TCE, com altos custos socioeconômicos (BRASIL, 2020). Por sua vez, a Esclerose Múltipla é uma doença autoimune e inflamatória crônica, que afeta a bainha de mielina dos neurônios, prejudicando a condução dos impulsos nervosos. Sua apresentação clínica é heterogênea, com surtos de sintomas neurológicos como fadiga, fraqueza muscular, disfunções visuais e cognitivas, que podem evoluir de forma progressiva (THOMPSON *et al*., 2018). A EM afeta principalmente adultos jovens, sendo duas vezes mais prevalente em mulheres, com impacto expressivo na qualidade de vida e na produtividade (MONTALBAN *et al*., 2022).

Considerando o aumento da população que necessita de serviços de reabilitação e a evolução tecnológica cada vez mais pesquisadores trabalham no desenvolvimento de novos dispositivos robóticos, cada vez mais leves e com maior número de graus de liberdade, para serem utilizados tanto para recuperação de pacientes quanto para execução de trabalhos e aumento de força (GOPURA *et al*. 2015, CHAE *et al*., 2015; CHEN e LUM, 2018).

Apesar de estudos realizados que comprovem que o tratamento utilizando tecnologias assistivas (ORCZYKOWSKI *et al*., 2018) facilitam a recuperação dos pacientes, ainda existem restrições em relação ao custo dessas terapias (PARQUE *et al*., 2020). Outro problema evidenciado é que para esses tipos de terapia é necessário estar em clínicas ou hospitais especializados, o que torna o tratamento mais difícil em função da necessidade de locomoção (PARQUE *et al*., 2020).

Outro grande problema que surgiu, depois do aparecimento da COVID-19 no início do ano de 2020, foi a necessidade da paralização dos tratamentos de fisioterapia nos pacientes em função da reclusão (FARZARD, 2020). Andrenelli (2020) mostra em seu estudo que cerca de 2 milhões de pacientes no continente europeu foram afastados dos tratamentos de reabilitação. Para que os tratamentos tivessem continuidade nas instalações de saúde vários cuidados e remodelagem dos procedimentos deveriam ser executados para cumprir os

requisitos sanitários, o que diminuiria a eficiência do trabalho (SHEEHY, 2020). Assim dispositivos que possam ser utilizados na casa dos pacientes passam a ter maior importância no contexto da continuidade do tratamento e recuperação dos pacientes (FARZAD, 2020).

Nessa mesma direção a Terapia do Espelho (TE) é lembrada como um tratamento alternativo com baixo custo e podendo ser também realizada na residência dos pacientes (MICHIELSEN *et al*., 2011).

Morkisch *et al*. (2019) e Selles *et al*. (2014) mostram em seus trabalhos que a esse tipo de terapia (TE) pode ser realizada de maneira unilateral ou bilateral. Quando é realizada a TE unilateral, apenas o membro não comprometido realiza os movimentos, enquanto o membro comprometido fica de maneira passiva do outro lado do espelho (MORKISCH *et al*., 2019). Já no tipo de terapia bilateral, o membro comprometido também é movimentado, pelo próprio paciente, pelo fisioterapeuta ou ainda por uma tecnologia assistiva (BAE *et al*., 2012; DOHLE *et al*., 2009; MICHIELSEN *et al*., 2011; MILTNER *et al*., 1999).

Na teoria, o método bilateral indica que os resultados podem ser melhores que o unilateral (SELLES *et al*., 2014). No entanto, nos experimentos práticos observou-se que o método bilateral não é fácil de ser aplicado em função dos pacientes não possuírem um grau de controle motor do membro acometido (SELLES *et al*., 2014).

Como alternativa, a terapia de espelho assistida por algum tipo de dispositivo robótico, *"Robot Mirror Therapy"* (RMT) pode ser uma solução para as dificuldades mencionadas acima (MILTNER *et al*., 1999). O sincronismo deve existir, tendo em vista que caso não ocorra pode causar danos ao tratamento (DOHLE, 2012). Esse tipo de terapia, espelho combinada com tecnologia assistida é pouco investigada (BEOM *et al*., 2016; KIM *et al*., 2022).

Este trabalho passa pelo desenvolvimento de um dispositivo assistido pneumático para auxiliar na recuperação dos movimentos do membro superior após comprometimento neurológico como AVC ou TCE. Serão explorados os fundamentos teóricos de cada intervenção, suas respectivas evidências de eficácia na melhoria dos movimentos e os potenciais benefícios.

1.2 MOTIVAÇÃO

Ao longo dos anos diversos dispositivos ativos assistidos foram desenvolvidos para auxiliar a recuperação e consequentemente a independência funcional do membro superior de pacientes neurológicos. Esses estudos tiveram início na década de 60, com a *"General Electric"* desenvolvendo um primeiro protótipo de exoesqueleto. Vários outros desenvolvimentos aconteceram após o início com a *"General Eletric"* e em 1982 as primeiras órteses robóticas para membros superiores foram desenvolvidas (SANTOS *et al.,* 2024).

Outro fator motivador para esse estudo é que após a reclusão imposta pela COVID-19 em 2020 trouxe a necessidade da continuação dos tratamentos para recuperação dos movimentos dos membros superiores em domicílio e assim necessitando de equipamentos que possam ser utilizados nas residências dos pacientes, que contribuirá bastante o processo de recuperação.

1.3 OBJETIVO GERAL

Desenvolver e avaliar um dispositivo pneumático para melhoria da mobilidade dos movimentos do membro superior, possibilitando sua aplicação domiciliar e combinando terapias para potencializar a recuperação funcional de pacientes com disfunções motoras.

1.4 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Como objetivo específicos foram avaliados alguns atributos para verificar a funcionalidade do projeto, sendo eles:

- Avaliar a espasticidade do membro superior comprometido
- Avaliar a Amplitude de movimento do membro superior comprometido
- Avaliar a força de preensão do membro superior comprometido

Além desses objetivos foi criado um protocolo de tratamento com o uso do dispositivo. Os pacientes que participaram do estudo passaram por uma série de medições antes do início das intervenções e depois delas para verificação de possíveis ganhos.

2 CONCEITOS GERAIS E FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Nessa seção serão abordadas toda a teoria aplicada no desenvolvimento do dispositivo, levando em conta as características técnicas de materiais e as teorias relacionadas a fisiologia e técnicas de reabilitação.

2.1 ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL – AVC

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é uma das principais causas de morbidade e mortalidade no mundo. O AVC se dá quando há uma interrupção do fluxo sanguíneo no cérebro, que resulta em um dano neuronal. De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS), o AVC é a segunda principal causa de morte globalmente e a terceira causa de incapacidade para realização dos movimentos da vida diária (WHO, 2021). O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é resultado da interrupção ou rompimento dos vasos que levam sangue ao cérebro, provocando a paralisia da área cerebral que ficou sem circulação sanguínea (FEIGIN *et al*., 2022). Quanto mais precoce for o diagnóstico e o tratamento do AVC, maiores são as chances da completa recuperação do indivíduo.

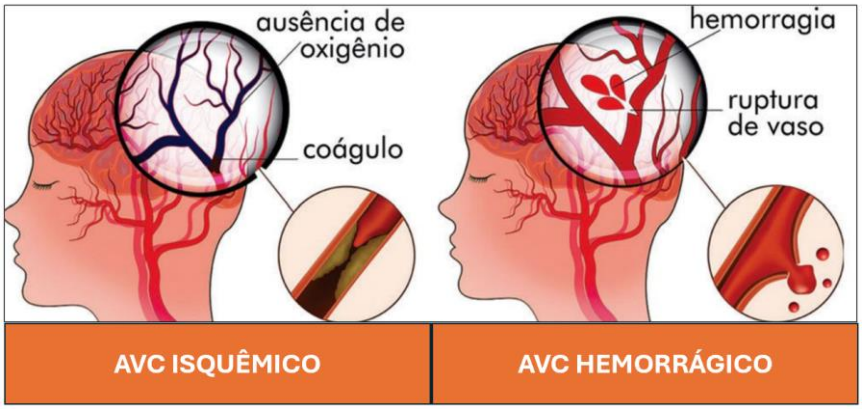
2.1.1 Tipos de AVC

Existem dois tipos de AVC, que ocorrem por motivos diferentes: AVC hemorrágico e o AVC isquêmico.

O AVC hemorrágico ocorre com o rompimento de um vaso sanguíneo na área cerebral, provocando uma hemorragia. A hemorragia pode ocorrer na superfície entre o cérebro e a meninge ou dentro do tecido cerebral. Esse tipo de AVC é responsável por 15% de todos os casos, mas tem uma frequência de óbito maior do que o outro tipo (HANKEY, 2020).

Já o AVC isquêmico ocorre em função da obstrução de uma artéria, que impede a passagem de sangue e oxigênio necessários para o funcionamento perfeito das células cerebrais, que acabam morrendo. Trombo (trombose) ou um êmbolo (embolia) podem causar a obstrução. Esse tipo de AVC é o mais comum (HANKEY, 2020). A Figura 1 ilustra os tipos de AVC.

Figura 1: Tipos de AVC (Isquêmico e Hemorrágico)



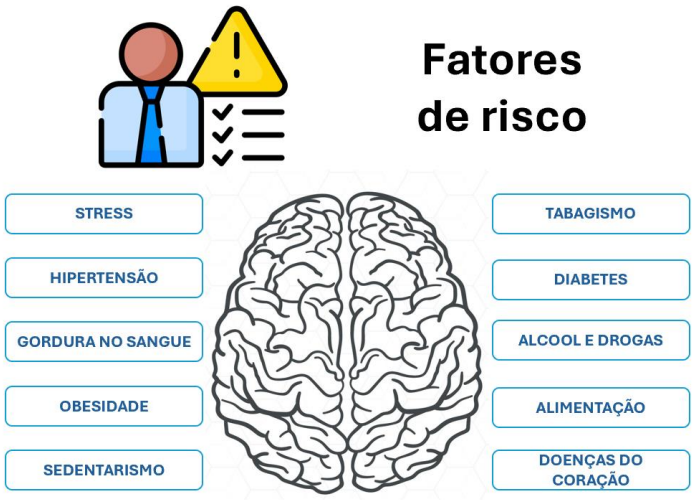
Fonte: Fonte: (BVS, 2015)

2.1.2 O AVC e suas possíveis causas

As principais causas do AVC variam de acordo com seu tipo. O AVC Isquêmico: Geralmente resulta de aterosclerose, trombose ou embolia. A hipertensão arterial, diabetes mellitus, dislipidemia e tabagismo são fatores de risco importantes (HANKEY, 2020).

Já o AVC Hemorrágico é associado à ruptura de aneurismas cerebrais, hipertensão arterial não controlada e angiopatias amiloides (QURESHI *et al*., 2019). Além desses fatores, o estilo de vida, como sedentarismo e dieta inadequada, também contribuem para o aumento da incidência do AVC (BENJAMIN *et al*., 2021). A Figura 2 representa os principais fatores de risco causadores do AVC.

Figura 2: Fatores de risco para um AVC.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

2.1.3 Tratamento do AVC

O tratamento do AVC depende do tipo de evento ocorrido. Se for um AVC Isquêmico, o tratamento inclui a administração de trombolíticos como o alteplase (tPA) dentro da janela terapêutica adequada e o uso de anticoagulantes ou antiplaquetários para prevenir novos eventos (POWERS *et al*., 2018). A trombectomia mecânica também é uma opção para casos mais graves. Caso o AVC seja do tipo Hemorrágico, o tratamento envolve o controle rigoroso da pressão arterial, a reversão de anticoagulantes e, em alguns casos, a cirurgia para drenagem do hematoma ou reparo do aneurisma (HEMPHILL *et al*., 2015).

A reabilitação pós-AVC inclui fisioterapia, terapia ocupacional e fonoaudiologia, visando a recuperação da funcionalidade e qualidade de vida do paciente (LANGHORNE *et al*., 2020).

2.1.4 Sequelas do AVC

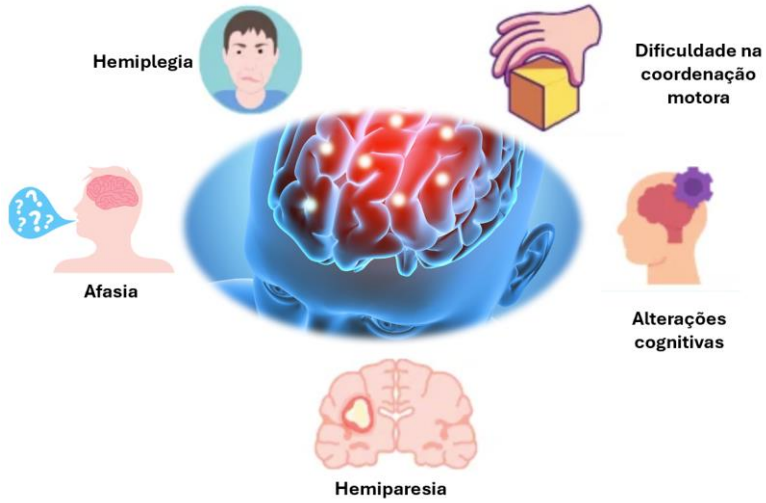
As sequelas do AVC dependem da região cerebral afetada e da gravidade do evento. Entre as principais consequências estão os déficits motores, caracterizados pela hemiparesia ou hemiplegia, dificultando a mobilidade e independência do paciente (LANGHORNE *et al*., 2020).

Alterações cognitivas que comprometem a memória, atenção e linguagem, podendo evoluir para demência vascular (PENDLEBURY e ROTHWELL, 2019). E por fim os distúrbios emocionais, caracterizados pela depressão e ansiedade, impactando a qualidade de vida (TOWFIGHI e OVBIAGELE, 2017). Aas sequelas mais comuns são a Hemiplegia, Afasia, Hemiparesia, Alterações cognitivas e Dificuldade na coordenação motora.

- Hemiplegia é a paralisia de um lado inteiro do corpo (direito ou esquerdo), afetando membros, tronco e, às vezes, o rosto, devido a uma lesão no cérebro ou medula espinhal,
- A afasia é a perda parcial ou total da capacidade de expressar ou compreender a linguagem falada ou escrita.
- Hemiparesia é a fraqueza muscular unilateral. Geralmente é um sintoma de um problema ou condição relacionada ao cérebro. Pode afetar o rosto, o braço e a perna, e às vezes afeta os três.

A Figura 3 ilustra os tipos de sequelas em indivíduos após serem acometidos por um AVC.

Figura 3: Tipos de sequelas do AVC.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

2.1.5 Prevenção do AVC

A prevenção do AVC envolve mudanças no estilo de vida e controle de fatores de risco:

- Controle da hipertensão arterial: O tratamento adequado da pressão arterial reduz significativamente o risco de AVC (ARIESEN *et al*., 2003).
- Alimentação saudável: Dietas ricas em frutas, vegetais e gorduras saudáveis, como a dieta mediterrânea, estão associadas a menor risco de AVC (ESTRUCH *et al*., 2013).
- Atividade física regular: A prática de exercícios físicos contribui para a saúde cardiovascular e reduz a incidência de AVC (LEE *et al*., 2012).
- Cessação do tabagismo: O tabaco é um dos principais fatores de risco modificáveis para o AVC (HANKEY, 2020).

2.2 TRAUMATISMO CRÂNIOENCEFÁLICO - TCE

O Traumatismo Crânioencefálico (TCE) é definido como uma agressão ao cérebro causada por forças externas, resultando em comprometimento temporário ou permanente das funções neurológicas (MAAS *et al*., 2017). É

considerado um dos maiores problemas de saúde pública no mundo, com altas taxas de morbidade e mortalidade, além de repercussões sociais e econômicas significativas. Estima-se que cerca de 69 milhões de pessoas sejam acometidas por TCE anualmente em todo o mundo (DEWAN *et al*., 2018).

O TCE pode ser classificado em leve, moderado ou grave, de acordo com a Escala de Coma de Glasgow, e suas consequências podem incluir desde alterações cognitivas e emocionais até déficits motores incapacitantes. A complexidade da lesão e a diversidade de sequelas tornam o tema de extrema relevância para a pesquisa científica e prática clínica (CRICHTON et al., 2016).

O TCE apresenta fisiopatologia complexa, com lesões primárias, decorrentes do impacto inicial e as lesões secundárias que são decorrentes de edema cerebral, hipóxia e resposta inflamatória (WERNER, 2007). Essa cascata de eventos pode resultar em danos difusos ou focais no sistema nervoso central.

Entre as principais sequelas neurológicas destacam-se:

- Déficits motores: hemiparesia, espasticidade, ataxia e distonia.
- Déficits cognitivos: dificuldades de memória, atenção e funções executivas.
- Transtornos emocionais e comportamentais: depressão, irritabilidade e mudanças de personalidade.

A reabilitação do paciente com TCE é multidisciplinar, envolvendo fisioterapia, terapia ocupacional, fonoaudiologia, neuropsicologia e suporte social. Estratégias de estimulação da neuroplasticidade têm sido fundamentais para a recuperação funcional (CRAMER *et al*., 2011).

Adicionalmente, novas tecnologias vêm sendo incorporadas, como robótica aplicada à reabilitação, realidade virtual e estimulação elétrica funcional (PELLEGRINO *et al*., 2019). Contudo, a acessibilidade a esses recursos ainda é limitada em muitos países, o que amplia as desigualdades no prognóstico.

2.2.1 Avaliação Clínica e Funcional

A avaliação neurológica detalhada é essencial para o planejamento terapêutico. Ferramentas como a Escala de Coma de Glasgow, Escala de Fugl-Meyer, e testes de mobilidade funcional são amplamente utilizados (TEASDALE e JENNETT, 1974; GLADSTONE *et al*., 2002).

2.2.2 Reabilitação Motora

A reabilitação é multidisciplinar e inclui:

- Fisioterapia neurológica (Bobath, Kabat, treinamento de marcha);
- Terapia ocupacional;
- Fonoaudiologia (em casos de disartria);
- Tecnologias assistivas e robóticas;
- Estimuladores elétricos funcionais (FES).

A neuroplasticidade cerebral desempenha um papel crucial na recuperação funcional, principalmente quando estimulada precocemente (CRAMER *et al*., 2011).

2.3 ESPASTICIDADE

A espasticidade é uma das principais sequelas de doenças neurológicas, incluindo o AVC, sendo alvo de tratamento fisioterapêutico (TEIVE, ZONTA e KUMAGAI, 1998). A espasticidade pode ser definida como sendo o aumento da resistência ao alongamento e está relacionada ao exagero dos reflexos tendinosos (WIESENDANGER, 1991; YOUNG e WIEGNER, 1987).

A espasticidade pode estar relacionada a uma redução na velocidade em que os músculos acometidos se contraem, da amplitude do movimento das extremidades e culminando na redução da força muscular (WIESENDANGER, 1991). Já o tônus muscular tem relação direta com o grau de resistência ao alongamento do membro e envolve a inércia da extremidade para o movimento e o comportamento do tecido muscular (BURRY, 1972).

Apesar de estratégias de tratamento visando a redução do tônus muscular continuarem sendo um componente importante do processo de reabilitação (PERRY, 1992), sua presença nos músculos antagonistas reflete na força produzida pelo músculo agonista durante o movimento voluntário (KNUTTSON e MARTENSSON, 1980). O tônus muscular é controlado por neurônios (WHITLOCK, 1990) que acionam as fibras localizadas nos fusos musculares (DAVIDOFF, 1992; WHITLOCK, 1990). As reações entre as fibras motoras provocam encurtamento das fibras intrafusais.

A mensuração do grau de espasticidade continua sendo alvo de estudos em função das variáveis externas que podem influenciar na mensuração (De SOUZA e MUSA,1987). Vários estudos para medir o grau de espasticidade se concentram em medidas subjetivas e ou em medidas mais definidas por meio de eletromiografia, métodos biomecânicos e neurofisiológicos. Apesar dessa dificuldade, uma mensuração correta é primordial para assegurar a eficácia da fisioterapia aplicada para a redução do tônus muscular. As técnicas e ferramentas utilizadas para quantificar a espasticidade, como a escala de Ashworth, podem não ser sensíveis o suficiente para verificar pequenas alterações de tônus (BRAR *et al*., 1981; HARBURN *et al*., 1992; KATZ *et al*., 1992).

2.3.1 Medidas clínicas

A maneira mais comum de se medir a espasticidade de forma empírica é verificar o grau de resistência existente no instante em que a articulação envolvida sofre o alongamento de seus músculos. Sabendo-se que a resistência ao alongamento tem relação direta com a velocidade na qual a articulação é submetida, deve-se manter uma velocidade padrão durante as medições (HAAS e CROW, 1995).

Escalas ordinais são utilizadas para medir e graduar a severidade ou não da espasticidade (KATZ e RYMER,1989; BOHANNON, 1987). Como o tônus muscular tem relação direta com o grau de resistência ao alongamento passa a ser uma variável bastante importante para os fisioterapeutas. Sendo assim, a escala de Ashworth e uma versão modificada por Bohannon e Smith (1987) são as escalas mais utilizadas para graduar o tônus muscular. Ashworth (1964) desenvolveu uma escala ordinária com 5 posições para determinação da resistência encontrada no momento de um alongamento passivo do membro. O zero (0) está relacionado com o tônus normal e quatro (4) relacionado ao aumento severo do tônus que causa uma rigidez da articulação (ASHWORTH, 1964; KATZ e RYMER, 1989). No intuito de tornar a escala de Ashworth mais sensível as alterações das medidas do tônus muscular, Bohannon e Smith (1987) alteraram a tabela adicionando o grau "1 +" (Tabela 1) e modificaram um pouco a sua descrição.

Tabela 1: Escala de Ashworth modificada.

Grau	Descrição
0	Tônus muscular normal
1	Discreto aumento do tônus muscular, manifestado por contração e relaxamento ou por uma resistência mínima no final do movimento quando a articulação afetada é fletida ou estendida
1+	Discreto aumento do tônus muscular, manifestado por contração associada a uma resistência mínima durante a restante (menos da metade) da amplitude de movimento (ADM)
2	Aumento mais pronunciado do tônus muscular durante a maior parte da ADM, mas a movimentação passiva é facilmente realizada
3	Aumento considerável do tônus muscular e a movimentação passiva é realizada com dificuldade
4	Articulação afetada rígida na flexão ou extensão

Fonte: Adaptada de Bohannom e Smith, 1987

Medidas de espasticidade utilizando a escala de Ashworth mostram vantagens, pois não requerem a utilização de equipamentos, são fáceis na execução, rápidas e sem consumo de materiais. No entanto a falta de padrões para realização da medição pode ser um problema. Assim o a pontuação é subjetiva e depende da análise e interpretação do avaliador. Esse tipo de medição (escala) oferece apenas resultados qualitativos e necessitam de reprodutividade (KATZ e RYMER, 1989; KATZ *et al*.,1992).

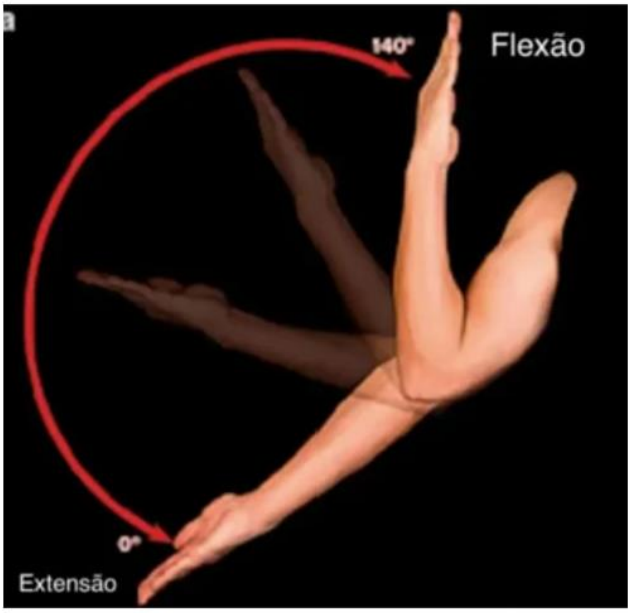
2.4 AMPLITUDE DE MOVIMENTO

A amplitude de movimento (ADM) é definida como o alcance de movimento em torno de uma articulação qualquer do corpo humano e permite avaliar a mobilidade da articulação. A ADM é muito importante para a execução das atividades da vida diária, permitindo que o corpo tenha movimentos fáceis e sem dores. As medidas de amplitude de movimento são diferentes para cada um de nós, mas estudos mostram as medidas ideais para cada membro do corpo (MARQUES, 2023).

A amplitude de movimento pode ser de três tipos: ativa, passiva e ativa assistida. Na ativa, a pessoa realiza o movimento sem a necessidade de nenhum tipo de ajuda. Na passiva, o movimento se dá em função de uma ajuda externa (outra pessoa ou um equipamento). E na ativa assistida necessita de um profissional durante a realização dos movimentos (MARQUES, 2023).

Lesões decorrentes de AVC interferem na ADM do cotovelo, deixando os pacientes com dificuldade e limitação no controle do movimento (FELLOWS, 1994). Essa dificuldade pode ser recuperada por meio de fisioterapia e outros exercícios. A Figura 4 ilustra a ADM de um membro superior na articulação do cotovelo.

Figura 4: Amplitude de movimento da articulação do cotovelo.

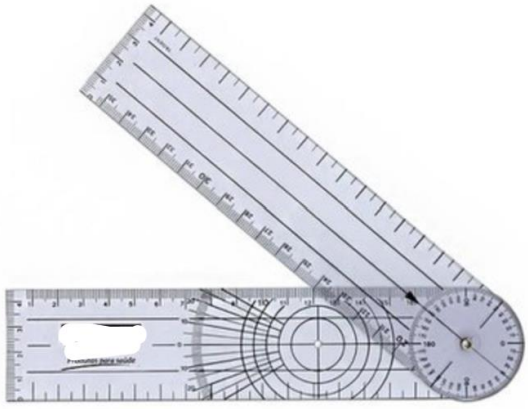


Fonte: Sociedade brasileira de ortopedia e traumatologia (2025)

2.4.1 Goniômetro

Como visto na figura acima, o goniômetro é um aparelho utilizado para a medição do ângulo (ADM da articulação). É um instrumento extremamente utilizado nas áreas de fisioterapia e ortopedia (VENTURNI *et al*., 2006). É um instrumento simples que é composto por duas hastes articuladas, uma permanecendo fixa e a outra acompanhando o movimento do membro em estudo. O goniômetro possui escalas de medida em graus e pode ser observado na Figura 5.

Figura 5: Goniômetro.



Fonte: Isaclin (2025)

2.4.2 Goniometria

A goniometria é o principal método de medição e avaliação da ADM. Ela é responsável pela medição dos ângulos articulares que estão presentes nas articulações. A Figura 6 ilustra os ângulos articulares dos membros superiores e destaca o ângulo articular do cotovelo para extensão e flexão (MARQUES, 2023).

Figura 6: Ângulos articulares do membro superior

Articulação	Movimento	Grau de movimento (º)
Ombro	Flexão	0-180
	Extensão	0-45
	Adução	0-40
	Abdução	0-180
	Rotação interna	0-90
	Rotação externa	0-90
Cotovelo	Flexão	0-145
	Extensão	145-0
Radioulnar	Pronação	0-90
	Supinação	0-90
Punho	Flexão	0-90
	Extensão	0-70
	Adução (desvio ulnar)	0-45
	Abdução (desvio radial)	0-20
Carpometacárpica do polegar	Flexão	0-15
	Abdução	0-70
	Extensão	0-70
Metacarpofalangianas	Flexão	0-90
	Extensão	0-30
	Abdução	0-20
	Adução	0-20
Interfalângicas Proximais	Flexão	0-110
	Extensão	0-10
Interfalângicas Distais	Flexão	0-90
	Flexão Int. do polegar	0-80
	Extensão Int. do polegar	0-20
	Extensão Int. 2 ao 5 dedo	0-10

Fonte: Manual de goniometria (2003)

A articulação do cotovelo é considerada uma articulação em dobradiça axial e no momento dos testes com o goniômetro deve ocorrer no plano sagital.

Conforme visualizado na Figura 6, os ângulos de flexão e extensão variam de 0° à 145°. Na Figura 7 é possível visualizar o uso do goniômetro para medição do ângulo da articulação do cotovelo, na posição de flexão (MARQUES, 2023).

Figura 7: Uso do goniômetro para verificação do ângulo da articulação.



Fonte: Manual de goniometria (2003)

2.5 FORÇA DE PREENSÃO

A redução da força muscular, hemiparesia, é uma das sequelas em pacientes acometidos de AVC, que acabam por causar dependência para realização de atividades do dia a dia (O'SULLIVAN e SCHMITZ, 2003). Sendo assim a mensuração da força muscular é muito importante para direcionar o tratamento.

Para a avaliação da força muscular existem vários métodos avaliativos, mas a dinamometria é o que mais seguro e é utilizada como indicador da força (O'SULLIVAN e SCHMITZ, 2003). Com o uso da dinamometria é possível prever algumas condições de saúde do paciente, como: saúde nutricional, alterações no metabolismo e um prognóstico de recuperação (SCHLÜSSE *et al*., 2008; Sasaki *et al*., 2007; NORMAN *et al*., 2005; AQUINO *et al*., 2007), confirmando ser um método importantíssimo para as avaliações da atividade muscular, planejamento do tratamento e também como um indicador de funcionalidade motora.

A força de preensão manual pode ser mensurada por meio de dinamômetros manuais, que calibrados, captam a força por meio de células de carga e enviam para um sistema analógico ou digital, dependendo do modelo de

dinamômetro utilizado (SCHLÜSSE *et al*., 2008). As imagens de diferentes tipos de dinamômetro podem ser observadas na Figura 8.

Figura 8: Tipos de dinamômetros. (A) Dinamômetro digital. (B) Dinamômetro Hidráulico.

