

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO PARA
REABILITAÇÃO DO PUNHO HUMANO**



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA**

2019

LORENA SOUZA FURTADO BRITO

**DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO PARA REABILITAÇÃO
DO PUNHO HUMANO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para a obtenção do título de **MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA**.

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações

Orientador: Prof. Dr. Rogério Sales Gonçalves

UBERLÂNDIA – MG

2019

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

B862d Brito, Lorena Souza Furtado, 1991-
2019 Desenvolvimento de um dispositivo para reabilitação do punho humano [recurso eletrônico] / Lorena Souza Furtado Brito. - 2019.

Orientador: Rogério Sales Gonçalves.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia.
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

Modo de acesso: Internet.

Disponível em: <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2020.3904>

Inclui bibliografia.

Inclui ilustrações.

1. Engenharia mecânica. I. Gonçalves, Rogério Sales, 1981-, (Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. III. Título.

CDU:621

Glória Aparecida – CRB-6/2047



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

ATA DE DEFESA

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Mecânica				
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, nº 542 / COPEM				
Data:	dezessete de junho de dois mil e dezenove	Hora de início:	14:30	Hora de encerramento:	[17:00]
Matrícula do Discente:	11712EMC009				
Nome do Discente:	Lorena Souza Furtado Brito				
Título do Trabalho:	Desenvolvimento de um Dispositivo para Reabilitação do Punho Humano				
Área de concentração:	Mecânica dos Sólidos e Vibrações				
Linha de pesquisa:	Engenharia Biomecânica				
Projeto de Pesquisa de vinculação:					

Reuniu-se no Auditório do bloco 50-C, Campus Santa Mônica, da Universidade Federal de Uberlândia, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, assim composta: Professores Doutores Cleudmar Amaral de Araújo - FEMEC/UFU; Suraya Gomes Novais Shimano - UFTM; Rogério Sales Gonçalves - FEMEC/UFU, orientador da candidata.

Iniciando os trabalhos o presidente da mesa, Dr. Rogério Sales Gonçalves, apresentou a Comissão Examinadora e a candidata, agradeceu a presença do público, e concedeu a Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação da Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

Aprovada.

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Rogério Sales Gonçalves, Professor(a) do Magistério Superior**, em 17/06/2019, às 17:07, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).

Documento assinado eletronicamente por **Cleudmar Amaral de Araujo, Professor(a) do Magistério**



Superior, em 17/06/2019, às 17:09, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Suraya Gomes Novais Shimano, Usuário Externo**, em 17/06/2019, às 17:33, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **1307157** e o código CRC **78904F4A**.

AGRADECIMENTOS

À Deus, por sempre estar ao meu lado guiando todos os meus passos.

Ao meu esposo, meus pais, minha irmã, meus amigos e familiares pela paciência e compreensão, por sempre acreditarem no meu potencial, pelo apoio constante e amparo, e por estarem comigo durante toda essa caminhada.

Ao Professor Rogério pelo incentivo, motivação e orientação deste trabalho.

Aos companheiros do Laboratório de Automação e Robótica, em especial ao Lucas Pinheiro, pela ajuda no desenvolvimento do jogo e softwares de controle.

Às fisioterapeutas Jadiane Dionisio e Cristiane Lange da clínica de fisioterapia da UFU, por todo o auxílio fornecido durante os testes clínicos com pacientes pós-AVE.

À Universidade Federal de Uberlândia e à Faculdade de Engenharia Mecânica pela oportunidade da realização do curso de mestrado.

À CAPES pelo apoio financeiro mediante a concessão da bolsa de estudos.

BRITO, L. S. F. **Desenvolvimento de um Dispositivo para Reabilitação do Punho Humano**. 2019. 86 f. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, MG, Brasil.

RESUMO

Pessoas acometidas de Acidente Vascular Encefálico (AVE) podem apresentar espasticidade causando dificuldade ao realizar movimentos que comprometem nas atividades da vida. Quanto mais precoce, intensiva e repetitiva a reabilitação, melhores os resultados, porém há a dificuldade de motivação e envolvimento do paciente. A utilização de dispositivos robóticos pode auxiliar no processo de reabilitação, proporcionando melhorias no desempenho motor e funcional. O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de um dispositivo para auxiliar nesse processo. Este dispositivo é direcionado para movimentos de reabilitação do punho, o qual é uma articulação que possui 3 graus de liberdade para realizar movimentos de flexão/extensão, adução/abdução e pronação/supinação. A estrutura robótica desenvolvida possui uma base para apoio da mão e é acoplada a um servomotor. Para a utilização desse mecanismo, foi desenvolvido um jogo como interface gráfica no qual consistiu em acertar bolas coloridas em cada cesta correspondente. Juntamente com o sistema de controle da estrutura, foi implementado um controle de impedância, possibilitando ao paciente a intenção de resistir ao movimento realizado pela plataforma ou auxiliá-lo com o movimento necessário requerido. Quatorze voluntários sem lesão realizaram os exercícios com o dispositivo e, posteriormente, responderam a um Inventário de Motivação Intrínseca (IMI), o qual resultou em um alto grau de aprovação, competência e relaxamento durante a realização das atividades propostas. Três voluntários pós AVE participaram do estudo de caso. Eles realizaram, durante um mês, 4 sessões de 15 minutos de terapia robótica. Após a execução dos testes, foram observados melhorias e ganho de amplitude para os movimentos de flexão e extensão do punho de todos os voluntários. Desta forma, o dispositivo proposto nesta dissertação poderá ser uma ferramenta para auxiliar profissionais da saúde nos procedimentos e processos de reabilitação.

Palavras Chave: reabilitação; dispositivo robótico; punho humano; controle de impedância; jogo sério.

BRITO, L. S. F. **Development of a Device for Wrist Rehabilitation**. 2019. 86 f. M. Sc. Dissertation, Faculty of Mechanical Engineering, Federal University of Uberlândia, Uberlândia, MG, Brazil.

ABSTRACT

People affected by stroke may have spasticity causing difficulty in performing movements that compromise in daily living activities. The earlier, more intensive and repetitive the rehabilitation, better the results, but there is the difficulty of motivation and patient involvement. The use of robotic devices can aid in the rehabilitation process, providing improvements in motor and functional performance. The objective of this work is the development of a device to aid in this process. This device is directed to wrist rehabilitation movements, which is a joint that has 3 degrees of freedom to perform flexion/extension movements, adduction/abduction, and pronation/supination. The developed robotic structure has a base for hand support and is coupled to a servomotor. For the use of this mechanism, a serious game was developed as a graphical interface in which it consisted of hitting colored balls in each corresponding basket. In addition, with the structure control system, an impedance control was implemented, allowing the patient the intention of resisting the movement performed by the platform or assisting it with the required movement. Fourteen healthy participants performed the exercises with the device and subsequently responded to an Intrinsic Motivation Inventory (IMI), which resulted in a high degree of approval, competence and relaxation during the performance of the proposed activities. Three volunteers post stroke participated in the study. They performed, for a month, in 4 sessions of 15 minutes of robotic therapy. After the tests were performed, improvements and amplitude gain were observed for the wrist flexion and extension movements of all patients. In this way, the proposed device could be a tool to assist health professionals in the procedures and processes of rehabilitation.

Keywords: rehabilitation; robotic device; wrist joint; impedance control; serious game.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Dispositivo para reabilitação do punho com três graus de liberdade (CHARLES et al., 2005).	8
Figura 2.2 – Dispositivo e tela em que o paciente simula o movimento de pegar objetos (TAKAHASHI et al., 2007).	9
Figura 2.3 – Estrutura robótica Haptic Knob (LAMBERCY et al., 2009).....	9
Figura 2.4 – Manipulador paralelo pneumático (TAKAIWA AND NORITSUGU, 2005).	10
Figura 2.5 – Protótipo do dispositivo MEDARM (BALL; BROWN; SCOTT, 2007).....	11
Figura 2.6 – Visão geral do NeReBot com antebraço do paciente fixado a uma tala (ROSATI; GALLINA; MASIERO, 2007).	12
Figura 2.7 – Dispositivo WRist-T testado por um paciente (ADIB et al., 2017).	13
Figura 2.8 – Dispositivo WRIST acoplado a mão do paciente (BISSELL, 2014).....	14
Figura 2.9 – (a) Vista lateral do dispositivo e (b) vista tridimensional (SU et al., 2019).	15
Figura 2.10 – Dispositivo <i>OpenWrist</i> (PEZENT et al., 2017).	16
Figura 2.11 – Plano frontal (AA'), plano sagital (BB') (KAPANDJI, 2000).	19
Figura 2.12 – (a) Flexão a 85°, (b) Posição anatômica a 0°, (c) Extensão a 85° (KAPANDJI, 2000).	20
Figura 2.13 – (a) Abdução ou desvio radial a 15°, (b) Posição anatômica a 0°, (c) Adução ou desvio ulnar, convencionalmente a 45° (KAPANDJI, 2000).	21
Figura 2.14 – (a) Posição de supinação, (b) Posição intermediária, (c) Posição de pronação (KAPANDJI, 2000).....	22
Figura 2.15 – (a) Supinação a 90°, (b) Posição intermediária, (c) Pronação a 85° (KAPANDJI, 2000).	22
Figura 2.16 – A circundução do punho, (a) trajetória pelo plano frontal, (b) sagital e (c) sua base (KAPANDJI, 2000).	23

Figura 2.17 – Grupos musculares do punho (American Society for Surgery of the Hand, 2020).....	25
Figura 2.18 – Flexão e extensão do punho (KRISCHAK, 2009).....	26
Figura 2.19 – Adução e abdução do punho (KRISCHAK, 2009).....	27
Figura 2.20 – Flexão, extensão e abdução do punho (KRISCHAK, 2009).....	27
Figura 2.21 – Flexão, extensão e abdução do punho utilizando uma garrafa (KRISCHAK, 2009).....	27
Figura 2.22 – Pressão e contrapressão aos movimentos de flexão e extensão (KRISCHAK, 2009).....	28
Figura 2.23 – Flexão e extensão do punho (KRISCHAK, 2009).....	28
Figura 2.24 – Imagem ilustrativa e representativa da espasticidade (FELICE & SANTANA, 2009).	29
Figura 2.25 – Perfis intrínsecos médios da rigidez do punho de indivíduos saudáveis e pós AVE (BISSELL, 2014).....	31
Figura 2.26 – Trajetória virtual (KURFESS, 2005).	35
Figura 2.27 – Diagrama de blocos do controlador de impedância (YAMAMOTO, 2017).....	38
Figura 2.28 – Diagrama do sistema de controle (Adaptado de ALMEIDA et al., 1999).	39
Figura 3.1 – Dispositivo para reabilitação do punho.....	41
Figura 3.2 – Configuração do módulo para realizar movimentos de flexão e extensão.....	43
Figura 3.3 – Configuração do módulo para realizar movimentos de adução e abdução.....	43
Figura 3.4 – Configuração do módulo para realizar movimentos de supinação e pronação.	44
Figura 3.5 – Primeira versão do protótipo construído.....	45
Figura 3.6 – Versão atual do protótipo construído.....	45

Figura 3.7 – Esquema em CAD do dispositivo proposto com servomotor de geração de torque simulando a mão do paciente.....	47
Figura 3.8 – Montagem do dispositivo.....	47
Figura 3.9 – Gráficos obtidos com parâmetro de rigidez $K_p = 12$	49
Figura 3.10 – Gráficos obtidos com parâmetro de rigidez $K_p = 20$	50
Figura 3.11 – Gráficos obtidos com parâmetro de rigidez $K_p = 32$	51
Figura 4.1 – Tela principal do jogo contendo a prancha de madeira, bola e as duas cestas, uma vermelha e outra azul.....	54
Figura 5.1 – Inventário de Motivação Intrínseca: índices médios individuais em cada categoria.....	59
Figura 5.2 – Inventário de Motivação Intrínseca: média em cada categoria.....	60
Figura 5.3 – GEQ realizado com os participantes sem lesão. Dados apresentados como contagem de participantes que atribuiu cada nota possível, (1) a (5), em cada categoria.....	61
Figura 5.4 – Utilização do dispositivo por um paciente.	63
Figura 5.5 – (a) Movimento de extensão; (b) posição inicial; (c) Movimento de flexão realizado por um paciente utilizando o dispositivo.	64
Figura 5.6 – Amplitude de extensão ativa (em graus) dos pacientes antes e depois de cada sessão.	64
Figura 5.7 – Amplitude de extensão passiva (em graus) dos pacientes antes e depois de cada sessão.....	65
Figura 5.8 – Amplitude de flexão ativa (em graus) dos pacientes antes e depois de cada sessão.	65
Figura 5.9 – Amplitude de flexão passiva (em graus) dos pacientes antes e depois de cada sessão.	66
Figura 5.10 – Amplitude máxima de extensão (em graus) de cada paciente ao final de cada sessão.	66

Figura 5.11 – Amplitude máxima de flexão (em graus) de cada paciente ao final de cada sessão.	67
Figura 5.12 – Pontuação obtida por cada paciente durante as sessões.	68
Figura 5.13 – Inventário de Motivação Intrínseca adaptado para os pacientes: índices médios individuais em cada categoria.	69
Figura 5.14 – Inventário de Motivação Intrínseca adaptado para os pacientes: média em cada categoria.	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Torque produzido nas articulações.....	25
Tabela 2.2 – Impedância de elementos mecânicos comuns (KURFESS, 2005).....	33
Tabela 3.1 – Parâmetros de rigidez e torque utilizados nos testes.	48
Tabela 5.1 – Índices médios em cada categoria IMI realizado com participantes saudáveis.....	58
Tabela 5.2 – Índices médios em cada categoria no IMI adaptado realizado com os pacientes.....	Erro! Indicador não definido.

LISTA DE SIGLAS

AVE – Acidente Vascular Encefálico

CAHAI-7 – *Chedoke Arm and Hand Activity Inventory*

CEP – Comitê de Ética em Pesquisas

ERCC – Extensor radial curto do carpo

ERLC – Extensor radial longo do carpo

EUC – Extensor ulnar do carpo

FRC – Flexor radial do carpo

FUC – Flexor ulnar do carpo

FMA – *Fugl-Meyer Assessment*

GEQ – *Game Engagement/Experience Questionnaire*

IMI – Inventário de Motivação Intrínseca

MIT – Instituto de Tecnologia de Massachusetts

PID – Proporcional Integral Derivativo

RPM – Rotações por minuto

SNC – Sistema nervoso central

TEMPA – *Test d'Evaluation de la performance des Membres supérieurs des Personnes Agées*

UDP – *User Datagram Protocol*

UFU – Universidade Federal de Uberlândia

WMFT – *Wolf Motor Function Test*

LISTA DE SÍMBOLOS

F	Força
Z	Impedância mecânica
Y	Admitância mecânica
$Z(s)$	Função de transferência da impedância mecânica
$Y(s)$	Função de transferência da admitância mecânica
s	Variável complexa no domínio da frequência
k	Rigidez da mola
m	Massa
b	Amortecedor
K_R	Rigidez do robô
B_R	Amortecimento do robô
M_R	Inércia do robô
$x(t)$	Deslocamento em função do tempo
t	Tempo
$F_R(t)$	Força do robô sobre o meio, no domínio do tempo
M_T	Inércia total do conjunto robô-meio
V_T	Coefficiente de atrito
$G_T(x)$	Efeito da força gravitacional
F_H	Força exercida pelo meio sobre o robô
M	Inércia desejada para o controlador de interação
B	Amortecimento desejado para o controlador de interação
K	Rigidez desejada para o controlador de interação
$x_d(t)$	Trajatória virtual ou ideal, em função do tempo
M_d	Matriz de inércia
B_d	Matriz de amortecimento
K_d	Matriz de rigidez
f_e	Força que o ambiente exerce
J_d	Momento polar de inércia

θ	Posição angular atual do sistema
$\dot{\theta}$	Velocidade angular atual do sistema
$\ddot{\theta}$	Aceleração angular atual do sistema
θ_d	Posição angular desejada
$\dot{\theta}_d$	Velocidade angular desejada
$\ddot{\theta}_d$	Aceleração angular desejada
T_e	Torque externo
$\ddot{\theta}_r$	Setpoint do controlador
V	Volts
Nm	Newton metro
Hz	Hertz
K_p	Rigidez proporcional
K_d	Amortecimento derivativo

SUMÁRIO

CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO	1
CAPÍTULO II – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	5
2.1 Fundamentos da Reabilitação	5
2.2 Dispositivos para reabilitação do punho	7
2.3 Testes clínicos para reabilitação do punho	16
2.4 Revisão cinesiológica do punho.....	18
2.5 Movimentos de reabilitação do punho	26
2.6 Espasticidade	28
2.7 Controle de impedância.....	31
CAPÍTULO III – DESENVOLVIMENTO DO DISPOSITIVO PARA REABILITAÇÃO DO PUNHO	41
3.1 Projeto e construção do protótipo.....	41
3.2 Controle de impedância aplicado ao dispositivo	46
3.3 Testes.....	48
CAPÍTULO IV – INTERFACE GRÁFICA	53
4.1 Introdução.....	53
4.2 Descrição do jogo	54
CAPÍTULO V – PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL E RESULTADOS.....	57
5.1 Introdução.....	57
5.2 Testes com voluntários sem lesão	58
5.3 Testes com voluntários pós AVE.....	61
CAPÍTULO VI – CONCLUSÕES	71

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	74
APÊNDICE A.1	82
APÊNDICE A.2	85
APÊNDICE A.3	86
APÊNDICE A.4	89

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Com o passar do tempo e o avanço da tecnologia, as metodologias de estudo cresceram consideravelmente, facilitando e ampliando a busca e a confirmação de novas informações sobre campos que ainda são incertos ou pouco explorados pela ciência. Lesões que envolvem o punho são exemplos disso, pois trata-se de um ramo complexo e desafiador no que diz respeito ao seu tratamento, mas que vem ganhando notoriedade através dos últimos estudos por se tratar de uma região extremamente importante para o corpo humano. O presente trabalho tem por objetivo explorar a área em questão analisando e compreendendo a anatomia e mecânica de reabilitação do punho.

Distúrbios do movimento reduzem significativamente a qualidade de vida do paciente. Perda de funções das extremidades superiores limitam a independência dos indivíduos afetados. Felizmente, existem várias abordagens para reabilitar e recuperar a funcionalidade do membro superior, como por exemplo, órteses, estimulação elétrica funcional e cinesioterapia. O desfecho positivo da reabilitação, no caso de transtornos neurológicos, depende muito de alguns fatores, como: duração, intensidade e orientação para o treinamento dos movimentos (FEYS et al., 2004), bem como do estado de saúde, atenção e esforço do paciente (PATTON; SMALL; RYMER, 2008).

Uma das aplicações da robótica na medicina é no desenvolvimento de dispositivos para auxiliar na reabilitação da mão humana. Os dispositivos de reabilitação para membros superiores tiveram um grande avanço nos últimos anos, mas o desenvolvimento de um destes para que reproduza fielmente os movimentos da mão humana ainda é uma tarefa complexa (SILVA, 2011) e (THOMAZONI, 2015).

O objetivo da reabilitação da mão é maximizar a função residual de um paciente que foi submetido a uma cirurgia ou teve uma lesão ou doença na mão ou no membro superior. Essa função é resultado não somente de força muscular, mas da interação entre a parte sensorial e motora da mão, incluindo amplitude de movimento articular e controle motor, que envolve o sistema nervoso central.

Os exercícios de resistência manual para reabilitação são importantes no fortalecimento inicial. Aumentos graduais no número de repetições do exercício aumentam a resistência à fadiga; do mesmo modo, aumentos lentos na resistência podem aumentar a força. O paciente pode voltar a realizar atividades da vida diária ou atividades funcionais especiais, ampliando aos poucos o tempo gasto nelas. Contudo, a atividade ou o exercício não devem causar dor, desconforto muscular incomum ou sinais de uso excessivo (DELISA; GANS, 2002). Assim, um equipamento robótico para reabilitação pode auxiliar na melhoria no aumento de resistência, amplitude de movimentação e auxiliar os profissionais da saúde.

Esta dissertação tem como motivação o desenvolvimento de um dispositivo para reabilitação do punho humano para pessoas que tiveram uma lesão no mesmo ou que possuem sequelas de movimentação neste devido a problemas neurológicos.

A possibilidade de usar dispositivos robóticos como um meio mais eficiente de fornecer terapia tem sido alvo de pesquisa envolvendo a reabilitação pós acidente vascular encefálico (AVE) (HESSE et al., 2003) e (GONÇALVES & SIQUEIRA, 2014). Os equipamentos não só têm a capacidade de fornecer movimentos repetitivos de treinamento funcional, mas também podem fornecer avaliações quantitativas do movimento.

O AVE é um dos principais contribuintes para a redução da capacidade de realizar atividades de vida diária. Terapias convencionais fornecidas por terapeutas têm sido combinadas com a aplicação de dispositivos mecânicos e robóticos para fornecer movimento controlado e assistido ao membro superior. A capacidade de fornecer maiores níveis de intensidade e prática de tarefas reprodutíveis e repetitivas através da aplicação de dispositivos de intervenção são mecanismos fundamentais para apoiar a eficácia da reabilitação.

Existe uma tendência crescente para a aplicação de modos de reabilitação que auxiliem o trabalho do terapeuta através da incorporação de dispositivos automatizados para facilitar a manipulação terapêutica dos pacientes, na tentativa de maximizar a eficácia e eficiência do treinamento dos movimentos.

Esses dispositivos fornecem a capacidade de empregar movimentos repetitivos precisos, simples ou complexos que um terapeuta sozinho não pode igualar em termos de fornecer intensidade de prática. A intensidade e a repetição do treinamento são fundamentais para a eficácia da reabilitação (BRACKENRIDGE et al., 2016). Através deste impulso tecnológico, cada vez mais dispositivos que incorporam elementos robóticos foram desenvolvidos para ajudar os terapeutas a fornecer uma reabilitação intensiva (LOUREIRO et al., 2011) e (MAKIYAMA, 2017).

Os profissionais da saúde são fundamentais para o processo de reabilitação. Um fator importante identificado na literatura é que a implementação de intervenções mecânicas ou robóticas para recuperação pode aumentar os efeitos da terapia como um complemento à habilidade e experiência do terapeuta (BRACKENRIDGE et al., 2016). Por isso, deve-se destacar que o dispositivo proposto para reabilitação do punho humano, nesta dissertação, irá auxiliar nos trabalhos dos profissionais da saúde e não os substituir.

O punho humano é uma articulação com três graus de liberdade que conecta a mão ao antebraço. Ele é capaz de desenvolver movimentos de abdução-adução, flexão-extensão e pronação-supinação (KAPANDJI, 2007). O equipamento desenvolvido nesta dissertação deve permitir a realização desses movimentos para reabilitação do punho.

O equipamento proposto utiliza o controle de impedância em seu funcionamento com o objetivo de estabelecer uma relação dinâmica entre a força exercida pelo atuador e a sua posição (KURFESS, 2005), sendo possível manter, dentro de níveis seguros, a força de interação entre o robô e o paciente, ao mesmo tempo que auxilia na realização dos exercícios e movimentos necessários para a terapia de reabilitação.

Um jogo sério foi implementado em conjunto com o equipamento para permitir um ambiente lúdico de reabilitação para os pacientes permitindo também a quantificação das seções de terapia.

Para atingir os objetivos, esta dissertação foi dividida em Capítulos.

O Capítulo II apresenta uma revisão sobre dispositivos robóticos para a reabilitação do punho encontrados na literatura. É também abordado as características do punho e os principais movimentos para reabilitação do mesmo. Além disso, é descrito sobre a espasticidade e as definições acerca do controle de impedância.

O Capítulo III apresenta o projeto, desenvolvimento e construção do dispositivo para ser aplicado na reabilitação do punho com o controle de impedância aplicado e testes realizados como estudos preliminares.

O Capítulo IV apresenta a interface gráfica e o jogo desenvolvido para ser utilizado em conjunto com o dispositivo para o auxílio e interação do paciente ao realizar os movimentos de reabilitação.

O Capítulo V apresenta o procedimento experimental e resultados obtidos a partir das validações e testes clínicos.

Finalmente, o Capítulo VI apresenta as conclusões e trabalhos futuros desta dissertação.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Fundamentos da Reabilitação

Uma das principais causas relacionadas com a diminuição das funcionalidades físicas do corpo, está ligada diretamente com a ocorrência de Acidente Vascular Encefálico (AVE), quando regiões do cérebro têm a irrigação sanguínea comprometida por causa do entupimento ou do rompimento de vasos sanguíneos (BURTON; LAZARO; ROLLER, 2012). Em muitas situações, os pacientes sofrem danos no cérebro acarretando perdas ou redução da capacidade de movimentos.

Existem diversos tipos de tratamentos que podem ser empregados em casos como este. A reabilitação utilizando dispositivos mecânicos é um deles, no qual é possível abordar princípios como a repetição de movimentos, o aumento gradual da dificuldade dos movimentos e o retorno do desempenho do paciente. Diante disso, são propostos e desenvolvidas atividades e movimentos específicos para a terapia, reabilitação e progresso do paciente.

A reabilitação tradicional com terapeutas envolvendo movimento assistido e repetitivo do membro comprometido mostrou resultados promissores na redução de deficiências e na melhora da função motora. A desvantagem dessa forma de terapia

é que ela consome tanto tempo quanto trabalho, e isso limita a quantidade de terapia que um paciente é capaz de receber. Conseqüentemente, em um esforço para fornecer técnicas de reabilitação aprimoradas, o campo da reabilitação evoluiu para métodos de reabilitação robótica. Muitos estudos demonstraram que o movimento repetitivo no membro prejudicado resultou na melhora da função motora, e a robótica introduziu um método eficaz de fornecer aos pacientes um meio de praticar esses movimentos. Além disso, esse método também oferece uma maneira de avaliar quantitativamente o progresso do paciente (HIDLER et al., 2005).

Deve-se notar, no entanto, que o objetivo de trazer a robótica para a reabilitação não é substituir o terapeuta, em vez disso, a robótica será usada em colaboração com eles. Como afirma Hidler et al. (2005), o objetivo do dispositivo robótico é substituir as mãos do terapeuta em certas circunstâncias, auxiliando os pacientes durante movimentos pesados, desafiadores ou repetitivos. O terapeuta continuará fornecendo informações usadas para avaliar as estratégias gerais de movimentação do paciente.

