

**PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
MECÂNICA**

**DESENVOLVIMENTO DA ESTRUTURA ROBÓTICA
ATUADA POR CABOS PARA REABILITAÇÃO
BIMANUAL DO CORPO HUMANO**



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

2019

THIAGO ALVES

**DESENVOLVIMENTO DA ESTRUTURA ROBÓTICA ATUADA POR
CABOS PARA REABILITAÇÃO BIMANUAL DO CORPO 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.

A474
2019 Alves, Thiago, 1990-
Desenvolvimento da estrutura robótica atuada por cabos para
reabilitação bimanual do corpo humano [recurso eletrônico] / Thiago
Alves. - 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://dx.doi.org/10.14393/ufu.di.2019.7>

Inclui bibliografia.

Inclui ilustrações.

1. Engenharia mecânica. 2. Robótica na medicina 3. Acidentes
vasculares cerebrais - Reabilitação. I. Gonçalves, Rogério Sales, 1981-,
(Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-
Graduação em Engenharia Mecânica. III. Título.

CDU: 621

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA**

Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica
Av. João Naves de Ávila, nº 2121, Bloco 1M, Sala 212 - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG, CEP 38400-902
Telefone: (34) 3239-4282 - www.posgrad.mecanica.ufu.br - secposmec@mecanica.ufu.br

**ATA**

Ata da defesa de Dissertação junto ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia.

Defesa de Dissertação, nº 538, COPEM

Data: 28 de fevereiro de 2019

Hora início: **14:00** Hora encerramento: **16:30**

Discente: Thiago Alves - 11722EMC013

Título do Trabalho: **“Desenvolvimento da Estrutura Robótica atuada por Cabos para Reabilitação Bimanual do Corpo Humano”**

Área de concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações.

Linha de pesquisa: Engenharia Biomecânica

Projeto de Pesquisa de vinculação: Robótica

Reuni-se no Anfiteatro do Laboratório do MFLab do Bloco 5P 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: Antônio Marcos Gonçalves de Lima - FEMEC/UFU; Jadiane Dionisio - FAEFI/UFU e Rogério Sales Gonçalves - FEMEC/UFU orientador(a) do(a) candidato(a). Ressalta-se que o Prof. Dr. Glauco Augusto de Paula Caurin - EESC/USP participou da defesa por meio de vídeo conferência desde a cidade de São Carlos - SP e os demais membros da banca e o aluno participaram *in loco*.

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa Dr. Rogério Sales Gonçalves apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de argüição 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 argüir o(a) candidato(a). Ultimada a argüição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu os conceitos finais.

Em face do resultado obtido, a Banca Examinadora considerou o(a) candidato(a):

Aprovado(a)

Aprovado(a) com modificações a serem submetidas para a aprovação do orientador.

Aprovado(a) com modificações a serem submetidas para a aprovação da banca.

Reprovado(a)

Esta defesa de Dissertação de Mestrado é 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.

Assinaturas dos membros da banca via SEI



Documento assinado eletronicamente por **Rogério Sales Gonçalves, Professor(a) do Magistério Superior**, em 28/02/2019, às 16:30, 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 **Antonio Marcos Gonçalves de Lima, Professor(a) do Magistério Superior**, em 28/02/2019, às 16:32, 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 **Glauco Augusto de Paula Caurin, Usuário Externo**, em 28/02/2019, às 16:33, 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 **Jadiane Dionisio, Professor(a) do Magistério Superior**, em 28/02/2019, às 16:33, 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 **1043420** e o código CRC **6AE9995B**.

AGRADECIMENTOS

À minha família e amigos por estarem sempre ao meu lado, me apoiando, independente das minhas escolhas e decisões.

Ao meu orientador, prof. Rogério Sales, pela confiança depositada em mim, ensinamentos e orientação durante a minha graduação e nesta dissertação de mestrado.

Aos companheiros do Laboratório de Automação e Robótica, em especial ao Matheus Chaves, pela ajuda no desenvolvimento de todo este projeto desde a montagem mecânica e eletroeletrônica até o desenvolvimento dos jogos e softwares de controle.

À fisioterapeuta Jadiane Dionisio e secretária Fernanda da clínica de fisioterapia da UFU, por todo o auxílio fornecido durante os testes clínicos com pacientes pós-AVE.

Ao Johnson Gonçalves do Laboratório de Ensino de Mecatrônica pela ajuda na confecção das placas eletrônicas para o controle dos motores do dispositivo robótico.

Ao Jonas Profeta do Laboratório de Projetos Mecânicos pela ajuda na confecção de alguns componentes mecânicos para o dispositivo robótico.

Ao CNPq pelo apoio financeiro para desenvolvimento deste projeto.

ALVES, T., **Desenvolvimento da Estrutura Robótica Atuada por Cabos para Reabilitação Bimanual do Corpo Humano**, 2019. 174 f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

RESUMO

O Acidente Vascular Encefálico (AVE) é a principal causa de incapacidade entre adultos em todo o mundo. A utilização de dispositivos robóticos na reabilitação do AVE permite uma maior intensidade das terapias, podendo gerar melhorias no desempenho motor e funcional. Nesta dissertação foi desenvolvida uma estrutura robótica atuada por cabos para ser aplicada na reabilitação do AVE. Este dispositivo pode ser utilizado nas configurações unilateral (1 ou 2 GDL), bilateral ou bimanual, atuando em uma trajetória linear ou planar que pode ser ensinada (“*teaching-by-demonstration*”). Vários jogos sérios foram desenvolvidos para este dispositivo para motivar o paciente a realizar os exercícios de reabilitação. Durante os jogos bimanuais, o movimento é dificultado se não há o uso de ambos braços e uma estratégia de controle do tipo “*assist-as-needed*” altera a quantidade de assistência conforme o desempenho e progresso do paciente. Uma validação de repetibilidade realizada mostrou uma pequena variação dos limites do movimento. Um *software* de avaliação (*BiEval*) foi desenvolvido para avaliar o desempenho/progresso do paciente com base em parâmetros mensuráveis. Quinze participantes saudáveis realizaram exercícios utilizando o dispositivo na versão bimanual. Um Inventário de Motivação Intrínseca (IMI) foi aplicado nos participantes saudáveis e pós-AVE, resultando em alto grau de aprovação, competência e relaxamento durante a realização dos exercícios. Dez pacientes, 5 com AVE crônico e 5 com AVE agudo ($6 \pm 2,1$ meses após o AVE) realizaram, durante 5 semanas, 2 a 3 sessões por semana compostas por 30 minutos de terapia robótica com o jogo *MineCart* após 50 minutos de terapia de reabilitação convencional. Dois pacientes relataram cansaço e foram excluídos da avaliação pós intervenção. Comparando-se a primeira e última sessão de reabilitação, os pacientes melhoraram ($p < 0.05$) em sete parâmetros de desempenho. Desta forma, a estrutura proposta poderá ser uma ferramenta auxiliar a ser utilizada em conjunto com os procedimentos convencionais de fisioterapia.

Palavras Chave: AVE; reabilitação; dispositivo robótico atuado por cabos; bimanual; “assist-as-needed”; jogos sérios.

ALVES, T., Development of the Bimanual Cable-Driven Robot for Rehabilitation, 2019. 174 s. Master thesis, Federal University of Uberlândia, Uberlândia, Brazil

ABSTRACT

Stroke is the leading cause of disability in adults worldwide. Robotic rehabilitation therapy enables high-dosage and high-intensity training, improving motor function and functional outcomes. This work presents a cable-driven robot for stroke rehabilitation. The possible setups for this device are unilateral (1 or 2 DOF), bilateral or bimanual, acting in a linear or planar trajectory that can be taught (teaching-by-demonstration). Several serious games were developed together with this device to motivate the patient within the rehabilitation exercises. During the bimanual game play, movement is hampered if there is no use of both arms and an assist-as-needed control changes the amount of assistance based on patient performance and progress. A device validation was performed, and the results showed high accuracy and repeatability levels. A software (BiEval) was developed to evaluate the patient's performance/progress based on quantifiable measures. Fifteen healthy volunteers received exercises using the bimanual device. The level of motivation was measured for healthy and post-stroke volunteers by the Intrinsic Motivation Inventory (IMI), and indicated positive ratings in the dimensions: high interest, high competence and low pressure. Ten stroke patients, 5 chronic stroke and 5 with acute stroke (6 ± 2.1 months after stroke) received 2-3 training sessions each week, during a period of 5 weeks. The training session was composed of bimanual robotic therapy with the MineCart game (30 minutes) in addition to traditional therapy (50 minutes). Two patients reported fatigue and dropped out of the intervention; they were excluded from pos-intervention evaluation. Comparing the first vs. last rehabilitation training session, seven patient's performance parameters were significant improved. In this way, the proposed structure can be a tool to be used together the conventional physiotherapy.

Keywords: stroke; rehabilitation; cable-driven robot; bimanual; assist-as-needed; serious games.

Lista de Figuras

Figura 2.1 - Dispositivo de Compensação de Gravidade <i>Freebal</i> (STIENEN et al., 2007): (a) Modelo Computacional e (b) Dispositivo sendo utilizado por paciente.....	9
Figura 2.2 - Treinamento utilizando o compensador de gravidade <i>Freeball</i> e o jogo <i>FurballHunt</i> (KRABBEN et al., 2012).	10
Figura 2.3 – Exemplo de círculos desenhados antes (Pré) e após (Pós) treinamento. A circularidade (R_{circ}) é calculada como a razão entre o comprimento do eixo menor (R_{menor}) e o eixo maior (R_{maior}) da elipse ajustada (vermelho) (Adaptado de KRABBEN et al., 2012)...	11
Figura 2.4 - Reabilitação em pacientes com AVE sub-agudo. (a) treinamento com dispositivo <i>ArmeoBoom</i> (ELSA, 2019); (b) treinamento convencional de alcance (PRANGE et al., 2013).	12
Figura 2.5 - Pontuação média da avaliação de experiência do usuário dos terapeutas (20) que utilizaram o dispositivo <i>ArmeoBoom</i> para tratar pacientes (Adaptado PRANGE et al., 2013).	13
Figura 2.6 - Avaliação da experiência do usuário pelos participantes. Vermelho: treinamento com suporte de braço <i>ArmeoBoom</i> ; Azul: treinamento convencional (Adaptado de PRANGE et al., 2013).	14
Figura 2.7 – Dispositivo Robótico de reabilitação <i>NeReBot</i> sendo utilizado com o paciente (a) sentado em uma cadeira de rodas e (b) deitado em um leito (BOSCHETTI et al., 2017; MASIEIRO et al., 2011).	15
Figura 2.8 – Dispositivo robótico atuado por cabos <i>MariBot</i> (BOSCHETTI et al., 2017).	17
Figura 2.9 - Comparação entre: (a) terapia utilizando um jogo de reabilitação e (b) exercício de alcance convencional (KOTTINK et al., 2014).	18
Figura 2.10 - Média da pontuação por sessão para ambos grupos do teste ARA (esquerda) e FM (direita). CON: Grupo controle (cinza); RG: Grupo do jogo de reabilitação (preto) (Adaptado de KOTTINK et al., 2014).	19
Figura 2.11 – Média dos índices do IMI para o grupo CON e RG (Adaptado de KOTTINK et al., 2014).	20

Figura 2.12 - Dispositivo de treinamento: (a) utilizado na casa do participante. (b) visão geral mais detalhada dos componentes e interface de um dos jogos (NIJENHUIS et al., 2015).....	21
Figura 2.13 - Resultados individuais (linhas contínuas) com médias de grupo (linha tracejada) da: (a) duração do treinamento por semana; (b) Escala de Usabilidade do Sistema (<i>SUS</i>); (c) Inventário de Motivação Intrínseca (Traduzido de NIJENHUIS et al., 2015).....	22
Figura 2.14 - Correlação na alteração no <i>ARAT</i> em função da duração média do treinamento por semana (NIJENHUIS et al., 2015).....	23
Figura 2.15 – Dispositivo <i>MIT-MANUS</i> sendo utilizado por paciente (KREBS et al., 2003).....	25
Figura 2.16 – Braço robótico <i>InMotion ARM™</i> . (a) Visão Geral; (b) Sendo utilizado por uma pessoa (INMOTION, 2018a).....	27
Figura 2.17 – Protocolo de avaliação clínica de desenho circular. (a) Admissão do paciente; (b) Alta do paciente (INMOTION, 2018b).....	27
Figura 2.18 - Protocolo de avaliação clínica com o objetivo de alcançar um alvo. (a) Admissão do paciente; (b) Alta do paciente (INMOTION, 2018b).....	28
Figura 2.19 – Participante utilizando o LOKOMAT na esteira (JEZERNIK et al., 2004).....	29
Figura 2.20 - (a) Paciente exercitando na órtese LOKOMAT enquanto joga o “Gabarello”. (b) Foto da tela do jogo “Gabarello” desenvolvido (GÖTZ et al., 2011)	30
Figura 2.21 - Braço robótico para reabilitação do membro superior <i>Pneu-WREX</i> (REINKENSMEYER et al., 2012).....	31
Figura 2.22 – Dispositivo robótico para reabilitação do tornozelo <i>Anklebot</i> (ANKLEBOT, 2017).....	33
Figura 2.23 – <i>Tyromotion Diego</i> sendo utilizado com realidade virtual por um participante (TYROMOTION, 2017).....	35
Figura 2.24 – Dispositivo H-O-H com visão superior do transdutor de força entre as partes distais das alças (Adaptado de VAN DELDEN et al., 2012).....	36
Figura 2.25 – Reabilitador para o levantamento bimanual (LUM et al., 1995).....	37
Figura 2.26 - <i>BATRAC</i> sendo utilizado por uma pessoa (ALLIED HEALTH, 2019).....	39
Figura 2.27 – Dispositivo <i>Tailwind</i> : (a) visão geral; (b) utilização por uma pessoa mostrando os movimentos para cima (azul) e para fora (vermelho) (Adaptado de VAN DELDEN et al., 2012; ORTOMETRIX, 2019).....	40

Figura 2.28 – Dispositivos bilaterais/bimanual: (a) <i>Reha-Slide Duo</i> ; (b) <i>Reha-Slide</i> (VAN DELDEN et al., 2012; REHA-STIM, 2018b).	41
Figura 2.29 – Bi-Manu-Track sendo utilizado por uma pessoa (REHA-STIM, 2018a).	43
Figura 2.30 – Ambiente de simulação para terapia de braço <i>SEAT</i> (VAN DELDEN et al., 2012).	46
Figura 2.31 - <i>ABRT</i> : (a) utilizado por um indivíduo; (b) detalhe do guidão bimanual com os sensores de torque/força independentes (Traduzido e adaptado de TRLEP et al., 2011).	48
Figura 2.32 - Modos de simetria bimanual: Simetria Visual (movimento pelo mesmo caminho visual), Simetria Articular Espacial (ângulos articulares espelhados); e Simetria Pontualmente Espelhada (movimentos espelhados em relação a um ponto) (MCAMIS et al., 2012).	49
Figura 2.33 – “ <i>CBRD</i> ”: Dispositivo bimanual patenteado por MCAMIS et al. (2016).	50
Figura 2.34 – Esquemático do objeto instrumentado que imita um rolo de massa e o arranjo das células de carga (Traduzido de AGUIAR et al., 2017).	52
Figura 2.35 - Objeto instrumentado que imita um rolo de massa: (a) simulação do Experimento e (b) análise dos resultados (Traduzido de AGUIAR et al., 2017).	53
Figura 2.36 – Guidão de bicicleta instrumentado (unidade do guidão, pedal e feedback) (CARDOSO et al. 2017).	54
Figura 2.37 - Detalhes do primeiro protótipo apresentado (CARDOSO et al. 2017).	55
Figura 2.38 - Principais etapas do jogo que orienta o participante durante o experimento: (a) criação do ponteiro alvo; (b) alvo atingido; (c) novo alvo criado (CARDOSO et al. 2017).	55
Figura 3.1 - Configurações da estrutura robótica atuada por cabos com (a) 1 GDL (unilateral), (b) 2 GDL desacoplados (bilateral) e (c) 2 GDL acoplados (unilateral).	58
Figura 3.2 – Dispositivo <i>BCDRR</i> mostrando em (a) visão geral e (b) detalhes do módulo.	59
Figura 3.3 - Estrutura robótica atuada por um cabo mostrando exemplos de trajetórias lineares possíveis: (a) posição inicial, (b) movimento de subida e (c) movimento de descida.	60

Figura 3.4 - Estrutura robótica atuada dois cabos mostrando exemplos de trajetórias possíveis: (a) simetria visual espacial, (b) mesmo sentido defasados e (c) sentidos contrários.....	61
Figura 3.5 - Estrutura robótica atuada por dois cabos configurada para uma trajetória planar mostrando o plano de atuação (espaço de trabalho), em verde, e um exemplo de trajetória possível, em laranja.	63
Figura 3.6 – Estrutura robótica atuada por dois cabos acoplados mostrando exemplos de (a) posição inicial, (b) movimento de subida e (c) movimento de descida	64
Figura 3.7 - Estrutura robótica atuada por dois cabos acoplados mostrando exemplos de (a) posição inicial, (b) movimento de subida à direita e (c) movimento de descida à esquerda.....	65
Figura 3.8 - Estrutura robótica atuada por dois cabos acoplados mostrando exemplos de (a) posição inicial e movimentos puramente horizontal (b) à direita e (c) à esquerda	66
Figura 3.9 – Simplificação do desenho para a modelagem matemática: (a) Modelo Computacional e (b) Esquemático com as variáveis matemáticas.	67
Figura 3.10 – Exemplo de trajetórias (a) circular, (b) poligonal circunscrita com 3 pontos e (c) poligonal circunscritas com 5 pontos.	70
Figura 3.11 – Exemplo de trajetória circular centrada em $C(x_C, y_C)$ com amplitude a e discretizada com 8 pontos.	71
Figura 3.12 - Trajetórias poligonais com (a) $N=3$, (b) $N=4$ e (c) $N=5$ pontos de discretização.	72
Figura 3.13 – Trajetória poligonal com $N = 4$ e ângulo de rotação (a) $\alpha = 0$ e b $\alpha = \pi/4$	73
Figura 3.14 – Representação de parte do módulo utilizado: (a) polia e encoder; (b) polia e cabo; (c) raio de enrolamento da polia e diâmetro do cabo	74
Figura 3.15 – Manipulação Geométrica para obtenção da posição $P(x_p, y_p)$	75
Figura 4.1 – Configuração bimanual da estrutura robótica atuada por cabos: (a) Projeção Computacional no SolidWorks®; (b) GDL de rotação em torno de z e translação em y	79
Figura 4.2 - Estrutura robótica bimanual atuada por dois cabos acoplados mostrando exemplos de (a) posição inicial, (b) movimento de subida e (c) movimento de descida.	80
Figura 4.3 - Estrutura robótica bimanual atuada por dois cabos acoplados mostrando exemplos de (a) posição inicial, (b) rotação horária e (c) rotação anti-horária.....	80

Figura 4.4 - Estrutura robótica na configuração bimanual: (a) Modelo Computacional Simplificado e (b) Esquemático para a modelagem matemática.....	81
Figura 4.5 - Estrutura robótica na configuração bimanual: (a) Modelo computacional simplificado e (b) Esquemático para a modelagem matemática com orientação θ e altura h.....	82
Figura 4.6 - Esquemático da estrutura robótica na configuração bimanual extraído para a modelagem matemática com diagonais de apoio d_1 e d_2	83
Figura 4.7 – Simplificação para a modelagem inversa para cálculo da orientação θ da barra: (a) modelo completo; (b) modelo simplificado.....	86
Figura 4.8 – Comparação do ângulo obtido pelo modelo completo e pelo modelo simplificado em relação ao ângulo real.	87
Figura 5.1 – Interface Gráfica para configurações de parâmetros e gravação do movimento utilizando a metodologia “ <i>teaching-by-demonstration</i> ”.	89
Figura 5.2 - Gravação do Movimento. (a) Interface da aba de gravação e configurações. (b) e (c) Metodologia “ <i>teaching-by-demonstration</i> ” ensinando o início e o fim do movimento desejado (simulação).	90
Figura 5.3 - Interface Principal do jogo desenvolvido.	93
Figura 5.4 - Jogo <i>Rehab Basketball</i> : (a) início; (b) movimento de subida iniciado; (c) cesta/altura atingida; (d) retorno (movimento de descida); (e) finalização/reinício da etapa (a).....	94
Figura 5.5 – Jogo <i>Rehab Basketball v2</i> : (1) início; (2) movimento de subida iniciado; (3) cesta/altura atingida; (4) retorno (movimento de descida); (5) finalização/reinício da etapa (1).	95
Figura 5.6 – Tela principal do jogo <i>Square Apple</i>	96
Figura 5.7 – Aba de “ <i>Configurações</i> ” do jogo <i>Square Apple</i> mostrando em detalhe o campo para o ajuste dos “ <i>Limites de força</i> ”.	97
Figura 5.8 – Gráfico das regiões de forças individuais e os movimentos planares possíveis em função da força medida.	98
Figura 5.9 – Gráfico das regiões de forças combinadas (força direita e esquerda) e os movimentos planares possíveis em função das forças medidas.	99
Figura 5.10 – Tela da versão do jogo <i>Grabbing Apple</i> na qual aparecem maçãs simultaneamente.	100
Figura 5.11 – Tela principal da versão do jogo <i>Grabbing Apple</i> que permite o usuário focar em uma maçã por vez (aparência de maçã individual).	101

Figura 5.12 – Tela do jogo <i>Round Pizza</i> para treinamento do movimento circular.	102
Figura 5.13 – Tela do jogo <i>Paper Plane</i> na versão <i>Escape</i> .	103
Figura 5.14 – Tela do jogo <i>Paper Plane</i> na versão <i>Survival</i> .	104
Figura 5.15 – Tela do jogo <i>Motorcycle</i> .	105
Figura 5.16 – Tela do jogo <i>Motorcycle</i> mostrando as direções: (a) reto, (b) direita e (c) esquerda.	106
Figura 5.17 – Gráfico das regiões de forças combinadas (força direita e esquerda) e os movimentos bimanuais possíveis para o jogo <i>Motorcycle</i> .	107
Figura 5.18 – Representação da diferença de força para movimento: (a) parado, (b) de rotação horária e (c) rotação anti-horária para o jogo <i>Motorcycle</i> .	107
Figura 5.19 – Gráfico das regiões de forças combinadas (força direita e esquerda) e os movimentos bimanuais de rotação e subida/descida para o jogo <i>Motorcycle</i> .	109
Figura 5.20 – Representação das regiões de força para movimento: (a) parado, (b) de subida e (c) de descida para o segundo modo do jogo <i>Motorcycle</i> .	109
Figura 5.21 – Tela do Jogo <i>MineCart</i> .	111
Figura 5.22 – Tela do jogo <i>MineCart</i> mostrando as posições: (a) centro, (b) direita e (c) esquerda.	112
Figura 5.23 – Gráfico das regiões de forças combinadas (força direita e esquerda) e os movimentos bimanuais de rotação e subida/descida para o jogo <i>MineCart</i> .	113
Figura 5.24 – Representação da diferença de força para movimento de: (a) rotação horária e (b) rotação anti-horária para o jogo <i>MineCart</i> .	114
Figura 5.25 – Alteração das regiões de forças em função dos níveis de assistência: (a) Sem assistência, (b) AH* nível 1, (c) AH* nível 2, (d) AH* nível 3 e (e) AH* nível 4. * AH = Assistência no sentido Horário	115
Figura 5.26 – Alteração das regiões de forças em função dos níveis de assistência: (a) Sem assistência, (b) AAH* nível 1, (c) AAH* nível 2, (d) AAH* nível 3 e (e) AAH* nível 4. * AAH = Assistência no sentido Anti-Horário	116
Figura 5.27 – Versão do jogo <i>MineCart</i> mostrando a sequência para utilização do movimento vertical após alinhamento horizontal da vagoneta com a posição do cristal.	118
Figura 5.28 – Tela do Jogo <i>Sakura Flowers</i> .	119
Figura 6.1 – Primeiro protótipo do dispositivo atuado por cabos.	121
Figura 6.2 – Validação: (a) aparato experimental; (b) ângulo instantâneo do goniômetro durante a validação.	122

Figura 6.3 – Boxplots do ângulo mínimo e máximo ($^{\circ}$) para o teste (a) sem carga; (b) 2 kg e (c) 5 kg.....	122
Figura 6.4 – Protótipo final desenvolvido: (a) visão geral; (b) detalhe do guidão e jogo MineCart.....	123
Figura 6.5 – Conexão dos componentes do dispositivo <i>BCDRR</i>	124
Figura 6.6 – Dispositivo <i>BCDRR</i> mostrando em detalhes a U.C. – Unidade de Controle (vermelho), botão de emergência (verde), botão de ação (azul) e unidade de feedback (amarelo).	125
Figura 6.7 – Primeira guia do <i>software BiEval</i>	127
Figura 6.8 – Segunda guia do <i>software BiEval</i>	128
Figura 6.9 – Posição atual e desejada destacando os pontos considerados para cálculo dos intervalos de tempo para um movimento: (a) anti-horário e (b) horário.	130
Figura 6.10 – Esquema mostrando em detalhes a direção da força, torque produtivo/contra, velocidade angular e os intervalos considerados para cálculo do tempo...	130
Figura 6.11 – Segmentação de todos movimentos (1 ^a), movimentos horários (1b) e anti-horários (1c) e diagramas de caixa para o Tr (2 ^a) e Tm (2b).	132
Figura 6.12 – Perfil de força esquerda e direita de: (a) participante sem paresia; (b) participante com lado direito parético.	134
Figura 6.13 – Diagramas de caixa para os parâmetros de torque de um (a) participante sem paresia e (b) participante com hemiparesia direita.....	136
Figura 6.14 – Guia do <i>software BiEval</i> mostrando a evolução dos parâmetros de desempenho.	138
Figura 6.15 – Diagramas de caixa dos tempos médios: (a) Tr e (b) Tm.....	140
Figura 6.16 – Relação entre os tempos (a) de reação Tr e (b) de cada repetição movimento Tr em função do nível do jogo.	141
Figura 6.17 – Influência do nível: (a) no tempo de reação; (b) no tempo de movimento comparado com movimentos longos	142
Figura 6.18 – Inventário de Motivação Intrínseca: índices médios individuais em cada categoria.....	144
Figura 6.19 – Inventário de Motivação Intrínseca: média em cada categoria.....	144
Figura 6.20 – <i>GEQ</i> realizado com os participantes saudáveis. Dados apresentados como contagem de participantes que atribuiu cada nota possível: (1) à (5) em cada categoria.	145

Figura 6.21 – Instantes antes (I1) e após (I2) a intervenção para: (a) Tr e (b) Tm...	148
.....	
Figura 6.22 – Instantes antes (I1) e após (I2) a intervenção para: (a) ω_m e (b) ω_p	148
Figura 6.23 - Instantes antes (I1) e após (I2) a intervenção para: (a) Np e (b) Jn. ..	149
Figura 6.24 - Inventário de Motivação Intrínseca para participantes pós-AVE: (a) score em cada categoria por participante e (b) média dos participantes em cada categoria..	152
.....	

Lista de Abreviaturas e Siglas

AAH	Assistência Anti-Horária
AH	Assistência Horária
<i>ARA</i>	<i>Action Research Arm</i> (Ação da Extremidade Superior)
<i>ARAT</i>	<i>Action Research Arm Test</i> (Teste da Ação da Extremidade Superior)
AVD	Atividades da Vida Diária
AVE	Acidente Vascular Encefálico
<i>BCDRR</i>	<i>Bimanual Cable Driven Robot for Rehabilitation</i> (Dispositivo Robótico Atuado por Cabos para Reabilitação Bimanual)
<i>BiEval</i>	<i>Bimanual Evaluation</i> (Avaliação Bimanual)
CAAE	Certificado de Apresentação para Apreciação Ética
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
<i>DC</i>	<i>Direct Current</i> (Corrente Contínua)
<i>DOF</i>	<i>Degree of Freedom</i> (Graus de Liberdade)
EAM	Escala de Ashworth Modificada
ECR	Ensaio Clínico Randomizado
EMG	Eletromiografia
<i>FM</i>	<i>Fugl-Meyer</i>
<i>FMA</i>	<i>Fugl-Meyer Assessment</i> (Avaliação Fugl-Meyer)
GDL	Graus de Liberdade
<i>GEQ</i>	<i>Game Experience Questionnaire</i> (Questionário de Experiência no Jogo).
IMI	Inventário de Motivação Intrínseca

<i>IMU</i>	<i>Inertial Measurement Unit</i> (Unidade de Medida Inercial)
INPI	Instituto Nacional de Propriedade Industrial
<i>JSS</i>	<i>Joint Space Symmetry</i> (Simetria Articular Espacial)
LE	Linha de Espelhamento
MIF	Medida de Independência Funcional
<i>PMS</i>	<i>Point Mirror Symmetry</i> (Simetria Pontualmente Espelhada)
<i>PMW</i>	<i>Pulse Width Modulation</i> (Modulação de Largura de Pulso)
<i>PPR</i>	<i>Pulses per Revolution</i> (Pulsos por Revolução)
RPM	Rotações por minuto
<i>sEMG</i>	<i>Surface Electromyography</i> (Eletromiografia de Superfície)
<i>SIS</i>	<i>Stroke Impact Scale</i> (Escala de Impacto do AVE)
<i>SULCS</i>	<i>Stroke Upper Limb Capacity Scale I</i> (Escala de Capacidade do Membro Superior para AVE)
<i>SUS</i>	<i>System Usability Scale</i> (Escala de Usabilidade do Sistema)
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
UC	Unidade de Controle
UFU	Universidade Federal de Uberlândia
<i>UTAUT</i>	<i>Unified Theory of Acceptance and Use of Technology</i> (Teoria Unificada de Aceitação e Uso de Tecnologia)
<i>VS</i>	<i>Visual Symmetry</i> (Simetria Visual)

Lista de Símbolos

L_1, L_2	Comprimentos do cabo direito (L_1) e esquerdo (L_2)
L_{1_e}, L_{2_e}	Leituras de pulso do encoder direito (L_{1_e}) e esquerdo (L_{2_e})
W_b	Distância entre os locais de saída do cabo direito e do cabo esquerdo
W_g	Comprimento da plataforma móvel (barra ou guidão)
r	Raio da polia do módulo utilizado
θ	Posição angular
θ_d	Posição angular desejada
$\Delta\theta$	Amplitude angular da próxima posição
F_{dir}, F_{esq}	Forças do lado direito e do lado esquerdo
ΔF	Diferença de força pré-definida entre lado direito e esquerdo
F_{up}	Limite de força pré-definido para subida
F_{down}	Limite de força pré-definido para descida
F_{rot}	Limite de força pré-definido para rotação
$F_{m\acute{a}x}$	Limite de força máxima pré-definido
T_0	Início da contagem de tempo
T_i	Instante do início do movimento
T_r	Tempo de reação requerido para iniciar o movimento
T_d	Instante no qual a posição desejada é atingida
T_f	Instante no qual o movimento é finalizado
T_m	Tempo requerido para concluir o movimento

ω	Velocidade angular
ω_m	Velocidade angular média do movimento
ω_p	Velocidade angular de pico/máxima do movimento
ω_{limite}	Limiar de velocidade angular
ω_{T_i}	Velocidade angular no início do movimento (T_i)
ω_{T_f}	Velocidade angular no fim do movimento (T_f)
α	Aceleração angular
J	Jerk angular
J_n	Jerk normalizado
N_p	Número de picos do movimento
$\bar{\theta}_{erro}^{RMS}$	Média quadrática do erro de posição
j	Lado (direito ou esquerdo)
F_{p_j}	Força de pico do lado j
δF	Simetria de força
N_p	Número de picos do movimento
τ_{p_j}	Torque produtivo do lado j
τ_{cp_j}	Torque contra produtivo do lado j
τ_{total}	Torque médio total
$\delta\tau$	Simetria de torque
I_1	Instante 1 (primeira sessão de reabilitação)
I_2	Instante 2 (última sessão de reabilitação)
n_S	Número de sucessos
n_F	Número de falhas

SUMÁRIO

Resumo.....	v
Abstract.....	vi
Lista de Figuras.....	vii
Lista de Abreviaturas e Siglas.....	xv
Lista de Símbolos.....	xvii
Capítulo 1 INTRODUÇÃO.....	1
1.1 Objetivos Gerais.....	5
1.2 Objetivos Específicos.....	5
1.3 Estrutura do Documento	6
Capítulo 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	7
2.1 Estruturas Robóticas Atuadas por Cabos Utilizadas com Sucesso na Reabilitação ..	8
2.1.1 <i>Freebal</i>	8
2.1.2 <i>ArmeBoom</i> [®]	12
2.1.3 <i>NeReBot</i>	14
2.1.4 <i>MariBot</i>	17
2.2 Dispositivos Robóticos com Utilização de Jogos Sérios para Reabilitação	18
2.3 Dispositivos com Estratégias Adaptativas de Assistência Robótica para Reabilitação.....	24
2.3.1 <i>MIT-MANUS</i>	25
2.3.2 <i>InMotion ARM</i> [™]	26
2.3.3 <i>LOKOMAT</i>	29

2.3.4	Pneu-WREX.....	31
2.3.5	Anklebot.....	33
2.3.6	<i>Freebal</i>	33
2.4	Estruturas Robóticas para Reabilitação Bilateral e Bimanual.	34
2.4.1	TYROMOTION DIEGO®	34
2.4.2	<i>H-O-H</i>	35
2.4.3	<i>Bimanual Lifting Rehabilitator</i>	37
2.4.4	<i>BATRAC</i>	38
2.4.5	Tailwind	40
2.4.6	<i>Reha-Slide e Reha-Slide Duo</i>	40
2.4.7	Bi-Manu-Track.....	43
2.4.8	<i>SEAT</i>	45
2.4.9	<i>ABRT</i>	47
2.4.10	<i>CBRD</i>	49
2.4.11	Objetos Instrumentados para o SITAR	51
2.5	Conclusões	56

Capítulo 3 MODELAGEM MATEMÁTICA DA ESTRUTURA ROBÓTICA UNI/BILATERAL ATUADA POR CABOS.....58

3.1	Modelagem Matemática da Estrutura Robótica Atuada por Um Cabo Configurada para uma Trajetória Linear com Um Grau de Liberdade	60
3.2	Modelagem Matemática da Estrutura Robótica Atuada por Dois Cabos Configurada para Trajetórias Lineares com Dois Graus de Liberdade	61
3.3	Modelagem Matemática da Estrutura Robótica Atuada por Dois Cabos Configurada para uma Trajetória Planar com Dois Graus de Liberdade	62
3.4	Modelagem Matemática da Estrutura Robótica Atuada por Dois Cabos Configurada para uma Trajetória Planar Circular e/ou Poligonal.....	70
3.5	Modelagem Inversa da Estrutura Robótica Atuada por Dois Cabos Configurada para uma Trajetória Planar com Dois Graus de Liberdade	73

Capítulo 4	MODELAGEM MATEMÁTICA DA ESTRUTURA ROBÓTICA BIMANUAL ATUADA POR CABOS.....	78
4.1	Modelagem Geométrica Direta da Estrutura Robótica Bimanual Atuada por Cabos.....	81
4.2	Modelagem Inversa da Estrutura Robótica Bimanual Atuada por Cabos	85
4.3	Modelo Simplificado da Modelagem Inversa.....	86
Capítulo 5	JOGOS SÉRIOS PARA REABILITAÇÃO E ESTRATÉGIAS DE CONTROLE.....	88
5.1	Metodologia “Teaching-by-Demonstration”	89
5.2	Estratégia de controle “Assist-as-Needed” simplificada.....	91
5.3	Jogos sérios desenvolvidos para o dispositivo robótico <i>BCDRR</i>	92
5.3.1	<i>Rehab Basketball</i>	92
5.3.2	<i>Square Apple</i>	95
5.3.3	<i>Grabbing Apple</i>	100
5.3.4	<i>Round Pizza</i>	101
5.3.5	<i>Paper Plane</i>	102
5.3.6	<i>Motorcycle</i>	105
5.3.7	<i>MineCart</i>	111
5.3.8	<i>Sakura Flowers</i>	118
Capítulo 6	PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL E RESULTADOS: VALIDAÇÕES E TESTES CLÍNICOS.....	120
6.1	Primeiro Protótipo Desenvolvido e Validação Inicial	120
6.2	Protótipo Final Desenvolvido	123
6.3	<i>Software BiEval</i> para Análise dos Resultados e Acompanhamento	125
6.4	Parâmetros de Desempenho	129
6.5	Testes com Participantes Saudáveis.....	139
6.5.1	Avaliação do Desempenho dos Participantes Saudáveis	140

6.5.2	Inventário de Motivação Intrínseca e Avaliação de Engajamento	143
6.6	Testes com Pacientes Pós-AVE	146
6.6.1	Avaliação do Desempenho e Progresso dos Pacientes Pós-AVE	147
6.6.2	Inventário de Motivação Intrínseca.....	151
CONCLUSÕES.....		153
Referências Bibliográficas		155
APÊNDICE A.1		168
APÊNDICE A.2		170
APÊNDICE A.3		171
APÊNDICE A.4		173

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

O Acidente Vascular Encefálico (AVE) é a principal causa de incapacidade entre adultos em todo o mundo e deixa um número significativo de indivíduos com déficits motores e cognitivos. A consequência mais frequente desta lesão cerebral é a perda ou debilidade dos movimentos do corpo humano, em especial dos membros superiores. O objetivo da reabilitação do membro superior após um AVE é permitir que uma pessoa utilize ambas as mãos em atividades da vida diária (AVD), sendo que o “não-uso aprendido” do braço parético dificulta estas atividades (TAPPEINER, OTTAVIANO e HUSTY, 2018).

Os treinamentos de reabilitação com repetições de movimentos do membro debilitado é a maneira mais eficaz de reduzir as deficiências motoras em pacientes pós-AVE. Ensaios clínicos sugerem que a quantidade de treinamento é um dos fatores mais importantes para a recuperação funcional (LIEPERT et al. 2001; WITTENBERG et al. 2003; LANG et al. 2016; WINSTEIN et al. 2016).

O processo de reabilitação demanda do terapeuta ou profissional da saúde várias horas por dia de trabalho intenso e repetitivo sendo geralmente limitado a atender um paciente por vez. Assim, devido à falta de pessoal e fadiga do terapeuta, as sessões de reabilitação são mais curtas do que o necessário para obter um resultado terapêutico ótimo. Adicionalmente, o treinamento assistido manualmente carece de repetibilidade e de medições objetivas do desempenho e progresso do paciente (CECCARELLI e ROMDHANE, 2010).

Os avanços na automação e robótica têm feito com que dispositivos inteligentes estejam cada vez mais presentes no contexto médico. Uma das áreas que se beneficiam desses avanços é a reabilitação de membros humanos (TROMBLY e RADOMSKI, 2002). O uso da robótica na reabilitação vem produzido efeitos benéficos em pacientes pós-AVE e auxiliando terapeutas com a crescente demanda por este serviço. (RIENER et al., 2005; CECCARELLI e ROMDHANE, 2010; MASSIE, 2016).

Os robôs projetados para a reabilitação facilitam a prática de grandes quantidades de movimentos repetitivos, aumentando a eficácia e eficiência dos terapeutas e aliviando os aspectos intensivos em mão-de-obra da reabilitação física; além de permitir novos modos de exercício indisponíveis atualmente. Além disso, os robôs podem registrar dados cinemáticos que permitem quantificar objetivamente a recuperação motora dos pacientes durante as intervenções robóticas, se adequando aos objetivos da medicina baseada em evidências (MASIERO et al., 2006; MASSIE, 2016).

Os robôs industriais, por muitas vezes utilizados na reabilitação, têm estruturas rígidas, são rápidos e geralmente fabricados para não terem interação com seres humanos durante sua operação, adicionalmente várias questões relativas à segurança devem ser consideradas quando da aplicação destes na reabilitação (CANNELLA e OTTAVIANO, 2008; MAO et al., 2015).

Os exoesqueletos construídos para reabilitação humana possuem como desafio, além do alto custo, a grande variabilidade das formas e dimensões dos membros do corpo humano para cada paciente, gerando dificuldades em coincidir o centro de rotação das juntas humanas com as articulações do robô (BEYL et al., 2009).

Devido a estas dificuldades as estruturas atuadas por cabos podem ser uma alternativa viável para aplicações na área de reabilitação. Estas estruturas consistem em uma plataforma móvel, ligada por um ou mais cabos que possuem comprimentos variáveis em relação a uma plataforma fixa. Um manipulador com cabos pode mover a plataforma móvel alterando os comprimentos dos cabos e evitando que fiquem sem tensão (CANNELLA e OTTAVIANO, 2008).

Estas estruturas têm características que podem torná-las adequadas para fins de reabilitação como: grande espaço de trabalho, transportabilidade, flexibilidade, possibilidade de reconfiguração, baixo peso e maior conforto para o paciente, pois estes já estão acostumados com terapias que utilizam cordas (GONÇALVES et al., 2015; MAO et al., 2015).

Estes dispositivos também podem ser acoplados a jogos e/ou simuladores de realidade virtual, mostrando o movimento realizado pelo paciente, desempenho, tempo do exercício e a força aplicada pelo mesmo. Estes dados podem ser armazenados e comparados posteriormente, permitindo facilitar o diagnóstico, personalizar a terapia e verificar a evolução do paciente (KREBS et al., 2003; CECCARELLI e ROMDHANE, 2010).

No entanto, o uso de estruturas robóticas atuadas por cabos introduz dificuldades adicionais. Primeiramente, os cabos transmitem apenas esforços de tração, e não de compressão, utilizando o peso da carga ou de atuadores adicionais para aplicação de força no sentido oposto. Outro problema associado à estas estruturas atuadas por cabos é a elasticidade dos mesmos, podendo ocorrer deformações, geralmente elástica para baixas cargas. Ainda podem-se considerar os efeitos não lineares decorrentes do enrolamento imperfeito do cabo, atrito e o efeito de *backlash* (YANAI et al. 2002; ZAREBIDOKI et al., 2011).

Vários métodos de reabilitação robótica concentram-se na reabilitação do membro comprometido. Os exercícios realizados nestes métodos podem ser divididos em dois modos básicos: passivo e ativo. Os exercícios passivos, quando o movimento é imposto externamente ao paciente, são usados para aumentar a amplitude de movimento das articulações e a flexibilidade muscular, e para restabelecer os circuitos proprioceptivos perdidos pela deficiência (CAREL et al., 2000).

Estudos sugerem que o exercício ativo, quando o movimento é realizado voluntariamente pelo paciente, poderia ter maiores benefícios relacionados com a recuperação funcional. LOTZE et al. (2003), conclui que uma curta sessão de movimentos ativos com objetivo de melhorar a coordenação e habilidades motoras em atividades funcionais é mais efetiva que uma sessão de movimentos passivos em termos de melhoria do desempenho motor.

A terapia com exercícios ativos pode ser classificada em ativa-assistiva ou ativa-resistiva. As terapias com forças assistivas guiam o indivíduo em direção a um objetivo, como um alvo ou um caminho, ou inferem sua intenção e o ajudam com esse movimento, sendo utilizada quando o paciente não pode fazê-lo de forma independente (TIMMERMANS et al., 2009; MALABET et al., 2010).

Assim, são transmitidas forças externas ao paciente, pelo terapeuta ou mecanismos que guiem e assistam o movimento, para que esse consiga fazer os movimentos que tenta fazer. Entretanto, se o paciente diminui sua participação, esforço ou atenção durante a terapia de

reabilitação, devido à assistência robótica, a recuperação pode ser mais lenta (LUM et al., 2002; ZHANG et al., 2013).

Os métodos assistivos tendem a gerar uma resposta passiva do indivíduo, já que o robô aplica força para atingir o alvo. Melhores resultados são obtidos com métodos de controle “*assist-as-needed*” (assistir quando e quanto necessário). Estes métodos de controle alteram a quantidade de assistência em tempo real conforme o desempenho e progresso do paciente, facilitando e/ou dificultando o movimento (SCHMIDT E BJORK, 1992; ZHANG et al., 2013).

A assistência robótica pode ser utilizada no estágio subagudo ou no estágio crônico do AVE. A estimulação multissensorial repetitiva, prolongada e diária parece ser responsável pelas modificações cerebrais e por melhores resultados funcionais e motores de pacientes hemiplégicos (MASIERO et al., 2006).