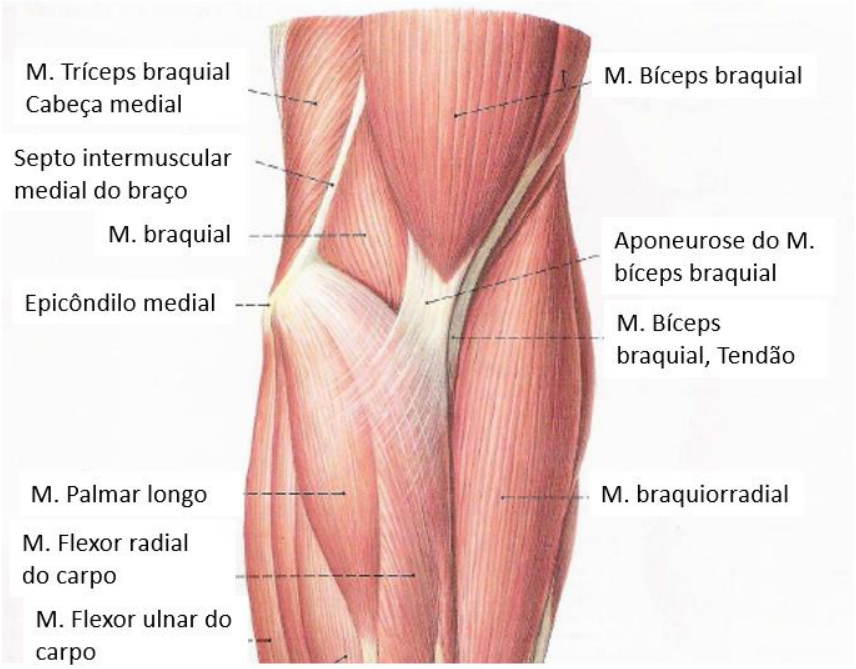


Fonte: Center Medical (2025)

2.6 O COTOVELO

O conjunto articular do cotovelo é composto pela união dos ossos (úmero, rádio e ulna), ligamentos e músculos (DEWALD *et al*., 1995; KUTLU *et al*., 2016). Os ligamentos colateral ulna, o colateral radial e o anular do radial são responsáveis pela estabilização do cotovelo. A estabilidade do cotovelo é garantida pelos ligamentos (colateral ulnar, colateral radial e anular do radio), estrutura óssea e cápsula articular (DEWALD *et al*., 1995; KUTLU *et al*., 2016). Esse conjunto de ossos e ligamentos faz com que o membro superior tenha três graus de liberdade que permitem os movimentos de pronação e supinação e os movimentos de flexão e extensão (BISSET e VICENZINO, 2015). Os músculos utilizados para a movimentação do cotovelo na flexão são o braquiorradial, braquial e bíceps braquial. Já para a movimentação do cotovelo na extensão são utilizados o músculo tríceps braquial e o ancôneo são utilizados (SOBOTTA, 2000). A Figura 9 ilustra os músculos que compõem a articulação do cotovelo.

Figura 9:Músculos da articulação do cotovelo.



Fonte: Sobotta (2000)

A movimentação do membro superior se dá por meio da articulação óssea. Essas articulações são compostas por músculos flexores e extensores, capazes de diminuir ou aumentar o ângulo dos membros superiores (MULRONEY e MYERS, 2009). O cotovelo, por sua vez pode executar alguns movimentos básicos, como a flexão, que acontece quando existe uma diminuição do ângulo de abertura em função da movimentação do punho em direção ao ombro. Já o movimento de extensão se realiza ao contrário, com o punho mais longe possível do ombro (SOBOTTA, 2000). Esses tipos de movimento podem ser observados na Figura 10.

Figura 10: Tipos de movimentos da articulação do cotovelo.



Fonte: https://ortopediaeombro.com.br/rigidez-cotovelo/ (acesso em 05/02/2025)

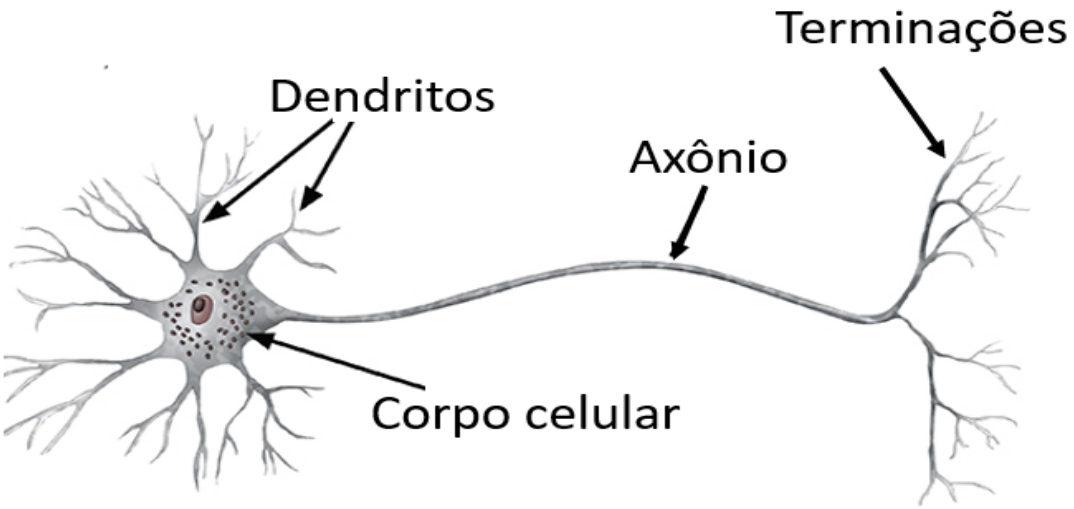
2.7 SISTEMA NERVOSO

O sistema Nervoso Central é composto pela parte de sensoriamento que, recebe e monitora as informações captadas pelo corpo humano e a parte motora, que é a responsável pelo controle dos músculos e pela movimentação (GUYTON, 1998).

2.7.1 Neurônio

Os neurônios são as células que, por meio dos impulsos eletroquímicos geraram, recebem e transmitem informações pelo nosso corpo. Os neurônios, Figura 11, são compostos pelo núcleo, dendritos e um axônio (BHATNAGAR, 2008). Os dendritos são as partes receptoras do neurônio, que em seu núcleo integra todas as informações e as transporta os impulsos nervosos até outro neurônio ou para uma glândula ou fibra muscular.

Figura 11: Neurônio.



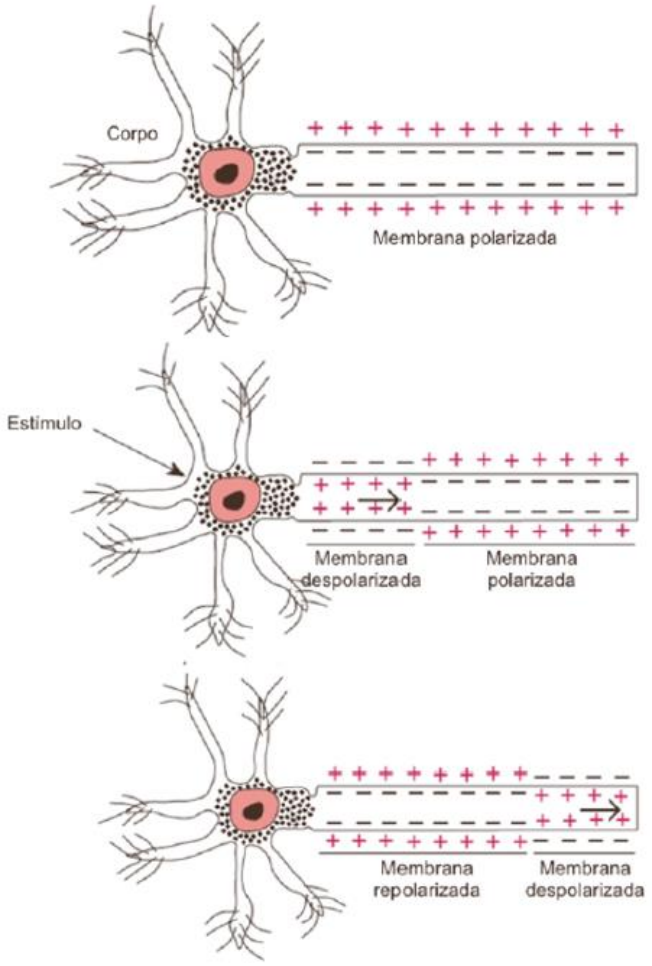
Fonte: Bhatnagar (2008)

2.7.2 Impulso nervoso

O impulso nervoso acontece quando um potencial de ação é gerado pelos neurônios. O potencial de ação ocorre quando há uma movimentação de íons pela membrana celular e que acaba gerando potencial elétrico (BHATNAGAR, 2008). O potencial de ação acontece pelas diferentes concentrações de íons no interior e exterior da célula. O neurônio ao interagir com a membrana do axônio deixa a membrana pós-simpática mais permeável, abrindo seus canais de íon,

iniciando assim o ciclo do potencial de ação (BHATNAGAR, 2008; GUYTON, 1988). A Figura 12 ilustra o comportamento do axônio durante o potencial de ação.

Figura 12: Comportamento do axonio durante o potencial de ação.



Fonte: Bhatnagar (2008)

O potencial de ação são reações eletroquímicas que são responsáveis pelo envio dos sinais vindo dos neurônios e são as variações rápidas dos potenciais internos e externos da membrana da célula nervosa. Esses sinais caminham pelo axônio até atingir suas terminações (BHATNAGAR, 2008).

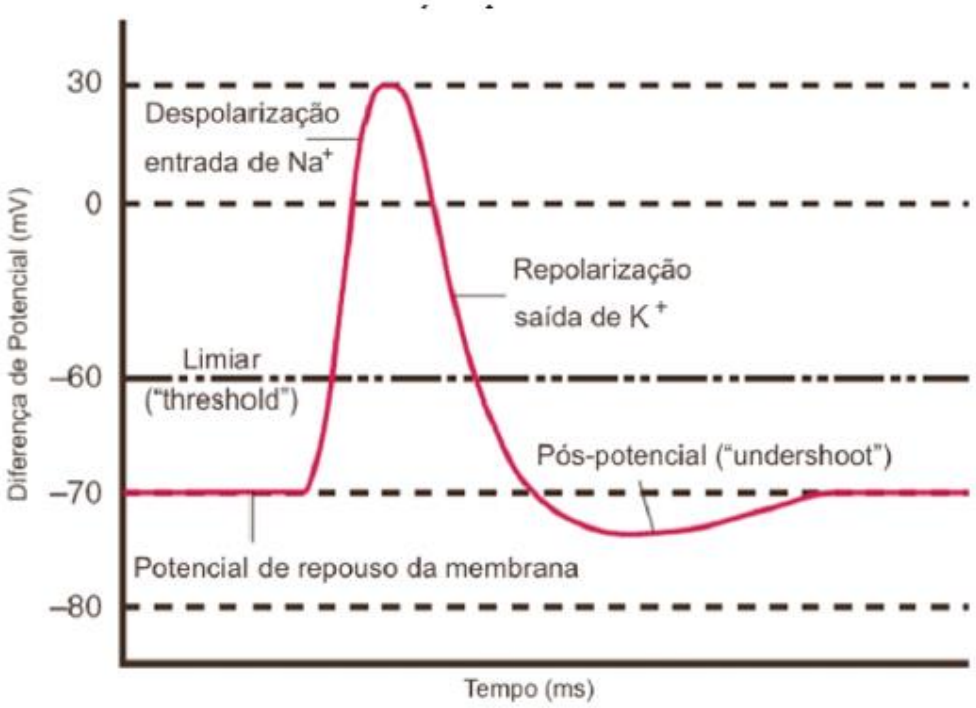
Esse potencial se inicia com uma mudança repentina do potencial de repouso negativo para um positivo, em seguida retornando para o potencial negativo (GUYTON, 1988).

Na fase de repouso a membrana celular neural tem a característica de impermeabilidade de entrada aos íons de Sódio (NA^+) fazendo com que internamente haja muitos íons de Potássio (K^+). Quando ocorre algum estímulo,

químico, elétrico, mecânico ou térmico o ciclo do potencial de ação tem seu início. Nesse momento, a membrana fica mais permeável ao íon de Sódio (NA^+), liberando assim a passagem para que eles entrem na membrana, acontecendo assim o fenômeno da despolarização. Esses íons de Sódio caminham rapidamente para dentro das células fazendo que que elas fiquem com uma carga positiva, podendo chegar a até 30μV (BHATNAGAR, 2008).

A fase de repolarização da célula se dá de maneira inversa e a membrana torna-se impermeável aos íons de Na^+, evitando que eles penetrem no interior da célula, porém são permeáveis aos íons de K^+, permitindo que eles retornem para dentro da célula e fazendo com que seu potencial seja negativo (KOVAKS, 1997). A Figura 13 ilustra as fases do potencial de ação das fibras nervosas.

Figura 13: Potencial de ação das fibras nervosas.



Fonte: Bhatnagar (2008)

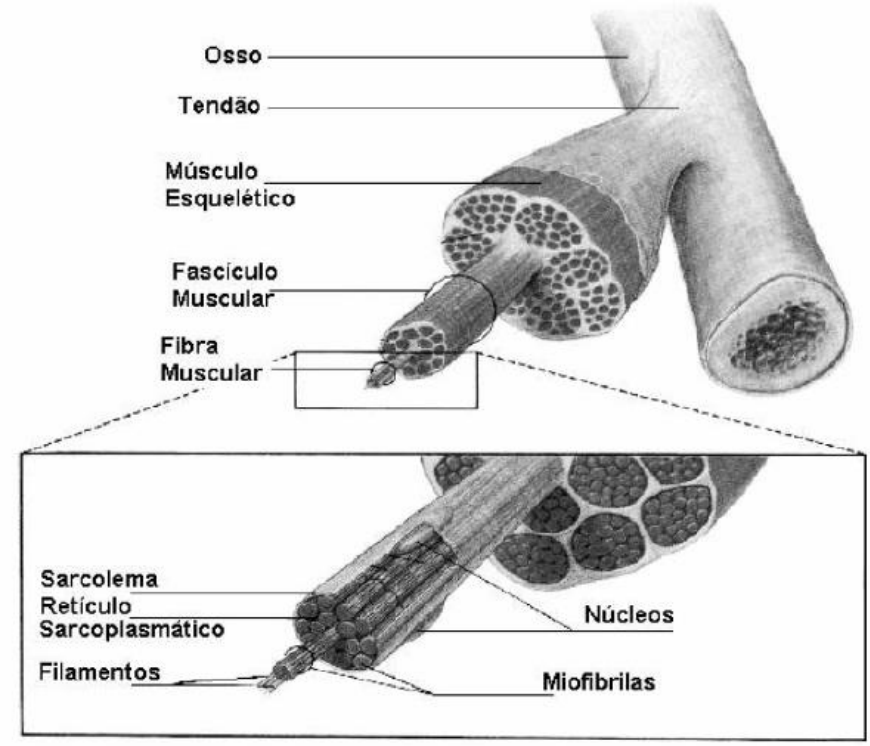
Caso o estímulo enviado à célula não ultrapasse o limiar de -60μV gera apenas um potencial de ação local que não é propagado para outras áreas. Um estímulo maior que o limitar citado faz com que esse potencial de ação seja propagado para regiões vizinhas, fazendo com que isso se torne uma sequência de potenciais de ação a uma velocidade de até 150m/s (KOVAKS, 1997).

2.8 FISIOLOGIA DOS MÚSCULOS

O corpo humano é composto por diferentes de músculos, sendo eles os esqueléticos, cardíacos e lisos (MULRONEY e MYERS, 2009).

Os músculos esqueléticos são os responsáveis em movimentar nosso corpo de forma voluntária por meio de algum estímulo. Essa movimentação ocorre porque suas extremidades estão acopladas nos ossos por meio de tendões. Esses músculos são compostos de fascículos musculares e esses por sua vez, formados pelas fibras musculares. As fibras musculares possuem um formato cilíndrico e sua dimensão pode variar de 10 a 80μm. A composição das fibras musculares esqueléticas tem as miofibrilas, núcleo celular e o Retículo Sarcoplasmático e todos estão envoltos em uma membrana chamada Sarcolema (BELTRAMINI, 1999). A estrutura do músculo esquelético pode ser observada na Figura 14.

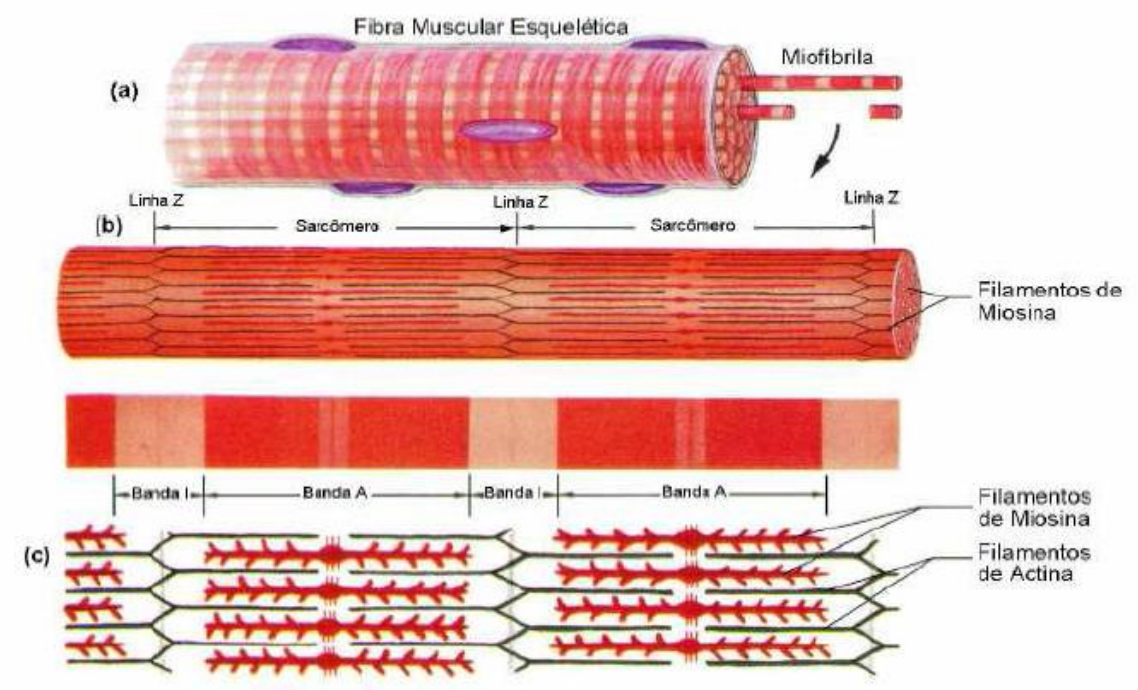
Figura 14: Estrutura do musculo esquelético.



Fonte: Beltramini (1999)

As miofibrilas tem como partes principais as miofilamentos de miosina (mais grossos) e actina (filamentos mais finos). Esses filamentos de miosina e actina sãos dispostos em camadas ao longo da fibra muscular dando um aspecto estriado (BELTRAMINI, 1999), como ilustra a Figura 15.

Figura 15: (a) Fibra muscular, (b) Miofibrila e (c) Filamentos de actina e miosina

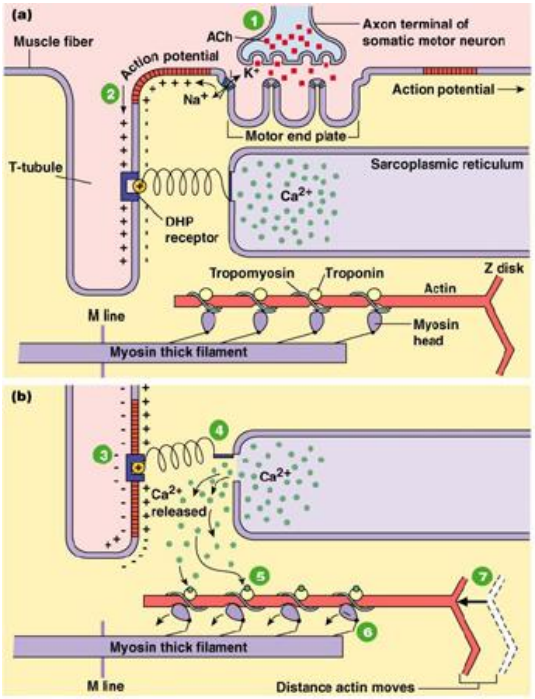


Fonte: Beltramini (1999)

2.9 CONTRAÇÃO MUSCULAR

A contração muscular se dá por meio de impulsos nervosos que trafegam pelos neurônios até suas terminações, que se encontram acopladas as fibras do músculo esquelético. Quando o potencial de ação é recebido de um neurônio e encontra a fibra muscular, alterações na permeabilidade do retículo sarcoplasmático acontecem e um volume de cálcio (Ca) entra no sistema e forma uma mistura com as proteínas miosina e actina, fazendo com que elas deslizem uma em direção às outra. Os íons de cálcio têm grande propriedade de atrair os filamentos de actina e miosina, o que resulta na contração muscular (MULRONEY e MYERS, 2009). A Figura 16 ilustra a forma que se dá a contração muscular.

Figura 16: Contração muscular.



1 – Liberação de neurotransmissor na placa motora;

2 – Despolarização da membrana;

3 – Ativação do receptor de diidropiridina (DHP);

4 – Liberação de Ca^{++} do retículo sarcoplasmático;

5 – Interação Ca^{++} e Troponina;

6 – Deslocamento da tropomiosina e acoplamento da cabeça de miosina (atividade ATPásica);

7 – Encurtamento do sarcômero.

Fonte: Netter (2009)

2.10 BIOMECÂNICA

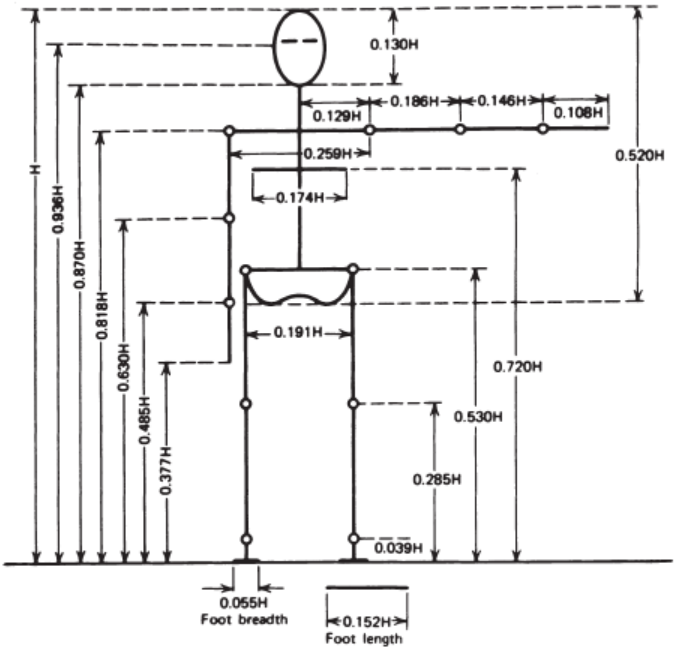
A biomecânica, com raízes nos primórdios da filosofia, remonta à busca dos primeiros pensadores por compreender as forças motrizes subjacentes aos seres humanos e animais, investigando os mecanismos de seus movimentos (AMADIO *et al*., 1999). Essa área de estudo consiste na aplicação dos princípios da física aos sistemas biológicos, visando compreender os padrões de movimento dos organismos vivos. O emprego de conceitos físicos, como alavancas e polias, entre outros, auxilia na compreensão das forças atuantes nos sistemas biológicos (AMADIO *et al*., 1999).

O desenvolvimento de dispositivos para reabilitação ativa assistida requer o estudo dos princípios biomecânicos (ZHOU, LEE e BAI, 2017; JOBBAGY *et al*., 2014), uma vez que tais princípios são fundamentais para garantir uma interação harmoniosa entre o dispositivo e o paciente. Há uma preocupação particular com o comportamento das articulações dos pacientes e dos dispositivos, os quais devem operar com o máximo de suavidade possível.

Em relação às medidas antropométricas, a Figura 17 ilustra o comprimento dos segmentos do corpo humano expresso como fração da altura do corpo de um indivíduo. Como exemplo podemos considerar um indivíduo

qualquer com a altura “H” de 1,90m e extrapolar que a medida do segmento pé-joelho é de 0,285 vezes a altura “H”. Esses valores são fundamentais para o dimensionamento das partes estruturais do projeto (WINTER, 2009).

Figura 17: Comprimento dos segmentos como fração da altura total.



Fonte: Winter (2009)

2.11 TERAPIA DO ESPELHO

A Terapia do Espelho (TE) é uma técnica de neuroreabilitação de baixíssimo custo e muito fácil de ser aplicada (ZENG *et al.*, 2018). A TE é uma técnica de reabilitação que compreende a utilização de um espelho que é colocado entre os membros superiores. A Figura 18 ilustra um exemplo do posicionamento do espelho para a prática dessa terapia.

Figura 18: Terapia do espelho.



Fonte: Dohle (2009)

A intensão é que o espelho bloquei a visão do membro sequelado e permita apenas o reflexo do membro sadio, levando a ilusão da movimentação do membro parético (ROTHGANGEL *et al.*, 2011). O paciente então é induzido a movimentar o membro sadio e verificar o movimento no espelho. Essa ilusão que é induzida visualmente por meio do reflexo do espelho, é um gatilho para as atividades neurais responsáveis pela área motora, induzindo a neuroplasticidade (BYBLOW *et al*., 2012).

Em diversas situações foi possível observar melhorias nas funções motoras, melhor controle dos movimentos e melhoria das dependências funcionais diárias, quando comparadas com uma terapia convencional (LIN *et al*. 2014; WU *et al*. 2013). A TE também melhorou os déficits sensoriais e reduziu a dor, o que pode ser atribuído ao encaminhamento da sensação e ao aumento do soma cortical para representações sensoriais.

2.12 FISIOTERAPIA CONVENCIONAL

A obtenção do movimento voluntário do membro superior é uma meta primordial no processo de reabilitação do cotovelo, sendo empregadas diversas técnicas de treinamento e reabilitação para alcançar esse objetivo. Testes de tarefas específicas são amplamente empregados na comunidade fisioterapêutica, visando facilitar o reaprendizado motor do paciente através de repetidos treinamentos de tarefas clinicamente relevantes e adaptados às necessidades individuais de cada paciente (MAITIN, 2015).

A terapia por contenção induzida é uma técnica amplamente utilizada, baseando-se na intensa utilização do membro comprometido para promover sua recuperação. Sessões prolongadas e diárias são empregadas ao longo de um período extenso (DROMERICK *et al*., 2009), podendo incluir até 5 horas por dia, 5 dias por semana, durante 14 semanas (DROMERICK *et al*., 2009).

A fisioterapia utilizando Estimulação Elétrica Funcional também é amplamente empregada na reabilitação de pacientes com comprometimento nos membros superiores. Esta técnica fundamenta-se na estimulação dos neurônios inferiores não afetados, utilizando eletrodos de superfície para induzir a contração dos músculos paralisados (CHAE, SHEFFLER e KNUTSON, 2015), contribuindo para a reabilitação efetiva.

2.13 DISPOSITIVOS ATIVO ASSISTIDOS

Na área da bioengenharia, os exoesqueletos representam dispositivos vestíveis externamente pelo paciente, projetados para operar em paralelo com os membros, visando complementar funções de movimento ou recuperação. Um desafio significativo na construção desses dispositivos é a montagem harmoniosa nos pacientes, evitando a ocorrência de forças que possam desestabilizar o sistema, mantendo-o em cooperação com o usuário (SICURI, PORCELLINI e MEROLLA, 2014).

Esses dispositivos estão em constante desenvolvimento para replicar movimentos ou funções específicas e substituir membros do corpo humano. Na indústria, são utilizados para aumentar a força na movimentação de cargas, prevenindo problemas ergonômicos e aumentando a produtividade. Na área de reabilitação podem realizar movimentos passivos, nos quais apenas o dispositivo atua, movimentos ativos assistidos, onde o paciente inicia o movimento e o dispositivo auxilia na continuidade, ou ainda movimentos resistivos, aplicando resistência ao movimento do paciente (VESLIN *et al*., 2011; ARAÚJO e PINOTTI, 2011).

Esses dispositivos são construídos sobre diversas plataformas, podendo ser mecânicos, eletrônicos, pneumáticos ou robóticos. Nos dispositivos mecânicos, há uma preocupação em reduzir a rigidez das articulações, buscando minimizar o impacto dessa variável (MANNA e DUUBEY, 2017). Os dispositivos pneumáticos são valorizados por sua acessibilidade, leveza e facilidade de uso, embora frequentemente ofereçam apenas um grau de liberdade. Sua suavidade de operação e facilidade de uso são fatores motivadores para pesquisas nesse campo (TANIGUSHI *et al*., 2015; KOH *et al*., 2017).

Outras tecnologias pneumáticas envolvem o uso de músculos artificiais para reabilitação e aumento de força em membros comprometidos (KOH *et al*., 2017; TONDU, 2012). Por outro lado, os sistemas robóticos são mais complexos, volumosos e caros, o que dificulta a obtenção de um arranjo que combine movimentos dinâmicos, leveza e facilidade de uso pelos pacientes (CHEN e LUM, 2018).

2.14 USO DO ROBÔ NA FISIOTERAPIA

A origem dessa tecnologia remonta ao uso em salas de cirurgia, onde braços mecânicos controlados por médicos proporcionam uma precisão milimétrica durante procedimentos cirúrgicos (SKINOVSKY *et al*., 2008). A Terapia por robô (RT) é caracterizada por uma prática intensiva, repetitiva e específica de tarefas que incorporam componentes fundamentais da aprendizagem motora e neurorreabilitação.

Atualmente, essa mesma tecnologia é amplamente adotada no campo da reabilitação, especialmente por indivíduos com comprometimento dos membros superiores ou inferiores devido a lesões cerebrais, demonstrando benefícios significativos e melhorias na qualidade da recuperação (KREBS *et al*., 2015).