A reabilitação é, então, um processo dinâmico que necessita de uma equipe multiprofissional que trabalhe em conjunto. O seu objetivo é o treinamento para compensar funções específicas perdidas. Ela é realizada de acordo com as necessidades de cada pessoa, pois o tipo de reabilitação, grau e objetivos variam de paciente para paciente, podendo ser mais ou menos intensiva, com períodos mais longos ou mais curtos (BIAA, 2019).

A lesão cerebral pode resultar em fraqueza ou paralisia dos membros, e diante disso, faz-se necessário a movimentação dos membros afetados e estimulação para o paciente movê-lo. Essas movimentações, que são os exercícios de reabilitação, ajudam a prevenir ou a aliviar contraturas, a manter a amplitude de movimento das articulações, manter o tônus muscular e a força.

A reabilitação conduz o paciente a recuperar habilidades naturais do corpo e processos de reaprendizagem do cérebro para que um indivíduo possa se restabelecer de forma mais eficiente, e envolve aprender novas maneiras de compensar habilidades que mudaram permanentemente devido a lesão cerebral. O

foco da reabilitação é permitir que as pessoas realizem suas atividades da vida diária com segurança e independência (BIAA, 2019).

2.2 Dispositivos para reabilitação do punho

Na literatura é possível encontrar dispositivos que tem sua aplicabilidade desenvolvida para a reabilitação do punho. Esses dispositivos podem fornecer diferentes tipos de assistência de movimento, como por exemplo: ativa, passiva, háptica e de treinamento (MACIEJASZ et al., 2014).

Dispositivos ativos fornecem assistência de movimento ativo e possuem pelo menos um atuador, assim eles são capazes de produzir movimento no membro superior. Essa assistência de movimentos é necessária se o paciente estiver muito debilitado para realizar exercícios específicos. No entanto, mesmo com dispositivos ativos, um exercício é considerado passivo se não envolver esforço do paciente.

Os dispositivos passivos estão equipados com atuadores que proporcionam apenas força resistiva. Esse tipo de dispositivo é incapaz de mover os membros, mas pode resistir ao movimento quando exercido na direção errada. Ele é usado para reabilitação de indivíduos que são capazes de mover seus membros.

Os dispositivos hápticos constituem outro grupo de sistemas interagindo com o usuário através do sentido do tato. Eles são similarmente classificados como ativos ou passivos, dependendo do tipo de atuador. Sua função principal não é causar ou resistir ao movimento, mas sim proporcionar uma sensação tátil ao usuário. Esses dispositivos geralmente são usados em ambientes virtuais.

O dispositivo mostrado na Fig. 2.1 foi projetado no Laboratório de Biomecânica e Reabilitação Humana do Instituto de Tecnologia de Massachusetts (MIT) para ser utilizado na reabilitação do punho. Ele possui três graus de liberdade permitindo os movimentos de flexão-extensão, abdução-adução e pronação-supinação. Esta estrutura tem amplitudes de movimento de 115° em flexão-extensão, 80° em abdução-adução e 150° em pronação-supinação. O dispositivo possui uma interface gráfica na qual interage com o usuário na forma de jogos. Ao

realizar os objetivos propostos no jogo, o paciente executa os devidos movimentos de reabilitação (CHARLES et al., 2005). A versão comercial deste dispositivo é comercializada pela empresa Bionik com o nome de INMOTION WRIST (<http://bionikusa.com/healthcarereform/upper-extremity-rehabilitation/inmotion-wrist/> - acessado 13/12/2018).



Figura 2.1 – Dispositivo para reabilitação do punho com três graus de liberdade (CHARLES et al., 2005).

HWARD (Hand Wrist Assistive Rehabilitation Device), Fig. 2.2, é outro dispositivo robótico que também apresenta três graus de liberdade, que permite a flexão e extensão dos quatro dedos juntos, flexão e extensão do polegar e flexão e extensão do punho. O equipamento foi desenvolvido no Centro de Pesquisa Clínica Geral da Universidade da Califórnia e opera por meio de atuadores pneumáticos que fazem todo o controle dos movimentos da mão. Esse dispositivo inclui também uma interface gráfica, onde o paciente opera uma mão virtual que simula os movimentos de pegar objetos em um ambiente virtual (TAKAHASHI et al., 2007).



Figura 2.2 – Dispositivo e tela em que o paciente simula o movimento de pegar objetos (TAKAHASHI et al., 2007).

O *Haptic Knob*, Fig. 2.3, é um sistema robótico com dois graus de liberdade, sendo um grau de liberdade linear para abrir e fechar a mão e outro grau para rotação, pronação e supinação do antebraço em relação ao eixo que passa pelo antebraço. É uma estrutura robótica paralela com um elemento terminal compacto. Os indivíduos que o utilizam, controlam o movimento do robô e interagem com as forças da estrutura adaptadas ao seu nível de comprometimento. Para aumentar o nível de motivação, jogos são apresentados com aumento do nível de dificuldade em um feedback interativo de visual simples (LAMBERCY et al., 2009).



Figura 2.3 – Estrutura robótica Haptic Knob (LAMBERCY et al., 2009).

O dispositivo apresentado na Fig. 2.4 é um manipulador paralelo pneumático com seis graus de liberdade aplicado à reabilitação do punho desenvolvido no Departamento de Engenharia de Sistemas da Universidade de Okayama. Ele possui seis cilindros pneumáticos que são usados como atuadores. A mão do paciente é colocada acima da plataforma superior do manipulador e pode assim realizar exercícios de reabilitação segurando uma barra ligada a um sensor de força (6 eixos) equipado na plataforma (TAKAIWA AND NORITSUGU, 2005).

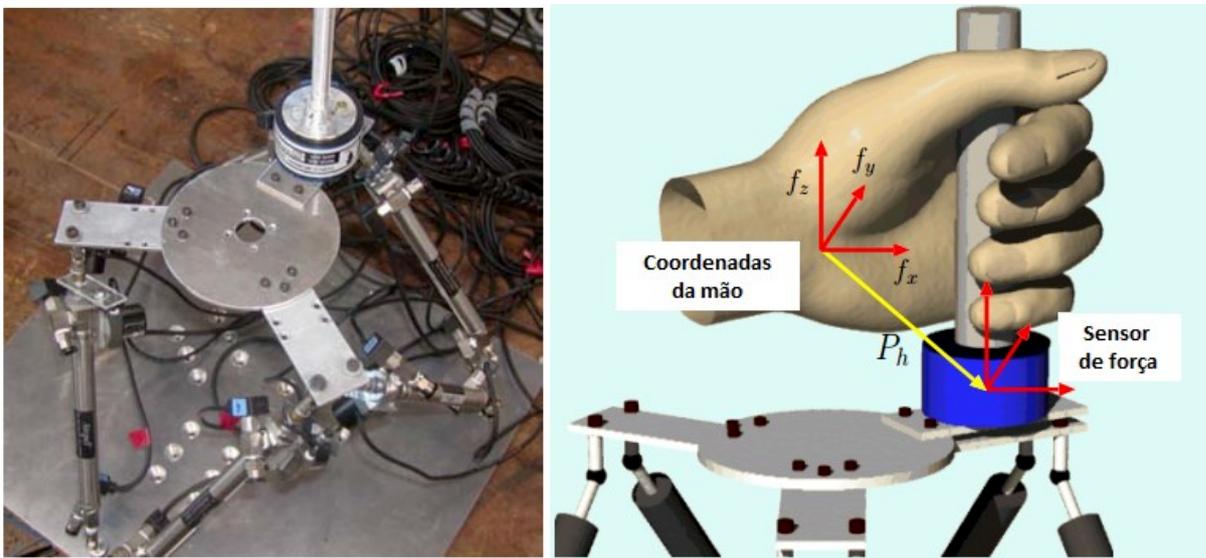


Figura 2.4 – Manipulador paralelo pneumático (TAKAIWA AND NORITSUGU, 2005).

O dispositivo apresentado na Fig. 2.5, desenvolvido no Instituto Canadense de Pesquisa em Saúde (CIHR), é conhecido como MEDARM e é um exoesqueleto robótico acionado por um sistema de cabos que possui três graus de liberdade e age no plano horizontal fornecendo movimento para as articulações superiores (BALL; BROWN; SCOTT, 2007).

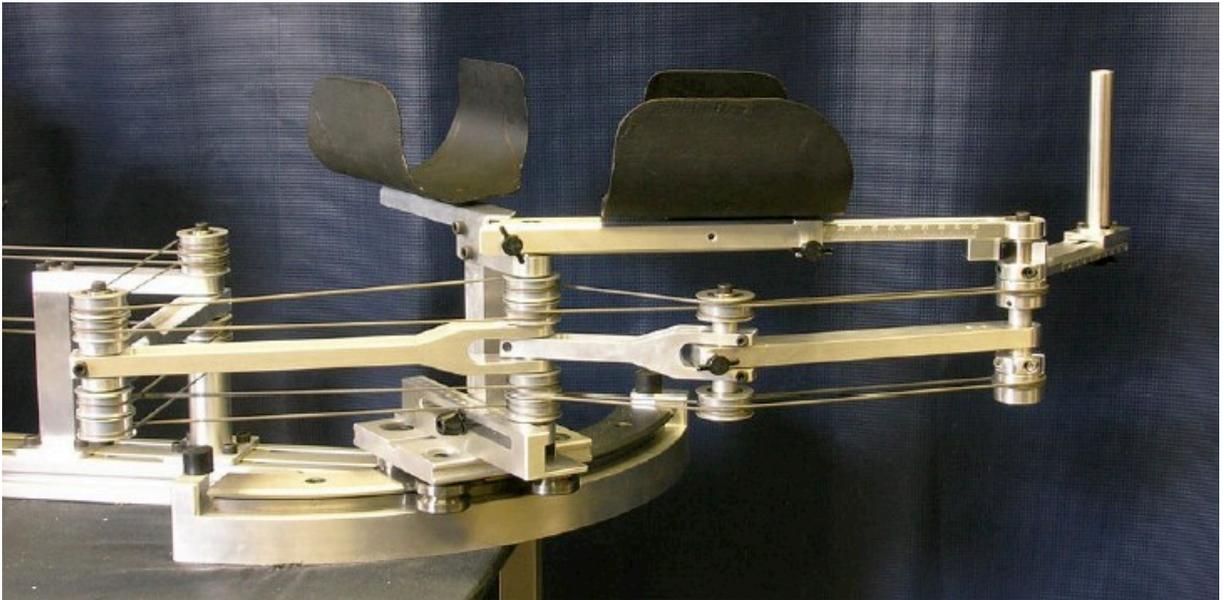


Figura 2.5 – Protótipo do dispositivo MEDARM (BALL; BROWN; SCOTT, 2007).

O *NeReBot* é um dispositivo que possui três graus de liberdade para reabilitação do membro superior. Ele consiste em um conjunto de três cabos acionados independentemente por três motores elétricos. Os cabos são conectados ao membro superior do paciente por meio de uma tala e são sustentados por uma armação transportável, localizada acima do paciente. Ao controlar o comprimento do cabo, os exercícios de reabilitação (com base no movimento espacial passivo ou ativo-assistido do membro) pode ser aplicado em um amplo espaço de trabalho. A trajetória a ser desempenhada pelo equipamento é definida pelo terapeuta permitindo que os exercícios sejam reproduzidos pelo mesmo (ROSATI; GALLINA; MASIERO, 2007).



Figura 2.6 – Visão geral do NeReBot com antebraço do paciente fixado a uma tala (ROSATI; GALLINA; MASIERO, 2007).

O dispositivo conhecido como *WRist-T* possui três graus de liberdade e foi desenvolvido com o intuito de possibilitar ao paciente realizar os principais movimentos do punho: flexão-extensão, desvio radial-ulnar, e pronação-supinação. Ele possui também três velocidades de movimento: baixa, média e alta, e a duração de cada modo de treinamento é de cerca de 15 a 30 minutos (ADIB et al., 2017).

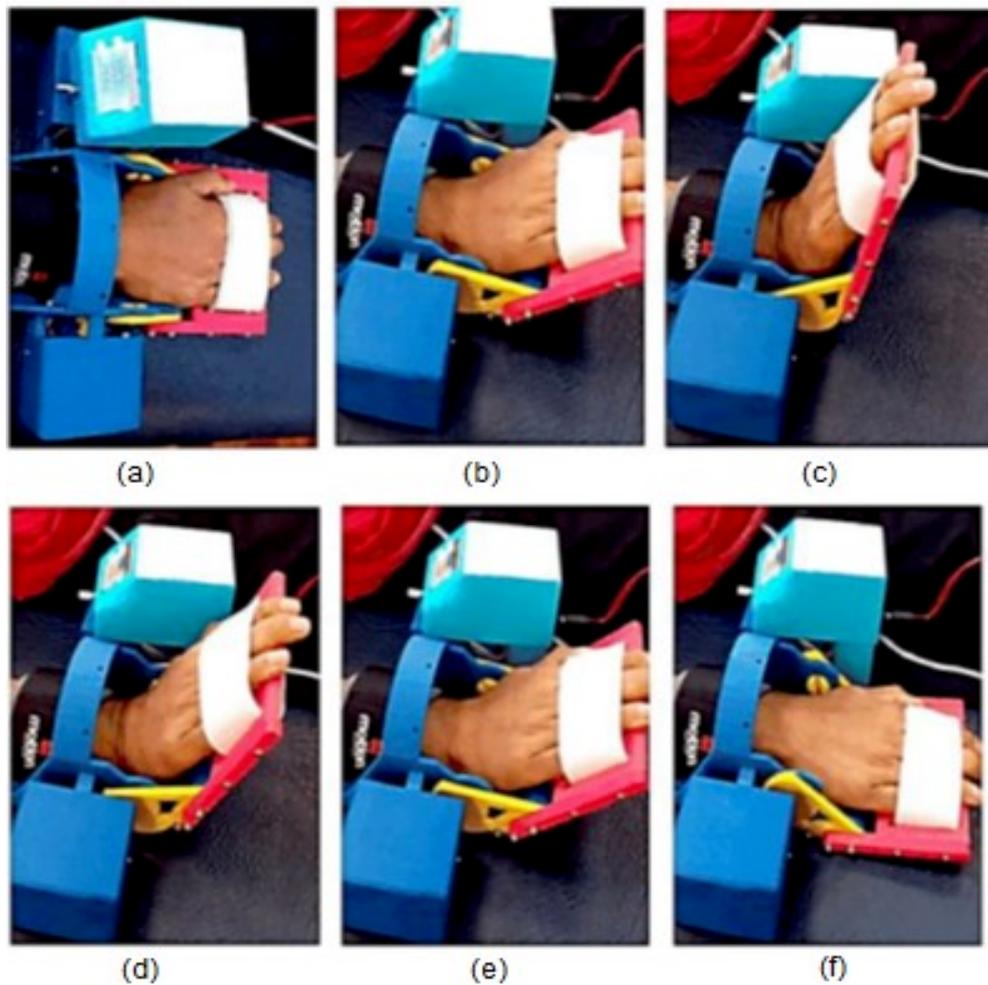


Figura 2.7 – Dispositivo WRist-T testado por um paciente (ADIB et al., 2017).

O *WRIST* é um dispositivo que oferece uma forma de assistência ativa através de um sistema ressonante. Se um sistema opera em sua frequência de ressonância, seu movimento será amplificado à medida que o sistema armazena e libera energia nos momentos apropriados. Esse sistema permite apenas movimentos oscilatórios em uma frequência específica. Ele utiliza jogos virtuais para interagir com o usuário e possui um sensor com a finalidade de medir o ângulo do pulso, possibilitando a sincronia com os movimentos simulados em sua interface gráfica (BISSELL, 2014).

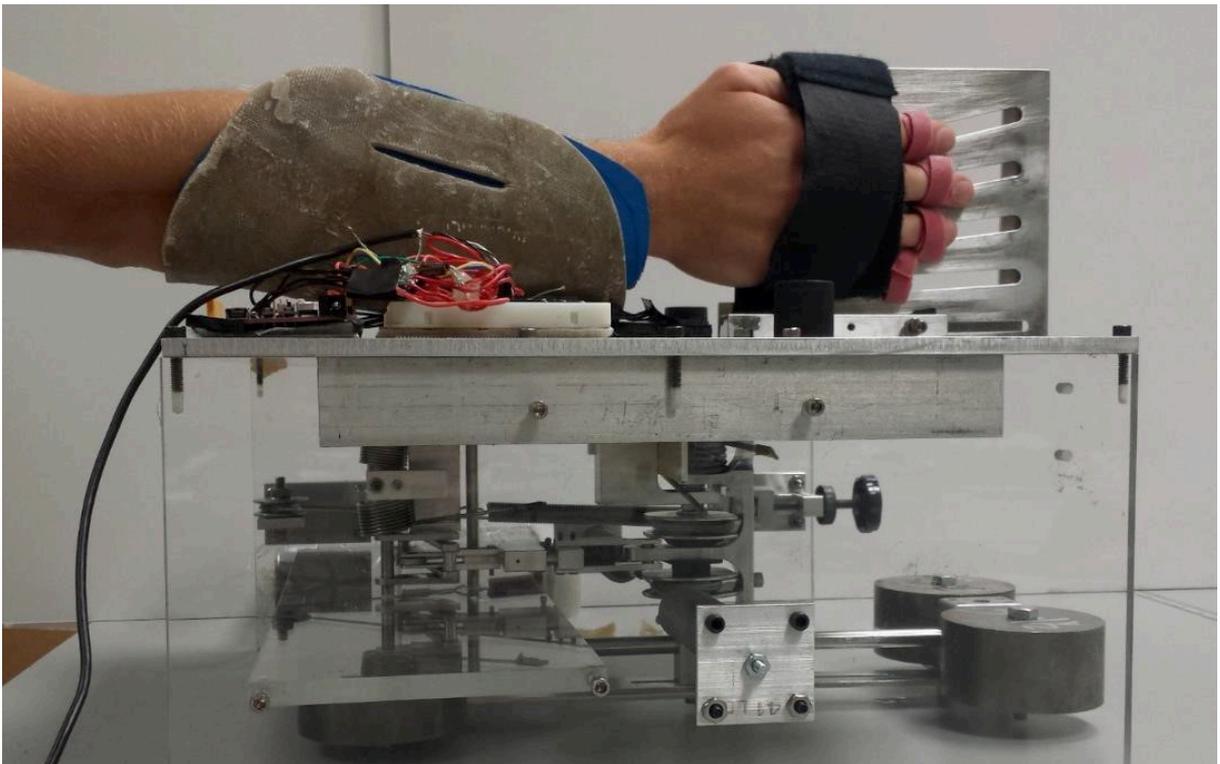


Figura 2.8 – Dispositivo WRIST acoplado a mão do paciente (BISSELL, 2014).

Na Figura 2.9 é apresentado um dispositivo do tipo exoesqueleto que possui três graus de liberdade para desempenhar movimentos de reabilitação do punho. Este dispõe de três atuadores colocados de tal forma que seus eixos de rotação são paralelos ao antebraço. Este utiliza um rolamento com engrenagem, mecanismos de manivela deslizante e um mecanismo esférico para fornecer a assistência de movimentação. Com esse dispositivo é possível realizar movimentos passivos e ativos, fornecendo também saída de torque e controle de rigidez quando o exercício executado é resistido (SU et al., 2019).

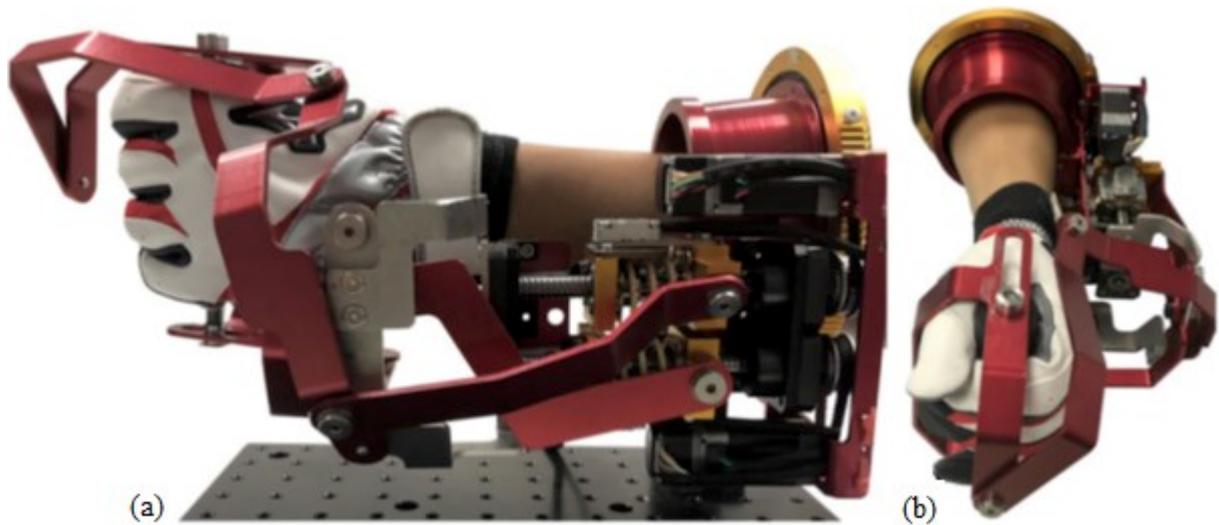


Figura 2.9 – (a) Vista lateral do dispositivo e (b) vista tridimensional (SU et al., 2019).

O *OpenWrist*, Fig. 2.10, é um dispositivo do tipo exoesqueleto serial, com três graus de liberdade para manipulação do punho e do antebraço a partir de três articulações de rotação. A primeira articulação de rotação aciona a pronação/supinação do antebraço, enquanto a segunda e terceira ativam a flexão/extensão e o desvio radial/ulnar do punho, respectivamente. Esse mecanismo atua utilizando motores DC e, para garantir uma operação sem folga, a energia é transmitida por meio de cabos, que permitem aplicar torques em cada grau de liberdade. Todos os eixos das articulações se cruzam perpendicularmente em um único ponto (PEZENT et al., 2017).

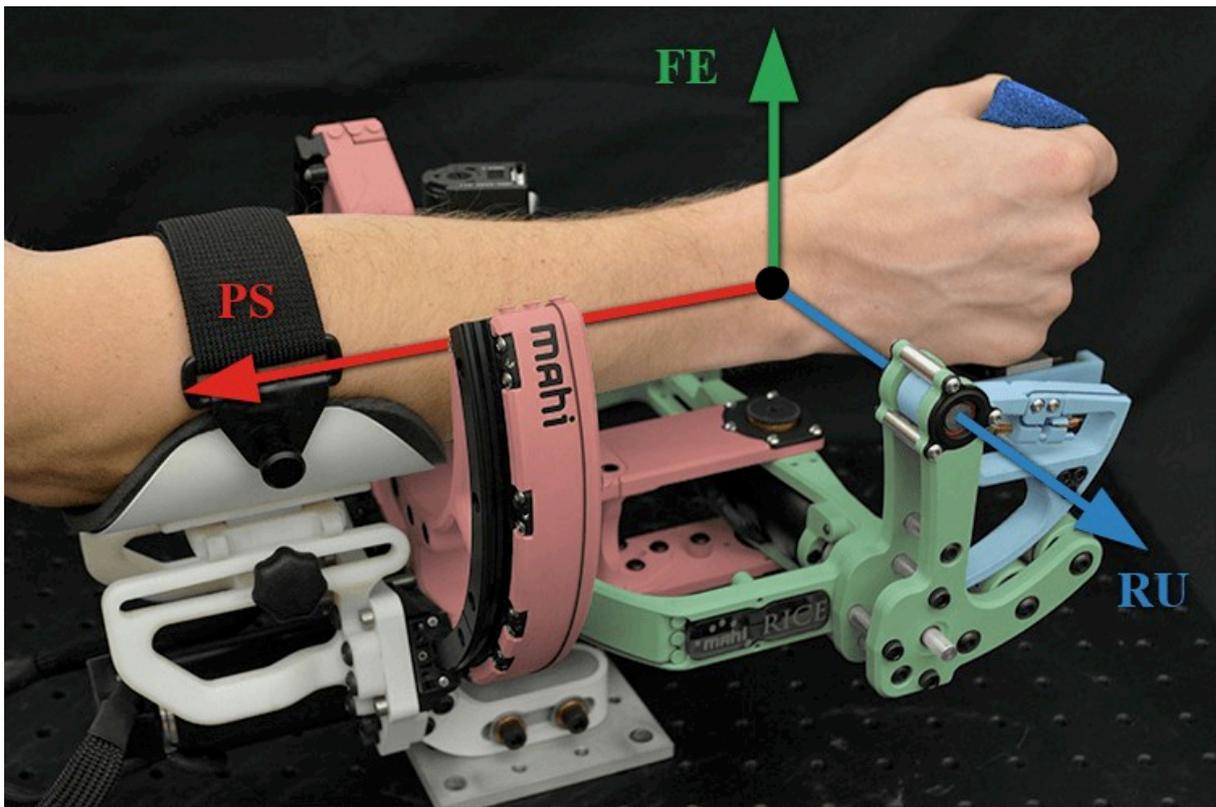


Figura 2.10 – Dispositivo *OpenWrist* (PEZENT et al., 2017).

É possível perceber que sistemas programáveis permitem a criação de ambientes virtuais interessantes, com treinamento seguro e motivacional.

2.3 Testes clínicos para reabilitação do punho

Neste item é abordado sobre os principais procedimentos clínicos utilizados na reabilitação do punho.

Alguns testes e escalas para avaliação que têm sido utilizados são: FMA (*Fugl-Meyer Assessment*), WMFT (*Wolf Motor Function Test*), TEMPA (*Test d'Evaluation de la performance des Membres supérieurs des Personnes Agées*) e CAHAI-7 (*Chedoke Arm and Hand Activity Inventory*). Esses métodos de avaliação são utilizados nos trabalhos de Araújo (2011), Sale et al. (2012), Abdullah et al. (2011) e Lo et al. (2011).

A FMA caracteriza-se como um sistema de pontuação numérica acumulativa que avalia seis aspectos do paciente: a amplitude de movimento, dor, sensibilidade, função motora da extremidade superior e inferior e equilíbrio, além da coordenação e velocidade. A avaliação motora inclui a mensuração do movimento, coordenação e atividade reflexa de ombro, cotovelo, punho, mão, quadril, joelho e tornozelo. Esta escala tem um total de 100 pontos para a função motora normal, em que a pontuação máxima para a extremidade superior é 66 e para a inferior 34 (PADOVANI et al., 2013).