Por fim, os métodos de reabilitação com forças resistivas empregam uma variedade de forças exigindo que o indivíduo se adapte. A ideia dos métodos resistivos é gerar uma adaptação que leve a um efeito posterior com o movimento correto.

Os movimentos de reabilitação também podem ser classificados como unilaterais, quando fazem o uso apenas da parte afetada (lado parético) ou bilaterais, quando fazem o uso de ambos os lados do corpo. O movimento bimanual, é um tipo específico de movimento bilateral, no qual há uso das duas mãos simultaneamente de forma acoplada. Tarefas bimanuais são difíceis de serem executadas por pessoas que tiveram AVE (MALABET et al., 2010).

A maioria das terapias de reabilitação, convencional ou assistido por tecnologia, concentra-se no membro mais afetado, negligenciando atividades bimanuais. EGGERS (1984) afirma que o uso consciente da mão afetada não deve ser o objetivo final da terapia, e sim a habilidade de usar ambas as mãos espontaneamente, pois esta habilidade é útil para o paciente na vida cotidiana.

Os movimentos bilaterais são predominantemente envolvidos em atividades da vida diária. Assim, a terapia bilateral pode trazer melhor transferência de habilidades dos treinamentos para a vida diária. De acordo com estudos recentes, a reabilitação dos membros mais afetados não leva à recuperação de funções que requerem cooperação com os menos afetados. Por outro lado, terapias que envolvem a cooperação entre membros, como andar de bicicleta, podem resultar na recuperação de outras atividades distintas - como andar e manipulação unilateral (CARDOSO et al., 2017).

1.1 Objetivos Gerais

O objetivo desta dissertação é desenvolver uma estrutura robótica atuada por cabos para reabilitação bimanual, implementada com controle de força/impedância do tipo “*assist-as-needed*” para ser utilizada nas terapias de pacientes com comprometimento da movimentação dos membros superiores em decorrência do AVE.

1.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos desta dissertação são:

- Desenvolver uma estrutura robótica atuada por cabos de baixo custo para reabilitação bimanual, que seja capaz de *aprender* o movimento a ser executado;
- Desenvolver e avaliar um controle de força/impedância do tipo “*assist-as-needed*” para a estrutura robótica de forma a auxiliar pacientes de reabilitação apenas quanto e quando necessário;
- Desenvolver e avaliar “jogos sérios” para auxiliar e motivar os pacientes durante as reabilitações;
- Implementar e avaliar um *software* que, em conjunto com sensores, registre o desempenho do paciente e mostre o seu progresso a cada sessão.
- Validar o dispositivo em participantes saudáveis com testes experimentais e realizar uma intervenção em participantes pós-AVE.

1.3 Estrutura do Documento

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

O Capítulo II apresenta uma revisão bibliográfica dos dispositivos robóticos aplicados na reabilitação.

O Capítulo III apresenta a modelagem do dispositivo robótico desenvolvido nas configurações unilateral e bilateral.

O Capítulo IV apresenta a modelagem do dispositivo robótico desenvolvido na configuração bimanual.

O Capítulo V apresenta os jogos sérios para reabilitação e as estratégias de controle desenvolvidos.

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

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

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A utilização de estruturas robóticas torna a terapia de reabilitação mais desafiadora para os pacientes e menos trabalhosa para os terapeutas, além de fornecer aos médicos, terapeutas e comunidade científica dados coletados de forma mais objetiva. Estudos comprovam que o tipo de terapia tem menos importância que a intensidade do exercício e, portanto, terapias com assistência robótica possuem eficácia igual ou superior à terapia convencional na reabilitação de pacientes pós-AVE quando o nível de intensidade é correspondido (VAN DER LEE et al., 2001; STIENEN et al., 2007).

Em PLATZ et al. (2003), uma maior intensidade de reabilitação resultou em uma recuperação motora mais acelerada, confirmando o principal princípio da aprendizagem motora: a melhora no desempenho motor está diretamente relacionada à quantidade de treinamento. Desta forma, dispositivos robóticos podem ser uma maneira eficiente de aumentar a intensidade da terapia de reabilitação, podendo ser utilizado por períodos maiores e de maneira mais frequente nas clínicas de reabilitação ou na casa do paciente (SCHMIDT, 2018).

Neste capítulo é apresentada uma revisão dos dispositivos robóticos aplicados na reabilitação, em especial dispositivos atuados por cabos e que tenham sido utilizados com sucesso em um Ensaio Clínico Randomizado (ECR). Logo após são apresentadas estratégias adaptativas de assistência robótica e uma revisão dos dispositivos robóticos que as utilizam. Em seguida, jogos sérios são analisados para alguns dispositivos robóticos de reabilitação

utilizados com sucesso em um ECR. E, por fim, é apresentado uma revisão e comparação dos dispositivos de reabilitação bilaterais/bimanuais com unilaterais.

É importante, neste capítulo, não apenas apresentar os dispositivos robóticos desenvolvidos, mas também os ensaios clínicos e resultados obtidos com estes dispositivos, quando disponíveis. O planejamento dos ensaios, forma de análise e comparação (além dos detalhes durante a execução) foram de suma importância para planejar, executar e analisar os resultados dos ensaios clínicos realizados e apresentados no Capítulo VI desta dissertação.

2.1 Estruturas Robóticas Atuadas por Cabos Utilizadas na Reabilitação

2.1.1 *Freebal*

Na reabilitação com assistência robótica é comumente utilizado a compensação por gravidade para atenuar os esforços durante a movimentação dos membros superiores. Muitos desses sistemas de compensação gravitacional são total ou parcialmente integrados ao projeto principal do dispositivo. Em STIENEN et al. (2007) é descrito o desenvolvimento e a avaliação do dispositivo dedicado a compensação por gravidade *Freebal*, Fig. 2.1.

O *Freebal* possui um sistema de compensação escalonável e independente, ou seja, a quantidade de compensação gravitacional pode ser variada de modo contínuo, de não compensação até compensação total do peso do membro suportado, independentemente da orientação do braço. No início do processo de reabilitação, uma maior compensação facilita o uso do braço, possivelmente com maior reorganização cortical. Ao reduzir posteriormente a compensação, os indivíduos reaprendem a manter a postura do braço contra a gravidade (STIENEN et al. 2007).

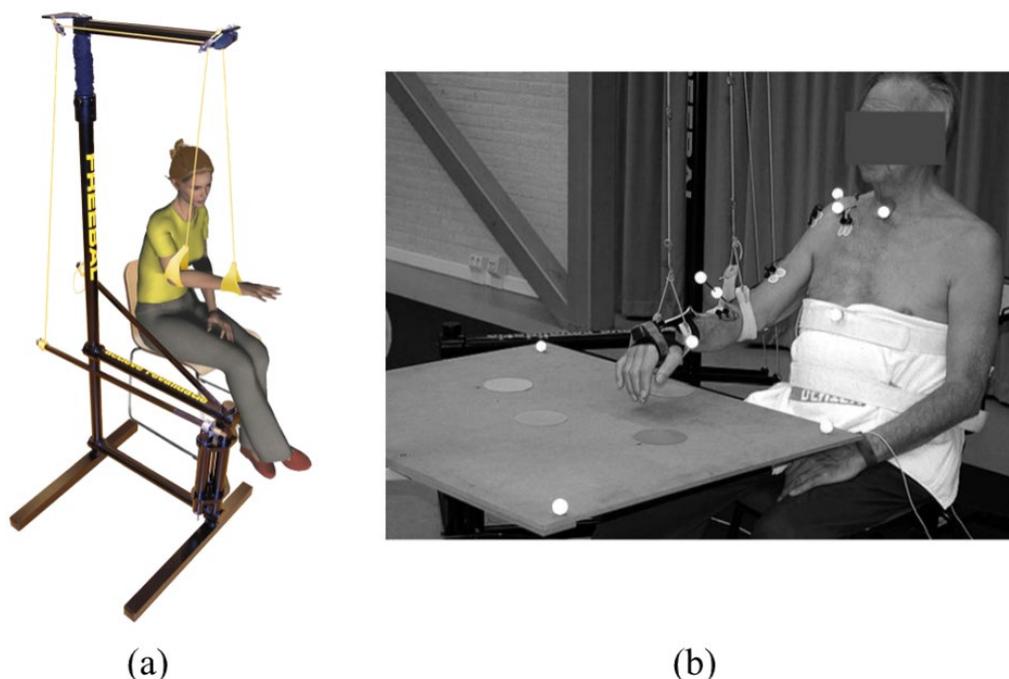


Figura 2.1 - Dispositivo de Compensação de Gravidade *Freebal* (STIENEN et al., 2007):
 (a) Modelo Computacional e (b) Dispositivo sendo utilizado por paciente.

Na reabilitação atual do AVE, muitos terapeutas pedem aos pacientes para realizar movimentos funcionais, imitando atividades da vida diária. Para uma variedade tão ampla de movimentos, é essencial ter pouca ou nenhuma restrição sobre a possível amplitude de movimento. Nos exoesqueletos, a amplitude de movimento máxima para articulações como ombro e cotovelo requer mecanismos mais complexos. Adicionar uma compensação de gravidade mecânica simples a estes, requer um *trade-off* entre o peso e os efeitos colaterais do sistema de compensação.

PRANGE et al. (2009), afirma que após o AVE, a função do braço em pacientes espásticos pode ser limitada por uma redução na seletividade dos movimentos, devido ao acoplamento involuntário da abdução do ombro e flexão do cotovelo, limitando a capacidade de alcançar. A compensação de gravidade reduz os torques necessários de abdução do ombro, o que resulta em uma maior amplitude do movimento.

Para descobrir o efeito de uma aplicação de longo prazo da compensação da gravidade no alcance funcional um ECR foi realizado durante 6 semanas, com 8 pacientes com AVE crônico que receberam 3 sessões por semana de treinamentos de alcance por 30 minutos com o sistema de compensação de gravidade utilizando um jogo de reabilitação. A avaliação foi realizada comparando o desempenho motor e o desempenho ao alcançar antes e após o treinamento. Após o treinamento com sistema de compensação de gravidade, a distância e a

direção melhoraram na maioria dos pacientes com AVE crônico e estes alcançaram um maior escore no teste *Fugl-Meyer* (PRANGE et al. 2009).

Em KRABBEN et al. (2012), foi realizado um estudo com objetivo de examinar se o treinamento com compensação de gravidade melhora a função do braço. Foram realizadas 18 sessões de treinamento de alcance de meia hora utilizando o sistema de compensação de gravidade em um período de seis semanas com sete pacientes com AVE crônico. Durante o treinamento, foi utilizado um jogo de computador, *FurballHunt*, com intuito de motivar a realização dos exercícios com o compensador de gravidade como mostrado na Fig. 2.2.

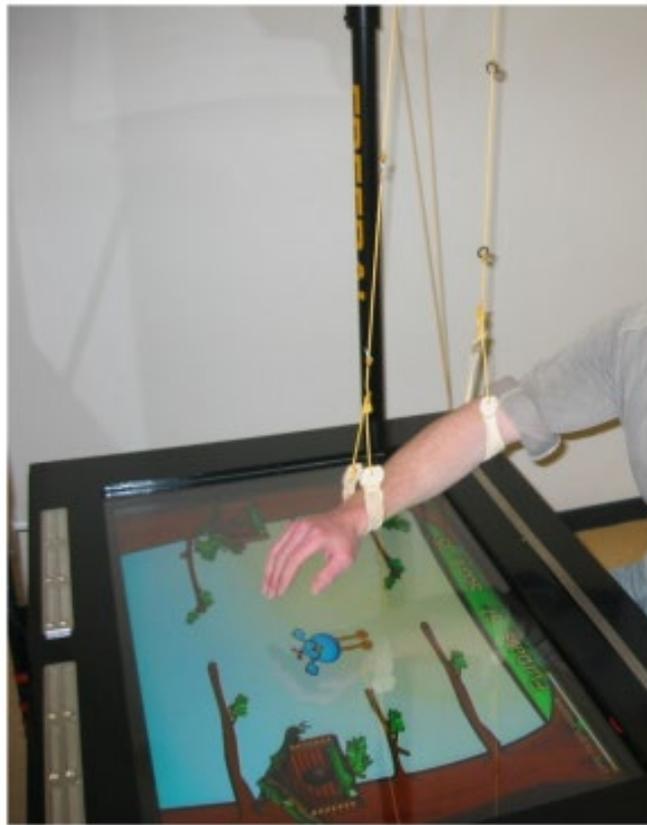


Figura 2.2 - Treinamento utilizando o compensador de gravidade *Freeball* e o jogo *FurballHunt* (KRABBEN et al., 2012).

Antes e após o treinamento, a função do braço foi avaliada com a escala de *Fugl-Meyer* (FM) e uma atividade de desenho de círculo padronizada, Fig. 2.3. O treinamento aumentou significativamente a área de trabalho do braço hemiparético, relacionado a área e circularidade dos círculos desenhados. Os autores concluem que o compensador de gravidade pode contribuir para o aumento da função do braço e que mais pesquisas são necessárias para estudar os mecanismos envolvidos no treinamento de reabilitação pós-AVE.

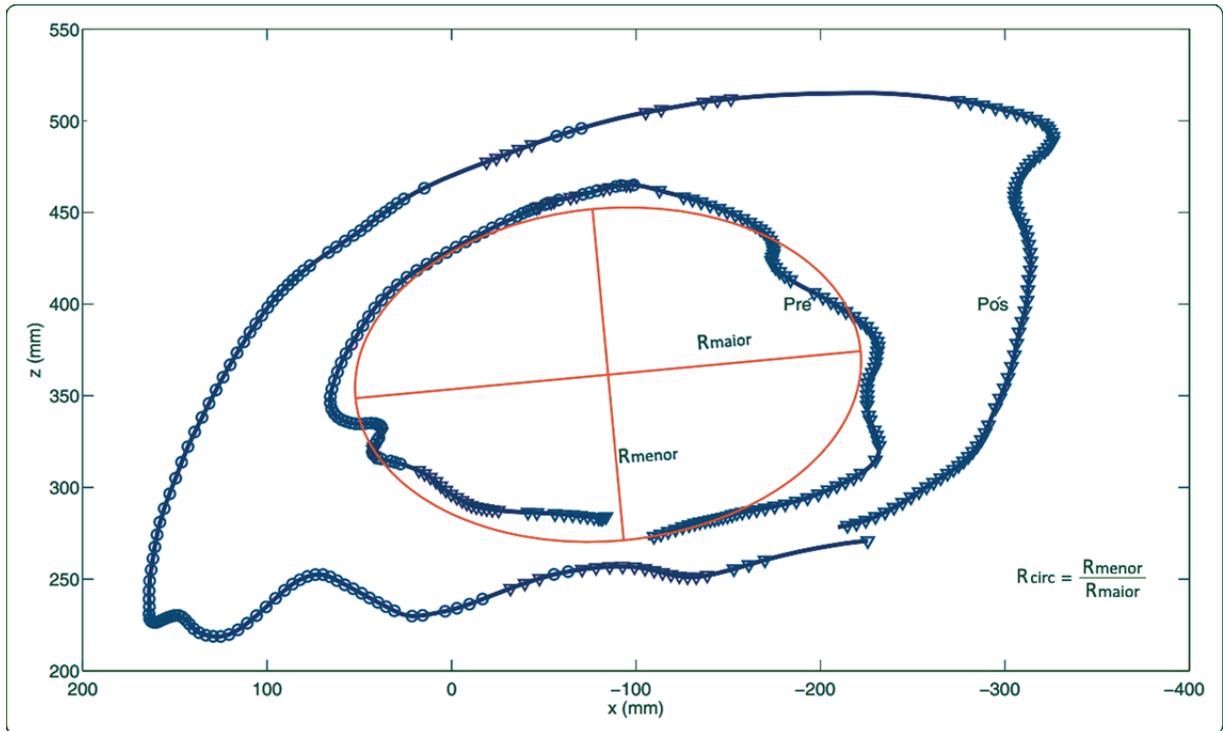


Figura 2.3 – Exemplo de círculos desenhados antes (Pré) e após (Pós) treinamento. A circularidade (R_{circ}) é calculada como a razão entre o comprimento do eixo menor (R_{menor}) e o eixo maior (R_{maior}) da elipse ajustada (vermelho) (Adaptado de KRABBEN et al., 2012).

O compensador de gravidade pode melhorar o uso funcional do membro durante a terapia após um AVE, mas este também poderia alterar o controle motor. Para analisar a influência do sistema de compensação de gravidade nos padrões de ativação muscular e controle motor, PRANGE et al. (2012) realizaram um ensaio clínico com oito pacientes com AVE crônico com função limitada do braço. Estes pacientes receberam, durante 6 semanas, 18 sessões, de 30 min, de treinamento de alcance utilizando o sistema de compensação de gravidade combinado com um jogo de reabilitação.

Antes e após o treinamento, a distância alcançada, os ângulos articulares e a atividade muscular de oito músculos do ombro e do cotovelo, além da avaliação de Fugl-Meyer foram comparados, onde observou-se uma melhora do score em todos, exceto em um, participantes. Após o treinamento, a distância de alcance máximo melhorou significativamente, em 3,5 %, juntamente com aumento da extensão do cotovelo (+ 9,2°) e aumento da atividade extensora do cotovelo (+ 68 %). As melhorias em pacientes com AVE crônico com hemiparesia leve à grave foram acompanhadas pelo aumento da ativação motora e mudanças nos valores médios de eletromiografia.

Os autores concluem que o treinamento utilizando o sistema *Freebal* parece ser uma maneira adequada de fornecer um tratamento ativo sem a necessidade de dispositivos de alta tecnologia e custo elevado.

2.1.2 *ArmeoBoom*[®]

O *ArmeoBoom*[®] é um dispositivo de suporte de braço projetado para ambientes domésticos e fornece uma quantidade ajustável de suporte de peso. Exercícios de reabilitação interativos (jogos) são executados movendo o braço afetado e utilizando uma webcam e potenciômetro integrados. No início de cada sessão, o espaço de trabalho é ajustado para o máximo do paciente e ajustado no ambiente do jogo. A quantidade de suporte é reduzida em um nível quando há uma melhora na extensão do cotovelo. Ferramentas de feedback e avaliação de desempenho estão disponíveis através do *software* da *Armeo*[®] (HOCOMA, 2019).

Em Prange et al. (2013) foi realizado um ECR em 7 centros de reabilitação holandeses, no contexto de um projeto de implementação (ROBAR), no qual foram examinadas as experiências de terapeutas e pacientes. Foi comparado o efeito do treinamento com dispositivo de apoio de braço *ArmeoBoom*[®], Fig. 2.4 (a), com o treinamento convencional de alcance de mesma intensidade, Fig. 2.4 (b), na recuperação da função do braço/mão.

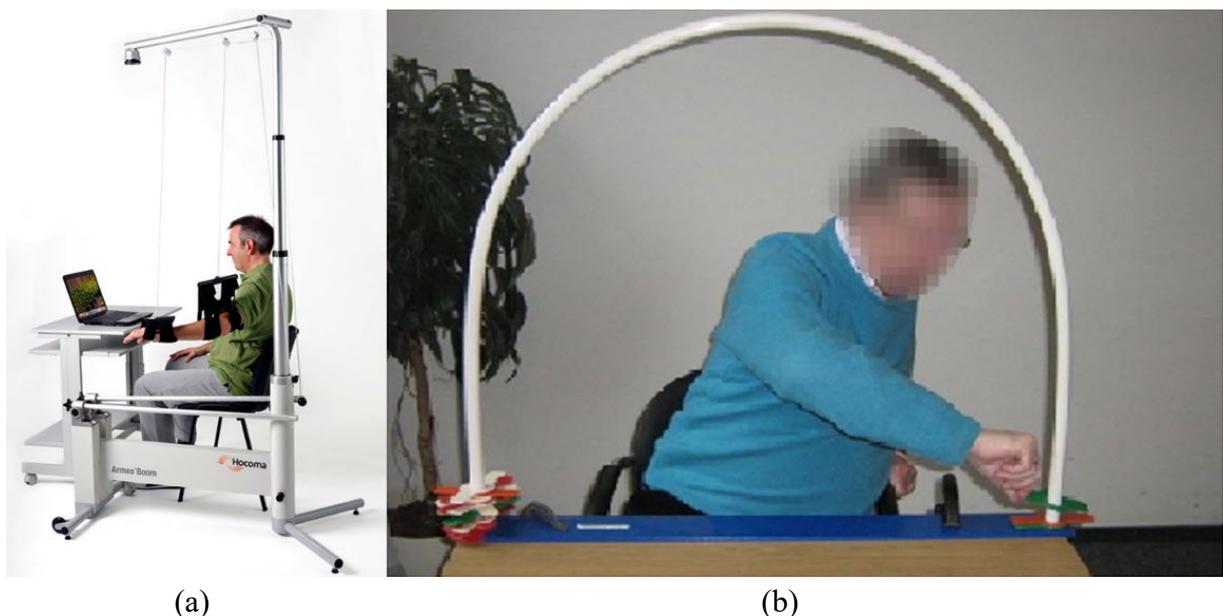


Figura 2.4 - Reabilitação em pacientes com AVE sub-agudo. (a) treinamento com dispositivo *ArmeoBoom* (ELSA, 2019); (b) treinamento convencional de alcance (PRANGE et al., 2013).

O estudo abrangeu 70 participantes com AVE subagudo (AVE entre 2 a 12 semanas anteriores), e que estavam medicamente estáveis. Estes pacientes tinham função do braço limitada (ombro e cotovelo), não sentiam dores nos ombros e nem possuíam outras doenças que poderiam causar o agravamento do seu estado. Todos participantes receberam 6 semanas de treinamento com 3 sessões de 30 minutos por semana. Em relação ao escore *FM* foi encontrada uma melhoria de 8 pontos com o treinamento com o ArmeoBoom e de 10 pontos com o treinamento convencional de alcance, indicando que um sistema de baixa tecnologia para apoio do braço resulta em ganhos semelhantes em relação ao treinamento convencional de alcance com mesma intensidade e é apropriado para a aplicação na prática clínica.

A experiência de usuário dos 20 terapeutas que trabalharam com o ArmeoBoom (combinado com jogos de reabilitação iterativo) foi avaliada utilizando um questionário de avaliação, baseado no *UTAUT (Unified Theory of Acceptance and Use of Technology* ou Teoria Unificada de Aceitação e Uso de Tecnologia). O resultado deste questionário é mostrado na Fig. 2.5.

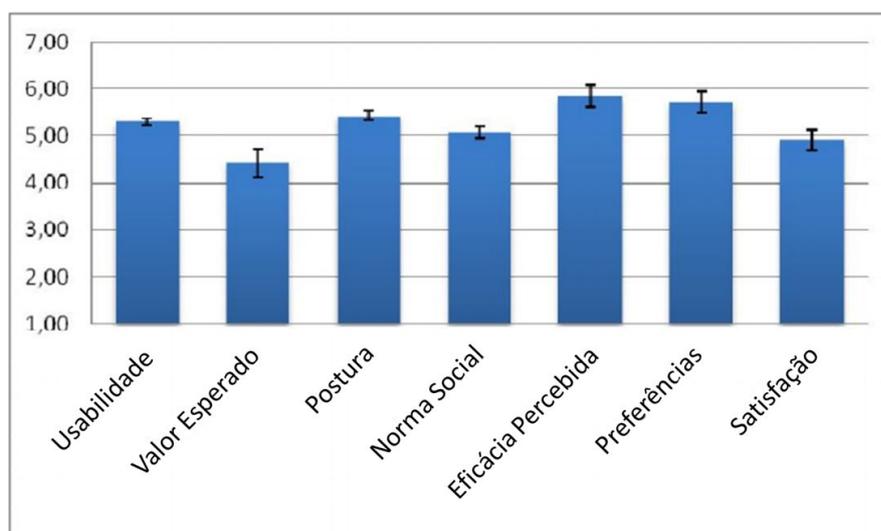


Figura 2.5 - Pontuação média da avaliação de experiência do usuário dos terapeutas (20) que utilizaram o dispositivo *ArmeoBoom* para tratar pacientes (Adaptado PRANGE et al., 2013).

Em cada área, a pontuação média foi superior a 4 pontos (neutro), indicando avaliações positivas em termos de aceitação do usuário. Todos os terapeutas envolvidos relataram experiências positivas em termos de aceitação do usuário, indicando apreciação da operação e aplicação do dispositivo para tratar a função do braço hemiparético.

Eles puderam operar bem o dispositivo, embora alguns problemas técnicos tivessem que ser resolvidos (usabilidade, eficácia percebida), tiveram uma atitude positiva em relação a

esse tipo de tecnologia junto aos colegas e supervisores (postura, norma social), e apreciaram as possibilidades de tratamento e sua relevância para a aplicação contínua na reabilitação do AVE (valor esperado, preferências, satisfação), especialmente para os pacientes mais gravemente afetados (PRANGE et al., 2013).

Além disso, após o treinamento, os pacientes, avaliaram sua experiência geral com o treinamento que receberam (em uma escala de 1 a 10), a facilidade de uso para realizar os exercícios e a preferência pelo uso contínuo do tipo de treinamento (em uma escala de 1 a 7).

Os resultados destas avaliações são mostrados na Fig. 2.6. Em termos de experiência do usuário, ambos os grupos avaliaram de forma muito positiva o treinamento que receberam, com $7,9 \pm 1,5$ para o grupo que recebeu treinamento convencional e $7,8 \pm 1,4$ para o grupo com o *ArmeoBoom*, em uma escala de 1 a 10. Ambos os grupos acharam o treinamento fácil e expressaram sua preferência por continuar em seu tipo de treinamento durante o restante do processo de reabilitação, com a pontuação entre 5 até 6 (em uma escala de 7 pontos), Fig. 2.6.

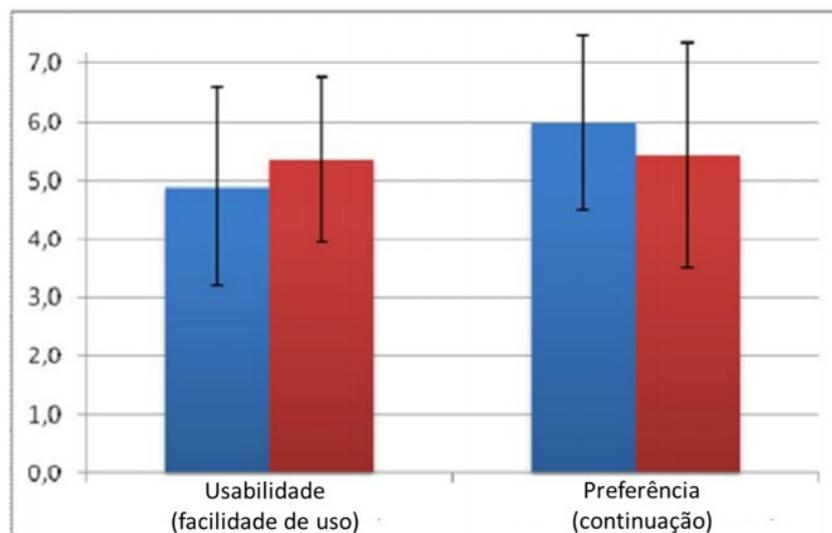


Figura 2.6 - Avaliação da experiência do usuário pelos participantes. Vermelho: treinamento com suporte de braço ArmeoBoom; Azul: treinamento convencional (Adaptado de PRANGE et al., 2013).

2.1.3 *NeReBot*

Em MASIEIRO et al. (2011), os autores afirmam que a reabilitação motora bem-sucedida em pacientes com AVE requer terapia intensiva precoce e com tarefas específicas. Um estudo, com base em ECRs do banco de dados Cochrane, mostrou que o treinamento robótico precoce do membro superior (ou seja, durante a fase aguda ou subaguda) pode

melhorar o aprendizado motor e melhorar as habilidades funcionais mais do que treinamentos na fase crônica.

O *NeReBot* (“*NEuroREhabilitation roBOT*”) é um robô atuado por cabos com 3 Graus de Liberdade (GDL) projetado para o tratamento de pacientes durante a fase aguda do AVE. No *NeReBot*, Fig. 2.7, o membro superior do paciente é suportado e manipulado por três cabos, operados independentemente por motores elétricos. Os cabos auxiliam o movimento do membro do paciente ao longo de uma trajetória tridimensional e pré-planejada, permitindo, ao mesmo tempo, movimentos voluntários fora do caminho, mesmo quando a assistência robótica é fornecida (ROSATI et al., 2005; BOSCHETTI et al., 2017).

Além disso, a inércia das partes conectadas ao braço do paciente é minimizada, não exigindo controles sofisticados para criar a sensação de um robô de baixa inércia. Estes resultados não podem ser obtidos com projetos tradicionais não baseados em cabos, como robôs com efetuator baseado em corpos rígidos ou exoesqueletos. Em tais sistemas, é necessário um controle sofisticado e complexo para alcançar este efeito (BOSCHETTI et al., 2017).



Figura 2.7 – Dispositivo Robótico de reabilitação *NeReBot* sendo utilizado com o paciente (a) sentado em uma cadeira de rodas e (b) deitado em um leito (BOSCHETTI et al., 2017; MASIEIRO et al., 2011).

O exercício é gravado através do procedimento de *teaching-by-demonstration*, movendo manualmente o antebraço do paciente por um conjunto de pontos. Ao alcançar cada

posição determinada, o terapeuta, pressionando um botão, faz o sistema de controle armazenar as posições angulares. Os pontos armazenados serão posteriormente interpolados, obtendo trajetórias, que geram movimentos confortáveis para a terapia do paciente.

A parte inferior do *NeReBot* possui rodas e pode ser facilmente utilizada à beira do leito para reabilitação precoce de pacientes internados. A estrutura suspensa, a partir da qual os cabos se originam, pode ser ajustada manualmente pelo terapeuta. Desta forma, a posição dos pontos de entrada do cabo, que afeta as capacidades da força do robô, pode ser adaptada ao movimento específico a ser exercido. Uma interface gráfica é utilizada para configuração de parâmetros e *feedback* visual para paciente.

Os primeiros testes clínicos com o *NeReBot* apresentados por ROSATI et al. (2005) mostraram resultados positivos em termos de recuperação motora e funcional. Vinte pacientes pós-AVE com hemiparesia ou hemiplegia receberam reabilitação multidisciplinar convencional e foram atribuídos aleatoriamente ao treinamento robotizado antecipado (*grupo robótico*, com 25 sessões de cerca de 1 hora por dia) ou sem treinamento com o dispositivo robótico (*grupo controle*) na primeira semana após o AVE.

Os resultados foram avaliados por avaliadores “cegos” quanto às divisões, antes do início do tratamento e após 60 dias do AVE, pelo mesmo avaliador. O *grupo robótico* demonstrou melhoria significativa nos resultados motores e funcionais em comparação com o grupo controle. Todos os pacientes tratados tiveram opiniões favoráveis ao tratamento robótico, sem sentir a sensação desagradável de ser intimidado por uma máquina.

Novos ensaios clínicos com o *NeReBot* foram realizados com um grupo experimental de 12 pacientes e um grupo controle de 12 pacientes. Os resultados mostraram que os pacientes que receberam terapia robótica, além da terapia convencional, apresentaram maiores reduções no comprometimento motor em termos do escore do *Medical Research Council*; escore de *Fugl-Meyer* na subseção do membro superior e escore do status motor (*Motor Status Score*), além de melhorias nas habilidades funcionais, medidas pela Medida de Independência Funcional (MIF) (ROSATI, 2007).

Por fim, foi apresentado por estes autores um ECR de fase subaguda com o *NeReBot*, que ao contrário dos seus primeiros estudos onde foi utilizado o *NeReBot* além da terapia convencional, neste novo teste foi utilizado o mesmo dispositivo em substituição à reabilitação padrão do membro superior. Com este protocolo, os pacientes que receberam a assistência robótica obtiveram reduções similares no comprometimento motor e aprimoramentos na função

parética dos membros superiores aos adquiridos pelos pacientes do grupo controle (MASIEIRO et al., 2011).

No entanto, o *NeReBot* tem mais controle sobre movimentos no plano vertical, em vez do plano horizontal. Para superar tal limitação, um segundo dispositivo foi desenvolvido, o *MariBot*.

2.1.4 *MariBot*

O *MariBot*, Fig. 2.8, implementa o mesmo princípio do *NeReBot*, pois emprega três cabos para suspender o membro superior do paciente. Porém, a estrutura superior do *MariBot* é acionada por uma estrutura serial com dois motores, para adaptar automaticamente a posição dos pontos de entrada do cabo de acordo com o movimento do robô.

Assim, além do *MariBot* possuir mais GDL (cinco) e um espaço de trabalho significativamente maior, ele é muito mais leve e com ajustes menos complexo que o *NeReBot*. Essa arquitetura, produz capacidades melhoradas no controle do movimento dos membros superiores no nível das articulações, também no plano horizontal.



Figura 2.8 – Dispositivo robótico atuado por cabos *MariBot* (BOSCHETTI et al., 2017).

2.2 Dispositivos Robóticos com Utilização de Jogos Sérios para Reabilitação

A reabilitação efetiva do AVE deve ser precoce, intensiva e repetitiva, o que pode levar a problemas com a motivação e o envolvimento do paciente já que a terapia de reabilitação convencional é, por muitas vezes, monótona e repetitiva. Um novo paradigma está emergindo no campo da reabilitação, caracterizado pelo uso sistemático de jogos computacionais, chamados de *serious games*, ou jogos sérios. Os jogos sérios possuem o objetivo de oferecer uma experiência verdadeiramente interativa e gerar um alto nível de motivação nos pacientes. No entanto, pesquisas com estudos clínicos mais aprofundados são necessárias nesta área. (STIENEN et al., 2007; BURKE et al., 2009; CAURIN et al., 2011; PROENÇA et al., 2018).

Os jogos sérios motivam o paciente a realizar a sequência de exercícios de reabilitação prescrita pelo fisioterapeuta de forma mais atrativa e prazerosa, amenizado a noção de esforço durante os exercícios (APPEL, 2014; MORETTI, 2014).

Com o objetivo de utilizar novas tecnologias na reabilitação, KOTTINK et al. (2014) realizaram um ECR para comparar o efeito do treinamento de alcance com jogo de reabilitação com o treinamento de alcance convencional na melhoria funcional do braço, Fig. 2.9.

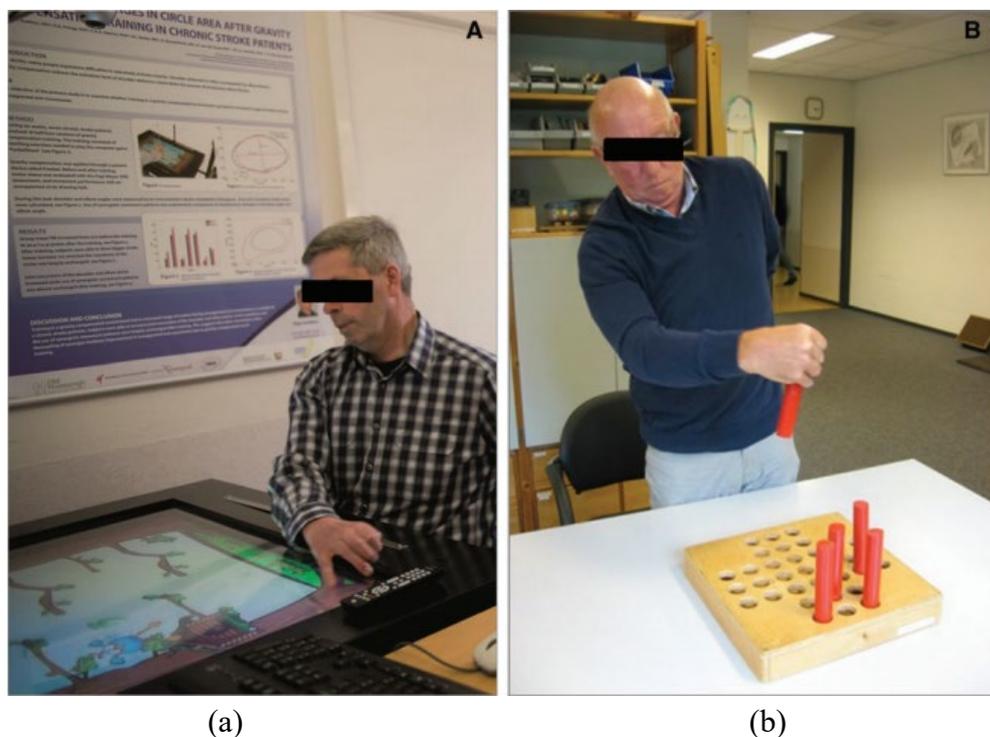


Figura 2.9 - Comparação entre: (a) terapia utilizando um jogo de reabilitação e (b) exercício de alcance convencional (KOTTINK et al., 2014).

Vinte pacientes com AVE crônico foram aleatoriamente designados para o grupo do jogo de reabilitação, *RG (Rehab Game)*, ou para grupo de treinamento convencional (CON). Os grupos receberam 3 sessões por semana de treinamento para o braço de 30 minutos, durante um período de 6 semanas. A função do braço (avaliação *FM*) e mão (Teste *ARA [Action Research Arm* ou exame funcional do braço]) foi avaliada 1 semana antes (T_0) e 1 semana após o treinamento (T_1). Uma avaliação de acompanhamento foi realizada 1 mês após T_1 (T_2).

Os escores *ARA* e *FM* melhoraram significativamente em ambos os grupos. Comparações posteriores revelaram aumentos significativos nos escores de teste entre T_0 e T_1 e entre T_0 e T_2 , mas não há mudanças significativas de T_1 para T_2 , como mostra a Fig. 2.10.

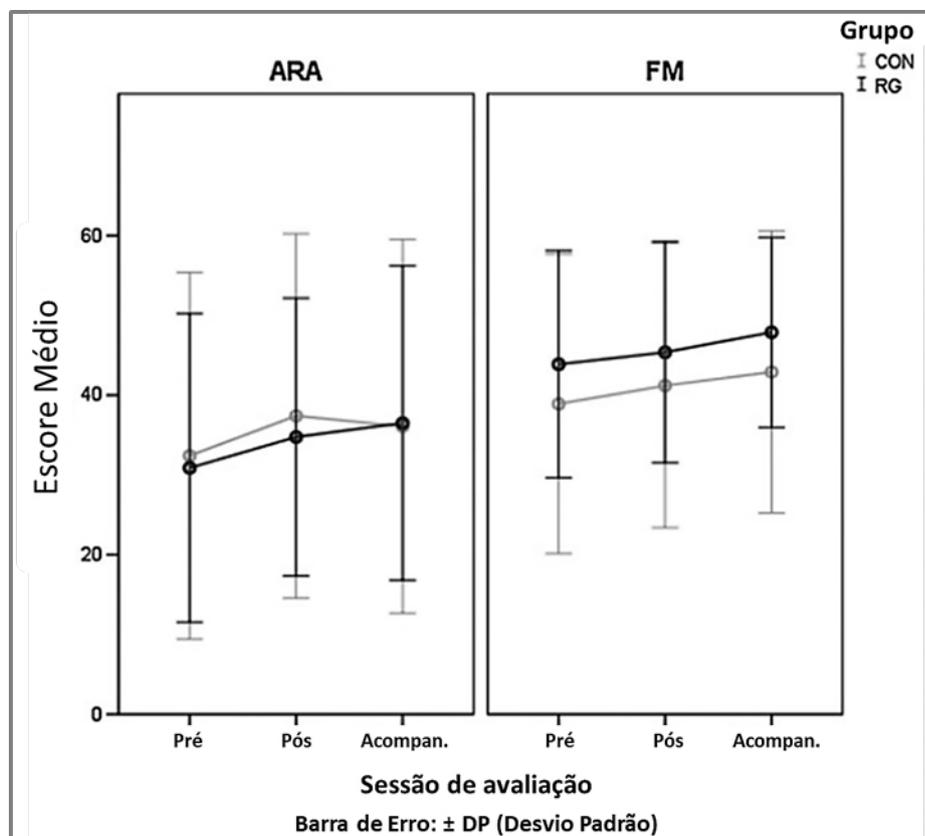


Figura 2.10 - Média da pontuação por sessão para ambos grupos do teste ARA (esquerda) e FM (direita). CON: Grupo controle (cinza); RG: Grupo do jogo de reabilitação (preto) (Adaptado de KOTTINK et al., 2014).

Todos pacientes relataram experiências positivas no Inventário de Motivação Intrínseca (IMI) realizado: para o grupo *RG*, as pontuações individuais variaram de 5,3 a 7,0 (máx.); e para o grupo CON, de 4,0 a 6,9. Os escores gerais médios do IMI foram de 6,2 para *RG* e 5,8 para CON, indicando que o jogo de reabilitação alcançou uma avaliação um pouco melhor do que os exercícios convencionais, Fig. 2.11.

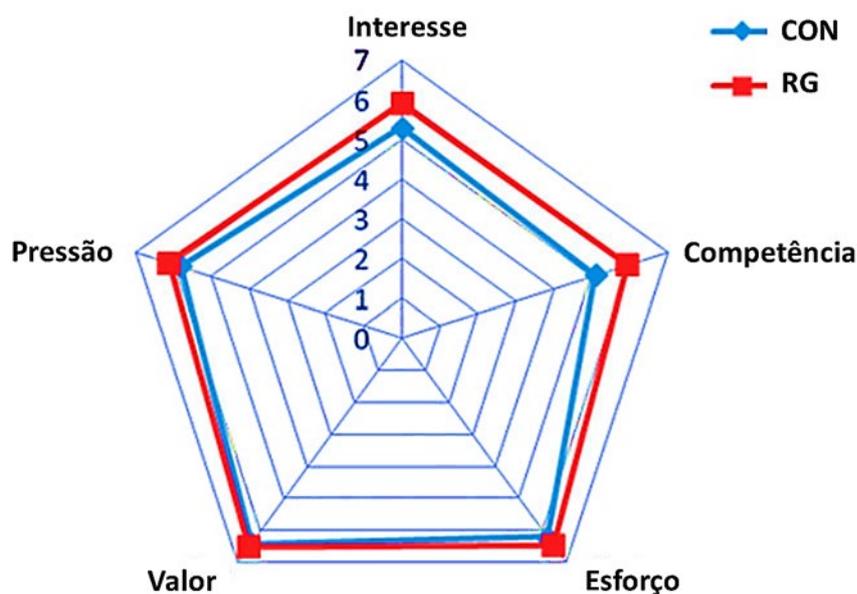


Figura 2.11 – Média dos índices do IMI para o grupo CON e RG (Adaptado de KOTTINK et al., 2014).

De forma similar, em PRANGE et al., (2015), foi realizado um ECR multicêntrico com 70 pacientes com AVE subagudo que receberam 6 semanas de treinamento (3 sessões de 30 minutos por semana) com um dispositivo de suporte de braço combinado com jogos computacionais ou treinamento convencional.

A função do braço foi avaliada antes e após o treinamento pela avaliação *FM*, distância de alcance máxima, escala *SULCS* (*Stroke Upper Limb Capacity Scale* ou Escala de Capacidade do Membro Superior para AVE), além da aplicação do IMI para avaliar a motivação percebida. Os escores *FM* e *SULCS*, e a distância de alcance melhoraram significativamente em ambos grupos. Além disso, similar ao IMI apresentado em KOTTINK et al. (2014), o grupo que realizou o treinamento com os jogos computacionais relatou maior interesse/divertimento durante o treinamento do que o grupo de treinamento convencional.

Desta forma, conclui-se que o treinamento com exercícios computadorizados é tão eficaz quanto a terapia convencional na melhoria da função e atividade do braço na reabilitação do AVE, quando aplicado em mesma intensidade.

Como citado anteriormente, a intensidade de treinamento é um dos fatores mais importantes para a recuperação funcional após um AVE. NIJENHUIS et al. (2015), acreditam que a reabilitação aplicada de forma doméstica poderia permitir uma maior dose de treinamento.

Portanto, foi realizado um estudo de viabilidade com treinamentos utilizando um dispositivo robótico, órtese de pulso e mão, e jogos motivacionais auto administrados em casa (Fig. 2.12).