Desde o final dos anos 90, uma variedade de dispositivos robóticos para reabilitação foram desenvolvidos, e é fundamental considerar não apenas seu papel como auxiliar nos movimentos, mas também como um meio de reabilitação efetiva dos movimentos dos pacientes (JARRASSÉ *et al*., 2014). A integração de sensores permite que a tecnologia assistida ativa realize a correção dos movimentos do paciente e forneça orientação para execução correta, até mesmo possibilitando que o dispositivo complete o ciclo do movimento, se necessário (KREBS *et al*., 2015).

Os robôs empregados na reabilitação, sejam eles efetores finais, elementos conectados na extremidade de um braço robótico ou exoesqueletos, oferecem uma precisão notável, o que permite aos pacientes realizarem um número significativamente maior de repetições de movimentos com uma precisão superior em comparação com a fisioterapia convencional (KREBS *et al*., 2015).

Diversas revisões sistemáticas indicam que a RT resulta em melhorias significativas na força motora dos membros superiores (MMSS), no comprometimento motor e na função motora em pacientes com AVC (KWAKKEL, KOLLEN e KREBS, 2008; MEHRHOLTS *et al*., 2015). Entretanto, a evidência quanto aos efeitos positivos na participação em atividades diárias permanece inconclusiva (MEHRHOLTS *et al*. 2008), especialmente no caso de pacientes com AVC crônico (MEHRHOLTS *et al*., 2015). É sugerido que os protocolos atuais de RT sejam modificados ainda mais, incluindo a combinação

da RT com abordagens contemporâneas, como a Terapia de Movimento Induzido (MTD) ou a Terapia de Movimento (TM), visando intensificar o tratamento e maximizar os benefícios em aspectos mais amplos dos resultados funcionais relacionados às atividades diárias (HUNG *et al*., 2019).

2.15 DISPOSITIVOS PNEUMÁTICOS

Na tentativa de se desenvolver protótipos e dispositivos de baixo custo, leves e fáceis de serem utilizados, sistemas pneumáticos estão sendo utilizados como alternativas para uma recuperação de cotovelos (OGUNTOSIN *et al*., 2015; WILKEMING, STOPPLER e IVLEV, 2015). Apesar desses sistemas normalmente terem apenas um grau de liberdade, *Degree of freedon* (DOF), a sua suavidade no acionamento e as facilidades acima mencionadas tem motivado uma grande quantidade de estudos e desenvolvimentos. Outras tecnologias envolvendo dispositivos pneumáticos utilizam músculos artificiais para a reabilitação e para o aumento de força nos membros comprometidos.

Os dispositivos pneumáticos utilizam componentes de baixo custo e uma pressão de acionamento bastante baixa, procurando manter movimentos suaves e com grande preocupação com o impacto no paciente (OGUNTOSIN *et al*., 2015).

2.16 CIRCUITOS PNEUMÁTICOS

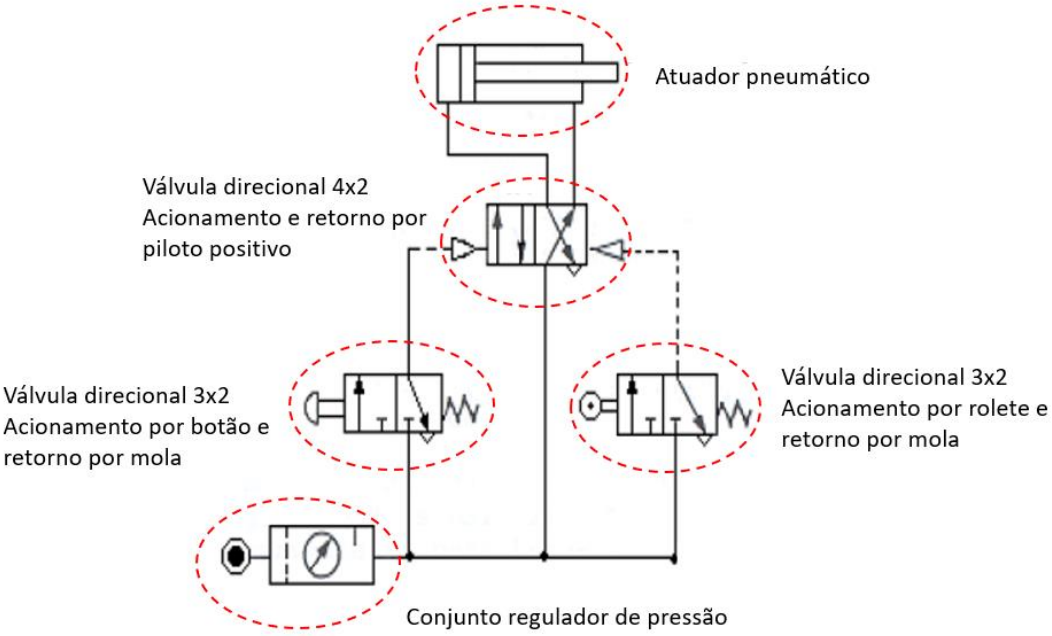
A utilização do ar comprimido como meio de transmissão de energia remonta a tempos antigos. A primeira referência conhecida é atribuída ao grego "Ktesibios", que construiu uma catapulta utilizando ar comprimido há mais de 2000 anos. No século X d.C., há registros de equipamentos acionados por ar aquecido descritos em livros. Somente a partir da década de 1950, a pneumática foi introduzida nas linhas de produção industrial (FESTO DIDATIC, 1995).

A pneumática ganhou destaque devido à crescente necessidade de automação de processos, resultando no desenvolvimento de sistemas e componentes para aprimorar a performance em áreas industriais, médicas e outras de grande importância. Atualmente, os sistemas acionados por ar comprimido desempenham um papel crucial em diversas operações em vários setores. Quando adequadamente controlado, o uso desse recurso apresenta

diversas vantagens, começando pela disponibilidade praticamente ilimitada e pelo transporte eficiente por meio de tubulações (FESTO DIDATIC, 1995).

Um circuito pneumático é composto por ar comprimido gerado por compressores, máquinas que aspiram ar atmosférico e o comprimem sob pressão em um ambiente fechado, além de tubulações e equipamentos específicos para diferentes necessidades. Os componentes básicos incluem atuadores lineares, que convertem energia pneumática em movimentos lineares, e válvulas, responsáveis por controlar o fluxo de ar comprimido no circuito. As válvulas podem ser direcionais, de bloqueio ou de controle de fluxo. A Figura 19 ilustra os principais componentes de um circuito pneumático (FESTO DIDATIC, 1995).

Figura 19: Principais componentes de um circuito pneumático.



Fonte: Adaptado de Festo Didatic (1995).

2.17 TERMINAL ROTULAR

Os terminais rotulares são peças normalmente utilizadas nas terminações de cilindros pneumáticos ou hidráulicos para a união do cilindro ao componente que se deseja. São compostos por uma haste com rosca interna ou externa e na outra extremidade uma cabeça em forma de olho com uma esfera alojada, formando um mancal para a rótula..

Sendo um componente mecânico e ajustável, esses componentes

garantem movimentos suaves de rotação, movimentos radiais e também movimentos oscilantes. A Figura 20 ilustra um terminal rotular.

Figura 20: Terminal rotular. (A) Vista frontal. (B) vista em perspectiva.



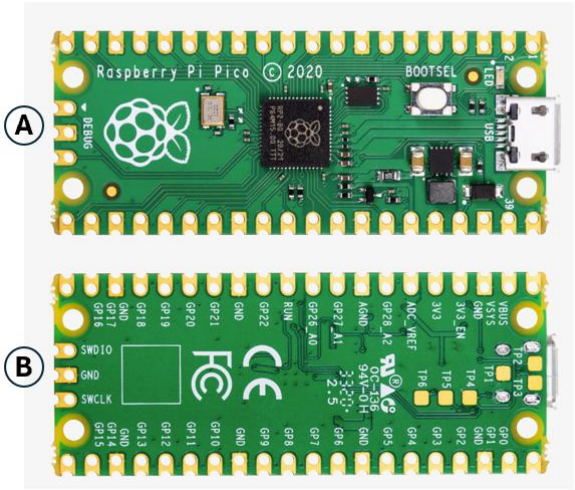
Fonte: Torpeça (2025)

2.18 MICROCONTROLADOR RASPBERRY

O Raspberry Pi Pico H é um microcontrolador de alto desempenho e baixo custo, centrado no microcontrolador RP2040. O RP2040 é equipado com um processador dual-core Arm Cortex-M0+ que opera a 133 MHz. Ele possui 264 KB de memória RAM, porém não possui memória flash embutida. No entanto, é compatível com memórias flash externas, o que o torna adequado para uma ampla variedade de projetos, como Internet das Coisas (IoT), automação residencial e robótica (OLIVEIRA, ZANETTI e NABARRO, 2018).

O microcontrolador oferece 26 pinos GPIO (*General Purpose Input/Output*) que podem ser utilizados para conectar sensores, atuadores e outros dispositivos externos. Além disso, possui interfaces para comunicação serial, I2C, SPI e USB e um suporte com barras de pino para a conexão com protoboards. Uma vantagem adicional do Raspberry Pi Pico H é a presença do MicroPython, uma implementação da linguagem de programação Python (https://www.python.org/downloads/). A Figura 21 ilustra a face superior e inferior do microcontrolador Raspberry Pi Pico H

Figura 21: Microcontrolador Rapsberry PI PICO. (A) Face superior. (B) Face inferior.



Fonte: Raspberry (2025)

2.19 ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS (FEA)

Para o perfeito dimensionamento de um componente, nesse caso metálico, é necessário além dos cálculos matemáticos um entendimento das forças físicas que atuarão sobre ele. Esse entendimento permite a criação de hipóteses sobre como o componente irá se comportar nessas situações (ALVES FILHO, 2013). A análise por elementos finitos (FEA) é uma ferramenta bastante utilizada em projetos de engenharia e permite ter soluções para problemas de engenharia como, análise de tensões, simulações de transferência de calor em componentes dentre outras (KIM e SANKAR, 2011).

A aplicação de algumas leis da mecânica estrutural é fundamental para o sucesso do dimensionamento. O componente analisado deve obedecer ao equilíbrio das forças, a compatibilidade de deslocamentos, e as especificações de comportamento do material. O método utiliza a divisão do corpo sólido em um número finito de elementos, que são ligados entre si e recebem a aplicação de um esforço, o qual gera um deslocamento ou resistência (MOAVENI, 1999).

2.20 ESCALA SUS

A Escala de Usabilidade SUS (*System Usability Scale*) é uma ferramenta utilizada em todo o mundo e serve para avaliar a aceitação dos usuários em relação à facilidade do uso de softwares e dispositivos físicos. Essa escala é composta de 10 afirmações e os usuários respondem utilizando uma escala de

1 à 5. Essa pontuação de 1 à 5 é a chamada escala de Likert, variando de "discordo totalmente" a "concordo totalmente". Essa escala foi criada por John Brooke em 1986 (BROOKE, 1986).

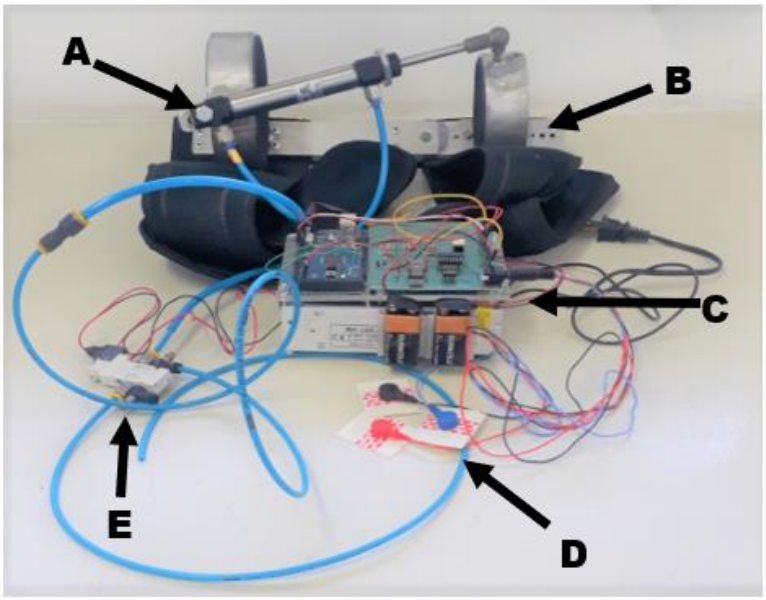
Os resultados permitem a avaliação rápida, por meio das respostas, se um dispositivo ou software é percebido como sendo fácil de operar/usar, confortável para uso e outros possíveis atributos.

Existe todo um método para avaliar os valores dados as 10 afirmações, utilizando cálculos e assim definir a quantidade de postos dessa escala. A somatória dos pontos após essa ponderação matemática pode ir de zero (0) a Cem (100). Alguns artigos mostram que um *score* acima de 68 pontos pode ser considerado como um produto aceitável. Quanto maior o score, o nível de aceitação, usabilidade tende ao grau máximo de satisfação do usuário (BANGOR, KORTUM e MILLER, 2008).

3 MÉTODOLOGIA

O desenvolvimento deste trabalho de doutorado teve como base a minha dissertação de mestrado defendido em outubro de 2019. O trabalho foi intitulado DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO PNEUMÁTICO PARA A REABILITAÇÃO DA ARTICULAÇÃO DO COTOVELO EM PACIENTES COM ALTERAÇÕES MOTORAS. A Figura 22 ilustra o dispositivo final desenvolvido que serviu como base para esse trabalho de pesquisa.

Figura 22: Dispositivo base para o desenvolvimento da Tese de doutorado. (A) Atuador pneumático. (B) Estrutura. (C) Circuito eletrônico. (D) Eletrodos de captação. (E) Válvula direcional.

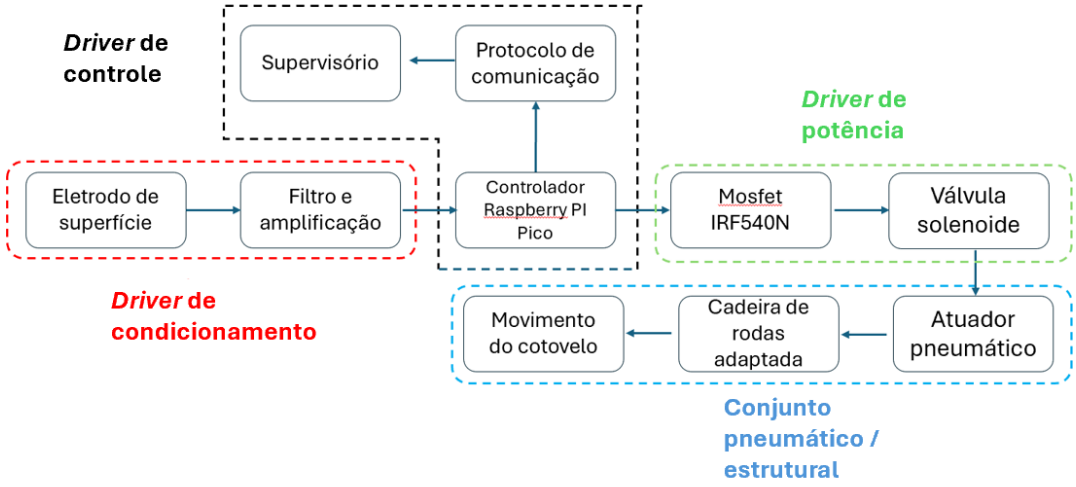


Fonte: Elaborado pelo próprio autor

Como continuidade, esse dispositivo teve sua tecnologia e desenvolvimento atualizados e agora acoplado em uma cadeira de rodas. O dispositivo será utilizado em conjunto com a metodologia de terapia do espelho, em pacientes com disfunções no membro superior. O projeto foi conduzido com recursos próprios.

A Figura 23 ilustra a estrutura do projeto através de um diagrama de blocos, especificado pelos *drivers* que cada componente é responsável. O diagrama é dividido por elementos e pelos blocos, sendo os elementos: eletrônicos, mecânicos e os de controle; já os blocos, representam cada etapa do projeto que serão especificadas neste capítulo do trabalho.

Figura 23: Diagrama de blocos – Estrutura do projeto



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

O desenvolvimento desse projeto foi conduzido com recursos próprios, com o custo estimado de R$ 2.900,00 que incluem a compra da cadeira de rodas, compressor, periféricos pneumáticos e mecânicos e os componentes eletrônicos.

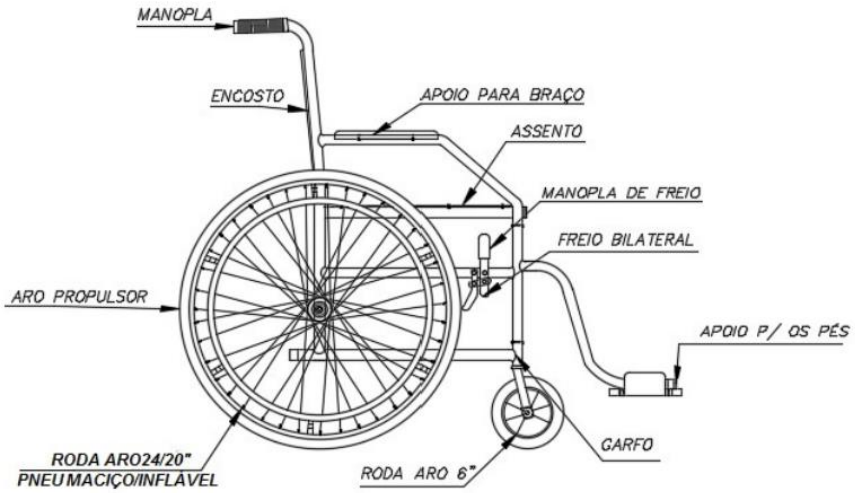
3.1 CONJUNTO ESTRUTURAL

O conjunto estrutural desse dispositivo é composto por uma cadeira de rodas, suporte tubular para apoio da mesa, estrutura metálica para colocação do atuador pneumático, apoio de antebraço e mesa de apoio. Todos esses componentes são necessários para que o paciente fique confortável e para que o sistema pneumático seja instalado perfeitamente.

3.1.1 Cadeira de rodas e suas adaptações

Para um maior conforto e facilidade para os participantes foi adquirida uma cadeira de rodas modelo CDS-102 da empresa CDS cadeira de rodas. Essa cadeira tem a capacidade máxima de 85 kg. A Figura 24 ilustra a cadeira adquirida para o experimento com suas partes e descrições.

Figura 24: Cadeira de rodas.



Fonte: CDS cadeiras de rodas (2024)

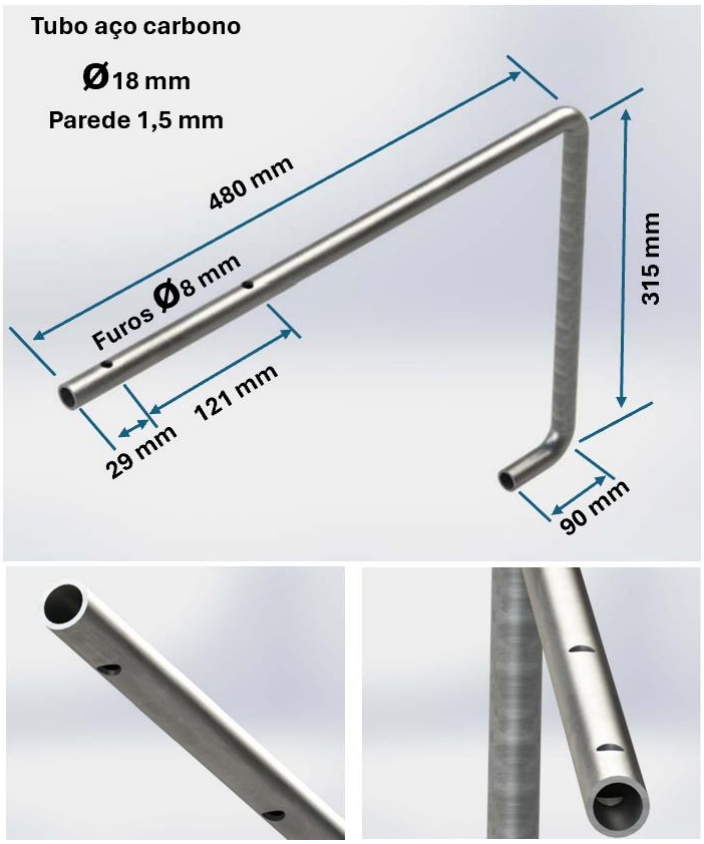
Para atender o projeto, a cadeira de rodas passou por um processo de adequações mecânicas para suportar as partes e equipamentos envolvidos.

3.1.2 Suporte tubular de apoio da mesa

O primeiro passo foi projetar o suporte tubular de acordo com as medidas necessárias sem que comprometesse a estrutura da cadeira e que mantivesse a segurança do usuário. Esse suporte tem a função de aumentar o comprimento da base de apoio do braço da cadeira e assim apoiar a mesa de madeira que será incluída. Essa mesa terá a função de auxiliar no apoio dos braços do paciente.

Foi utilizado o *software* SolidWorks® 3D CAD para o projeto e para simular a resistência mecânica do tubo nas condições reais de utilização. Na Figura 25 é possível verificar as dimensões do suporte tubular desenvolvido.

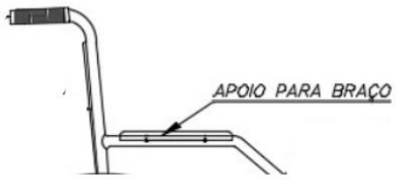
Figura 25: Dimensões e vistas do suporte tubular de apoio.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

Para a simulação foi utilizada uma carga de 20 kg projetada na perpendicular do maior comprimento do suporte tubular. Para a montagem do suporte projetado foi necessário retirar o apoio plástico original da cadeira para a utilização da furação existente. A Figura 26 ilustra a aposição do apoio plástico.

Figura 26: Localização do apoio de braço.



O suporte, então, foi acoplado e novamente parafusado na cadeira. A parte inferior do suporte tubular foi apoiada e encaixada mecanicamente na estrutura, por meio de uma abraçadeira. As Figuras 27 e 28 ilustram a montagem final do suporte tubular de apoio da mesa.

Figura 27: Suporte tubular instalado na cadeira de rodas.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

Figura 28: Cadeira de rodas antes e depois da instalação dos suportes da mesa.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

3.1.3 Estrutura para o atuador pneumático

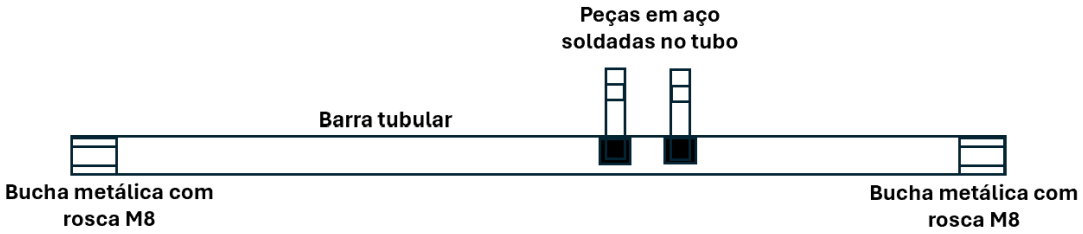
Como o dispositivo assistido utilizado nesse trabalho tem funcionamento pneumático é necessário que seja instalado na cadeira um atuador pneumático para realizar os movimentos que auxiliarão os participantes no processo de fisioterapia. Como poderá haver participantes com comprometimento do membro

superior em ambos os lados, foi instalado uma estrutura de cada lado da cadeira, podendo ser montado conforme o lado do membro superior comprometido do paciente.

A estrutura é composta por um tubo de aço, com diâmetro externo de 20 mm e paredes de 1,5mm, com duas buchas de aço inseridas em suas extremidades, para auxiliar a fixação na estrutura da cadeira. Essas buchas têm diâmetro externo de 17 mm, comprimento de 15 mm e um furo central com rosca M6. As buchas foram inseridas com interferência para que não se soltem.

Nessa barra tubular, além das buchas, foram soldadas duas peças em aço carbono, com furação de 8 mm para que o atuador pneumático seja colocado. Veja a Figura 29 que mostra um esquemático da peça.

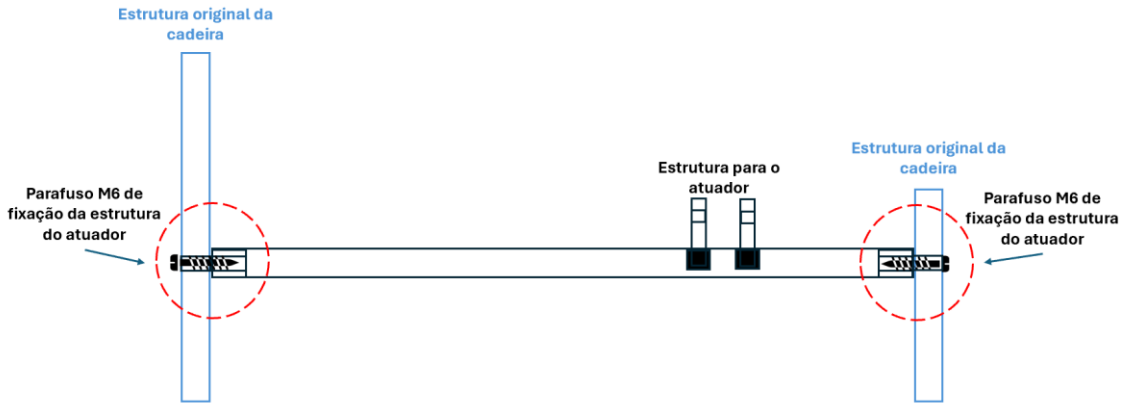
Figura 29: Croqui da estrutura para o atuador pneumático.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

Uma vez que as estruturas de suporte foram fabricadas, furos de 6 mm na estrutura original da cadeira foram realizados para receber o suporte. Os suportes foram presos na estrutura da cadeira por meio de parafusos M6, que atravessaram o tubo original da cadeira e foram rosqueados nas buchas metálicas inseridas com interferência. Veja a Figura 30 que mostra o detalhe da fixação da estrutura para o atuador pneumático na estrutura original da cadeira. Esse trabalho foi executado nos dois lados da cadeira.

Figura 30: Esquema de montagem da estrutura para o atuador pneumático na cadeira de rodas.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

A estrutura de fixação do atuador pneumático foi fabricada conforme projeto e instalada no lado direito da cadeira de rodas. Essa estrutura receberá o atuador pneumático. É possível observar a estrutura montada na Figura 31.

Figura 31: Estrutura de fixação do atuador pneumático na cadeira de rodas.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

Para validar esse projeto foi utilizado estudo de “Elementos Finitos” para simular as reações dessa estrutura quando solicitada. Baseado nos cálculos da massa do antebraço, mão e componentes metálicos (ver no próximo tópico o racional dos cálculos) foi utilizado um valor de força de 100,0 N (Newtons) como base para os cálculos.

Para os cálculos das reações por meio do método de Elementos Finitos foi utilizado o software Autodesk Inventor. É possível verificar os resultados dos cálculos e as simulações de como essa barra de apoio que suporta o cilindro se comporta a uma força de 100N. Primeiramente a Figura 32 ilustra os dados principais para a execução dos cálculos e simulações. O “SolidWorks” usa o método dos elementos finitos (FEM/FEA) para os cálculos de Tensões e deformações sob diferentes tipos de carga, bem como o Deslocamentos máximos e fator de segurança (Safety Factor).

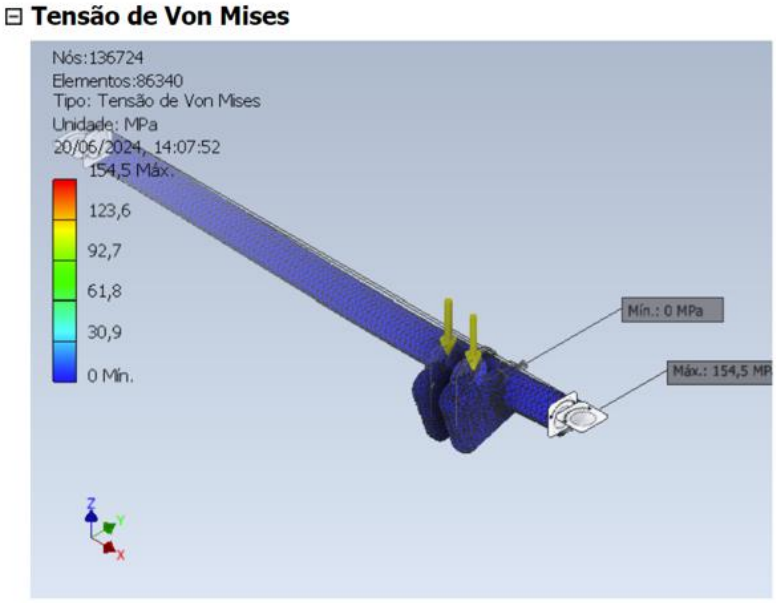
Figura 32: Dados inseridos para o cálculo das reações.