A WMFT é composta por 17 tarefas ordenadas de acordo com as articulações envolvidas (do ombro até os dedos) e nível de dificuldade (da atividade motora grossa para fina), avaliando a função do membro superior por meio de um ou múltiplos movimentos articulares e tarefas funcionais. Ela avalia a velocidade de execução da tarefa através do tempo, quantifica a qualidade de movimento por meio de uma escala de habilidade funcional e mede a força de preensão e de flexão de ombro em duas tarefas específicas (PADOVANI et al., 2013).

O teste TEMPA é um teste para avaliação do desempenho do membro superior e é composto por quatro tarefas bilaterais: abrir um pote e tirar uma colher cheia de café; destrancar uma fechadura, pegar e abrir um recipiente contendo pílulas; escrever em um envelope e colar um selo; embaralhar e distribuir cartas de jogo. Possui também quatro tarefas unilaterais: alcançar e mover um pote; erguer uma jarra e servir água dentro de um copo; manusear moedas; pegar e mover pequenos objetos. Os escores obtidos pelo observador no TEMPA são baseados na velocidade de execução, na graduação funcional e na análise das tarefas executadas (MICHAELSEN et al., 2008).

O CAHAI-7 é uma medida de desempenho usando itens funcionais que utiliza uma escala quantitativa de 7 pontos, a fim de avaliar a recuperação funcional do braço e da mão após um acidente vascular cerebral. Ele não foi projetado para medir a capacidade do paciente para completar a tarefa usando apenas a sua mão afetada, mas sim para incentivar a função bilateral. As tarefas avaliadas são: abrir uma garrafa de café, discar no telefone, desenhar uma linha com uma régua, despejar um copo de água, torcer uma toalha, abotoar 5 botões e secar com uma

toalha. Cada tarefa é pontuada de 1 a 7, podendo atingir no máximo 49 pontos (CAHAI, 2015).

2.4 Revisão cinesiológica do punho

Como o dispositivo proposto nesta dissertação tem como objetivo atuar na reabilitação do punho humano será realizado neste item uma revisão da cinesiologia do punho.

O punho é uma articulação distal do membro superior com dois graus de liberdade que conecta a mão ao antebraço. Ele é capaz de desenvolver movimentos de abdução-adução e flexão-extensão. A rotação da mão não ocorre especificamente no punho, mas sim nas articulações rádio-ulnares que pertencem ao cotovelo e ao antebraço fornecendo um terceiro grau de liberdade ao punho correspondente a pronação e supinação. Desta forma, o punho pode ser comparado a uma articulação esférica com três graus de liberdade para rotação, restringidos mecanicamente pelas amplitudes dos movimentos associados ao punho (KAPANDJI, 2000).

Para o estudo do punho, é necessário definir as referências geométricas da mão. Admite-se o eixo longitudinal da mão como sendo o eixo definido pelo terceiro metacarpeano em posição reta e os planos frontal e sagital de acordo com a Fig. 2.11. Os movimentos do punho se realizam então em torno de dois eixos, com a mão em posição anatômica, isto é, sendo a máxima supinação com o eixo longitudinal da mão coincidente com o do braço.

Um eixo AA', transversal, que pertence ao plano frontal, condiciona os movimentos de flexão-extensão que se realizam no plano sagital. A flexão, seta 1 representada na Fig. 2.11, corresponde a aproximação da superfície anterior ou palmar da mão em relação à superfície anterior do antebraço. A extensão, seta 2 na Fig. 2.11, é caracterizada pela aproximação da superfície posterior ou dorsal da mão em relação à superfície posterior do antebraço (KAPANDJI, 2000).

Um eixo BB', ântero-posterior, que pertence ao plano sagital, condiciona os movimentos de adução-abdução que se realizam no plano frontal. A adução, representada pela seta 3 na Fig. 2.11, condiz com a mão se aproximando do eixo do corpo e o seu lado interno (lado do dedo mínimo), formando com o lado interno do antebraço um ângulo obtuso aberto para dentro. A abdução, seta 4 na Fig. 2.11, relaciona o movimento da mão se afastando do eixo do corpo e o seu lado externo, formando com o lado externo do antebraço um ângulo obtuso (KAPANDJI, 2000).

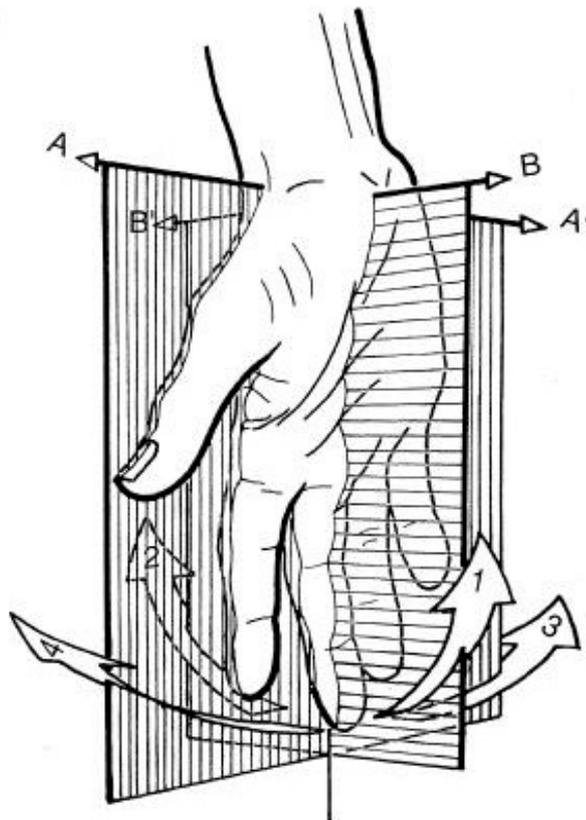


Figura 2.11 – Plano frontal (AA'), plano sagital (BB') (KAPANDJI, 2000).

Em suma, os movimentos de flexão-extensão do punho ocorrem no plano sagital. Estes movimentos partem da posição anatômica em direções opostas, Fig. 2.12. Para a flexão, a palma da mão se dirige para a superfície anterior do antebraço e na extensão, a superfície dorsal da mão se dirige para a superfície posterior do antebraço.

A amplitude dos movimentos é medida a partir da posição de referência, Fig. 2.12(b). A amplitude da flexão e da extensão é de 85° . Observa-se que o ângulo máximo só ocorre na ausência dos movimentos de abdução-adução do punho e na posição de supinação.

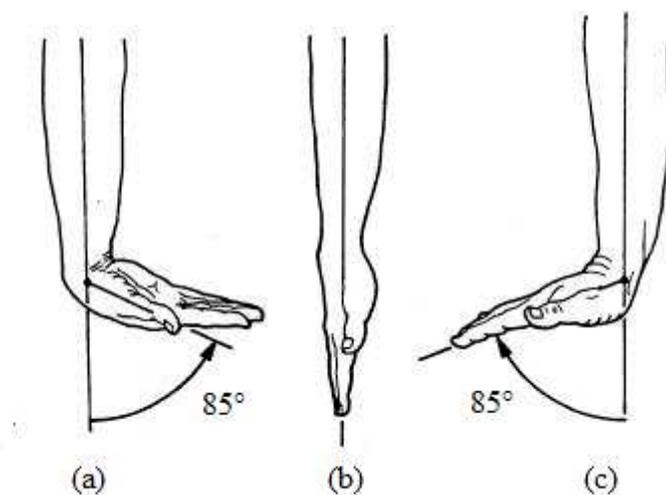


Figura 2.12 – (a) Flexão a 85° , (b) Posição anatômica a 0° , (c) Extensão a 85° (KAPANDJI, 2000).

A abdução e a adução no punho ocorrem em torno do eixo ântero-posterior no plano frontal. A abdução no punho também é chamada de desvio radial e sua amplitude de movimentação alcança até 15° , em relação a posição de referência, Fig. 2.13.

A adução ou desvio ulnar possui amplitudes diferentes de acordo com o referencial adotado. Para o ângulo na linha que une o centro do punho com a porção distal do terceiro dedo, a amplitude é de 45° , que é a utilizada na prática. Referenciando com o eixo da mão, a amplitude passa a ser de 30° . Pode-se ainda admitir a referência no eixo do dedo médio, onde a amplitude é de 55° .

Deve-se destacar que a adução alcança de 25 a 30° quando a mão se encontra em pronação e que as amplitudes dos movimentos de abdução-adução

são mínimas quando o punho se encontra em flexão-extensão devido a tensão nos ligamentos do carpo, Fig. 2.13.

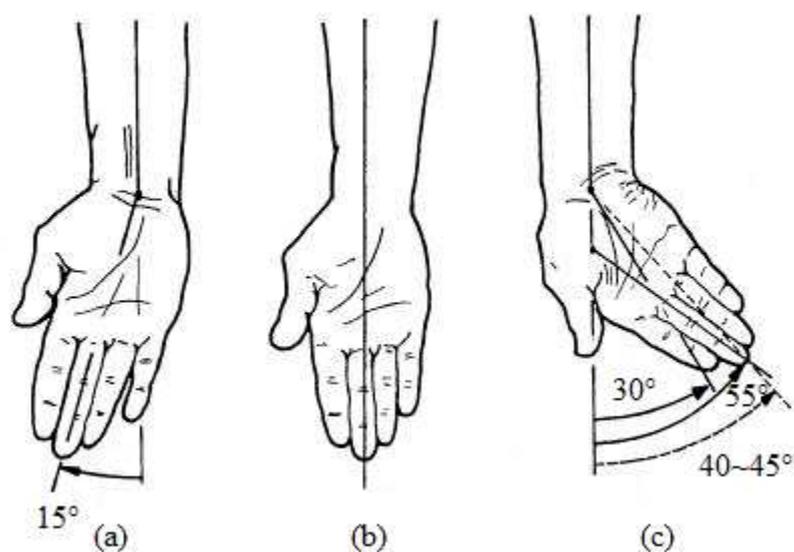


Figura 2.13 – (a) Abdução ou desvio radial a 15°, (b) Posição anatômica a 0°, (c) Adução ou desvio ulnar, convencionalmente a 45° (KAPANDJI, 2000).

O movimento de pronação e supinação ocorre através das articulações radioulnares proximal e distal do antebraço. Este movimento consiste na rotação do rádio em torno da ulna permitindo o giro do antebraço, e conseqüentemente do punho, em torno do próprio eixo. A posição de supinação se realiza quando a palma da mão se dirige para cima com o polegar para fora, e a posição de pronação se realiza quando a palma da mão se orienta para baixo e o polegar para dentro. A posição intermediária é determinada pela direção do polegar para cima e da palma para dentro. As amplitudes dos movimentos de pronação-supinação se medem a partir desta posição intermediária ou chamada também de posição zero. A amplitude de movimento de supinação é de 90° e a amplitude de movimento de pronação é de 85°, Figs. 2.14 e 2.15.

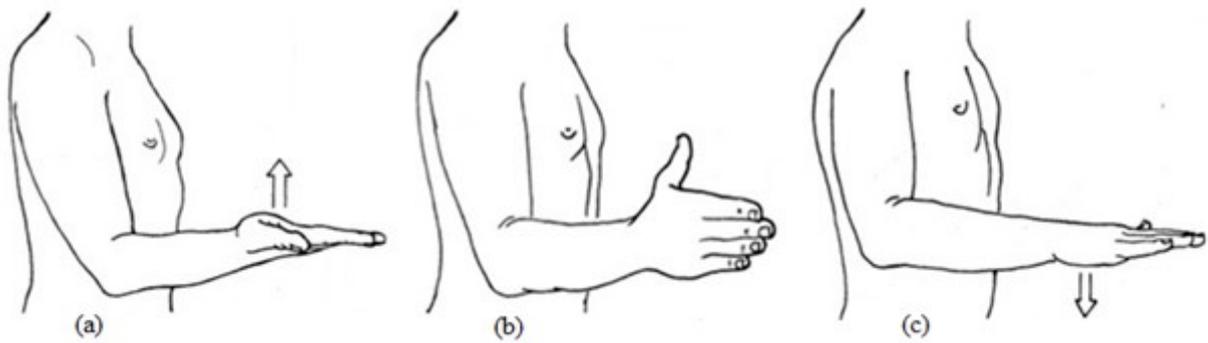


Figura 2.14 – (a) Posição de supinação, (b) Posição intermediária, (c) Posição de pronação (KAPANDJI, 2000).

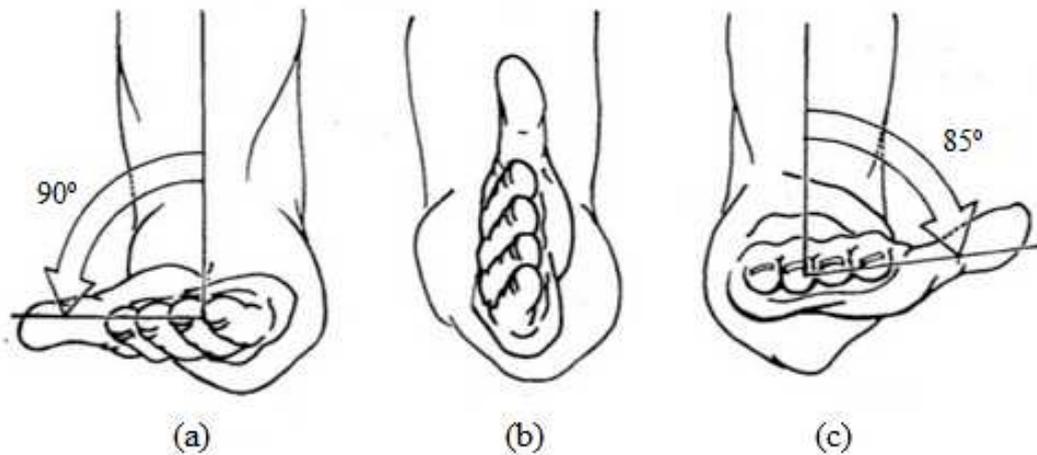


Figura 2.15 – (a) Supinação a 90°, (b) Posição intermediária, (c) Pronação a 85° (KAPANDJI, 2000).

O punho é capaz de descrever o movimento de circundação realizando uma trajetória cônica através de todas as regiões dos planos definidas na Fig. 2.11. Por definição, a circundação do punho é a combinação dos movimentos de flexão-extensão e abdução-adução.

Quando o movimento de circundação alcança a sua máxima amplitude, o eixo da mão descreve uma superfície cônica no espaço, denominado cone de circundação. Conforme citado nos itens anteriores, os movimentos elementares de flexão-extensão e abdução-adução possuem diferenças em suas amplitudes, o que

faz com que a base do cone de circundação do punho seja aproximadamente elíptica. A abertura deste cone varia de 160° a 170° e é diretamente afetada pelos movimentos de pronação, onde a amplitude é menor, e supinação.

A Fig. 2.16 mostra o cone de circundação e os cortes do mesmo sobre os planos de referência.

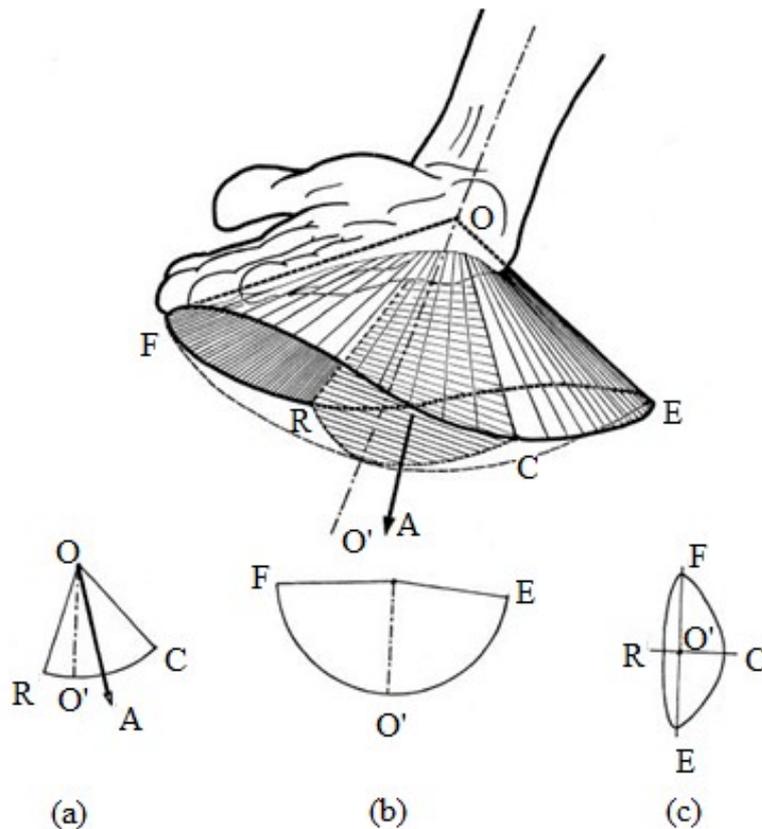


Figura 2.16 – A circundação do punho, (a) trajetória pelo plano frontal, (b) sagital e (c) sua base (KAPANDJI, 2000).

O punho é a articulação que geralmente trabalha em conjunto com as ações do elemento ativo do membro superior, a mão. Basicamente, sua movimentação ocorre em função dos movimentos da mão para adequar a ação desejada.

Atividades como a de se pegar um copo ou de digitar um texto realizam uma exploração global dos movimentos do punho para a orientação correta da mão em cada ação.

Durante o ato de se pegar um copo, o punho sofre uma extensão para que o objeto seja inserido corretamente sobre o movimento da mão. Posteriormente, ao se levar o copo à boca, o punho realiza uma abdução para despejar o conteúdo do copo.

Na digitação, o punho realiza diversos movimentos para deslocar os dedos até as regiões próximas das teclas a serem digitadas. Através da abdução-adição os dedos são deslocados, e a extensão do punho, controla a altura que a mão deve estar do teclado.

Os limites angulares de movimentação do punho apresentados irão ser utilizados para o dimensionamento do dispositivo proposto nesta dissertação.

Os torques envolvidos na movimentação da articulação do punho podem variar, mas como referência para desenvolvimento deste trabalho utilizou-se os valores obtidos experimentalmente por Matsuoka et al. (2006) para a articulação do antebraço e por Loren et al. (1996) para as articulações do punho. Os valores médios estão apresentados na Tab. 2.1.

A determinação do torque dos movimentos do punho foi feita através da soma da contribuição de cada grupo muscular: extensor radial curto do carpo (ERCC); extensor radial longo do carpo (ERLC); extensor ulnar do carpo (EUC); flexor radial do carpo (FRC) e flexor ulnar do carpo (FUC).

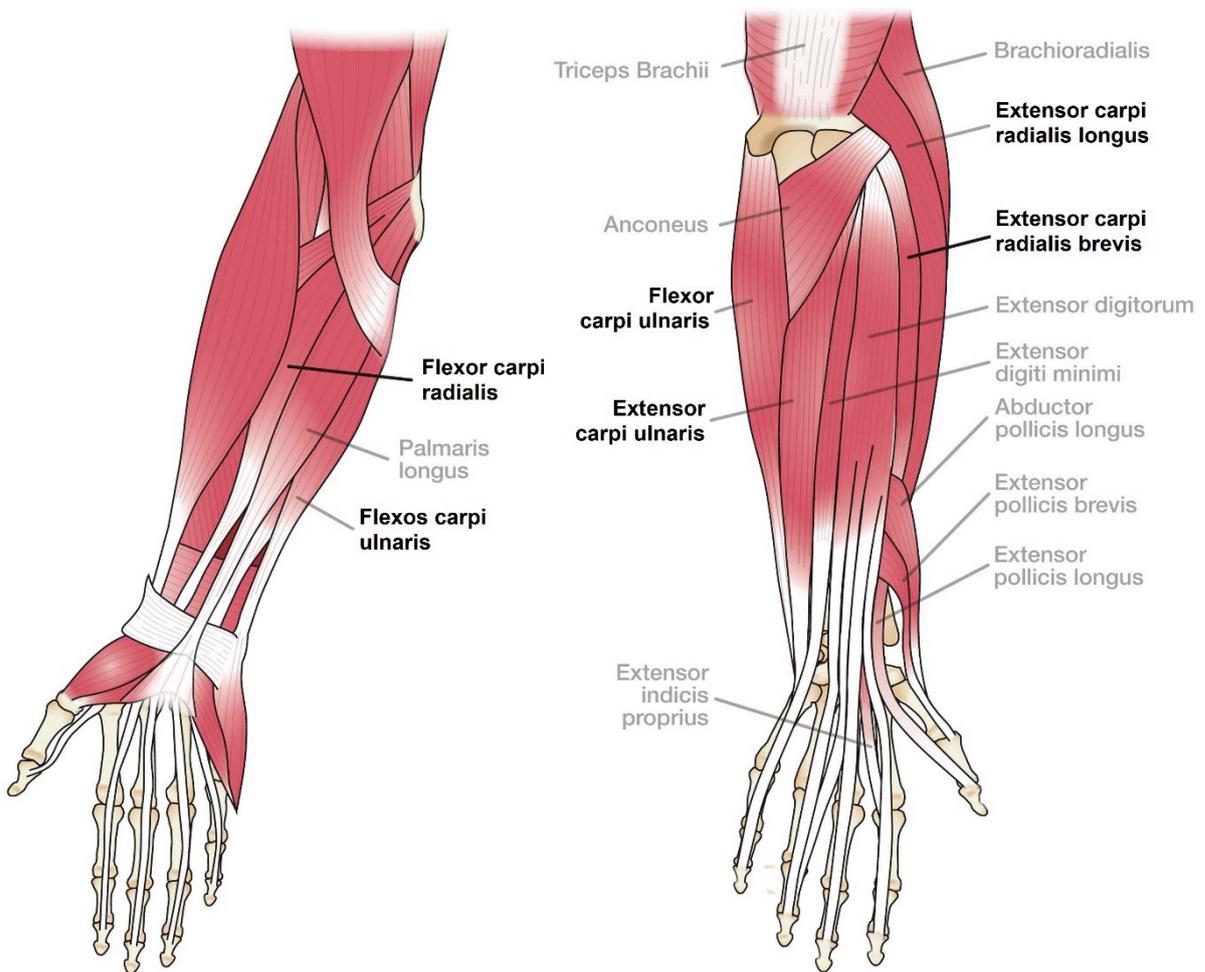


Figura 2.17 – Grupos musculares do punho (ASSH, 2019).

Tabela 2.1 – Torque produzido nas articulações.

Movimento	Torque
Pronação/Supinação	11.9 ± 3.7 [N·m] (lado direito para homens)
	10.4 ± 3.3 [N·m] (lado esquerdo para homens)
	6.0 ± 1.4 [N·m] (lado direito para mulheres)
	5.0 ± 1.2 [N·m] (lado esquerdo para mulheres)
Flexão/Extensão	(ERCC) 1.07 ± 0.11 [N·m]
	(ERLC) 0.50 ± 0.07 [N·m]
	(EUC) 0.43 ± 0.06 [N·m]
	(FRC) 0.68 ± 0.05 [N·m]

	(FUC) 1.19 ± 0.18 [N·m] Torque médio = $3,87 \pm 0,47$ [N·m]
Desvio radial/ulnar	(ERCC) 1.01 ± 0.10 [N·m]
	(ERLC) 0.77 ± 0.06 [N·m]
	(EUC) 1.51 ± 0.11 [N·m]
	(FRC) 0.38 ± 0.09 [N·m]
	(FUC) 2.40 ± 0.17 [N·m] Torque médio = $6,07 \pm 0,53$ [N·m]

2.5 Movimentos de reabilitação do punho

Para a reabilitação do punho, alguns protocolos são seguidos para orientar quais movimentos devem ser executados. As figuras a seguir exemplificam os movimentos de flexão, extensão, desvio radial e desvio ulnar do punho, geralmente utilizados para sua reabilitação.

Esses movimentos serão utilizados com a referência no projeto do dispositivo proposto nesta dissertação.



Figura 2.18 – Flexão e extensão do punho (KRISCHAK, 2009).

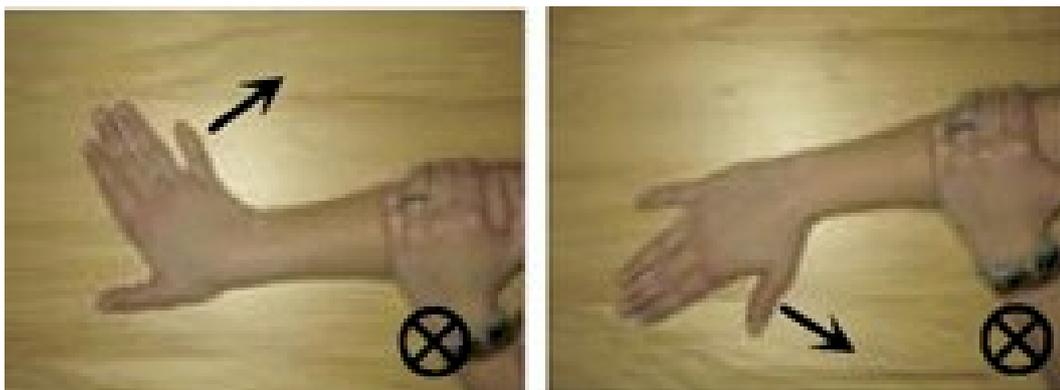


Figura 2.19 – Desvio radial e desvio ulnar do punho (KRISCHAK, 2009).



Figura 2.20 – Flexão, extensão e abdução do punho (KRISCHAK, 2009).



Figura 2.21 – Flexão, extensão e abdução do punho utilizando uma garrafa (KRISCHAK, 2009).

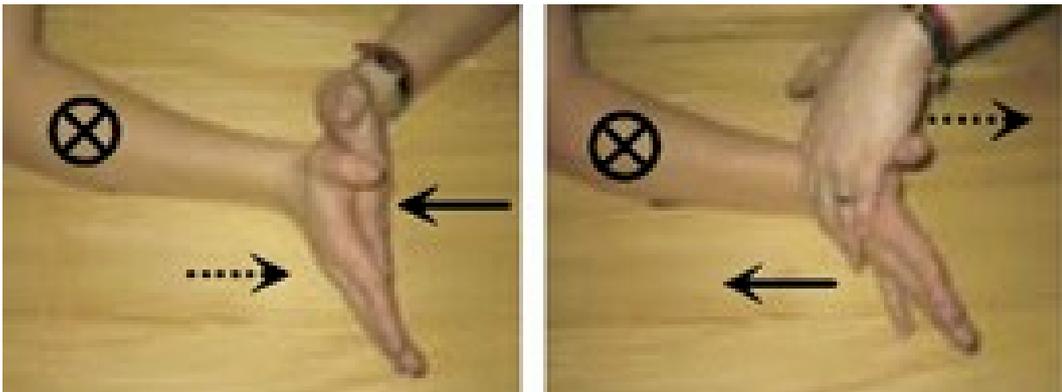


Figura 2.22 – Pressão e contrapressão aos movimentos de flexão e extensão (KRISCHAK, 2009).