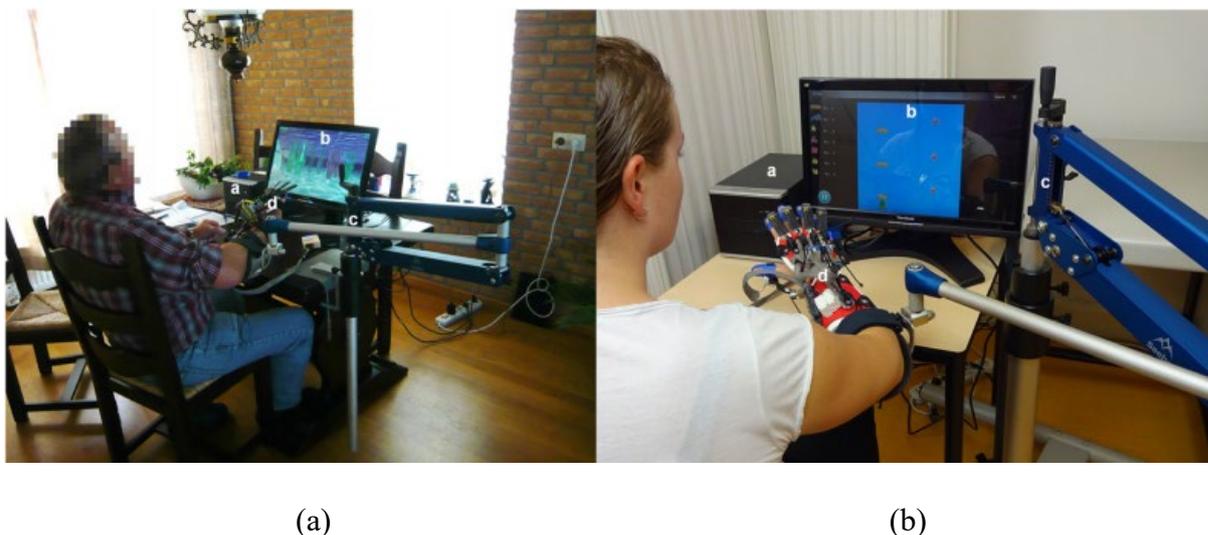


Figura 2.12 - Dispositivo de treinamento: (a) utilizado na casa do participante. (b) visão geral mais detalhada dos componentes e interface de um dos jogos (NIJENHUIS et al., 2015).

Vinte e quatro pacientes com AVE crônico com a função do braço/mão debilitada foram recrutados para utilizar o sistema por 6 semanas. A avaliação envolveu a duração do treinamento, usabilidade e motivação. Os resultados clínicos da função do braço/mão, atividade e participação foram avaliados antes do treinamento, após seis semanas de treinamento e no acompanhamento de dois meses.

O treinamento teve uma duração média de 105 minutos por semana, conforme Fig. 2.13 (a), a usabilidade do sistema recebeu uma nota média de 69% (0 a 100%) no escore *SUS* (*System Usability Scale* ou Escala de Usabilidade do Sistema), Fig. 2.13 (b), o índice médio do IMI foi de 5,2 (0 a 7), Fig. 2.13 (c), indicando bom grau de aprovação e que os participantes se sentiram competentes/habilidosos ao realizar as atividades. Além disso, os pacientes demonstraram preferência pela utilização deste tipo de terapia.

O escore médio do teste Fugl-Meyer melhorou de 37 antes do treinamento para 41 após o treinamento e foi mantido durante o acompanhamento de dois meses. A *SIS* (*Stroke Impact Scale* ou Escala de Impacto do AVE) melhorou de 56.3 (0 a 100) antes do treinamento para 60.0 após o treinamento, com uma tendência a se manter, 59.8 durante o acompanhamento.

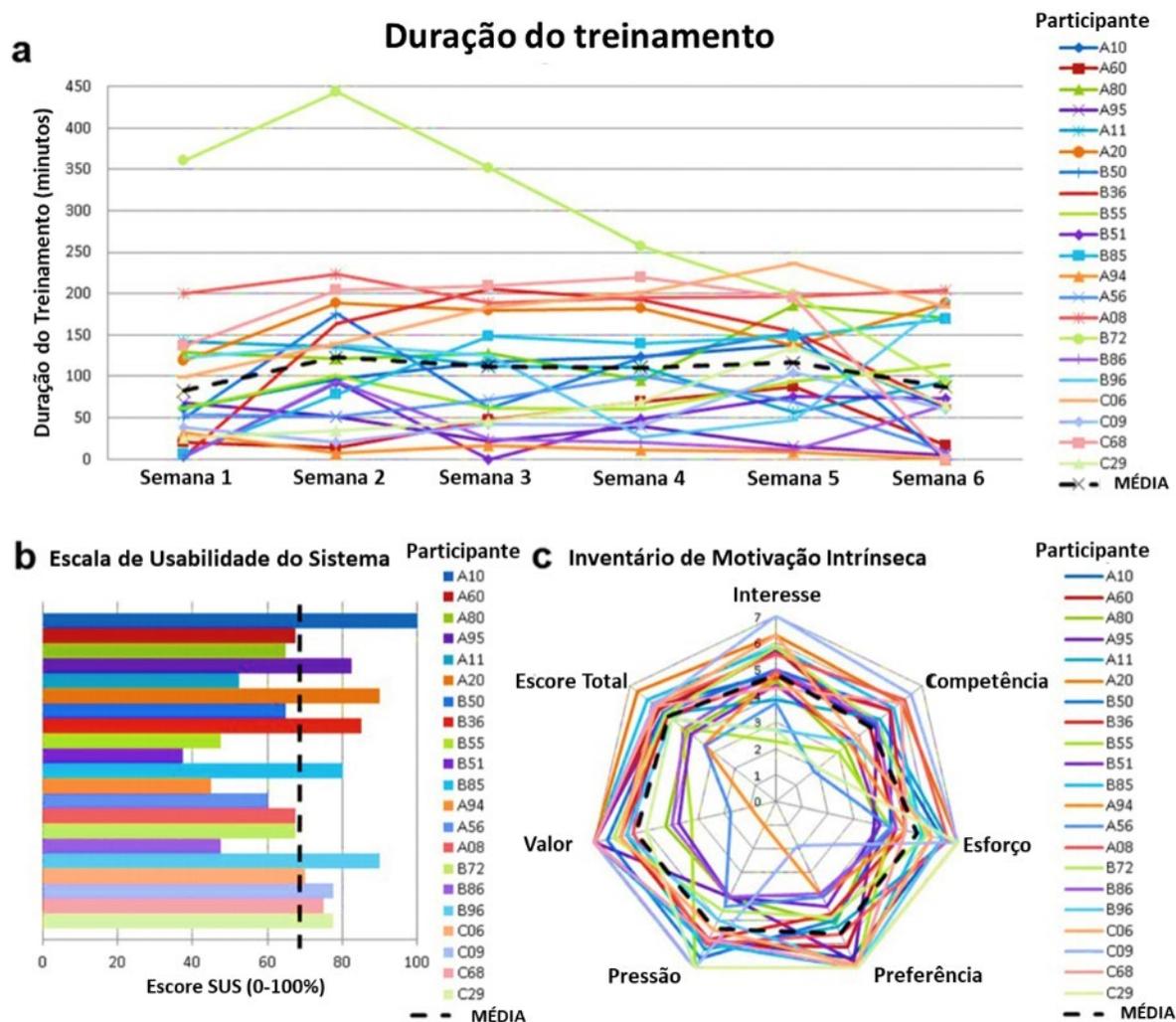


Figura 2.13 - Resultados individuais (linhas contínuas) com médias de grupo (linha tracejada) da: (a) duração do treinamento por semana; (b) Escala de Usabilidade do Sistema (*SUS*); (c) Inventário de Motivação Intrínseca (Traduzido de NIJENHUIS et al., 2015).

Ao examinar a relação entre as alterações no resultado clínico e a duração do treinamento, uma correlação foi observada quanto à destreza. Uma correlação significativa, moderada à forte, foi encontrada entre as mudanças de *ARAT*, (que avalia a coordenação, a destreza e a função da extremidade superior em quatro subtestes: agarrar, segurar, apertar e movimentar o braço) e a duração do treinamento (Rho de Spearman = 0,686, $p = 0,001$), Fig. 2.14, o que significa que uma maior duração do treinamento está associada a uma maior melhora na destreza do braço e da mão.

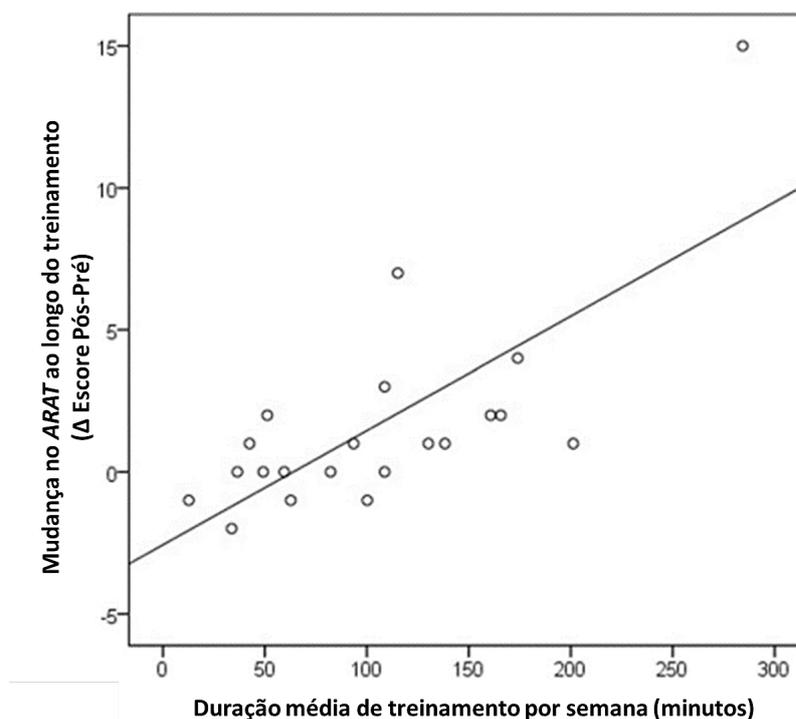


Figura 2.14 - Correlação na alteração no *ARAT* em função da duração média do treinamento por semana (NIJENHUIS et al., 2015).

Portanto o treinamento utilizado e os jogos aplicados mostram-se ser viáveis: os participantes foram capazes e motivados a usar o sistema de treinamento em casa de forma independente melhorando a função dos membros superiores e a qualidade de vida após o treinamento.

Desta forma, os pacientes podem realizar o treinamento em casa, ou mesmo na clínica de reabilitação, mas sem depender da disponibilidade do terapeuta, permitindo um aumento na dose de treinamento em relação ao tratamento com supervisão e, conseqüentemente, uma maior melhora de destreza.

2.3 Dispositivos com Estratégias Adaptativas de Assistência Robótica para Reabilitação

Como visto anteriormente, uma curta sessão de movimentos ativos pode ser mais efetiva que uma sessão de movimentos passivos em termos de melhoria do desempenho motor. Porém, quando o paciente não consegue realizar os movimentos de forma independente, terapias assistivas podem ser utilizadas, transmitindo forças externas ao paciente e guiando o seu movimento.

Entretanto, a assistência pode diminuir sua participação, esforço ou atenção durante a terapia de reabilitação, retardando a recuperação. Assim, melhores resultados são obtidos com métodos de controle “*assist-as-needed*”. Estes métodos de controle assistem apenas quando e quanto necessário, alterando a quantidade de assistência em tempo real conforme o desempenho e progresso do paciente. Em alguns casos o movimento pode até ser dificultado de acordo com este progresso (terapia ativa-resistiva).

O sistema neuromuscular pode ser descrito como uma impedância mecânica, que recebe movimento como entrada e em resposta gera uma força. Em contrapartida, o esqueleto humano pode ser descrito como uma admitância mecânica que aceita força como entrada e em resposta produz movimento. A impedância mecânica do sistema neuromuscular determina as forças de atuação e reação dos membros. O controle que o sistema nervoso faz da impedância determina o movimento do membro e a força sobre os objetos que este manipula (HOGAN, 1985b).

HOGAN (1985a) propôs um novo paradigma para o controle de manipuladores robóticos onde em vez de controlar a posição (controle de posição) ou a força (controle de força) independentemente, se estabelece uma relação dinâmica entre a força exercida pelo atuador do robô e a velocidade do mesmo, o controle de impedância.

Este controle tem sido amplamente utilizado em robótica de reabilitação devido a sua capacidade de manter a força de interação entre o robô e o humano dentro de níveis seguros, enquanto contribui na realização dos exercícios durante a terapia de reabilitação.

2.3.1 *MIT-MANUS*

A forma mais simples de implementar um controle de impedância é definir que a força exercida pelo robô seja proporcional ao erro de posição. Em um robô para assistência ou reabilitação, esta é uma forma de assistência ativa, pois o robô só intervém se o paciente desviar do movimento desejado, trajetória predefinida. Assim a força exercida como resposta é incrementada proporcionalmente a este desvio (LUM et al., 1993).

O *MIT-MANUS* (HOGAN et al., 1992) é provavelmente o primeiro dispositivo robótico com controle de impedância utilizado com sucesso em terapias de reabilitação motora. Durante a terapia, o paciente, sentado em frente ao robô, deve movimentar o efetuador do braço robótico em direção a um alvo predeterminado. Uma tela na sua frente fornece um feedback visual do movimento e da posição do alvo. Se o paciente não consegue realizar o movimento, o robô guia o mesmo até o alvo como um terapeuta faria durante uma terapia convencional.

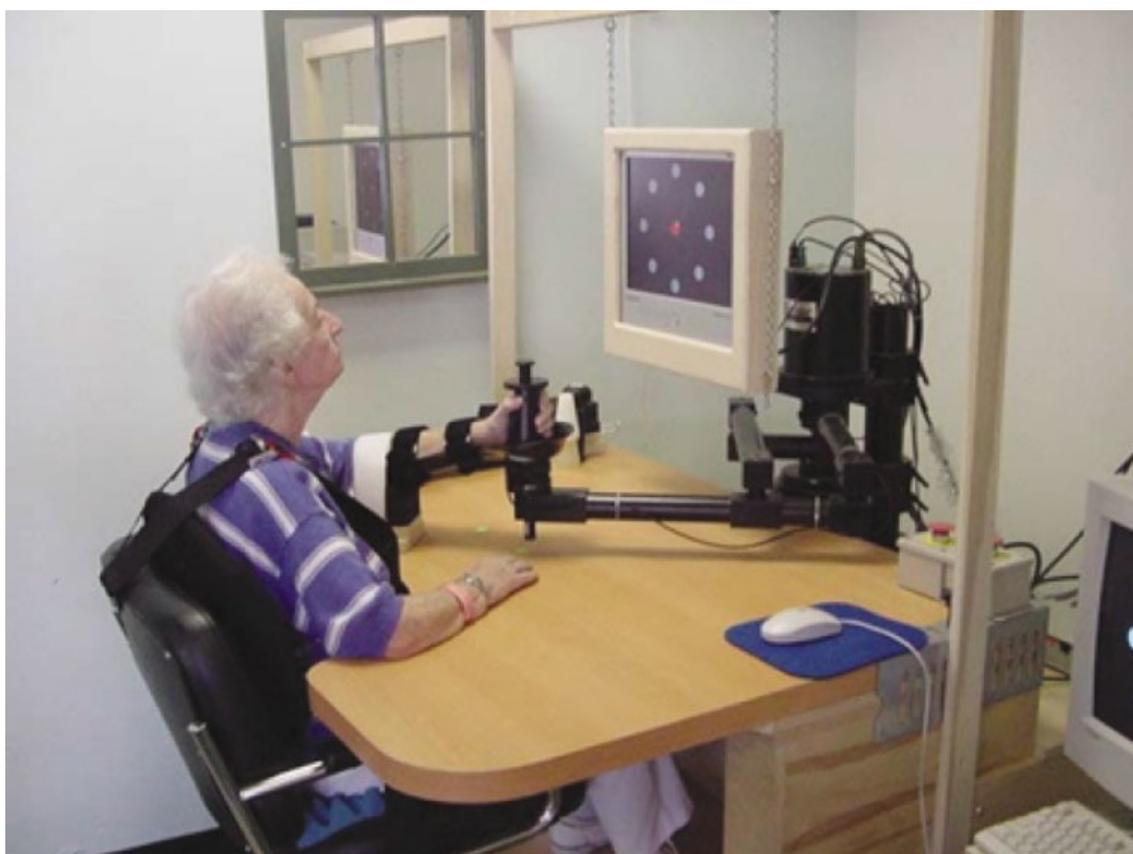


Figura 2.15 – Dispositivo *MIT-MANUS* sendo utilizado por paciente (KREBS et al., 2003).

A estratégia do sistema se adapta ao comportamento do paciente em três aspectos:

1. Capacidade de iniciar o movimento: o algoritmo estabelece disparadores (limiares de tempo, velocidade e sinais eletromiográficos) de modo que o robô inicia o movimento se este não for iniciado;
2. Duração máxima permitida para a execução dos movimentos: é modificada dependendo da capacidade do paciente de realizar o movimento até o final;
3. Parâmetros do controlador: são modificados conforme a medição da capacidade do paciente de se manter dentro da trajetória ótima.

MASIERO et al. (2006), com base no banco de dados do MEDLINE, mostra que vários ECRs foram conduzidos com o *MIT-MANUS* utilizando assistência robótica. Um total de 250 indivíduos com AVE sub-agudo (média de 2 semanas após o primeiro AVE) e crônico (1-5 anos após o AVE) apresentaram melhorias significativas no desempenho motor e funcional e na força muscular, até mesmo após acompanhamento por três anos. Estes indivíduos realizaram cerca de 50 minutos de treinamento diário com dispositivo robótico.

2.3.2 *InMotion ARM™*

O dispositivo robótico *InMotion ARM™*, versão clínica do *MIT-MANUS*, é um braço robótico com 2 GDL ativos; é o dispositivo mais pesquisado para a reabilitação dos membros superiores, testado em mais de 1000 pacientes, com comprovação clínica de melhorias nos escores da MIF. Este dispositivo possui uma tecnologia inteligente e interativa, capaz de se adaptar continuamente e desafiar a capacidade de cada paciente, permitindo que o fisioterapeuta forneça uma terapia intensiva e personalizada de forma eficiente (INMOTION, 2018a).



Figura 2.16 – Braço robótico *InMotion ARM™*. (a) Visão Geral; (b) Sendo utilizado por uma pessoa (INMOTION, 2018a).

A Figura 2.17 mostra o protocolo de avaliação clínica de desenho de círculos de um paciente com AVE crônico utilizando o robô *InMotion ARM™*. À esquerda, Fig. 2.17 (a), está o plano de admissão do paciente e à direita, Fig. 2.17 (b), está o plano de alta do paciente após seis semanas de terapia utilizando o dispositivo *InMotion ARM™*.

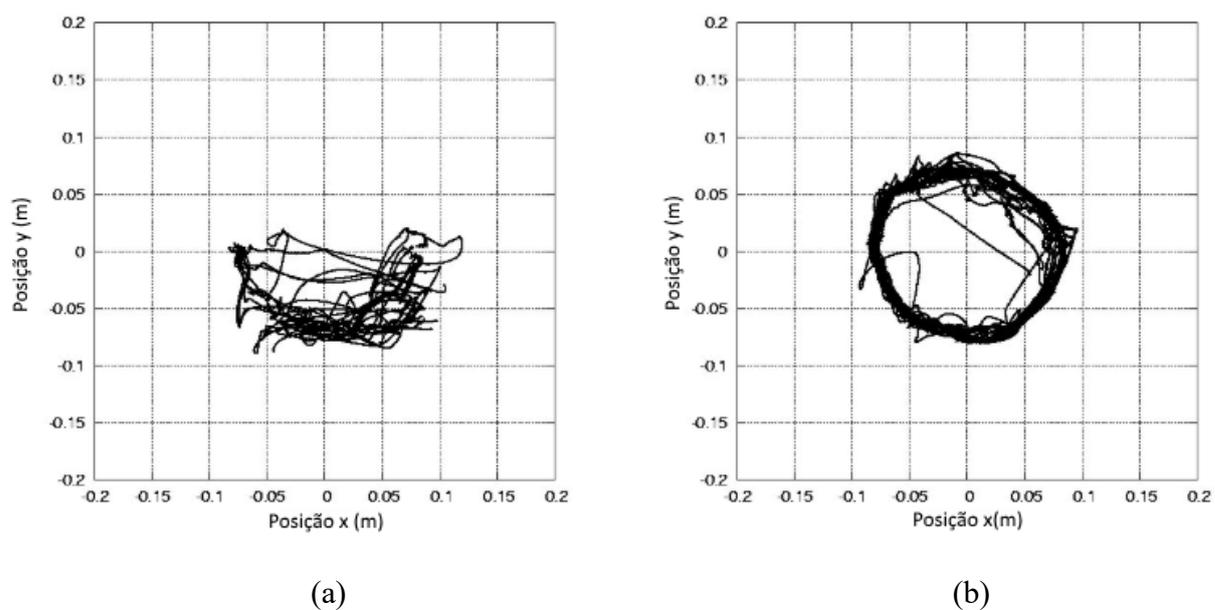


Figura 2.17 – Protocolo de avaliação clínica de desenho circular. (a) Admissão do paciente; (b) Alta do paciente (INMOTION, 2018b).

A Figura 2.18 mostra o protocolo de avaliação clínica com o objetivo de alcançar um alvo de um paciente com AVE crônico utilizando o robô *InMotion ARM*™. À esquerda, Fig. 2.18 (a), está o plano de admissão e à direita, Fig. 2.18 (b), está o plano de alta após seis semanas de terapia utilizando o dispositivo *InMotion ARM*™.

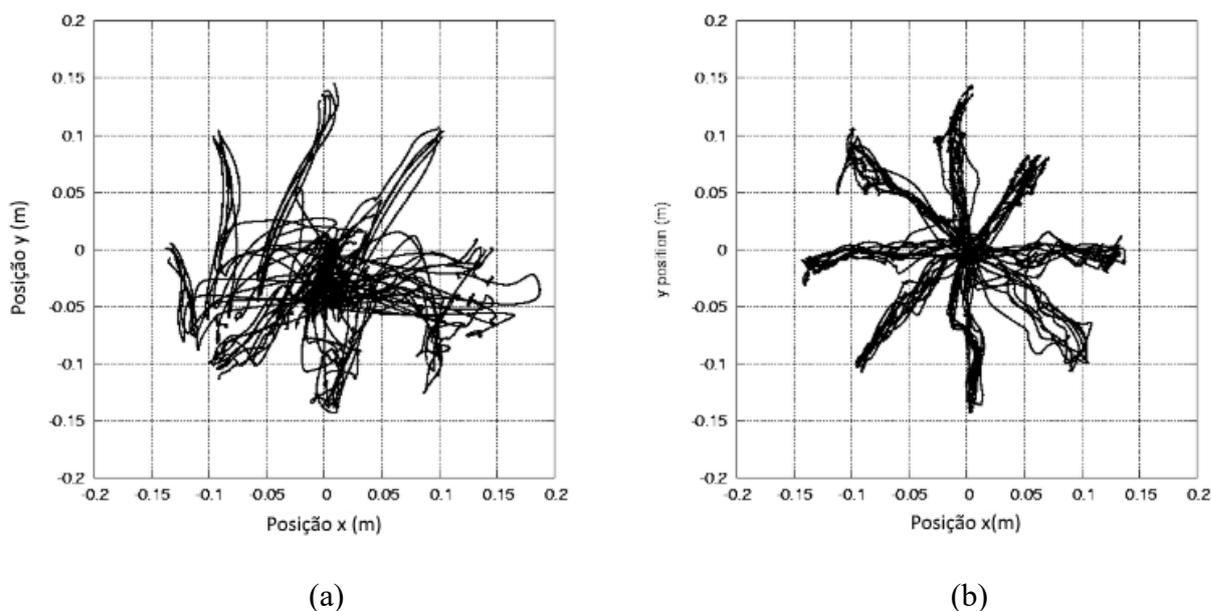


Figura 2.18 - Protocolo de avaliação clínica com o objetivo de alcançar um alvo.
(a) Admissão do paciente; (b) Alta do paciente (INMOTION, 2018b)

O desenho de círculos e o objetivo de alcançar um alvo são parte do protocolo de avaliação clínica incluído no *software InMotion Eval*™ que acompanha o *InMotion ARM*™. Deve-se destacar que não é fornecida assistência ao paciente durante a realização dos protocolos de avaliação clínica.

O *InMotion Eval* quantifica o controle motor dos membros superiores e a recuperação do movimento, permitindo aos médicos distinguir a verdadeira recuperação da compensação. Além disso, este *software* mede o progresso correlacionado com escalas de avaliação tradicionais (como a *Fugl-Meyer*) com base em ganhos mensuráveis e medidas quantificáveis de estabilização do ombro, suavidade do movimento, velocidade média e máxima, etc.

Este dispositivo também possui jogos de exercícios terapêuticos para treinamento do planejamento motor, coordenação, atenção, déficits de campo visual/negligência, entre outros.

2.3.3 LOKOMAT

O LOKOMAT[®] (JEZERNIK et al., 2003) é provavelmente o sistema robótico comercial mais relevante na reabilitação do caminhar. Este sistema consiste em uma órtese bilateral ajustável, atada aos membros inferiores do paciente e atua sobre a flexão/extensão de joelho e quadril de ambas pernas durante o caminhar, enquanto suporta parte do seu peso.



Figura 2.19 – Participante utilizando o LOKOMAT na esteira (JEZERNIK et al., 2004).

Em BANG et al. (2016) o treinamento de marcha assistida por robô (TMAR) utilizando o LOKOMAT foi comparado com o treinamento de marcha em esteira (TME); 18 pacientes pós-AVE foram aleatoriamente designados para TMAR ou TME. A velocidade da marcha, cadência e comprimento do passo foram significativamente maiores no grupo TMAR.

Por outro lado, há evidências de que o treinamento convencional da marcha seria mais eficaz na melhoria da locomoção pós-AVE. Em HIDLER et al. (2009), um estudo comparando o treinamento com LOKOMAT[®] ao treinamento convencional em pessoas pós-AVE, observou que os que receberam treinamento convencional tiveram maiores recuperações em termos de velocidade de marcha e distância percorrida que aqueles que utilizaram o LOKOMAT[®].

Em um estudo similar, com 74 pacientes com AVE subagudo, não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos ao final do estudo, corroborando com a hipótese de

que o tratamento com assistência robótica não é superior à intervenção convencional na melhoria da locomoção em pacientes com AVE (MAYR et al., 2018).

Em JEZERNIK et al. (2004) foi apresentado um conjunto de estratégias para promover a participação ativa do paciente na marcha, e não apenas permitir a atuação do robô passivamente. Segundo os autores, este tipo de algoritmo promoveria uma reabilitação mais efetiva. Nestas estratégias, chamadas “*Patient-Cooperative*”, o sistema leva em conta a intenção do paciente e os esforços voluntários mais do que impor um movimento pré-definido. Para isto, ela se baseia na estimativa do esforço muscular do paciente medindo os momentos produzidos no joelho e quadril (RIENER et al, 2005).

Conjuntamente com o LOKOMAT® jogos e/ou interfaces com feedback visual foram desenvolvidos. MEYER-HEIM et al. (2007) apresenta uma avaliação clínica dos protótipos pediátricos do LOKOMAT®, apresentado como “*DGO*” (*Driven Gait Orthosis*). O “*DGO*” oferece um sistema de biofeedback com diferentes representações gráficas, a fim de melhorar o envolvimento das crianças durante a caminhada. Os resultados obtidos indicaram uma melhoria significativa na velocidade da marcha, sendo o “*DGO*” integrado com sucesso como parte do programa de reabilitação clínica.

GÖTZ et al. (2011) apresentam um ambiente de jogo denominado “*Gabarello*”, Fig. 2.20, que une as metas terapêuticas obtidas da neurologia clínica com elementos motivadores da concepção do jogo durante a reabilitação da marcha assistida por robô. A atividade do paciente é analisada através de medições de forças e transformadas em parâmetros do jogo, mantendo a motivação do paciente por meio dessa interação de dados.

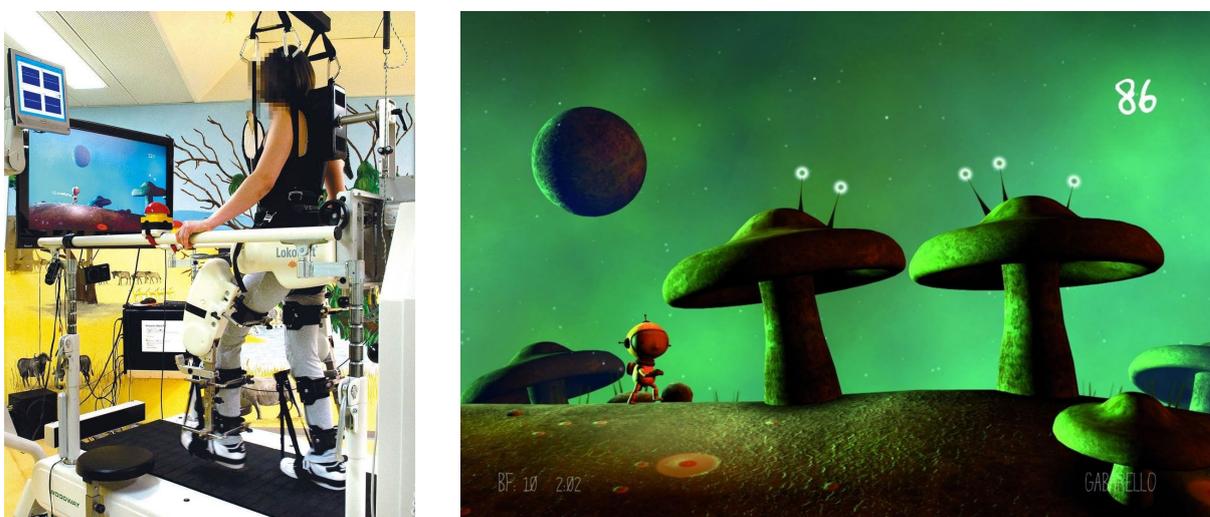


Figura 2.20 - (a) Paciente exercitando na órtese LOKOMAT enquanto joga o “*Gabarello*”.
(b) Foto da tela do jogo “*Gabarello*” desenvolvido (GÖTZ et al., 2011).

2.3.4 Pneu-WREX

O *Pneu-WREX*, Fig. 2.21, é um braço robótico do tipo exoesqueleto com 4 GDL que permite movimentos tridimensionais do braço e pode aplicar até 40 N de força para assistência mediante a combinação de atuadores pneumáticos e contrabalanço passivo. Possui controle em dois níveis: nível inferior que exerce controle de força de cilindros pneumáticos e nível superior que realiza um controle de posição modificado conforme estratégia de assistência adaptativa (SANCHEZ Jr et al., 2005; WOLBRECHT et al., 2006).



Figura 2.21 - Braço robótico para reabilitação do membro superior *Pneu-WREX* (REINKENSMEYER et al., 2012).

A estratégia de assistência adaptativa do nível superior é composta por 3 partes:

1. Controlador em forma de esfera “minguante”: o robô atua dentro de uma esfera cujo raio diminui a uma taxa exponencial em função do tempo; se o paciente se move mais rápido que o encolhimento da esfera não recebe assistência;
2. Termo com fator de esquecimento espacial: movimenta o braço em direção ao alvo e diminui a força conforme se aproxima deste;
3. Fator de esquecimento temporal: diminui a quantidade de assistência em cada movimento.

REINKENSMEYER et al. (2012) faz uma comparação do treinamento tridimensional do braço/mão utilizando o controlador *assist-as-needed* com o braço robótico *Pneu-WREX* com a terapia convencional em pessoas com AVE crônico. O treinamento com assistência robótica é, normalmente, tão eficaz quanto a terapia convencional. Os autores acreditavam que aperfeiçoar a forma como a assistência robótica é fornecida durante o treinamento poderia tornar a terapia robótica mais eficaz do que a terapia convencional.

Os autores mediram o efeito terapêutico de um robô em indivíduos pós-AVE ao realizar tarefas virtuais tridimensionais contra a gravidade. O robô estima continuamente a quantidade de assistência necessária aos pacientes para realizar as tarefas e fornece uma assistência um pouco menor do que o necessário para reduzir o relaxamento do paciente.

Os indivíduos com AVE crônico ($n = 26$; escore *FM* do membro superior = 23 ± 8) foram alocados aleatoriamente em dois grupos e receberam 24 sessões de treinamento de uma hora em 2 meses. Um grupo recebeu o treinamento com assistência robótica utilizando *assist-as-needed*, *Grupo Robô*, e o outro recebeu terapia convencional, *Grupo Controle*, com a supervisão de um fisioterapeuta.

O treinamento ajudou os dois grupos a reduzir significativamente o comprometimento motor, medido pelo escore de *Fugl-Meyer*, mas a melhora foi pequena ($3,0 \pm 4,9$ pontos para terapia robótica versus $0,9 \pm 1,7$ para terapia convencional). Houve uma tendência para maior redução no *Grupo Robô* ($p = 0,07$). O *Grupo Robô* manteve esse ganho em grande parte do acompanhamento após 3 meses.

O *Grupo Robô* também experimentou melhorias significativas no escore *Box & Blocks* e na força de aderência, enquanto o *Grupo Controle* não, porém essas melhorias não se mantiveram durante o acompanhamento. Além disso, o *Grupo Robô* mostrou uma tendência para uma maior melhora na função sensorial, conforme medido pelo Teste Sensorial de Nottingham ($p = 0,06$).

Quando perguntados qual programa de treinamento eles preferiam, participantes que haviam experimentado o programa de robôs mais frequentemente escolheram o programa do robô. Eles o classificaram como menos tedioso e, com este programa, eles eram mais propensos a completar as atividades em casa. Os participantes do *Grupo Controle* ainda preferiram a terapia robótica com base em sua experiência limitada, mas não tão forte como aqueles que participaram do *Grupo Robô*.

2.3.5 Anklebot

Em IBARRA (2014) é apresentado o desenvolvimento de uma estratégia de assistência adaptativa mediante a implementação de um controle de impedância variável para o robô de reabilitação do tornozelo *Anklebot*, Fig. 2.22, que assiste ao paciente somente quando e quanto for necessário, *assist-as-needed*.

A quantidade de assistência dada pelo robô também é adaptada conforme o desempenho do paciente em jogos desenvolvidos. Estes consistem em atingir uma sequência de alvos, com uma pontuação acumulada como parte da realimentação, para motivar o paciente.

Os resultados confirmaram que o aumento do desempenho do paciente gera uma diminuição da assistência robótica, e vice-versa.



Figura 2.22 – Dispositivo robótico para reabilitação do tornozelo Anklebot (ANKEBOT, 2017).

2.3.6 Freebal

O sistema “*Freebal*” já apresentado anteriormente, é uma estrutura robótica para reabilitação do membro superior baseada em cabos que diminuem os esforços durante os movimentos. As forças nos cabos podem ser aumentadas ou diminuídas dependendo do nível

do jogo, simulando uma compensação de gravidade conforme o desempenho do paciente (PRANGE et al, 2009).

2.4 Estruturas Robóticas para Reabilitação Bilateral e Bimanual.

Os movimentos de reabilitação são classificados como bilaterais quando fazem o uso de ambos os lados do corpo humano. Estes movimentos são, geralmente, atrelados às AVDs. No movimento bimanual há uso simultâneo de ambas as mãos de forma acoplada. Tarefas bimanuais são difíceis de serem realizadas por pessoas com AVE hemiparéticos. Estudos recentes indicam que terapias envolvendo a cooperação entre os membros resultam na recuperação de outras atividades como andar e manipulação unilateral (MALABET et al., 2010; CARDOSO et al., 2017).

2.4.1 TYROMOTION DIEGO®

O DIEGO®, desenvolvido pela TYROMOTION (2017) é um dispositivo de reabilitação para ombros e braços versátil, uni e bilateral, que possui um sistema de compensação de gravidade e se adapta às necessidades individuais de cada paciente.

Este sistema pode ser considerado uma versão comercial e mais evoluída do sistema *Freebal* apresentado em PRANGE et al (2009) e citado anteriormente.

O DIEGO® também possui um sistema de realidade virtual que estimula e facilita o treinamento. Com uma área terapêutica tridimensional e realidade virtual, o DIEGO® possibilita a transferência do aprendizado durante a terapia para as AVDs.



Figura 2.23 – Tyromotion Diego sendo utilizado com realidade virtual por um participante (TYROMOTION, 2017).

2.4.2 *H-O-H*

Em REINKENSMEYER et al. (1992) é apresentado um dos primeiros dispositivos projetados para o movimento bimanual, o *H-O-H* (*Hand-Object-Hand* ou Mão-Objeto-Mão). No sistema *H-O-H*, os usuários colocavam as mãos em dois manipuladores, consistindo de uma alça presa a um motor de torque, que limitavam o movimento da mão a movimentos do pulso de um GDL no plano horizontal. Um transdutor de força foi colocado entre as mãos do usuário.

Como os comprimentos das mãos são conhecidos, o sistema mão-objeto resultante tem um grau de liberdade: as mãos e o objeto formam um paralelogramo definido por um único ângulo θ , Fig. 2.24, medido por um potenciômetro fixado ao eixo do motor.

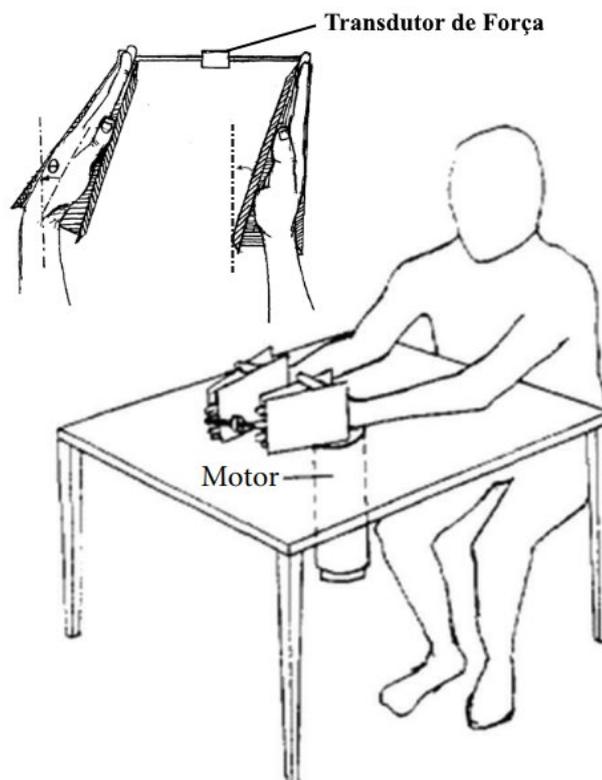


Figura 2.24 – Dispositivo H-O-H com visão superior do transdutor de força entre as partes distais das alças (Adaptado de VAN DELDEN et al., 2012).

Para alguns movimentos de teste, foram medidos os ângulos de ambas as mãos, a fim de verificar se havia um deslizamento não percebido da carga ou uma quantidade considerável de compressão dos dedos durante o movimento.

Três participantes realizaram movimentos rápidos e precisos de 15 graus no punho. Um alvo de 2 graus de largura foi apresentado em um osciloscópio. A posição alvo inicial era de -7,5 ou + 7,5 graus, dependendo se um movimento para a esquerda ou para a direita estivesse sendo registrado.

Quando o participante alcança o alvo, este pula 15 graus na direção oposta após um atraso aleatório de até 2 segundos. Os participantes foram instruídos a "maximizar a velocidade do movimento sem deixar a carga cair enquanto alcançavam o alvo". A velocidade foi calculada diferenciando digitalmente o sinal de posição obtido a partir do potenciômetro.

A cinemática produzida por essa estratégia de controle é quase indistinguível daquelas produzidas durante movimentos de mão única, mas os torques são bem diferentes. Quando as pessoas movem uma carga com rapidez e precisão, movem uma mão mais rápido que a outra e

a mão mais rápida empurra a mão mais lenta, ou seja, uma mão acelera não apenas a si mesma, mas também a carga e a outra mão, enquanto a outra mão freia o sistema mão-objeto-mão. A mão mais lenta se comporta como uma mola, resiste a ser empurrada.

Aparentemente, aproveitando-se da similaridade dinâmica e das propriedades do músculo semelhantes às da mola, o sistema de controle motor humano pode controlar o sistema bimanual simplesmente modificando os padrões de ativação muscular, podendo ajudar entender a organização do sistema de controle motor humano (REINKENSMEYER et al., 1992).

2.4.3 *Bimanual Lifting Rehabilitator*

Em LUM et al. (1995) foi imaginado o desenvolvimento de uma família de dispositivos de baixo custo, cada um projetado para treinar a coordenação em uma AVD específica, que poderia ser usada por terapeutas físicos e ocupacionais. Para esta finalidade, foi construído o *Bimanual Lifting Rehabilitator* (Reabilitador de Levantamento Bimanual) para auxiliar pacientes hemiplégicos pós-AVE em umas das AVDs, o levantamento bimanual.

Nesta tarefa, os participantes levantam um objeto de uma mesa com as duas mãos, o seguram estaticamente e, em seguida, o recolocam na mesa. O reabilitador mede o desempenho do indivíduo e se a mão deficiente não puder contribuir durante a tarefa, o reabilitador a substitui.

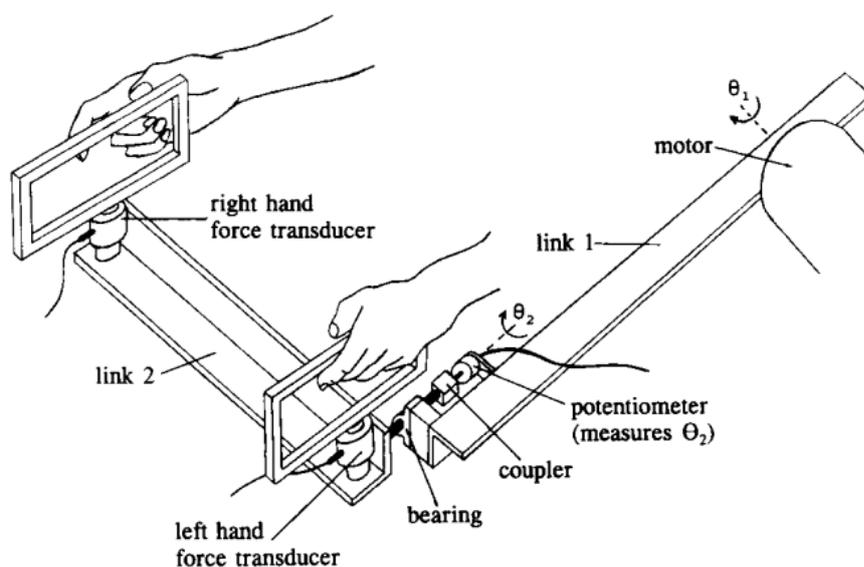


Figura 2.25 – Reabilitador para o levantamento bimanual (LUM et al., 1995).

O reabilitador é um acoplamento de 2 GDL que captura a dinâmica do levantamento bimanual, conforme mostrado na Fig. 2.25. O usuário sentado, coloca os cotovelos perto do eixo de rotação do elo 1 e levanta o reabilitador girando o elo 1 enquanto mantém o elo 2 na horizontal; um potenciômetro mede θ_2 e outro potenciômetro (não mostrado) no eixo de rotação do elo 1 mede θ_1 .

O elo 2 pode ser considerado o objeto a ser levantado com o elo 1, fornecendo tanto a medição da posição vertical do objeto quanto a assistência quando a força da mão esquerda é inadequada. A posição vertical do objeto é definida com θ_1 e a inclinação do objeto θ_2 . A configuração de referência foi escolhida quando ambos os elos estão na posição horizontal ($\theta_1 = \theta_2 = 0$).

A assimetria nas forças das mãos resulta na inclinação do objeto, assim como no levantamento de objetos livres. Estes também podem ser levantados com apenas uma mão, se esta gerar torques suficientemente grandes. Foram instalados transdutores de força entre o objeto e cada uma das alças para medir as forças verticais aplicadas pelas mãos. O motor, regula a inclinação para zero, auxiliando o braço debilitado a levantar o objeto (que deve ter inclinação zero se as forças nas duas alças forem as mesmas).