Massa	0,461659 kg
Área	62522,8 mm^2
Volume	58809,3 mm^3
Centro de gravidade	x=237,501 mm y=-7,29584 mm z=1,58696 mm

Nome	Aço, suave	
Geral	Densidade de massa	7,85 g/cm^3
	Resistência à escoamento	207 MPa
	Resistência máxima à tração	345 MPa
Tensão	Módulo de Young	220 GPa
	Coeficiente de Poisson	0,275 s_m
	Módulo cortante	86,2745 GPa
Nome(s) de peça	Suporte.ipt Tubo de Apoio.ipt Arruela.ipt	

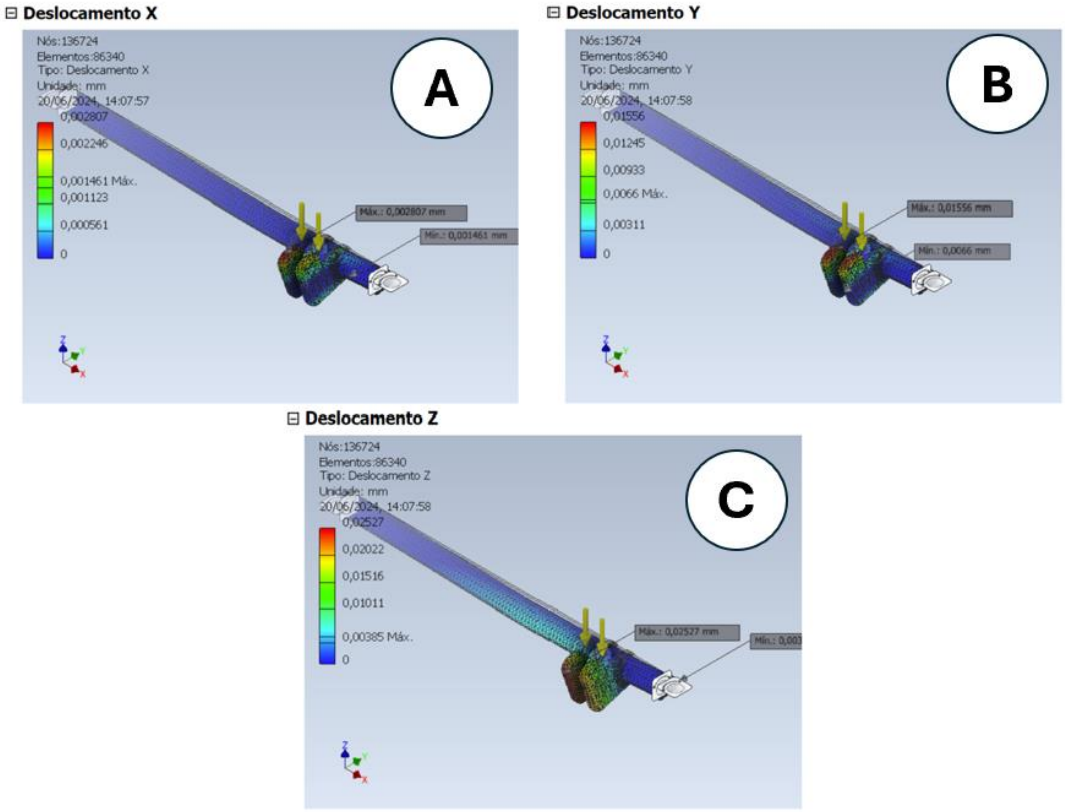
Com todos os dados inseridos no software, dimensões, materiais e a força que será aplicada, o software realiza os cálculos gerando as imagens que demonstram se a força aplicada causará algum tipo de problema dimensional e ou de projeto. Esses resultados são analisados levando em consideração o deslocamento, tensões e nesse caso deformações. A tensão de Von Mises é um tipo de cálculo de análise estrutural usado para avaliar se um material dúctil (como o aço ou o alumínio) vai ceder ou falhar sob um determinado estado de tensões. A verificação tem como resultado imagens renderizadas que mostram o comportamento da peça analisada. A Figura 33 ilustra os resultados da Tensão de Von Mises, já a Figura 34 ilustra o deslocamento do material.

Figura 33: Imagem renderizada da tensão de Von Mises.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

Figura 34: Imagem renderizada da cálculo do deslocamento no eixo “x”, “Y” e “Z”. (A) Deslocamento no eixo X. (B) Deslocamento no eixo Y. (C) Deslocamento no eixo Z.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

Na Figura 35 é possível verificar os resultados da simulação, que mostram as tensões aplicadas na peça, bem como possíveis deslocamentos e

deformações. Após a simulação os resultados de deformação e deslocamento da peça foram na casa de milésimos de milímetros (1/1000 mm), o que não é significante para os testes. Outra informação importante é que nenhuma das tensões calculadas teve o resultado maior que a tensão equivalente de Von Mises, mostrando que a estrutura pode ser utilizada sem riscos.

Figura 35: Resultados da simulação.

Resumo de resultados

Nome	Mínima	Máxima
Volume	58803,9 mm^3	
Massa	0,461617 kg	
Tensão de Von Mises	0,000042405 MPa	154,492 MPa
Primeira tensão principal	-7,57176 MPa	207,122 MPa
Terceira tensão principal	-91,4721 MPa	40,3668 MPa
Deslocamento	0,0000412133 mm	0,0281454 mm
Fator de segurança	1,33988 s_m	15 s_m
Tensão XX	-55,1214 MPa	41,325 MPa
Tensão XY	-33,3686 MPa	20,1033 MPa
Tensão XZ	-36,4131 MPa	19,7328 MPa
Tensão YY	-43,3072 MPa	147,551 MPa
Tensão YZ	-25,6108 MPa	68,2956 MPa
Tensão ZZ	-39,0294 MPa	127,475 MPa
Deslocamento X	-0,00280723 mm	0,00146093 mm
Deslocamento Y	-0,0155568 mm	0,00659822 mm
Deslocamento Z	-0,0252695 mm	0,00385013 mm
Deformação equivalente	0,000000000211164 s_m	0,000670325 s_m
Primeira deformação principal	-0,000000852414 s_m	0,000804929 s_m
Terceira deformação principal	-0,000403231 s_m	-0,0000000000581228 s_m
Deformação XX	-0,00019288 s_m	0,000143901 s_m
Deformação XY	-0,000193386 s_m	0,000116508 s_m
Deformação XZ	-0,00021103 s_m	0,00011436 s_m
Deformação YY	-0,000254394 s_m	0,000459685 s_m
Deformação YZ	-0,000148427 s_m	0,000395804 s_m
Deformação ZZ	-0,0000993014 s_m	0,000343336 s_m
Pressão de contato	0 MPa	82,4695 MPa
Pressão de contato X	-43,8573 MPa	67,8231 MPa
Pressão de contato Y	-40,5048 MPa	32,1565 MPa
Pressão de contato Z	-49,4907 MPa	76,2482 MPa

3.1.4 Mesa de apoio

A mesa de apoio é um componente simples. É uma peça é de *Medium Density Fiberboard* (MDF). A mesa é encaixada no suporte tubular de apoio, Item 2 dessa seção, por meio de presilhas para eletrodutos. A Figura 36 ilustra a mesa de apoio em MDF. Essa mesa foi projetada com os cantos arredondados para melhoria da parte ergonômica e para evitar acidentes com os pacientes.

Figura 36: Mesa de apoio em MDF.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

3.2 CIRCUITO PNEUMÁTICO

Para o dimensionamento do atuador pneumático é importante saber as massas do antebraço e da mão dos indivíduos que utilizarão o sistema. Para tal foi utilizado os princípios da biomecânica descritos nos estudos de Winter (1990). Nesse estudo Winter (1990) definiu os percentuais da massa total de um ser humano em partes menores, como mão, antebraço, braço etc. A Tabela 2 ilustra o resumo da tabela antropométrica de Winter.

Tabela 2: Resumo da tabela antropométrica de *Winter.*

Segmento	Ponto proximal	Ponto distal	%CM/PP	%CM/PD	%M
Mão	Punho	2ª falange hálux	0,506	0,494	0,6
Antebraço	Cotovelo	Punho	0,430	0,570	1,6
Braço	Ombro	Cotovelo	0,436	0,564	2,8
Cabeça+tronco	Crânio	Pelve	0,604	0,396	57,8
Coxa	Pelve	Joelho	0,433	0,567	10
Perna	Joelho	Maléolo medial	0,433	0,567	4,65
Pé	Maléolo	MTF II	0,500	0,500	1,45

M= massa total do indivíduo, CM = centro de massa, PP= ponto proximal, PD = ponto distal

Com base na Tabela 3 é possível identificar a porcentagem de massa que a mão, 0,6% e do antebraço, 1,6% representam do valor total da massa de um indivíduo. Como os valores dessa tabela são em porcentagem, isso permite que esse estudo possa ser utilizado para diferentes indivíduos com diferentes massas.

Ainda no processo de definição da massa da mão e do antebraço foram utilizadas informações do peso médio da população, por idade e informações sobre o número de casos de AVC e suas idades. A Tabela 3 mostra o peso médio da população brasileira por idade.

Tabela 3: Peso médio da população brasileira por idade.

Idade ou grupo de idade (anos)	Amostra	População	Peso médio (Kg)
10	1.791	1.719.538	33,4
15	1.871	1.830.260	57,0
20 a 24	8.299	8.300.266	69,4
25 a 29	8.084	8.153.741	72,7
30 a 34	7.044	6.913.122	74,2
35 a 44	12.511	12.727.005	74,6
45 a 54	9.845	10.394.604	74,6
55 a 64	6.585	6.949.809	73,1
65 a 74	4.035	4.135.971	70,3
75 e mais	2.229	2.308.499	66,8

Rolin e Martins (2011) realizaram um estudo considerando o número de internações por AVC no Serviço Único de Saúde (SUS) durante os anos de 2006 e 2007. Esse estudo identificou 16.879 internações, sendo que a média de idade média dos indivíduos foi de 64,8 anos.

Considerando a idade média dos pacientes, 64,8 anos e os dados da Tabela 3 é possível inferir o peso médio dos indivíduos acometidos de AVC é 70,3 kg. Para uma maior segurança no dimensionamento do cilindro será considerada uma massa de 100 kg.

Para escolha do atuador foi considerada a massa da mão, do antebraço

e das partes mecânicas do dispositivo, terminal rotular, prolongador metálico, apoio do antebraço e os elementos de fixação (parafuso e porca). Após o desenvolvimento desses componentes mecânicos foi realizada uma pesagem, utilizando uma balança eletrônica da marca GEHAKA com capacidade máxima de pesagem de 1.010 g e precisão de 0,01 g.

A massa do antebraço foi calculada utilizando a Equação (1) e informações dos estudos antropométricos de Winter (1990), que define a massa do antebraço como 1,6% da massa total do indivíduo.

$$Ma = Mt \,.\, 1{,}6\% \qquad (1)$$

onde:

M_a é a massa do antebraço

M_t é a massa do indivíduo

Para um indivíduo de 100Kg tem-se:

$$M_a = 100\ Kg\ x\ 1{,}6\% = 1{,}6\ Kg$$

A massa do antebraço foi calculada utilizando a Equação (2) e informações dos estudos antropométricos de Winter (1990), que define a massa da mão como 0,6% da massa total do indivíduo.

$$Mm = Mt \,.\, 0{,}6\% \qquad (2)$$

Onde,

M_m é a massa da mão

M_t é a massa do indivíduo

Para o mesmo indivíduo de 100 Kg tem-se:

$$M_m = 100\ Kg\ x\ 0{,}6\% = 0{,}6\ Kg$$

Após os cálculos da massa do antebraço e da massa da mão esses valores foram adicionados a massa dos componentes mecânicos utilizados no dispositivo que é de aproximadamente 0, 365 kg. A Equação (3) foi utilizada para o cálculo.

$$Mtotal = Ma + Mm + Mpm \qquad (3)$$

$$Mtotal = 1{,}6\ kg + 0{,}6\ kg\ +\ 0{,}365\ kg\ = 2{,}565\ Kg$$

Uma vez calculada a massa total (mão, antebraço e partes mecânicas) foi possível identificar atuador pneumático capaz de movimentar essa massa total calculada.

A força de um cilindro pneumático é calculada pela Equação (4).

$$F = P\ x\ A \qquad (4)$$

onde:

F é a força

P é a pressão

A é a área do embolo

Como no projeto o cilindro parte de seu repouso com a haste recolhida, o cálculo da força necessária para movimentar a massa total do antebraço, mão e partes mecânicas levou em conta a área da parte inferior do cilindro que faz com que o cilindro avance a haste. Para o cálculo da área de avanço do cilindro utiliza-se a Equação (5), que considera o cálculo da área do embolo do cilindro.

$$Aavn = Área\ de\ avanço\ do\ cilindro \qquad (5)$$

$$A = (\pi . D^2) / 4$$

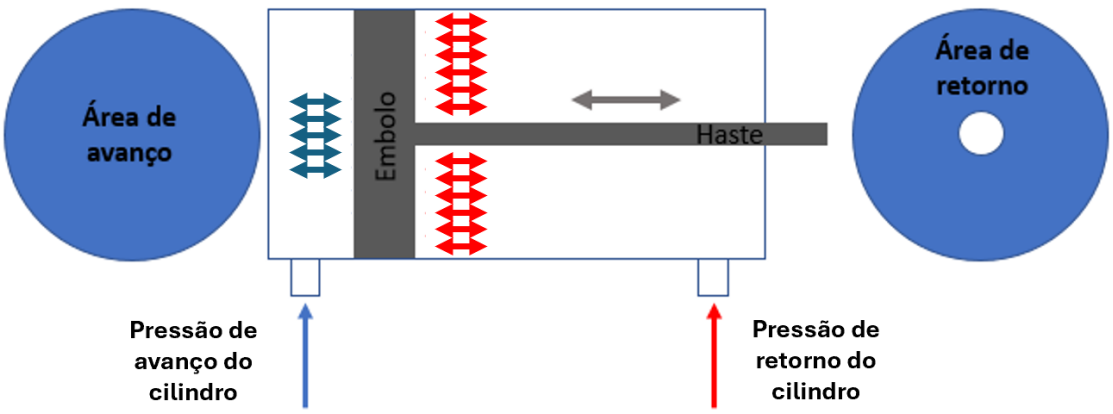
Onde:

D é o diâmetro do cilindro

Aavn é a área de avanço do cilindro

A Figura 37 ilustra o esquemático de um cilindro com as forças de avanço e retorno, e as respectivas áreas.

Figura 37: Área de pressão de avanço e retorno do cilindro.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

Com base nas premissas utilizadas para o desenvolvimento do dispositivo, segurança de operação e portabilidade foi definido que a pressão ideal para operação fosse de 2,0 kgf/cm^2. Essa pressão pode ser alcançada com pequenos compressores que são encontrados comercialmente.

Conforme informações do catálogo do fabricante do atuador pneumático e levando em consideração que a carga é constante e baixa velocidade é recomendado a utilização de um fator de segurança 1,35 vezes o valor da massa a ser movimentada. Com isso a nova massa é aproximadamente 3,0 Kg conforme mostra a Equação (6).

$$F = Mtotal\ x\ 1{,}35 \qquad (6)$$

$$F = 2{,}565\ Kg\ x\ 1{,}35 = \sim 3{,}5\ Kgf$$

O cálculo da área de avanço do cilindro necessária para movimentar uma massa de 3,5 Kg com uma pressão de 2,0 Kgf/cm^2 é mostrado na Equação (7):

$$A = \frac{F}{P} = \frac{3{,}5\ Kgf}{2{,}0\ Kgf/cm^2} = 1{,}75\ cm^2 \qquad (7)$$

Onde:

A é a área de avanço

F é a força

P é a pressão

Utilizando as informações disponíveis pelo fabricante (Tabela 4) foi definida a utilização de um atuador com diâmetro externo de 20 cm e com o diâmetro de haste de 0,8 cm e um curso da haste de 80 cm.

Tabela 4: Dimensões de atuador P1A-S020DS-0080.

Diâmetro do cilindro (mm)	Diâmetro da haste (mm)	Área efetiva (mm^2)	
		Avanço	Retorno
10	4	78,54	65,97
12	6	113,10	84,82
16	6	201,06	172,79
20	8	314,16	263,89
25	10	490,87	412,33

Fonte: Parker Hanifin

A Equação 8 mostra o cálculo da área de avanço do cilindro escolhido que será comparada com a área necessária para movimentar a massa calculada.

$$Aavan = \frac{\pi D^2}{4} = \frac{\pi 2{,}0^2}{4} = 3{,}14\ cm2 \qquad (8)$$

Fazendo uma comparação entre a área de avanço do cilindro escolhido com a área calculada para a movimentação da massa total de 3,5 Kg fica visível que o cilindro escolhido atende as necessidades do projeto.

$$Aavanço > Acalculada$$

$$3{,}14\ cm^2 > 1{,}75\ cm^2$$

Para validação dos cálculos utilizados na escolha do cilindro foi feito o cálculo da força resultante da multiplicação da pressão pela área de avanço do cilindro. A equação (9), utilizada previamente nesse trabalho, mostra o cálculo da força levando em consideração a área de 3,14 cm^2 calculada anteriormente.

$$F = P\ x\ A \qquad (9)$$

$$F = 2{,}0\ Kgf/cm^2\ x\ 3{,}14\ cm^2$$

$$F = 6{,}28\ Kgf$$

O atuador escolhido foi o P1A-S020DS-0080 da fabricante Parker. Esse é um cilindro de dupla ação (movimentos de avanço e recuo), tem o diâmetro do corpo de 20 mm e 80 mm de curso da haste, 8 mm de diâmetro da haste e com rosca macho M8 na sua extremidade. A Figura 38 ilustra o cilindro Parker que foi utilizado levando em conta os cálculos demonstrados.

Figura 38: Atuador P1A-S020DS-0080.



3.3 COMPRESSOR SILENCIOSO

Em função da possibilidade de desenvolver um dispositivo portátil que possa ser utilizado na casa dos pacientes é necessário que o compressor responsável pela atuação pneumática do cilindro seja pequeno e com uma baixa emissão de ruídos, ficando dentro das “Normas Regulamentadoras”. A Norma

Regulamentadora NR15, (Anexo 1) mostra o tempo permitido para exposição de pessoas a um nível de ruído de 85 dB é de 8 horas. Já a NBR 10.151/2000 estabelece níveis de ruído permitidos no período diurnos não deve ultrapassar 55 dB. Tendo esses parâmetros como premissa foi estudado compressores que atendessem o que é desejado.

Após pesquisas, visitas e contatos telefônicos, a possibilidade de utilização de um compressor para aerografia foi analisada. Os compressores para aerografia são portáteis e emitem um baixo ruído. De acordo com os cálculos executados é necessário que o compressor entregue pelo menos 2,0 kgf/cm^2 para que consiga movimentar a massa do antebraço e periféricos do dispositivo. Várias tentativas foram feitas até que fosse encontrado o compressor Fengda Ag-326 com dupla ventilação.

Esse compressor além de ter as características de ser portátil, emitir um baixo nível de ruído e ter a pressão necessária, ainda tem um tanque de ar de 3,0L que possibilita uma menor variação da pressão, fazendo com que a movimentação de subida e descida do atuador não sofra variação. A Figura 39 ilustra o compressor e na sequência a Tabela 5 mostra as características técnicas do compressor adquirido.

Figura 39: Compressor silencioso Fengda Ag-326.



Fonte: Fengda (2024)

Tabela 5: Características do compressor Fengda Ag-326.

Característica	Valor
Potência	1/6 HP
Velocidade	1450 rpm
Vazão de ar	20 a 23 L/min
Pressão	0 a 4 bar
Tanque de ar	3,0 l
Peso	4,8 kg
Dimensão	325 x 145 x 310 mm

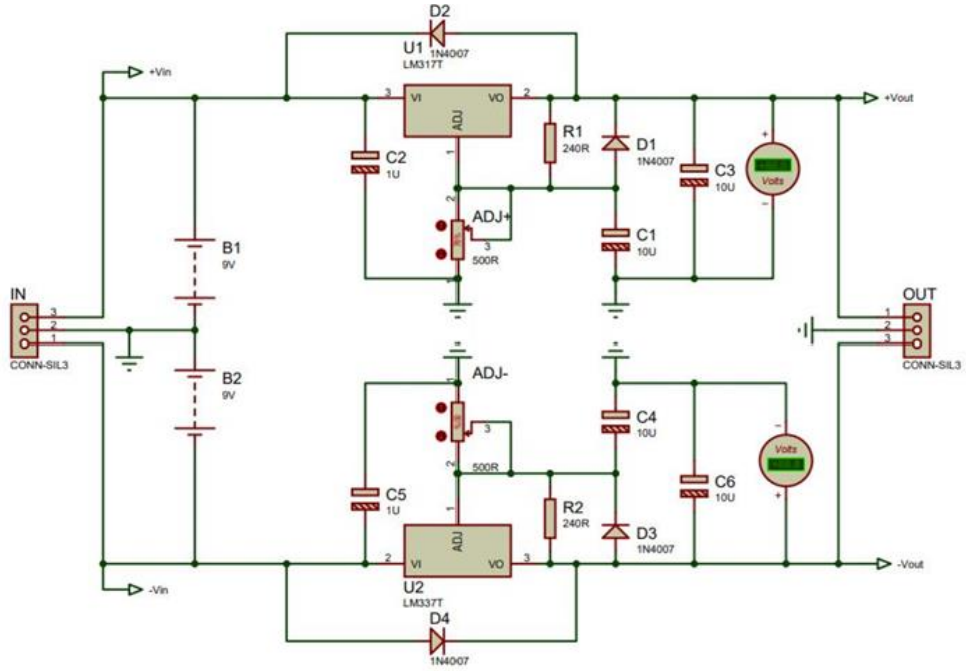
3.4 CIRCUITO ELETRÔNICO

O circuito eletrônico tem como função a captação e processamento dos potenciais elétricos emitidos pela mudança dinâmica do bíceps braquial de forma a torná-lo um sinal analógico. Para que os sinais tenham uma boa qualidade é necessário que o circuito eletrônico tenha filtros para remoção dos possíveis ruídos e potencial para sua amplificação. Na sequência desse trabalho será dissertado sobre os principais componentes do circuito eletrônico do dispositivo.

3.4.1 Fonte simétrica

A placa moduladora de sinal eletromiográfico, AD8832, será utilizada na captação do sinal e deve ter sua alimentação proveniente de uma fonte simétrica independente. A fonte simétrica é utilizada em circuitos que empreguem amplificadores operacionais, eliminando as interferências da frequência da rede (60Hz) no sinal obtido por meio do impulso muscular (SOUZA e REZENDE, 2022). A fonte é alimentada por baterias de 9V e 565 mAh, que são o suficiente para que seu funcionamento seja garantido. O esquema eletrônico da fonte simétrica é representado pela Figura 40.

Figura 40: Circuito eletrônico da fonte simétrica.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

A ligação da fonte consiste na utilização de 2 baterias de 9V ligadas simetricamente a um LM317 (Regulador de tensão positiva), que tem a função de regular a tensão para 3,3V, e logo em seguida a um LM337 (Regulador de tensão negativa), para regular a tensão para -3,3V. Além dos capacitores C1, C2, C3 e C4 existem também, resistores R1e R2 e diodos D1, D2, D3 e D4 que foram utilizados para o pleno funcionamento da fonte.

3.4.2 Captação do sinal

Por meio de eletrodos de captação e um sistema digital eletrônico, torna-se executável captar e medir o sinal dos impulsos elétricos musculares. No processo de captação de sinal o eletrodo tem a função de um transdutor, transformando a corrente iônica, que é transmitida pelos neurônios, como uma corrente elétrica (BHATNAGAR, 2008). Existem dois tipos de eletrodo para captação de sinais eletromiográficos, os eletrodos invasivos e os de contato.

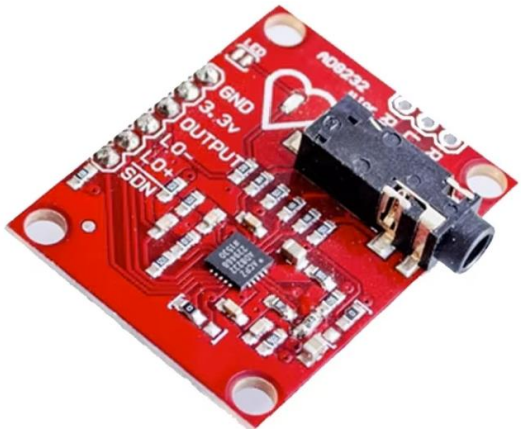
Para esse estudo foram utilizados eletrodos de contato e para sua utilização são necessários 3 pontos de contato para a detecção dos sinais, sendo um deles chamado de referência. O sinal é resultante da diferença de potencial entre os pontos (PLONSEY e BARR, 1988).

Os eletrodos de contato, apesar de serem fáceis de utilizar, conseguem captar sinais menos precisos, pois captam a atividade de um grupo muscular com sinais de até 500 Hz. Esses eletrodos, geralmente descartáveis, vêm com um adesivo e um gel condutor com íons de cloro para diminuir a impedância de contato entre o eletrodo e a pele (BASMAJIAN E DELUCA, 1985).

3.4.3 Placa moduladora do sinal eletromiográfico (EMG)

O modulador de sinal EMG, AD8832, é utilizado para ler a atividade elétrica dos músculos, por meio da eletromiografia e disponibilizada como uma saída analógica. De uma maneira mais didática o sinal é convertido em uma tensão analógica, que pode variar de acordo com a atividade muscular. A Figura 41 ilustra o a placa de circuito impresso do modulador.

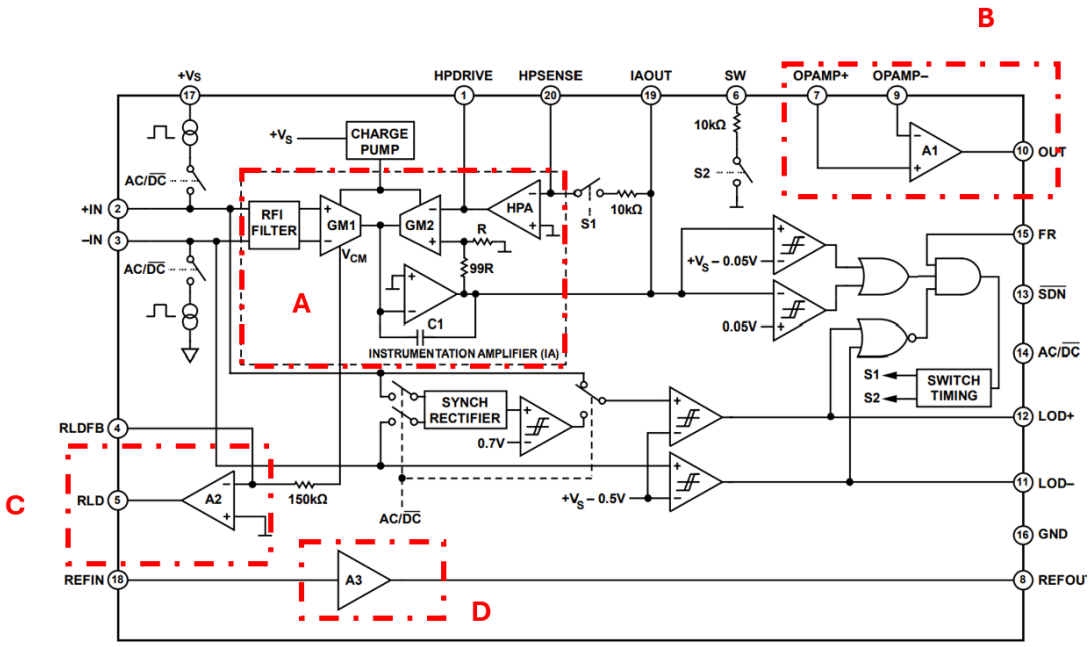
Figura 41: Placa moduladora de sinal eletromiográfico.



Fonte: Analog devices (2024)

Esse modulador é composto por um amplificador de instrumentação (A), um amplificador operacional (B), um amplificador de acionamento (C) e um buffer de referência (D), tudo isso integrado no circuito. A Figura 42 ilustra o desenho eletrônico desse módulo e as principais partes.

Figura 42: Esquema eletrônico do modulador AD8832

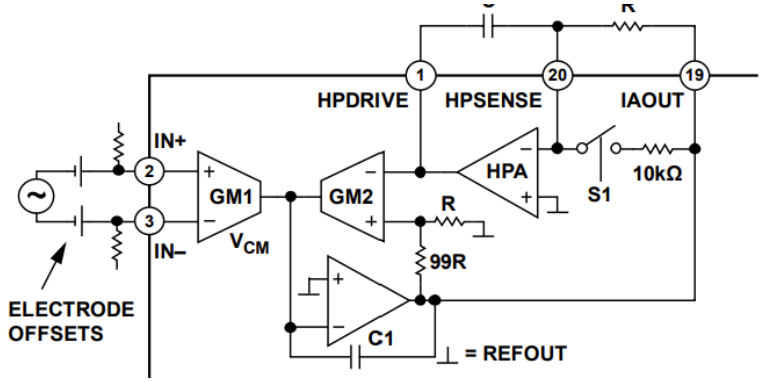


Fonte: Analog devices (2024)

O amplificador de instrumentação (A) amplifica o sinal EMG e rejeita os sinais indesejados. Esse amplificador de instrumentação é projetado para ter um ganho de sinal e filtrar sinais simultaneamente. Essa característica permite amplificar um pequeno sinal de EMG por um fator de 100 ainda rejeitam desvios de leitura dos eletrodos até ±300 mV.

O amplificador de instrumentação é composto por dois amplificadores de transcondutância combinados, (GM1 e GM2), um amplificador de bloqueio CC (HPA) e um integrador formado por C1 e um amplificador operacional. O amplificador transcondutância, GM1, gera uma corrente que é proporcional à tensão presente em suas entradas. Quando o feedback for satisfeito, uma tensão igual aparece nas entradas do amplificador de transcondutância GM2, combinando assim a corrente gerada pelo GM1. A diferença gera uma corrente de erro que é integrada no capacitor C1, resultando em uma voltagem de saída. A Figura 43 ilustra o circuito eletrônico para rejeição dos sinais com ruídos.

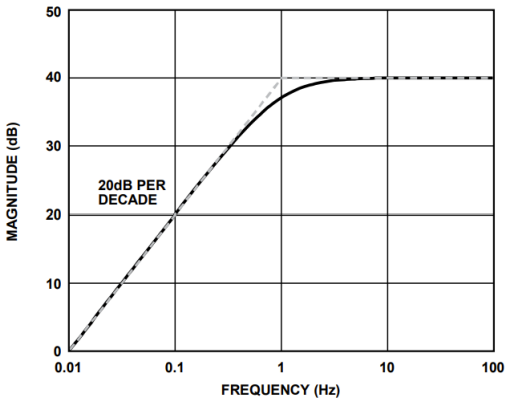
Figura 43: Circuito eletrônico para rejeição de sinais com ruídos.