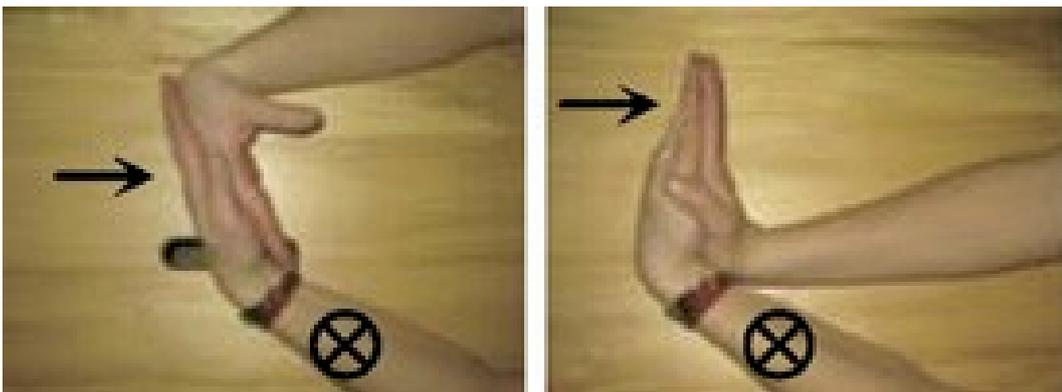


Figura 2.23 – Flexão e extensão do punho (KRISCHAK, 2009).

Um dos problemas recorrentes do AVE é a presença da espasticidade, a qual é definida no item 2.6.

2.6 Espasticidade

No Projeto Diretrizes da Associação Brasileira de Medicina Física e Reabilitação (2006), a espasticidade é definida como sendo uma alteração motora caracterizada por hipertonia e hiper-reflexiva, secundárias a um aumento da resposta do reflexo de estiramento, diretamente proporcional à velocidade de

estiramento muscular. Ela é considerada um dos distúrbios motores mais frequentes e incapacitantes observados nos indivíduos com lesão do sistema nervoso central.

A espasticidade é, então, causada por um desequilíbrio de sinais a partir do sistema nervoso central para os músculos em decorrência de doenças neurológicas que provocam lesão de células do sistema nervoso, responsáveis pelo controle dos movimentos voluntários, acarretando em um distúrbio de controle muscular caracterizado por músculos tensos ou rígidos e uma incapacidade de controlá-los, limitando a função motora normal. Inicialmente dificulta o posicionamento confortável do indivíduo, prejudicando as tarefas da vida diária (LIANZA et al., 2001).

Tônus é o estado de relativa tensão em que se encontra permanentemente um músculo normal em repouso. As alterações do tônus podem ser de aumento (hipertonia), diminuição (hipotonia) ou ausência completa (atonia). O quadro clínico da espasticidade é caracterizado pelo aumento do tônus muscular e exacerbação dos reflexos tendinosos. Essa hipertonia se manifesta pelo prolongamento da resistência do músculo ao estiramento (KENDALL & MCCREARY, 1995).



Figura 2.24 – Imagem ilustrativa e representativa da espasticidade (FELICE & SANTANA, 2009).

Na avaliação objetiva da espasticidade pode-se utilizar indicadores quantitativos e qualitativos para identificar os padrões clínicos de disfunção. Os testes visam tanto à mensuração da espasticidade em si (tônus muscular), quanto a sua repercussão funcional (LIANZA et al., 2001).

É possível encontrar várias escalas que podem ser utilizadas para a avaliação da espasticidade, porém a que mais se destaca é a Escala de Ashworth Modificada. Sua aceitação deve-se a sua confiabilidade e reprodutibilidade inter-observador. É realizada pela movimentação passiva da extremidade através do arco de movimento para estirar determinados grupos musculares, quantificando sua resistência ao movimento de forma rápida nas diversas articulações (LIANZA et al., 2001).

Outro teste realizado para mensurar a amplitude do punho para os movimentos de flexão e extensão é a goniometria, que consiste na medição dos ângulos articulares (MARQUES, 2008). A limitação do movimento normal causada pela espasticidade pode ser mensurada pela medida do arco de movimento articular, podendo-se utilizar o movimento passivo ou ativo. O padrão internacional adotado é o da American Academy of Orthopaedic Surgeons (GREENE, 1994). Utiliza-se como regra geral a medida em graus de uma articulação ao realizar um movimento de estiramento.

A Figura 2.25 (BISSELL, 2014) apresenta as curvas características para rigidez do punho humano para o movimento de flexão/extensão em função do ângulo do movimento para voluntários saudáveis e pacientes de AVE. Percebe-se dos gráficos o problema do tônus aumentado.

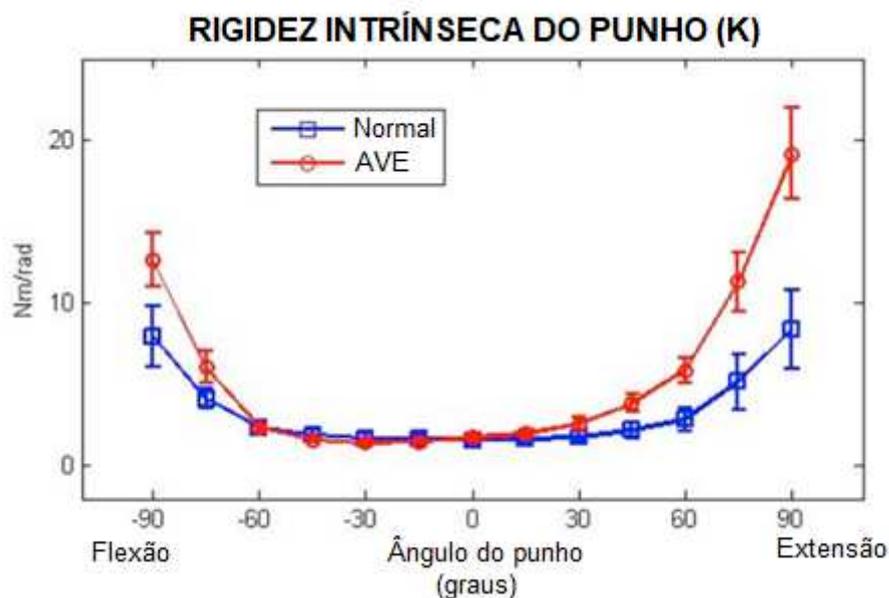


Figura 2.25 – Perfis intrínsecos médios da rigidez do punho de indivíduos saudáveis e pós AVE (BISSELL, 2014).

2.7 Controle de impedância

O conceito de controle de impedância foi proposto por Hogan (1985). Neste tipo de controle, a posição ou a força não são controlados de forma independente, preocupando-se, principalmente, em controlar a interação dinâmica entre as variáveis. Hogan reconhece que o problema da manipulação em robótica fundamentalmente envolve a interação mecânica entre sistemas, e que, conseqüentemente, o manipulador não pode ser considerado um sistema isolado. Neste problema, é especificada a impedância do manipulador, isto é, a relação dinâmica entre força e posição.

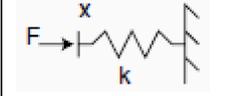
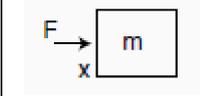
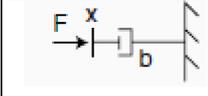
Durante uma interação mecânica, os sistemas físicos podem se comportar de duas formas: como uma impedância, que aceita entradas de fluxo (movimento) e produz saídas de esforço (força); ou como uma admitância, que aceita entradas de esforço e produz saídas de fluxo (Hogan, 1984). Esta análise é fundamental para entender o modelo de comportamento mecânico do movimento humano e sua interação com dispositivos externos.

Hogan (1985a), a partir do entendimento deste princípio, propôs um novo paradigma para o controle de manipuladores robóticos que difere de outros esquemas de controle, já que no lugar de controlar posição ou a força independentemente, se estabelece uma relação dinâmica entre a força exercida pelo atuador do dispositivo e sua posição. Esta formulação é conhecida como Controle de Impedância e, além de seus múltiplos usos industriais, tem sido amplamente utilizada em robótica de reabilitação devido a sua capacidade de manter a força de interação entre o dispositivo e o paciente dentro de níveis seguros para este último, enquanto contribui para a realização dos exercícios requeridos para a terapia de recuperação (IBARRA, 2014).

Define-se a impedância mecânica de um sistema (denotada por Z), como a relação entre a força (ou torque) produzida em sua interface com o ambiente, decorrente de uma velocidade (ou velocidade angular) imposta no sistema, na mesma interface. Define-se a admitância mecânica (denotada por Y), como a relação entre a velocidade (ou velocidade angular) produzida na interface com o ambiente, decorrente de uma força (ou torque) imposta na mesma interface (KURFESS, 2005).

Para sistemas lineares, a admitância é o inverso da impedância mecânica, e ambas são comumente representadas por funções de transferência, $Y(s)$ e $Z(s)$, respectivamente, onde s é a variável complexa no domínio da frequência. A Tab. 2.2 apresenta a impedância e a admitância de elementos mecânicos comuns. Na Tab. 2.2, a rigidez da mola é dada por k , a massa é dada por m , e o amortecimento é dado por b . Embora a definição em Kurfess (2005) envolva força e velocidade, a relação também costuma ser dada entre força e posição, quando há um interesse maior pela posição do que pela velocidade.

Tabela 2.2 – Impedância de elementos mecânicos comuns (KURFESS, 2005).

	Elemento	Impedância - $\frac{F}{\dot{x}}$	Admitância - $\frac{\dot{x}}{F}$
	Mola	$\frac{k}{s}$	$\frac{s}{k}$
	Massa	ms	$\frac{1}{ms}$
	Amortecedor	b	$\frac{1}{b}$

Será derivado a seguir, a lei do controle de impedância para um mecanismo de um grau de liberdade. Vale notar que não existe uma única forma de obtenção do controlador de impedância (HOGAN, 1985). Esta forma é análoga à descrita em Pérez Ibarra (2014), onde é desenvolvido um controlador de impedância para reabilitação do tornozelo.

A impedância genérica do robô pode ser escrita da seguinte forma, no domínio da frequência:

$$Z(s) = \frac{F(s)}{X(s)} = M_R s^2 + B_R s + K_R \quad (2.1)$$

Onde K_R representa a rigidez e descreve a relação linear entre a força exercida pelo atuador e a sua posição. O termo B_R é o amortecimento, e descreve a relação linear entre a força e a velocidade do mecanismo. O termo de segunda ordem M_R representa a inércia, e descreve a relação entre a força exercida e a aceleração no elemento terminal do mecanismo.

A partir da Eq. (2.1), pode-se obter a equação da força do mecanismo F_R em função do deslocamento $x(t)$, no domínio do tempo t , por meio da transformada inversa de Laplace:

$$F_R(t) = M_R \ddot{x}(t) + B_R \dot{x}(t) + K_R x(t) \quad (2.2)$$

O conjunto robô e ambiente (paciente, no caso da reabilitação) pode ser considerado como um único sistema mecânico de corpos rígidos, cuja dinâmica é descrita por:

$$\sum F = M_T \ddot{x}(t) + V_T \dot{x}(t) + G_T(x) \quad (2.3)$$

No lado esquerdo da Eq. (2.3), está o somatório das forças atuando no sistema. M_T é o termo que representa a inércia total. O termo $V_T \dot{x}(t)$ representa os efeitos do atrito presente no sistema, e $G_T(x)$ representa o efeito da força gravitacional.

O somatório das forças atuando no sistema é dado por:

$$\sum F = F_R + F_H \quad (2.4)$$

Onde F_R representa a força exercida pelo atuador do robô e F_H representa a força exercida pelo meio.

A dinâmica desejada para o robô em resposta à interação com o meio é dada em sua forma genérica, por:

$$M\ddot{x} = F_H + B(\dot{x}_d - \dot{x}) + K(x_d - x) \quad (2.5)$$

Onde x_d e \dot{x}_d representam a posição e a velocidade desejadas, respectivamente. M , B e K representam a inércia, o amortecimento e a rigidez desejados para a interação dinâmica do robô com o meio. Vale ressaltar que esses parâmetros podem ser, em teoria, escolhidos de forma arbitrária. Uma posição ou uma trajetória “ideal” (também chamada de trajetória virtual, Fig. 2.26) pode ser definida por $x_d(t)$. A trajetória virtual pode ser compreendida como uma trajetória nominal, que irá determinar para que direção o mecanismo irá exercer uma força. O movimento em si dependerá das propriedades de impedância e da interação com o meio. Por essa razão a trajetória virtual não precisa ser necessariamente realizável fisicamente. Um desvio na velocidade desejada fará com que o robô produza uma força em contrapartida. Analogamente, um desvio na posição desejada fará com que o robô produza uma força no sentido de corrigir a posição real.

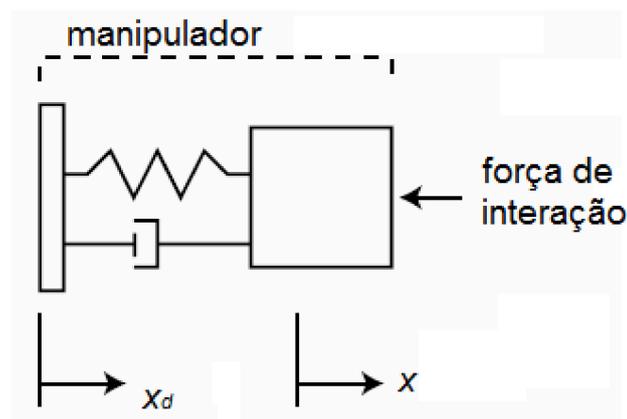


Figura 2.26 – Trajetória virtual (KURFESS, 2005).

A Equação (2.5) pode ser reescrita na forma:

$$\ddot{x} = M^{-1}(F_H + B(\dot{x}_d - \dot{x}) + K(x_d - x)) \quad (2.6)$$

Substituindo a Eq. (2.6) na Eq. (2.3), obtém-se:

$$F_R = V_T \dot{x}(t) + G_T(x) - F_H + M_T M^{-1} (F_H + B(\dot{x}_d - \dot{x}) + K(x_d - x)) \quad (2.7)$$

A Equação (2.7) representa a lei de controle de impedância genérica que garante o comportamento desejado descrito pela Eq. (2.5). Em outras palavras, o comportamento desejado é obtido desde que a força F_R seja aplicada pelo atuador do robô.

Ao se considerar a implementação prática do controlador da Eq. (2.7), há uma complexidade adicional devido à força externa do ambiente, F_H , que precisa ser medida. Uma simplificação usualmente feita na implementação do controlador de impedância, é considerar que as acelerações são pequenas ($\ddot{x} \approx 0$). Nesse caso, o efeito inercial que envolve os termos M e M_T são desprezíveis. Define-se então a impedância desejada como $M = M_T$, a fim de eliminar os termos F_H . A lei de controle fica então na forma:

$$\text{simplificação 1} \quad F_R = V_T \dot{x}(t) + G_T(x) + B(\dot{x}_d - \dot{x}) + K(x_d - x) \quad (2.8)$$

Nesse caso não é possível definir uma inércia para compor a dinâmica desejada. No entanto, as aplicações usuais do controle de impedância estão mais relacionadas ao controle do amortecimento e da rigidez do sistema. No caso da neuroreabilitação, embora o controle de interação possa ser implementado de forma a contemplar uma inércia, um amortecimento e uma rigidez desejados, o elemento inercial é de pouco valor terapêutico para o propósito de atividades de reabilitação (KREBS et al., 1998). Em geral, deseja-se que o robô auxilie o paciente no seguimento de uma trajetória, similar ao trabalho que o terapeuta desempenha ao movimentar os membros do paciente, por exemplo.

Outra simplificação comum, é desprezar os efeitos de atrito no atuador, o que é razoável para a maioria das aplicações:

$$\text{simplicação 2} \quad F_R = G_T(x) + B(\dot{x}_d - \dot{x}) + K(x_d - x) \quad (2.9)$$

Esta é a equação a ser empregada quando o movimento é realizado verticalmente. Nos casos em que o movimento ocorre horizontalmente, é possível desprezar o efeito da força gravitacional, obtendo:

$$\text{simplicação 3} \quad F_R = B(\dot{x}_d - \dot{x}) + K(x_d - x) \quad (2.10)$$

Portanto, a função de transferência para a lei de controle com a terceira simplificação é dada por:

$$\frac{F_R}{X} = Bs + K \quad (2.11)$$

A forma intuitiva da Eq. (2.11) é a de um controlador PD, com um termo derivativo Bs representando o amortecimento (proporcional à velocidade), e um termo proporcional K representando a rigidez.

A função de transferência que descreve a dinâmica do controlador tem como entrada o desvio X na trajetória virtual e uma força F_R em resposta ao erro. O diagrama de blocos para o controlador de impedância na forma da Eq. (2.11) é mostrado na Fig. 2.27.

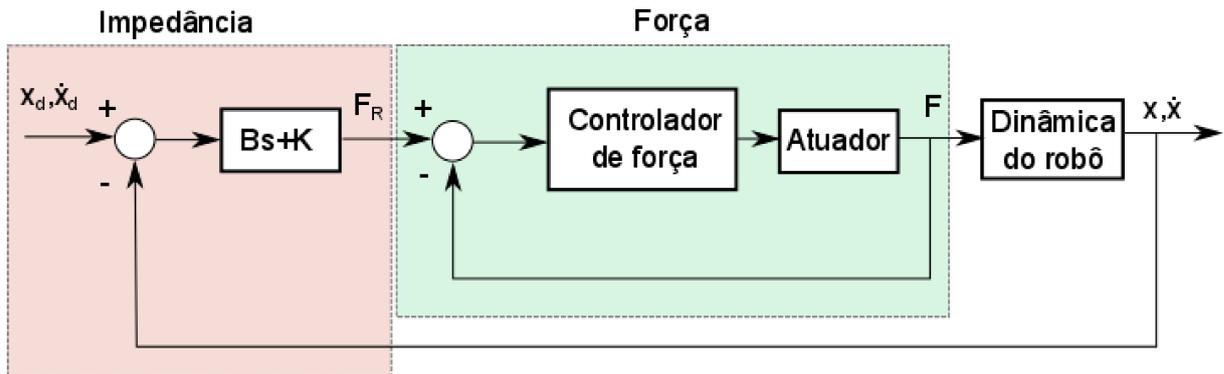


Figura 2.27 – Diagrama de blocos do controlador de impedância (YAMAMOTO, 2017).

A porção relacionada ao controle de impedância em si é a malha mais externa do diagrama, onde a posição do robô é medida e realimentada para o cálculo da força a ser aplicada, de acordo com a dinâmica desejada. É necessário ainda uma malha interna de controle de força.

Lopes (1999) também descreveu o controle de impedância utilizando uma relação dinâmica linear de segunda ordem tal qual um sistema massa-amortecedor-mola. A referida dinâmica é dada pela Eq. (2.12).

$$M_d(\ddot{x} - \ddot{x}_d) + B_d(\dot{x} - \dot{x}_d) + K_d(x - x_d) = -f_e \quad (2.12)$$

Nessa equação, M_d , B_d e K_d são matrizes reais, constantes e definidas positivas, especificadas pelo utilizador e representando, respectivamente, as matrizes de inércia, amortecimento e rigidez desejadas. Os vetores x e x_d representam, respectivamente, a posição efetiva e a posição desejada do elemento terminal e f_e representa a força que o ambiente exerce.

No caso de um sistema rotativo, podem ser configurados o momento polar de inércia (J_d), o amortecimento viscoso (B_d) e a rigidez torcional (K_d). A relação dinâmica entre essas variáveis pode ser expressa pela Eq. (2.13) (Almeida et al., 1999).

$$J_d(\ddot{\theta} - \ddot{\theta}_d) + B_d(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d) + K_d(\theta - \theta_d) = -T_e \quad (2.13)$$

Na Eq. (2.13), θ , $\dot{\theta}$ e $\ddot{\theta}$ são respectivamente a posição, velocidade e aceleração angulares atuais do sistema, θ_d , $\dot{\theta}_d$ e $\ddot{\theta}_d$ são a posição, velocidade e aceleração angulares desejadas e T_e é o torque externo aplicado pelo paciente ao sistema.

Isolando $\ddot{\theta}$ na Eq. (2.13), tem-se a aceleração que o sistema deve desenvolver para apresentar o comportamento desejado. Portanto, o *setpoint* do controlador, $\ddot{\theta}_r$, é definido como sendo a própria aceleração $\ddot{\theta}$, conforme descrito na Eq. (2.14).

$$\ddot{\theta}_r = \ddot{\theta}_d - J_d^{-1} \cdot [B_d(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d) + K_d(\theta - \theta_d) + T_e] \quad (2.14)$$

A aceleração angular $\ddot{\theta}_r$, por sua vez, é integrada duas vezes em relação ao tempo. Dessa forma, tem-se a posição angular que o controlador de posição deve seguir. O diagrama do controle é mostrado na Fig. 2.28.

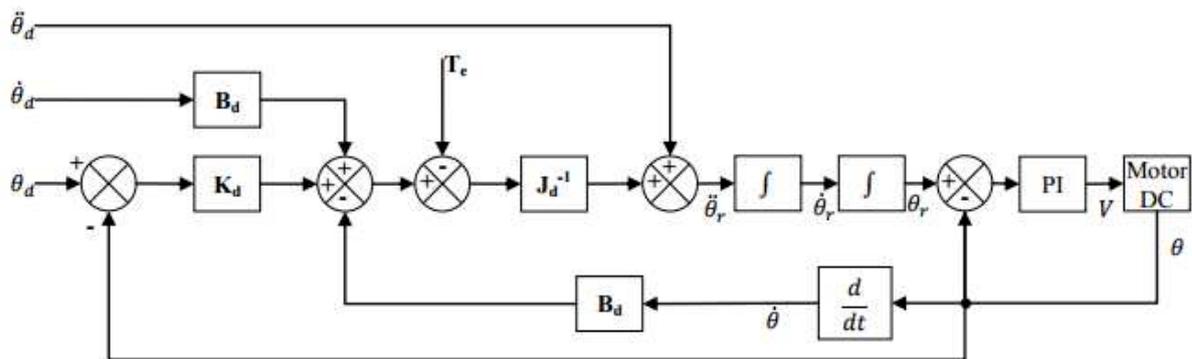


Figura 2.28 – Diagrama do sistema de controle (Adaptado de ALMEIDA et al., 1999).

Na reabilitação, uma maneira comumente empregada do controle de impedância é especificar uma trajetória-alvo, e fazer com que o robô apresente um comportamento análogo à de um sistema mola-amortecedor ao longo da trajetória (ROBERTS, 2002). Desta forma, o robô só irá exercer força sobre o paciente se

houver desvio da trajetória pré-programada (assistindo-o na execução correta do movimento). Se o paciente conseguir manter a trajetória corretamente, o robô não irá exercer força (assistência não é necessária).

Será implementado no dispositivo proposto nesta dissertação o sistema para controle de impedância na reabilitação do punho.

CAPÍTULO III

DESENVOLVIMENTO DO DISPOSITIVO PARA REABILITAÇÃO DO PUNHO

3.1 Projeto e construção do protótipo

Com base no estudo dos movimentos do punho, foi projetada uma estrutura para ser utilizada na reabilitação deste.

O módulo consiste em um servomotor conectado à uma base para apoio da mão do paciente, Fig. 3.1.

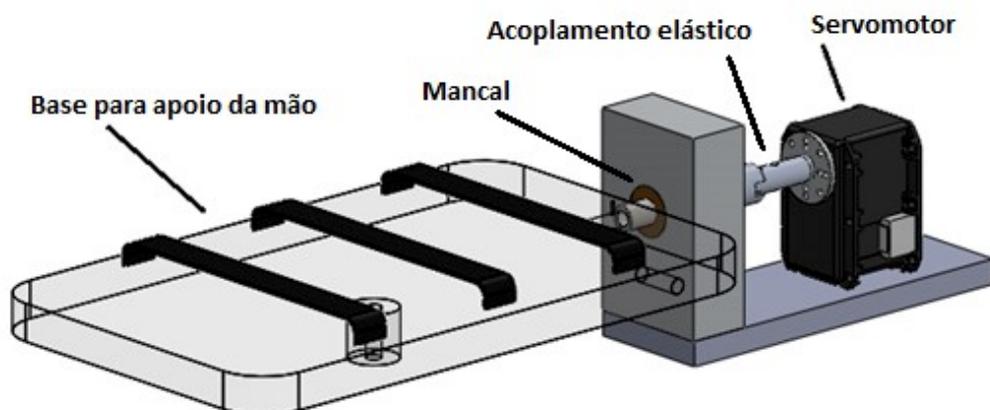


Figura 3.1 – Dispositivo para reabilitação do punho.

O objetivo do dispositivo é auxiliar os profissionais da saúde nos exercícios de reabilitação do punho humano e não os substituir. Esta estrutura executará os principais movimentos necessários para a reabilitação por meio de um sistema de controle que usa o software Matlab[®]. Neste, o profissional da saúde irá acoplar a mão do paciente e ensinar o movimento a estrutura. Para cada paciente, de acordo com o grau da lesão, os movimentos a serem desempenhados podem ser diferentes. Assim, é enviado ao programa as posições do motor, cujos dados são armazenados para serem posteriormente repetidos pelo controle da estrutura.

O módulo pode operar em três modalidades:

- Modo de ensino: O operador movimenta manualmente a base de apoio enquanto as posições são gravadas para posteriormente serem repetidas.
- Modo de movimento assistido: Neste modo, o paciente tem a mão em reabilitação devidamente presa à base de apoio e o dispositivo irá executar um movimento previamente gravado no modo de ensino.
- Modo seguidor: Funciona tal qual o modo de ensino permitindo livre movimentação, mas não armazena posições.

Para o modo de movimento assistido esta dissertação implementa um controle de impedância no dispositivo proposto.

Para obter a configuração adequada para cada movimento do punho, conforme descrito na seção 2.4, altera-se apenas a posição de fixação da base de apoio, como mostram as Figuras 3.2, 3.3 e 3.4. Isso permite que o módulo realize todos os movimentos descritos no Capítulo II.