2.4.4 *BATRAC*

O *BATRAC* (“*Bilateral Arm Training with Rhythmic Auditory Cueing*” ou Treinamento Bilateral com Estímulo Auditivo Rítmico) foi introduzido em conjunto com um treinador de braço bilateral, Fig. 2.26.

O dispositivo consiste em duas alavancas em T independentes montadas em trilhos quase sem fricção que podem se mover no plano transversal perpendicular ao usuário. As alças devem ser empurradas para a frente e para trás, com os dois membros superiores simultaneamente (em fase) ou alternadamente (antifase), a uma frequência estimulada por um metrônomo (aparelho que emite pulsos sonoros de duração regular), fornecendo estímulos auditivos.



Figura 2.26 - BATRAC sendo utilizado por uma pessoa (ALLIED HEALTH, 2019).

Se o paciente não conseguir segurar a alavanca do lado mais debilitado, a mão é presa nele. O BATRAC foi utilizado pela primeira vez em um estudo envolvendo um grupo com 14 pacientes com AVE crônico, que receberam 6 semanas de treinamento, três vezes por semana, quatro sessões de 5 minutos cada. A avaliação pós-tratamento revelou melhorias na avaliação de *Fugl-Meyer*, teste de função motora de lobo (*WMFT*), bem como medidas de força e amplitude de movimento medidas para o membro superior mais e menos comprometido. A maioria desses benefícios se mantiveram no acompanhamento após oito semanas (WHITALL et al., 2000).

Em outra intervenção realizada com 14 pacientes com AVE crônico (4 sessões de 2 horas por semana durante 2 semanas), RICHARDS et al. (2008) obtiveram como resultado um aumento no uso diário do membro superior mais debilitado.

Em WHITALL et al. (2011) um grande ECR com pacientes com AVE crônico utilizando o BATRAC foi comparado com exercícios terapêuticos de dose combinada. Um total de 111 pacientes foram randomizados em ambos os grupos de intervenção e receberam 6 semanas de duração com 3 sessões de treinamento por semana.

As melhorias na função do membro superior foram comparáveis entre os dois grupos pós-tratamento e mantidas após 4 meses. Houve, no entanto, maiores adaptações na ativação cerebral após a utilização do BATRAC do que no grupo controle.

2.4.5 Tailwind

O dispositivo Tailwind, Fig. 2.27, é uma versão comercial do BATRAC. Este dispositivo é produzido para treinamento doméstico e difere do dispositivo original, já que o Tailwind também permite movimentos para cima e para fora, Fig. 2.27 (b) azul e vermelho, respectivamente.

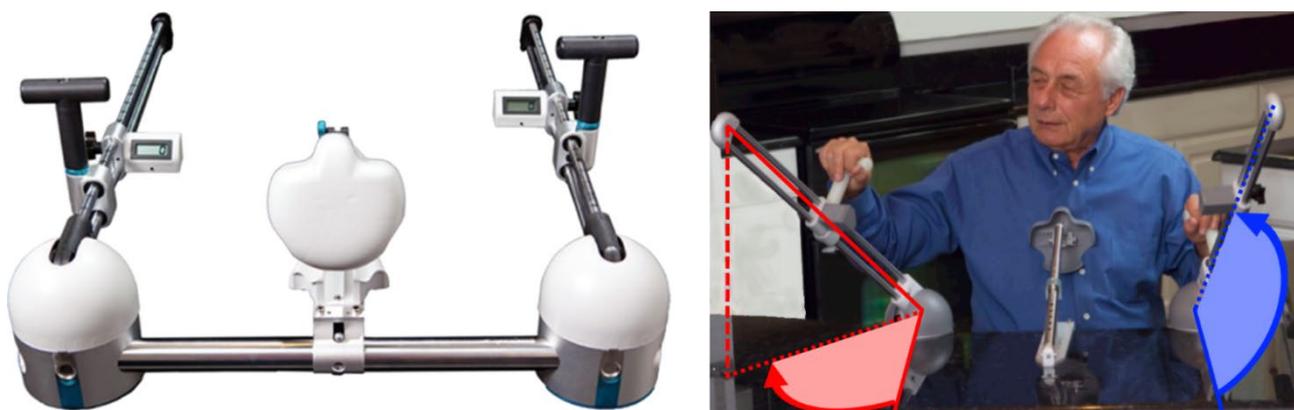


Figura 2.27 – Dispositivo Tailwind: (a) visão geral; (b) utilização por uma pessoa mostrando os movimentos para cima (azul) e para fora (vermelho) (Adaptado de VAN DELDEN et al., 2012; ORTOMETRIX, 2019).

2.4.6 Reha-Slide e Reha-Slide Duo

O *Reha-Slide Duo*, Fig. 2.28 (a), consiste em uma mesa com duas alças que correm em trilhos paralelos e podem ser movidas para frente e para trás separadamente, similar ao Tailwind. A mesa na qual os trilhos são colocados pode ser inclinada até 20° para movimentos ascendentes e a fricção para movimentos para frente e para trás pode ser ajustada para ambas as alças separadamente através de elementos de freio de borracha, ajustáveis em uma faixa de 5 N a 80 N (VAN DELDEN et al., 2012).

O *Reha-Slide*, Fig. 2.28 (b), consiste na mesma mesa inclinável com trilhos paralelos como o *Reha-Slide Duo*; no entanto, uma haste adicional conecta as duas alças em ambos os lados, distantes 75 cm uma da outra, semelhante a um rolo. O dispositivo permite treinamento unilateral ou bilateral de até 3 GDL: a haste pode ser movida para frente e para trás em 30 cm (extensão e flexão do cotovelo), lateralmente em ambas as direções em 15 cm (abdução e

adução do ombro) e girada em 360° (flexão e extensão do punho). As alças são unidas, de modo que o membro superior menos comprometido pode guiar o membro superior mais debilitado durante o treinamento. O *Reha-Slide* e *Reha-Slide Duo* estão disponíveis comercialmente na *Reha-Stim* na Alemanha (VAN DELDEN et al., 2012).



Figura 2.28 – Dispositivos bilaterais/bimanual: (a) *Reha-Slide Duo*; (b) *Reha-Slide* (VAN DELDEN et al., 2012; REHA-STIM, 2018b).

O *Reha-Slide* foi testado pela primeira vez com 2 pacientes de 5 a 6 semanas após o AVE (HESSE, 2007). Ambos os pacientes treinaram por 20-30 minutos todos os dias úteis por 6 semanas. O treinamento incluiu ciclos de movimento para frente e para trás e desenho de um quadrado no sentido horário e anti-horário, enquanto girava os pulsos. Estes exercícios foram repetidos com a prancha inclinada de modo que o paciente movesse as mãos para o nível do ombro. O número total de ciclos de movimento praticados foi de cerca de 400. Ambos os pacientes apresentaram melhora na força muscular e nos escores da *FM*.

Em HESSE et al. (2008), para comparar o treinamento com o dispositivo mecânico para o braço *Reha-Slide* e a estimulação elétrica dos músculos extensores do punho, foi realizado um ECR com 54 pacientes com AVE subagudo (4 a 8 semanas) com paresia grave do membro superior. Os pacientes praticaram de 20 a 30 minutos de exercícios com o *Reha-Slide* ou estimulação elétrica todos os dias úteis por 6 semanas, totalizando 30 sessões.

O treinamento envolveu movimentos bilaterais visando a prática repetitiva de movimentos isolados e complexos, com o lado não parético guiando o lado parético, se

necessário. O grupo controle, recebeu estimulação elétrica neuromuscular nos músculos extensores do punho parético, pois é a terapia padrão na Alemanha no tratamento de membro superior severamente afetado, recomendada pelas diretrizes da Sociedade Neurológica Alemã.

Como desfecho primário, a avaliação de *Fugl-Meyer* melhorou para ambos os grupos ($p < 0,001$), mas essa melhora não diferiu entre os grupos. Os escores médios iniciais (finais) da avaliação de *Fugl-Meyer* foram $8,8 \pm 4,8$ ($19,2 \pm 14,5$) para o treinamento com o *Reha-Slide* e $8,6 \pm 3,5$ ($13,6 \pm 7,9$) para o grupo controle.

Como desfechos secundários foram realizados o teste de “*Box and Block*” (Caixa e Bloco) e a Escala de Ashworth Modificada (EAM), avaliados de forma cega no momento da admissão do paciente, após 6 semanas e após acompanhamento de 3 meses.

No teste de “Caixa e Bloco”, nenhum paciente conseguia transportar um bloco inicialmente, mas ao término significativamente mais pacientes que utilizaram o *Reha-Slide* foram capazes de transportar pelo menos três blocos (cinco *vs.* zero, $p = 0,023$); cinco destes pacientes conseguiram transportar uma média de $19,2 \pm 13,5$ blocos.

O tônus muscular, medido com a EAM, permaneceu constante durante o estudo para o grupo que utilizou o *Reha-Slide*, enquanto que aumentou no grupo controle ($p < 0,001$). Ambos os grupos diferiram no acompanhamento ($p = 0,018$).

Os autores concluem que o treinamento com o dispositivo mecânico de braço *Reha-Slide* não levou a um resultado primário superior ao treinamento com estimulação elétrica. A abordagem proximal em vez de distal e o risco de desviar a atenção do lado parético com a prática bilateral podem explicar este resultado. No entanto, nos resultados secundários os pacientes parecem se beneficiar mais do treinamento com o *Reha-Slide*.

No início do estudo, dois pacientes do grupo do *Reha-Slide* desistiram devido à dor no ombro. Os autores levantaram como possibilidade que a inclinação da prancha exigisse elevação do braço além de 90 graus, o que poderia ter provocado os efeitos adversos. Os terapeutas foram instruídos a posicionar adequadamente o paciente e limitar a inclinação impedindo os pacientes de mover as mãos acima do nível do ombro; o problema não voltou a ocorrer.

2.4.7 Bi-Manu-Track

Desenvolvido pelo mesmo grupo de pesquisa que desenvolveu o Reha-Slide, o Bi-Manu-Track, Fig. 2.29, é um dispositivo motorizado que possibilita o treinamento de dois movimentos bilaterais do braço: pronação/supinação do antebraço e flexão e extensão do punho. Para alternar entre os movimentos, o dispositivo pode ser inclinado em 90°.



Figura 2.29 – Bi-Manu-Track sendo utilizado por uma pessoa (REHA-STIM, 2018a).

O Bi-Manu-Track possui três modos de treinamento:

1. *Passivo-Passivo*: o robô controla os dois braços;
2. *Ativo Passivo*: o membro superior menos comprometido movimenta ativamente a alça enquanto o robô guia o membro mais comprometido;
3. *Ativo-Ativo*: ambos os braços se movimentam ativamente superando uma resistência isométrica inicial.

Os movimentos podem ser espelhados simétricos (em fase) ou paralelos (antifase). A amplitude, velocidade e resistências podem ser definidas individualmente.

O Bi-Manu-Track foi testado primeiramente em 12 pacientes com AVE crônico, (HESSE et al., 2003), que receberam diariamente um treinamento de 15 minutos nos três modos

do Bi-Manu-Track, todos os dias úteis durante 3 semanas. Após o tratamento, os escores da EAM revelaram uma redução significativa do tônus muscular no punho e nos dedos. Porém, retornaram aos valores pré-tratamento após o acompanhamento de 3 meses.

Em HESSE et al. (2005), um ECR comparou os efeitos do tratamento com o Bi-Manu-Track com o tratamento de estimulação elétrica do extensor do punho em pacientes com hemiparesia grave. No total, 44 pacientes pós AVE (4 a 8 semanas) foram randomizados em ambos os grupos e treinaram por 20 minutos todos dias úteis durante 6 semanas.

O grupo Bi-Manu-Track realizou 800 repetições por sessão: 200 ciclos de punho no modo passivo-passivo e 200 no modo ativo-passivo, 200 ciclos de antebraço no modo passivo-passivo e 200 no modo ativo-passivo. Esses pacientes também praticaram 25 a 50 repetições no modo ativo-ativo. O grupo de estimulação elétrica praticou de 60 a 80 repetições de extensão de punho por sessão. A força muscular do membro superior e os escores *FM* aumentaram significativamente mais no grupo Bi-Manu-Track pós-tratamento e após 3 meses de acompanhamento.

Em YANG et al. (2012), foram examinados 21 pacientes com AVE crônico; os treinamentos unilateral e bilateral com o Bi-Manu-Track foram comparados entre si e com a reabilitação convencional do membro superior. O grupo Bi-Manu-Track bilateral recebeu treinamento semelhante ao do estudo anterior descrito acima. O grupo Bi-Manu-Track unilateral treinou apenas o membro superior mais debilitado. No modo ativo-ativo, o membro superior mais debilitado tinha que mover a alça contra uma resistência (definida por um terapeuta) durante todo o movimento. O grupo controle recebeu tratamento em dose equivalente com atividades envolvendo suporte de peso, alongamento, fortalecimento e coordenação unilateral e bilateral, entre outras tarefas motoras.

O grupo Bi-Manu-Track unilateral melhorou mais a pontuação geral na *FM*, subscore proximal e força muscular distal do que os grupos Bi-Manu-Track bilateral e controle. No entanto, o grupo Bi-Manu-Track bilateral teve maiores ganhos em força muscular proximal do que os grupos Bi-Manu-Track unilateral e controle. Não houve diferenças na EAM.

Em WU et al. (2012), foi realizado um ECR com pacientes com AVE crônico, comparando o treinamento bilateral do membro superior com o Bi-Manu-Track com o treinamento bilateral de membro superior realizado por terapeutas e um grupo controle.

Todos os grupos receberam 90 a 105 minutos de treinamento por sessão, 5 sessões por semana, durante 4 semanas. O grupo Bi-ManuTrack bilateral recebeu treinamento semelhante ao descrito no ECR em HESSE et al. (2005). O grupo de treinamento bilateral com terapeuta, praticou uma variedade de tarefas funcionais bilaterais sob supervisão. O grupo controle realizou atividades terapêuticas convencionais para o membro superior, tarefas motoras unilaterais e bilaterais e prática compensatória em tarefas funcionais.

Na *FM* o grupo de treinamento bilateral com terapeutas apresentou maiores escores. Na *SIS* o grupo Bi-Manu-Track foi melhor na subescala de força, domínio da função física e escore total do que o grupo controle.

Além disso, as variáveis cinemáticas diferiram entre os três grupos. O grupo de treinamento bilateral com terapeutas demonstrou eficiência e suavidade temporal significativamente melhor, movimento de tronco mais reto e menor compensação de tronco em comparação com os grupos Bi-Manu-Track e de controle. O grupo Bi-Manu-Track aumentou a flexão do ombro em comparação com os grupos de treinamento bilateral com terapeutas e controle.

O Bi-Manu-Track está disponível comercialmente na Reha-Stim na Alemanha.

2.4.8 SEAT

O *SEAT* (*Simulation Environment for Arm Therapy* ou Ambiente de Simulação para Terapia de Braço), Fig. 2.30, é um dispositivo robótico de 1 GDL com um volante bipartido e um servomotor. O volante faz interface com o simulador de direção que gera cenas de estradas. Durante a condução bilateral pelo usuário, as forças geradas por cada braço são medidas de forma independente (VAN DELDEN et al., 2012).



Figura 2.30 –Ambiente de simulação para terapia de braço *SEAT* (VAN DELDEN et al., 2012).

O *SEAT* permite três modos de operação:

1. *Movimento Passivo*: o membro superior menos comprometido dirige, enquanto o mais debilitado é movido passivamente com a ajuda do servomecanismo;
2. *Direção Ativa*: os indivíduos são instruídos a dirigir com o membro superior mais debilitado enquanto relaxam o membro superior contralateral;
3. *Direção Normal*: os indivíduos são encorajados a praticar uma condução coordenada e melhorar sua simetria de força, dirigindo ativamente com ambos os membros superiores.

Neste último modo quando o paciente tenta usar a mão menos afetada, um aviso o lembra (sugestão) para não o fazer. Se o paciente ignorar o aviso, o fisioterapeuta intervém com um incentivo verbal para usar o membro comprometido. Na implementação, o lembrete é o enrijecimento do volante proporcionalmente ao uso do braço forte. Ao interromper a capacidade do usuário de controlar facilmente o volante, leva-se à conscientização imediata do uso do braço forte e a ação corretiva (JOHNSON et al., 2005).

Em JOHNSON et al. (2005), um experimento envolvendo 8 pacientes com AVE crônico e 8 indivíduos saudáveis, comparou os efeitos da direção com o modo de *direção ativa* com a *direção normal* (grupo controle). A hipótese levantada por este estudo afirmava que o modo com o feedback de força poderia “motivar” o uso do braço comprometido durante a tarefa de direção bilateral, e reduzir o uso excessivo do braço menos afetado.

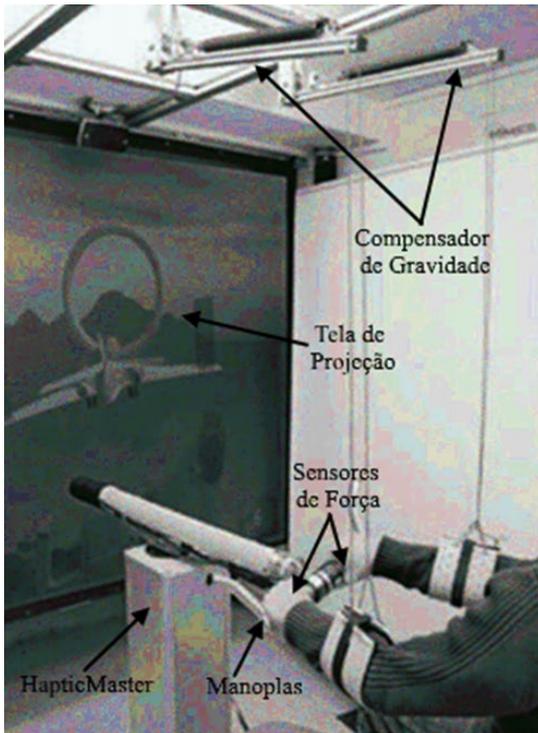
Indivíduos com comprometimento neurológico e motor severo frequentemente utilizam o tronco para ajudá-los a completar algumas tarefas. Desta forma, como já antecipado, os indivíduos hemiplégicos com baixa função motora poderiam tentar usar ajustes posturais para ajudar seu braço debilitado a completar as rotações do volante. Assim, a atividade postural foi examinada para determinar se o aumento da atividade muscular foi devido ao uso forçado do braço mais debilitado ou apenas devido aos ajustes posturais.

Os resultados experimentais demonstram que o feedback de força diminuiu a tendência de sujeitos hemiplégicos de produzir torques contra produtivos durante tarefas de direção bilaterais ($p < 0,05$) e aumentaram significativamente a atividade de torque produtivo que exigiam o movimento de braço debilitado nas direções para cima e contra a gravidade. O aumento do torque produzido foi significativamente maior do que dos indivíduos do grupo controle.

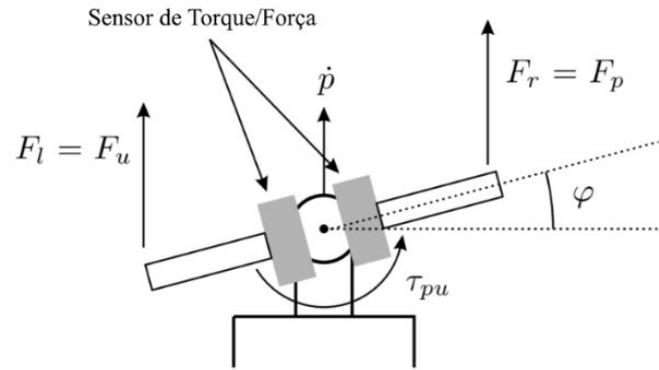
Os resultados também foram verificados utilizando eletromiografia de superfície (*sEMG*) nos principais músculos do braço debilitado e constatou-se um aumento significativo na atividade *sEMG* em vários músculos.

2.4.9 ABRT

TRLEP et al. (2011) desenvolveram outro sistema robótico projetado para tarefas de direção, o “*ABRT*” (*Adaptive Bimanual Robotic Training* ou Treinamento Robótico Bimanual Adaptativo). Este sistema usa o sistema robótico *HapticMASTER*, com os 3 GDL, já existentes, expandidos com uma junta ativa extra no final do robô para permitir a simulação de um volante ativo. O guidão bimanual montado no efetuador do robô gira como um volante e pode medir as forças geradas por cada braço independentemente, Fig. 2.31.



(a)



(b)

Figura 2.31 - ABRT: (a) utilizado por um indivíduo; (b) detalhe do guidão bimanual com os sensores de torque/força independentes (Traduzido e adaptado de TRLEP et al., 2011).

Com ambos os membros superiores apoiados por um mecanismo passivo de compensação por gravidade (ver Fig. 2.31 (a)) os indivíduos podem executar tarefas em um ambiente de simulador de voo virtual.

Durante o exercício, os indivíduos são estimulados a usar o membro superior mais debilitado contra a resistência produzida pelo robô. Se não for capaz de realizar a tarefa, as forças aplicadas pelo membro menos comprometido são reduzidas usando um ganho adaptativo para estimular o uso do membro superior mais debilitado.

Este sistema foi testado em 4 pacientes pós AVE que receberam 2 sessões por semana durante 4 semanas. Cada exercício foi realizado pela primeira vez unilateralmente, utilizando o membro superior menos comprometido, posteriormente no modo bilateral e, finalmente, como um exercício unilateral do membro superior mais debilitado.

O treinamento resultou em melhorias no desempenho em tarefas bilaterais e unilaterais de orientação e rastreamento de posição.

2.4.10 CBRD

Um sistema de reabilitação bimanual chamado “CBRD” (“*Compliant Bimanual Rehabilitation Device*” ou *Dispositivo de Reabilitação Bimanual Complacente*) foi patenteado em MCAMIS et al. (2016). Este dispositivo permite que o usuário ou as mãos do operador sejam acopladas a uma variedade de rigidez de acoplamento e em uma variedade de modos de simetria, Fig. 2.32, levando a uma reabilitação aprimorada do braço debilitado.

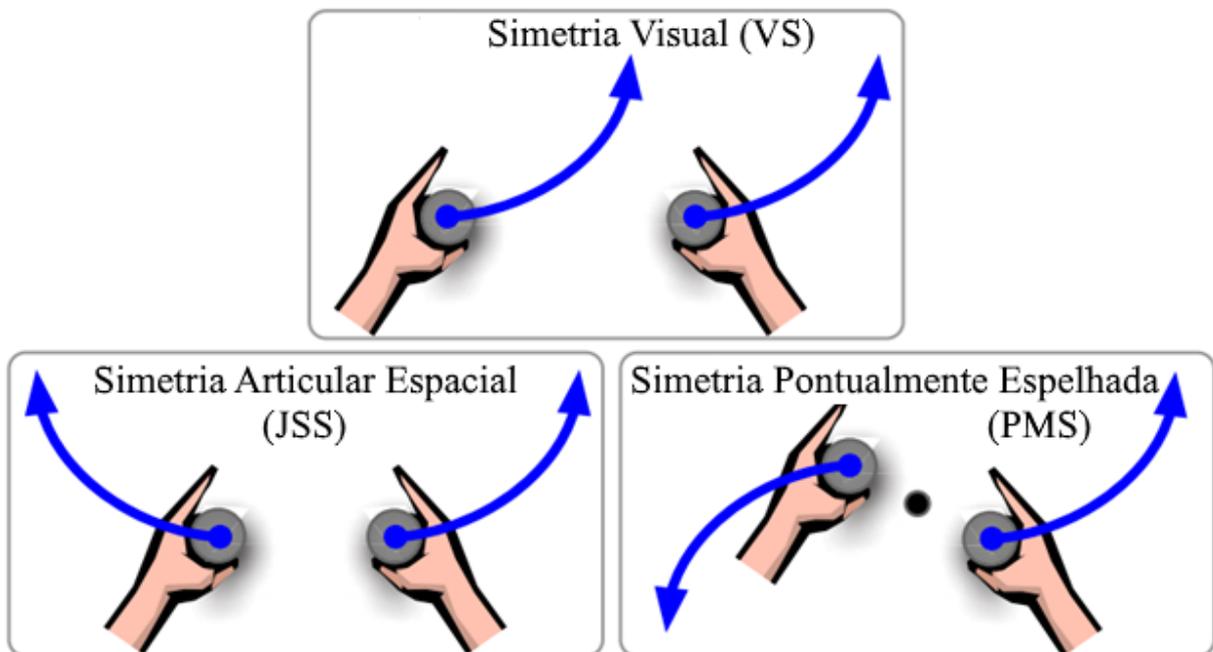


Figura 2.32 - Modos de simetria bimanual: Simetria Visual (movimento pelo mesmo caminho visual), Simetria Articular Espacial (ângulos articulares espelhados); e Simetria Pontualmente Espelhada (movimentos espelhados em relação a um ponto) (MCAMIS et al., 2012).

Estruturalmente, este dispositivo, Fig. 2.33, inclui um conjunto de suportes deslizantes ao longo de um eixo y e acoplado a uma base, um conjunto superior acoplado rotativamente ao longo de um eixo z , alças deslizantes ao longo de um eixo x acopladas ao conjunto superior e conjuntos de manoplas.

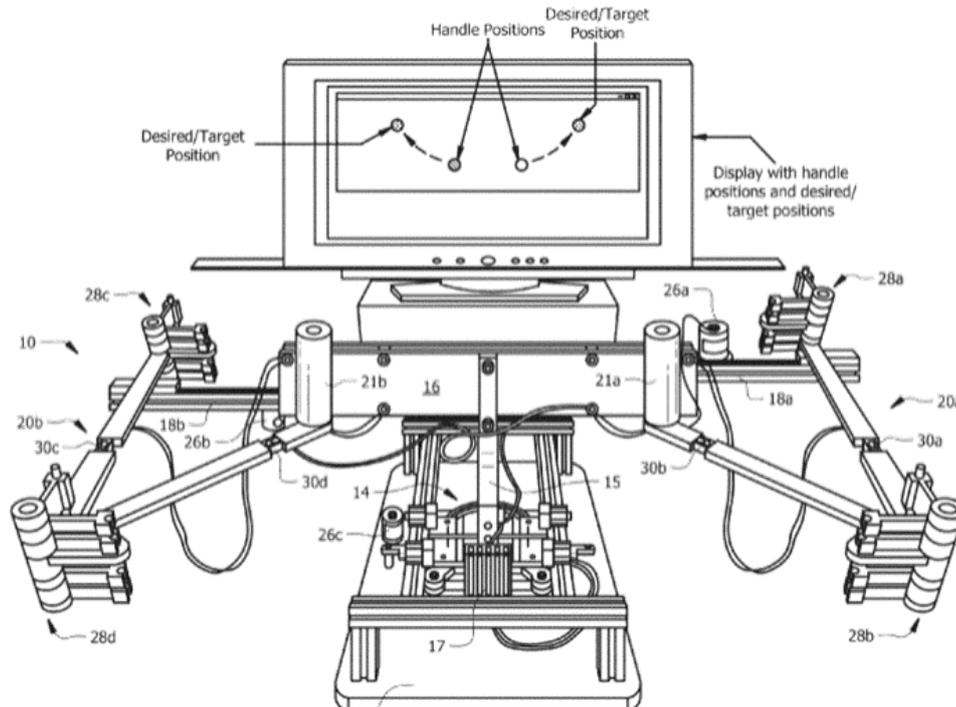


Figura 2.33 – “*CBRD*”: Dispositivo bimanual patenteado por MCAMIS et al. (2016).

Encoders e células de carga também podem ser posicionados para monitorar a posição dos componentes e a força aplicada ao dispositivo. As molas podem ser acopladas aos conjuntos de manoplas compatíveis para ajustar a rigidez do acoplamento. As alças estão indiretamente ligadas umas às outras para facilitar a reabilitação do braço parético usando o braço saudável.

Estudos preliminares de movimentos simétricos bimanuais em participantes saudáveis mostraram que é mais fácil acompanhar e recriar movimentos visualmente simétricos e espacialmente simétricos do que movimentos pontualmente espelhados.

Os resultados do estudo mostram que o *CBRD* efetivamente acopla os movimentos bimanuais de indivíduos saudáveis nos modos de simetria espacial articular e visual, e que uma maior rigidez de acoplamento resulta em melhor desempenho em tarefas bimanuais em participantes simulando hemiparesia.

Este estudo também mostrou que quando apenas a posição desejada é exibida, os testes foram concluídos mais rapidamente com simetria visual do que com a espacial articular, e que exibir as duas posições desejadas em uma tarefa de reabilitação bimanual com simetria espacial articular pode ser benéfico.

2.4.11 Objetos Instrumentados para o SITAR

O SITAR é um sistema de reabilitação direcionado para a execução de tarefas, uni e bimanual para treinamento e avaliação de pacientes. O SITAR utiliza objetos reais em vez de interagir com um ambiente virtual, pois os robôs não conseguem reproduzir as interações de contato e movimento com tanta precisão quanto um objeto real.

Assim, os pacientes interagem com objetos “inteligentes” reais, instrumentados, podendo realizar medidas cinéticas e dinâmicas para avaliar o progresso do usuário e integrar-se a jogos que simulam a execução de tarefas diárias.

2.4.11.1 Rolo de Massa

Entre os jogos desenvolvidos para o SITAR, o *PizzaGame* pretende imitar a tarefa de montar uma pizza. Em um dos estágios, é necessário abrir a massa com o auxílio de um módulo bimanual semelhante a um rolo de massa, Fig. 2.34. Mas, em vez de rolar, o objeto desliza sobre uma mesa para a execução das atividades, simplificando a aquisição das forças envolvidas (AGUIAR et al., 2017).

Há duas forças principais de interesse: a força de preensão e a força de interação entre o instrumento e a mesa. Cada sensor captura a força em apenas uma direção que deve estar alinhada com a força a ser medida. Por ser um objeto bimanual, duas células de carga são necessárias para as medições de força de preensão, uma para cada mão, e duas para medir a interação das forças verticais entre a mesa e o objeto (soma do peso do objeto e das forças verticais aplicadas pelos braços do usuário).

Na Figura 2.34 é possível ver o esquema do arranjo das células de carga e a atuação de forças no instrumento que imita um rolo de massa.

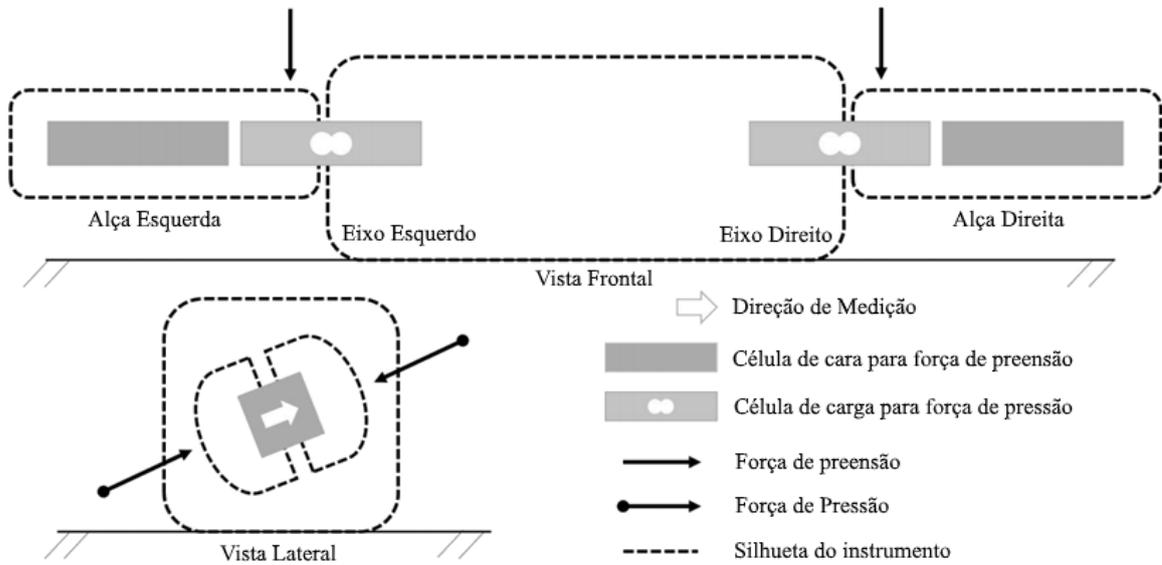


Figura 2.34 – Esquemático do objeto instrumentado que imita um rolo de massa e o arranjo das células de carga (Traduzido de AGUIAR et al., 2017).

Os primeiros testes envolveram um voluntário feminino e três do sexo masculino, com idade entre 23 e 35 anos, todos destros. O experimento piloto exigiu que os voluntários realizassem um exercício dividido em dois movimentos. No primeiro, o voluntário foi instruído a executar uma força elevada por um curto período quando orientado por um sinal e, em seguida, retornar ao estado neutro sem nenhum esforço atuando sobre o objeto.

No segundo, a tarefa selecionada pretende que o mesmo se mova simultaneamente, aplicando forças de cooperação em um movimento cíclico de puxar e empurrar o objeto sobre uma mesa por dez vezes, semelhante ao movimento de abrir uma massa de pizza.

A partir dos dados, observa-se que o dispositivo conseguiu medir as forças de interesse, sendo que houve um padrão, sendo possível separar cada oscilação conforme detalhado na Fig. 2.35. As forças de prensão aplicadas às alças, altas no início, diminuem e tornam-se mais estáveis, pois o indivíduo inconscientemente tenta encontrar o ponto de força ideal para realizar a tarefa sem desperdiçar esforço.

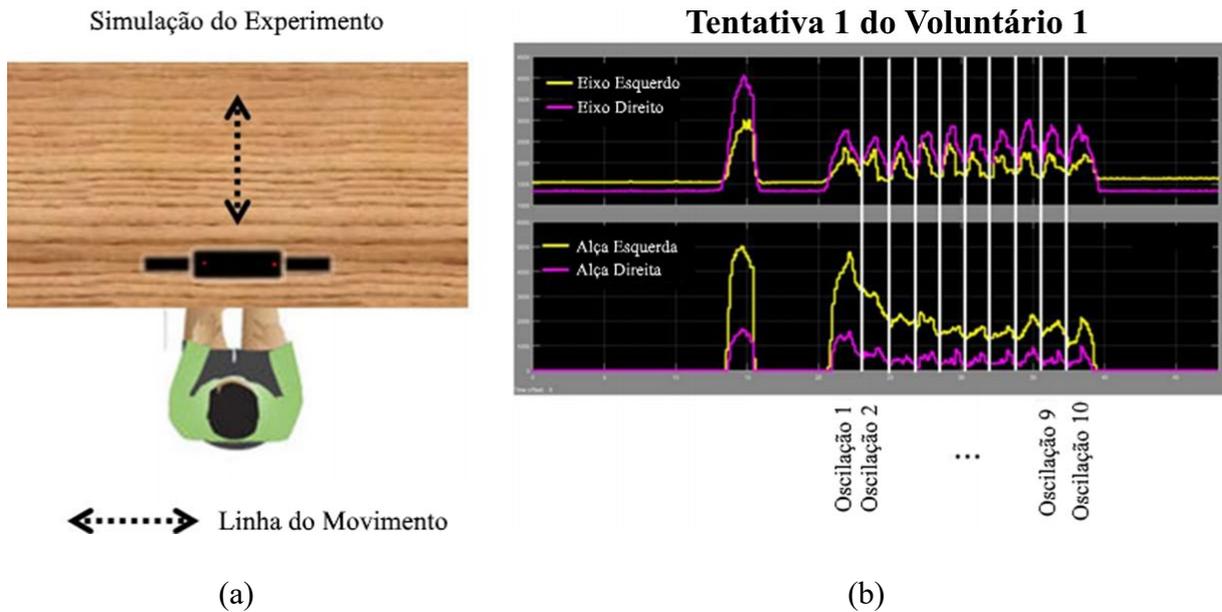


Figura 2.35 - Objeto instrumentado que imita um rolo de massa: (a) simulação do Experimento e (b) análise dos resultados (Traduzido de AGUIAR et al., 2017).

Melhorias planejadas para o instrumento incluem a inserção de uma Unidade de Medição Inercial (*IMU*), detecção dos movimentos do objeto com Kinect (PEDRO et al., 2012) e mapeamento da força de aderência, em vez da medição apenas da força resultante total. Os autores planejam realizar um experimento envolvendo participantes saudáveis e pacientes com déficit motor nos membros superiores, aguardando para isto a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa.

2.4.11.2 *Guidão de Bicicleta*

Em CARDOSO et al. (2017), é apresentado o desenvolvimento de uma versão robótica de um guidão de bicicleta. O dispositivo possui sensores para medir as forças de prensão das mãos, a velocidade e a amplitude dos movimentos ao girar o guidão. Um motor elétrico é responsável por aplicar a resistência ao torque quando o guidão é movimentado.

Este dispositivo foi criado no contexto do SITAR e foi inspirado na atividade de pilotar uma bicicleta. Em primeiro lugar, porque é uma tarefa complexa, que envolve a ação de múltiplos canais sensoriais simultaneamente, sinergia muscular, seja para manter o equilíbrio do corpo ou para lhe dar energia.

Em segundo lugar, estudos recentes sugerem uma estreita relação entre o ciclismo e a recuperação cognitiva e neurológica, tanto em pacientes com doença de Parkinson (ALBERTS et al., 2011) quanto em vítimas do AVE (KATZ-LEURER, et al., 2006; AMBROSINI, et al., 2011). De acordo com esses estudos, os resultados positivos em termos de recuperação cognitiva só são observados quando um exercício forçado é realizado.

O sistema de reabilitação proposto é composto por três partes principais, um pedal, um guidão e uma tela para jogo sério, Fig. 2.36.



Figura 2.36 – Guidão de bicicleta instrumentado (unidade do guidão, pedal e feedback) (CARDOSO et al. 2017).

Para simular o ambiente real do ciclismo, as ações de pedalar e pilotar são combinadas através de um jogo (unidade de *feedback*), que pode alterar a resistência do movimento no pedal ou no guidão. As células de carga medem a força de preensão no punho e a força de torção aplicadas ao guidão. Um encoder mede a posição angular do guidão e do pedal e sua velocidade de rotação ou aceleração.

Como visto na Figura 2.37, a estrutura é feita de madeira em conjunto com partes adaptadas de uma bicicleta: garfo, tubo de cabeça e caixa de rolamento. Com relação ao guidão, peças mecânicas foram projetadas para interconectar cada célula de carga, dispostas lados a lado em uma orientação perpendicular.

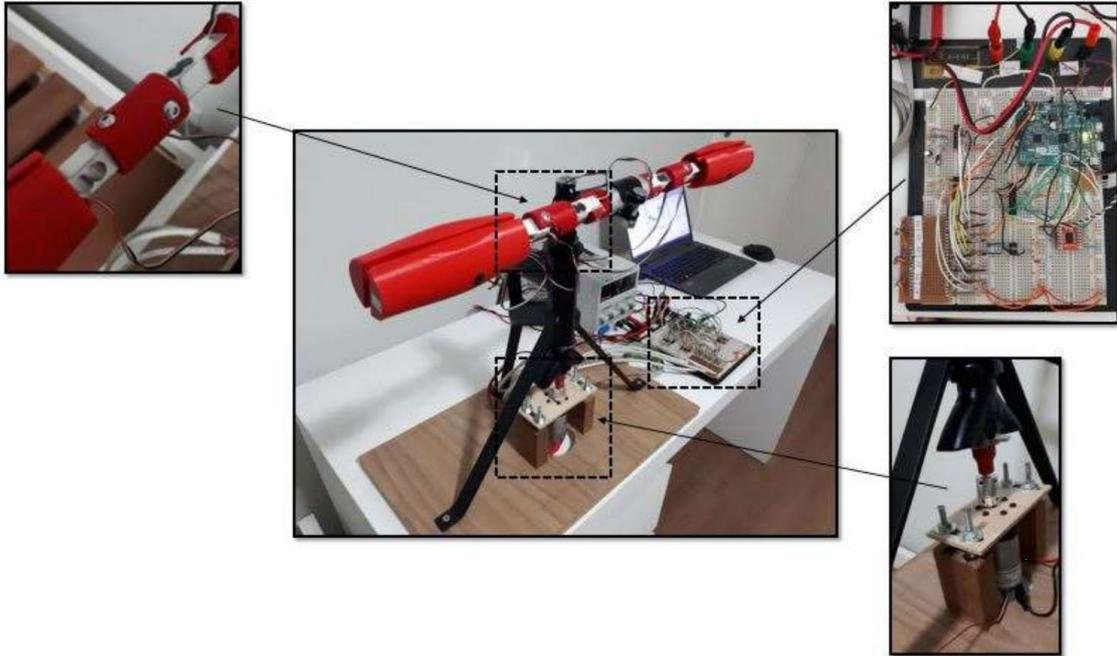


Figura 2.37 - Detalhes do primeiro protótipo apresentado (CARDOSO et al. 2017).

Toda a aquisição de dados e controle do motor é realizada por uma placa Arduino, modelo M0 PRO. O jogo utilizado para produzir a interface foi desenvolvido em linguagem MATLAB[®]. A Figura 2.38 mostra seus principais passos.

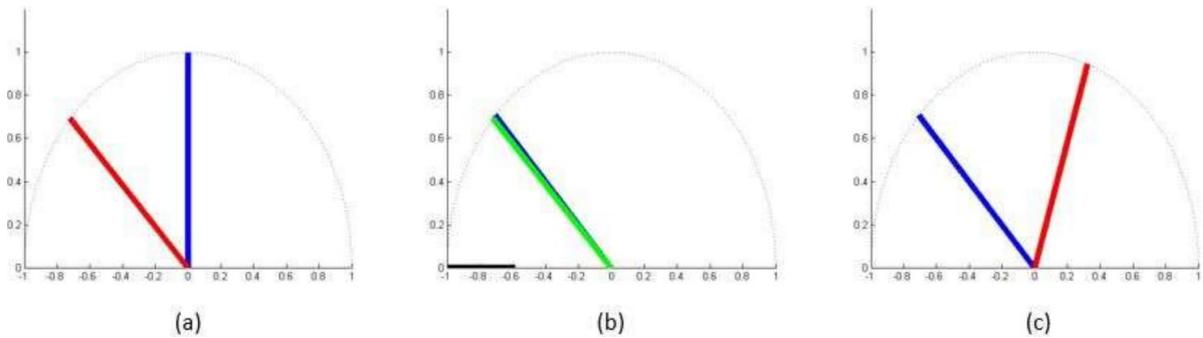


Figura 2.38 - Principais etapas do jogo que orienta o participante durante o experimento: (a) criação do ponteiro alvo; (b) alvo atingido; (c) novo alvo criado (CARDOSO et al. 2017).

Primeiro, um ponteiro alvo é criado (Fig. 2.38 (a), linha vermelha) com um ângulo aleatório entre -90 e 90 graus. O usuário é orientado a girar o guidão alterando o ponteiro do usuário (Fig. 2.38 (a), linha azul). Quando o ponteiro do usuário atinge o alvo (que fica verde, mostrando que o ângulo é válido), o jogo inicia um temporizador (Fig. 2.38 (b), tempo de passagem é representado pela barra preta na parte inferior do gráfico). O usuário deve manter a posição angular durante um certo período, que pode ser alterado de acordo com critérios

específicos. Quando o limite de tempo é atingido, a posição angular do ponteiro de destino muda automaticamente, iniciando uma nova rodada, Fig. 2.38 (c).

Durante essa tarefa, o sistema produz um “campo de força” que fornece ao usuário uma sensação de resistência ou assistência, dependendo do objetivo da tarefa. Este recurso ajuda na criação de diferentes níveis de complexidade de acordo com a tarefa motora desejada.

Em uma avaliação qualitativa, a interface foi considerada intuitiva, podendo ser melhorada com a inclusão de pontuação, tempo e outros dados relevantes. Em trabalhos futuros, estes autores pretendem testar a hipótese de que a combinação de movimento dos quatro membros pode melhorar a terapia de reabilitação. Como benefício secundário, o paciente ainda poderia melhorar a saúde em geral.

2.5 Conclusões

A utilização de dispositivos robóticos permite uma maior intensidade das terapias de reabilitação, além de fornecer dados coletados de forma mais objetiva. A compensação por gravidade é comumente utilizada neste tipo de reabilitação, na qual, inicialmente, uma maior compensação facilita o uso do braço debilitado durante os movimentos, e é reduzida conforme o progresso do paciente. O uso destes sistemas gerou melhorias no alcance funcional, escore FM e ativação motora em pacientes com AVE. Além disso, a experiência dos terapeutas e pacientes com estes dispositivos mostram avaliações muito positivas.