Fonte: Analog devices (2024)

Além de bloquear compensações presentes nas entradas do amplificador de instrumentação, este integrador também funciona como um filtro passa-alto que minimiza o efeito de sinais de movimento lento, como o deslocamento da linha de base. A Figura 44 ilustra o gráfico de resposta de frequência do circuito de bloqueio.

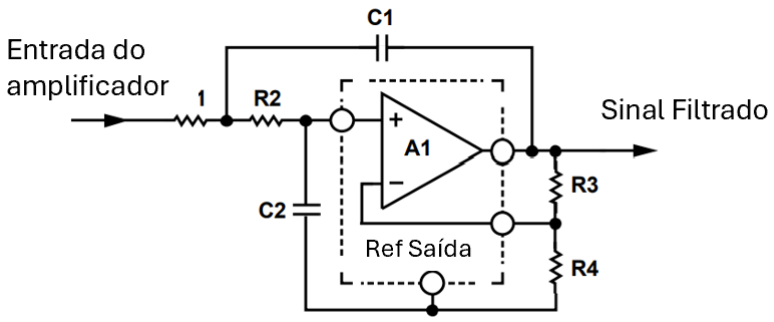
Figura 44: Gráfico de resposta de frequência do circuito de bloqueio.



Fonte: Analog devices (2024)

O AD8232 inclui um amplificador operacional (B) dedicado que pode ser usado para ganho extra e filtragem, podendo armazenar em buffer ou amplificar ainda mais o sinal e funciona como filtro passa-baixa. Na Figura 45 é possível observar o funcionamento desse amplificador operacional.

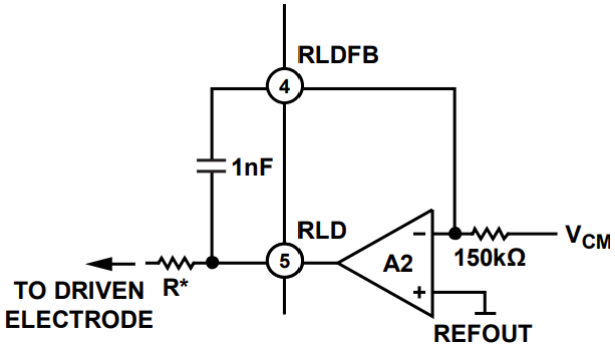
Figura 45: Amplificador operacional.



Fonte adaptada: Analog devices (2024)

O último dos principais componentes do módulo AD8232 é o amplificador de acionamento (C), que inverte o sinal na entrada do amplificador de instrumentação, mais especificamente no amplificador de transcondutância GM1. A Figura 46 ilustra o circuito desse inversor.

Figura 46: Inversor.

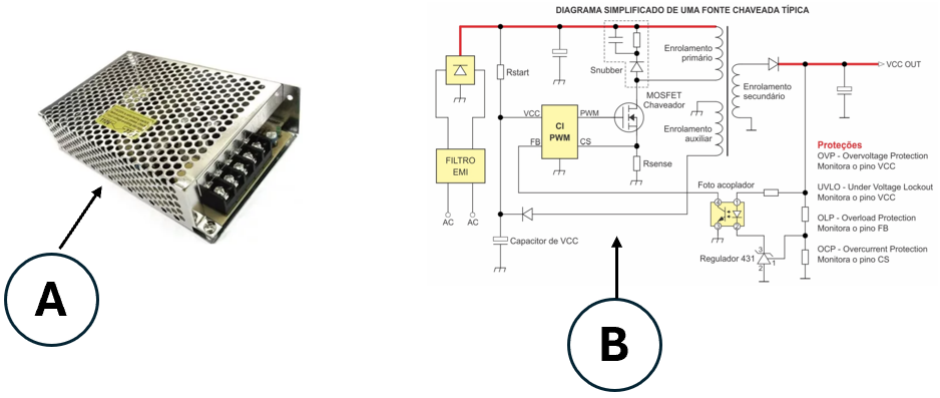


Fonte: Analog devices (2024)

3.4.4 Fonte chaveada

A utilização de uma fonte chaveada de 24V é necessária para que a solenoide da válvula direcional P2A05RS25-1P-M5 seja energizada. Esse tipo de fonte converte a tensão da rede à tensão necessária para operar algum aparelho ou dispositivo. Nesse estudo a fonte utilizada regula sua tensão de saída para 24V. A Figura 47 ilustra a fonte chaveada (A) e seu circuito eletrônico (B). O termo chaveado utilizado para esse tipo de fonte se dá em função do seu funcionamento que abre e fecha o circuito comutador existente nela milhares de vezes por segundo, o que permite um eficiente controle da tensão de saída. O termo "chaveado" deriva do "*Switched Mode Power Supply* (SMPS)".

Figura 47: Fonte chaveada. (A) Fonte chaveada. (B) Circuito eletrônico da fonte chaveada.

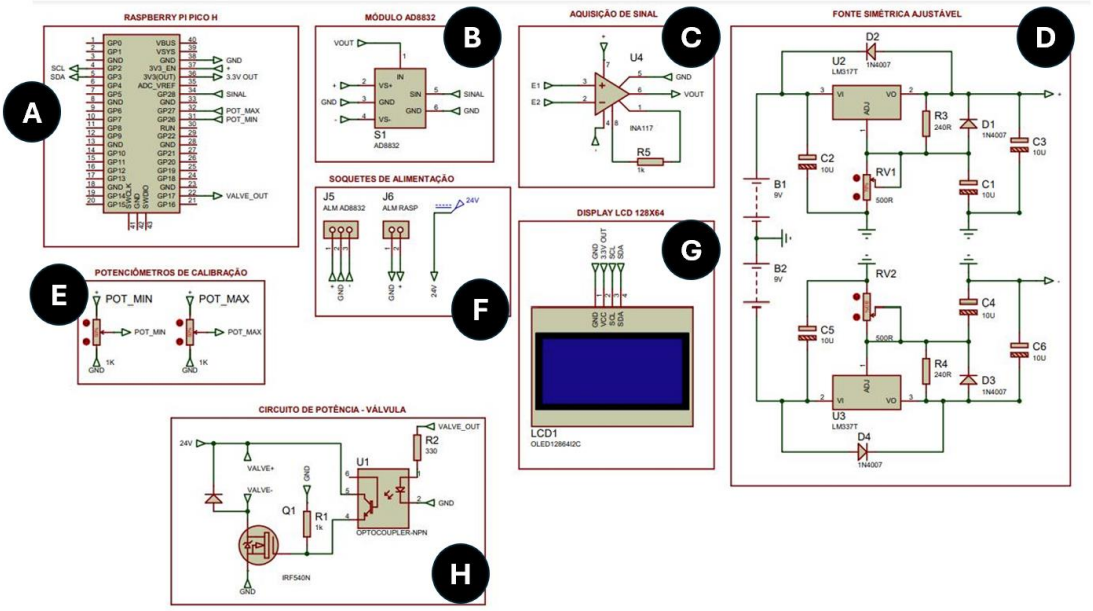


Fonte: Modertec (2024)

3.4.5 Consolidação do sistema eletrônico

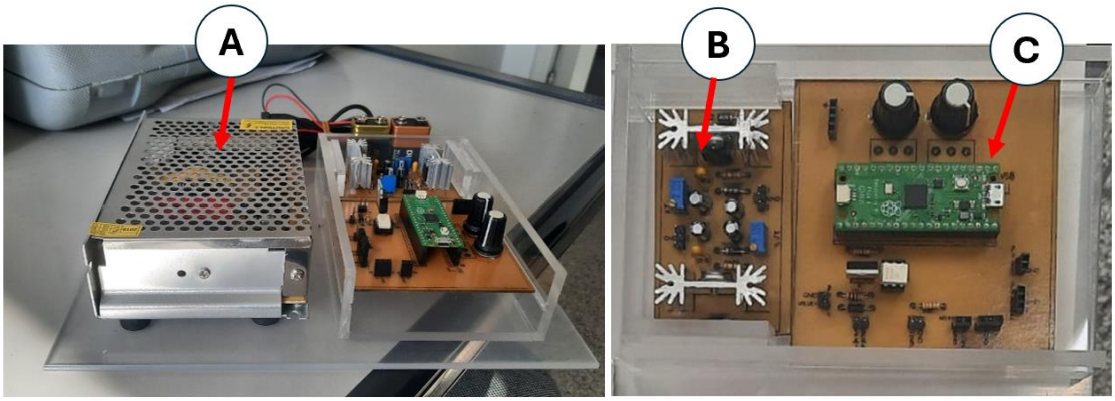
O circuito eletrônico final é a consolidação dos componentes acima informados. Agregado a esse sistema ainda vai a programação em Python que controlará o microcontrolador Raspberry Pi Pico H. As Figuras 48 e 49 ilustram o circuito eletrônico e a montagem final, incluindo a fonte chaveada, a fonte simétrica, módulo AD8232, Raspeberry e fonte de alimentação.

Figura 48: Circuito eletrônico finalizado. (A) Raspberry (B) Módulo AD 8832. (C) Aquisição de sinal. (D) Fonte simétrica (E) Potenciômetros. (F) Soquetes de alimentação. (G) Display LCD. (H) Circuito acionador da válvula.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

Figura 49: Montagem eletrônica finalizada. (A) Fonte chaveada. (B) Fonte simétrica. (C) Raspberry.



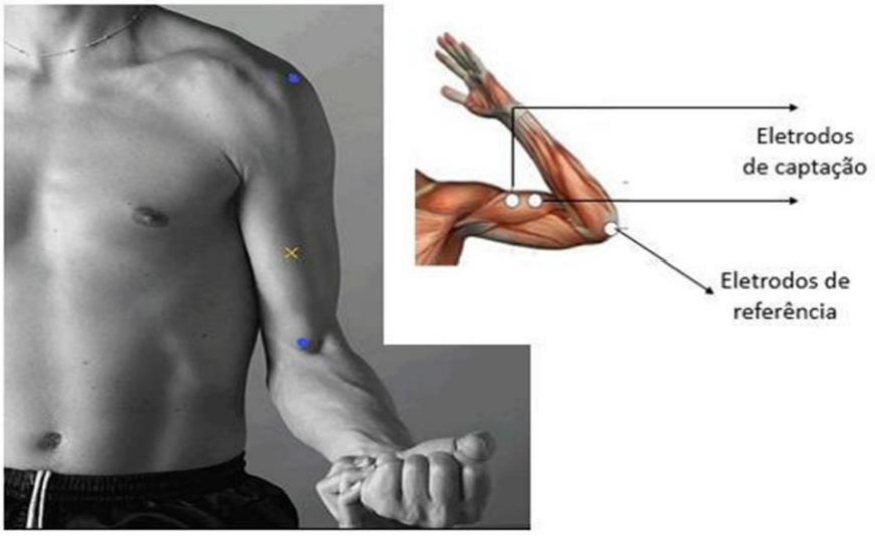
Fonte: Elaborado pelo próprio autor

3.4.6 Posicionamento dos eletrodos

Para se ter um resultado perfeito na captação dos sinais eletromiográficos é de suma importância utilizar as recomendações dadas pelo SENIAM, um projeto europeu que busca sanar questões quanto ao uso da sEMG. De acordo com recomendações, dois eletrodos bipolares, de cerca de 10mm, devem ser posicionados e fixados no bíceps de forma que a diferença de posicionamento dos eletrodos deverá ser máxima de 20mm, a fim de atenuar o efeito *crosstalk* no sinal.

Como pode ser observado na Figura 50, o primeiro eletrodo deverá ser posto na linha entre o acrômio medial e o cúbito da fossa, enquanto o segundo será posicionado a ⅓ do côvado da fossa, por ser o local de maior concentração de potenciais de ação, ou seja, o ponto motor. O eletrodo de referência, como sugerido pelo SENIAM (http://www.seniam.org), deve ser posicionado na área de maior contato com a estrutura óssea do membro medido.

Figura 50: Posição correta dos eletrodos para captação de sinais.



3.4.7 Programação MicroPython

A escolha da linguagem para o Raspberry Pi Pico H foi baseada em sua praticidade, licença gratuita, código aberto e versatilidade. O MicroPython é uma linguagem de programação de alto nível que se baseia na implementação do Python 3, sendo otimizada especialmente para operar em microcontroladores. Com o auxílio do software Thonny IDE, é possível utilizar essa linguagem para controlar processos, analisar dados, desenvolver sistemas embarcados e realizar uma ampla variedade de aplicações (micropython.org, 2018).

3.4.8 Fluxograma de Funcionamento

A Figura 51 ilustra o fluxograma de funcionamento que foi desenvolvido para a supervisão do software. Assim que o Raspberry é ligado começa uma rotina para configurar o sistema que é descrita de forma mais didática a seguir.

Início

- Inicia o fluxo do algoritmo que controlará o acionamento da órtese.

  Liga o Raspberry
- Função: energiza e inicializa o microcontrolador (Raspberry Pi).
- Responsável por carregar os módulos de hardware e software necessários ao controle.

-

Rotina de Configuração do Sistema

- Função: define os parâmetros operacionais iniciais, como:
  - Configuração das portas de entrada/saída (GPIO);
  - Inicialização dos sensores e atuadores;
  - Definição dos valores iniciais de leitura e escrita.
- Essa etapa garante que o sistema esteja pronto para operar.

Rotina de Calibração

- Função: coleta dados do sinal EMG do usuário para determinar valores de referência (máximo e mínimo).
- O sistema calibra a resposta do sensor de EMG ao esforço muscular individual.
- Saída: “Valores máximo e mínimo calibrados”.

Sinal EMG Retificado

- Função: processa o sinal captado do músculo, convertendo-o em valores absolutos (retificação).
- Elimina a componente negativa do sinal EMG, preparando-o para análise de amplitude e controle.

Forma de Onda do Sinal Captado

- Função: representa graficamente ou numericamente o sinal EMG em tempo real.
- Permite verificar se o sinal está dentro do comportamento esperado.

Decisão – “*Setpoint?”*

- Função: compara o valor atual do sinal EMG com o ponto de referência (setpoint) definido na calibração.
- Condição:
  - Se o sinal ≥ *setpoint* → SIM, o sistema reconhece a intenção de movimento.
  - Se o sinal < *setpoint* → NÃO, o sistema retorna à leitura do EMG.

Ativação da Válvula Solenoide

- Função: quando o *setpoint* é atingido, o Raspberry envia um sinal elétrico para acionar a válvula pneumática, permitindo passagem de ar comprimido.
- Isso resulta no movimento assistido da órtese.

Variação de Tensão

- Função: monitora a resposta elétrica do circuito e o comportamento da válvula após o acionamento.
- Garante que a válvula opere corretamente e que a pressão aplicada seja adequada.

Decisão – "Músculo em regime estacionário?"

- Função: verifica se o sinal EMG estabilizou (sem aumento de amplitude), indicando término da contração muscular ativa.
- Condição:
  - Se SIM → mantém a órtese acionada em regime de sustentação.
  - Se NÃO → retorna à leitura do sinal EMG para ajustar o controle.

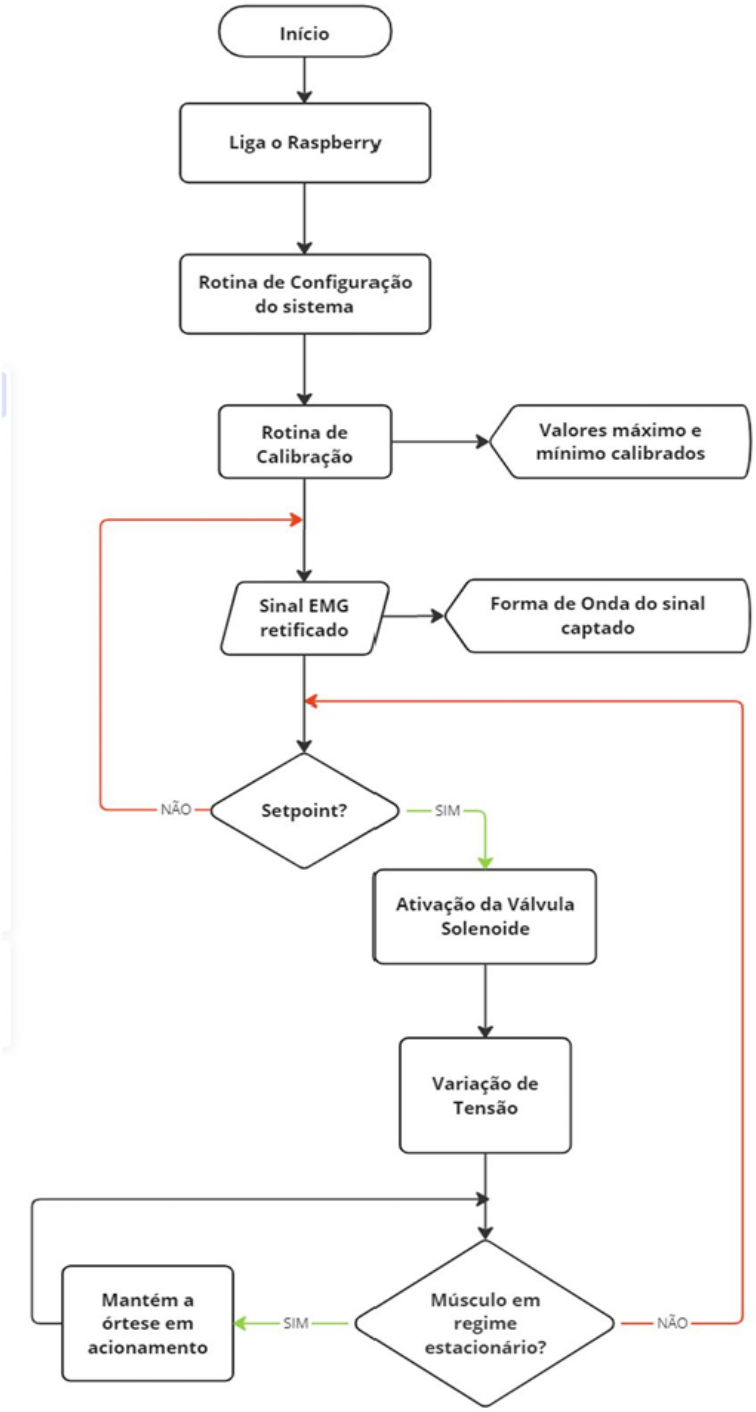
Mantém a Órtese em Acionamento

- Função: sustenta a ativação da válvula e o movimento da órtese enquanto o músculo estiver ativo.
- Quando o sinal EMG diminui, o sistema desativa gradualmente a válvula, retornando à posição inicial.

Laço de Repetição

- O circuito lógico é retroalimentado, retornando à leitura do sinal EMG e comparando novamente com o *setpoint.*
- Isso permite controle contínuo e adaptativo da órtese conforme a atividade muscular.

Figura 51: Fluxograma de Funcionamento do Programa no Microcontrolador.



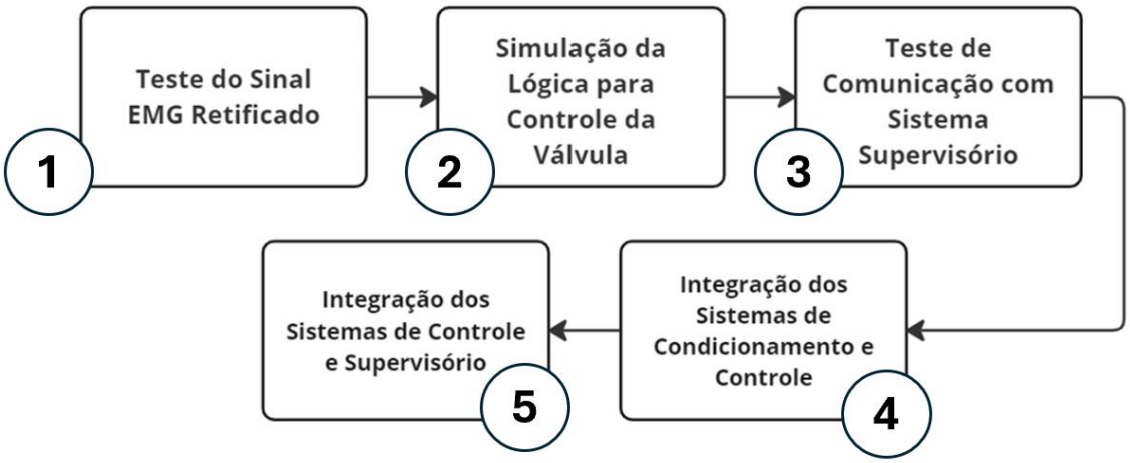
Fonte: Elaborado pelo próprio autor

3.4.9 Protocolo de testes

O Protocolo de testes é um grupo de atividades construídas e aplicadas metodicamente antes do desenvolvimento do protótipo estar concluído, com o propósito de verificar se o projeto realiza as ações desejadas, desde sua interface e layout até o funcionamento do código fonte. A Figura 52 descreve a

sequência de atividades do protocolo de testes do circuito eletrônico.

Figura 52: Protocolo de Testes.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

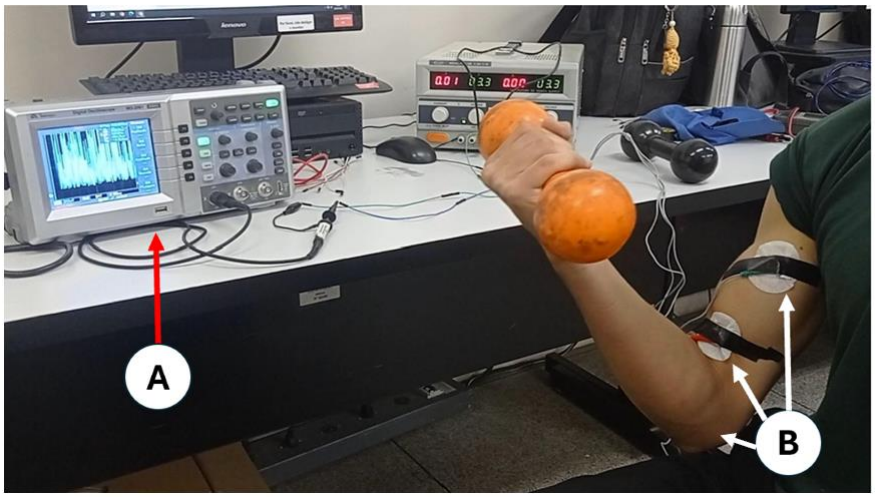
1. Teste do Sinal EMG Retificado: Conversão dos sinais EMG de sua forma original para uma forma retificada, normalmente retificação de onda completa;
2. Simulação da Lógica para Controle da Válvula: Testes de resposta da válvula a diferentes entradas e condições. Isso permite otimizar os algoritmos de controle, verificar a eficácia das estratégias de acionamento e garantir que a válvula opere conforme o esperado em diferentes situações;
3. Teste de Comunicação com Sistema Supervisório: Verificação da transmissão correta dos dados recebidos pelas portas ADC do microcontrolador para o display OLED de forma que o paciente tenha pleno acesso de forma simples aos dados;
4. Integração dos Sistemas de Condicionamento e Controle: Conexão entre o circuito de aquisição, processamento e conversão em comandos de controle para ativação da válvula;
5. Integração dos Sistemas de Controle e Supervisório: União do sistema de controle com o sistema de monitoramento e gerenciamento.

3.4.10 Teste do sinal EMG retificado

Para conduzir os experimentos no âmbito deste projeto, procedeu-se à realização de testes de captação de sinais eletromiográficos para o acionamento

do dispositivo. Dessa forma, diferentes intensidades de tensão de saída foram obtidas por meio da placa moduladora de sinal bioelétrico (AD8832), com o intuito de avaliar se o dispositivo responde a contração muscular de acordo com o conceito originalmente concebido. A Figura 53 apresenta a ilustração do teste de captação de sinal EMG.

Figura 53: Teste de Captação de Sinal EMG com carga de 3,0 Kg. (A) Osciloscópio. (B) Posicionamento dos eletrodos de captação.



Fonte: Elaborado pelo próprio autor

A Tabela 6 representa o resultado da captação do sinal eletromiográfico capaz de acionar a solenoide e pilotar a válvula pneumática.

Tabela 6: Resultados do funcionamento da aquisição do sinal eletromiográfico.

Acionamentos	Sucesso na captação do sinal	Falha na captação	% de sucesso
100	95	5	95

As falhas na captação do sinal eletromiográfico do bíceps braquial podem ter ocorrido em função de diversas causas, entre elas a fadiga muscular, causando alteração no espectro do sinal ou diminuição progressiva da amplitude. Pode também ter ocorrido a movimentação dos cabos ligados aos eletrodos de captação em função de vibrações mecânicas ou tração dos fios durante o movimento do membro superior.

3.4.11 Simulação da lógica para controle da Válvula

Com a intenção de emular o acionamento da válvula solenóide através do sinal eletromiográfico, um potenciômetro de 5 kΩ foi utilizado para gerar valores de tensão variando de 0,1 a 3,3V, os quais seriam lidos pelo Raspberry Pi Pico H. Conforme os testes realizados na captação do sinal EMG, constatou-se que a média para o início da contração muscular, situou-se no intervalo de 0,3V a 0,4V. A vista disso, conforme a tensão atingia a marca de 0,5V, um LED era acionado, reproduzindo, assim, a operação de chaveamento e a subsequente alteração do estado da válvula eletropneumática.

3.4.12 Integração dos sistemas de controle, eletrônico e mecânico

Após a conclusão dos testes anteriores, realizou-se a integração entre os sistemas de controle, eletrônico e mecânico. Utilizando a fonte simétrica ajustável desenvolvida para alimentar o módulo AD8832, que, por sua vez, é conectado aos eletrodos de superfície posicionados no bíceps do paciente, verificou-se que o acionamento da válvula ocorreu de forma condizente à calibração dos valores mínimo e máximo de tensão associados às contrações do braço do indivíduo de teste.

Depois de verificar o funcionamento do circuito eletrônico, o próximo passo consistiu em integrar o acionamento da válvula com o dispositivo mecânico. Utilizando um compressor Fengda de 4 bar, o atuador pneumático foi alimentado pelas vias da válvula eletropneumática, garantindo que, caso o paciente não gerasse uma contração muscular com intensidade suficiente para ultrapassar o limite mínimo estabelecido, o braço permanecia estendido, pois a válvula estaria desligada, porém, se o limite mínimo de tensão fosse superado, a válvula era acionada, liberando o fluxo de ar para o pistão pneumático, resultando na contração do braço do paciente.

Após a realização dos testes de captação do sinal eletromiográfico, foi realizado a integração desse sinal com a válvula direcional P2A05RS25-1P-M5, que pilota os movimentos do cilindro pneumático. O teste contempla a captação do sinal eletromiográfico, o qual aciona a solenoide da válvula direcional movimentando seu carretel para posição de passagem de ar para o acionamento do cilindro. Foram realizadas 100 acionamentos e a Tabela 7 ilustra os

resultados desses testes.

Tabela 7: Resultado do teste de acionamento do cilindro.

Acionamentos	Sucesso na captação do sinal	Sucesso do acionamento do cilindro	% de sucesso
100	98	97	97

Essas 3 falhas no total de 100 acionamentos podem ter sido causadas por tensão abaixo do nominal, falso gatilho ou ruído interferindo no sinal ou em consequência do limiar (*threshold*) mal calibrado fazendo com que a válvula não chega a vencer a inércia.

3.4.13 Resultados preliminares da fabricação do dispositivo

No desenvolvimento do dispositivo vários testes foram realizados para garantir seu funcionamento e garantir que a usabilidade e conforto ao paciente fosse atingido. Vários ajustes e testes na estrutura da cadeira de rodas foram realizados, incluindo simulações de carga na estrutura da cadeira. Uma vez garantido a parte estrutural foram realizados os testes de captação de sinal eletromiográfico e o funcionamento da parte pneumática. Os resultados foram bastante satisfatórios considerando 95% de sucesso nos acionamentos do sistema. Escaneando o *QRcode* , Figura 54 é possível verificar a parte estrutural, pneumática e eletrônica do dispositivo desenvolvido, bem como uma demonstração do funcionando em vazio.

Figura 54: *QRCode* Filme montagem do dispositivo.



Ainda como resultados parciais foi publicado um artigo científico, “Uma visão geral dos dispositivos robóticos para reabilitação do cotovelo”, no periódico *Electronic Journal Collection Health* ISSN 2178-2091 (DOI: https://doi.org/10.25248/REAS.e18292.2024), onde foi realizada uma pesquisa inicial em 962 artigos e culminou na leitura completa de 53 artigos que serviram de base para a publicação. O artigo mostra os diferentes tipos de dispositivo ativo assistido utilizados para a recuperação da articulação do cotovelo.

Outro artigo também foi submetido, com retorno para correções menores, que já foram realizadas e devolvidas para análise. O título do artigo é “*Development of a pneumatic device for elbow rehabilitation in patients with motor impairment*”, submetido para a revista *Physical Therapy & Research – USP*, sob o número FP-2024-0151.R2

3.5 PROTOCOLO PARA APLICAÇÃO EM PACIENTES

Os testes com humanos requerem um parecer e autorização do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP). O CEP é um departamento interdisciplinar, independente e que faz parte dos departamentos de uma instituição de ensino que realiza pesquisas com seres humanos. O principal objetivo do CEP é a proteção da integridade e bem-estar dos participantes elegíveis para pesquisa. O protocolo do estudo foi enviado ao CEP e também inserido na Plataforma Brasil para sua análise e aprovação. O protocolo de pesquisa foi aceito sob o Certificado de Apresentação de Apreciação Ética (CAAE) número 83779124.2.0000.5497. Após apreciação do Comitê de Ética em Pesquisa ele

foi aprovado com o parecer nº 7.422.128.