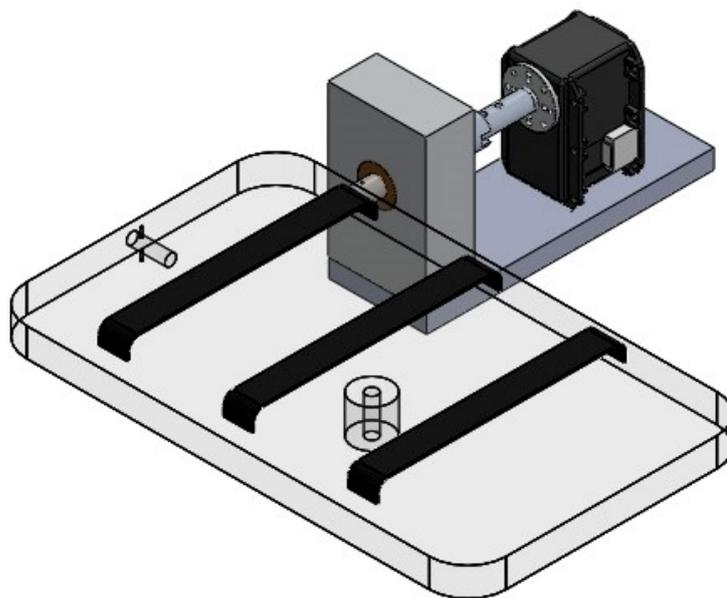


Figura 3.2 – Configuração do módulo para realizar movimentos de flexão e extensão.

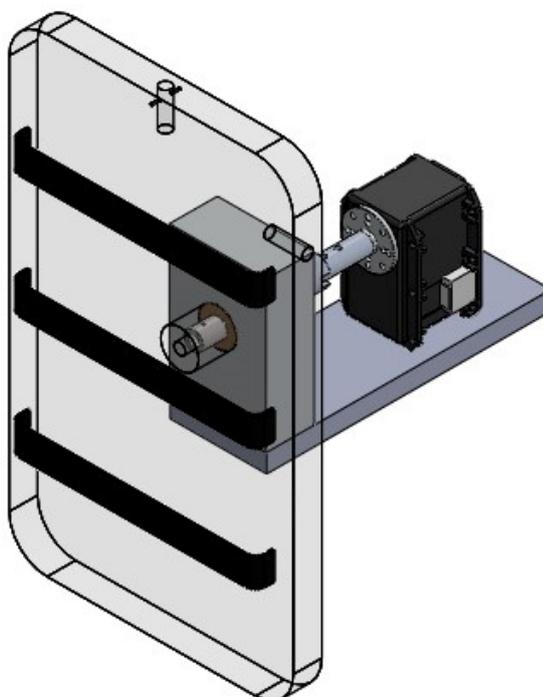


Figura 3.3 – Configuração do módulo para realizar movimentos de adução e abdução.

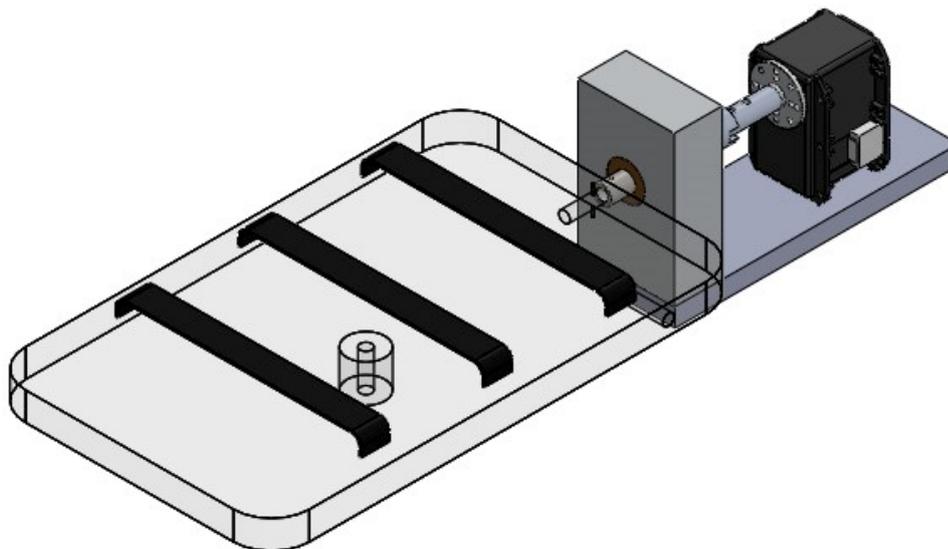


Figura 3.4 – Configuração do módulo para realizar movimentos de supinação e pronação.

A Fig. 3.5 mostra o primeiro protótipo construído e a Fig. 3.6 a versão final do protótipo, com ajustes mecânicos implementados. Este possui uma base feita em alumínio para acoplamento da mão do paciente; um mancal de deslizamento; um acoplamento elástico ligando o servomotor modelo MX 106 da fabricante Robotis® (Robotis e-Manual – Dynamixel, 2017). Este servomotor possui um controlador PID interno que facilita a implementação do controle de impedância. O torque máximo deste servomotor é de 8,4 N.m quando alimentado com 12 V. A rotação máxima deste servomotor é de 45 RPM a 12 V. Conforme valores de torque apresentados no Capítulo II, desenvolvidos pelo punho humano, este servomotor utilizado atende ao torque médio necessário para os exercícios com exceção de valores extremos de angulação para pronação/supinação e flexão/extensão.

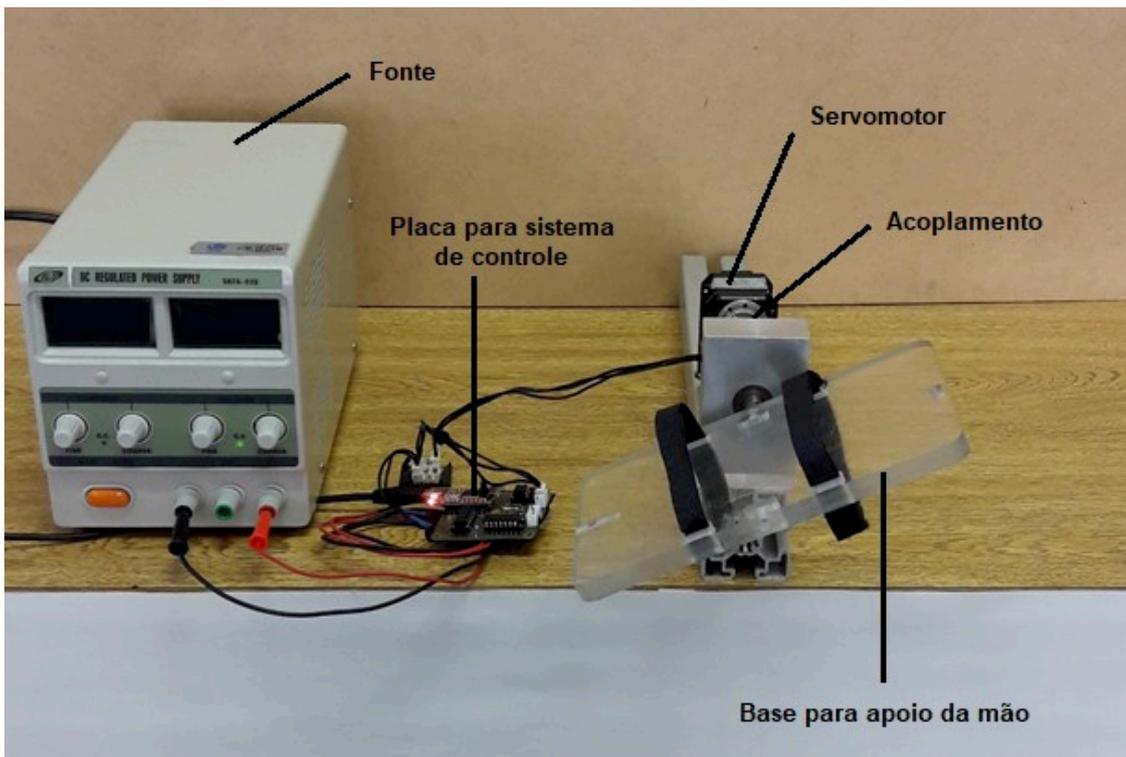


Figura 3.5 – Primeira versão do protótipo construído.

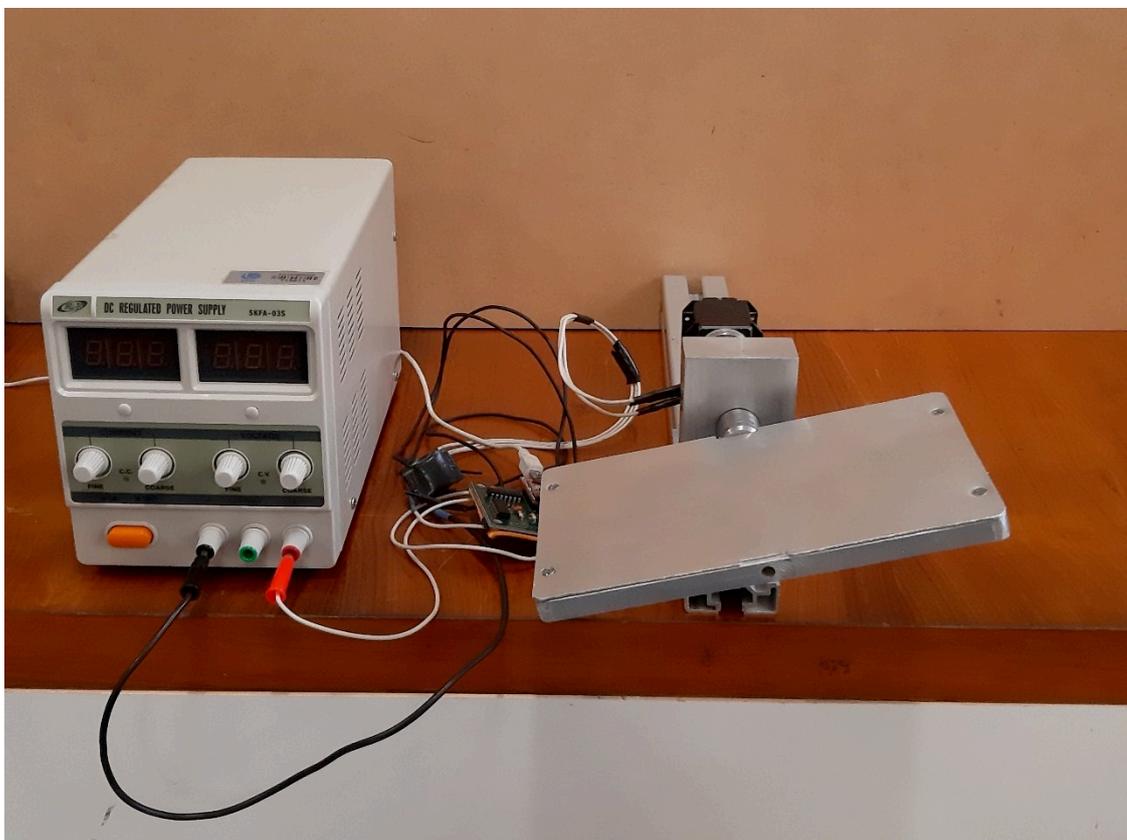


Figura 3.6 – Versão atual do protótipo construído.

3.2 Controle de impedância aplicado ao dispositivo

A natureza da tarefa executada pelo módulo exige que o controle tenha flexibilidade, uma vez que a mão do paciente estará fixada ao elemento terminal, apoiada sobre a base. O controle rígido da trajetória poderia, em certos casos, provocar desconforto, dor ou até mesmo lesões ao paciente. Portanto, em cascata com um controlador de posição convencional, adota-se um controlador de impedância que permite ao usuário se desviar da trajetória imposta obedecendo a uma determinada relação dinâmica.

O motor utilizado para a realização do movimento rotativo do dispositivo é do tipo servo motor digital modelo MX-106 da fabricante Dynamixel (Robotis e-Manual – Dynamixel, 2017). Este servo permite o envio de comandos de posição e velocidade, e este faz o uso de um controle PID (Proporcional-Integral-Derivativo) interno. Além do envio de posições, ele permite a leitura das posições desejadas quando o seu eixo se move livremente. Desta forma é possível obter os valores de posições necessárias, salvá-las e reproduzi-las posteriormente. As constantes de controle PID internas são configuráveis, e isso permite que, através da escolha apropriada das constantes de ganho proporcional e derivativo, o servomotor forneça um torque adequado para o paciente que executará o movimento de reabilitação. A ação integral consiste em uma resposta na saída do controlador e tem o efeito de eliminar o desvio característico de um controle puramente proporcional, ou seja, tem como objetivo eliminar o erro em regime permanente.

Para fins de testes experimentais inicialmente, a mão do paciente foi simulada por outro servomotor, do modelo MX-64 da fabricante Dynamixel, que estava acoplado ao eixo do aparelho e provocava um torque configurável em um dos sentidos do movimento, podendo tanto resistir ao movimento de reabilitação, quanto favorecê-lo. Portanto, este segundo motor permite simular condições de variação de resistência ao movimento da mão do paciente, sendo possível avaliar se o mecanismo consegue realizar a reabilitação de forma inteligente, somente auxiliando quando necessário e permitindo ao usuário desviar-se do movimento programado.

A Fig. 3.7 mostra o esquema em CAD do dispositivo proposto, e a Fig. 3.8 mostra o protótipo do dispositivo montado juntamente com o motor de geração de torque (simulando o movimento da mão humana).

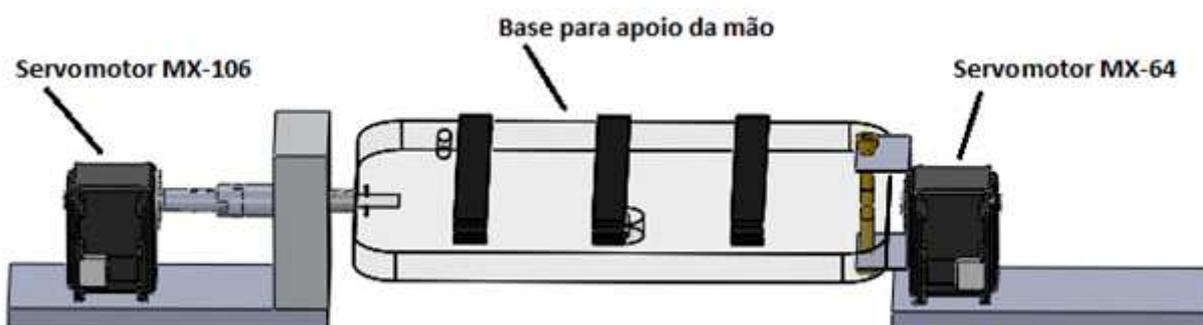


Figura 3.7 – Esquema em CAD do dispositivo proposto com servomotor de geração de torque simulando a mão do paciente.

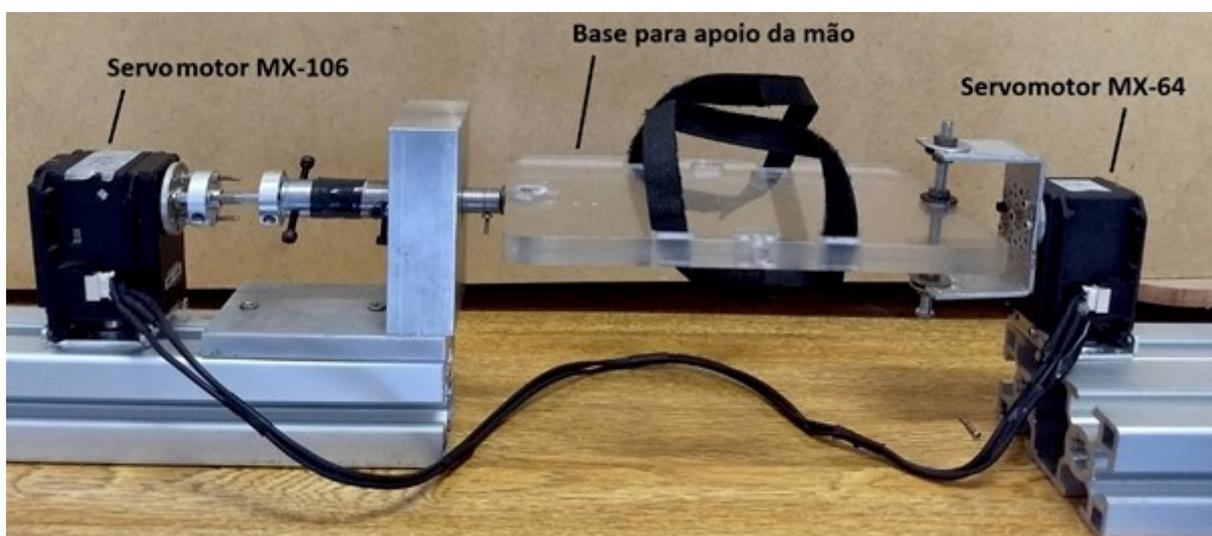


Figura 3.8 – Montagem do dispositivo.

O movimento de reabilitação foi padronizado pela função seno de período de 0.5 Hz e amplitude de 40 graus máxima para o giro do motor. Essa padronização foi feita para comparação do efeito das diferentes configurações de impedância

escolhidos para o sistema, porém, o software desenvolvido permite a configuração de qualquer tipo de movimento desejado pelo usuário.

Os valores de rigidez e amortecimento do sistema, ou seja, seu ganho proporcional (K_p) e derivativo (K_d) respectivamente, são valores inseridos diretamente nos registradores de configuração do controlador PID interno, e variam de 0 a 254 de acordo o fabricante (Robotis e-Manual – Dynamixel, 2017), ou seja, tratam-se de ganhos adimensionais e sem uma correspondência direta com alguma unidade física, ou escala. O valor original de fábrica para os motores é de K_p igual a 32 e os demais ganhos nulos.

O torque configurado para o motor que simulou o efeito da mão do paciente pode ser configurado através do valor desejado de corrente que se deseja manter no servo motor, e esse valor de corrente tem uma correspondência direta com o torque imposto no eixo do motor conforme a fabricante. Portanto, o torque também é configurável e será usado para a análise do sistema.

O torque realizado pela estrutura de reabilitação, assim como a posição no seu eixo foram obtidos através das próprias informações da leitura do servomotor de corrente e do encoder (deslocamento angular). O valor de corrente, segundo o fabricante, não representa uma informação muito confiável de torque efetivo no eixo do motor, porém, ele é proporcional ao torque máximo que o motor consegue fornecer. No entanto, esse valor de corrente foi, de toda forma, convertido para a escala de torque para fins de comparação do efeito da impedância em diferentes configurações.

3.3 Testes

Foram realizados três testes com diferentes configurações de impedância conforme a Tab. 3.1, e os resultados podem ser visualizados nas figuras em sequência.

Tabela 3.1 – Parâmetros de rigidez e torque utilizados nos testes.

Teste	Rigidez K_p	Torque (Nm)
1	12	-0.4
2	20	-0.4
3	32	-0.4

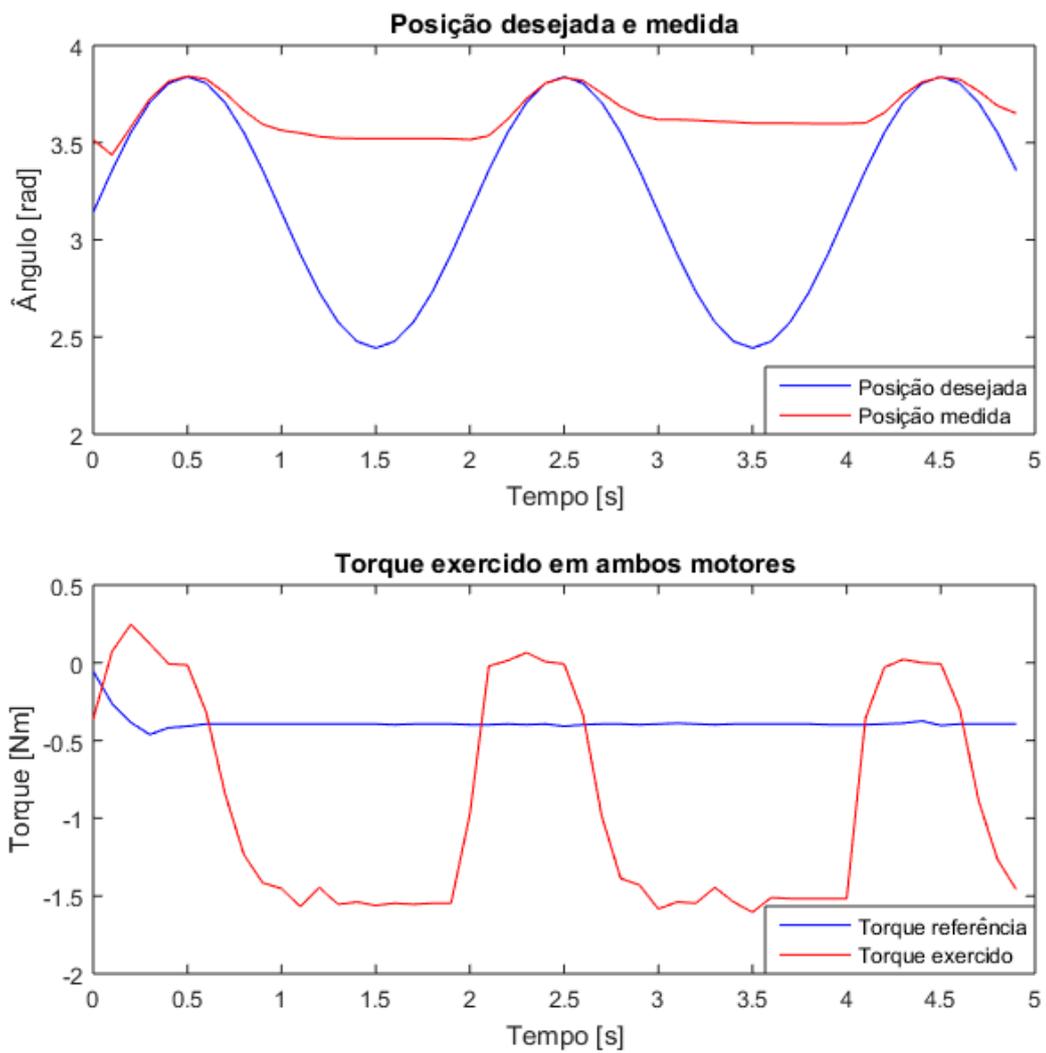


Figura 3.9 – Gráficos obtidos com parâmetro de rigidez $K_p = 12$.

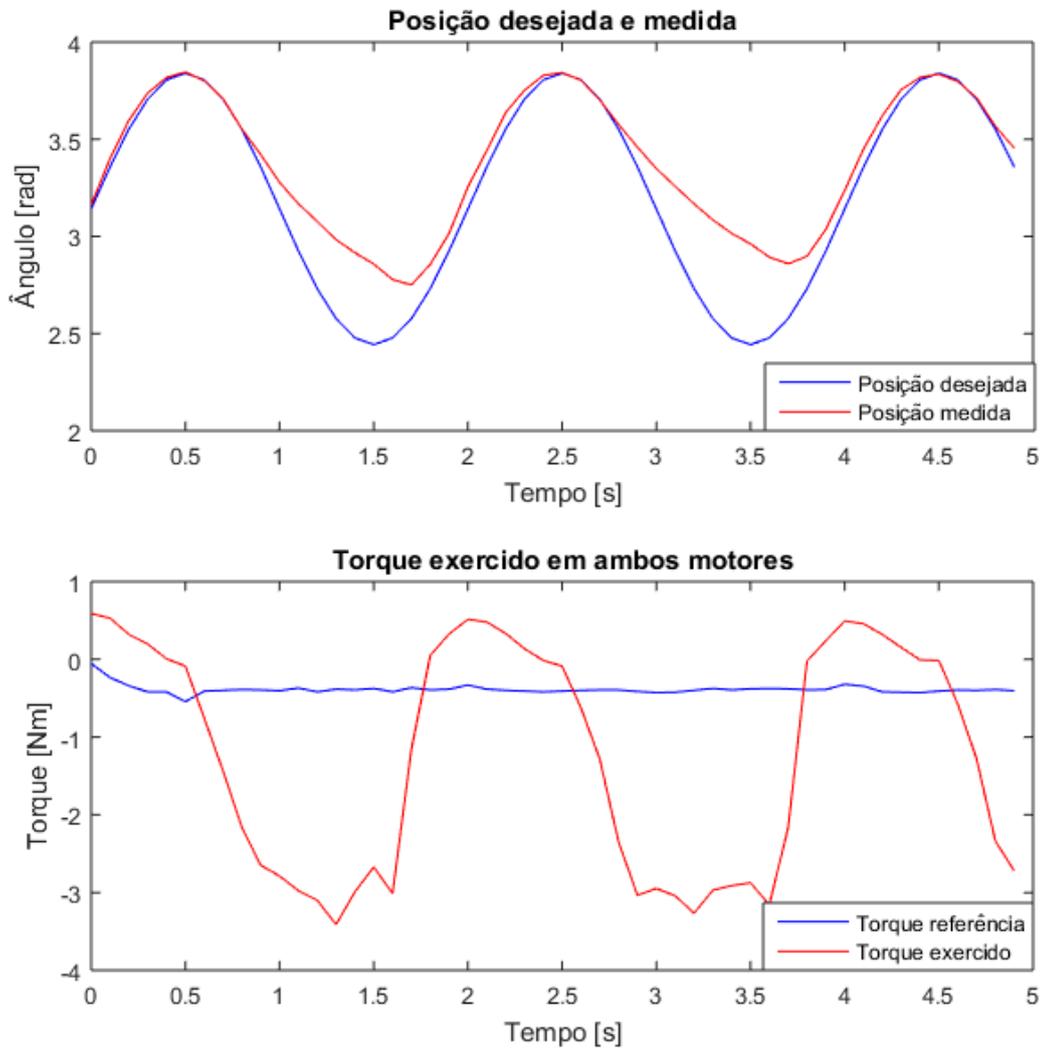


Figura 3.10 – Gráficos obtidos com parâmetro de rigidez $K_p = 20$.