Os dispositivos atuados por cabos auxiliam o paciente ao longo de uma trajetória, permitindo movimentos voluntários fora do caminho. O exercício pode ser gravado movendo-se manualmente a plataforma móvel por um conjunto de pontos (*teaching-by-demonstration*). Para criar a sensação de um robô de baixa inércia, não é necessário um controle complexo, pois a inércia das partes móveis é minimizada. Além disso, os pacientes não têm a sensação desagradável de ser intimidado por uma máquina.

O uso de jogos sérios motiva o paciente a realizar os exercícios de reabilitação de forma mais atrativa e prazerosa. Pacientes que realizaram treinamentos com jogos sérios na reabilitação do AVE tiveram eficácia similar a terapia convencional na melhora da função do braço e relataram experiências positivas como maior interesse e divertimento durante o treinamento.

A terapia assistiva pode ser utilizada quando o paciente não consegue realizar os movimentos de forma independente, assim, forças externas são transmitidas ao paciente, guiando o seu movimento. Para não diminuir a participação, esforço ou atenção, os métodos de controle “*assist-as-needed*” alteram a quantidade de assistência conforme o desempenho e progresso do paciente.

Softwares de avaliação, podem medir o progresso do paciente correlacionado com escalas de avaliação tradicionais (como a Fugl-Meyer) e com base em ganhos e medidas mensuráveis de suavidade do movimento, velocidade média e máxima, etc.

Os movimentos de reabilitação bimanuais fazem o uso simultâneo de ambas as mãos de forma acoplada e são atrelados às AVDs. Estudos com dispositivos bimanuais, mostram melhorias na avaliação FM, força muscular e amplitude de movimento. Por vezes, o treinamento bimanual não gera um resultado primário superior, mas traz benefícios como maior uso diário do lado parético e a recuperação em outras atividades.

O uso de lembretes para estimular o uso do membro mais debilitado, como dificultar o movimento, leva à conscientização e a ação corretiva, diminuindo a produção de torques contra produtivos e aumentando os torques produtivos com o braço debilitado.

O uso de objetos “inteligentes” reais reproduz as interações de contato e pode integrar-se a jogos que simulam AVD, realizando medidas para avaliar o progresso do paciente e, podendo ainda simular uma sensação de resistência ou assistência.

Esta revisão se justifica, pois nesta dissertação foi desenvolvida uma estrutura robótica atuada por cabos para ser aplicada na reabilitação bimanual de pacientes pós-AVE. Esta estrutura pode utilizar a estratégia *teaching-by-demonstration* e/ou *assist-as-needed*. Vários jogos sérios foram desenvolvidos para serem utilizados com este dispositivo. Um *software* de avaliação desenvolvido, *BiEval*, avalia o desempenho/progresso do paciente com base em ganhos mensuráveis de tempo, velocidade, força, etc. Este dispositivo pode ser utilizado nas configurações unilateral, bilateral ou bimanual (com um guidão de bicicleta), sendo utilizado lembretes para utilização do lado parético com uma simulação de assistência/resistência.

Deve-se destacar que a estrutura em desenvolvimento não visa a substituição do fisioterapeuta, mas ser uma ferramenta útil para maximizar os ganhos dos pacientes e permitir a quantificação objetiva destes em conjunto com as técnicas tradicionais de fisioterapia.

CAPÍTULO III

MODELAGEM MATEMÁTICA DA ESTRUTURA ROBÓTICA UNI/BILATERAL ATUADA POR CABOS

Nessa dissertação é apresentada uma estrutura robótica bilateral/bimanual atuada por cabos. Esta estrutura, chamada de *BCDRR* (*Bimanual Cable Driven Robot for Rehabilitation* ou Dispositivo Robótico para Reabilitação Bimanual Atuado por Cabos), será utilizada em terapias para reabilitação das articulações do corpo humano. Diferentes configurações são possíveis para esta estrutura: unilateral e bilateral, Fig. 3.1, e bimanual (abordada no Cap. IV).



Figura 3.1 - Configurações da estrutura robótica atuada por cabos com (a) 1 GDL (unilateral), (b) 2 GDL desacoplados (bilateral) e (c) 2 GDL acoplados (unilateral).

A estrutura robótica é composta por uma plataforma fixa em alumínio em formato de “T”, plataforma(s) móvel(is) atuada(s) por cabo e módulo(s) composto por: motor de corrente contínua (DC), polia, encoder e célula de carga, como detalhado na Fig. 3.2. Os cabos utilizados são de polietileno (diâmetro de 1,5 – 3,5 mm) e possuem o comprimento variável, aumentando ou diminuindo respectivamente com o desenrolar ou enrolar do cabo na polia através do giro do motor.

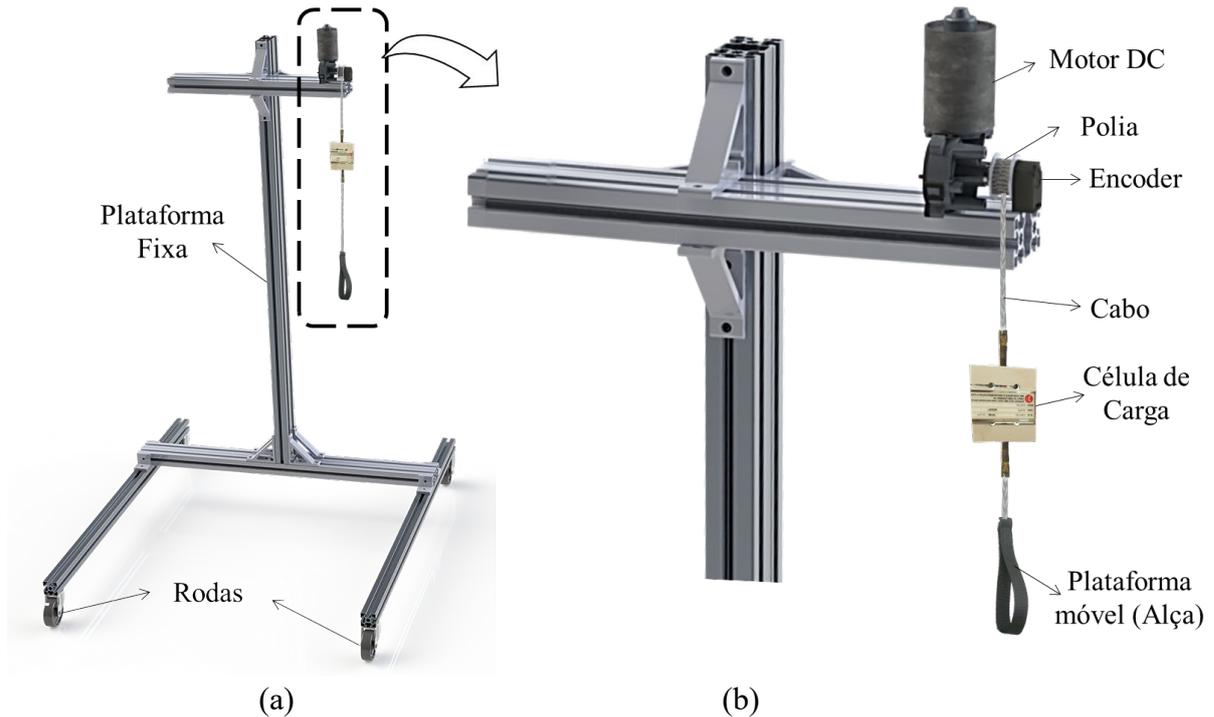


Figura 3.2 – Dispositivo *BCDRR* mostrando em (a) visão geral e (b) detalhes do módulo.

O modelo do motor é o F006 WM0 310 da Bosch, utilizado em limpadores de para-brisa automotivos. O motor pode ser alimentado com até 24 V de tensão contínua (até 16 V neste dispositivo devido a limitação de tensão da placa de controle). O torque nominal e potência do motor são respectivamente 10 N.m (pico de 48 N.m) e 46 W; a velocidade angular é de até 45 RPM e redução de 63:1.

A célula de carga utilizada, MK CSA-20, possui uma capacidade de medição de 20 kgf e uma resolução no sistema de medição de 0,025 kgf. O encoder Broadcom HEDS-5500-A06 é do tipo incremental e produz 500 PPR (Pulsos Por Revolução).

O controle, proporcional a força, é realizado por uma placa Arduino MEGA 2560 e uma placa de controle PWM de motor VNH2SP30 (até 2 motores e 30 A) em conjunto com o MATLAB[®] através do pacote MATLAB Support Package for Arduino Hardware que permite

a comunicação entre MATLAB e Arduino (MATLAB, 2017). Adicionalmente, foram desenvolvidos jogos sérios utilizando o MATLAB *App Designer*, que permite a criação de uma interface gráfica, fornecendo feedback visual para o utilizador.

Neste capítulo é detalhada a modelagem matemática direta e/ou inversa das configurações unilateral e/ou bilateral para a estrutura robótica *BCDRR*. A modelagem da configuração bimanual será abordada no Cap. IV. Os jogos sérios desenvolvidos para reabilitação terão sua mecânica e objetivo detalhados no Cap. V.

3.1 Modelagem Matemática da Estrutura Robótica Atuada por Um Cabo Configurada para uma Trajetória Linear com Um Grau de Liberdade

O dispositivo robótico desenvolvido, possui, nesta configuração, apenas 1 GDL e é capaz de realizar apenas trajetórias lineares em uma linha de ação limitada na vertical, Fig. 3.3. A plataforma móvel pode ser configurada para o lado direito ou para o lado esquerdo, ajustando a posição dos módulos, de acordo com a necessidade do paciente/usuário.

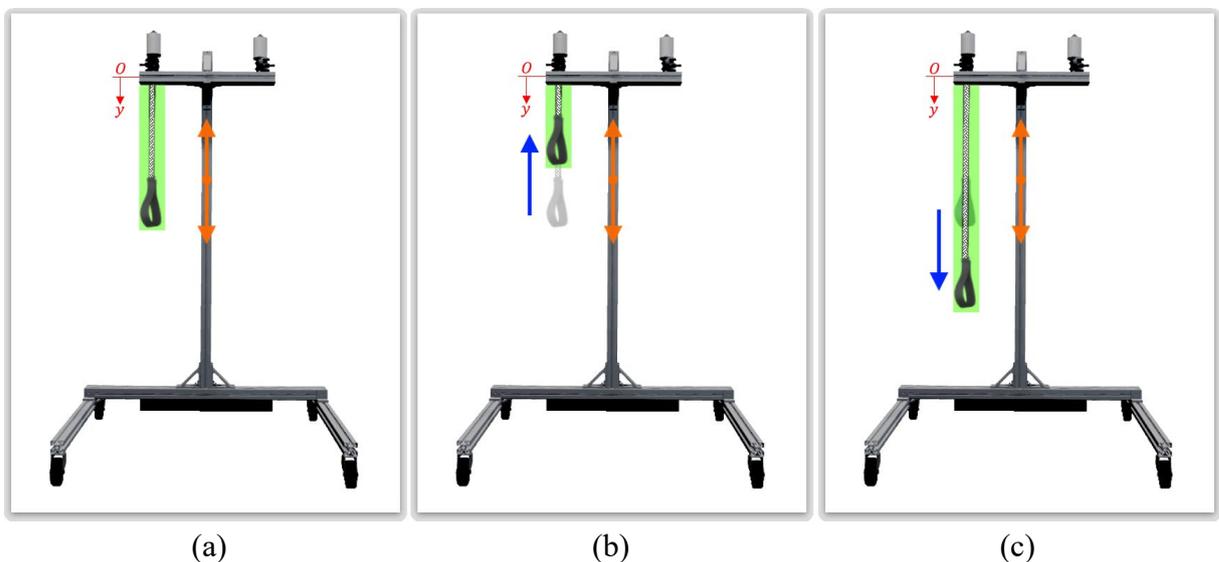


Figura 3.3 - Estrutura robótica atuada por um cabo mostrando exemplos de trajetórias lineares possíveis: (a) posição inicial, (b) movimento de subida e (c) movimento de descida.

Os dispositivos atuados por cabos podem ser do tipo “totalmente restrito” ou “sub-restrito”. No tipo “totalmente restrito” a posição do efetuador final pode ser completamente determinada pela configuração dos cabos, enquanto no “sub-restrito” a posição e orientação do

efetuador final não pode ser completamente definida pela configuração dos cabos e deve-se considerar o efeito da gravidade como um cabo adicional na estrutura. Assim, para o movimento descendente, é necessário o auxílio do peso/gravidade (GONÇALVES e CARVALHO, 2012).

Os movimentos na direção horizontal do dispositivo não são controláveis nesta configuração. Portanto, para a modelagem matemática basta encontrar o comprimento L do cabo para determinada posição desejada $P(y)$, onde: $L = constante \times P(y)$, ou seja, o comprimento do cabo L é diretamente proporcional à distância em y . A *constante* é definida baseada no número de PPR do encoder e no diâmetro da polia, como será visto na seção 3.5.

3.2 Modelagem Matemática da Estrutura Robótica Atuada por Dois Cabos Configurada para Trajetórias Lineares com Dois Graus de Liberdade

O dispositivo robótico nesta configuração possui 2 GDL independentes, porém é capaz de realizar apenas trajetórias lineares em uma linha de ação limitada na vertical em cada lado. A plataforma móvel pode ser controlada de forma a realizar um movimento visualmente simétrico (VS) em ambos lados, Fig. 3.4 (a), movimento no mesmo sentido, mas defasados (com velocidades e/ou amplitudes diferentes), Fig. 3.4 (b), ou ainda, movimentos em sentidos contrários (pontualmente espelhados ou não), Fig. 3.4 (c). Cada lado pode ainda fazer o movimento de forma totalmente independente (sem nenhuma relação).

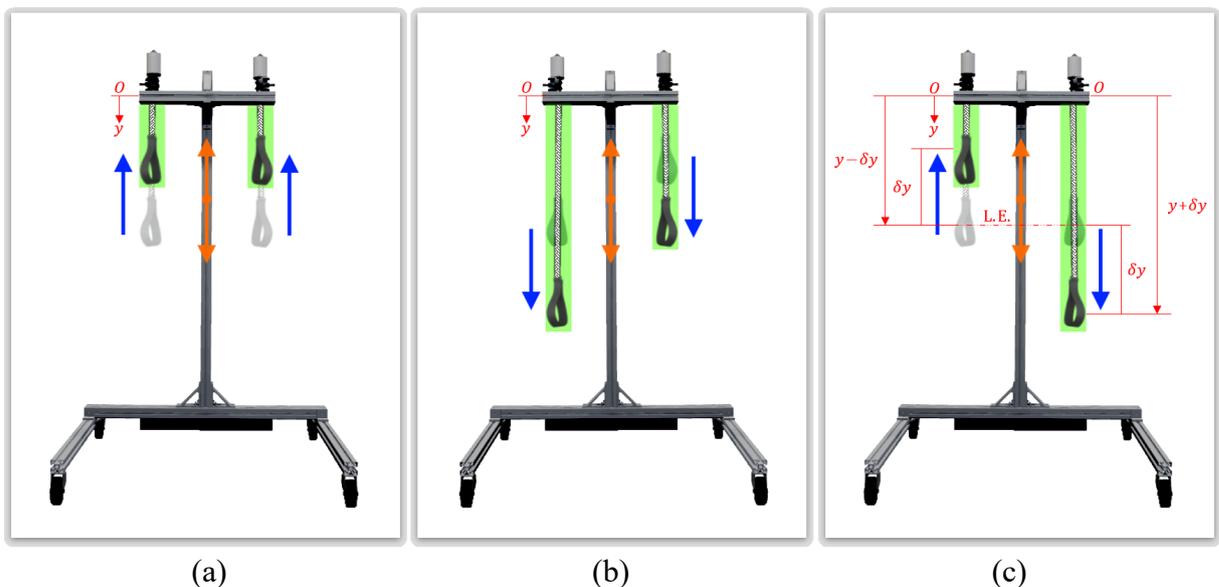


Figura 3.4 - Estrutura robótica atuada dois cabos mostrando exemplos de trajetórias possíveis: (a) simetria visual espacial, (b) mesmo sentido defasados e (c) sentidos contrários.

Novamente, o dispositivo nesta configuração é do tipo “sub-restrito” e deve-se considerar o efeito da gravidade como um cabo adicional na estrutura. Assim (como os cabos só transmitem esforços de tração) para o movimento descendente, é necessário o auxílio do peso/gravidade. Os movimentos na direção horizontal do dispositivo não são controláveis nesta configuração. Portanto, a modelagem matemática desta configuração é a mesma modelagem vista anteriormente, porém uma para cada módulo.

No caso de simetrias, para a simetria visual espacial, basta encontrar o comprimento L_1 de um dos cabos para determinada posição $P(y)$ desejada e o comprimento do cabo oposto (L_2) também está definido: $L_1 = L_2 = constante \times P(y)$. A *constante* é a mesma para ambos lados já que os módulos são idênticos (número de PPR do encoder e diâmetro polia iguais) e seu cálculo será visto na seção 3.5.

Para simetria pontualmente espelhada, a variação do comprimento em um dos cabos (L_1) em um sentido, deve ser igual a variação (no sentido contrário) do comprimento do outro cabo (L_2). Desta forma $L_1 = constante \times (y + \delta y)$ e $L_2 = constante \times (y - \delta y)$, onde δy é a distância entre o ponto/linha de espelhamento (L. E.) e a posição desejada, Fig. 3.4 (c).

3.3 Modelagem Matemática da Estrutura Robótica Atuada por Dois Cabos Configurada para uma Trajetória Planar com Dois Graus de Liberdade

Os movimentos realizados pelo dispositivo *BCDRR* nas configurações mostradas anteriormente são movimentos controlados em apenas um grau de liberdade e, portanto, são movimentos simples nos quais suas trajetórias estão contidas em uma linha delimitada de atuação vertical apenas.

Com o intuito de possibilitar a realização de movimentos mais complexos, ou seja, com mais graus de liberdade, foram utilizados dois cabos configurados de modo a permitir a realização de uma trajetória planar, como mostrado na Fig. 3.5.

Para isto, diferentemente das configurações anteriores, ambos os cabos foram conectados à mesma plataforma móvel, gerando um acoplamento entre os dois graus de liberdade.

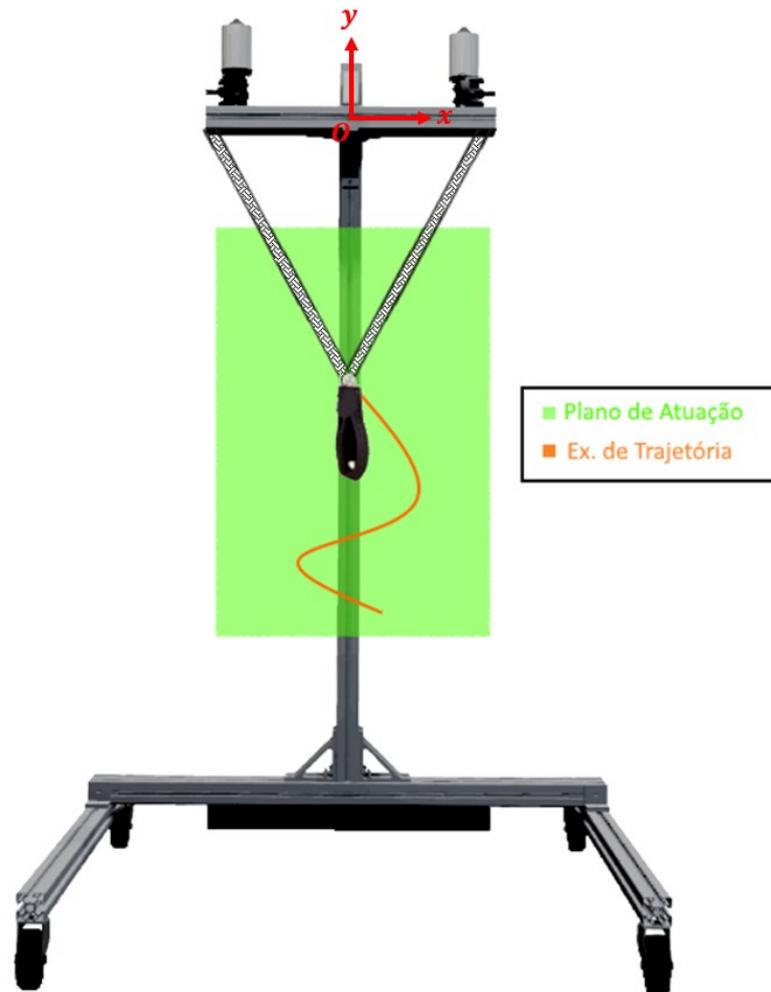


Figura 3.5 - Estrutura robótica atuada por dois cabos configurada para uma trajetória planar mostrando o plano de atuação (espaço de trabalho), em verde, e um exemplo de trajetória possível, em laranja.

Desta forma, é possível reproduzir, não apenas um movimento de subida e descida (movimento vertical), mas também um movimento para esquerda ou direita (movimento horizontal). Combinando-se estes dois movimentos, é possível reproduzir um movimento em um plano de atuação como mostrado no exemplo de trajetória na Fig. 3.5.

Novamente, o dispositivo nesta configuração é do tipo “sub-restrito” e deve-se considerar o efeito da gravidade como um cabo adicional na estrutura. Assim, é necessário o auxílio do peso/gravidade para o movimento de descida e para os cabos ficarem tracionados.

Para o movimento vertical, os comprimentos dos cabos devem ser aumentados ou diminuídos em igual proporção, ou seja, o motor deve enrolar ou desenrolar o cabo de maneira aproximadamente idêntica.

A Figura 3.6 mostra um exemplo de movimento puramente vertical utilizando dois cabos acoplados à plataforma móvel.

Caso o comprimento dos cabos diminua em igual proporção (ambos motores enrolarem os cabos em mesma quantidade) a plataforma móvel sobe, Fig. 3.6 (b). Caso contrário, se os dois cabos aumentarem em igual proporção (desenrolados em quantidades iguais) a plataforma móvel desce, Fig. 3.6 (c).

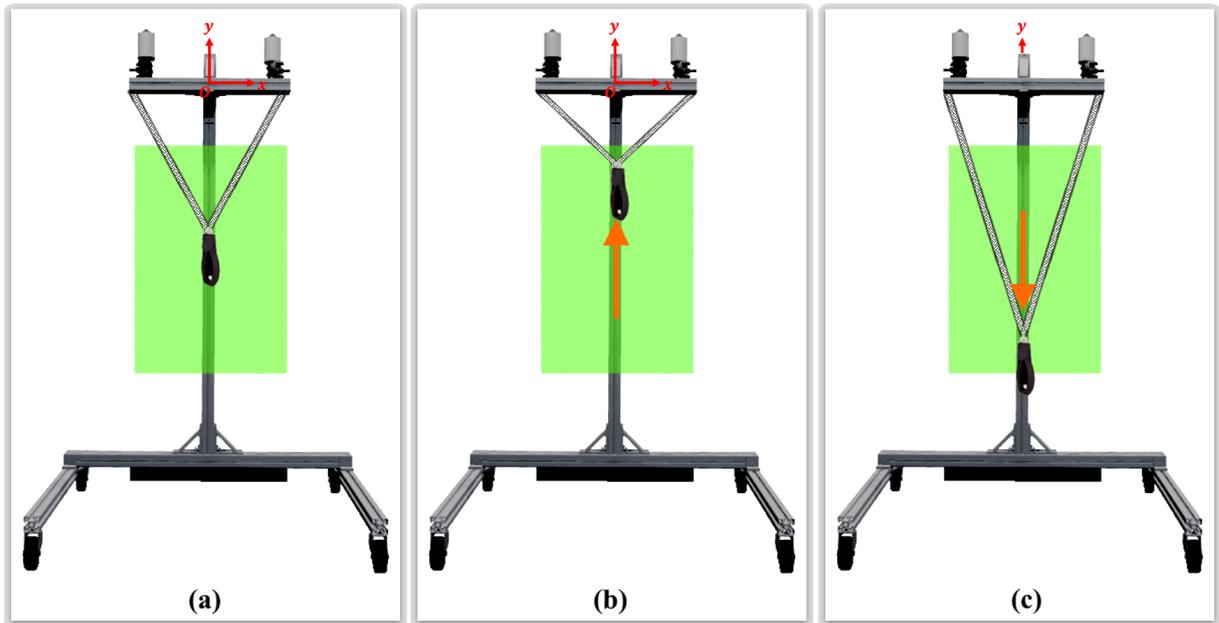


Figura 3.6 – Estrutura robótica atuada por dois cabos acoplados mostrando exemplos de (a) posição inicial, (b) movimento de subida e (c) movimento de descida

Para adicionar um movimento horizontal, os comprimentos dos cabos devem ser aumentados ou diminuídos em proporções diferentes, ou seja, o motor deve enrolar ou desenrolar o cabo de maneira assimétrica.

A Figura 3.7 mostra um exemplo de movimento vertical combinado com horizontal. Caso o comprimento do cabo direito diminua à uma taxa maior que o esquerdo, ou seja, se o motor direito enrolar mais o cabo do que o motor esquerdo, a plataforma móvel sobe e move-se para a direita, Fig. 3.7 (b), se o contrário ocorrer, a mesma move-se para a esquerda.

Da mesma forma, se o comprimento do cabo direito aumenta à uma taxa maior que o esquerdo, ou seja, se o motor direito desenrolar mais o cabo do que o motor esquerdo, a plataforma móvel desce e move-se para a esquerda, Fig. 3.7 (c), se o contrário ocorrer, a mesma move-se para a direita.

O mesmo princípio pode ser aplicado se um dos cabos permanece com o comprimento constante (respectivo motor parado). O outro motor, em movimento, irá enrolar ou desenrolar o cabo mais do que o motor parado, fazendo o comprimento do cabo acoplado ao motor em movimento diminuir ou aumentar à uma taxa maior.

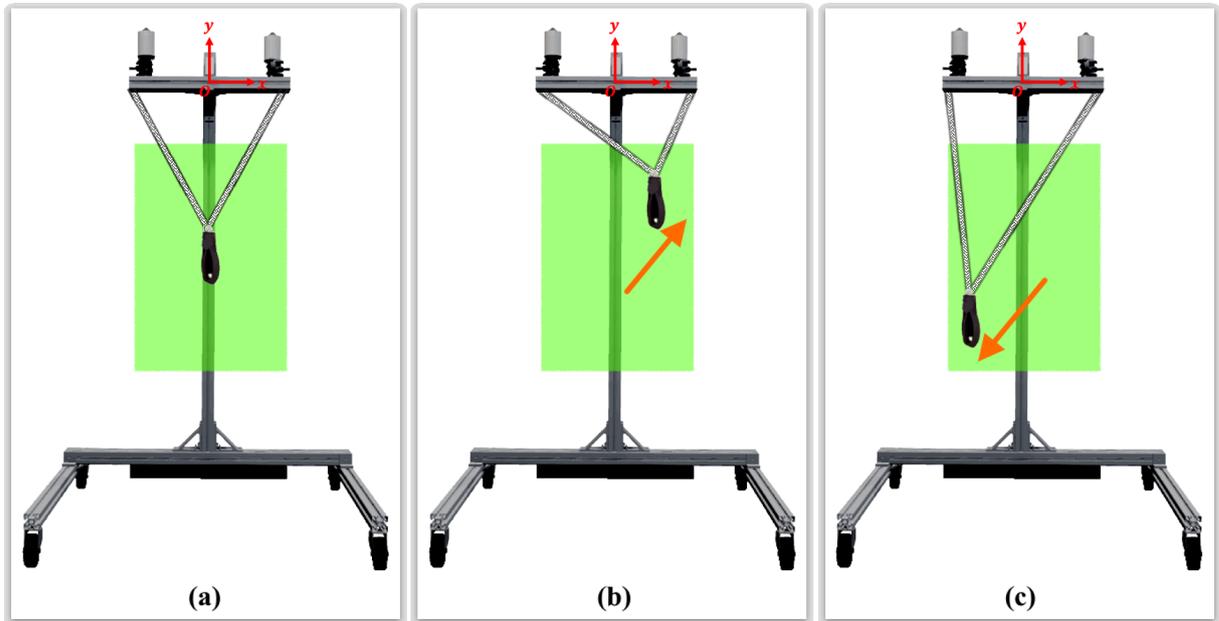


Figura 3.7 - Estrutura robótica atuada por dois cabos acoplados mostrando exemplos de (a) posição inicial, (b) movimento de subida à direita e (c) movimento de descida à esquerda

Para a reprodução de um movimento puramente horizontal é necessário diminuir o comprimento de um dos cabos ao mesmo tempo que se aumenta o comprimento do outro. A Figura 3.8 mostra um exemplo de movimento puramente horizontal.

Ao diminuir o comprimento do cabo direito e aumentar o do cabo esquerdo (em valores que devem ser previamente calculados) é possível mover a plataforma móvel, apenas horizontalmente, para a direita, Fig. 3.8 (b). Da mesma forma, ao diminuir o comprimento do cabo esquerdo e aumentar o do cabo direito é possível mover a plataforma puramente à esquerda, Fig. 3.8 (c).

Como citado anteriormente, é necessário um cálculo prévio do comprimento que deve ser incrementado e/ou diminuído nos cabos para a realização de um movimento puramente horizontal. Adicionalmente, qualquer posição desejada para a plataforma móvel que não seja um movimento puramente vertical de subida e/ou descida, também necessita do cálculo prévio

dos respectivos comprimentos dos cabos juntamente da posição angular dos motores para alcançar tais valores.

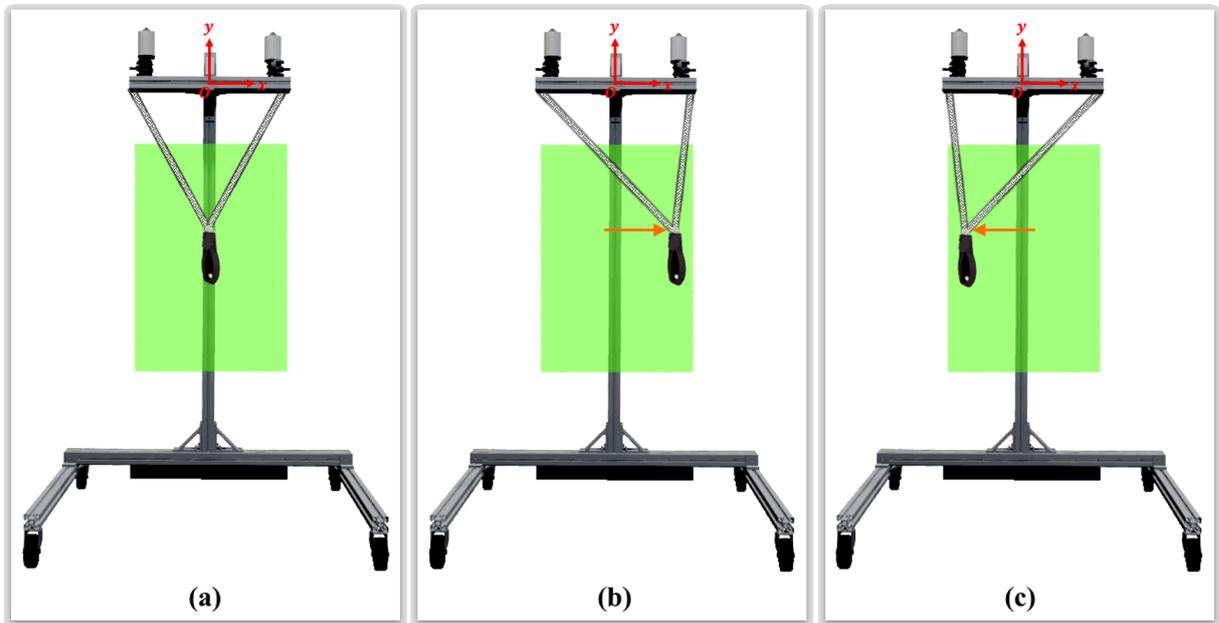


Figura 3.8 - Estrutura robótica atuada por dois cabos acoplados mostrando exemplos de (a) posição inicial e movimentos puramente horizontal (b) à direita e (c) à esquerda

Uma das desvantagens da utilização de cabos é que estes não são capazes de “empurrar”, mas apenas “puxar”, devendo operar sempre tracionados. Portanto, deve-se implementar um controle de modo a mantê-los sempre tracionados ao moverem a plataforma móvel para a posição desejada. Este controle, juntamente com o cálculo do comprimento dos cabos para uma dada posição, será mostrado a seguir.

Como deseja-se manter os cabos sempre tracionados, estes serão considerados como corpos rígidos na modelagem do sistema, e, portanto, os dois cabos sempre formarão um triângulo com a base fixa e a base móvel.

Simplificando o desenho do modelo computacional, Fig. 3.9 (a), para a modelagem matemática obtém-se o esquemático mostrado na Fig. 3.9 (b).

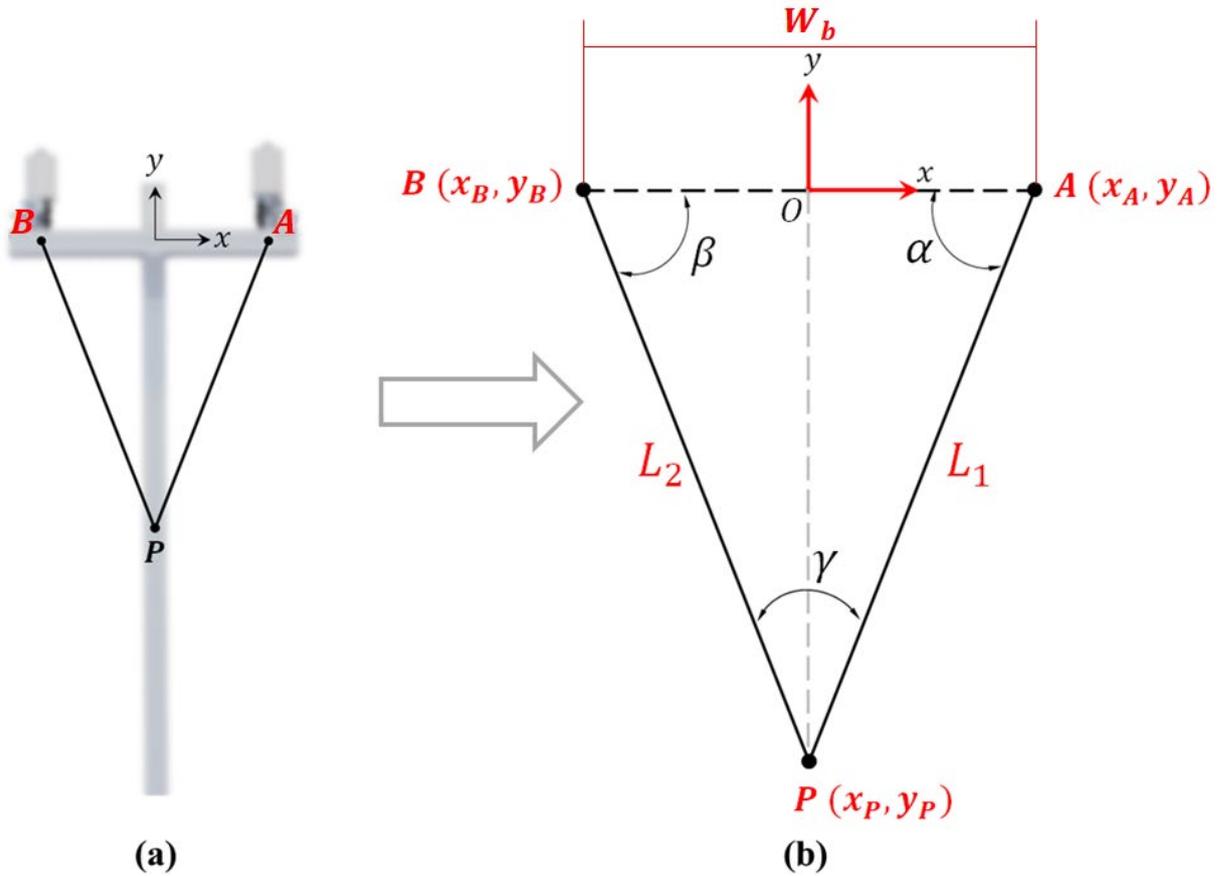


Figura 3.9 – Simplificação do desenho para a modelagem matemática: (a) Modelo Computacional e (b) Esquemático com as variáveis matemáticas.

Na Figura 3.9 (b), os pontos A e B , são respectivamente os pontos iniciais considerados para os comprimentos do cabo direito, L_1 , e do cabo esquerdo, L_2 . O comprimento L_1 é dado pela distância do local de saída do cabo direito, ponto A , e a plataforma móvel, P , e o L_2 pela distância do local de saída do cabo esquerdo, ponto B , e a plataforma móvel, P . O comprimento W_b é a distância entre os locais de saída do cabo direito e do cabo esquerdo, dado pelo segmento \overline{AB} .

Considerando W_b centralmente alinhado com o Referencial OXY , tem-se:

$$A(x_A, y_A) = \left(\frac{W_b}{2}, 0\right) \quad (3.1)$$

$$B(x_B, y_B) = \left(-\frac{W_b}{2}, 0\right) \quad (3.2)$$

Como o ponto $P(x_p, y_p)$ é a posição desejada (dado) pode-se escrever duas equações relativas as retas dadas pelos segmentos \overline{AP} e \overline{BP} :

Para o segmento \overline{AP} :

$$y_p = m_1 \left(x_p - \frac{W_b}{2} \right) \quad (3.3)$$

Que pode ser escrita como:

$$m_1 = \frac{y_p}{x_p - \frac{W_b}{2}} \quad (3.3)$$

Para o segmento \overline{BP} :

$$y_p = m_2 \left(x_p - \left(-\frac{W_b}{2} \right) \right) \quad (3.4)$$

Que pode ser escrita como:

$$m_2 = \frac{y_p}{x_p + \frac{W_b}{2}} \quad (3.4)$$

Onde m_1 e m_2 são os respectivos coeficientes angulares das retas.

A partir de relações trigonométricas obtém-se:

$$m_1 = \tan \alpha = \frac{y_p}{x_p - \frac{W_b}{2}} \quad (3.5)$$

$$m_2 = \tan \beta = \frac{y_p}{x_p + \frac{W_b}{2}} \quad (3.6)$$

$$\alpha = \tan^{-1} \left(\frac{y_p}{x_p - \frac{W_b}{2}} \right) \quad (3.7)$$

$$\beta = \tan^{-1} \left(\frac{y_p}{x_p + \frac{W_b}{2}} \right) \quad (3.8)$$

Para o funcionamento da estrutura robótica atuada por cabos nesta configuração, deseja-se a partir da entrada de uma dada posição desejada, $\mathbf{P}(x_p, y_p)$, calcular os comprimentos dos cabos, L_1 e L_2 a partir dos seus respectivos pontos de saída, \mathbf{A} e \mathbf{B} . Assim, a partir das Eqs. 3.7 e 3.8 e de relações trigonométricas:

$$L_1 \sin \alpha = y_p \quad (3.9)$$

$$L_2 \sin \beta = y_p \quad (3.10)$$

Substituindo respectivamente as Equações 3.7 e 3.8 nas Eqs. 3.9 e 3.10 e reescrevendo, tem-se:

$$L_1 = \frac{y_p}{\sin \left(\tan^{-1} \left(\frac{y_p}{x_p - \frac{W_b}{2}} \right) \right)} \quad (3.11)$$

$$L_2 = \frac{y_p}{\sin \left(\tan^{-1} \left(\frac{y_p}{x_p + \frac{W_b}{2}} \right) \right)} \quad (3.12)$$

Portanto, para garantir que os cabos se mantenham tracionados dado como entrada uma posição $\mathbf{P}(x_p, y_p)$ desejada, os motores devem atuar para levar o cabo direito ao comprimento L_1 dado pela Eq. 3.11 e o cabo esquerdo ao comprimento L_2 dado pela Eq. 3.12.

Assim, o controle de tração dos cabos transforma-se em um controle de posição que leva aos comprimentos L_1 e L_2 , utilizando os respectivos encoders.

3.4 Modelagem Matemática da Estrutura Robótica Atuada por Dois Cabos Configurada para uma Trajetória Planar Circular e/ou Poligonal

Conforme apresentado em KRABBEN et al. (2012), atividades que envolvem o desenho de círculos ou polígonos regulares podem ser utilizadas para avaliar a função do braço em relação a amplitude e ou circularidade do movimento. Uma possível trajetória planar é a trajetória circular, Fig. 3.10 (a), ou poligonal circunscrita como mostrada na Fig. 3.10 (b) e (c).

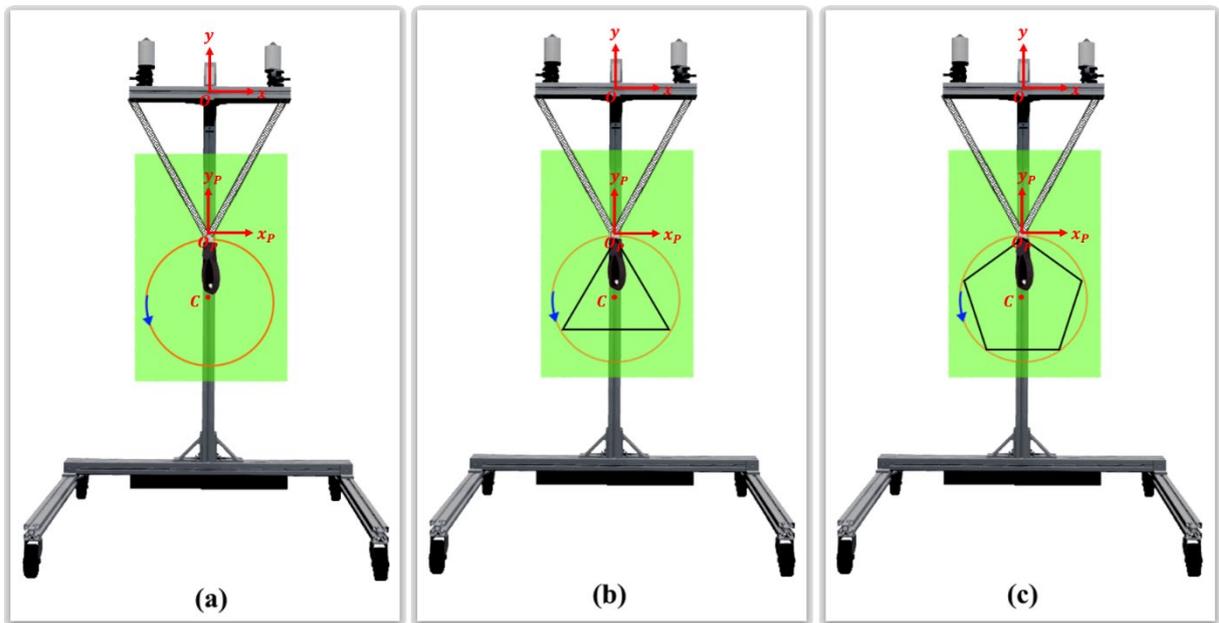


Figura 3.10 – Exemplo de trajetórias (a) circular, (b) poligonal circunscrita com 3 pontos e (c) poligonal circunscritas com 5 pontos.

Para a trajetória circular, considerando-se uma amplitude do movimento a (diâmetro do círculo) e o centro da trajetória em $C(x_C, y_C)$ tem-se:

$$x_p = x_C + \frac{a}{2} \cos(\theta) \quad (3.13)$$

$$y_p = y_C + \frac{a}{2} \sin(\theta) \quad (3.14)$$

Onde θ é o ângulo e pode ser discretizado da seguinte forma:

$$\theta = i \times \frac{2\pi}{N}, \quad \text{para } i = 0, 1, 2, \dots, N \quad (3.15)$$

Onde N é o número total de pontos para discretização do círculo e i é o índice.