3.5.1 Descrição metodológica do estudo

Trata-se de um ensaio clínico controlado, do tipo coorte prospectiva, com abordagem quantitativa e comparativa. O estudo foi delineado para avaliar os efeitos de um dispositivo pneumático assistivo para melhoria dos movimentos do cotovelo em pacientes com comprometimento neurológico decorrente de Acidente Vascular Cerebral (AVC) ou Traumatismo Cranioencefálico (TCE).

Os participantes foram acompanhados longitudinalmente, sendo comparados dois grupos distintos (grupo AVC e grupo TCE) submetidos ao mesmo protocolo terapêutico. A escolha por um delineamento de coorte prospectiva se justifica pela necessidade de acompanhar a evolução clínica e funcional dos participantes ao longo das intervenções, verificando a resposta terapêutica e o ganho funcional promovido pelo dispositivo.

3.5.2 Amostragem

A amostra foi composta por 14 participantes, recrutados entre pacientes em tratamento na Clínica de Reabilitação da Universidade de Mogi das Cruzes (UMC). Todos os voluntários apresentavam comprometimento motor do membro superior esquerdo decorrente de AVC ou TCE. Após o processo de triagem, os participantes foram alocados em dois grupos:

- Grupo AVC: participantes diagnosticados com Acidente Vascular Cerebral;
- Grupo TCE: participantes com diagnóstico de Traumatismo Cranioencefálico.

A amostragem foi não probabilística e por conveniência, considerando a disponibilidade dos pacientes em tratamento e sua elegibilidade para o estudo.

3.5.3 Critérios de inclusão dos participantes

Foram incluídos no estudo os participantes que atenderam aos seguintes critérios:

- Terem sido acometidos por AVC nos últimos cinco anos;

- Apresentarem comprometimento motor do membro superior esquerdo em decorrência do AVC ou TCE;
- Possuírem massa corporal de até 85 kg, condição necessária para adequação ao dispositivo pneumático e segurança mecânica durante as intervenções.

3.5.4 Critérios de exclusão

Foram excluídos os participantes que apresentaram:

- Dificuldade para sentar-se de forma independente, o que inviabilizaria o posicionamento correto na cadeira adaptada ao dispositivo;
- Limitação funcional severa no membro superior direito, que impedisse o levantamento de peso mínimo e comprometesse a execução dos exercícios propostos.

3.5.5 Local de realização da pesquisa

A pesquisa foi conduzida na Unidade III da Universidade de Mogi das Cruzes – Instituto Central de Saúde (ICS), após aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa da instituição. O ICS é voltado ao ensino prático dos cursos da área da Saúde e ao atendimento da comunidade local, integrando ensino, pesquisa e extensão.

O local está situado na Avenida Dom Antônio Cândido de Alvarenga, 170, 2º andar, Centro – Mogi das Cruzes/SP, CEP 08780-070, em uma estrutura composta por dois edifícios interligados, com ambientes adequados para reabilitação motora e acompanhamento fisioterapêutico supervisionado.

3.5.6 Procedimentos Éticos

Todos os participantes foram informados sobre os objetivos, riscos e benefícios da pesquisa e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (Anexo 2) antes do início das atividades experimentais. O estudo garantiu a confidencialidade e o anonimato das informações pessoais e clínicas de cada participante, respeitando as normas éticas da Resolução nº 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde (CNS).

3.5.7 Delineamento Experimental

Após a triagem e alocação dos grupos, os participantes foram submetidos a um protocolo padronizado de reabilitação com o dispositivo pneumático, o qual foi aplicado de forma supervisionada por fisioterapeutas treinados. As variáveis analisadas incluíram:

- Força de preensão palmar,
- Amplitude de movimento do cotovelo,
- Espasticidade do membro superior.

As avaliações ocorreram em dois momentos: linha de base (pré-intervenção) e após o término do protocolo terapêutico (pós-intervenção), permitindo a comparação intra e intergrupos.

3.5.8 Procedimentos

Este protocolo deve incluir uma variedade de testes e nesse trabalho serão avaliados força, amplitude de movimento e espasticidade.

3.5.8.1 Preparação para os Testes

Alguns pontos devem ficar claros antes do início dos testes, mesmo com o documento de consentimento assinado pelo paciente.

- Explicar o propósito e os procedimentos do teste ao participante.
- Garantir que o paciente esteja confortável e em um ambiente seguro.
- Permitir o uso de órteses ou equipamentos auxiliares se necessário.
- Certificar-se de que o participante compreenda as instruções antes de iniciar cada teste.

3.5.9 Medição da Força de Preensão Manual (*Handgrip Test*)

Utilizando um dinamômetro modelo JX-180 com resolução de 0,1 kg, o paciente será instruído a apertar o dispositivo com a máxima força possível. O dinamômetro de mão tem a finalidade de medir a força de preensão manual. Esse instrumento tem formato anatômico para facilitar a pega e utiliza célula de carga para captar a força de preensão do membro superior.

3.5.10 Amplitude de Movimento (ADM)

O uso do goniômetro universal de braço curto é um método de avaliação e diagnóstico das condições musculoesqueléticas, com medidas precisas da amplitude de movimento das articulações e dos tecidos moles. A goniometria do cotovelo avalia a flexão e a extensão da articulação. Para ambas as avaliações, o paciente deve estar sentado ou em pé, com o membro superior posicionado junto ao tronco, de forma a obedecer a posição anatômica.

Os valores que são obtidos com a goniometria podem indicar se há ou não disfunção, quantificar as limitações dos ângulos articulares e realizar comparações da avaliação inicial com avaliações subsequentes, após a implantação de técnicas de tratamento.

A amplitude articular varia de 0-145º. Deve-se verificar a posição do antebraço, caso não esteja na posição anatômica, e evitar a flexão da articulação do ombro.

3.5.11 Avaliação de espasticidade

Será medida na Escala Modificada de Ashworth (MAS), onde é possível de maneira subjetiva avaliar o tônus muscular e espasticidade em diferentes grupos musculares do membro superior. Sendo assim o objetivo dessa medida é avaliar a presença de espasticidade que possa interferir na funcionalidade e guiar intervenções terapêuticas.

3.5.12 Sessões de Testes

Após a seleção de todos os participantes passaram por um processo de avaliação, linha de base múltipla, para que sejam medidas as variáveis amplitude de movimento, força de preensão e espasticidade. Para cada um dos 14 participantes foram realizadas 10 medições, de cada uma das variáveis utilizadas no estudo, do membro superior comprometido, com intervalo de 2 minutos entre cada medição. Essa linha de base vai servir como referência para o acompanhamento das alterações motoras do membro superior de cada um dos participantes.

- Primeira sessão para captação dos dados dos participantes

Nessa sessão todos os participantes foram avaliados e as medições das variáveis (força de preensão, espasticidade e amplitude de movimento) foram realizadas para desenhar a linha de base múltipla, pois para comparação e discussão dos resultados deve-se inicialmente ter uma linha de referência da situação atual do participante. Esses resultados serviram como linha de base múltipla para acompanhar a evolução ou não dessas variáveis ao longo do protocolo.

- A partir da Segunda sessão de intervenção

Nesse momento os participantes passaram a utilizar a cadeira de rodas e o dispositivo eletropneumático embarcado para realizar as sessões de reabilitação.

3.5.12.1 *Protocolo com a utilização do dispositivo assistivo*

- Passo 1 – Participante se senta na cadeira de rodas adaptada.
- Passo 2 – Os eletrodos de contato são posicionados no membro superior sadio, lado esquerdo.
- Passo 3 – O participante posiciona o membro superior comprometido no suporte metálico fixado na cadeira de rodas.
- Passo 4 – O participante realiza o movimento de flexão com o membro superior sadio, com uma carga de 2,0 kg para detecção do sinal eletromiográfico. Esse sinal será responsável por acionar o dispositivo pneumático onde o membro comprometido está apoiado.
- Passo 5 – O participante retorna com membro superior sadio para a posição de repouso realizando o movimento de extensão. Com isso o sinal eletromiográfico é interrompido e o dispositivo pneumático retorna para a posição inicial.

Após as repetições executadas, 3 séries de 10 movimentos, o paciente é liberado.

3.5.13 Riscos ao participante

O dispositivo pneumático utilizado nessa intervenção é um dispositivo de fácil utilização. Os possíveis riscos podem ser de pequeno desconforto na posição do braço do paciente no suporte do dispositivo e na colocação dos eletrodos de superfície para captação dos sinais. Um outro possível risco é a exposição ao ruído do pequeno compressor que será utilizado para o funcionamento do dispositivo (ruído de aproximadamente de 45 dB (Decibéis), o que de acordo com Norma Regulamentadora NR15 do Ministério do Trabalho e Emprego, não é prejudicial). Esse desconforto pode ser resolvido utilizando protetor contra ruídos. O compressor será utilizado intermitentemente pois possui um pulmão de armazenamento de ar.

3.5.14 Benefícios ao participante

Os participantes desse estudo não terão nenhum benefício direto, como por exemplo a monetização. Os benefícios serão a possibilidade de um processo de recuperação melhor em caso de sucesso nas intervenções. Essa recuperação dos movimentos tem relação direta às atividades da vida diária, que deixará o paciente menos dependente de ajuda e certamente sua autoestima será impactada. Outro ponto importante é que se ficar evidenciado a melhora dos movimentos do membro superior esse dispositivo poderá ficar disponível para futuros pacientes. Para o grupo que não utilizou o dispositivo assistido será também disponibilizada a utilização dele.

4 RESULTADOS

Neste tópico da tese é relatado os resultados obtidos comparando a linha de base, medidas iniciais de força de preensão, amplitude de movimento e espasticidade e as mesmas medidas após a série de intervenções.

4.1 LINHA DE BASE E IDENTIFICAÇÃO DOS PARTICIPANTES

A etapa da identificação dos participantes teve início no dia 13/05 em conjunto com a supervisão da equipe da fisioterapia para pacientes neurológicos adultos da Policlínica da Universidade de Mogi das Cruzes.

Os critérios de inclusão e exclusão foram analisados e os participantes selecionados. Após a seleção os participantes assinaram os termos de consentimento livre e esclarecido (TCLE). A Tabela 8, ilustra o código de identificação dos pacientes e informações básicas como o tipo de acometimento neurológico, membro superior comprometido e o tempo que o evento ocorreu.

Tabela 8: Características dos participantes do estudo.

Código	Causa	Membro comprometido	Nascimento	Tempo do evento (anos)
A-AVC	**AVC**	Esquerdo	03/08/1989	3
C-AVC	**AVC**	Esquerdo	20/06/1960	3
D-AVC	**AVC**	Esquerdo	12/10/1967	3
E-AVC	**AVC**	Esquerdo	02/01/1966	2
G-AVC	**AVC**	Esquerdo	02/01/1966	2
A-TCE	**TCE**	Esquerdo	29/11/1980	3
B-TCE	**TCE**	Esquerdo	25/10/1996	3
D-TCE	**TCE**	Esquerdo	23/08/1948	2
E-TCE	**TCE**	Esquerdo	19/06/1961	3
F-TCE	**TCE**	Esquerdo	09/11/1962	3

Os participantes não foram identificados na Tabela 9 para preservação de seus dados. Uma vez que os participantes concordaram com as condições dos testes e assinado o documento de autorização as verificações iniciais foram realizadas, consolidando assim a linha de base para comparativo do processo. Em função da amostra encontrada todos os participantes tinham o membro superior esquerdo comprometido. Caso houvesse pacientes com o membro

direito comprometido o dispositivo permite a inversão do posicionamento do cilindro atuador para o lado direito.

4.2 ANAMNESE DOS PARTICIPANTES

A anamnese é o primeiro passo da avaliação clínica e fisioterapêutica, reunindo informações essenciais sobre o paciente, seu histórico e quadro atual. Após entrevistas realizadas com todos os participantes foram coletadas informações como, sintomas básicos do membro comprometido, hábitos de vida e limitações que podem ser utilizadas na avaliação do tratamento.

- **A-AVC**: O participante teve dois AVCs isquêmicos em menos de 3 anos. O AVC aconteceu do lado direito do cérebro, comprometendo o lado esquerdo. O primeiro ocorreu em 2021 e o segundo em 2023. O segundo AVC afetou a capacidade cognitiva do paciente e com isso passou algum tempo sem sair de casa. Tem o membro superior afetado em posição de flexão e perdeu a sensibilidade e coordenação dos dedos.
- **C-AVC:** O participante teve um AVC isquêmico há 3 anos e teve o membro superior esquerdo comprometido, bem como o inferior. O membro superior esquerdo tem padrão de movimento em flexão, com pouca amplitude de movimento. Possui uma grande rigidez muscular do cotovelo e punho. Não consegue executar movimentos de punho e cotovelo.
- **D-AVC**: Participante sofreu um AVC isquêmico em 2022, aos 55 anos. Foi verificado hemiplegia em hemicorpo esquerdo, afetando as atividades da vida diária. Atualmente consegue fazer muitas atividades de forma independente, porém, com dores no ombro esquerdo e mantem o membro superior comprometido em padrão flexor.
- **E-AVC:** A participante apresentou um episódio de acidente vascular cerebral (AVC) isquêmico há dois anos, ocorrido em sua residência, enquanto se encontrava sozinha. Atualmente, apresenta hemiparesia no membro superior esquerdo, com limitação para elevação do segmento. O tratamento fisioterapêutico foi iniciado no primeiro mês após o evento isquêmico.

- **G-AVC:** Participante sofreu um AVC isquêmico há 2 anos durante uma festa de família. Após o ocorrido o paciente tem hemiparesia do membro superior esquerdo, com padrão flexor. O paciente não sente dor e evita o uso de muletas e tenta ser autônomo ao realizar as atividades da vida diária.
- **A-TCE**: Paciente vítima de acidente automobilístico há 3 anos, com diagnóstico de Traumatismo Cranioencefálico moderado. Foi submetido a tratamento hospitalar e fisioterapia motora em clínica de reabilitação. Evolui com melhora da fala e marcha, porém mantém paresia no membro superior esquerdo e diminuição da força de preensão. Refere fadiga e espasticidade leve após atividades prolongadas.
- **B-TCE**: Em 2023 sofreu um acidente de carro e uma contusão no lado posterior direito do cérebro. Ficou em coma por 14 dias e com posterior internação de 3 meses. Perdeu movimento, força e sensibilidade do membro superior esquerdo.
- **D-TCE**: O paciente sofreu uma queda de andaime e passou 2 dias na UTI. Com a queda houve um TCE que afetou a sensibilidade e força do membro superior esquerdo. Hoje tem uma vida normal e é independente para dirigir.
- **E-TCE**: Paciente sofreu uma queda há 3 anos, resultando em Traumatismo Cranioencefálico leve a moderado (escala de Glasgow = 11).

  Após período de internação de 10 dias, apresentou melhora cognitiva, mas evoluiu com fraqueza e diminuição da coordenação motora fina no membro superior esquerdo. O paciente tem falta de sensibilidade do lado esquerdo do corpo, incluindo o membro superior.
- **F-TCE**: Paciente sofreu queda de altura de aproximadamente 3 metros há 1 ano e 2 meses, durante o trabalho, resultando em Traumatismo Cranioencefálico grave (escala de Glasgow = 7). Permaneceu internado por 45 dias, incluindo 10 dias em UTI com ventilação mecânica. Após alta hospitalar, iniciou reabilitação multidisciplinar (fisioterapia, fonoaudiologia e terapia ocupacional). Atualmente apresenta hemiparesia esquerda, espasticidade moderada em cotovelo e punho, redução de força muscular

global e dificuldade para realizar atividades funcionais que envolvam o membro superior esquerdo.

4.3 LINHA DE BASE (PRÉ-INTERVENÇÃO)

Em conjunto com a definição dos participantes do estudo, iniciou-se as medições das variáveis consideradas, amplitude de movimento, espasticidade e força de preensão. Essas medidas foram realizadas em conjunto com os profissionais da área para garantir a acuracidade do processo. As medidas da linha de base foram realizadas entre os dias 20 e 30 de maio de 2025.

Para cálculos estatísticos, também foi realizada a medição da força de preensão do membro superior sadio.

4.3.1 Força de preensão

Primeiramente foi realizada os testes de força de preensão do membro comprometido de cada participante. Nesse momento foi utilizado um dinamômetro digital modelo JX-180 com resolução de 0,1 kg, conforme ilustra a Figura 55.

Figura 55: Dinamômetro utilizado na coleta das medidas.



Fonte: O próprio autor

O processo de medição levou em consideração 10 medidas de força para cada participante e em seguida foi realizada a média dessas medidas. Infelizmente alguns participantes declinaram das sessões de fisioterapia, oferecidas gratuitamente na Policlínica da UMC. A Tabela 9, ilustra os valores médios e os desvios padrão encontrados dos participantes que continuaram com o tratamento.

Tabela 9: Resultados médios e desvio padrão da força de preensão do membro superior comprometido.

LINHA DE BASE - FORÇA DE PREENSÃO DO MEMBRO COMPROMETIDO (kgf)

ESQUERDO	
A-AVC	
Média	**2,5**
Max	5,2
Min	1,3
Desv	1,409

ESQUERDO	
C-AVC	
Média	**4,9**
Max	5,6
Min	3,9
Desv	0,629

ESQUERDO	
D-AVC	
Média	**4,5**
Max	6,0
Min	3,2
Desv	1,175

ESQUERDO	
E-AVC	
Média	**1,4**
Max	2,0
Min	1,1
Desv	0,259

ESQUERDO	
G-AVC	
Média	**3,4**
Max	4,3
Min	2,6
Desv	0,469

ESQUERDO	
A-ATX	
Média	**5,3**
Max	7,1
Min	3,9
Desv	1,016

ESQUERDO	
B-TCE	
Média	**4,4**
Max	6,0
Min	3,5
Desv	0,672

ESQUERDO	
D-TCE	
Média	**13,2**
Max	15,2
Min	10,8
Desv	1,661

ESQUERDO	
E-TCE	
Média	**8,4**
Max	10,7
Min	7,7
Desv	0,879

DIREITO	
F-TCE	
Média	**8,7**
Max	10,7
Min	7,1
Desv	1,182

COLETA ENTRE OS DIAS 20/05 e 30/05/2025

A tabela de linha de base da força de preensão do membro comprometido fornece informações relevantes sobre o nível inicial de comprometimento funcional dos participantes dos grupos AVC e TCE, permitindo uma análise crítica sob os aspectos clínico, funcional e metodológico. A diferença entre os valores máximo e mínimo reforça o grau de comprometimento funcional, sendo que no grupo AVC observa-se uma amplitude relativamente grande em relação à média, o que indica instabilidade funcional e possível dependência de estratégias compensatórias durante a preensão. Já analisando o grupo TCE, observa-se que embora os valores absolutos sejam maiores, a amplitude também é relevante, sugerindo que mesmo indivíduos com maior força basal podem apresentar dificuldade em manter um padrão consistente de ativação muscular.

Conforme mencionado no texto acima, também foram realizadas medidas da força de preensão do membro superior sadio. A Tabela 10 mostra os valores médios e o desvio padrão encontrado para cada paciente após a realização de dez repetições.

Tabela 10: Resultados médios e desvio padrão da força de preensão do membro superior sadio.

LINHA DE BASE - FORÇA DE PREENSÃO DO MEMBRO SUPERIOR SADIO (kgf)										
A-AVC		C-AVC		D-AVC		E-AVC		G-AVC	
Média	15,9	Média	55,6	Média	33,2	Média	10,7	Média	32,2
Max	18,9	Max	63,0	Max	36,7	Max	12,0	Max	34,2
Min	12,1	Min	21,4	Min	29,4	Min	8,8	Min	29,2
Desv	1,981	Desv	12,183	Desv	2,047	Desv	0,990	Desv	1,592
A-ATX		B-TCRA		D-TCRA		E-TCE		F-POL	
Média	9,4	Média	19,5	Média	24,5	Média	9,8	Média	9,5
Max	10,2	Max	21,2	Max	27,7	Max	11,9	Max	11,5
Min	8,6	Min	17,4	Min	22,7	Min	6,8	Min	7,3
Desv	0,519	Desv	1,121	Desv	1,619	Desv	1,401	Desv	1,014

DIAS 20/05 e 30/05/2025

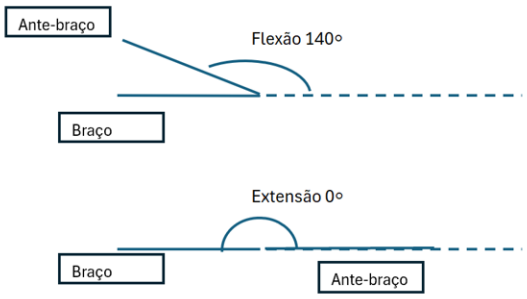
4.3.2 Amplitude de movimento

A amplitude de movimento (ADM) é definida como o alcance de movimento em torno de uma articulação qualquer do corpo humano e permite avaliar a mobilidade da articulação. A ADM é medida utilizando um goniômetro (transferidor de grau), que tem sua articulação posicionada exatamente na articulação do cotovelo do paciente (MARQUES, 2023). Na Figura 56 é possível verificar os valores, em ângulo, das medições de flexão e extensão do membro superior afetado.

Figura 56: Valores em grau (º) de flexão e extensão do membro superior.

LINHA DE BASE - AMPLITUDE DE MOVIMENTO

Paciente	Flexão (º)	Extensão (º)
A-AVC	35	0
C-AVC	70	40
D-AVC	115	75
E-AVC	95	35
G-AVC	140	40
A-ATX	140	0
B-TCE	140	0
D-TCE	130	20
E-TCE	140	0
F-TCE	140	5



4.3.3 Espasticidade

Para as medições de espasticidade foi utilizada a Escala Modificada de Ashworth (MAS). A ajuda do fisioterapeuta foi fundamental para identificação de qual grau de espasticidade o membro comprometido se encontra, em função da subjetividade das medidas. Na Tabela 11 pode-se verificar os graus de espasticidade de cada participante do estudo.

Tabela 11: Medidas de espasticidade utilizando a escala modificada de Ashworth.

Paciente	Grau	Descrição
A-AVC	1+	Discreto aumento do tônus muscular, manifestado por contração associada a uma resistência mínima durante a restante (menos da metade) da amplitude de movimento (ADM)
C-AVC	3	Aumento considerável do tônus muscular e a movimentação passiva é realizada com dificuldade
D-AVC	2	Aumento mais pronunciado do tônus muscular durante a maior parte da ADM, mas a movimentação passiva é facilmente realizada
E-AVC	2	Aumento mais pronunciado do tônus muscular durante a maior parte da ADM, mas a movimentação passiva é facilmente realizada
G-AVC	3	Aumento considerável do tônus muscular e a movimentação passiva é realizada com dificuldade
A-TCE	0	Tônus muscular normal
B-TCE	1	Discreto aumento do tônus muscular, manifestado por contração e relaxamento ou por uma resistência mínima no final do movimento quando a articulação afetada é fletida ou estendida
D-TCE	2	Aumento mais pronunciado do tônus muscular durante a maior parte da ADM, mas a movimentação passiva é facilmente realizada
E-TCE	0	Tônus muscular normal
F-TCE	2	Aumento considerável do tônus muscular e a movimentação passiva é realizada com dificuldade

4.4 RESULTADOS APÓS AS INTERVENÇÕES

O estudo foi realizado durante os meses de agosto, setembro e outubro de 2025 com 3 intervenções semanais (totalizando 20 sessões), conforme Figura 57.

Figura 57: Cronograma das intervenções e ausências dos pacientes.

Código	Quinta 14/ago	Sexta 15/ago	Terça 19/ago	Quinta 21/ago	Sexta 22/ago	Terça 26/ago	Quinta 28/ago	Sexta 29/ago	Terça 02/set	Quinta 04/set	Sexta 05/set	Terça 09/set	Quinta 11/set	Sexta 12/set	Terça 16/set	Quinta 18/set	Sexta 19/set	Terça 23/set	Quinta 25/set	Sexta 26/set	Terça 29/set	Quinta 02/out	Sexta 03/out	Terça 07/out	Qu 09/
A-AVC			1		2	3			4			5			6			7		8	9		10	11	
C-AVC	1	2		3	4		5	6		7	8		9	10		11	12		13	14		15	16		1
D-AVC			1	2		3	4		5	6		7	8			9		10	11		12			13	1
E-AVC	1		2			3	4		5	6		7	8		9	10		11	12		13	14		15	1
G-AVC	1		2	3		4	5		6	7		8	9		10	11		12	13		14	15		16	1
A-TCE	1			2		3			4			5	6		7	8		9	10		11	12		13	1
B-TCE			1			2	3		4	5		6	7		8			9			10			11	
D-TCE	1	2		3	4		5	6		7	8		9	10		11	12		13	14		15	16		1
E-TCE	1		2	3		4	5		6	7		8	9		10	11		12	13		14	15		16	1
F-TCE	1	2		3	4		5	6			7		8	9		10	11		12	13			14		1

Fonte: o autor

As intervenções ocorreram utilizando o dispositivo desenvolvido com velocidade de avanço (subida) do cilindro de 0,0544 m/s. A mesma velocidade foi ajustada para o retorno (descida) do cilindro. Essa velocidade foi ajustada de modo a acompanhar o sinal eletromiográfico responsável pelo acionamento da válvula deixando o movimento do membro superior sadio no mesmo passo da subida do cilindro, deixando o paciente mais confortável. Além disso essa sincronia ajuda na teoria do espelho para recuperação de membros superiores. A seguir na Figura 58 é possível observar o dispositivo e o posicionamento do membro superior no suporte de apoio.

Figura 58: Dispositivo e posicionamento do membro superior no suporte de braço.



Fonte: o autor

Para as intervenções foi seguido o seguinte protocolo:

- O paciente senta-se na cadeira de rodas adaptada
- A mesa de apoio é instalada

- O membro superior sadio recebe os eletrodos de contato que vão captar os sinais eletromiográficos
- É entregue um alter. de 2,0 kg para que o paciente utilize no membro superior sadio
- O membro superior acometido é colocado no suporte de braço e afivelado
- Verifica-se o circuito eletrônico
- Liga-se o compressor e ajusta a pressão do ar
- O paciente inicia o movimento de flexão do membro superior sadio

Seguindo esse protocolo o dispositivo será acionado a cada flexão do membro superior sadio. Escaneando o *QRcode*, Figura 59 é possível verificar o funcionamento do dispositivo em um paciente.

Figura 59: *QRCode* – aplicação no paciente.



Após a realização das intervenções, foi feita uma série de novas medições das variáveis utilizadas como linha de base. Os dados coletados foram planilhados e analisados para identificar possíveis tendências de melhoria das condições iniciais de cada paciente.

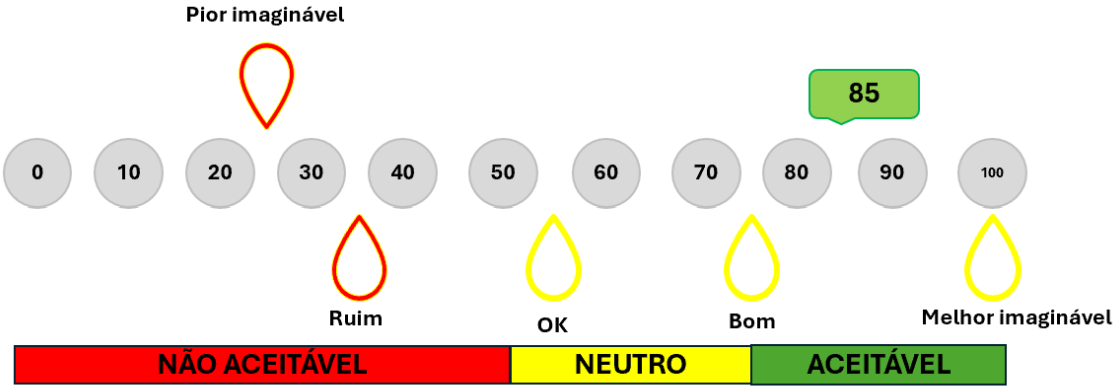
Foi também realizada a análise de usabilidade utilizando a ferramenta *System Usability Scale* (SUS) que é reconhecida mundialmente. Essa ferramenta ajuda a identificar como os participantes se sentiram utilizando o dispositivo

4.4.1 Escala de usabilidade SUS

Uma grande preocupação desse estudo foi que o participante se sentisse confortável ao utilizar o dispositivo, sem preocupações com algum desconforto sonoro ou ergonômico. Para essa avaliação foi aplicado um questionário, *System Usability Scale* (SUS) onde os participantes responderam algumas perguntas.

O questionário foi aplicado pelo doutorando e depois de coletadas todas as respostas os cálculos e ponderações matemáticas foram realizados e o *score* encontrado foi de 85 pontos, o que na escala SUS mostra que o dispositivo desenvolvido foi de fácil utilização, gerando conforto aos participantes do estudo. A Figura 60 ilustra a escala SUS e o valor encontrado após avaliação dos participantes.

Figura 60: Escala SUS e o resultado obtido.



4.4.2 Avaliação após intervenções

As sessões com a utilização do dispositivo aconteceram na área de fisioterapia neuro adultos e ocorreram as terças, quintas e sextas feiras, das 13:40 às 16:40 h, conforme agenda dos participantes.

Após a realização das intervenções, utilizando o dispositivo desenvolvido, foi realizada uma série de medições para verificar a evolução ao não dos pacientes comparando com os dados iniciais da linha de base. Essa medição ocorreu nos dias 16, 19 e 20/09/2025.