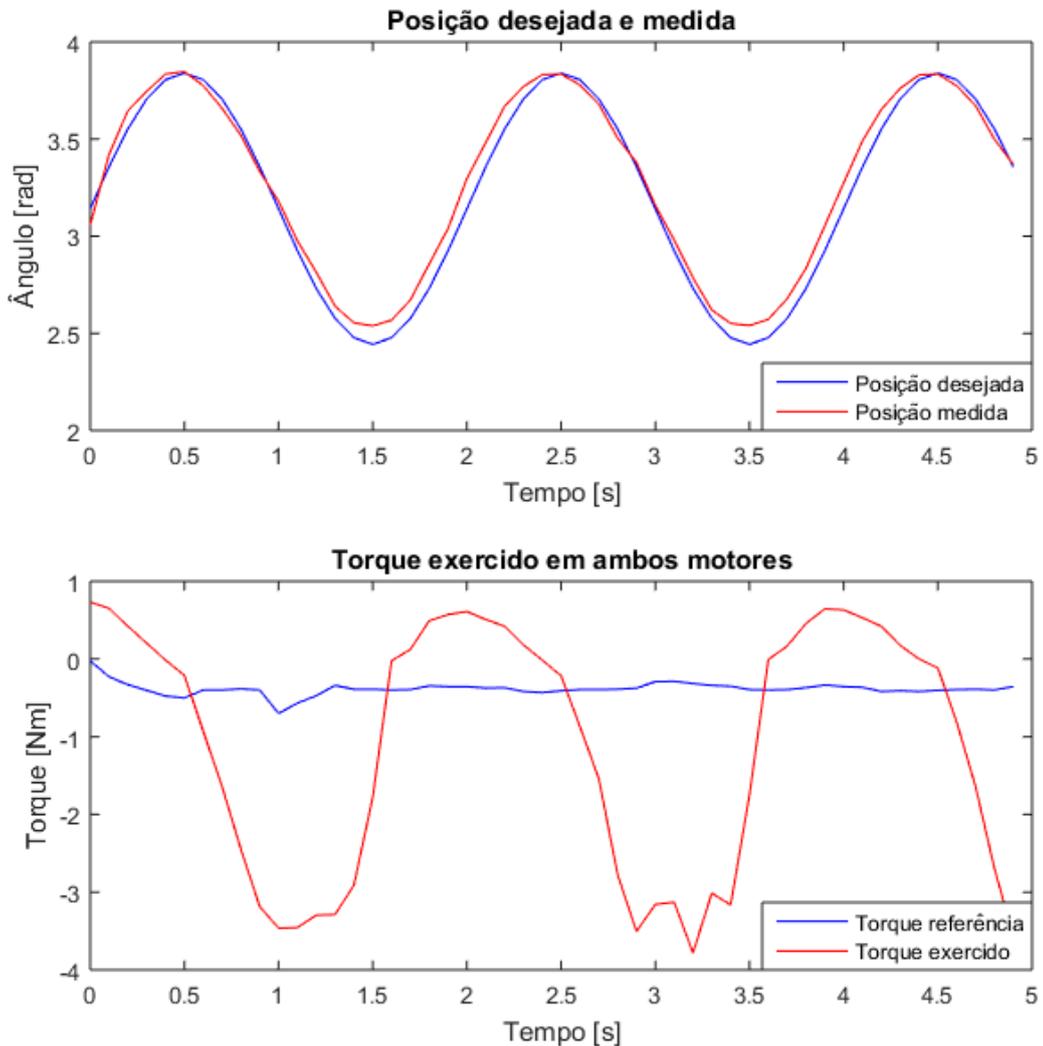


Figura 3.11 – Gráficos obtidos com parâmetro de rigidez $K_p = 32$.

O valor de amortecimento (K_d) foi mantido como nulo em todos os testes pois não foram observadas mudanças significativas no comportamento tanto da trajetória quanto do torque para os mesmos valores de rigidez (K_p). O torque de referência foi mantido constante para facilitar a comparação entre os testes.

Observou-se que o acompanhamento da trajetória apresenta uma melhor precisão em uma fase do seno do que do outro, e essa assimetria se deve ao fato de que o torque de referência imposto age apenas em uma das direções.

A Fig. 3.9 mostra um nítido desvio ao acompanhar a trajetória desejada, porém, o torque médio exercido pelo mecanismo é consideravelmente o menor

dentre os testes, e isso é uma característica positiva, uma vez que deseja-se ao longo dos movimentos de reabilitação, que o dispositivo não ofereça resistência quando o paciente apresentar alguma dificuldade de movimentação do punho.

É possível observar na Fig. 3.10 que a trajetória não seguiu as posições desejadas com tanta fidelidade quanto para o teste 3, Fig. 3.11, e isso mostra que uma maior rigidez é capaz de gerar uma melhor acurácia do movimento proposto. Porém, essa vantagem vem acompanhada com um torque médio maior ao longo do movimento. Portanto, notou-se que é necessário um equilíbrio entre precisão ao seguir a trajetória e o torque exercido pelo mecanismo, e isso poderia implicar na escolha de rigidez variável durante a execução do movimento. Além disso, pode ser necessária a forma como a trajetória é gerada no tempo, para que quando, por exemplo, o paciente deseja parar o dispositivo com a mão, o movimento de reabilitação também seja interrompido e retorne assim que a pessoa relaxe o punho e permita que o movimento continue com um torque adequado.

CAPÍTULO IV

INTERFACE GRÁFICA

4.1 Introdução

A interação entre terapeuta e dispositivo foi identificada como um fator importante na implementação de dispositivos robóticos na prática. Um dispositivo complicado que consome tempo para um terapeuta configurar e iniciar o treinamento pode levar ao desuso em favor de métodos mais simples e mais facilmente aplicados. Pode-se observar também que é necessário que o paciente esteja confortável e estimulado para utilizar o equipamento, por isso foi desenvolvida uma interface gráfica, na qual consiste em um jogo sério, para que o paciente consiga desempenhar os movimentos de reabilitação de forma lúdica.

A ideia principal do jogo é trabalhar com controle de impedância (PEREZ, 2014), para proporcionar uma interação dinâmica ao paciente, adaptando às suas necessidades na terapia. No entanto, se o paciente tivesse apenas que repetir os mesmos movimentos, acabaria se tornando pouco atraente.

Estudos mostram que os jogos sérios podem transformar uma atividade comum e repetitiva em algo mais agradável para o paciente, motivando-o, portanto, a continuar evoluindo para melhorar, como demonstrado por (FINCO, 2010) e (CATALDI, 2017).

4.2 Descrição do jogo

O jogo consiste em uma prancha de madeira controlada pelo paciente, que tem um grau de liberdade, girando para a esquerda ou para a direita no centro da tela, e há duas cestas, uma vermelha e outra azul. O objetivo do jogo é colocar as bolas que caem na tela, de cores aleatórias, em suas respectivas cestas. A Fig. 5.1 mostra a interface do jogo desenvolvido.

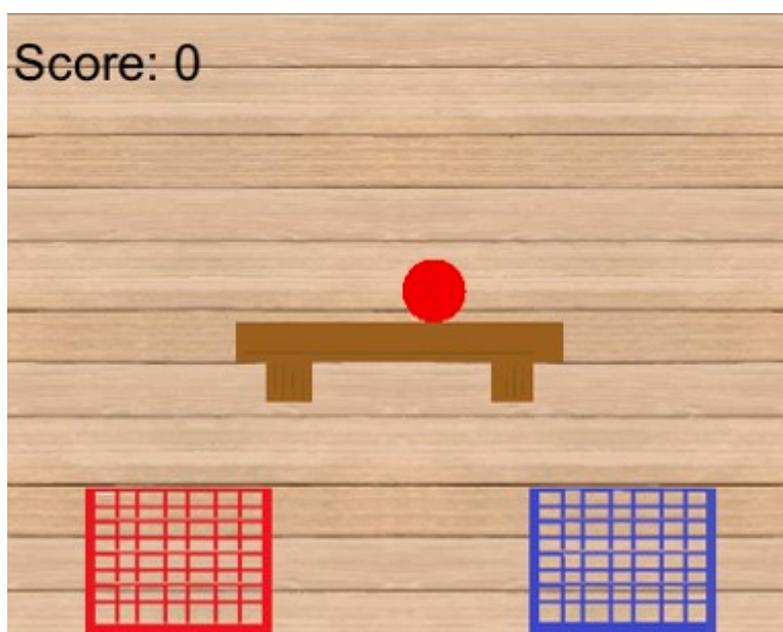


Figura 4.1 – Tela principal do jogo contendo a prancha de madeira, bola e as duas cestas, uma vermelha e outra azul.

O jogo foi desenvolvido para o Windows usando o software Unity 3D, juntamente com o software Matlab[®]. Possui um ambiente desenvolvido, que alterna dinamicamente entre três modos do servomotor:

- Movimento não assistido: neste modo, o usuário pode controlar o jogo livremente girando a plataforma móvel. Em seguida, a função Matlab grava a posição atual do motor para o servidor UDP (*User Datagram Protocol*), que faz a sua leitura e gira o player (prancha de madeira) no mesmo grau em que o servomotor está descrevendo. A cada quinze segundos, o jogo verifica se o jogador conseguiu

mover a plataforma móvel, depois ajusta a resistência aplicada pelo servomotor até atingir o nível de resistência mais baixo. Se nesse ponto o paciente ainda não for capaz de mover a plataforma móvel, ela entrará no modo de movimento assistido em menor escala.

- Movimento assistido em menor escala: o motor detecta se o paciente deseja girar a plataforma móvel para a direita ou para a esquerda e conclui o movimento para o paciente, facilitando a movimentação da placa ao girar sozinha na direção. Se neste modo, o paciente não puder mover a plataforma móvel, o modo de movimento automático será iniciado.

- Movimento automático: o motor realiza o movimento de forma independente, determinando qual lado ele deve se mover, dependendo da cor da bola gerada na tela e não requer entradas do paciente.

No movimento assistido em menor escala e no modo de movimentação automática, se o paciente tentar se opor de maneira expressiva ao movimento que está sendo descrito pelo motor, o mesmo automaticamente detecta que deve parar de executar o movimento. Essa ação ocorre pelo movimento estar definido com uma corrente máxima tolerável, e caso o paciente se oponha ao movimento, o motor tentará passar mais corrente para aumentar seu torque. Quando a corrente atinge o limite definido computacionalmente, o motor recebe o comando de parar de aplicar torque.

Como a proposta do jogo é para ser utilizada na terapia do punho, seu sistema premiará o paciente com pontos a cada vez que conseguir colocar as bolas em suas respectivas cestas, de forma a tentar amenizar a ideia de fazer movimentos repetitivos durante a fisioterapia. O paciente precisa de atenção e coordenação devido ao fator aleatório da cor da bola que está sendo gerada na tela. A nova bola, com cor aleatória, só começa a cair se a plataforma estiver na posição inicial. Assim a cada ciclo o paciente tem que posicionar a plataforma na horizontal (posição inicial).

Para complementar o fator aleatório, haverá também uma bola especial na cor verde que poderá ser colocada em qualquer uma das cestas, mas concederá

mais pontos se for atendida a seguinte condição: colocar a bola especial na cesta oposta em relação à bola que o paciente acertou anteriormente.

Para tornar possível o controlador do jogo com o dispositivo robótico, foi implementada uma conexão UDP entre o mecanismo Unity 3D® e o software Matlab®, para que os dados obtidos do servomotor do dispositivo pudessem ser usados pelo jogo. O principal dado transmitido é a posição angular do servomotor, que é replicada no jogo pela prancha de madeira colocada no centro da tela, permitindo que o paciente interaja com os objetos do jogo.

O jogo não muda seu ambiente, sempre tendo a jogabilidade descrita, por isso, para alterar o tipo de exercício que o paciente pode realizar, basta alterar a configuração da plataforma móvel que está presa no aparelho, conforme mencionado no Capítulo III, permitindo a execução dos outros tipos de movimentos do punho.

Além disso, o jogo desenvolvido funciona não punindo o paciente por seus erros, apenas premiando pontos por suas conquistas.

CAPÍTULO V

PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL E RESULTADOS

5.1 Introdução

Para realização dos testes com pessoas, este projeto foi submetido, e aprovado no Comitê de Ética em Pesquisas (CEP) da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) sob o número CAAE 00914818.5.0000.5152.

O intuito dos testes foi a verificação do funcionamento e validação do sistema e dispositivo desenvolvidos. Os participantes foram divididos em dois grupos, sendo um com voluntários sem espasticidade e outro com voluntários com espasticidade em decorrência de AVE.

Um grupo de 14 estudantes voluntários sem lesão participaram dos testes utilizando o dispositivo desenvolvido em uma sessão de 10 minutos. Eles puderam avaliar em conjunto o funcionamento do dispositivo, o jogo e a interface gráfica desenvolvidos.

Os testes realizados com as pessoas pós AVE foram realizados em forma de estudo de caso com 3 pacientes, em 4 sessões de 15 minutos cada, sendo uma sessão por semana.

5.2 Testes com voluntários sem lesão

O grupo piloto composto com 14 estudantes voluntários saudáveis foram recrutados na comunidade acadêmica da UFU, sendo de ambos os sexos. Cada pessoa utilizou o dispositivo em uma única sessão de 10 minutos. Eles puderam avaliar o sistema respondendo ao Inventário de Motivação Intrínseca (IMI), Apêndice A1, que é um questionário que fornece informações qualitativas sobre o conteúdo e o nível de motivação que um participante experimenta. As respostas seguem o grau de concordância da escala de Likert (IMI, 2018).

Foi solicitado aos participantes que respondessem as perguntas em uma escala de 1 a 7, onde 1 significa discordo totalmente e 7 concordo totalmente, sendo 4 uma pontuação neutra.

Os resultados obtidos em cada categoria do IMI realizado com os participantes são apresentados na Tab. 5.1. A Fig. 5.1 mostra os índices médios individuais em cada categoria e a Fig. 5.2 os escores médios obtidos em cada categoria.

Tabela 5.1 – Índices médios em cada categoria IMI realizado com participantes saudáveis.

Categoria	Pacientes														Média ± DP
	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10	P11	P12	P13	P14	
Interesse	6,7	7,3	5,4	3,7	4,7	6,4	6,4	5,9	5,9	5,1	6,1	7,3	4,3	7,3	5,9 ± 1,1
Competência	7,0	6,7	6,5	4,7	5,5	6,8	5,8	4,3	6,2	6,2	7,0	6,7	5,0	7,2	6,1 ± 0,9
Esforço	5,4	5,6	6,0	4,2	4,6	6,2	5,4	5,8	6,2	6,0	3,8	6,6	4,4	5,6	5,4 ± 0,8
Pressão	2,2	1,4	2,0	2,8	2,4	7,4	3,4	3,6	1,4	1,4	2,4	4,0	4,2	1,4	2,9 ± 1,6
Valor	6,7	7,0	3,6	3,6	5,6	6,3	6,3	6,6	7,0	7,0	5,4	7,0	5,6	6,9	6,0 ± 1,2
Confiança	6,2	7,4	5,8	3,8	6,0	5,4	6,2	7,0	6,8	6,8	6,6	6,6	5,4	6,8	6,1 ± 0,9

Os índices médios obtidos para as categorias Interesse/Satisfação, Esforço/Importância, Valor/Utilidade e Confiança/Relacionamento, indicam aprovação dos participantes pois os valores ficaram próximos a 6.

O valor 6,1 de Competência Percebida mostra que os participantes se sentiram competentes e/ou habilidosos ao realizar a atividade proposta.

A categoria Pressão/Tensão é um preditor negativo. Ela apresentou valor 2,9 indicando que os participantes não se sentiram tensos, ansiosos ou nervosos ao realizarem os exercícios.

Os gráficos gerados a partir desses resultados são apresentados na Fig. 5.1 e Fig. 5.2.

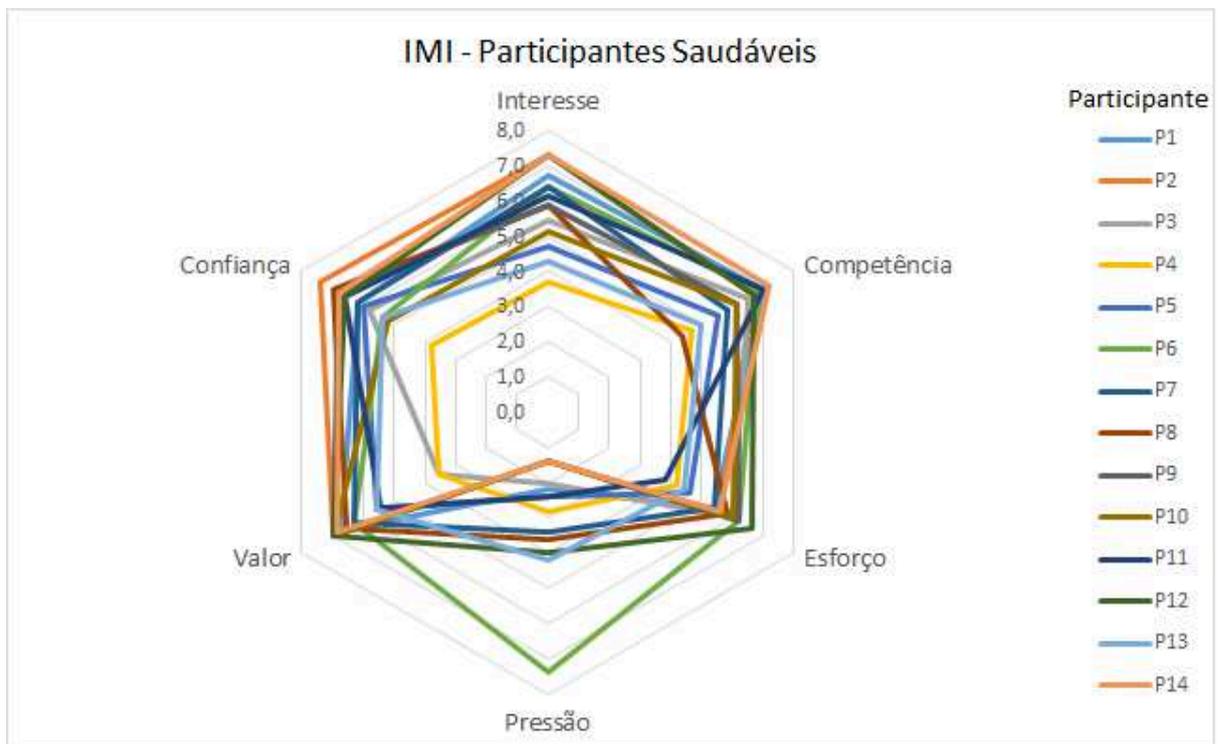


Figura 5.1 – Inventário de Motivação Intrínseca: índices médios individuais em cada categoria.

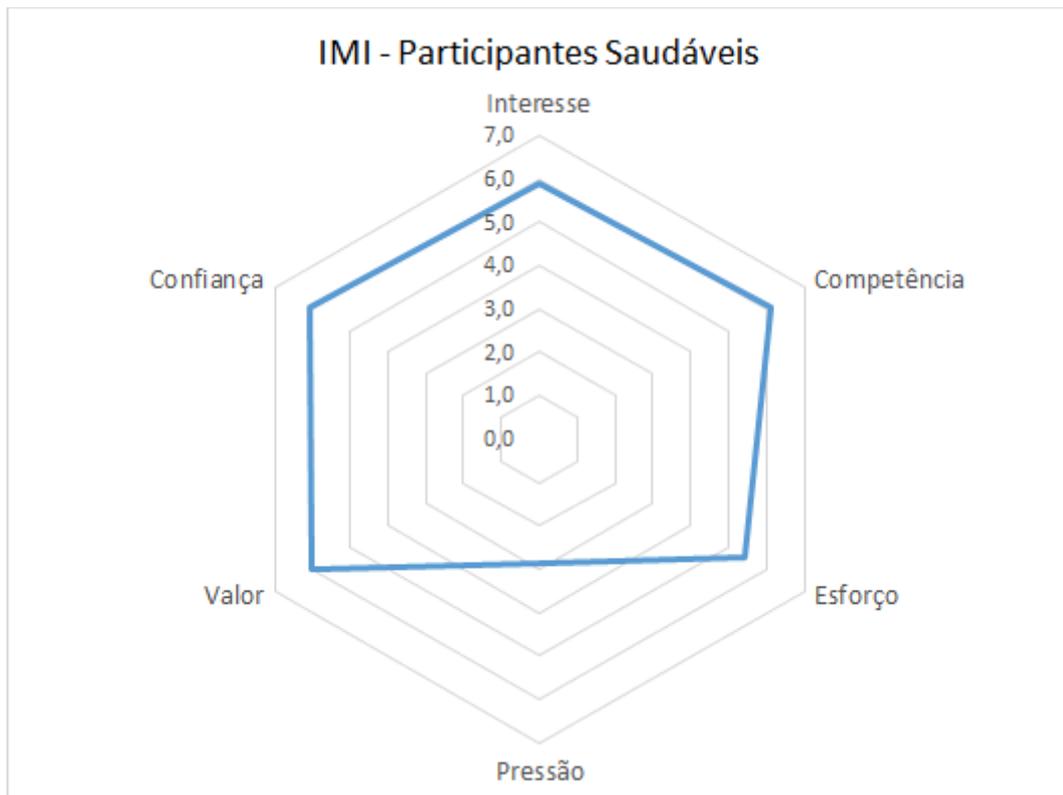


Figura 5.2 – Inventário de Motivação Intrínseca: média em cada categoria.

A avaliação da experiência do jogo desenvolvido foi realizada mediante o questionário *GEQ* (*Game Engagement/Experience Questionnaire* ou Questionário de Engajamento/Experiência no Jogo), Apêndice A2. Esse questionário busca capturar a experiência do jogador com base em vários itens como diversão, frustração, desafio, entre outros. O *GEQ* é pontuado em uma escala de 5 pontos, variando de “nenhum um pouco” a “extremamente” (IJSELSTEIJN et al. 2013).

Os resultados obtidos ao aplicar o *GEQ* são apresentados na Fig. 5.3, na qual é possível observar as notas médias para cada categoria.

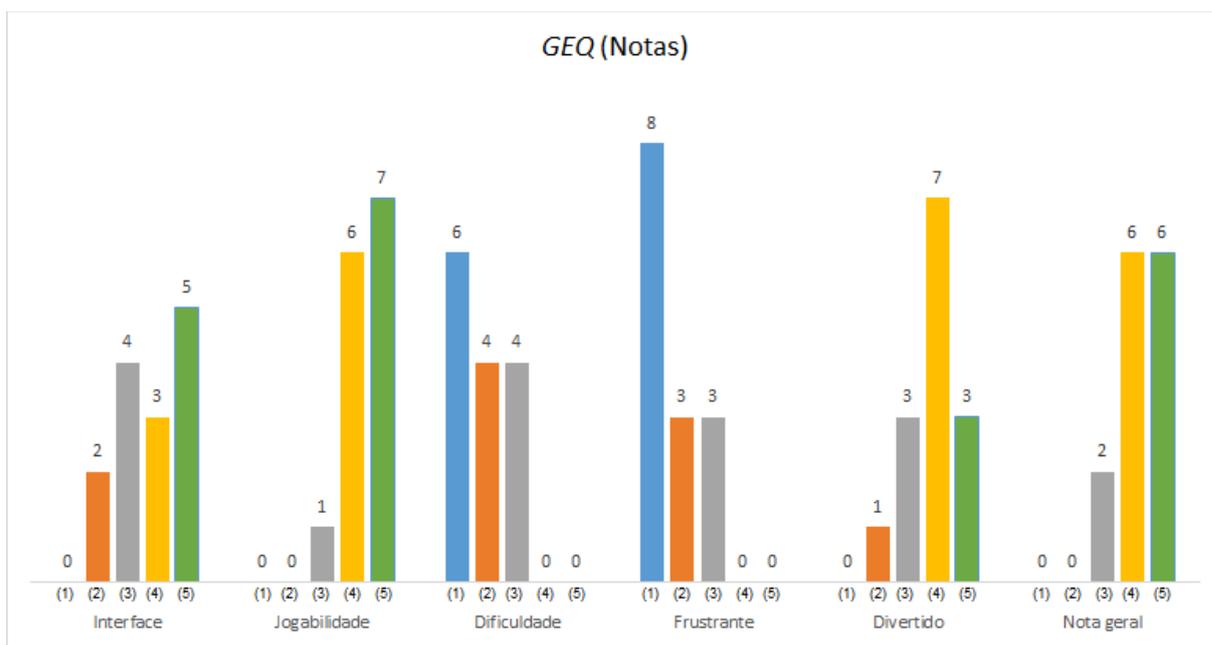


Figura 5.3 – GEQ realizado com os participantes sem lesão. Dados apresentados como contagem de participantes que atribuiu cada nota possível, (1) a (5), em cada categoria.

No GEQ realizado, a nota média para “*Interface*” foi 3,7, a qual se mostrou um ponto para ser melhorado em trabalhos futuros. A categoria “*Jogabilidade*” apresentou nota média 4,4, sendo que um total de 13 participantes atribuíram notas maiores ou iguais a 4. O jogo não foi considerado difícil nem frustrante, já que as devidas categorias apontaram médias de 1,8 e 1,6, respectivamente. A categoria “*Divertido*” mostrou que o jogo tem potencial para ser melhorado, pois a mesma apresentou média 3,8. A nota geral do jogo foi 4,2, sendo que um total de 12 participantes consideraram o mesmo “*bom*” ou “*excelente*”.

5.3 Testes com voluntários pós AVE

O grupo participante de estudo de caso foi composto de 3 pacientes pós AVE recrutados na Clínica do Curso de Fisioterapia da UFU. Os mesmos já frequentavam a clínica para fins de reabilitação e tiveram interesse em participar do estudo.

Todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), Apêndice A4, que foi aplicado na primeira sessão, após lidos, explicados e detalhados todos os procedimentos a serem realizados.

Os pacientes participantes do estudo foram dois do sexo masculino e um do sexo feminino, e tinham, na época dos testes, de 48 a 63 anos de idade, média de 54 anos.

O paciente “P1” teve AVE hemorrágico com hemiparesia no lado direito. Sua lesão aconteceu há 5 anos. Os pacientes “P2” e “P3” tiveram AVE isquêmico com hemiparesia no lado esquerdo e direito, respectivamente. As lesões ocorreram há 6 anos com o paciente “P2” e há 1 ano com o paciente “P3”.

Os testes foram realizados com os pacientes durante um intervalo de um mês. Foram executadas uma sessão de terapia robótica por semana, totalizando 4 sessões no total. A duração de cada sessão foi de 15 minutos.

A Fig. 5.4 mostra a utilização do dispositivo por um paciente. A fixação da mão do paciente no dispositivo foi realizada utilizando uma faixa de bandagem. O braço do paciente também foi imobilizado junto ao tronco, utilizando o mesmo tipo de faixa. Isso se mostrou necessário devido aos pacientes quererem utilizar o ombro para ajudar no movimento do punho, compensando algumas dificuldades que os mesmos tinham em realizar a movimentação adequada para a reabilitação. Também foi monitorado o movimento do antebraço do paciente para evitar movimentos de compensação com este, limitando os movimentos ao punho. Neste caso a fisioterapeuta realizava a contenção do antebraço do paciente caso necessário.