Substituindo as Eqs. 3.13 e 3.14 nas Eqs. 3.11 e 3.12 tem-se:

$$L_1 = \frac{y_c + \frac{a}{2} \operatorname{sen} \left(i \times \frac{2\pi}{N} \right)}{\operatorname{sen} \left(\tan^{-1} \frac{\left(y_c + \frac{a}{2} \operatorname{sen} \left(i \times \frac{2\pi}{N} \right) \right)}{\left(x_c + \frac{a}{2} \cos \left(i \times \frac{2\pi}{N} \right) \right) - \frac{W_b}{2}} \right)} \quad (3.16)$$

$$L_2 = \frac{y_c + \frac{a}{2} \operatorname{sen} \left(i \times \frac{2\pi}{N} \right)}{\operatorname{sen} \left(\tan^{-1} \frac{\left(y_c + \frac{a}{2} \operatorname{sen} \left(i \times \frac{2\pi}{N} \right) \right)}{\left(x_c + \frac{a}{2} \cos \left(i \times \frac{2\pi}{N} \right) \right) + \frac{W_b}{2}} \right)} \quad (3.17)$$

A Figura 3.11 mostra um exemplo de uma trajetória circular centrada em $C(x_c, y_c)$ com amplitude a e discretizada com 8 pontos ($N = 8$).

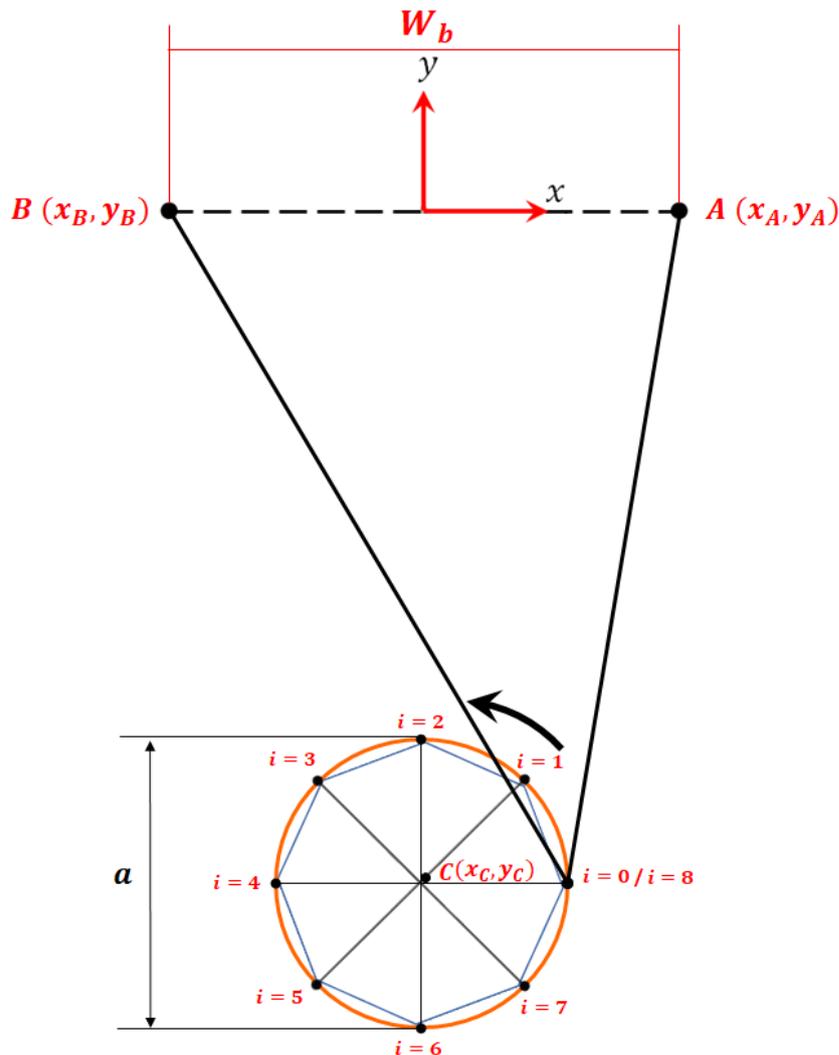


Figura 3.11 – Exemplo de trajetória circular centrada em $C(x_c, y_c)$ com amplitude a e discretizada com 8 pontos.

Para a criação de trajetórias poligonais como triângulos, quadriláteros e pentágonos, basta diminuir o número de pontos de discretização para 3, 4 e 5 respectivamente, Fig. 3.12.

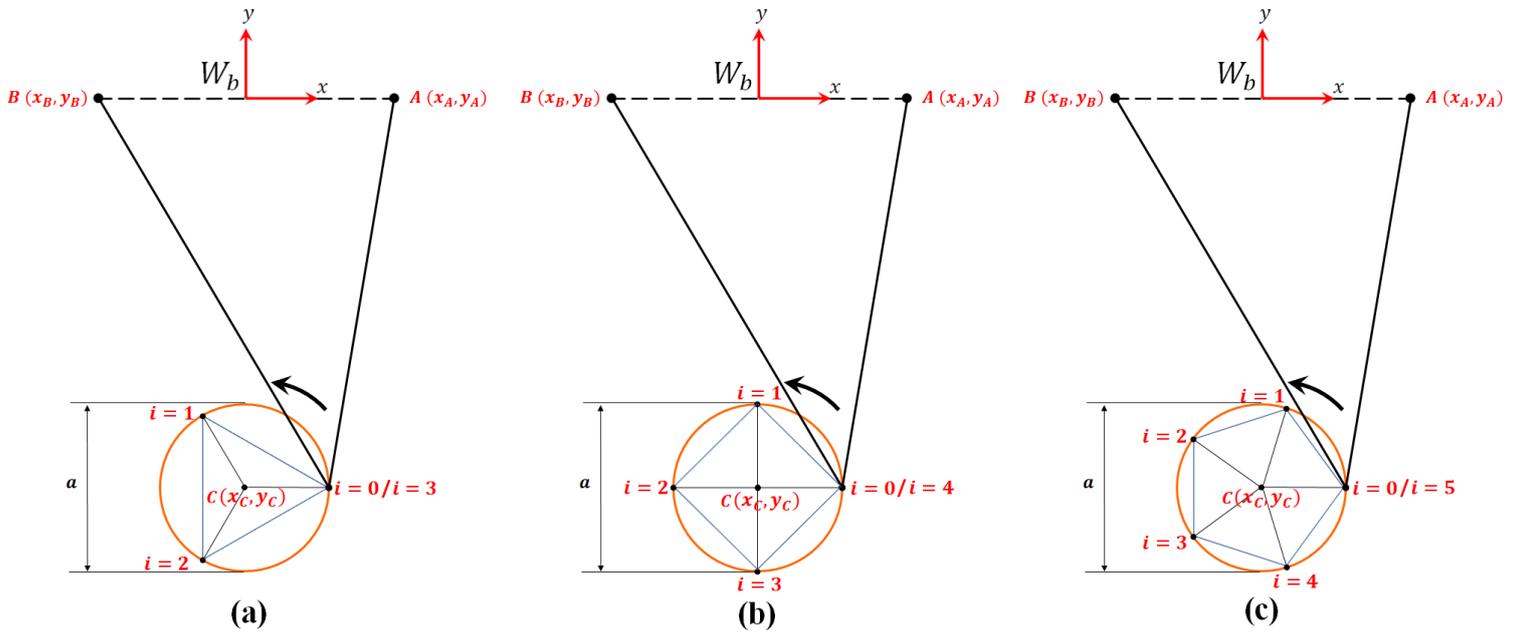


Figura 3.12 - Trajetórias poligonais com (a) $N=3$, (b) $N=4$ e (c) $N=5$ pontos de discretização.

Caso necessário um ângulo α pode ser adicionado para rotacionar o polígono como mostrado na Fig. 3.13. Este ângulo de rotação é adicionado na Eq. 3.15 obtendo-se a Eq. 3.18.

$$\theta = i \times \frac{2\pi}{N} + \alpha, \quad \text{para } i = 0, 1, 2, \dots, N \quad (3.18)$$

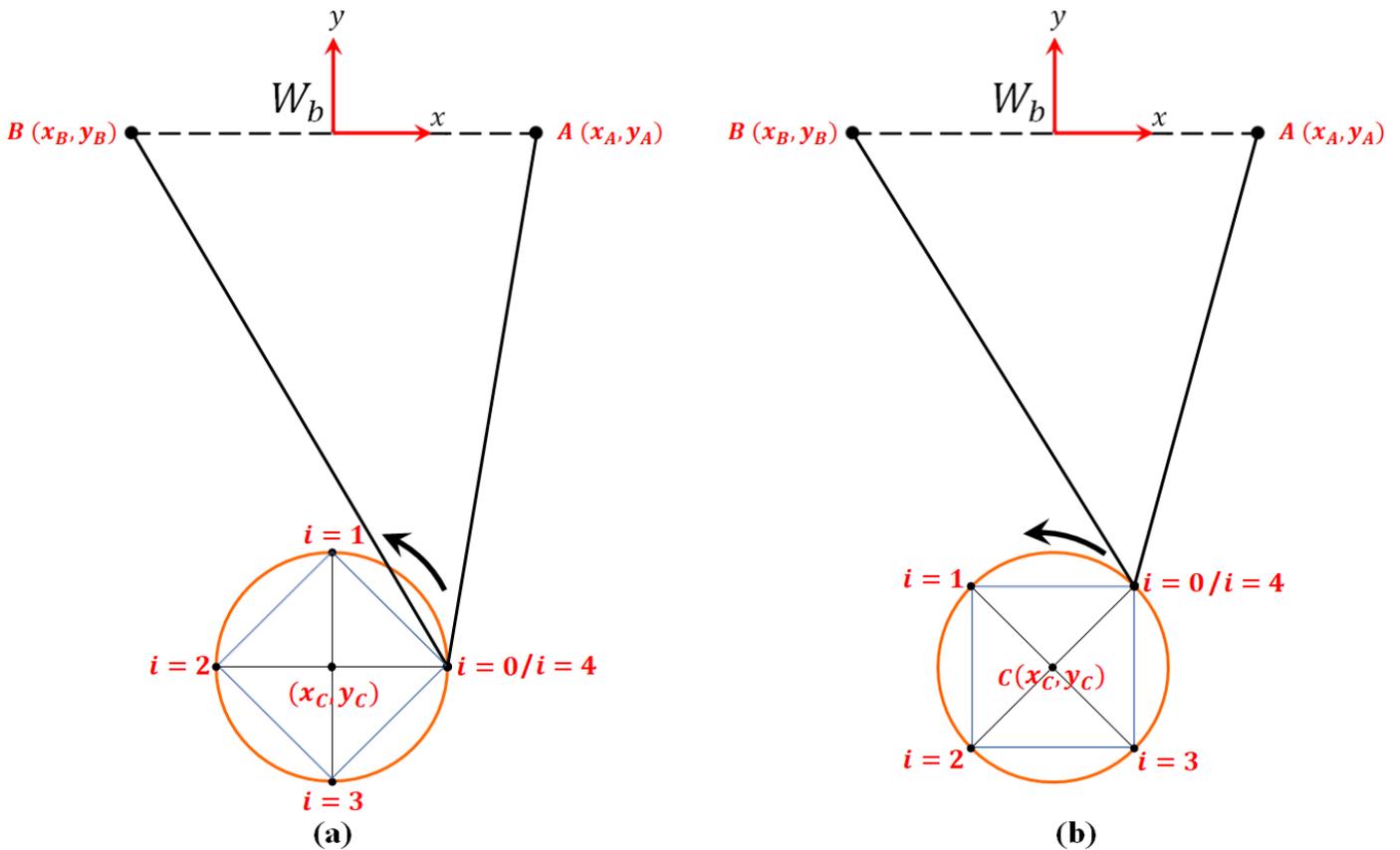


Figura 3.13 – Trajetória poligonal com $N = 4$ e ângulo de rotação (a) $\alpha = 0$ e (b) $\alpha = \frac{\pi}{4}$.

3.5 Modelagem Inversa da Estrutura Robótica Atuada por Dois Cabos Configurada para uma Trajetória Planar com Dois Graus de Liberdade

Na seção 3.3 foram definidos os comprimentos dos cabos L_1 e L_2 dado como entrada uma posição $\mathbf{P}(x_p, y_p)$ desejada através das Eqs. 3.11 e 3.12. Em muitos casos, deseja-se a modelagem inversa deste problema, ou seja, dado os comprimentos dos cabos L_1 e L_2 , encontrar a posição $\mathbf{P}(x_p, y_p)$.

Como visto anteriormente, cada módulo da estrutura robótica possui uma polia, sobre a qual o cabo é enrolado, e um encoder que fornece um número definido de pulsos por revolução (PPR), Fig. 3.14. O raio de enrolamento inicial do cabo é considerado como sendo o raio da própria polia r , pois o diâmetro (d) do cabo utilizado neste trabalho é menor que 4 mm e foi desconsiderado, Fig. 3.14 (c).

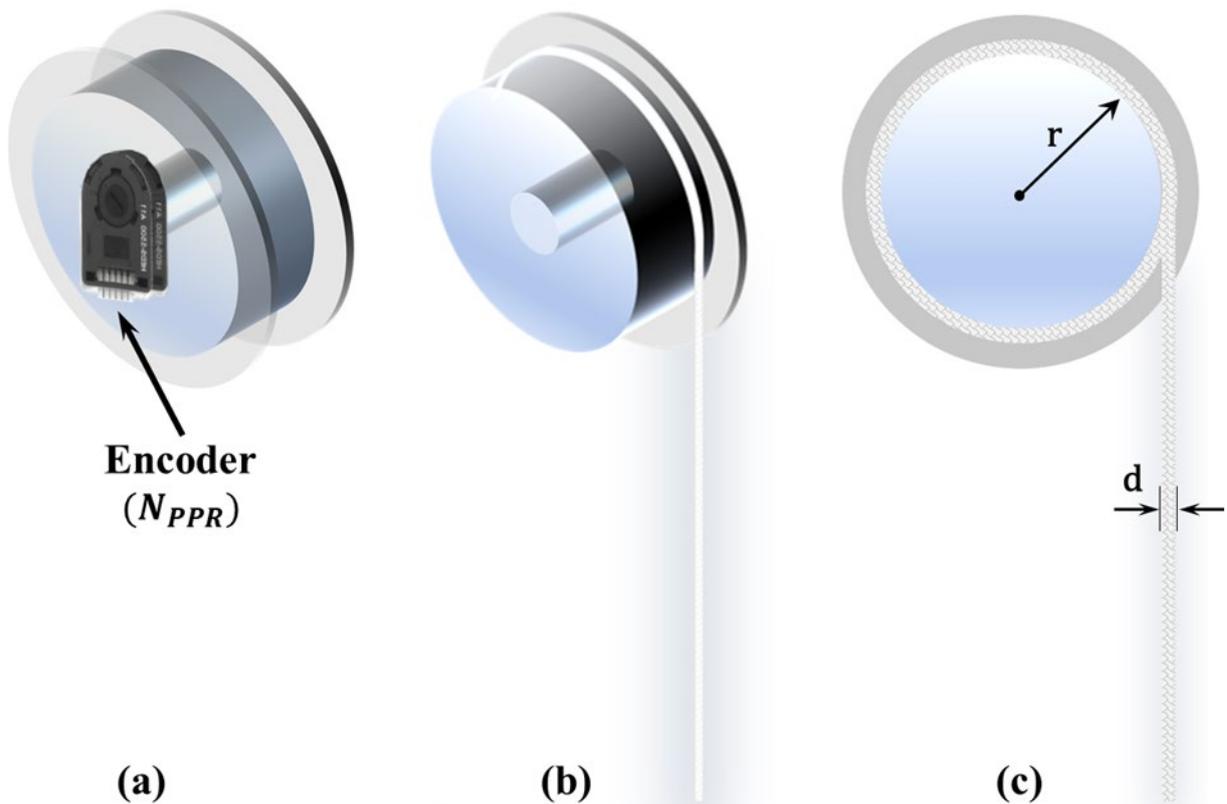


Figura 3.14 – Representação de parte do módulo utilizado: (a) polia e encoder; (b) polia e cabo; (c) raio de enrolamento da polia e diâmetro do cabo.

O aumento do raio de enrolamento também pode ser desconsiderado, pois, neste caso, além do diâmetro do cabo ser desprezível, ele dá poucas (ou nenhuma) voltas sobre si mesmo ao enrolar na polia.

Assim, pode-se considerar este sistema aproximadamente linear e os comprimentos dos cabos podem ser obtidos através da leitura da quantidade de pulsos dos encoders e posterior conversão para unidades de comprimento utilizando o comprimento de circunferência aproximado do cabo enrolado:

$$L_j = \frac{L_{j_e}}{PPR_j} \times 2\pi r_j \quad (3.19)$$

Onde, L_{j_e} é a leitura de pulsos do encoder do lado j (lado 1 ou 2), PPR_j é o número de pulsos por revolução do encoder j e r_j é o raio da polia do lado j .

Como os módulos dos dois lados são iguais (mesmo encoder/*PPR* e mesma polia/raio r) tem-se:

$$L_1 = \frac{L_{1e}}{PPR} \times 2\pi r \quad (3.20)$$

$$L_2 = \frac{L_{2e}}{PPR} \times 2\pi r \quad (3.21)$$

Após a obtenção dos valores de L_1 e L_2 pode-se obter a posição $P(x_p, y_p)$ com o auxílio da Fig. 3.15.

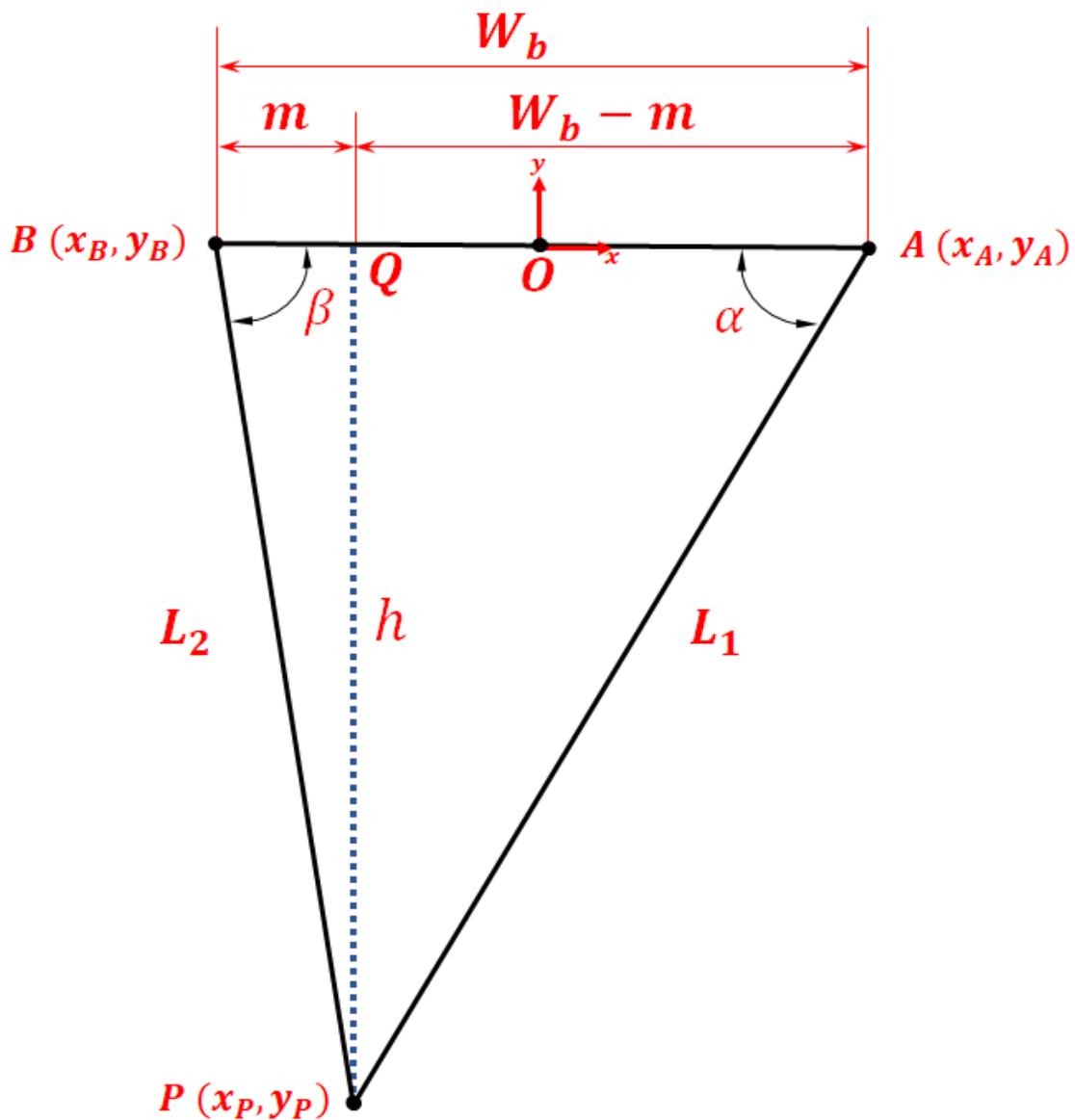


Figura 3.15 – Manipulação Geométrica para obtenção da posição $P(x_p, y_p)$

Na Figura 3.15 nota-se que os triângulos QAP e QBP são triângulo retângulos e, portanto:

$$L_1^2 = (W_b - m)^2 + h^2 \quad (3.22)$$

$$L_1^2 = W_b^2 - 2W_b m + m^2 + h^2 \quad (3.23)$$

$$L_2^2 = m^2 + h^2 \quad (3.24)$$

Subtraindo-se a Eq. 3.23 da 3.24:

$$L_1^2 - L_2^2 = W_b^2 - 2W_b m \quad (3.25)$$

Isolando-se m :

$$m = \frac{L_1^2 - L_2^2 - W_b^2}{-2W_b} \quad (3.26)$$

Ou ainda:

$$m = \frac{L_2^2 - L_1^2 + W_b^2}{2W_b} \quad (3.27)$$

Isolando-se h na Eq. 3.24 e substituindo m pela Eq. 3.27 tem-se:

$$h = \sqrt{L_2^2 - m^2} \quad (3.28)$$

$$h = \sqrt{L_2^2 - \left(\frac{L_2^2 - L_1^2 + W_b^2}{2W_b} \right)^2} \quad (3.29)$$

Desta forma, como o eixo y foi definido ascendente (Fig. 3.15):

$$y_p = -h \quad (3.30)$$

$$y_p = -\sqrt{L_2^2 - \left(\frac{L_2^2 - L_1^2 + W_b^2}{2W_b} \right)^2} \quad (3.31)$$

E, como deseja-se o valor de x_p em relação a origem \mathbf{O} :

$$x_p = m - \frac{W_b}{2} \quad (3.32)$$

Ou ainda, substituindo m pela Eq. 3.27:

$$x_p = \frac{L_2^2 - L_1^2 + W_b^2}{2W_b} - \frac{W_b}{2} \quad (3.33)$$

Simplificando, tem-se:

$$x_p = \frac{L_2^2 - L_1^2}{2W_b} \quad (3.34)$$

Substituindo as Eqs. 3.20 e 3.21 nas Eqs. 3.31 e 3.34, tem-se:

$$y_p = - \sqrt{\left(\frac{2\pi r}{PPR}\right)^2 \times L_{2e}^2 - \left(\frac{\left(\frac{2\pi r}{PPR}\right)^2 (L_{2e}^2 - L_{1e}^2) + W_b^2}{2W_b}\right)^2} \quad (3.35)$$

$$x_p = \frac{\left(\frac{2\pi r}{PPR}\right)^2 (L_{2e}^2 - L_{1e}^2)}{2W_b} \quad (3.36)$$

CAPÍTULO IV

MODELAGEM MATEMÁTICA DA ESTRUTURA ROBÓTICA BIMANUAL ATUADA POR CABOS

Como discutido na seção 2.4, a utilização de estruturas robóticas bimanuais durante o processo de reabilitação pode ser vantajosa, pois, geralmente, exercícios bimanuais transmitem as habilidades adquiridas durante a terapia para as tarefas do cotidiano (AVD) de forma mais eficiente que na terapia unilateral.

Portanto, neste Capítulo é apresentado uma nova configuração da estrutura robótica *BCDRR*: a configuração bimanual, Fig. 4.1 (a).

Nesta configuração este dispositivo apresenta 2 GDL e também é utilizado de forma bilateral, no entanto há o acoplamento entre os dois lados do corpo humano. Esta configuração será utilizada em terapias para reabilitação do membro superior do corpo humano de forma acoplada, terapia bimanual.

Os movimentos realizados pelo dispositivo *BCDRR* nesta configuração são movimentos controlados em dois graus de liberdade, uma rotação em torno de z e uma translação no eixo y , como representado na Fig. 4.1 (b).

Para a realização destes movimentos, foram utilizados dois cabos conectados à mesma plataforma móvel, que pode ser um guidão ou uma barra de direção, configurados de modo a permitir a realização de uma trajetória planar. Desta forma há a geração de acoplamento não apenas entre os cabos, mas também em relação aos dois lados do corpo humano.

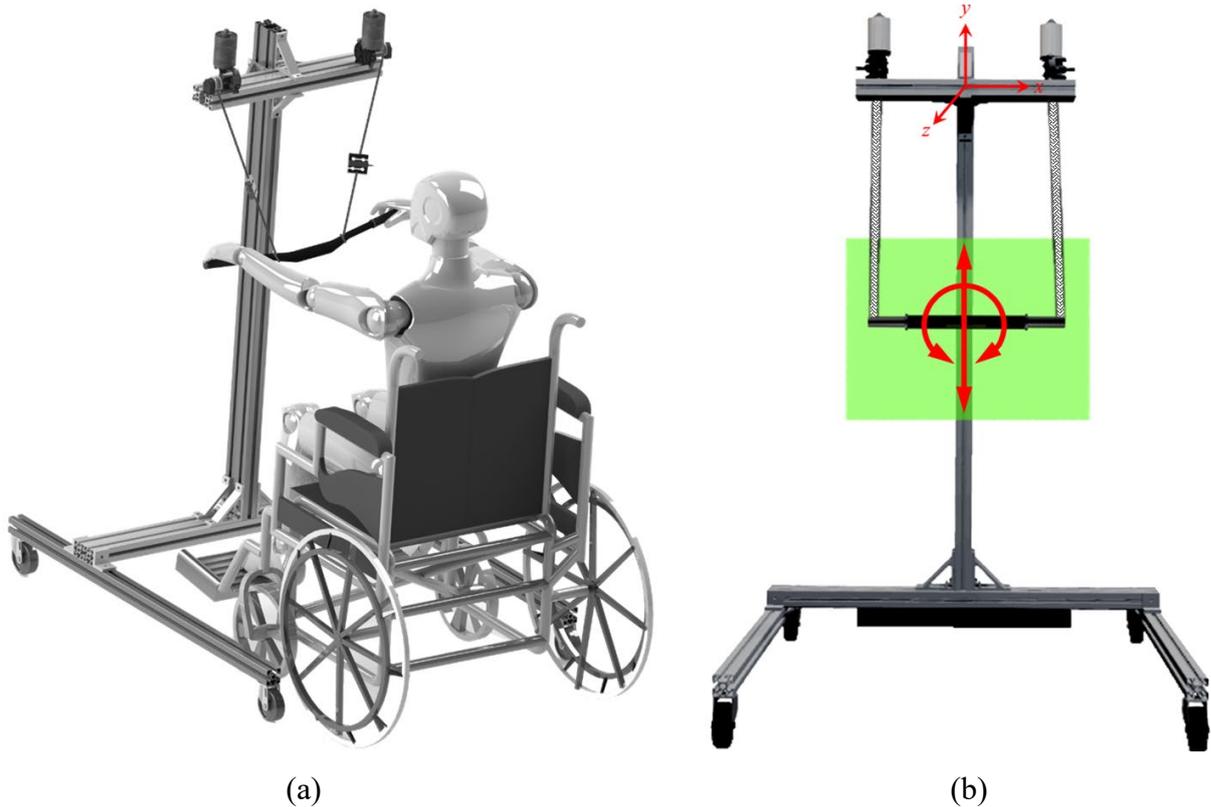


Figura 4.1 – Configuração bimanual da estrutura robótica atuada por cabos: (a) Projeção Computacional no SolidWorks®; (b) GDL de rotação em torno de z e translação em y.

Este dispositivo foi submetido ao pedido de patente de invenção no INPI (Instituto Nacional de Propriedade Industrial) com o título da invenção “Estrutura Robótica Aplicada para Reabilitação do Membro Superior” e sob o número BR 10 2018 074164 0.

Para o movimento vertical, translação no eixo y, os comprimentos dos cabos devem ser aumentados ou diminuídos em igual proporção, ou seja, o motor deve enrolar ou desenrolar o cabo de maneira aproximadamente idêntica.

A Figura 4.2 mostra um exemplo de movimento puramente vertical utilizando dois cabos acoplados a plataforma móvel bimanual.

Se o comprimento dos cabos diminuïrem em igual proporção (ambos motores enrolarem os cabos em mesma quantidade) a plataforma móvel sobe, Fig. 4.2 (b). Caso contrário, se os dois cabos aumentarem em igual proporção (desenrolados em quantidades iguais) a plataforma móvel desce, Fig. 4.2 (c).

O dispositivo na configuração bimanual também é do tipo “sub-restrito” e, portanto, é necessário o auxílio do peso/gravidade para o movimento de descida.

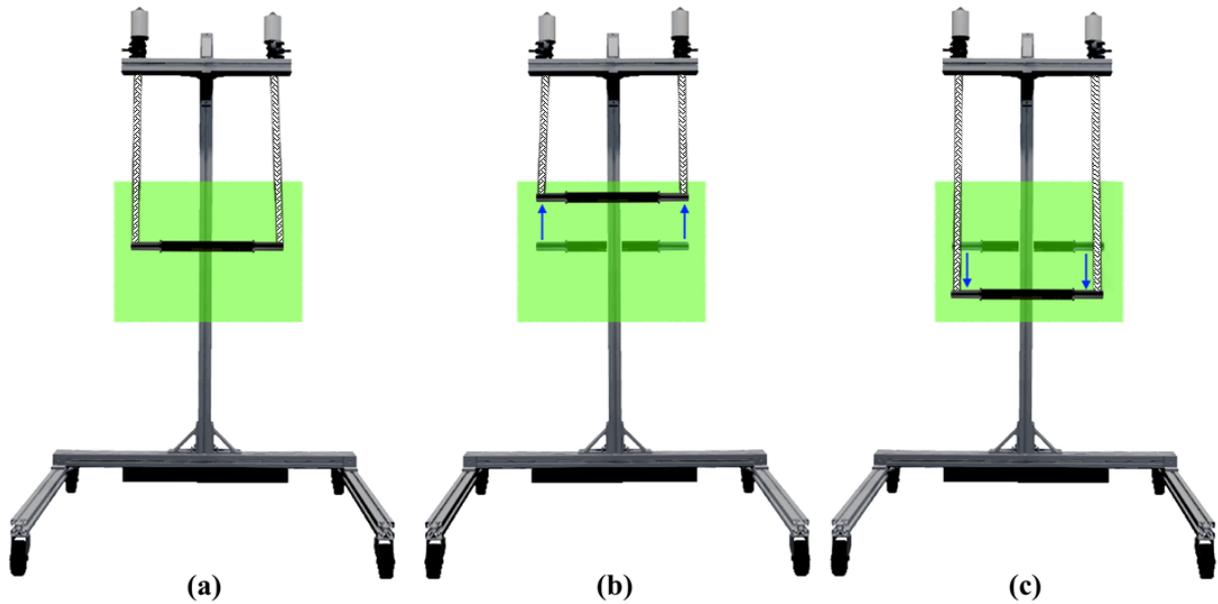


Figura 4.2 - Estrutura robótica bimanual atuada por dois cabos acoplados mostrando exemplos de (a) posição inicial, (b) movimento de subida e (c) movimento de descida.

Para a reprodução de um movimento de rotação é necessário diminuir o comprimento de um dos cabos ao mesmo tempo que se aumenta o comprimento do outro. A Figura 4.3 mostra um exemplo de movimento de rotação. Ao diminuir o comprimento do cabo esquerdo e aumentar o do cabo direito é possível rotacionar a plataforma móvel no sentido horário, Fig. 4.3 (b). Da mesma forma, ao diminuir o comprimento do cabo direito e aumentar o do cabo esquerdo é possível rotacionar a plataforma no sentido anti-horário, Fig. 4.3 (c).

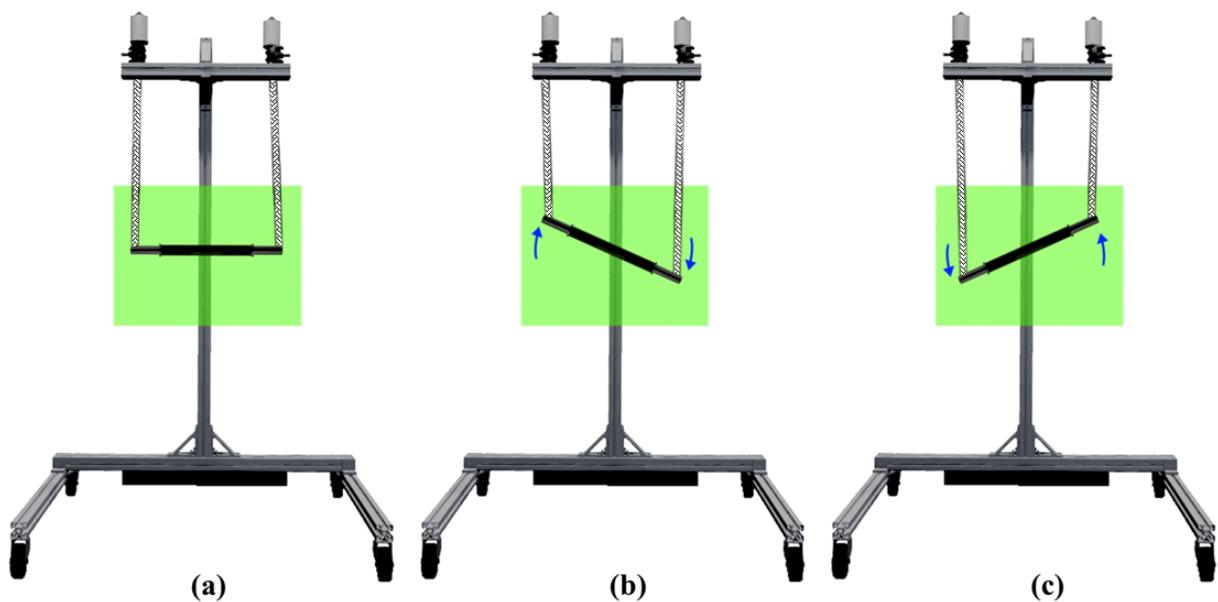


Figura 4.3 - Estrutura robótica bimanual atuada por dois cabos acoplados mostrando exemplos de (a) posição inicial, (b) rotação horária e (c) rotação anti-horária.

4.1 Modelagem Geométrica Direta da Estrutura Robótica Bimanual Atuada por Cabos

Para realizar um movimento de rotação é necessário um cálculo prévio dos comprimentos dos cabos. Novamente, como deseja-se manter os cabos sempre tracionados, será considerado, na modelagem do sistema, que estes sempre formarão um quadrilátero com a base fixa e a base móvel (guidão). Simplificando o desenho do modelo computacional, Fig. 4.4 (a), para a modelagem obtém-se o esquemático mostrado na Fig. 4.4 (b).

Na Figura 4.4 (b), os pontos A e B , são respectivamente os pontos iniciais considerados para os comprimentos do cabo direito, L_1 , e do cabo esquerdo, L_2 . O comprimento L_1 é dado pela distância do local de saída do cabo direito, ponto A , e a plataforma móvel em P_1 , e o L_2 pela distância do local de saída do cabo esquerdo, ponto B , e a plataforma móvel em P_2 .

O comprimento W_b é a distância entre os locais de saída do cabo direito e do cabo esquerdo, dado pelo segmento \overline{AB} e W_g é o comprimento da plataforma móvel (barra ou guidão) dado pelo segmento $\overline{P_1P_2}$.

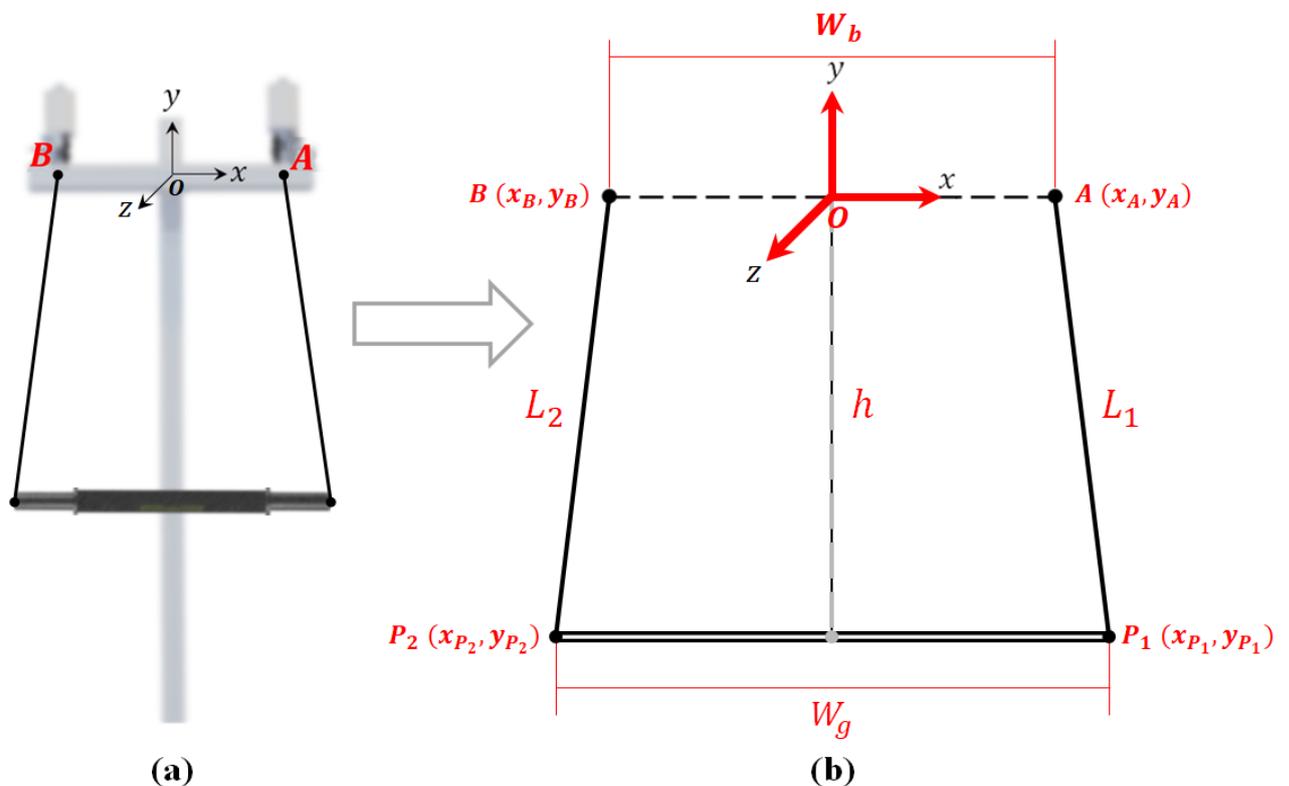


Figura 4.4 - Estrutura robótica na configuração bimanual: (a) Modelo Computacional Simplificado e (b) Esquemático para a modelagem matemática.

Para esta modelagem, Fig. 4.5, considera-se uma altura e uma orientação desejadas para a barra como os valores de entrada, h e θ respectivamente. Considera-se ainda, W_b centralmente alinhado com o referencial $OXYZ$ e o centro de W_g alinhado horizontalmente com o centro de W_b . Assim, a mediana da plataforma móvel é dada por $G(x_G, y_G)$ como mostrado na Fig. 4.5 (b).

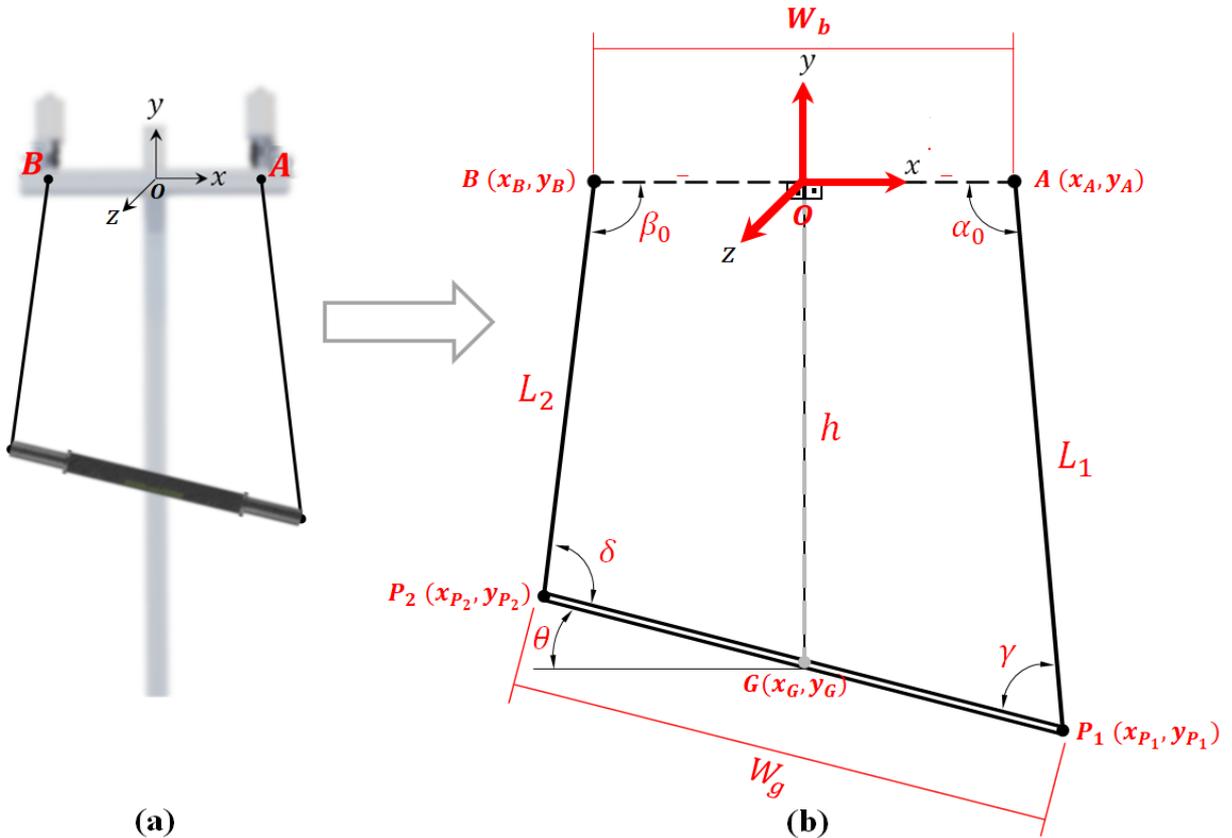


Figura 4.5 - Estrutura robótica na configuração bimanual: (a) Modelo computacional simplificado e (b) Esquemático para a modelagem matemática com orientação θ e altura h .

Para facilitar a modelagem, pode-se dividir o quadrilátero ABP_2P_1 em quatro triângulos a partir da criação de duas diagonais de apoio, d_1 e d_2 , como mostrado na Fig. 4.6. Os triângulos OAG e OBG são triângulos retângulos e estão definidos na Fig. 4.6.