4.4.3 Força de preensão após intervenções

Para a coleta dessas medidas foi utilizado o mesmo dinamômetro utilizado

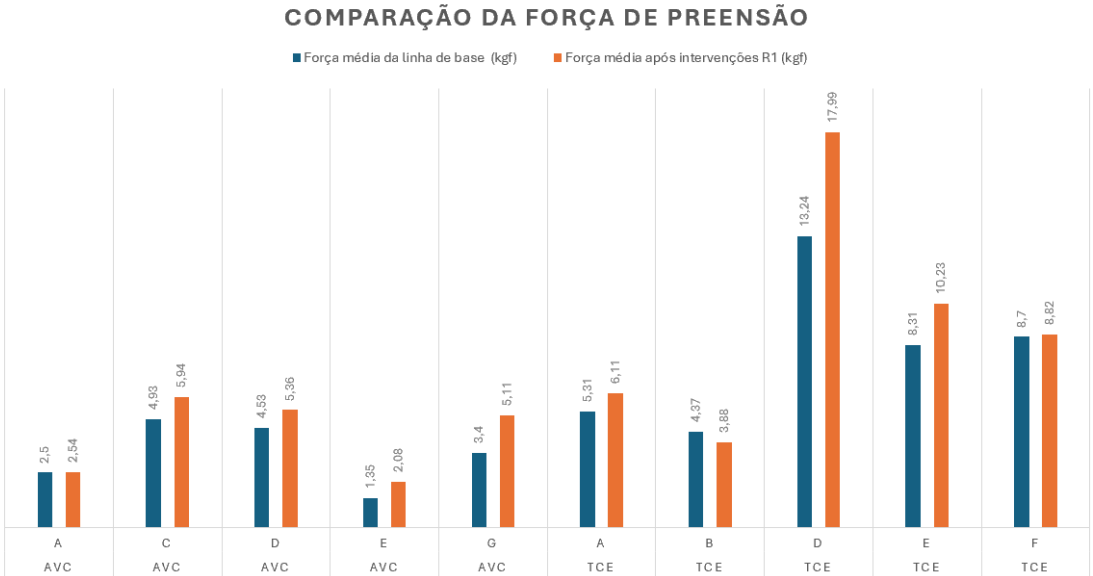
anteriormente para determinar a linha de base. A medição também foi realizada pelo mesmo profissional, deixando assim um padrão para a comparação. Em função da assiduidade dos participantes o número de intervenções variou de 11 a 18. Os resultados médios das medidas de força de preensão da linha de base e médio após as intervenções podem ser observados na Tabela 12.

Tabela 12: Evolução da força de preensão após intervenções.

Grupo	Paciente	Força média da linha de base (kgf)	Força média após intervenções R1 (kgf)	Variação (%)	Nº de intervenções
AVC	A	2,50	2,54	1,6	11
AVC	C	4,93	5,94	20,49	18
AVC	D	4,53	5,36	18,2	14
AVC	E	1,35	2,08	54,1	17
AVC	G	3,40	5,11	50,3	18
TCE	A	5,31	6,11	15,1	14
TCE	B	4,37	3,88	-11,3	11
TCE	D	13,24	17,99	35,9	18
TCE	E	8,31	10,23	21,6	17
TCE	F	8,70	8,82	1,4	16

A Figura 61 ilustra o gráfico de comparação da força de preensão antes (linha de base) e depois da série de intervenções.

Figura 61: Comparação da força de preensão antes e depois das intervenções.



Fonte: o autor

Continuando com as estatísticas foi realizado o teste “t” pareado (linha de base x R1 dentro de cada grupo), que resultou nos valores da Tabela 13.

Tabela 13: Resultados do teste “t” pareado.

Grupo	Resultado de “t”	Valor de “p”
AVC	-3,23	0,032
TCE	-1,54	0,199

Realizando análise dos resultados verificou-se que o grupo AVC teve uma diferença significativa mostrando ganho de força. Já no grupo TCE a diferença não foi significativa entre a linha de base e os resultados R1. Já quando realizado o teste “t” independente, comparando a variação percentual entre AVC e TCE resultou em um valor de *t=1,27* e *p=0,242* que, não há diferença estatisticamente significativa entre os grupos quanto ao ganho percentual.

Tabela 14: Outra análise estatística realizada foi a correlação de Pearson onde

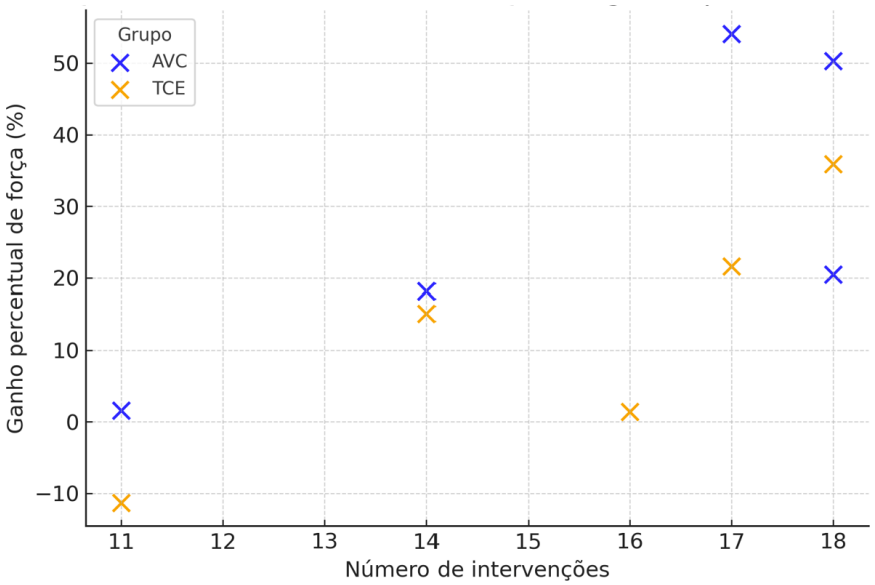
Tabela 14: foram comparadas a variação da força versus o número de

Tabela 14: intervenções, resultando na Tabela 14.Correlação de Pearson.

Grupo	R (correlação)	Valor p	Interpretação
Todos	0,75	0,012	Correlação positiva forte e significativa, quanto mais intervenções, maior o ganho.
AVC	0,76	0,134	Correlação forte, mas não significativa (amostra pequena).
TCE	0,84	0,075	Correlação muito forte, próxima da significância.

Outra importante verificação mostrou a correlação (Pearson, n=10) positiva (r ≈ 0,75) entre o número de intervenções e a variação percentual da força. Essa relação levou em consideração o número de intervenções versus o ganho de cada paciente na força de preensão. Na Figura 62 é possível verificar essa relação.

Figura 62: Correlação de Pearson entre número de intervenções versus ganho de força de preensão.



Fonte: o autor

4.4.4 Amplitude de movimento após intervenções

Cumprida a primeira rodada de intervenções foi realizada a medição da amplitude de movimento do membro superior comprometido. Foram verificados os ângulos de flexão e extensão do membro superior.

A medição ocorreu com o mesmo goniômetro utilizado para a medidas da linha de base, e com o mesmo protocolo para conseguir uma reprodutibilidade. As medições dessa variável não mostraram evolução dos participantes, ficando os valores de flexão e extensão com os mesmos padrões da linha de base.

4.4.5 Espasticidade após intervenções

Procedimento semelhante foi adotado para as medidas de espasticidade, nas quais o fisioterapeuta realizou movimentos passivos rápidos no membro superior acometido (flexão e extensão das articulações), observando-se a resistência ao movimento.

Mantendo o padrão das medidas da linha de base, foi utilizada a escala modificada de Ashworth para verificação do tônus muscular dos participantes. O resultado dessa medição não teve mudanças em relação a linha de base.

5 DISCUSSÃO

A análise dos dados de força de preensão revelou diferenças importantes entre os grupos de participantes acometidos por Acidente Vascular Cerebral (AVC) e por Traumatismo Cranioencefálico (TCE). Embora o grupo TCE apresentasse valores absolutos de força significativamente maiores tanto na linha de base (8,0 ± 3,5 kgf) quanto após o tratamento (9,4 ± 5,4 kgf), o grupo AVC demonstrou um ganho relativo superior (28,9 ± 22,5%), sugerindo maior responsividade ao protocolo de reabilitação aplicado.

Esses resultados podem ser entendidos sendo mais intensamente ativados após o AVC, sobretudo nas fases subagudas e crônicas. (NUDO, 2013; TAKEUCHI e IZUMI, 2012). A literatura demonstra que o treinamento motor repetitivo, associado a feedback do dispositivo pneumático, pode induzir a modificações funcionais, resultando em ganhos de força e coordenação (LANGHORNE *et al*., 2011; KWAKKEL *et al.*, 2015).

Por outro lado, indivíduos com TCE, apesar de manterem força muscular mais elevada, apresentam heterogeneidade nas sequelas neuromotoras, o que explica a grande variabilidade observada e os ganhos percentuais mais modestos (LEVIN *et al*., 2016).

A correlação (Pearson, n=10) positiva (r ≈ 0,75) entre o número de intervenções e a variação percentual da força reforça a importância da intensidade do protocolo terapêutico. Estudos prévios também apontam que a frequência e o número de sessões estão diretamente associados à magnitude da recuperação motora (DOBKIN, 2008; WINSTEIN *et al*., 2016). Assim, observa-se que, independentemente da lesão, o aumento da utilização do dispositivo pneumático tende a potencializar a recuperação da função de preensão manual.

Analisando o gráfico acima e tratando os dados de maneira descritiva podemos afirmar que os participantes E-AVC (+54,07%) e G-AVC (+50,29%) tiveram respostas muito positivas, não deixando de considerar o resultado do participante D-TCE (+35,88%) que também teve sua relevância.

Outros participantes também tiveram ganhos observados após as intervenções, sendo C-AVC (+20,49%), D-AVC (+18,24%), A-TCE (+15,07%) e E-TCE (+21,64%). Já os participantes A-AVC (+1,6%) e F-TCE (+1,38%) tiveram

um ganho praticamente zero. Somente o participante B-TCE (-11,26%), única regressão observada.

A ausência de variação significativa nos valores de espasticidade e amplitude de movimento (ADM) observada após a série de intervenções utilizando o dispositivo desenvolvido sugere que, apesar da aplicação sistemática de estímulos mecânicos por meio da utilização do dispositivo criado, o impacto sobre o tônus muscular e a mobilidade articular não foi observado.

Esse resultado pode estar relacionado a múltiplos fatores fisiológicos e metodológicos, incluindo o tempo de intervenção, a gravidade do comprometimento neurológico e o estágio de recuperação motora dos participantes (LANCE, 1980; DIETZ e SINKJAER, 2007). Assim, a manutenção dos valores de amplitude de movimento pode estar relacionada à natureza assistida do dispositivo, que, embora facilite o movimento e reduza o esforço do participante, pode não gerar estímulos para promover ganhos estruturais ou neuromusculares relevantes. Estudos anteriores indicam que o aumento da ADM em indivíduos com sequelas neurológicas depende não apenas da mobilização mecânica, mas também da integração sensório-motora e do envolvimento ativo do participante durante o movimento (KWAKKEL *et al*., 2008; HOGAN e KREBS, 2011).

O número de sessões, a intensidade dos estímulos e o tempo total de exposição ao dispositivo podem ter sido insuficientes para provocar mudanças significativas. Em reabilitação neuromotora, respostas significativas tendem a ocorrer após protocolos mais prolongados e com maior frequência de prática, especialmente quando associados a feedback visual, tarefas funcionais e aprendizagem motora intensiva (LANGHORNE, BERNHARDT e KWAKKEL, 2011).

Outro aspecto relevante é a heterogeneidade dos participantes. Diferentes tipos e localização das lesões, tempo pós-lesão e o grau de comprometimento motor podem ter influenciado os resultados individuais ao tratamento (LI *et al*., 2019).

Portanto, a ausência de mudança significativa nos parâmetros de espasticidade e amplitude de movimento não necessariamente indica ineficácia do dispositivo, mas sim que os parâmetros de intervenção utilizados podem ter sido insuficientes para induzir a espasticidade a um nível detectável.

Recomenda-se que futuros estudos explorem protocolos com maior número de repetições, estímulos combinados (ativo e resistivo), integração de feedback sensorial e tarefas funcionais, de modo a potencializar os efeitos sobre a modulação do tônus e a recuperação da mobilidade articular.

6 CONCLUSÃO

Apesar das limitações encontradas no tamanho da amostra (número de pacientes) em função da falta de pacientes que pertencessem aos grupos AVC e TCE, diferentes idades, variando de 30 à 78 anos e o tempo da ocorrência do evento causador do comprometimento neurológico é possível observar que após a conclusão do protocolo de intervenções o dispositivo desenvolvido no auxílio no tratamento para recuperação dos movimentos dos membros superiores tem um grande potencial para ser eficiente.

O dispositivo desenvolvido foi utilizado pelos participantes de maneira harmoniosa, sem causar nenhum desconforto. Os valores verificados após a série de intervenções mostraram que o dispositivo desenvolvido em conjunto com o protocolo de reabilitação promoveu melhora funcional mensurável em ambos os grupos, mais pronunciada nos indivíduos com AVC. O grupo AVC conseguiu maior ganho percentual da força de preensão e maior sensibilidade a quantidade de intervenções e ambos os grupos, AVC e TCE mostraram uma correlação positiva entre o número de intervenções e o ganho de força ($r \approx 0,74$). Essa relação é um fator determinante, que indica que a utilização do dispositivo criado em conjunto com a frequência do protocolo teve impacto direto nos ganhos motores dos participantes com comprometimentos neurológicos. Os resultados sugerem que a intensidade do tratamento, refletida no número de intervenções, está associada a ganhos funcionais superiores, corroborando evidências sobre a importância da neuroplasticidade estimulada precocemente (CRAMER et al., 2011). Entretanto, a ausência de melhora em determinados participantes demonstra que outros fatores, como características clínicas individuais e resposta terapêutica, influenciam a eficácia. A heterogeneidade dos resultados reforça a necessidade de protocolos personalizados.

Esse resultado reforça a continuidade das pesquisas para o aprimoramento do dispositivo e possível utilização nas residências e em clínicas e unidades de fisioterapia, auxiliando a população. Esse trabalho também poderá servir de fonte para pesquisas futuras.

7 DIVULGAÇÃO DE RESULTADOS

Os resultados do presente estudo foram divulgados aos participantes e em publicação em revistas na área da saúde. O artigo final, entitulado "*Development and evaluation of a pneumatic device for upper limb improvement in patients with neurological impairment*" foi submetido para na revista Research on Biomedical Engineering sob o número ID 632912ad-1358-4f73-8dc4-cca69cf486df, aguardando retorno dos revisores.

8 TRABALHOS FUTUROS

Em função dos resultados iniciais da aplicação desse dispositivo pneumático no auxílio da melhoria do membro superior em pacientes com problemas neurológicos serão realizadas ações para continuidade e aprimoramento do projeto. As futuras ações, não necessariamente nessa ordem são:

- Aprimoramento do dispositivo para uso domiciliar e protocolos mais intensivos
- Refinamento técnico baseado nos dados coletados e feedback dos participantes.
- Heterogeneidade dos resultados reforça necessidade de adaptação individual
- Dispositivo pode ser replicado em clínicas e unidades de fisioterapia, auxiliando população
- Pesquisas adicionais para validar eficácia em diferentes perfis de pacientes e contextos clínicos.
- Investigação da viabilidade e segurança para utilização nas residências dos pacientes.
- Implementação em larga escala no sistema público de saúde.
- Utilizar projeto junto aos cursos de Engenharia Elétrica, Mecânica, Automação e Fisioterapia para replica do dispositivo

REFERÊNCIAS

ALVES FILHO, A. ***Elementos finitos**: a base da tecnologia CAE*. São Paulo: Érica, 2013.

AMADIO, A. C. et al. **Introdução à biomecânica para análise do movimento humano**: descrição e aplicação dos métodos de medição. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 3, n. 2, p. 41-54, 1999.

ANALOG DEVICES. ***Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End AD8232***. 2024. Disponível em: https://www.analog.com/en/products/ad8232.html. Acesso em: 01 fev. 2024.

ANDRENELLI, E. et al. Systematic rapid living review on rehabilitation needs due to COVID-19: update to May 31st, 2020. ***European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine***, v. 56, p. 347-353, 2020. https://doi.org/10.23736/S1973-9087.20.06329-7.

AQUINO, C. et al. A utilização da dinamometria isocinética nas ciências do esporte e reabilitação. ***Revista Brasileira de Ciência e Movimento***, v. 15, n. 1, p. 93-100, 2007. DOI: https://doi.org/10.18511/rbcm.v15i1.735

ARAÚJO, R. C.; PINOTTI, M. Uso de dispositivos robóticos na reabilitação de membro superior após acidente vascular encefálico: uma revisão. ***Fisioterapia Ser***, v. 6, p. 33, 2011. https://doi.org/10.6063/motricidade.9(2).2665

ARIESEN, M. J. et al. Risk factors for intracerebral hemorrhage in the general population. ***Stroke***, v. 34, n. 8, p. 2060-2065, 2003. https://doi.org/10.1161/01.STR.0000080678.09344.8D.

ASHWORTH, B. Preliminary trial of carisoprodol in multiple sclerosis. ***Practitioner***, v. 192, p. 540-542, 1964.

BAE, S. H.; JEONG, W. S.; KIM, K. Y. Effects of mirror therapy on subacute stroke patients' brain waves and upper extremity functions. ***Journal of Physical Therapy Science***, v. 24, n. 11, p. 1119-1122, 2012. https://doi.org/10.1589/jpts.24.1119.

BANGOR, A.; KORTUM, P. T.; MILLER, J. T. An empirical evaluation of the System Usability Scale. ***International Journal of Human-Computer Interaction***, v. 24, n. 6, p. 574-594, 2008. https://doi.org/10.1080/10447310802205776.

BASMAJIAN, J. V.; DELUCA, C. J. ***Muscles alive: their functions revealed by electromyography***. 5. ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.

BARSOTTINI, O. G. P. et al. Adult onset sporadic ataxias: a diagnostic challenge. *Arquivos de* ***Neuro-Psiquiatria***, v. 72, n. 3, p. 232-240, 2014. https://doi.org/10.1590/0004-282X20130242.

BEAUDIN, M. et al. The classification of autosomal recessive cerebellar ataxias: a consensus statement from the Society for Research on the Cerebellum and

Ataxias Task Force. ***Cerebellum,*** v. 18, n. 6, p. 1098-1125, 2019. https://doi.org/10.1007/s12311-019-01052-2.

BELTRAMINI, L. M. ***Elementos de histologia e anátomo-fisiologia humana***. São Carlos: IFSC, 1999.

BENJAMIN, E. J. et al. Heart disease and stroke statistics—2021 update. ***Circulation***, v. 143, n. 8, p. e254-e743, 2021. https://doi.org/10.1161/CIR.0000000000000950.

BEON, J. et al. Robotic mirror therapy system for functional recovery of hemiplegic arms. ***Journal of Visualized Experiments***, n. 111, 2016. https://doi.org/10.3791/54521.

BHATNAGAR, S. C. ***Neuroscience for the study of communicative disorders***. 3. ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2008.

BIBLIOTECA VIRTUAL EM SAÚDE. **Acidente vascular cerebral (AVC)**. 2015. Disponível em: https://bvsms.saude.gov.br/avc-acidente-vascular-cerebral/. Acesso em: 01 dez. 2025.

BISSET, L. M.; VICENZINO, B. Physiotherapy management of lateral epicondylalgia. ***Journal of Physiotherapy***, v. 61, p. 174-181, 2015. https://doi.org/10.1016/j.jphys.2015.07.015.

BRAR, S. P. et al. Evaluation of treatment protocols on minimal to moderate spasticity in multiple sclerosis. ***Archives of Physical Medicine and Rehabilitation***, v. 72, p. 186-189, 1991.

BROOKE, J. SUS: a quick and dirty usability scale. In: JORDAN, P. W. et al. (org.). ***Usability evaluation in industry***. London: Taylor & Francis, 1986. p. 189-194. https://doi.org/10.1201/9781498710411-35

BOHANNON, R. W. Simple clinical measures. ***Physical Therapy***, v. 67, n. 12, p. 1845-1850, 1987. https://doi.org/10.1093/ptj/67.12.1845.

BURRY, H. C. Objective measurement of spasticity. ***Developmental Medicine & Child Neurology***, v. 14, p. 508-510, 1972. https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.1972.tb03230.x.

BYBLOW, W. D. et al. Mirror symmetric bimanual movement priming can increase corticomotor excitability and enhance motor learning. ***PLoS ONE***, v. 7, e33882, 2012. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0033882.

CHAE, J.; SHEFFLER, L.; KNUTSON, J. Neuromuscular electrical stimulation for motor restoration. ***Topics in Stroke Rehabilitation***, v. 22, n. 6, p. 412-426, 2015. https://doi.org/10.1179/1074935714Z.0000000046.

CHEN, J.; LUM, P. S. Pilot testing of the spring-operated wearable enhancer for arm rehabilitation (SpringWear). ***Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation***, v. 15, n. 13, 2018. https://doi.org/10.1186/s12984-018-0350-4.

COUTINHO, P. et al. Hereditary ataxia and spastic paraplegia in Portugal: a population-based prevalence study. *JAMA Neurology*, v. 70, n. 6, p. 746-755, 2013. https://doi.org/10.1001/jamaneurol.2013.1707.

CRAMER, S. C. et al. Harnessing neuroplasticity for clinical applications. ***Brain***, v. 134, n. 6, p. 1591-1609, 2011. https://doi.org/10.1093/brain/awr039.

CRICHTON, S. L. et al. Patient outcomes up to 15 years after stroke: survival, disability, quality of life, cognition and mental health. ***Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry***, v. 87, n. 10, p. 1091-1098, 2016. https://doi.org/10.1136/jnnp-2016-313361.

DAVIDOFF, R. A. Skeletal muscle tone and the misunderstood stretch reflex. ***Neurology***, v. 42, n. 5, p. 951-963, 1992. https://doi.org/10.1212/WNL.42.5.951.

DE SOUZA, L. H.; MUSA, L. M. The measurement and assessment of spasticity. ***Clinical Rehabilitation***, v. 1, n. 2, p. 89-96, 1987. https://doi.org/10.1177/026921558700100204.

DEWALD, J. P. et al. Abnormal muscle coactivation patterns during isometric torque generation at the elbow and shoulder in hemiparetic subjects. ***Brain***, v. 118, n. 2, p. 495-510, 1995. https://doi.org/10.1093/brain/118.2.495.

DEWAN, M. C. et al. Estimating the global incidence of traumatic brain injury. ***Journal of Neurosurgery***, v. 130, n. 4, p. 1080-1097, 2018. https://doi.org/10.3171/2017.10.JNS17352.

DOBKIN, B. H. Training and exercise to drive poststroke recovery. ***Nature Clinical Practice Neurology***, v. 4, n. 2, p. 76-85, 2008. https://doi.org/10.1038/ncpneuro0709.

DOHLE, C. et al. Mirror therapy promotes recovery from severe hemiparesis: a randomized controlled trial. ***Neurorehabilitation and Neural Repair***, v. 23, n. 3, p. 209-217, 2009. https://doi.org/10.1177/1545968308324786.

DOHLE, C. Spiegeltherapie nach Schlaganfall. ***NeuroGeriatrie***, n. 9, p. 71-78, 2012. https://doi.org/10.1055/s-0042-111538

DROMERICK, A. W. et al. Very early constraint-induced movement during stroke rehabilitation (VECTORS): a single-center RCT. ***Neurology***, v. 73, n. 3, p. 195-201, 2009. https://doi.org/10.1212/WNL.0b013e3181ab2b27.

DUNCAN, P. W. et al. Measurement of motor recovery after stroke: outcome assessment and sample size requirements. ***Stroke***, v. 23, n. 8, p. 1084-1089, 1992. https://doi.org/10.1161/01.STR.23.8.1084.

ERICHSEN, A. K. et al. Prevalence of hereditary ataxia and spastic paraplegia in southeast Norway: a population-based study. ***Brain***, v. 132, pt. 6, p. 1577-1588, 2009. https://doi.org/10.1093/brain/awp056.

ESTRUCH, R. et al. Primary prevention of cardiovascular disease with a Mediterranean diet. ***New England Journal of Medicine***, v. 368, n. 14, p. 1279-1290, 2013. https://doi.org/10.1056/NEJMoa1200303.

FARZARD, M.; ASHRAFI, M.; FARHOUD, A. R. Upper limb rehabilitation during COVID-19 crisis. ***Archives of Bone and Joint Surgery***, v. 8, supl. 1, p. 315-316, 2020. https://doi.org/10.22038/abjs.2020.47699.2338.

FEIGIN, V. L. et al. Global burden of stroke and risk factors. ***The Lancet Neurology***, v. 21, n. 8, p. 763-775, 2022. https://doi.org/10.1016/S1474-4422(22)00221-0.

FELLOWS, S. J.; KAUS, C.; THILMANN, A. F. Voluntary movement at the elbow in spastic hemiparesis. ***Annals of Neurology***, v. 36, n. 3, p. 397-407, 1994. https://doi.org/10.1002/ana.410360311.

FENGDA. ***Premium airbrush compressor AG-326.*** 2024. Disponível em: https://www.cnbida.com/product/premium-aibrush-compressor-ag-326-with-twin-cooling-fans-and-air-tank/. Acesso em: 5 maio 2024.

FESTO DIDATIC. ***Introdução à pneumática industrial***. São Paulo: Festo Didatic, 1995.

GLADSTONE, D. J.; DANIELLS, C. J.; BLACK, S. E. The Fugl-Meyer assessment of motor recovery after stroke: a critical review of its measurement properties. ***Stroke***, v. 33, n. 2, p. 598-602, 2002. https://doi.org/10.1161/hs0202.102382.

GOPURA, R. A. R. C. et al. Developments in hardware systems of active upper-limb exoskeleton robots: a review. ***Robotics and Autonomous Systems***, v. 75, p. 203-220, 2016. https://doi.org/10.1016/j.robot.2015.10.001.

GUYTON, A. C. ***Fisiologia humana***. 6. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988.

HANKEY, G. J. Stroke: causes and clinical features. ***Postgraduate Medical Journal*****,** v. 96, n. 1133, p. 527-534, 2020. https://doi.org/10.1136/postgradmedj-2020-138296.

HARBURN, K. L. et al. Spasticity measurement in stroke: a pilot study. ***Canadian Journal of Public Health***, v. 83, supl. 2, p. D41-S45, 1992. https://api.semanticscholar.org/CorpusID:23878441

HAAS, B. M.; CROW, J. L. Towards a clinical measurement of spasticity. ***Physiotherapy***, v. 81, n. 8, p. 474-479, 1995. https://doi.org/10.1016/S0031-9406(05)66447-6.

HEMPHILL, J. C. et al. Guidelines for the management of spontaneous intracerebral hemorrhage. ***Stroke***, v. 46, n. 7, p. 2032-2060, 2015. https://doi.org/10.1161/STR.0000000000000069.

HOGAN, N.; KREBS, H. I. Physically interactive robotic technology for neuromotor rehabilitation. ***Progress in Brain Research***, v. 192, p. 59-68, 2011. https://doi.org/10.1016/B978-0-444-53355-5.00005-4.

HUNG, C. S. et al. Hybrid rehabilitation therapies on upper-limb function and goal attainment in chronic stroke. ***OTJR: Occupation, Participation and Health***, v. 39, n. 2, p. 116-123, 2019. https://doi.org/10.1177/1539449218792038.

ISACLIN PRODUTOS PARA SAÚDE. ***Goniômetro grande 20 cm***. 2025. Disponível em: https://www.isaclin.com.br/goniometro-grande-20cm. Acesso em: 8 fev. 2025.

JOBBÁGY, B.; SIMSIK, D.; ONOFREJOVÁ, D. Robotic arm with artificial muscles in rehabilitation. ***Procedia Engineering***, v. 96, p. 195-202, 2014. https://doi.org/10.1016/j.proeng.2014.12.139.

JARRASSÉ, N. et al. Robotic exoskeletons: a perspective for the rehabilitation of arm coordination in stroke patients. ***Frontiers in Human Neuroscience***, v. 8, art. 947, 2014. https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.00947.

KATZ, R. T. et al. Objective quantification of spastic hypertonia: correlation with clinical findings. ***Archives of Physical Medicine and Rehabilitation***, v. 73, p. 339-347, 1992. https://doi.org/10.1016/0003-9993(92)90010-7.

KATZ, R. T.; RYMER, W. Z. Spastic hypertonia: mechanisms and measurement. ***Archives of Physical Medicine and Rehabilitation***, v. 70, p. 144-155, 1989.

KWAKKEL, G.; KRAKAUER, J. W. Functional recovery after stroke: mechanisms and principles. ***Neurorehabilitation and Neural Repair***, v. 29, n. 1, p. 1-12, 2015. https://doi.org/10.1177/1545968314561969.

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, 2003. https://doi.org/10.1016/S1052-3057(03)00042-9.

KIM, D. H. et al. Increasing motor cortex activation during grasping via novel robotic mirror hand therapy: a pilot fNIRS study. ***Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation***, v. 19, 2022. https://doi.org/10.1186/s12984-022-00988-7.

KIM, N. H.; SANKAR, B. ***Introdução à análise e ao projeto em elementos finitos***. Rio de Janeiro: LTC, 2011.

KLOCKGETHER, T. Sporadic ataxia with adult onset: classification and diagnostic criteria. ***The Lancet Neurology***, v. 9, n. 1, p. 94-104, 2010. https://doi.org/10.1016/S1474-4422(09)70305-9.

KOH, T. H. et al. Design of a soft robotic elbow sleeve with passive and intent-controlled actuation. ***Frontiers in Neuroscience***, v. 11, art. 597, 2017. https://doi.org/10.3389/fnins.2017.00597.

KOVÁKS, Z. L. ***O cérebro e sua mente****: uma introdução à neurociência computacional*. São Paulo: In Edições Acadêmicas, 1997.

KREBS, H.; SAITOH, E.; HOGAN, N. Robotic therapy and the paradox of the diminishing number of degrees of freedom. ***Physical Medicine and***

Rehabilitation Clinics of North America, v. 26, n. 4, p. 691-702, 2015. https://doi.org/10.1016/j.pmr.2015.06.007.