Ao iniciar o jogo, era necessário analisar o posicionamento do punho do paciente e, caso necessário, alinhar de forma correta para que o mesmo ficasse em posição neutra de acordo com a altura do antebraço do paciente. Após isso, era solicitado ao paciente que realizasse o movimento de flexão e extensão, com o auxílio da fisioterapeuta, para que assim fosse mensurado e armazenado no sistema de controle a informação da máxima amplitude de movimentação. Estes valores, tanto o neutro como as máximas amplitudes, eram utilizados para configurar o movimento da plataforma do jogo desenvolvido.



Figura 5.4 – Utilização do dispositivo por um paciente.

A terapia robótica consistiu em executar os movimentos de flexão e extensão, exemplificados na Fig. 5.5, utilizando o jogo desenvolvido e descrito no Capítulo IV. Durante esse período, foram coletados pelo dispositivo a amplitude máxima de movimentação que cada paciente conseguiu executar e os pontos obtidos com os acertos do jogo.

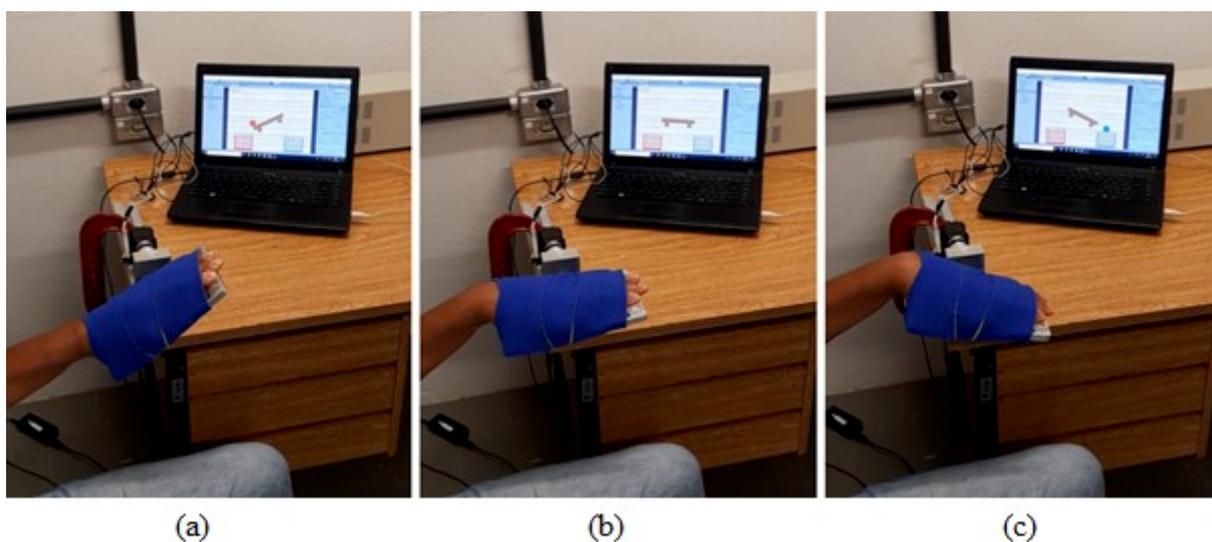


Figura 5.5 – (a) Movimento de extensão; (b) posição inicial; (c) Movimento de flexão realizado por um paciente utilizando o dispositivo.

Ao início e final de cada sessão foram mensuradas (em graus) as amplitudes dos movimentos de flexão e extensão utilizando um goniômetro. Realizou-se a medição dos movimentos de forma passiva e ativa. Os valores obtidos são mostrados nas Figuras 5.6 a 5.9.

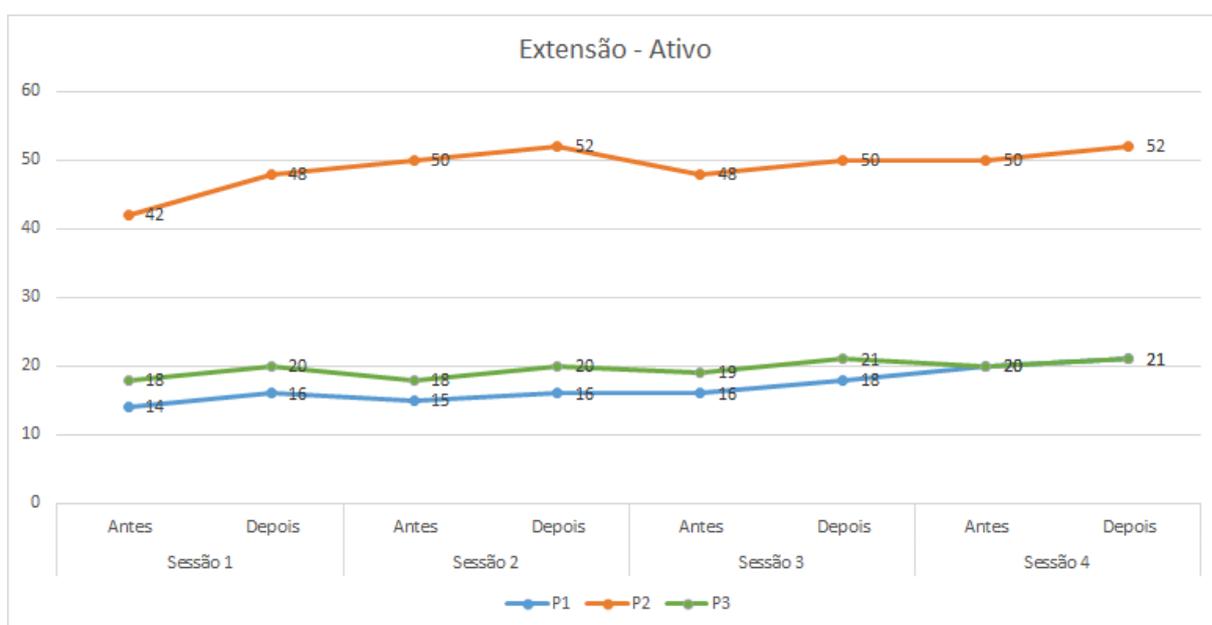


Figura 5.6 – Amplitude de extensão ativa (em graus) dos pacientes antes e depois de cada sessão.

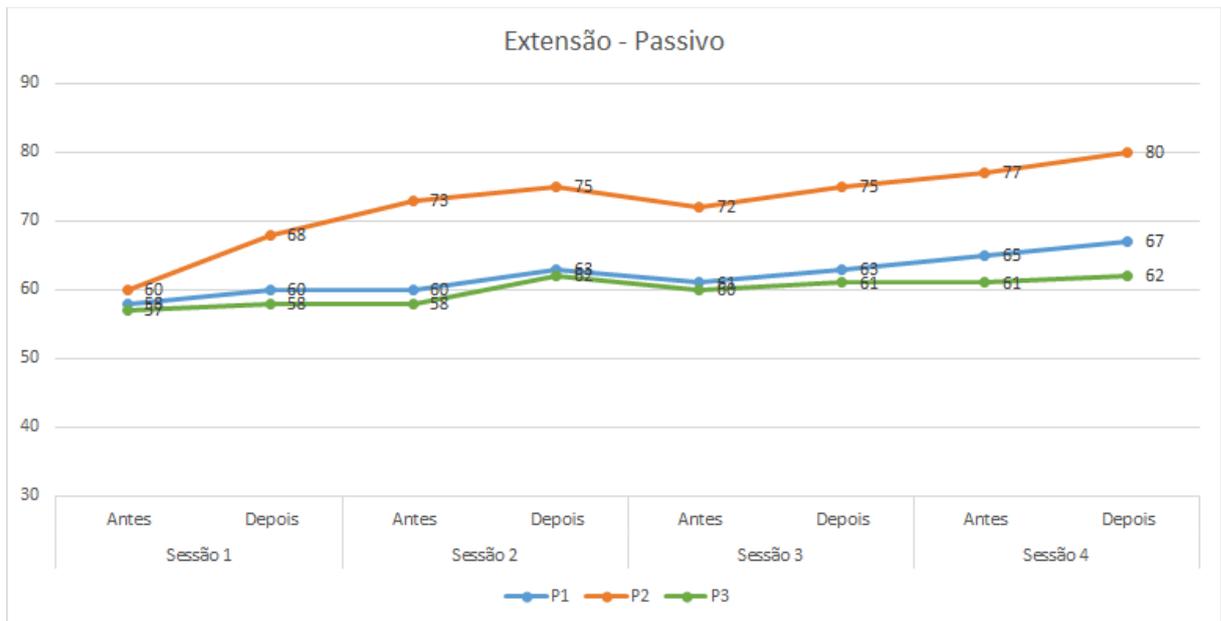


Figura 5.7 – Amplitude de extensão passiva (em graus) dos pacientes antes e depois de cada sessão.

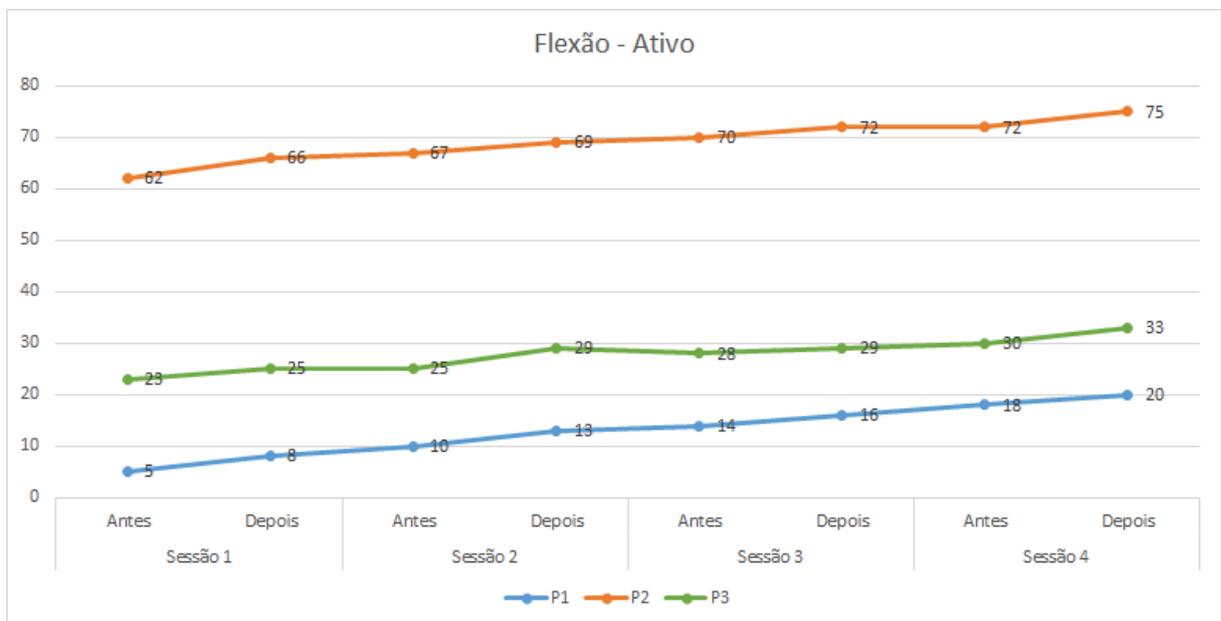


Figura 5.8 – Amplitude de flexão ativa (em graus) dos pacientes antes e depois de cada sessão.

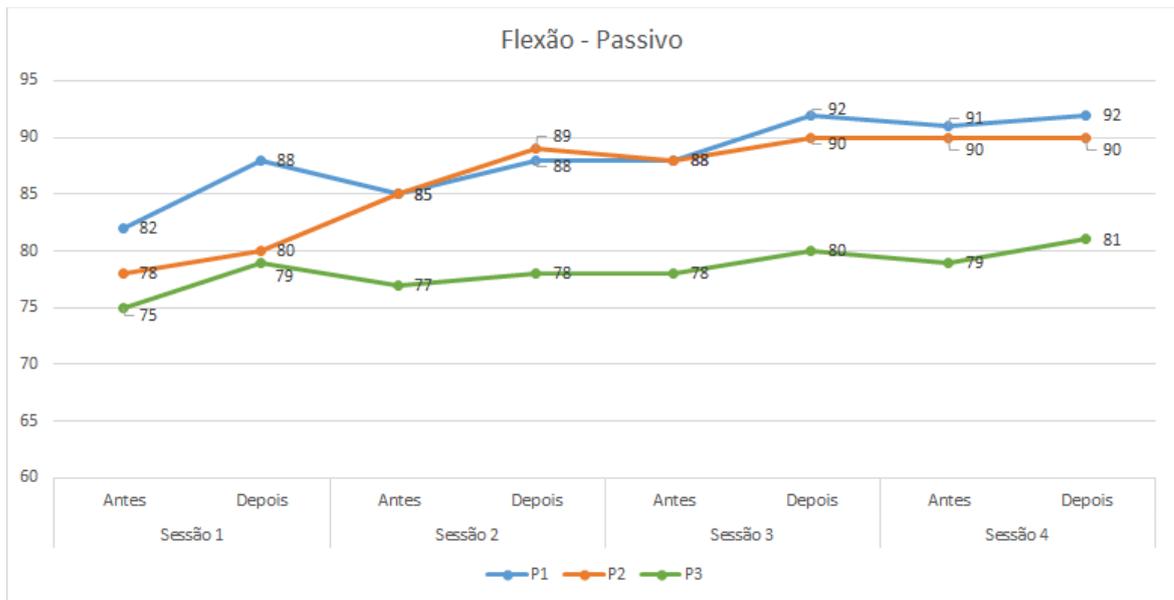


Figura 5.9 – Amplitude de flexão passiva (em graus) dos pacientes antes e depois de cada sessão.

As amplitudes máximas de movimentação que cada paciente conseguiu executar também foram coletadas pelo dispositivo robótico. Todas se assemelharam com as amplitudes obtidas manualmente com o goniômetro. Esses valores podem ser observados nas Figs. 5.10 e 5.11.

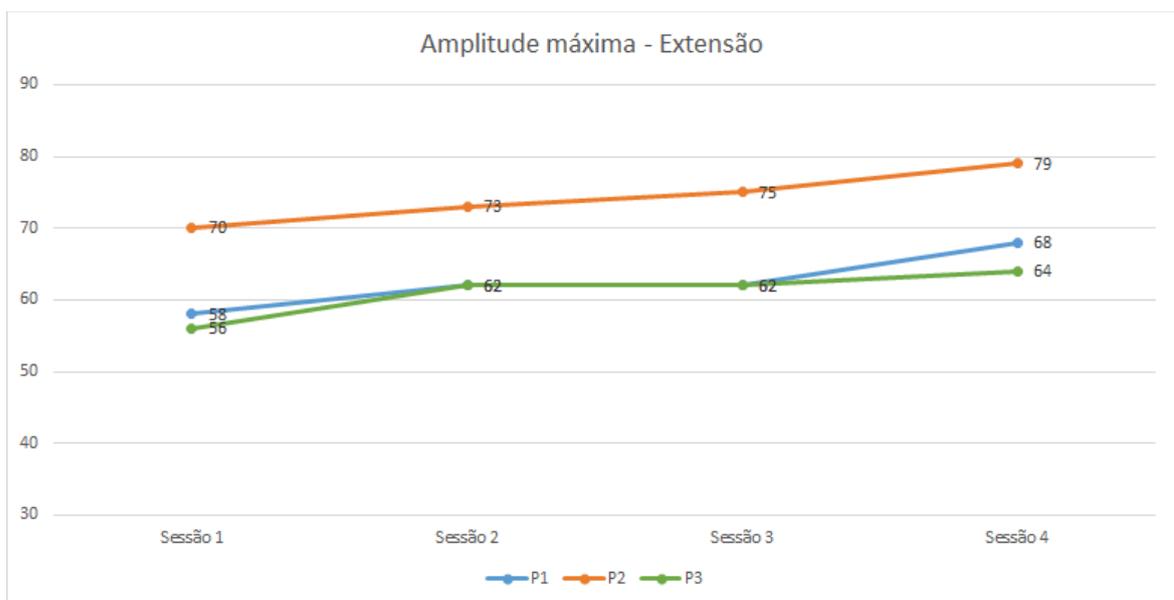


Figura 5.10 – Amplitude máxima de extensão (em graus) de cada paciente ao final de cada sessão.

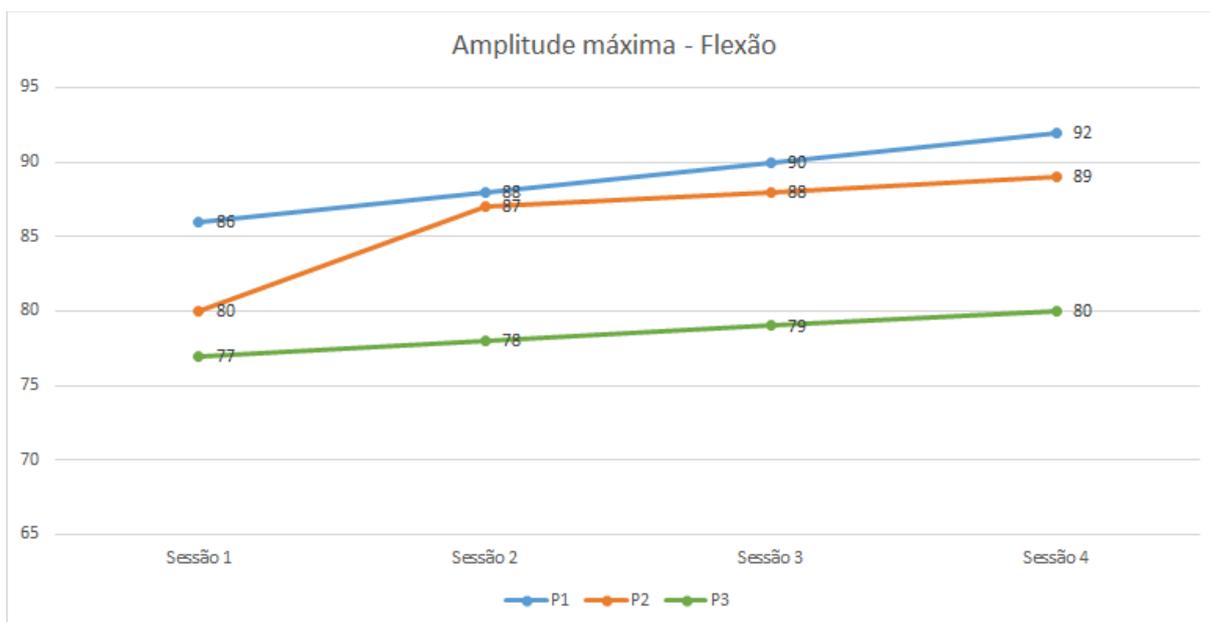


Figura 5.11 – Amplitude máxima de flexão (em graus) de cada paciente ao final de cada sessão.

Pode-se observar que ao final dos testes realizados, todos os pacientes tiveram um aparente ganho de amplitude de movimentação tanto para os movimentos de extensão como para os movimentos de flexão, o que demonstra um resultado positivo em relação a aplicabilidade do dispositivo e jogo desenvolvido.

Houve também uma evolução na pontuação de cada participante no jogo em cada sessão, o que mostra que à medida que foram exercitando e utilizando o conjunto do dispositivo com o jogo, os pacientes se sentiram mais confortáveis e adaptados com o funcionamento da estrutura. Esses resultados são apresentados na Fig. 5.12.

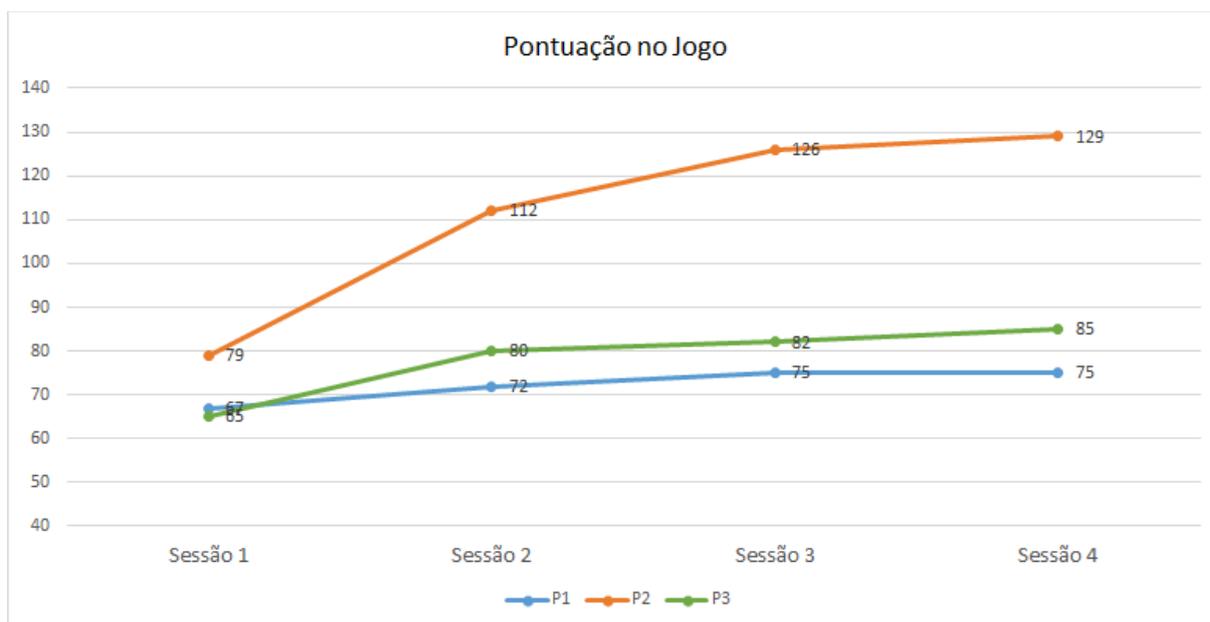


Figura 5.12 – Pontuação obtida por cada paciente durante as sessões.

Ao final dos testes, um IMI adaptado, Apêndice A3, foi aplicado com os participantes para a verificação da experiência que tiveram ao utilizarem o jogo.

Os índices médios obtidos em cada categoria do IMI realizado com os pacientes são mostrados na Tab. 5.2.

Tabela 5.2 – Índices médios em cada categoria no IMI adaptado realizado com os pacientes.

Categoria	Pacientes			Média ± DP
	P1	P2	P3	
Interesse	7,0	6,5	7,0	6,8 ± 0,3
Competência	6,0	5,5	6,5	6,0 ± 0,5
Esforço	7,0	7,0	7,0	7,0 ± 0,0
Pressão	1,5	2,0	1,5	1,7 ± 0,3
Escolha	7,0	7,0	7,0	7,0 ± 0,0
Valor	7,0	7,0	6,7	6,7 ± 0,6
Confiança	7,0	7,0	7,0	7,0 ± 0,0

Os índices médios obtidos próximos a 7,0 nas categorias Interesse/Satisfação, Esforço/Importância, Valor/Utilidade e Confiança/Relacionamento indicam um alto grau de aprovação dos pacientes.

O valor 6,0 de Competência Percebida mostra que os participantes se sentiram competentes e/ou habilidosos ao realizar a atividade proposta.

A categoria Pressão/Tensão apresentou valor 1,7 indicando que os pacientes não se sentiram tensos, ansiosos ou nervosos ao realizarem os exercícios, e sim, relaxados.

O índice 7,0 obtido na categoria Escolha Percebida demonstra que os pacientes enxergaram o uso do dispositivo como uma escolha própria, não sendo obrigados a utilizarem o equipamento.

Os gráficos gerados a partir desses resultados são apresentados na Fig. 5.13 e Fig. 5.14.

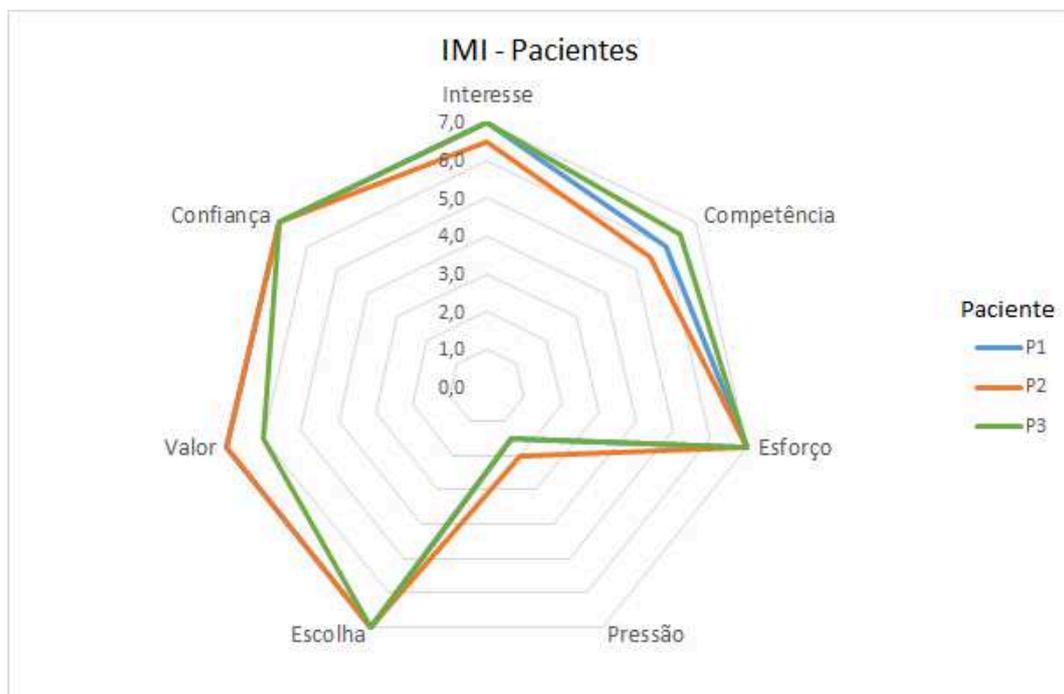


Figura 5.13 – Inventário de Motivação Intrínseca adaptado para os pacientes: índices médios individuais em cada categoria.