Assim, pode-se encontrar d_1 e d_2 a partir das Eqs. 4.1 e 4.2:

$$d_1 = \sqrt{\left(\frac{W_b}{2}\right)^2 + h^2} \quad (4.1)$$

$$d_2 = \sqrt{\left(\frac{W_b}{2}\right)^2 + h^2} \quad (4.2)$$

Observa-se que d_1 e d_2 são iguais e, portanto, pode-se criar uma variável comum d :

$$d = d_1 = d_2 = \sqrt{\left(\frac{W_b}{2}\right)^2 + h^2} \quad (4.3)$$

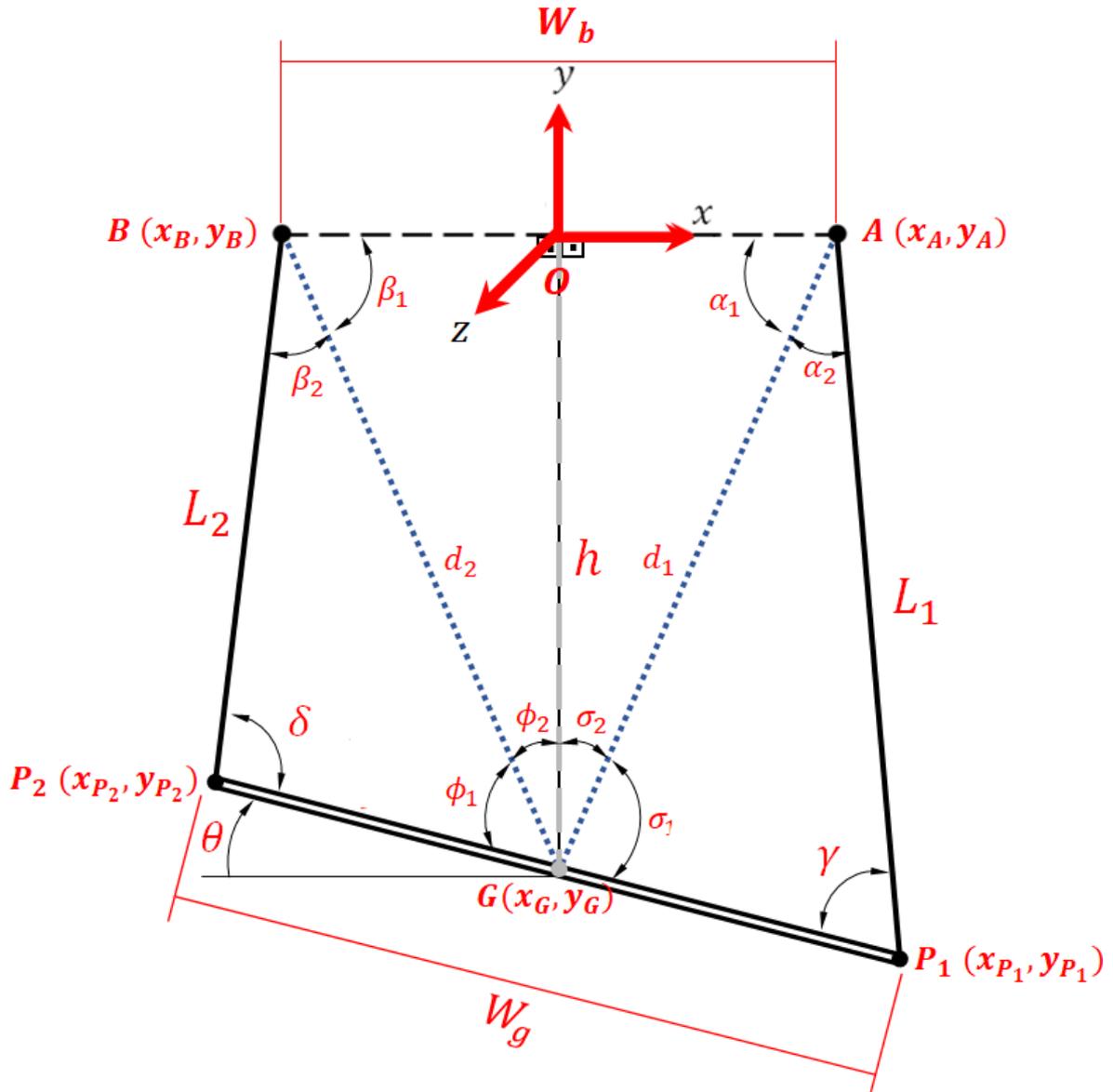


Figura 4.6 - Esquemático da estrutura robótica na configuração bimanual extraído para a modelagem matemática com diagonais de apoio d_1 e d_2 .

Os ângulos σ_2 e ϕ_2 podem ser encontrados a partir das Eqs. 4.4 e 4.5 respectivamente:

$$\tan \sigma_2 = \frac{\left(\frac{W_b}{2}\right)}{h} \quad (4.4)$$

$$\tan \phi_2 = \frac{\left(\frac{W_b}{2}\right)}{h} \quad (4.5)$$

Observa-se, novamente que os valores de σ_2 e ϕ_2 são iguais e, portanto, pode-se criar uma variável comum ρ :

$$\rho = \sigma_2 = \phi_2 = \tan^{-1}\left(\frac{W_b}{2h}\right) \quad (4.6)$$

Nos triângulos AGP_1 e BGP_2 pode-se encontrar os ângulos σ_1 e ϕ_1 respectivamente com as Eqs. 4.7 e 4.8.

$$\sigma_1 = \frac{\pi}{2} + \theta - \rho \quad (4.7)$$

$$\phi_1 = \frac{\pi}{2} - \theta - \rho \quad (4.8)$$

Para encontrar L_1 e L_2 , como o valor de W_g é conhecido e d, σ_1 e ϕ_1 foram previamente calculados, pode-se utilizar a lei dos cossenos da seguinte maneira:

$$L_1^2 = d^2 + \left(\frac{W_g}{2}\right)^2 - 2d \frac{W_g}{2} \cos \sigma_1 \quad (4.9)$$

$$L_2^2 = d^2 + \left(\frac{W_g}{2}\right)^2 - 2d \frac{W_g}{2} \cos \phi_1 \quad (4.10)$$

Isolando e substituindo as Eqs. 4.3 à 4.8 nas Eqs. 4.9 e 4.10, obtém-se:

$$L_1 = \sqrt{\left(\frac{W_b}{2}\right)^2 + h^2 + W_g \left(\frac{W_g}{2} - \left(\sqrt{\left(\frac{W_b}{2}\right)^2 + h^2}\right) \cos\left(\frac{\pi}{2} + \theta - \tan^{-1}\left(\frac{W_b}{2h}\right)\right)\right)} \quad (4.11)$$

$$L_2 = \sqrt{\left(\frac{W_b}{2}\right)^2 + h^2 + W_g \left(\frac{W_g}{2} - \left(\sqrt{\left(\frac{W_b}{2}\right)^2 + h^2}\right) \cos\left(\frac{\pi}{2} - \theta - \tan^{-1}\left(\frac{W_b}{2h}\right)\right)\right)} \quad (4.12)$$

4.2 Modelagem Inversa da Estrutura Robótica Bimanual Atuada por Cabos

Como visto na seção 3.5, em muitos casos, deseja-se a modelagem inversa do problema, ou seja, neste caso, dado os comprimentos dos cabos L_1 e L_2 , deve-se encontrar a orientação θ da barra.

Com o auxílio do esquemático da Fig. 4.6, das Eqs. 4.11 e 4.12, e do solver do MATLAB[®] encontrou-se a relação da orientação da barra θ em função dos comprimentos dos cabos L_1 e L_2 , Eq. 4.13:

$$\theta = \frac{\cos^{-1}\left(\frac{-4L_1^2 + W_b^2 + 2W_g^2 + 4h^2}{4W_g\sqrt{\frac{W_b^2}{4} + h^2}}\right)}{2} - \frac{\cos^{-1}\left(\frac{-4L_2^2 + W_b^2 + 2W_g^2 + 4h^2}{4W_g\sqrt{\frac{W_b^2}{4} + h^2}}\right)}{2} \quad (4.13)$$

Como visto na seção 3.5, os comprimentos dos cabos L_1 e L_2 podem ser obtidos através da leitura da quantidade de pulsos dos encoders e posterior conversão para unidades de comprimento utilizando as Eqs. 3.20 e 3.21, desde que o sistema seja aproximado como sendo linear.

Assim, substituindo as Eqs. 3.20 e 3.21 na Eq. 4.13:

$$\theta = \frac{\cos^{-1}\left(\frac{-4\left(\frac{2\pi r}{PPR}\right)^2 L_{1e}^2 + W_b^2 + 2W_g^2 + 4h^2}{4W_g\sqrt{\frac{W_b^2}{4} + h^2}}\right)}{2} - \frac{\cos^{-1}\left(\frac{-\left(\frac{2\pi r}{PPR}\right)^2 L_{2e}^2 + W_b^2 + 2W_g^2 + 4h^2}{4W_g\sqrt{\frac{W_b^2}{4} + h^2}}\right)}{2} \quad (4.14)$$

4.3 Modelo Simplificado da Modelagem Inversa

Como será visto no Cap. V, foram desenvolvidos vários jogos sérios para auxiliar no processo de reabilitação. Durante a execução destes jogos, a modelagem inversa é necessária para converter os valores de posição, dados pelos encoders, em orientação da barra.

Como esta é uma operação que é realizada dezenas de vezes por segundo, e em tempo real, a solução da Eq. 4.14 para encontrar θ tem um custo computacional extremamente elevado, o que acarreta na diminuição da frequência de aquisição de dados durante o jogo e consequentemente na suavidade do movimento mostrado na interface gráfica deste. Desta forma, o ângulo pode ser calculado utilizando-se um modelo simplificado de forma que o resultado obtido por esta simplificação diminua o custo computacional sem gerar grandes erros.

Para o cálculo simplificado da orientação θ é considerado que os ângulos α_0 e β_0 (formados entre cada cabo e a parte superior do dispositivo) são aproximadamente ângulos retos, Fig. 4.6, que é uma afirmação sensata para grandes comprimentos de L_1 e L_2 (como acontece no dispositivo bimanual desenvolvido).

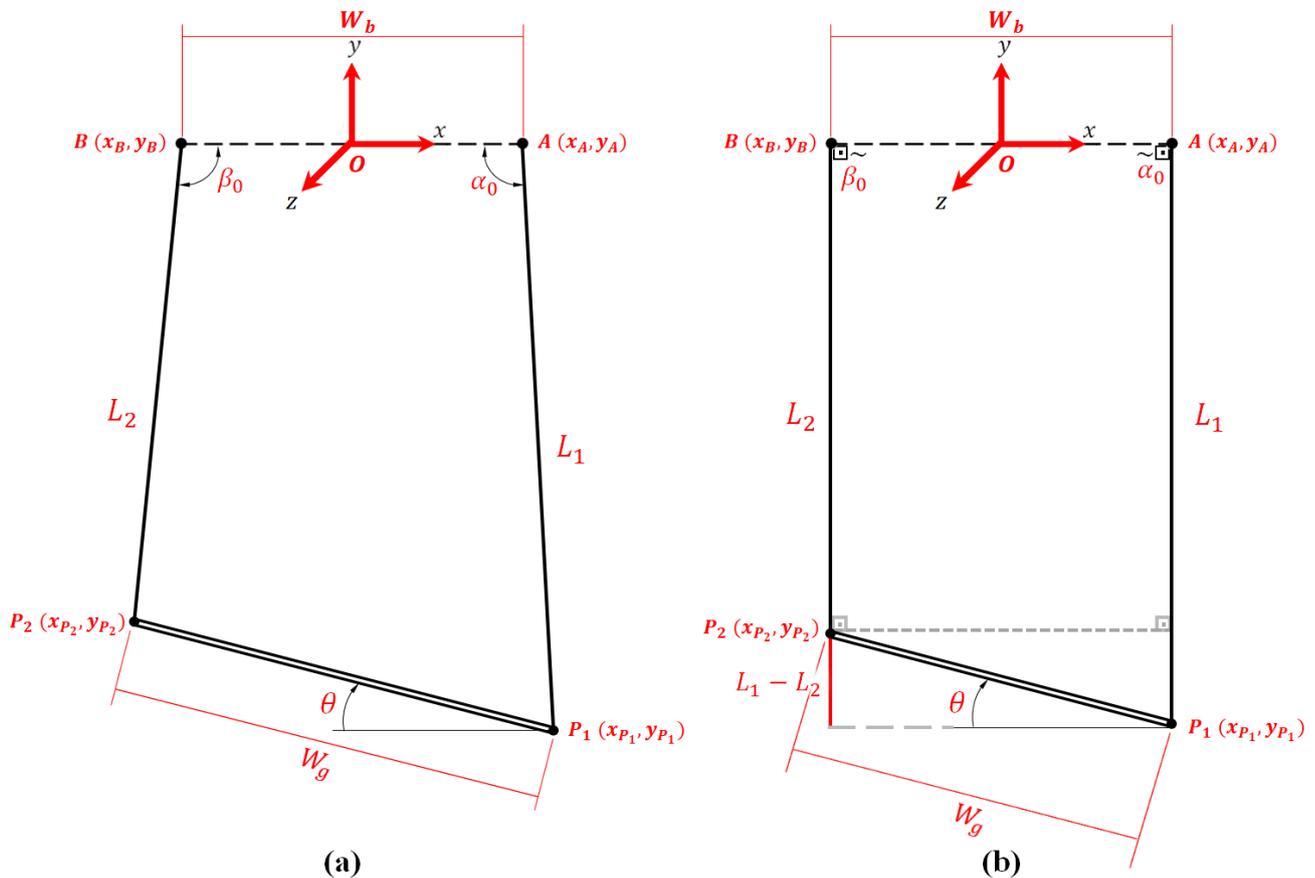


Figura 4.7 – Simplificação para a modelagem inversa para cálculo da orientação θ da barra:
(a) modelo completo; (b) modelo simplificado.

Desta forma a orientação θ da barra depende unicamente da diferença entre L_1 e L_2 e do comprimento da barra W_g :

$$\theta = \text{sen}^{-1}\left(\frac{L_1 - L_2}{W_g}\right) \quad (4.15)$$

O sentido da orientação θ é definido como sendo positivo no sentido horário e negativo no sentido anti-horário, como mostrado na Fig. 4.7.

Na Figura 4.8 é possível verificar a comparação dos valores de orientação θ do modelo completo com o modelo simplificado. Nota-se que para valores entre -45° e 45° (no modelo completo) o erro do modelo simplificado é pequeno, em média menor que 10%, porém aumenta para valores de ângulos maiores.

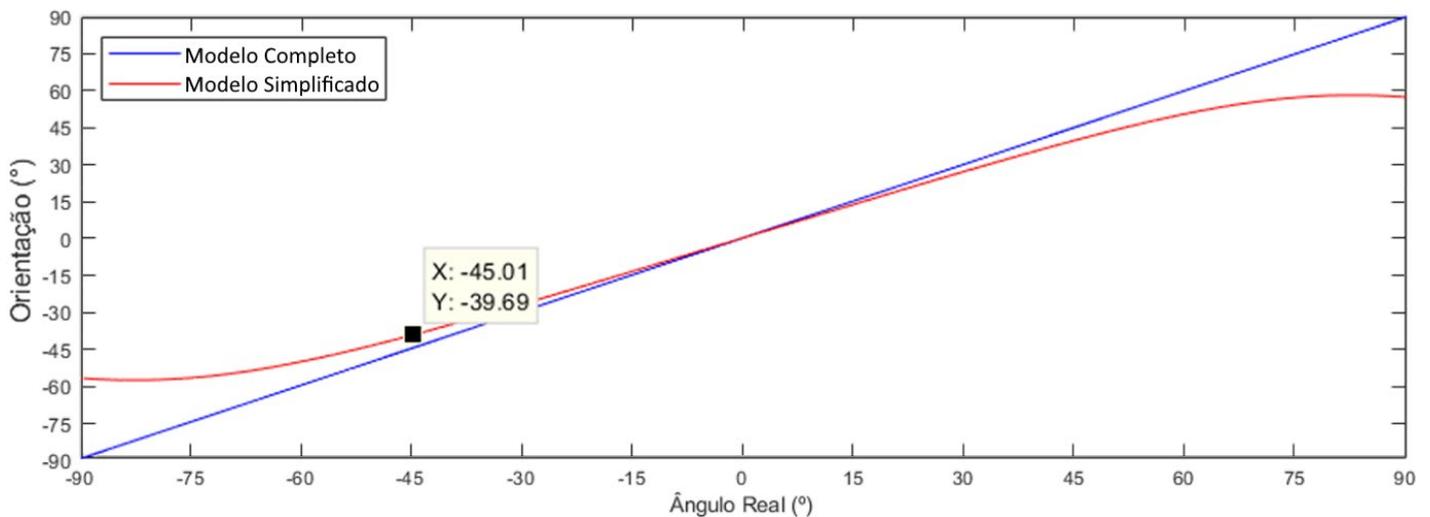


Figura 4.8 – Comparação do ângulo obtido pelo modelo completo e pelo modelo simplificado em relação ao ângulo real.

Como a orientação da barra dificilmente ultrapassará $\pm 45^\circ$ durante a utilização do equipamento, o modelo simplificado é aceitável para esta aplicação devido ao ganho no processamento computacional. Além disso, o modelo simplificado será utilizado apenas durante a execução dos jogos, como entrada para a interface gráfica.

CAPÍTULO V

JOGOS SÉRIOS PARA REABILITAÇÃO E ESTRATÉGIAS DE CONTROLE

Uma melhoria no controle motor medida em escala clínica não resulta necessariamente em uma maior capacidade funcional. Na maioria dos estudos de reabilitação robótica, vários componentes afetam os resultados. Muitas vezes, a terapia robótica é, simultaneamente, mais intensiva, mais encorajadora e mais motivadora para os pacientes do que é possível com a terapia regular (STIENEN et al., 2007).

A terapia de reabilitação convencional é, algumas vezes, monótona e repetitiva para o paciente. Na terapia utilizando dispositivos robóticos é comum o uso de jogos computacionais voltados à reabilitação, chamados de *serious games*, ou jogos sérios.

ZYDA (2005), define jogos sérios como “uma disputa mental, jogado com um computador de acordo com regras específicas que usa o entretenimento para promover treinamento corporativo ou governamental, educação, saúde, políticas públicas e objetivos de comunicação estratégica. Eles envolvem pedagogia, transmitindo conhecimento ou habilidades através de atividades que educam ou instruem.

Os jogos sérios para reabilitação oferecem uma experiência de imersão para motivar os pacientes a realizarem os exercícios de forma atrativa e prazerosa; e amenizar a noção de esforço durante os exercícios. Estes jogos podem proporcionar um ambiente de competitividade, onde recompensas visuais e auditivas, bem como pontuações, podem ser fornecidas indicando o sucesso do paciente.

A pontuação pode ser utilizada como forma de avaliar quantitativamente o progresso do paciente, sendo uma informação valiosa para médicos e fisioterapeutas; e para a própria aplicação computacional, possibilitando calibrar cada atributo gerenciável (aspectos da interface, dificuldade do jogo, assistência), a fim de equalizar e adaptar as condições para qualquer paciente e deficiência (CAURIN et al., 2011; APPEL, 2014; MORETTI, 2014).

Vários jogos sérios foram desenvolvidos nesta dissertação para as várias configurações do dispositivo *BCDRR*. Os jogos desenvolvidos e a estratégia de controle aplicada serão mostrados a seguir. Primeiramente serão apresentados a metodologia “*teaching-by-demonstration*” e a estratégia de controle “*assist-as-needed*” utilizada em alguns jogos (ALVES et al., 2018).

5.1 Metodologia “*Teaching-by-Demonstration*”

Uma interface foi desenvolvida no MATLAB® *App Designer*, para realizar a configuração de parâmetros e gravação do movimento nos jogos que utilizam a metodologia “*teaching-by-demonstration*”. A aba de configurações desta interface é mostrada na Fig. 5.1.



Figura 5.1 – Interface Gráfica para configurações de parâmetros e gravação do movimento utilizando a metodologia “*teaching-by-demonstration*”.

Nesta forma de operação, o terapeuta ou profissional da saúde irá “ensinar” à estrutura o movimento a ser executado utilizando a metodologia “*teaching-by-demonstration*” que consiste em “ensinar” o movimento “mostrando” como o mesmo deve ser realizado conforme Fig. 5.2 (b) e (c).



Figura 5.2 - Gravação do Movimento: (a) Interface da aba de gravação e configurações. (b) e (c) Metodologia “*teaching-by-demonstration*” ensinando o início e o fim do movimento desejado (simulação).

A célula de carga é utilizada na gravação do movimento para definir o sentido de operação do motor, enrolando e/ou desenrolando o cabo. A gravação do movimento é iniciada ao clicar no botão “*TEACH*” (ENSINAR) presente na aba de configurações da interface desenvolvida, Fig. 5.2 (a).

Durante a gravação do movimento o seguinte algoritmo é iniciado:

1. O dispositivo mede a força através da célula de carga
 - a. Se o valor medido for menor do que um limiar inferior de força (ajustável), o motor é acionado no sentido de enrolamento do cabo e a plataforma sobe;
 - b. Se o valor medido for maior do que um limiar superior de força (também ajustável) o motor é acionado no sentido de desenrolar e a plataforma desce;
2. Em paralelo há a leitura e armazenamento da posição do encoder, esse processo é realizado a cada 10 ms, até que a gravação do movimento seja finalizada pelo usuário.

O valor padrão do limiar foi definido em 0,4 Volts, correspondente a aproximadamente 575 gramas com a célula de carga tarada sem carga, para considerar a sua massa.

Após a gravação do movimento, este será executado pela estrutura pela quantidade de repetições pré-definidas.

Na interface desenvolvida (aba de configurações) é possível enrolar ou desenrolar o cabo, parar o motor e selecionar a tensão de saída do *PWM* para o motor *DC*.

Em um dos algoritmos desenvolvidos, algoritmo “*Execução*”, o dispositivo tenta seguir exatamente cada posição armazenada no movimento gravado, isto é, controle de torque do motor baseado no erro de posição, procurando diminuí-lo.

A desvantagem deste modo é a possibilidade de assistir em demasia o paciente em algumas situações, por exemplo, quando o paciente inicia o movimento com baixa participação, mas incrementa sua participação ao longo do mesmo.

Ao compensar o erro de posição acumulado, o sistema pode assistir o paciente mais do que o necessário neste instante.

5.2 Estratégia de controle “*Assist-as-Needed*” simplificada

O algoritmo “*Extremos*” foi criado como uma forma de estratégia “*assist-as-needed*” simplificada. Neste algoritmo a estrutura não tenta seguir exatamente cada posição armazenada, mas apenas os extremos da curva do movimento através da análise do sinal da derivada do movimento em relação ao tempo. Assim, o paciente pode recuperar o controle sobre a execução do movimento mesmo que tenha iniciado de forma não satisfatória, baixa participação.

Nesta estratégia de controle, a célula de carga é utilizada durante a execução do movimento para medir a quantidade de força aplicada pelo paciente, ou seja, sua participação e, a partir desse valor, determina o aumento ou diminuição da assistência robótica (torque do motor). Caso a força medida seja baixa, significa que o paciente está participando da execução do movimento, caso contrário, a maior parte do movimento é realizado pela estrutura.

Para o controle do torque do motor é utilizado uma constante proporcional à força medida na célula de carga, ou seja, quanto menor a participação atual do paciente (maior valor medido na célula de carga), maior a participação do motor e vice-versa. Para realização do controle de impedância é necessário ainda a parcela do amortecimento, proporcional a

velocidade de operação. No entanto, na estrutura proposta a velocidade de operação é baixa o suficiente de forma que não houve contribuições significativas relacionados a esse termo.

Uma estratégia “*assist-as-needed*” mais sofisticada será detalhada nos jogos que a utilizam, para simplificar o seu entendimento.

5.3 Jogos sérios desenvolvidos para o dispositivo robótico *BCDRR*

Nesta seção serão apresentados os jogos sérios para reabilitação desenvolvidos para o dispositivo robótico *BCDRR* em suas diversas configurações.

O jogo *Rehab Basketball* foi projetado para o dispositivo na configuração unilateral com 1 GDL.

O jogo *Square Apple*, *Grabbing Apple*, *Round Pizza* e *Paper Plane* foram projetados para o dispositivo na configuração unilateral com 2 GDL acoplados.

E por fim os jogos *Motorcycle*, *Mincart* e *Sakura Flowers* foram projetados para o dispositivo robótico na configuração bimanual.

5.3.1 *Rehab Basketball*

O primeiro jogo desenvolvido, *Rehab Basketball*, foi direcionado ao dispositivo robótico utilizado na configuração unilateral com 1 GDL, Fig. 3.1 (a). Este jogo, mais simples, foi utilizado para validação inicial do dispositivo atuado por cabos e foi completamente desenvolvido no MATLAB através do *App Designer*, ferramenta presente nas versões 2016 e posterior deste *software*. Esta ferramenta permite fornecer um *feedback* visual para o utilizador (interface), além de realizar a comunicação com a estrutura.

Na interface principal desenvolvida para este jogo, Fig. 5.3, é possível ensinar o movimento a ser executado (“*teaching-by-demonstration*”), escolher um movimento pré-definido (*MOV 1, 2 ou 3*) ou ainda escolher o último movimento gravado (*MOV 0*). Seleciona-se um algoritmo de execução (“*Execução*” ou “*Extremos*”) e a Amplitude do movimento, que

é um multiplicador (entre 0,5 e 1,5) alterado pelo terapeuta de acordo com a capacidade de cada paciente e em cada sessão, Fig. 5.3.



Figura 5.3 - Interface Principal do jogo desenvolvido.

O objetivo do jogo *Rehab Basketball* é levar a bola de basquete até a cesta executando o movimento vertical, Fig. 3.3, que teve a modelagem definida na seção 3.1.

No início do jogo a bola, na posição inferior, Fig. 5.4 (a), sobe quando um movimento ascendente é executado, Fig. 5.4 (b). Após atingir a cesta, Fig. 5.4 (c), a posição da bola é reinicializada, Fig. 5.4 (d), e a “mão” precisa retornar para buscá-la, Fig. 5.4 (e).

A força medida pela célula de carga é mostrada ao usuário em um indicador, Fig. 5.3 e 5.4, alertando-o caso sua participação seja insatisfatória (laranja ou vermelho) e incrementando sua pontuação por um valor mais baixo (1 ponto). Se sua participação for satisfatória, amarelo ou verde, a pontuação é incrementada em 2 e 3 pontos respectivamente. Neste jogo é aplicada a estratégia “*assist-as-needed*” simplificada.

Na Figura 5.4 foi utilizada uma simulação do membro inferior, em um boneco antropomórfico e antropométrico de madeira, para melhor representar a amplitude do movimento, porém, nesta configuração, este dispositivo pode ser utilizado para outras articulações do membro superior e/ou inferior e para amplitudes menores de movimento.



Figura 5.4 - Jogo *Rehab Basketball*: (a) início; (b) movimento de subida iniciado; (c) cesta/altura atingida; (d) retorno (movimento de descida); (e) finalização/reinício da etapa (a).

Foi desenvolvida uma versão atualizada, versão 2, da primeira versão deste jogo, a fim de trazer uma interface gráfica mais imersiva utilizando cenários aprimorados e efeitos de profundidade de acordo com o movimento vertical. Esta versão é mostrada na Fig. 5.5 e apesar da parte gráfica atualizada, a mecânica do jogo não foi alterada.

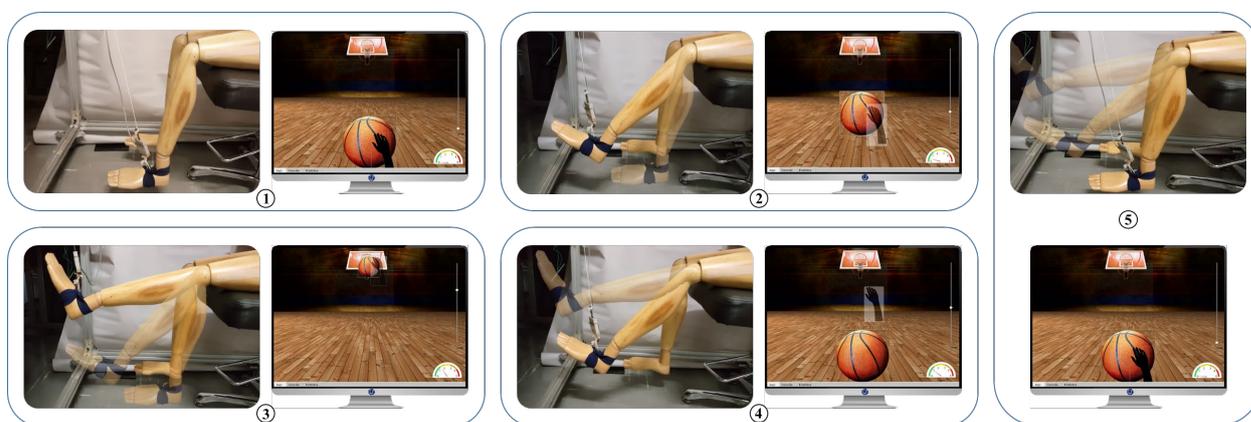


Figura 5.5 - Jogo Rehab Basketball v2: (1) início; (2) movimento de subida iniciado; (3) cesta/altura atingida; (4) retorno (movimento de descida); (5) finalização/reinício da etapa (1).

5.3.2 *Square Apple*

O jogo *Square Apple*, Fig. 5.6, foi desenvolvido para ser utilizado com o dispositivo robótico na configuração unilateral com 2 GDL acoplados, Fig. 3.1 (c). Este jogo também foi completamente desenvolvido no MATLAB[®] através do *App Designer* e utiliza a modelagem vista na seção 3.3.

O *Square Apple* segue as características de um jogo com controle por movimento/realidade virtual, onde uma mão é movimentada em um plano a fim de pegar maçãs e levá-las até uma cesta, utilizando como entrada os movimentos do usuário para cima/baixo e para esquerda/direita no efetuador/alça. Cada sessão do jogo é finalizada quando o usuário pega todas as maçãs presentes neste e as deposita na cesta.

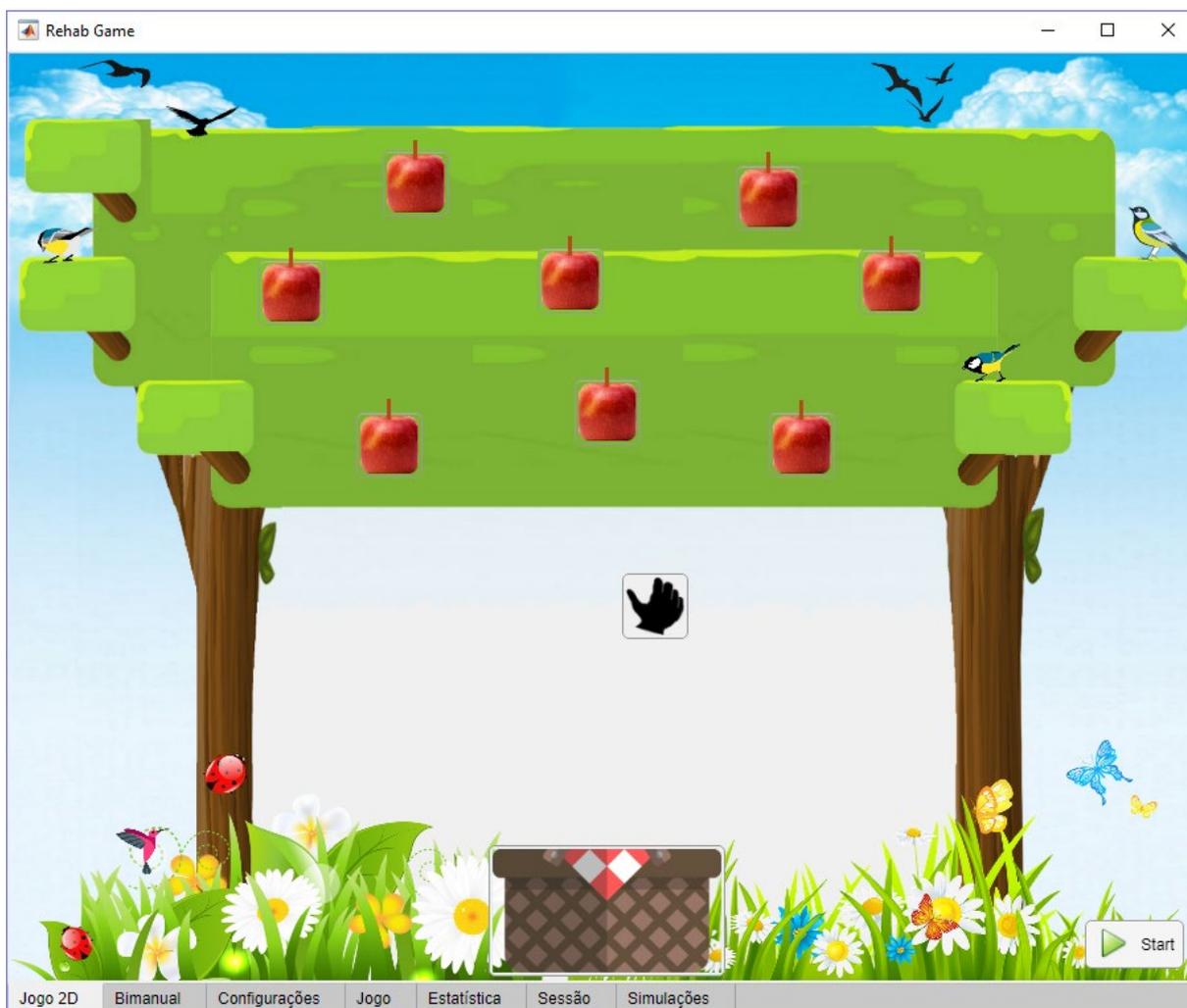


Figura 5.6 - Tela principal do jogo *Square Apple*.

A jogabilidade é baseada na metodologia “*teaching-by-demonstration*” utilizada durante a gravação do movimento mostrada anteriormente, porém no jogo *Square Apple* ela é aplicada durante a execução do movimento. Neste caso, há duas células de carga (uma para o lado direito e outra para o lado esquerdo) que são responsáveis por definir a direção do movimento dos seus respectivos lados.

Desta forma, para enrolar o cabo em um dos lados a força exercida neste mesmo lado (medida pela célula de carga) deve ser menor que o limite inferior de força deste lado, o que acontece naturalmente quando o usuário levanta a mão e diminui a força exercida sobre o efetuator.

Já para desenrolar um cabo, a força deve ser maior que o respectivo limite superior, que ocorre quando o usuário puxa a alça para baixo.

Caso a força esteja entre o limite inferior e o limite superior o comprimento do cabo se mantém inalterado (parado).

A força que o usuário deve realizar no efetuador/alça para movimentá-la, e consequentemente movimentar a mão no jogo, pode ser ajustada através de dois limites, inferiores e superiores (para o lado direito e para o lado esquerdo), presentes na aba de “Configurações” do jogo como mostrado na Fig. 5.7.

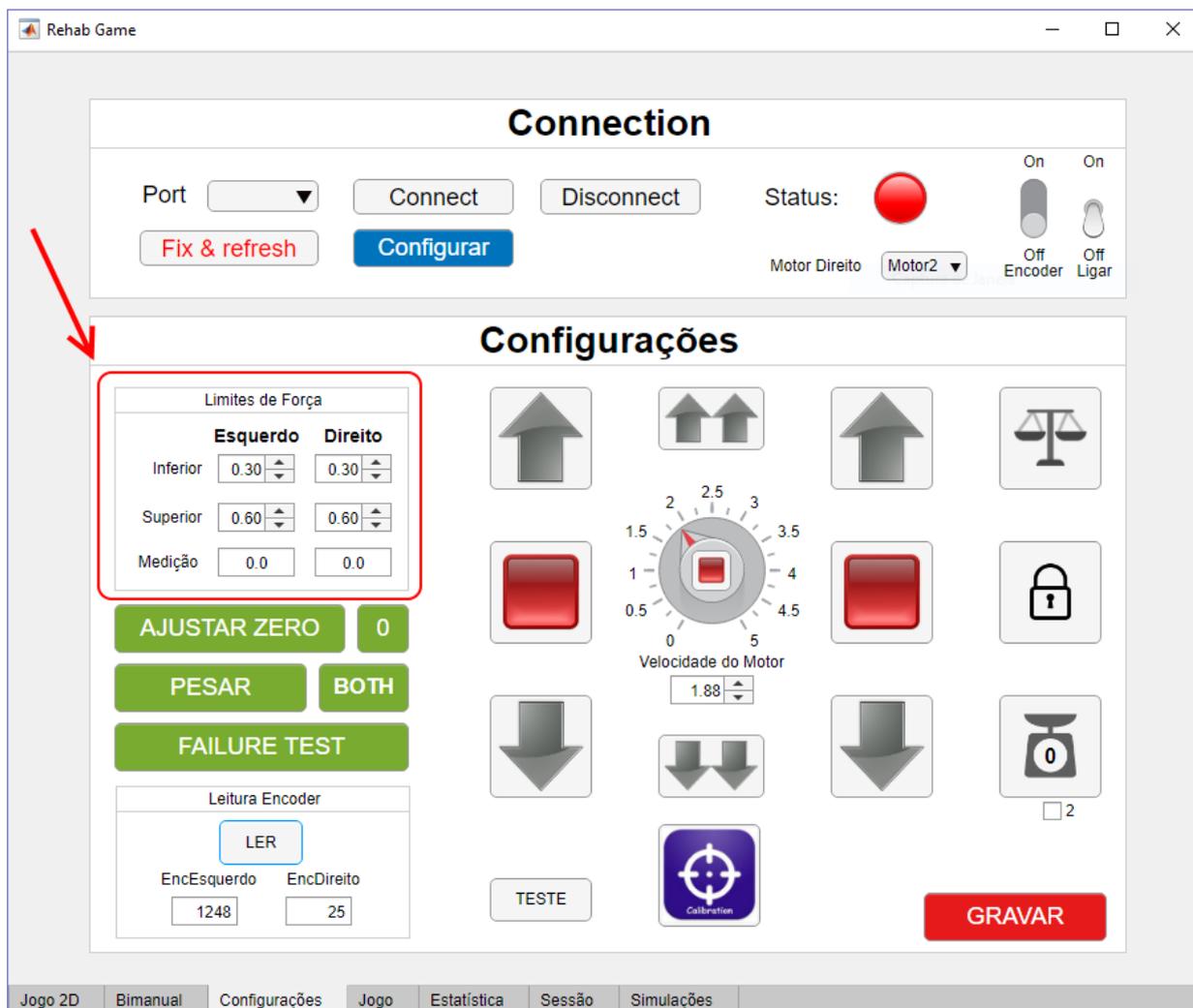


Figura 5.7 - Aba de “Configurações” do jogo *Square Apple* mostrando em detalhe o campo para o ajuste dos “Limites de força”.

Portanto cada lado realizará o movimento de subida e/ou descida dependendo das regiões onde as forças estão inseridas. Este conceito pode ser melhor entendido no gráfico de regiões de força mostrado na Fig. 5.8.

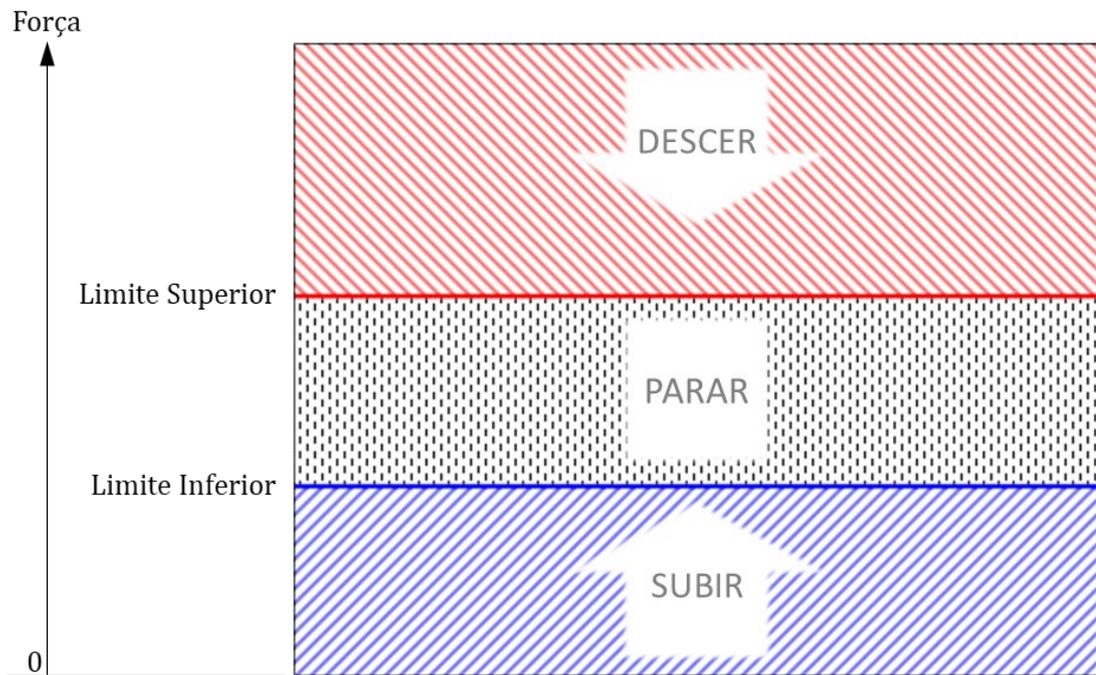


Figura 5.8 - Gráfico das regiões de forças individuais e os movimentos planares possíveis em função da força medida.

A combinação do enrolamento/desenrolamento do cabo de cada lado gera os movimentos planares que foram definidos anteriormente pelas Figs. 3.5 à 3.9 e pelas Eqs. 3.11 e 3.12. Nestas equações foram definidos os comprimentos dos cabos tendo como entrada a posição da plataforma móvel $P(x_p, y_p)$.

A Figura 5.9 mostra a combinação das regiões de forças individuais do lado direito e do lado esquerdo em regiões de forças combinadas. Este gráfico mostra as nove situações/movimentos possíveis em função da força aplicada ao lado direito e da força aplicada ao lado esquerdo, medida pelas suas respectivas células de carga.

A região azul, por exemplo, ocorre quando o usuário levanta a mão e diminui a força exercida sobre o efetuador e consequentemente as forças medidas em ambas as células de carga (direita e esquerda) ficam abaixo dos seus respectivos limites inferiores, gerando o movimento visto na Fig. 3.6 (b).

A região vermelha, ocorre quando o usuário puxa o efetuador para baixo, aumentando as forças medidas em ambas as células de carga acima dos seus limites superiores e gerando o movimento visto na Fig. 3.6 (c). A região preta, ocorre quando o usuário aplica uma força sobre o efetuador e consequentemente em cada célula de carga entre os limites inferiores e superiores, mantendo o efetuador parado.

Seguindo o mesmo raciocínio, as regiões magenta e verde poderiam representar, respectivamente, um movimento horizontal à direita e à esquerda como visto na Fig. 3.8 (b) e (c).

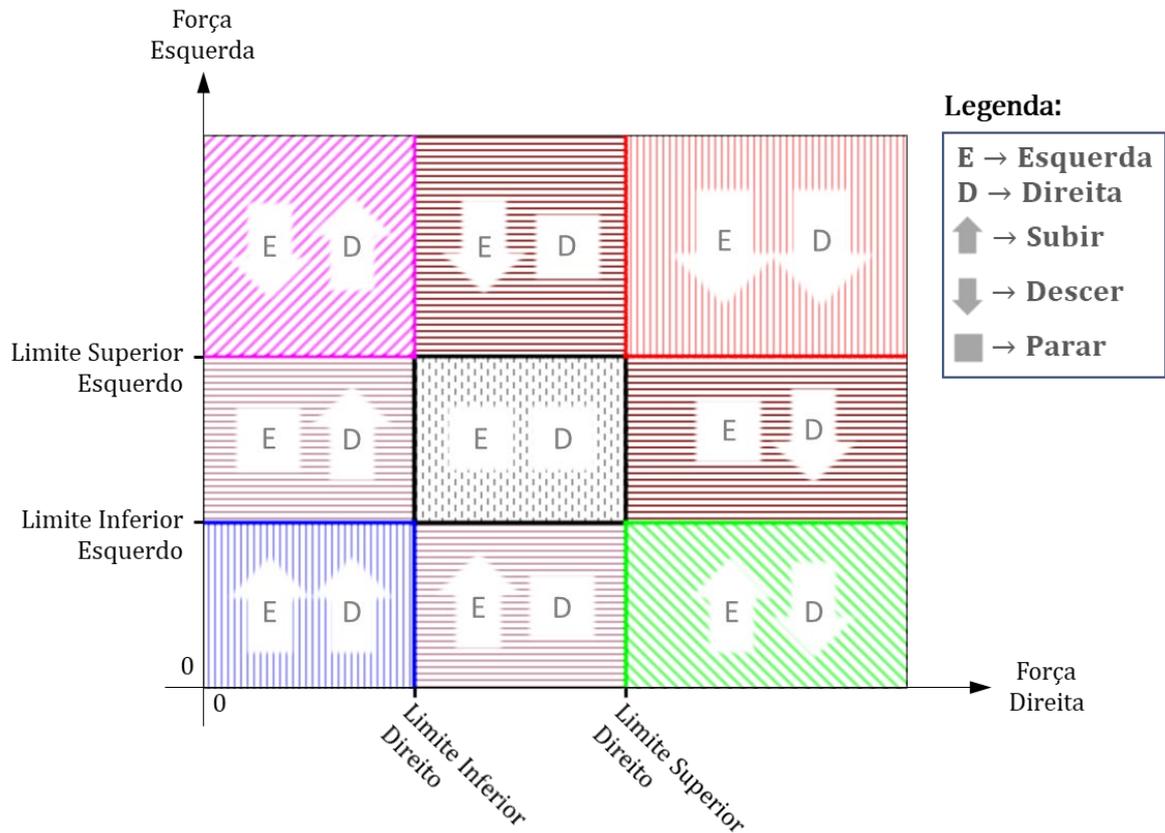


Figura 5.9 - Gráfico das regiões de forças combinadas (força direita e esquerda) e os movimentos planares possíveis em função das forças medidas.