KNUTTSON, E.; MARTENSSON, A. Dynamic motor capacity in spastic paresis and its relation to prime mover dysfunction, spastic reflexes and antagonist co-activation. ***Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine***, v. 12, p. 93-106, 1980.

KRISHNAMURTHI, R. V. et al. Global and regional burden of first-ever ischaemic and haemorrhagic stroke during 1990–2010: findings from the Global Burden of Disease Study 2010. ***The Lancet Global Health***, v. 1, n. 5, p. e259-e281, 2013. https://doi.org/10.1016/S2214-109X(13)70089-5.

KUTLU, M. et al. Upper-limb stroke rehabilitation using electrode-array based functional electrical stimulation with sensing and control innovations. ***Medical Engineering & Physics***, v. 38, n. 4, p. 366-379, 2016. https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.01.004.

KWAKKEL, G. Impact of practice intensity after stroke: issues for consideration. ***Disability and Rehabilitation***, v. 28, n. 13-14, p. 823-830, 2006. https://doi.org/10.1080/09638280500534861.

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, 2008. https://doi.org/10.1177/1545968307305457.

LANCE, J. W. The control of muscle tone, reflexes, and movement: Robert Wartenberg Lecture. ***Neurology***, v. 30, n. 12, p. 1303-1313, 1980. https://doi.org/10.1212/WNL.30.12.1303.

LANGHORNE, P.; COUPAR, F.; POLLOCK, A. Motor recovery after stroke: a systematic review. ***The Lancet Neurology***, v. 10, n. 8, p. 741-754, 2011. https://doi.org/10.1016/S1474-4422(11)70150-4.

LANGHORNE, P. et al. Stroke rehabilitation. ***The Lancet***, v. 396, n. 10263, p. 1928-1936, 2020. https://doi.org/10.1016/S0140-6736(20)32139-2.

LANGHORNE, P.; BERNHARDT, J.; KWAKKEL, G. Stroke rehabilitation. ***The Lancet***, v. 377, n. 9778, p. 1693-1702, 2011. https://doi.org/10.1016/S0140-6736(11)60325-5.

LI, S. et al. Spasticity and motor recovery after stroke: an update on current understanding and treatment. ***Neural Plasticity***, v. 2019, art. 3845793, 2019. https://doi.org/10.1155/2019/3845793.

LEE, C. D. et al. Physical activity and risk of stroke. ***Stroke***, v. 34, n. 10, p. 2475-2481, 2003. https://doi.org/10.1161/01.STR.0000091843.02517.9D.

LEVIN, M. F.; WEISS, P. L.; KESHNER, E. A. Emergence of virtual reality as a tool for upper limb rehabilitation: incorporation of motor control and motor learning

principles. ***Physical Therapy***, v. 95, n. 3, p. 415-425, 2015. https://doi.org/10.2522/ptj.20130579.

LIN, K. C. et al. Combining afferent stimulation and mirror therapy for rehabilitating motor function, motor control, ambulation, and daily functions after stroke. ***Neurorehabilitation and Neural Repair***, v. 28, n. 2, p. 153-162, 2014. https://doi.org/10.1177/1545968313508478.

MAITIN, I. B. ***Current diagnosis and treatment: physical medicine and rehabilitation***. New York: McGraw-Hill, 2015.

MAAS, A. I. et al. Traumatic brain injury: integrated approaches to improve prevention, clinical care, and research. ***The Lancet Neurology***, v. 16, n. 12, p. 987-1048, 2017. https://doi.org/10.1016/S1474-4422(17)30371-X.

MANNA, S. K.; DUBEY, V. N. Mechanism for elbow exoskeleton for customized training. In: *IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON REHABILITATION ROBOTICS (ICORR)*, 2017, **London. Proceedings […]. New York: IEEE**, 2017. https://doi.org/10.1109/ICORR.2017.8009389.

MARQUES, A. P. ***Manual de goniometria***. 2. ed. Barueri: Manole, 2003.

MENON, D. K. et al. Position statement: definition of traumatic brain injury. ***Archives of Physical Medicine and Rehabilitation***, v. 91, n. 11, p. 1637-1640, 2010. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2010.05.017.

MEHRHOLTZ, 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. 11, CD006876, 2015. https://doi.org/10.1002/14651858.CD006876.pub4.

MEHRHOLTZ, J. et al. Electromechanical and robot-assisted arm training for improving arm function and activities of daily living after stroke. ***Cochrane Database of Systematic Reviews***, n. 4, CD006876, 2008. https://doi.org/10.1002/14651858.CD006876.pub2.

MICHIELSEN, M. E. et al. Motor recovery and cortical reorganization after mirror therapy in chronic stroke patients: a phase II randomized controlled trial. ***Neurorehabilitation and Neural Repair***, v. 25, n. 3, p. 223-233, 2011. https://doi.org/10.1177/1545968310385127.

MILTNER, R. et al. Bewegungsvorstellung in der Therapie von Patienten mit Hirninfarkt. ***Neurologie & Rehabilitation***, n. 5, p. 66-72, 1999. https://doi.org/doi: 10.1002/14651858.CD005950.pub5

MOAVENI, S. ***Finite element analysis: theory and application with ANSYS***. Upper Saddle River: Prentice Hall, 1999.

MODERTEC. ***Fonte chaveada*** *24V*. 2024. Disponível em: https://loja.modertech.com.br/fontes-de-alimentacao/fonte-chaveada-24v/kit-com-21-fonte-chaveada-24v-20a-480w-para-maquinas-e-sistemas-ind-537. Acesso em: 1 dez. 2024.

MORKISCH, N.; THIEME, H.; DOHLE, C. How to perform mirror therapy after stroke? Evidence from a meta-analysis. ***Restorative Neurology and Neuroscience***, v. 37, n. 5, p. 421-435, 2019. https://doi.org/10.3233/RNN-190935.

MULRONEY, S. E.; MYERS, A. K. ***Netter: bases da fisiologia***. Rio de Janeiro: Elsevier, 2009.

NORMAN, K. et al. The subjective global assessment reliably identifies malnutrition-related muscle dysfunction. ***Clinical Nutrition***, v. 24, n. 1, p. 143-150, 2005. https://doi.org/10.1016/j.clnu.2004.08.007.

NUDO, R. J. Recovery after brain injury: mechanisms and principles. *Frontiers in Human* ***Neuroscience***, v. 7, art. 887, 2013. https://doi.org/10.3389/fnhum.2013.00887.

OGUNTOSIN, V. et al. Development of a wearable assistive soft robotic device for elbow rehabilitation. In: ***IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON REHABILITATION ROBOTICS (ICORR)***, 2015. Proceedings [...]. New York: IEEE, 2015. https://doi.org/10.1109/ICORR.2015.7281302.

OLIVEIRA, C.; ZANETTI, H.; NABARRO, C. ***Raspberry Pi descomplicado***. São Paulo: Érica, 2018.

ORCZYKOWSKI, M. E. et al. Cell-based therapy increases ventral premotor cortex activation to improve recovery after primary motor cortex injury. *Experimental* ***Neurology***, v. 305, p. 13-25, 2018. https://doi.org/10.1016/j.expneurol.2018.03.010.

O'SULLIVAN, S. B.; SCHMITZ, T. J. Acidente vascular encefálico. In: ***Fisioterapia: avaliação e tratamento***. 5. ed. Barueri: Manole, 2003.

PARQUE, E. et al. Differential relationship between microstructural integrity in white matter tracts and motor recovery after stroke based on brain-derived neurotrophic factor genotype. ***Neural Plasticity***, v. 2020, art. 5742421, 2020. https://doi.org/10.1155/2020/5742421.

PELLEGRINO, G. et al. Inter-hemispheric coupling changes associated with motor improvements after robotic stroke rehabilitation. ***Restorative Neurology and Neuroscience***, v. 37, n. 3, p. 191-205, 2019. https://doi.org/10.3233/RNN-180900.

PENDLEBURY, S. T.; ROTHWELL, P. M. Cognitive impairment in transient ischemic attacks and stroke. ***The Lancet Neurology***, v. 18, n. 3, p. 248-258, 2019. https://doi.org/10.1016/S1474-4422(18)30459-3.

PERRY, J. Determinants of muscle function in the spastic lower extremity. ***Clinical Orthopaedics and Related Research***, n. 288, p. 10-26, 1992.

PLONSEY, R.; BARR, R. C. ***Bioelectricity: a quantitative approach***. New York: Plenum Press, 1988.

POWERS, W. J. et al. 2018 guidelines for the early management of patients with acute ischemic stroke. ***Stroke***, v. 49, n. 3, p. e46-e110, 2018. https://doi.org/10.1161/STR.0000000000000158.

QURESHI, A. I. et al. Intracerebral hemorrhage: a critical update. ***Stroke***, v. 50, n. 7, p. 1811-1823, 2019. https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.118.023887.

RASPBERRY PI FOUNDATION. ***Raspberry Pi 5***. 2025. Disponível em: https://www.raspberrypi.com/products/raspberry-pi-5/. Acesso em: 1 dez. 2025.

ROLIN, C. L. R. C.; MARTINS, M. Cuidado ao acidente vascular isquêmico no SUS. ***Cadernos de Saúde Pública***, v. 27, n. 11, p. 2106-2116, 2011. https://doi.org/10.1590/S0102-311X2011001100004.

ROTHGANGEL, A. S. et al. The clinical aspects of mirror therapy in rehabilitation: a systematic review of the literature. ***International Journal of Rehabilitation Research***, v. 34, n. 1, p. 1-13, 2011. https://doi.org/10.1097/MRR.0b013e3283441e98.

SANTOS, M. F. et al. Uma visão geral dos dispositivos robóticos para reabilitação do cotovelo. ***Electronic Journal Collection Health***, v. 24, n. 12, 2024. DOI: https://doi.org/10.25248/REAS.e18292.2024

SASAKI, H. et al. Grip strength predicts cause-specific mortality in middle-aged and elderly persons. ***The American Journal of Medicine***, v. 120, n. 4, p. 337-342, 2007. https://doi.org/10.1016/j.amjmed.2006.04.018.

SCHLÜSSEL, M. M.; ANJOS, L. A.; KAC, G. A dinamometria manual e seu uso na avaliação nutricional: revisão. ***Revista de Nutrição***, v. 21, n. 2, p. 233-235, 2008. https://doi.org/10.1590/S1415-52732008000200011.

SELLES, R. W. et al. Effects of a mirror-induced visual illusion on a reaching task in stroke patients: implications for mirror therapy training. ***Neurorehabilitation and Neural Repair***, v. 28, n. 7, p. 652-659, 2014. https://doi.org/10.1177/1545968314521005.

SICURI, C.; PORCELLINI, G.; MEROLLA, G. Robotics in shoulder rehabilitation. *Muscles,* ***Ligaments and Tendons Journal***, v. 4, n. 2, p. 207-213, 2014. https://doi.org/10.11138/MLTJ/2014.4.2.207

SHEEHY, L. M. Considerations for postacute rehabilitation for survivors of COVID-19. ***JMIR Public Health and Surveillance***, v. 6, e19462, 2020. https://doi.org/10.2196/19462.

SKINOVSKY, J.; CHIBATA, M.; SIQUEIRA, D. E. D. Realidade virtual e robótica em cirurgia: aonde chegamos e para onde vamos? ***Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgiões***, v. 35, n. 5, p. 334-337, 2008. https://doi.org/10.1590/S0100-69912008000500012.

SOBOTTA. ***Atlas de anatomia humana***. 21. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE ORTOPEDIA E TRAUMATOLOGIA. **Movimento de extensão e flexão do membro superior**. 2015. Disponível em: https://sbot.org.br/. Acesso em: 1 dez. 2025.

SOUZA, C. G.; REZENDE, J. M. **O uso de sinais eletromiográficos (EMG) no controle de um manipulador robótico**. 2022. Trabalho de Conclusão de Curso.

TAKEUCHI, N.; IZUMI, S. Neural plasticity in human brain: functional and structural changes in response to stroke. ***Neuroscience Research***, v. 72, p. 176-184, 2012. https://doi.org/10.1016/j.neures.2011.11.001.

TANIGUSHI, K. et al. Research of rehabilitation aid system by DOF constraintable mechanism and NMES for hemiplegic upper limbs. In: **IEEE*/ASME international conference on advanced intelligent mechatronics (aim)***, 2015. **Proceedings** […]. 2015. https://doi.org/10.1109/AIM.2015.7222595.

TEIVE, H. A. G.; ZONTA, M.; KUMAGAI, Y. Tratamento da espasticidade: uma atualização. ***Arquivos de Neuro-Psiquiatria***, v. 56, n. 4, p. 852-858, 1998. https://doi.org/10.1590/S0004-282X1998000500023.

TONDU, B. Modelling of the McKibben artificial muscle: a review. ***Journal of Intelligent Material Systems and Structures***, v. 23, n. 3, p. 225-253, 2012. https://doi.org/10.1177/1045389X11435484.

TORPEÇA BRASIL. **Terminal rotular. 2025**. Disponível em: <corrigir link — atualmente repete endereço da BVS>. Acesso em: 1 dez. 2025.

TOWFIGHI, A.; OVBIAGELE, B. Stroke prevention in women. ***Stroke***, v. 48, n. 6, p. e123-e130, 2017. https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.117.017578.

TSUJI, S. et al. Sporadic ataxias in Japan: a population-based epidemiological study. ***The Cerebellum***, v. 7, n. 2, p. 189-197, 2008. https://doi.org/10.1007/s12311-008-0028-x.

VENTURNI, C. et al. Confiabilidade de dois métodos de avaliação da amplitude de movimento ativa de dorsiflexão do tornozelo em indivíduos saudáveis. ***Acta Fisiátrica***, v. 13, n. 1, p. 41-45, 2006. https://doi.org/10.1590/S1413-35552006000400008

VESLIN, E. et al. Análisis cinemático de un exoesqueleto de partes superiores de 7 GDL. In: ***Congreso Internacional de Ingeniería Mecatrónica***, 2011.

WADE, D. T. et al. The hemiplegic arm after stroke: measurement and recovery. ***Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry***, v. 46, n. 6, p. 521-524, 1983. https://doi.org/10.1136/jnnp.46.6.521.

WERNER, C.; ENGELHARD, K. Pathophysiology of traumatic brain injury. *British* ***Journal of Anaesthesia***, v. 99, n. 1, p. 4-9, 2007. https://doi.org/10.1093/bja/aem131.

WIESENDANGER, M. Neurophysiological basis of spasticity. In: SINDOU, M.; ABBOTT, R. *Neurosurgery for spasticity: a multidisciplinary approach*. New York: **Springer-Verlag**, 1991. p. 15-19.

WHITLOCK, J. A. Neurophysiology of spasticity. In: GLENN, M. B.; WHYTE, J. *The practical management of spasticity in children and adults*. **Philadelphia: Lea & Febiger,** 1990. p. 8-33.

WORLD HEALTH ORGANIZATION (WHO). ***World Health Organization stroke report***. 2021. Disponível em: https://www.who.int.

WILKENING, A.; STOPPLER, H.; IVLEV, O. Adaptive assistive control of a soft elbow trainer with self-alignment using pneumatic bending joint. In: **IEEE *international conference on rehabilitation robotics (icorr)*,** 2013. Proceedings […]. https://doi.org/10.1109/ICORR.2013.6650427.

WINSTEIN, C. J. et al. Guidelines for adult stroke rehabilitation and recovery. ***Stroke***, v. 47, n. 6, p. e98-e169, 2016. https://doi.org/10.1161/STR.0000000000000098.

WINTER, D. A. *Biomechanics and motor control of human movement*. 2. ed. New York: John Wiley & Sons, 1990.

WU, C. Y. et al. Effects of mirror therapy on motor and sensory recovery in chronic stroke: a randomized controlled trial. ***Archives of Physical Medicine and Rehabilitation***, v. 94, n. 6, p. 1023-1030, 2013. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2013.02.007.

YOUNG, R. R.; WIEGNER, A. W. Spasticity. ***Clinical Orthopaedics and Related Research***, n. 219, p. 50-62, 1987.

ZENG, W. et al. Mirror therapy for motor function of the upper extremity in patients with stroke: a meta-analysis. ***Journal of Rehabilitation Medicine***, v. 50, p. 8-15, 2018. https://doi.org/10.2340/16501977-2288.

ZHOU, L.; LI, Y.; BAI, S. A human-centered design optimization approach for robotic exoskeletons through biomechanical simulation. ***Robotics and Autonomous Systems*,** v. 91, p. 337-347, 2017. https://doi.org/10.1016/j.robot.2017.02.012.

APÊNDICE A - Artigo 1 - Universidade Empreendedora: Um Estudo De Caso Para Implementação Em Uma Universidade Do Alto Tiête.

Revista ft
ISSN 1678-0817 Qualis B2

UNIVERSIDADE EMPREENDEDORA: UM ESTUDO DE CASO PARA IMPLEMENTAÇÃO EM UMA UNIVERSIDADE DO ALTO TIÊTE.

Ciências Sociais Aplicadas, Volume 28 - Edição 134/MAI SUMÁRIO / 06/05/2024

ENTREPRENEURIAL UNIVERSITY: A CASE STUDY FOR IMPLEMENTATION IN A UNIVERSITY IN ALTO TIÊTE.

REGISTRO DOI: 10.5281/zenodo.11120831

Rodrigo Pereira Garzi[1]; Marcello F. dos Santos[2]; Fabricio Rangel Amódio[3]; Tatiana Ribeiro de Campos Mello[4]; Terigi Augusto Scardovelli[5]; Renata Jimenez de Almeida Scabbia[6]; Daniela Leite Jabes[7]

Resumo

Objetivo: Dar início ao programa "Universidade empreendedora" e apoiar a construção de negócios inovadores no modelo *startup*. Método: Trata-se de um estudo de caso do projeto UMC Startup implantado na Universidade de Mogi das Cruzes entre os meses de maio e novembro de 2023. Resultados: Embora com interesse imediato dos alunos após o lançamento do projeto, a frequência média de alunos e engajamento nas atividades ainda é baixa. Esse cenário pode estar relacionado com a dificuldade de encaixar as atividades com o calendário acadêmico dos cursos de graduação e, também, a flexibilidade para atendimento aos

APÊNDICE A - Artigo 2 - Uma visão geral dos dispositivos robóticos para reabilitação do cotovelo



Uma visão geral dos dispositivos robóticos para reabilitação do cotovelo

An overview of the robotic devices for elbow rehabilitation

Una descripción general de los dispositivos robóticos para la rehabilitación del codo

Marcello Francisco dos Santos[1]*, Bruno Medina Pedroso[2], Silvia Cristina Martini[1], Silvia Regina Matos da Silva Boschi[1], Alessandro Pereira da Silva[1], Terigi Augusto Scardovelli[1].

RESUMO

Objetivo: Identificar desenvolvimentos relacionados a dispositivos robóticos para reabilitação de cotovelo e disponibilizá-los à comunidade científica para possíveis desenvolvimentos futuros. Levantamento bibliográfico. **Métodos:** A revisão integrativa foi realizada nas bases de dados e utilizou uma combinação de palavras-chave para identificar os artigos relevantes. Os resumos foram lidos e aqueles que foram qualificados tiveram sua leitura completa, que fizeram parte deste trabalho. **Resultados:** Um total de 976 registros foram identificados por meio das buscas nas bases de dados. Entre os artigos selecionados, 12 eram duplicados e excluídos imediatamente, resultando em 964 estudos para avaliação de elegibilidade. As revisões de título resultaram na exclusão de 879 artigos, os outros 85 artigos foram submetidos à revisão do resumo. Após todas as fases de seleção e extração, apenas 53 estudos atenderam aos critérios de inclusão e foram incluídos no presente estudo. **Considerações finais:** O cenário analisado mostrou uma grande evolução nas características dos dispositivos robóticos para reabilitação de cotovelo. O uso de software para simulação auxiliou muito nas simulações e definições dos dispositivos. Entretanto, ainda são grandes os esforços no dimensionamento dos atuadores e na escolha da melhor relação potência/peso para tornar os dispositivos mais leves e facilitar sua portabilidade.

Palavras-chave: Exoesqueleto, Robô, Dispositivo, Reabilitação, Cotovelo.

ABSTRACT

Objective: Identify developments related to robotic devices for elbow rehabilitation and make them available to the scientific community for possible future developments. Bibliographic survey. **Method:** The integrative review was carried out in the databases and used a combination of keywords to identify relevant articles. The abstracts were read and those who were qualified had their complete reading, which formed part of this work. **Results:** A total of 976 records were identified through database searches. Among the selected articles, 12 were duplicates and immediately excluded, resulting in 964 studies for eligibility assessment. Title reviews resulted in the exclusion of 879 articles, the other 85 articles were subjected to abstract review. After all selection and extraction phases, only 53 studies met the inclusion criteria and were included in the present study. **Final considerations:** The analyzed scenario showed a great evolution in the characteristics of robotic devices for elbow rehabilitation. The use of simulation software helped a lot in the simulations and definitions of the devices. However, there are still great efforts in sizing the actuators and choosing the best power/weight ratio to make the devices lighter and facilitate their portability.

Keywords: Exoskeleton, Robots, Device, Rehabilitation, Elbow.

[1] Universidade de Mogi das Cruzes (UMC), Mogi das Cruzes – SP.
[2] Instituto de Ciência e Tecnologia Centro Paula Souza (Etec Presidente Vargas)

SUBMETIDO EM: 8/2024 | **ACEITO EM: 9/2024** | **PUBLICADO EM: 12/2024**

ANEXO A - NR 15 - Atividades e Operações Insalubres

Publicação D.O.U. Portaria MTb n.º 3.214, de 08 de junho de 1978 06/ 07/78 Alterações/Atualizações D.O.U. Portaria SSMT n.º 12, de 12 de novembro de 1979 23/11/79 Portaria SSMT n.º 01, de 17 de abril de 1980 25/04/80 Portaria SSMT n.º 05, de 09 de fevereiro de 1983 17/02/83 Portaria SSMT n.º 12, de 06 de junho de 1983 14/06/83 Portaria SSMT n.º 24, de 14 de setembro de 1983 15/09/83 Portaria MTE n.º 3.751, de 23 de novembro de 1990 26/11/90 Portaria DSST n.º 01, de 28 de maio de 1991 29/05/91 Portaria DNSST n.º 08, de 05 de outubro de 1992 08/10/92 Portaria DNSST n.º 09, de 05 de outubro de 1992 14/10/92 Portaria SSST n.º 03, de 10 de março de 1994 10/03/94 Portaria SSST n.º 04, de 11 de abril de 1994 14/04/94 Portaria SSST n.º 22, de 26 de dezembro de 1994 27/12/94 Portaria SSST n.º 14, de 20 de dezembro de 1995 22/12/95 Portaria SIT n.º 99, de 19 de outubro de 2004 21/10/04 Portaria SIT n.º 43, de 11 de março de 2008 (Rep.) 13/03/08 Portaria SIT n.º 203, de 28 de janeiro de 2011 01/02/11 Portaria SIT n.º 291, de 08 de dezembro de 2011 09/12/11 Portaria MTE n.º 1.297, de 13 de agosto de 2014 14/08/14 Portaria MTb n.º 1.084, de 18 de dezembro de 2018 19/12/18 Portaria SEPRT n.º 1.359, de 09 de dezembro de 2019 11/12/19 Portaria MTP n.º 426, de 07 de outubro de 2021 08/10/21 Portaria MTP n.º 806, de 13 de abril de 2022 13/04/22

15.1 São consideradas atividades ou operações insalubres as que se desenvolvem:

15.1.1 Acima dos limites de tolerância previstos nos Anexos n.º 1, 2, 3, 5, 11 e 12;

15.1.2 (Revogado pela Portaria MTE n.º 3.751, de 23 de novembro de 1990) 15.1.3 Nas atividades mencionadas nos Anexos n.º 6, 13 e 14;

15.1.4 Comprovadas através de laudo de inspeção do local de trabalho, constantes dos Anexos n.º 7, 8, 9 e 10.

15.1.5 Entende-se por "Limite de Tolerância", para os fins desta Norma, a concentração ou intensidade máxima ou mínima, relacionada com a natureza e o tempo de exposição ao agente, que não causará danos à saúde do trabalhador, durante a sua vida laboral.

15.2 O exercício de trabalho em condições de insalubridade, de acordo com os subitens do item anterior, assegura ao trabalhador a percepção de adicional, incidente sobre o salário-mínimo da região, equivalente a:

15.2.1 40% (quarenta por cento), para insalubridade de grau máximo;

15.2.2 20% (vinte por cento), para insalubridade de grau médio;

15.2.3 10% (dez por cento), para insalubridade de grau mínimo;

15.3 No caso de incidência de mais de um fator de insalubridade, será apenas considerado o de grau mais elevado, para efeito de acréscimo salarial, sendo vedada a percepção cumulativa.

15.4 A eliminação ou neutralização da insalubridade determinará a cessação do pagamento do adicional respectivo.

15.4.1 A eliminação ou neutralização da insalubridade deverá ocorrer: a) com a adoção de medidas de ordem geral que conservem o ambiente de trabalho dentro dos limites de tolerância; b) com a utilização de equipamento de proteção individual.

15.4.1.1 Cabe à autoridade regional competente em matéria de segurança e saúde do trabalhador, comprovada a insalubridade por laudo técnico de engenheiro de segurança do trabalho ou médico do trabalho, devidamente habilitado, fixar adicional devido aos empregados expostos à insalubridade quando impraticável sua eliminação ou neutralização.

15.4.1.2 A eliminação ou neutralização da insalubridade ficará caracterizada através de avaliação pericial por órgão competente, que comprove a inexistência de risco à saúde do trabalhador.

15.5 É facultado às empresas e aos sindicatos das categorias profissionais interessadas requererem ao Ministério do Trabalho, através das DRTs, a realização de perícia em estabelecimento ou setor deste, com o objetivo de caracterizar e classificar ou determinar atividade insalubre.

15.5.1 Nas perícias requeridas às Delegacias Regionais do Trabalho, desde que comprovada a insalubridade, o perito do Ministério do Trabalho indicará o adicional devido.

15.6 O perito descreverá no laudo a técnica e a aparelhagem utilizadas.

15.7 O disposto no item 15.5. não prejudica a ação fiscalizadora do MTb nem a realização ex- officio da perícia, quando solicitado pela Justiça, nas localidades onde não houver perito.

ANEXO B - Limites de tolerância para ruído contínuo ou intermitente

NÍVEL DE RUÍDO dB (A)	MÁXIMA EXPOSIÇÃO DIÁRIA PERMISSÍVEL
85	8 horas
86	7 horas
87	6 horas
88	5 horas
89	4 horas e 30 minutos
90	4 horas
91	3 horas e 30 minutos
92	3 horas
93	2 horas e 40 minutos
94	2 horas e 15 minutos
95	2 horas
96	1 hora e 45 minutos
98	1 hora e 15 minutos
100	1 hora
102	45 minutos
104	35 minutos
105	30 minutos
106	25 minutos
108	20 minutos
110	15 minutos
112	10 minutos
114	8 minutos
115	7 minutos

1. Entende-se por Ruído Contínuo ou Intermitente, para os fins de aplicação de Limites de Tolerância, o ruído que não seja ruído de impacto.

2. Os níveis de ruído contínuo ou intermitente devem ser medidos em decibéis (dB) com instrumento de nível de pressão sonora operando no circuito de compensação "A" e circuito de resposta lenta (SLOW). As leituras devem ser feitas próximas ao ouvido do trabalhador.

3. Os tempos de exposição aos níveis de ruído não devem exceder os limites de tolerância fixados no Quadro deste anexo.

4. Para os valores encontrados de nível de ruído intermediário será considerada a máxima exposição diária permissível relativa ao nível imediatamente mais elevado.

5. Não é permitida exposição a níveis de ruído acima de 115 dB(A) para indivíduos que não estejam adequadamente protegidos.

6. Se durante a jornada de trabalho ocorrerem dois ou mais períodos de exposição a ruído de diferentes níveis, devem ser considerados os seus efeitos combinados, de forma que, se a soma das seguintes frações:

$$\frac{C_1}{T_1} + \frac{C_2}{T_2} + \frac{C_3}{T_3} \quad _____ + \frac{Cn}{Tn}$$

exceder a unidade, a exposição estará acima do limite de tolerância.

Na equação acima, Cn indica o tempo total que o trabalhador fica exposto a um nível de ruído específico, e Tn indica a máxima exposição diária permissível a este nível, segundo o Quadro deste Anexo.

7. As atividades ou operações que exponham os trabalhadores a níveis de ruído, contínuo ou intermitente, superiores a 115 dB(A), sem proteção adequada, oferecerão risco grave e iminente.

ANEXO C - Limites de tolerância para ruídos de impacto

1. Entende-se por ruído de impacto aquele que apresenta picos de energia acústica de duração inferior a 1 (um) segundo, a intervalos superiores a 1 (um) segundo.

2. Os níveis de impacto deverão ser avaliados em decibéis (dB), com medidor de nível de pressão sonora operando no circuito linear e circuito de resposta para impacto. As leituras devem ser feitas próximas ao ouvido do trabalhador. O limite de tolerância para ruído de impacto será de 130 dB (linear). Nos intervalos entre os picos, o ruído existente deverá ser avaliado como ruído contínuo.

3. Em caso de não se dispor de medidor do nível de pressão sonora com circuito de resposta para impacto, será válida a leitura feita no circuito de resposta rápida (FAST) e circuito de compensação "C". Neste caso, o limite de tolerância será de 120 dB(C).

4. As atividades ou operações que exponham os trabalhadores, sem proteção adequada, a níveis de ruído de impacto superiores a 140 dB(LINEAR), medidos no circuito de resposta para impacto, ou superiores a 130 dB(C), medidos no circuito de resposta rápida (FAST), oferecerão risco grave e iminente.

ANEXO D – Aprovação Ética do CEP