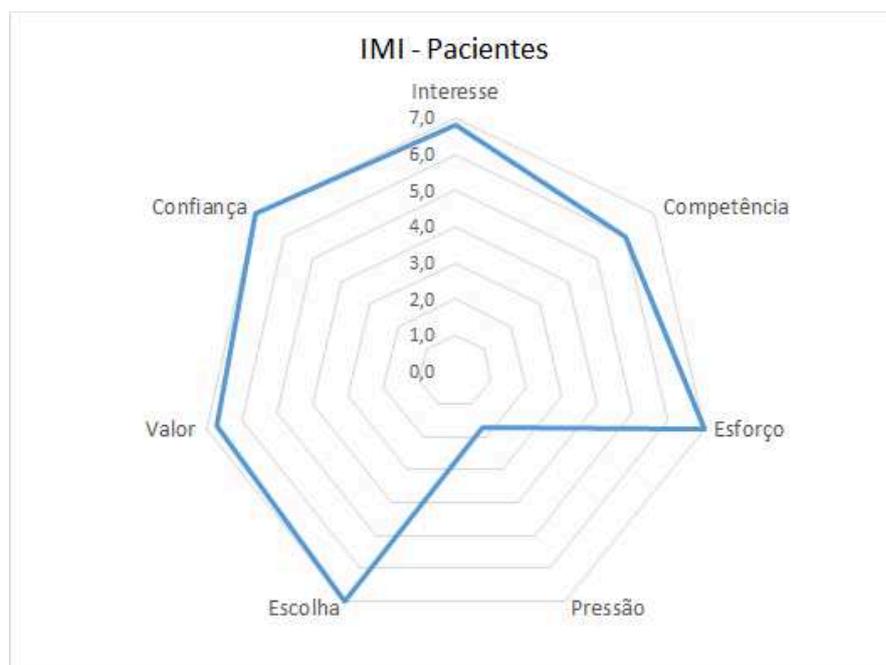


Figura 5.14 – Inventário de Motivação Intrínseca adaptado para os pacientes: média em cada categoria.

A avaliação do efeito da terapia robótica foi realizada comparando os parâmetros das amplitudes de movimentação dos pacientes antes e após as sessões. Foi utilizado o Teste t de Student para essa análise.

A hipótese nula considerada foi que a utilização do dispositivo não proporcionou ganho significativo de amplitude de movimentação e a hipótese alternativa foi que houve ganho de amplitude.

Para o teste estatístico foram comparadas as máximas amplitudes de movimentação da primeira sessão em relação a última sessão de cada paciente, por isso, foi utilizado o Teste t em duas amostras em par para médias.

Para as duas situações obteve-se o *p-value* igual que 0,05, o qual também foi o nível de significância adotado. Com esse resultado pode-se considerar rejeitada a hipótese nula, aceitando-se a hipótese alternativa de que houve um ganho significativo de amplitude de movimentação.

CAPÍTULO VI

CONCLUSÕES

O dispositivo desenvolvido neste trabalho permitiu verificar a aplicabilidade de estruturas robóticas para auxiliar os profissionais da saúde nas terapias de reabilitação. Pode-se observar que esse tipo de dispositivo pode proporcionar, aliado à terapia convencional, uma maior intensidade no processo de reabilitação, possibilitando melhorias no desenvolvimento motor e funcional de pacientes que possam ter sido acometidos de algum tipo de acidente vascular.

Sistemas programáveis permitem criação de ambientes virtuais interessantes, fornecem treinamento seguro e personalizado. O desempenho pode ser monitorado e analisado ao longo do tempo gerando histórico clínico.

Os resultados obtidos em relação à utilização do equipamento mostraram que o modelo e aparência em que foram desenvolvidos não causaram estranheza nem intimidaram o paciente. A forma simples do dispositivo e a baixa complexidade também foram avaliados positivamente por pacientes e terapeutas.

O desenvolvimento de um jogo sério para ser utilizado como interface gráfica acoplado ao dispositivo mostrou que os pacientes se sentiram mais motivados e estimulados ao realizar os exercícios propostos de flexão e extensão do punho.

Apesar da estrutura poder ser utilizada em outras configurações, apenas os movimentos de flexão e extensão foram avaliados nesta dissertação.

O primeiro protótipo desenvolvido foi aprovado e testado com participantes saudáveis e pacientes acometidos de AVE. Ambos os grupos puderam avaliar a aplicabilidade do dispositivo em conjunto com o jogo e interface gráfica propostos.

Para a realização desses testes com os participantes voluntários, este projeto foi submetido e aprovado no Comitê de Ética em Pesquisas. Quatorze participantes saudáveis e três pacientes pós AVE realizaram exercícios de movimentação de flexão e extensão do punho.

Um Inventário de Motivação Intrínseca foi aplicado e respondido por todos os participantes. Os resultados obtidos mostraram um alto grau de aprovação, competência e relaxamento durante a realização das atividades. A experiência do jogo também foi avaliada positivamente em um Questionário de Experiência no Jogo.

Os impactos que a terapia robótica trouxeram aos pacientes puderam ser observados a partir dos resultados obtidos em relação às amplitudes de movimentação do punho. Em todos os pacientes participantes do estudo de caso houve um ganho de amplitude, comprovando que a estrutura pode proporcionar melhora motora e funcional. Deve-se destacar que um estudo em grande escala deve ser realizado para validação do ganho de amplitude.

Robótica e medicina podem caminhar juntamente auxiliando nos processos de terapias e reabilitação. Estes dispositivos não devem substituir os profissionais da saúde, mas complementarem os exercícios que são mais exaustivos de serem realizados.

Trabalhos Futuros

Como trabalhos futuros sugerem-se a melhoria na interface gráfica do jogo desenvolvido e implementar níveis de dificuldade à medida que o paciente for

conseguindo executar os movimentos, para assim tornar o jogo mais divertido, proporcionando mais iteração e envolvimento do paciente com o mesmo.

O protótipo desenvolvido ainda necessita de ajustes em sua aparência para uma versão mais comercial.

Observou-se nos testes realizados que os pacientes utilizaram ajustes posturais involuntários do ombro e cotovelo, os quais podem ser evitados com uma melhor fixação e posicionamento do membro superior.

Para melhorar a avaliação do efeito da terapia robótica, recomenda-se realizar os testes com um grupo com um número maior de participantes, com características homogêneas, durante mais sessões, para se ter uma melhor comparação e comprovação da viabilidade do dispositivo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABDULLAH, H. A.; TARRY, C.; LAMBERT, C.; BARRECA, S.; ALLEN, B. O. Results of clinicians using a therapeutic robotic system in an inpatient stroke rehabilitation unit. *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*, 2011. Disponível em: <<https://doi.org/10.1186/1743-0003-8-50>>.
- ADIB, M. A. H. M.; SAHAT, I. M.; MANAP, Z. A.; GHANI, S. A. C.; HASNI, N. H. M.; DAUD, N. Development of the Wrist Rehabilitation Therapy (WRist-T) Device based on Automatic Control for Traumatic Brain Injury Patient. *International Medical Device and Technology Conference*, 2017.
- ALMEIDA, F.; LOPES, A.; ABREU, P. Force-Impedance Control: a new control strategy of robotic manipulators. Pólo FEUP, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 1999.
- ARAÚJO, R. C. Desenvolvimento e avaliação de sistema de auxílio à reabilitação motora do membro superior após acidente vascular encefálico. Tese de Doutorado – Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2011.
- ASSH – American Society for Surgery of the Hand. Disponível em: <<https://www.assh.org/handcareprod/safety/tendons>>. Acesso em 5 de julho de 2019.
- BALL, S. J.; BROWN, I. E.; SCOTT, S. H. A planar 3DOF robotic exoskeleton for rehabilitation and assessment. 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Lyon, França, 2007. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/IEMBS.2007.4353216>>.
- BIAA – Brain Injury Association of America. Brain Injury Rehabilitation. Disponível em: <<https://www.biausa.org/brain-injury/about-brain-injury/treatment/brain-injury-rehabilitation>>. Acesso em 3 de novembro de 2018.

- BISSELL, D. M. WRIST (Wrist Resonator for Independent Stroke Training). Master of Science in Mechanical and Aerospace Engineering Thesis – University of California, Irvine, 2014.
- BRACKENRIDGE, J.; BRADNAM, L. V.; LENNON, S.; COSTI, J. J.; HOBBS, D. A. A Review of Rehabilitation Devices to Promote Upper Limb Function Following Stroke. *Neuroscience and Biomedical Engineering*, Vol. 4, No. 1, 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.2174/2213385204666160303220102>>.
- BURTON, G.; LAZARO, R.; ROLLER, M. *Neurological Rehabilitation*. 6.ed. St. Louis: Mosby, 2012. 1280p.
- CAHAI – The Chedoke Arm and Hand Activity Inventory. Disponível em: <<http://www.cahai.ca>>. Acesso em 28 de setembro de 2015.
- CATALDI, P. C. P. *Game Design e Reabilitação: Investigação de parâmetros para a concepção e avaliação de jogos para a reabilitação de pacientes vítimas de AVE*. Dissertação de Mestrado – Universidade de Brasília, 2017. Disponível em: <<https://doi.org/10.23972/det2017iss14pp69-90>>.
- CHARLES, S. K.; KREBS, H. I.; VOLPE, B. T.; LYNCH, D.; HOGAN, N. Wrist Rehabilitation Following Stroke: Initial Clinical Results. *IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2005.
- COSTA, A. C. Fraturas da extremidade distal do radio (fratura do punho). *Minha Saúde Online, Artigos – Cuidados do Atleta*, 2013.
- FELICE, T. D.; SANTANA, L. R. Recursos Fisioterapêuticos (Crioterapia e Termoterapia) na espasticidade: Revisão de literatura. *Revista Neurociências*, 2009; 17(1):57-62. Disponível em: <<https://doi.org/10.34024/rnc.2009.v17.8605>>.

FEYS, H.; WEERDT, W. D.; VERBEKE, G.; STECK, G.C.; CAPIAU, C.; KIEKENS, C.; DEJAEGER, E.; HOYDONCK, G.V.; VERMEERSCH, G.; CRAS, P. Early and repetitive stimulation of the arm can substantially improve the long-term outcome after stroke: a 5-year follow-up study of a randomized trial. *Stroke*, 2004, 35(4):924–929. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1161/01.STR.0000121645.44752.f7>>.

FINCO, M. D. Wii fit: um videogame do estilo de vida saudável. Dissertação de Mestrado – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brasil, 2010.

GONÇALVES, A. C. B. F.; SIQUEIRA, A. A. G. Estado da arte em reabilitação robótica de membros inferiores de pessoas com AVE. *Ensaio e Ciências: Ciências Biológicas, Agrárias e da Saúde*. Anhanguera Educacional Ltda, v.17, n.5, p. 109-129, 2014.

GREENE, W. B.; HECKMAN, J. D. The clinical measurement of joint motion. AAOS, 1994.

HESSE, S.; SCHMIDT, H.; WERNER, C.; BARDELEBEN, A. Upper and lower extremity robotic devices for rehabilitation and for studying motor control. *Current Opinion in Neurology*, vol. 16, no. 6, pp. 705–710, 2003. Disponível em: <<https://doi.org/10.1097/00019052-200312000-00010>>.

HIDLER, J.; NICHOLS, D.; PELLICCIO, M.; BRADY, K. Advances in the understanding and treatment of stroke impairment using robotic devices. *Topics in Stroke Rehabilitation*, vol. 12, pp. 22-35, 2005. Disponível em: <<https://doi.org/10.1310/RYT5-62N4-CTVX-8JTE>>.

IBARRA, J. C. P. Controle de Impedância Adaptativo aplicado à Reabilitação Robótica do Tornozelo. Dissertação de Mestrado – Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos, 2014.

IJSSELSTEIJN, W. A.; DE KORT, Y. A. W.; POELS, K. The Game Experience Questionnaire. Eindhoven: Technische Universiteit Eindhoven. 2013.

IMI, Site sdt. Intrinsic Motivation Inventory (IMI). Disponível em: <<http://selfdeterminationtheory.org/intrinsic-motivation-inventory>>. Acesso em 13 nov. 2018.

KAPANDJI, A. I. Fisiologia Articular, 5 ed., vol. 1., Pinheiros, SP: Panamericana, 2000.

KENDALL, F. P.; MCCREARY, E. K. Princípios fundamentais. Músculos – Provas e Funções, 4ed, São Paulo: Manole, 1995. p.1-9.

KRISCHAK, G. D.; KRASTEVA, A.; SCHNEIDER, F.; GULKIN, D.; GEBHARD, F.; KRAMER, M. Physiotherapy After Volar Plating of Wrist Fractures Is Effective Using a Home Exercise Program. American Congress of Rehabilitation Medicine, 2009. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.09.575>>.

KURFESS, T. R. Robotics and Automation Handbook. 2005 ed. Taylor & Francis, 2005. 608p. Disponível em: <<https://doi.org/10.1201/9781420039733>>.

LAMBERCY, O.; DOVAT, L.; YUN, H.; WEE, S. K.; KUAH, C.; CHUA, K.; GASSERT, R.; MILNER, T.; LEONG, T. C.; BURDET, E., Rehabilitation of Grasping and Forearm Pronation/Supination with The Haptic Knob. IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2009. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/ICORR.2009.5209520>>.

LIANZA, S.; GOMES, C.; FONSECA, A. P. C.; GREVE, J. M. A.; PAVÃO, K.; GRANERO, L. H. M.; GAL, P. L. M. Consenso Nacional sobre Espasticidade: Diretrizes para diagnóstico e tratamento. Sociedade Brasileira de Medicina Física e Reabilitação, São Paulo, 2001.

LO, A. C.; GUARINO, P. D.; RICHARDS, L. G.; HASELKORN, J. K.; WITTENBERG, G. F.; FEDERMAN, D. G.; RINGER, R. J.; WAGNER, T. H.; KREBS, H. I.; VOLPE, B. T.; BEVER, C. T.; BRAVATA, D. M.; DUNCAN, P. W.; CORN, B. H.; MAFFUCCI, A. D.; NADEAU, S. E.; CONROY, S. S.; POWELL, J. M.; HUANG, G. D.; PEDUZZI, P., Robot-Assisted Therapy for Long-Term Upper-Limb Impairment after Stroke. *The New England Journal of Medicine*, 2011.

LOPES, A. M. F. M. Um dispositivo robótico para controle de força-impedância de manipuladores industriais. Tese de Doutorado – Universidade do Porto, Porto, 1999.

LOREN, G. J.; SHOEMAKER, S. D.; BURKHOLDER, T. J.; JACOBSON, M. D.; FRIDÉN, J.; LIEBER, R. L. Human Wrist Motors: Biomechanical Design and Application to Tendon Transfers. Elsevier Science Ltda, 1996. Disponível em: <[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00055-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00055-0)>.

LOUREIRO, R. C.; HARWIN, W. S.; NAGAI, K.; JOHNSON, M. Advances in upper limb stroke rehabilitation: A technology push. *Medical & Biological Engineering & Computing*; 49(10): 1103-18, 2011. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s11517-011-0797-0>>.

MACIEJASZ, P.; ESCHWEILER, J.; HAHN, K. G.; TROY, A. J.; LEONHARDT, S. A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2014. Disponível em: <<https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-3>>.

MAKIYAMA, A. M. Robô para reabilitação de vítimas de AVC associa fisioterapia e games. FAPESP – Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, Pesquisa para Inovação, 2017.

MARQUES, A. P. Manual de Goniometria. 2 ed. São Paulo: Manole, 81p, 2008.

MATSUOKA, J.; BERGER, R. A. An Analysis of Symmetry of Torque Strength of the Forearm Under Resisted Forearm Rotation in Normal Subjects. Mayo Clinic College of Medicine, Rochester, 2006. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2006.02.019>>.

MICHAELSEN, S. M.; NATALIO, M.A.; SILVA, A. G.; PAGNUSSAT, A. S. Confiabilidade da tradução e adaptação do Test d'Évaluation des Membres Supérieurs de Personnes Âgées (TEMPA) para o português e validação para adultos com hemiparesia. Revista Brasileira de Fisioterapia, vol. 12 nº 6, 2008. Disponível em: <<https://doi.org/10.1590/S1413-35552008005000012>>.

Minha Vida. Espasticidade: tratamentos e causas. Disponível em <<https://www.minhavidade.com.br/saude/temas/espasticidade>>. Acesso em 3 de novembro de 2018.

PADOVANI, C.; PIRES, C. V. G.; FERREIRA, F. P. C.; BORIN, G.; FILIPPO, T. R. M.; IMAMURA, M.; ROSA, C. D. P.; BATTISTELLA, L. R. Aplicação das escalas Fugl-Meyer Assessment (FMA) e Wolf Motor Function Test (WMFT) na recuperação funcional do membro superior em pacientes pós-acidente vascular encefálico crônico: revisão de literatura. Revista Acta Fisiátrica, Instituto de Medicina Física e Reabilitação HC FMUSP/ Rede Lucy Montoro, 2013.

PATTON, J.; SMALL, S. L.; RYMER, W. Z. Functional restoration for the stroke survivor: informing the efforts of engineers. Topics in Stroke Rehabilitation, 2008, 15(6):521–541. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1310/tsr1506-521>>.

PÉREZ IBARRA, J. C. Controle de Impedância Adaptativo Aplicado à Reabilitação Robótica do Tornozelo. 2014. 110 p. Dissertação de Mestrado – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos.

PEZENT, E.; ROSE, C. G.; DESHPANDE, A. D.; O'MALLEY, M. K. Design and Characterization of the OpenWrist: A Robotic Wrist Exoskeleton for Coordinated Hand-Wrist Rehabilitation. IEEE International Conference on Rehabilitation

Robotics, London, UK, 2017. Disponível em:
<<https://doi.org/10.1109/ICORR.2017.8009333>>.

ROBERTS, M. H. A Robot for Gait Rehabilitation. 2002. 221p. Master of Science in Mechanical Engineering Thesis – Massachusetts Institute of Technology, Cambridge.

ROSATI, G.; GALLINA, P.; MASIERO, S. Design, Implementation and Clinical Tests of a Wire-Based Robot for Neurorehabilitation. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, VOL. 15, NO. 4, 2007. Disponível em:
<<https://doi.org/10.1109/TNSRE.2007.908560>>.

SALE, P.; LOMBARDI, V.; FRANCESCHINI, M. Clinical Study - Hand robotics rehabilitation: feasibility and preliminary results of a robotic treatment in patients with hemiparesis. Hindawi Publishing Corporation, Stroke Research and Treatment, Volume 2012, Article ID 820931, 5 pages, 2012. Disponível em:
<<https://doi.org/10.1155/2012/820931>>.

SILVA, A. L. Desenvolvimento de um Sistema para Reabilitação de Dedos. Dissertação de Mestrado – Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2011.

SU, Y. Y.; YU, Y. L.; LIN, C. H.; LAN, C. C. A compact wrist rehabilitation robot with accurate force/stiffness control and misalignment adaptation. International Journal of Intelligent Robotics and Applications, Springer Nature Singapore, 2019. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s41315-019-00083-6>>.

TAKAHASHI, C. D.; YEGHIAIAN, L.; REHAN, V.; MOTIWALA, R. Robot-Based Hand Motor Therapy after Stroke. Brain Advance Access, 2007.

TAKAIWA, M.; NORITSUGU, T. Development of Wrist Rehabilitation Equipment Using Pneumatic Parallel Manipulator. IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2005.

THOMAZONI, L. Análise e implementação de protótipo de mão robótica. Universidade de Caxias do Sul, 2015.

YAMAMOTO, B. A.; GONÇALVES, R. S. Controle de impedância e admitância unidimensional voltado à reabilitação. 6º Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica, 2017. Disponível em: <<https://doi.org/10.26678/ABCM.ENEBI2018.EEB18-0003>>.

APÊNDICE A.1

Adaptação do Inventário de Motivação Intrínseca (IMI) aplicado nos participantes saudáveis utilizando como base o modelo fornecido em IMI (2018)

O IMI é um questionário que fornece informações qualitativas sobre o conteúdo e o nível de motivação que um participante experimenta. As respostas seguem o grau de concordância da escala Likert. Para cada uma das seguintes declarações, indique o quanto você concorda em uma escala de 1 a 7. Considere 1 como “discordo totalmente” e 7 como “concordo totalmente” (4 é uma pontuação neutra).

1	2	3	4	5	6	7
discordo totalmente	discordo muito	discordo em partes	nem concordo, nem discordo	concordo em partes	concordo muito	concordo totalmente

Interesse/Satisfação

- Gostei muito de fazer os exercícios com este sistema
- Foi divertido fazer estes exercícios.
- Foi chato fazer estes exercícios. (R)
- Esta atividade não prendeu a minha atenção. (R)
- Eu descreveria essa atividade como muito interessante.
- Eu achei essa atividade bastante agradável.
- Enquanto eu realizava estes exercícios, eu estava pensando quanto eu gostava disso.

Competência Percebida

- Eu acho que sou muito bom nestes exercícios.
- Eu acho que fui muito bem nestes exercícios em comparação com outros participantes.

- Depois de realizar os exercícios por algum tempo, me senti bastante competente.
- Estou satisfeito com o meu desempenho nesta tarefa.
- Eu fui bastante habilidoso nessa atividade.
- Esta era uma atividade que eu poderia não fazer muito bem. (R)

Esforço/Importância

- Eu me esforcei muito para realizar esta atividade.
- Eu não tentei muito fazer esta atividade de maneira correta. (R)
- Eu tentei muito realizar esta atividade.
- Era importante para mim fazer esta tarefa de maneira correta.
- Não gastei muita energia tentando realizar esta atividade. (R)

Pressão/Tensão

- Eu não me senti nervoso ao realizar esta atividade. (R)
- Eu me senti muito tenso enquanto fazia essa atividade.
- Fiquei muito relaxado ao fazer esta atividade. (R)
- Estava ansioso ao realizar esta atividade.
- Eu me senti pressionado enquanto fazia esta atividade.

Valor/Utilidade

- Eu acredito que esta atividade pode ser de algum valor para mim.
- Eu acho que fazer esta atividade é útil para ajudar na reabilitação de outras pessoas
- Eu acho que fazer esta atividade é importante porque pode ajudar os terapeutas
- Eu estaria disposto a fazer isso novamente porque tem algum valor para mim.
- Eu acho que fazer essa atividade poderia me ajudar a melhorar meus movimentos
- Eu acredito que fazer essa atividade pode ser benéfica para mim.
- Acho que esta é uma atividade importante.

Relacionamento/Confiança

- Senti como se eu realmente pudesse confiar neste dispositivo.
- Gostaria de interagir com este dispositivo com mais frequência.
- Eu realmente preferiria não interagir com este dispositivo no futuro. (R)
- Eu não sinto que eu poderia realmente confiar neste dispositivo. (R)
- É provável que esse dispositivo e eu iremos interagir muito no futuro.

Observações.:

(1) As categorias e a marcação (R) não são reveladas ao avaliado.

(2) Os campos marcados com (R) são invertidos. Considerar como: 8 – nota

Relacionamento/Confiança

13. Senti como se eu realmente pudesse confiar neste dispositivo.								
	1	2	3	4	5	6	7	
discordo totalmente	<input type="radio"/>	concordo totalmente						

14. Gostaria de interagir com este dispositivo com mais frequência.								
	1	2	3	4	5	6	7	
discordo totalmente	<input type="radio"/>	concordo totalmente						

Observações.:

- (1) As categorias não são reveladas ao avaliado.
- (2) Os campos 8 e 10 são do tipo (R) – Informação não revelada ao avaliado
- (3) Os campos (R) são invertidos. Considerar como: 8 – nota

APÊNDICE A.4

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

Você está sendo convidado(a) a participar da pesquisa intitulada “**Desenvolvimento de um dispositivo para reabilitação do punho humano**”, sob a responsabilidade dos pesquisadores Prof. Dr. Rogério Sales Gonçalves, UFU, Prof^a. Dr^a. Camilla Zamfolini Hallal, Lorena Souza Furtado Brito, UFU, Lucas Pinheiros Moraes, UFU. Nesta pesquisa nós estamos buscando desenvolver um sistema de controle de impedância que será utilizado em uma estrutura robótica para reabilitação do punho. O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido será obtido pela pesquisadora Lorena antes da coleta dos dados na Clínica do Curso de Fisioterapia da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), situada na Av. Duque de Caxias, 285, Centro, Uberlândia – MG. Na sua participação, você será submetido a alguns exercícios simples nos quais há movimentação do punho. Os dados relativos ao desempenho em cada sessão serão armazenados e utilizados no desenvolvimento da pesquisa. Ressalta-se que após a utilização no trabalho, os mesmos serão excluídos. Em nenhum momento você será identificado. Os resultados da pesquisa serão publicados e ainda assim a sua identidade será preservada. Você não terá nenhum gasto nem ganho financeiro por participar na pesquisa. Não haverá a necessidade de deslocamento em decorrência unicamente da coleta de dados. As coletas de dados terão duração de 20 minutos. Os movimentos a serem executados não oferecem riscos à saúde, podendo apenas causar leve desconforto e possíveis dores musculares durante a execução de muitas repetições, porém estas deverão desaparecer em um curto período de tempo e, caso necessário, pode-se diminuir o número de repetições ou a amplitude do movimento e até mesmo suspender a pesquisa. Há risco de identificação do participante, sendo que todos serão tratados de modo aleatório e padronizados no corpo da pesquisa. Os benefícios serão a melhoria na qualidade de vida para pacientes nas atividades de reabilitação, bem como contribuições científicas relacionadas à modelagem de estruturas robóticas e

fisioterapêuticas. Você é livre para deixar de participar da pesquisa a qualquer momento sem qualquer prejuízo ou coação. Até o momento da divulgação dos resultados, você também é livre para solicitar a retirada dos seus dados, devendo o pesquisador responsável devolver-lhe o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido assinado por você. Uma via original deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido ficará com você. Em caso de qualquer dúvida ou reclamação a respeito da pesquisa, você poderá entrar em contato com: Prof. Dr. Rogério Sales Gonçalves, contato via (34) 3239-4003, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Av. João Naves de Ávila, 2121, Campus Santa Mônica, Uberlândia, MG. Você poderá também entrar em contato com o CEP - Comitê de Ética na Pesquisa com Seres Humanos na Universidade Federal de Uberlândia, localizado na Av. João Naves de Ávila, nº 2121, bloco A, sala 224, *campus* Santa Mônica – Uberlândia/MG, 38408-100; telefone: 34-3239-4131. O CEP é um colegiado independente criado para defender os interesses dos participantes das pesquisas em sua integridade e dignidade e para contribuir para o desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos conforme resoluções do Conselho Nacional de Saúde.

Uberlândia, _____ de _____ de 2019.

Assinatura do(s) pesquisador(es)

Eu aceito participar do projeto citado acima, voluntariamente, após ter sido devidamente esclarecido.

Assinatura do Participante da pesquisa