Durante a execução do jogo *Square Apple* a modelagem inversa também se faz necessária, pois tem-se os comprimentos dos cabos L_1 e L_2 , obtidos através da leitura dos seus respectivos encoders, e deseja-se a posição $P(x_p, y_p)$ que será representada pela posição da mão no jogo. Para obter a posição pode-se utilizar a modelagem inversa demonstrada na seção 3.5 nas Eqs. 3.35 e 3.36.

O jogo *Square Apple* foi registrado no INPI com o nome *SquareApple-01* e número de registro BR 51 2018 052168-1.

5.3.3 *Grabbing Apple*

O jogo *Grabbing Apple*, Fig. 5.10, foi desenvolvido para ser utilizado com o dispositivo robótico na configuração unilateral com 2 GDL acoplados, Fig. 3.1 (c). Este jogo foi desenvolvido no Unity em conjunto com o MATLAB *App Designer* para o controle e utiliza a modelagem vista na seção 3.3 e 3.5.

O jogo *Grabbing Apple* é, de fato, uma atualização do jogo *Square Apple* para a plataforma do Unity, permitindo o aprimoramento da interface e efeitos visuais. Assim, como no jogo *Square Apple*, as maçãs aparecem simultaneamente e cada sessão do jogo é finalizada quando o usuário pega todas as maçãs e as deposita na charrete.

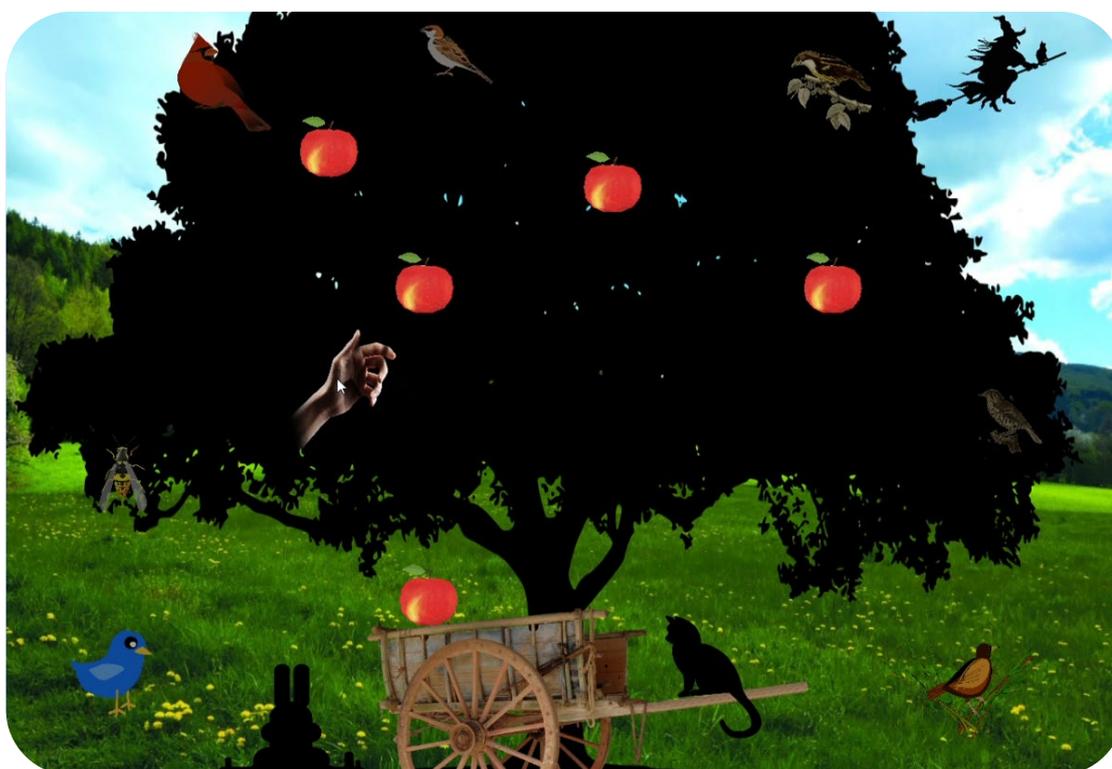


Figura 5.10 - Tela da versão do jogo *Grabbing Apple* na qual aparecem maçãs simultaneamente.

Foi criada uma variação deste jogo, com uma pequena modificação, na qual as maçãs aparecem individualmente e em sequência, permitindo ao usuário focar em apenas uma maçã e, também, permitindo pegar uma quantidade infinita destas, já que sempre “nascem” novas

maçãs. Esta versão, mostrada na Fig. 5.11, possui um placar com uma pontuação que representa a quantidade de maçãs pegas.



Figura 5.11 - Tela principal da versão do jogo *Grabbing Apple* que permite o usuário focar em uma maçã por vez (aparência de maçã individual).

5.3.4 *Round Pizza*

O jogo *Round Pizza*, Fig. 5.12, foi criado para ser utilizado com o dispositivo robótico na configuração unilateral com 2 GDL acoplados, Fig. 3.1 (c). Este jogo foi desenvolvido no Unity em conjunto com o MATLAB *App Designer* para o controle e utiliza a modelagem para trajetória plana circular vista na seção 3.4.

O *Round Pizza* segue as características de um jogo com controle por movimento/realidade virtual, onde um cortador é movimentado em um plano a fim de cortar a massa de pizza da maneira “mais redonda possível”, utilizando como entrada os movimentos do usuário (cima/baixo e esquerda/direita) no efetuator/alça de forma a realizar um movimento circular como visto na seção 3.4. Cada sessão do jogo pode ser finalizada após um determinado tempo ou após o usuário concluir um círculo completo.



Figura 5.12 – Tela do jogo *Round Pizza* para treinamento do movimento circular.

Após a finalização do jogo *Round Pizza*, o padrão de circularidade pode ser analisado como visto na Fig. 2.3 e Fig. 2.17. O “tamanho” da pizza também pode ser aumentando/diminuído gerando diferentes níveis de dificuldade. A evolução do paciente pode ser acompanhada comparando o círculo ideal com o padrão do círculo “desenhado” em cada sessão (dados obtidos com os encoders e convertidos conforme Eqs. 3.35 e 3.36).

5.3.5 *Paper Plane*

O jogo *Paper Plane*, Figs. 5.13 e 5.14, foi criado para ser utilizado com o dispositivo robótico na configuração unilateral com 2 GDL acoplados, Fig. 3.1 (c). Este jogo foi desenvolvido no Unity em conjunto com o MATLAB *App Designer* para o controle e utiliza a modelagem vista na seção 3.3. Vale ressaltar que este jogo também pode ser utilizado com a configuração bimanual, Fig. 4.1, utilizando a modelagem vista no Cap. IV, Eqs. 4.11 e 4.12 .

O *Paper Plane* segue as características de um jogo com controle por movimento/realidade virtual, no qual um avião de papel deve ser movimentado a fim de desviar

de obstáculos que descem da parte superior da tela (modo *Escape*), Fig. 5.13, ou a fim de pegar dodecaedros que caem constantemente da tela (modo *Survival*), Fig. 5.14.

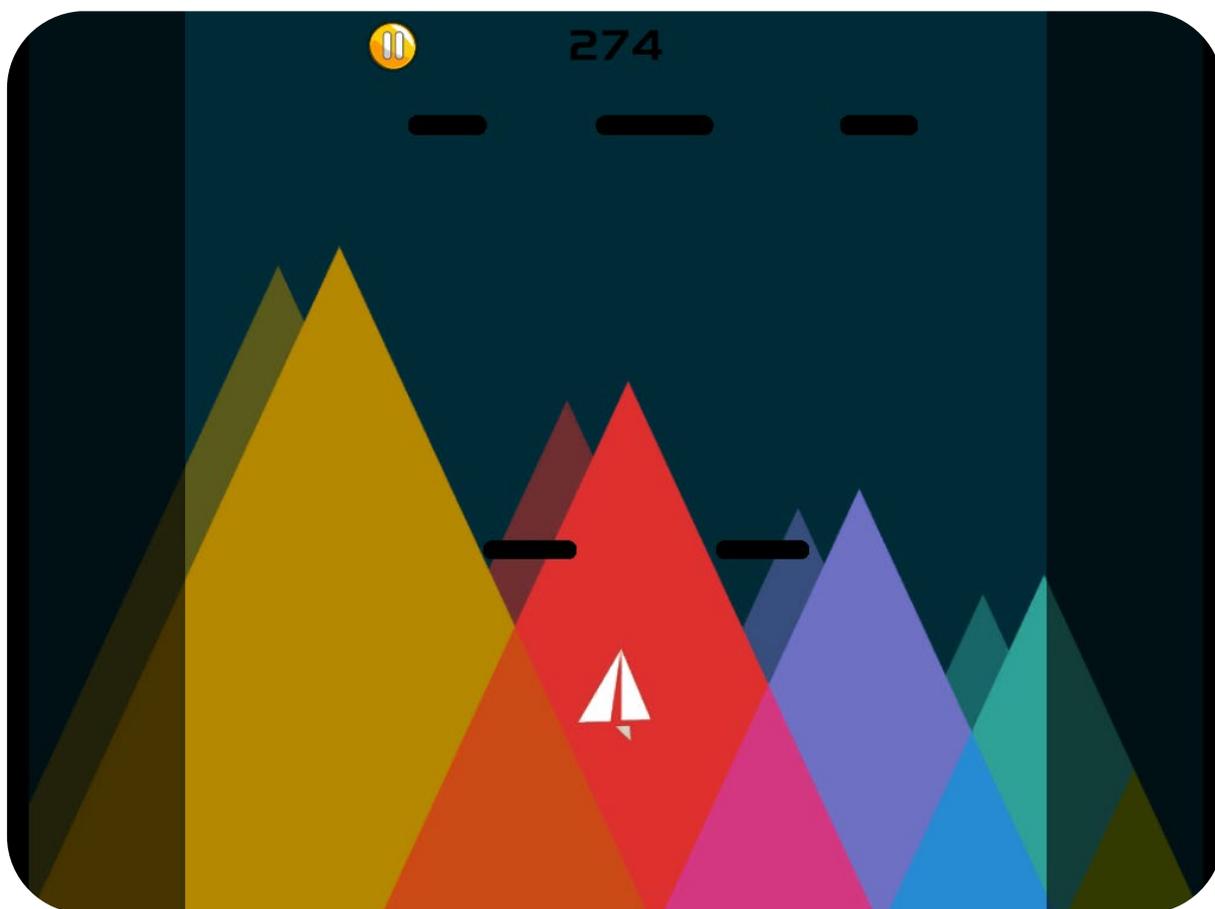


Figura 5.13 – Tela do jogo *Paper Plane* na versão *Escape*.

Ambas as versões utilizam como entrada movimentos horizontais (esquerda/direita), Fig. 3.8, ou movimentos de rotação do bimanual (horário/anti-horário), Fig. 4.3, realizados pelo usuário no efetuador/alça ou guidão. O princípio de funcionamento do bimanual será detalhado nos próximos jogos, os quais foram desenvolvidos com o foco na jogabilidade bimanual.

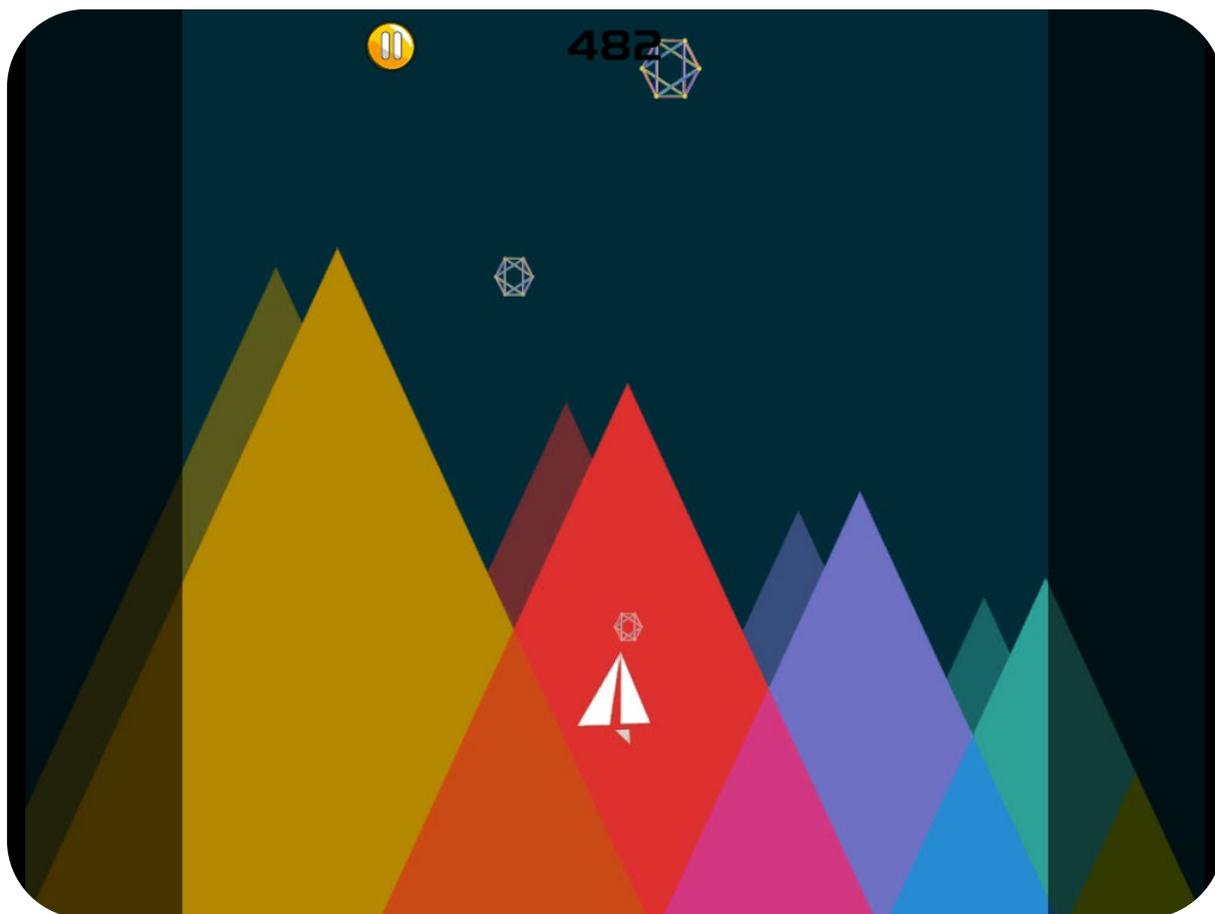


Figura 5.14 - Tela do jogo *Paper Plane* na versão *Survival*.

A pontuação é dada em função do tempo que o paciente joga sem perder. Sendo que cada partida do jogo é finalizada após o avião bater em um obstáculo (*Escape*) ou após perder um dodecaedro (*Survival*). A dificuldade do jogo pode ser aumentada diminuindo o intervalo entre os objetos consecutivos (obstáculos ou dodecaedros dependendo do modo) e consequentemente a distância entre eles.

O jogo *Paper Plane* foi registrado no INPI com o nome *PaperPlane-01* e número de registro BR 51 2018 052169-0.

5.3.6 *Motorcycle*

O jogo *Motorcycle*, Figs. 5.15 e 5.16, foi concebido para ser utilizado com o dispositivo robótico na configuração bimanual, Fig. 4.1. Este jogo foi desenvolvido no Unity em conjunto com o MATLAB *App Designer* para o controle e utiliza a modelagem vista no Cap. IV.

O *Motorcycle* segue as características de um jogo com controle por movimento/realidade virtual, no qual uma motocicleta deve ser movimentada por uma pista desviando de obstáculos e avançando no seu percurso. Este jogo utiliza como entrada os movimentos de rotação do bimanual (horário/anti-horário), Fig. 4.3, realizados pelo usuário no guidão do dispositivo.



Figura 5.15 – Tela do jogo *Motorcycle*.

Desta forma os movimentos realizados no dispositivo nas Figs. 4.3 (a), (b) e (c) correspondem, respectivamente, aos movimentos da moto no jogo mostrados nas Figs. 5.16 (a), (b) e (c), ou seja, o movimento do guidão do bimanual no sentido horário correspondente no jogo ao movimento da moto de virar à direita e no sentido anti-horário de virar à esquerda.

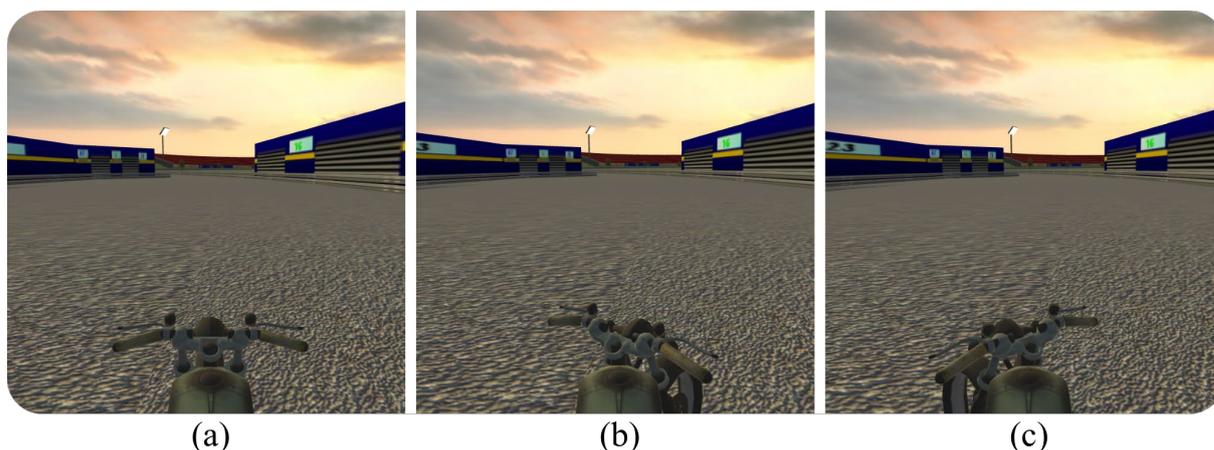


Figura 5.16 – Tela do jogo *Motorcycle* mostrando as direções: (a) reto, (b) direita e (c) esquerda.

Para girar o guidão/barra de direção do dispositivo bimanual no sentido horário, Fig. 4.3 (b), o usuário deve indicar a intenção do movimento desejado aplicando uma força no lado direito maior que do lado esquerdo por uma diferença pré-definida ΔF , como indicado na região azul do gráfico da Fig. 5.17 e na representação da Fig. 5.18 (b).

Para girar no sentido anti-horário, o usuário deve indicar a intenção de movimento aplicando uma força no lado esquerdo maior que do lado direito por uma diferença ΔF , como indicado na região vermelha do gráfico da Fig. 5.17 e na representação da Fig. 5.18 (c).

Caso o módulo da diferença de força entre os lados ($|F_{dir} - F_{esq}|$) seja menor que a diferença ΔF o guidão permanece parado como indicado na região preta do gráfico da Fig. 5.17 e na representação da Fig. 5.18 (a).

O movimento pode ser facilitado ou dificultado (movimento assistido ou resistivo) diminuindo ou aumentando o valor de ΔF .

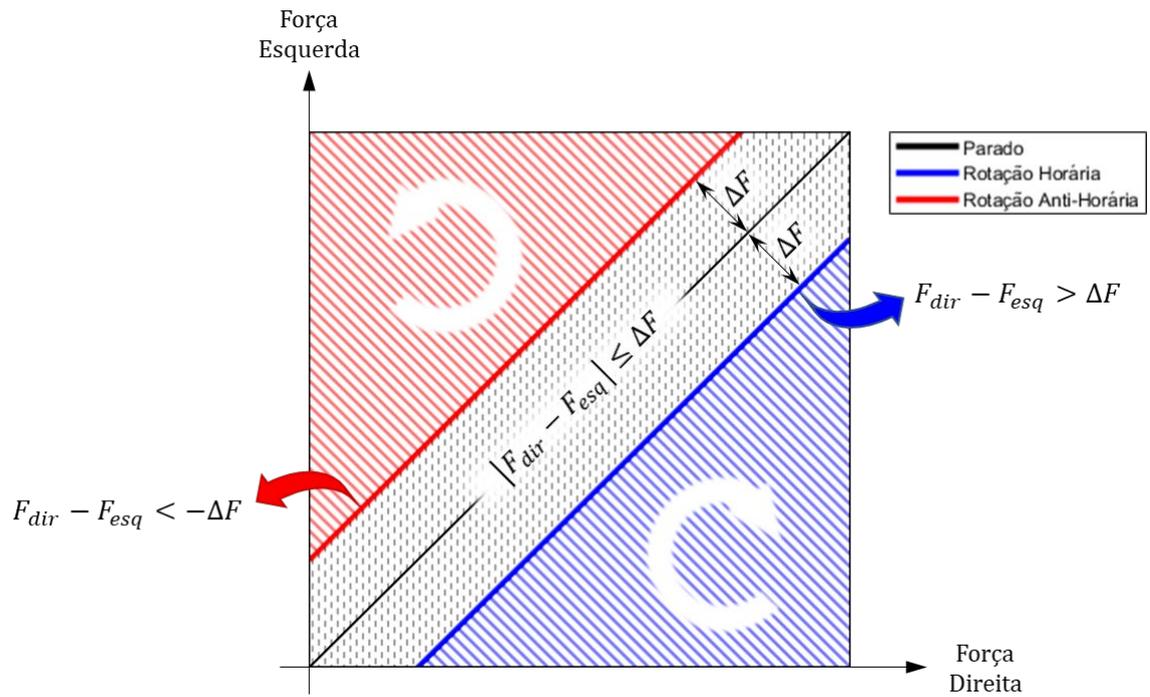


Figura 5.17 - Gráfico das regiões de forças combinadas (força direita e esquerda) e os movimentos bimanuais possíveis para o jogo *Motorcycle*.

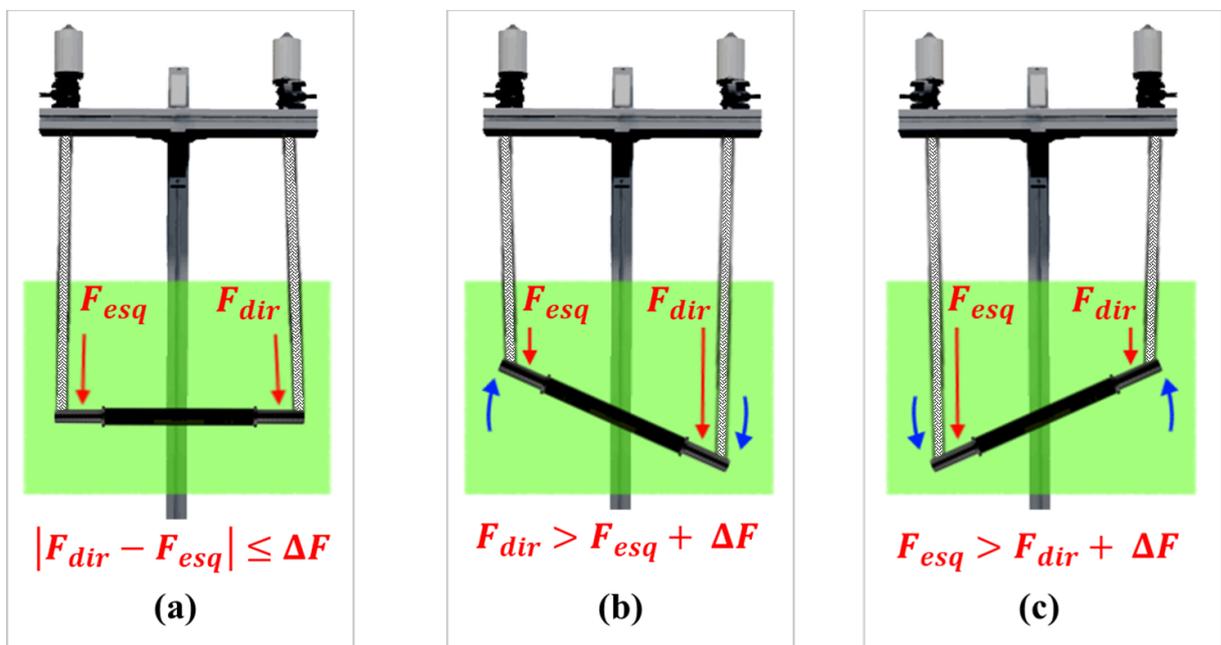


Figura 5.18 – Representação da diferença de força para movimento: (a) parado, (b) de rotação horária e (c) rotação anti-horária para o jogo *Motorcycle*.

Como citado, o jogo *Motorcycle* possui obstáculos na pista, o próprio *guard rail* da pista (também conhecido como mureta ou defesa metálica) pode ser considerado um obstáculo caso o usuário não faça o movimento correto para se manter no centro da pista. Para evitar bater, ou mesmo após bater, em um obstáculo é necessário desacelerar, parar ou até mesmo dar ré na moto.

Foram desenvolvidos dois modos deste jogo. No primeiro modo, ao bater em um obstáculo a moto automaticamente volta para a posição inicial na pista. No segundo modo, o usuário pode utilizar os movimentos de subida e descida, mostrados na Fig. 4.2, para acelerar/desacelerar a moto, em adição aos movimentos de rotação já apresentados.

A pontuação do primeiro modo é contabilizada como a maior distância percorrida, onde o paciente deve sempre bater um novo recorde, ou seja, percorrer uma distância maior. Já na segunda versão a pontuação é dada em termos da distância total percorrida.

Para acelerar a moto utiliza-se como entrada o movimento de subida visto na Fig. 4.2 (b) e para desacelerar/dar ré, o movimento de descida visto na Fig. 4.2 (c), sendo que o primeiro movimento de descida para a moto e o segundo ativa a ré. Se a moto já estiver se movimentando para frente o movimento de subida aumenta sua velocidade. Caso a moto esteja se movimentando de ré, o primeiro movimento de subida para a moto e o segundo acelera.

Para subir o guidão/barra de direção do dispositivo bimanual, Fig. 4.2 (b), a força aplicada no lado direito e no lado esquerdo deve ser menor que uma força pré-definida F_{up} como indicado na região verde do gráfico da Fig. 5.19 e na representação da Fig. 5.20 (b).

Para descer o guidão, o usuário deve indicar a intenção de movimento aplicando uma força no lado direito e no esquerdo maior que uma força pré-definida F_{down} como indicado na região magenta do gráfico da Fig. 5.19 e na representação da Fig. 5.20 (c).

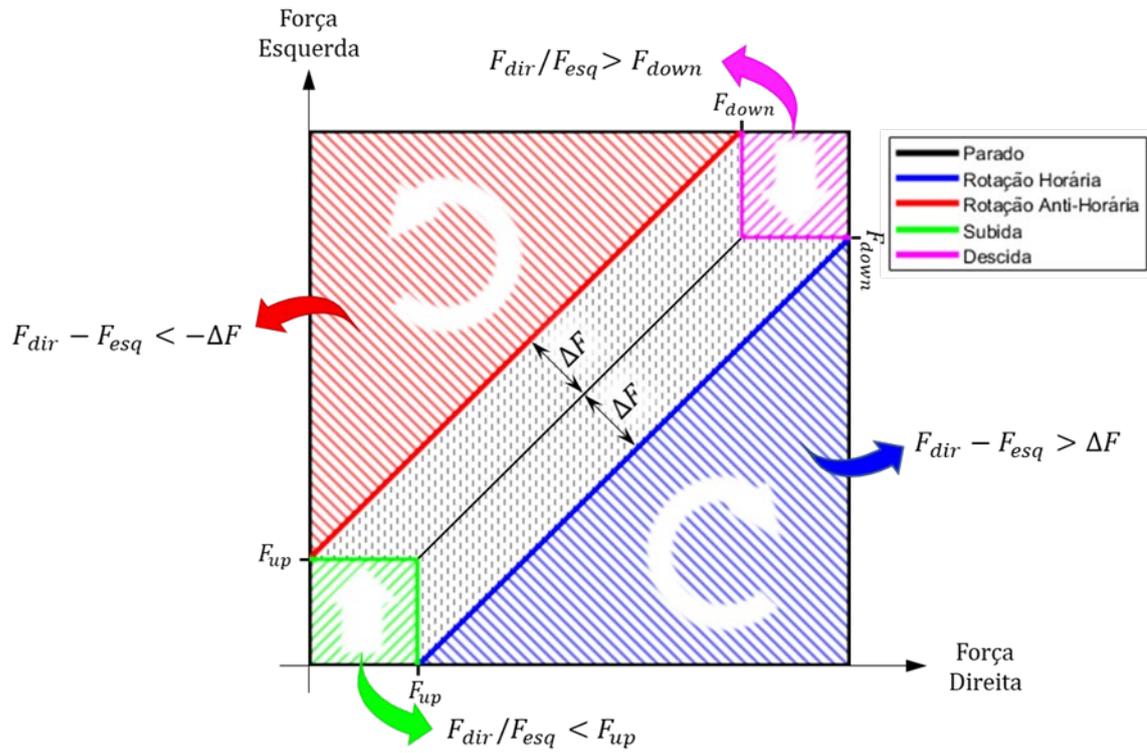


Figura 5.19 - Gráfico das regiões de forças combinadas (força direita e esquerda) e os movimentos bimanuais de rotação e subida/descida para o jogo *Motorcycle*.

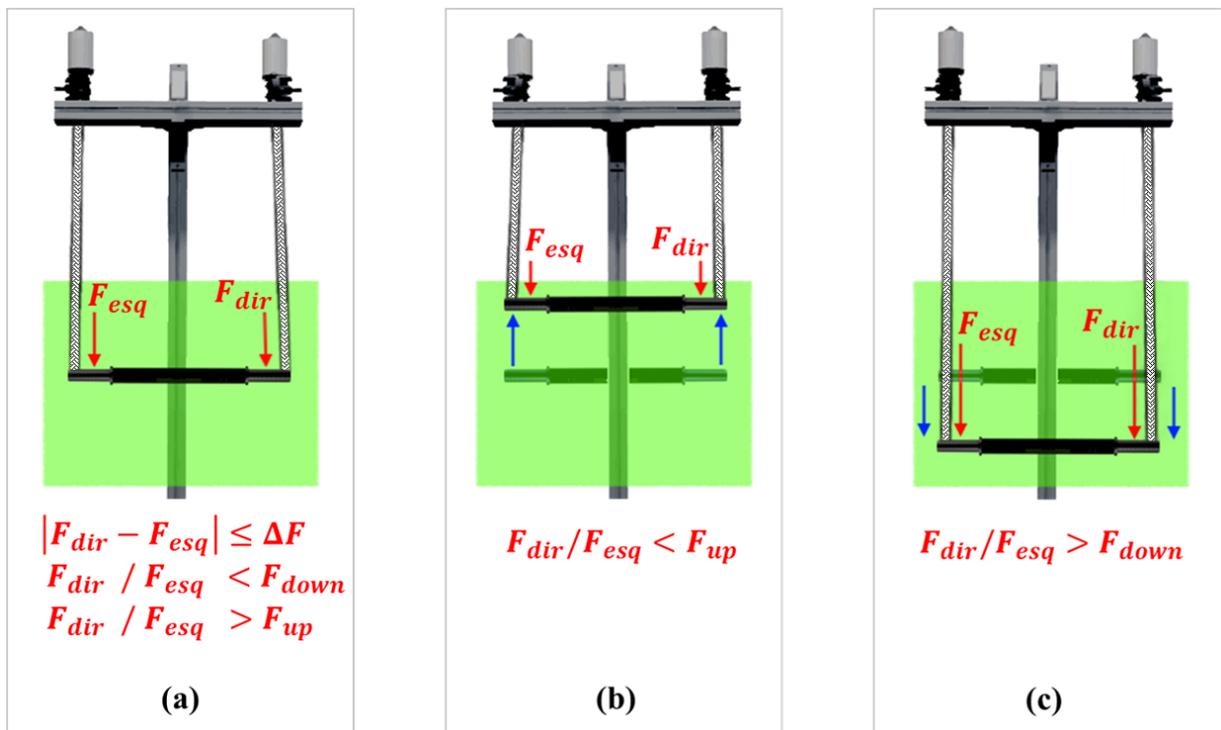


Figura 5.20 - Representação das regiões de força para movimento: (a) parado, (b) de subida e (c) de descida para o segundo modo do jogo *Motorcycle*.

Assim, as seguintes condições devem ser respeitadas para cada tipo de movimento desejado:

- Rotação Horária: $F_{dir} - F_{esq} > \Delta F$
- Rotação Anti-Horária: $F_{esq} - F_{dir} > \Delta F$ ou $F_{dir} - F_{esq} < -\Delta F$
- Subida: $F_{dir} < F_{up}$ & $F_{esq} < F_{up}$
- Descida: $F_{dir} > F_{down}$ & $F_{esq} > F_{down}$
- Parado: $|F_{dir} - F_{esq}| \leq \Delta F$ ou $-\Delta F < F_{dir} - F_{esq} < \Delta F$
 $F_{dir} / F_{esq} < F_{down}$
 $F_{dir} / F_{esq} > F_{up}$

Pode-se observar que os valores F_{up} e F_{down} exercem função similar aos limites inferiores e superiores, respectivamente para subida e descida, aplicados no gráfico de regiões de força da Fig. 5.9. O movimento de subida e descida pode ser facilitado ou dificultado (movimento assistido ou resistivo) alterando-se o valor de F_{up} e de F_{down} respectivamente.

É importante destacar que, como o guidão/barras de direção já possui um peso próprio, de acordo com a escolha de F_{down} é necessário sempre segurar a barra para que esta não desça (peso da barra maior que $2 \times F_{down}$). Da mesma forma, para um valor muito alto de F_{up} (peso da barra menor que $2 \times F_{up}$), pode ser necessário sempre segurar a barra para que esta não suba.

Para valores considerados ideais (peso da barra menor que $2 \times F_{down}$ e maior que $2 \times F_{up}$) é necessário puxar a barra para baixo para descer e levantá-la para subir. A opção para alterar estes limites de força pode ser importante, pois cada paciente possui um perfil de aplicação de força diferente.

O jogo *Motorcycle* foi registrado no INPI com o nome *Motorcycle-01* e número de registro BR 51 2018 052170-3.

5.3.7 *MineCart*

O jogo *MineCart*, Fig. 5.21, também foi concebido para ser utilizado com o dispositivo robótico na configuração bimanual. Este jogo foi desenvolvido no Unity em conjunto com o MATLAB *App Designer* para o controle e utiliza a modelagem vista no Cap. IV.

O *MineCart* segue as características de um jogo com controle por movimento/realidade virtual, no qual uma vagoneta deve ser movimentada para direita/esquerda para pegar cristais que caem do teto em uma caverna de mina. Este jogo utiliza como entrada os movimentos de rotação do bimanual (horário/anti-horário), Fig. 4.3, realizados pelo usuário no guidão do dispositivo.

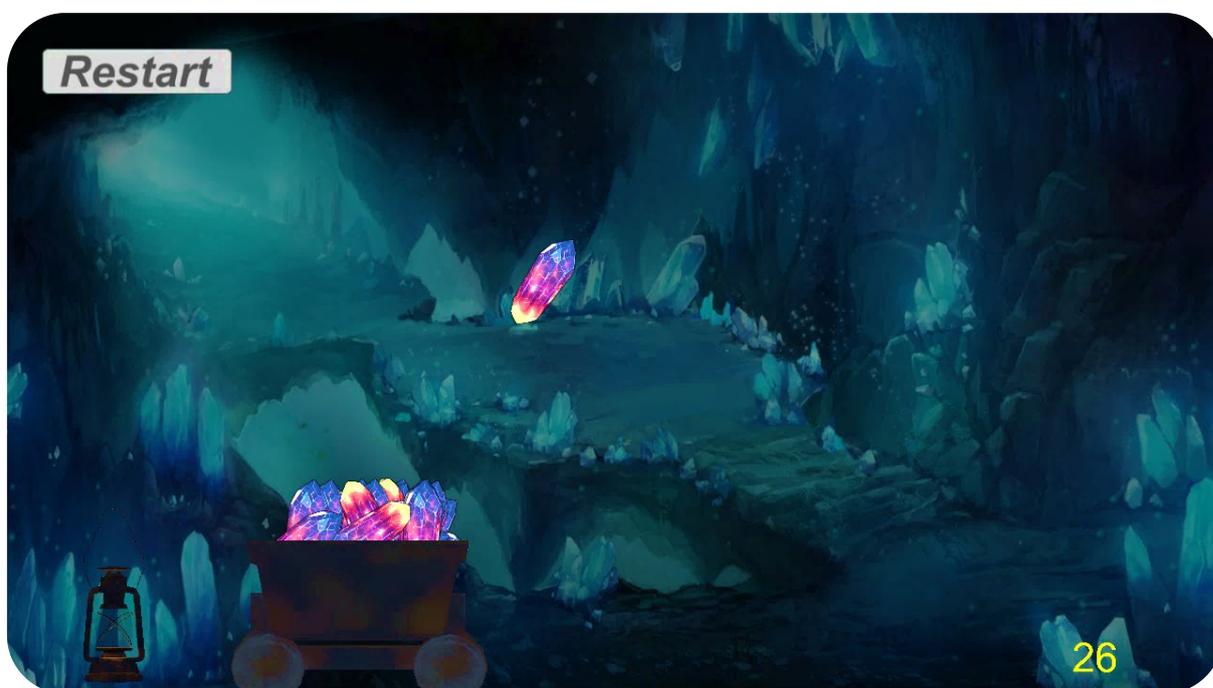


Figura 5.21 – Tela do Jogo *MineCart*.

Desta forma os movimentos realizados no dispositivo nas Figs. 4.3 (a), (b) e (c) correspondem, respectivamente, aos movimentos da vagoneta no jogo mostrados nas Figs. 5.22 (a), (b) e (c), ou seja, o movimento do guidão do bimanual no sentido horário correspondente no jogo ao movimento da vagoneta ir para direita e no sentido anti-horário para a esquerda.

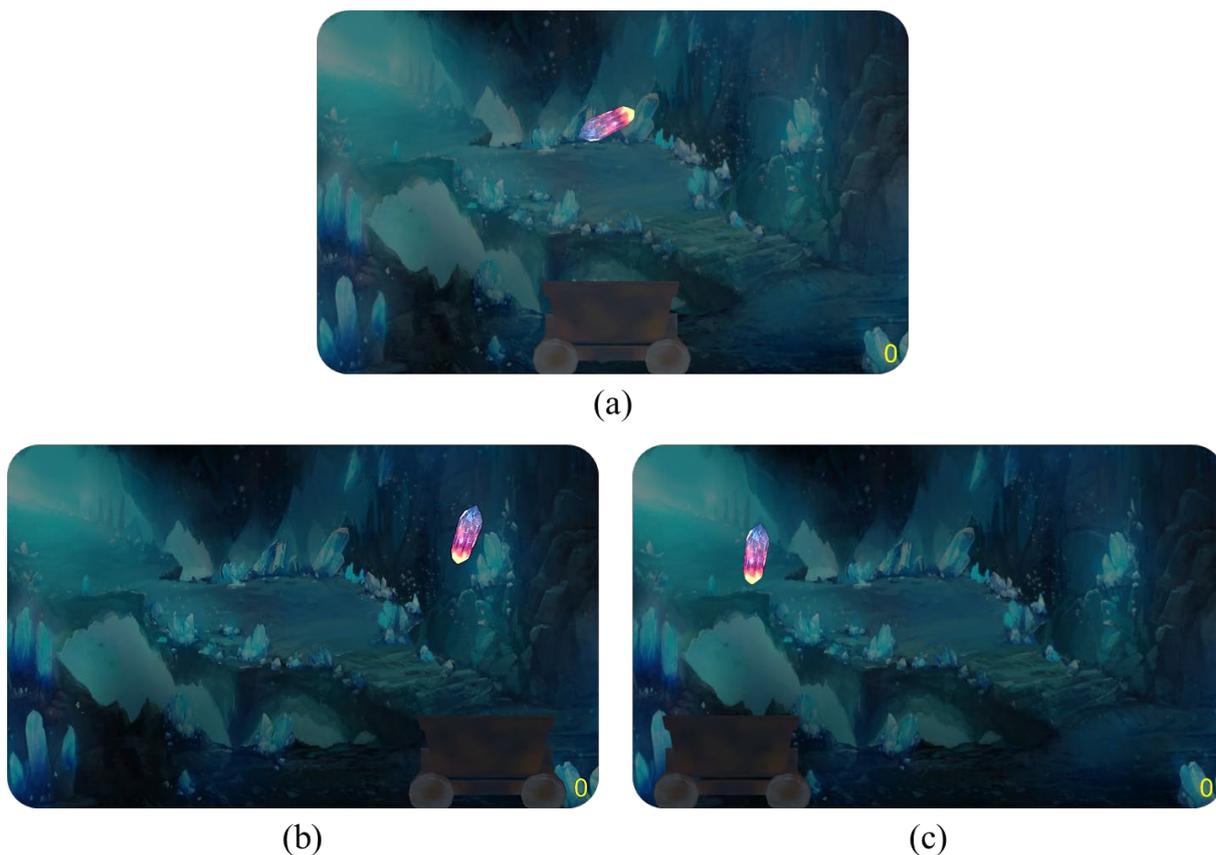


Figura 5.22 - Tela do jogo *MineCart* mostrando as posições: (a) centro, (b) direita e (c) esquerda.

Para o movimento do dispositivo bimanual no jogo *MineCart* é utilizada uma estratégia semelhante à mostrada no jogo *Motorcycle*, com algumas restrições adicionais. A primeira restrição adicional impede o que chamamos de “não-uso aprendido”, quando os pacientes passam a não utilizar o lado mais debilitado e concentram seus esforços no lado não-parético, além de realizarem a compensação com o tronco.

Como deseja-se justamente o contrário, ou seja, a movimentação e conseqüentemente a reabilitação do lado mais debilitado, esta restrição impede que o paciente utilize apenas o lado não-parético para gerar a diferença de força ΔF .

Assim, para conseguir girar o guidão, além de aplicar uma força no lado desejado maior que do lado oposto por uma diferença ΔF , ele é forçado a utilizar o braço oposto para levantar a barra, até que a força sobre este lado seja menor que um valor F_{rot} (valor pré-definido e menor que a metade do peso do guidão para ter efeito).

A segunda restrição surgiu em função da primeira. Ao realizar o movimento de forma incorreta, utilizando-se apenas um lado do corpo, o dispositivo bloqueará a rotação. O paciente com o intuito de realizar o movimento, pode colocar ainda mais força do lado incorreto. Como o dispositivo bimanual está acoplado por uma barra de direção, o paciente pode involuntariamente gerar força suficiente em apenas um dos lados para ser transmitida para o lado oposto.

Assim um limite de força máxima, $F_{m\acute{a}x}$, foi atribuído à cada lado, atuando antes que uma transmissão excessiva de força aconteça e desencorajando o paciente a exercer forças excessivas em apenas um dos lados.

Estas restrições e seus efeitos sobre o gráfico de região de forças podem ser visualizados na Fig. 5.23 nas regiões vermelha e azul. Note que estas regiões estão mais restritas se comparadas às regiões vistas na Fig. 5.19.

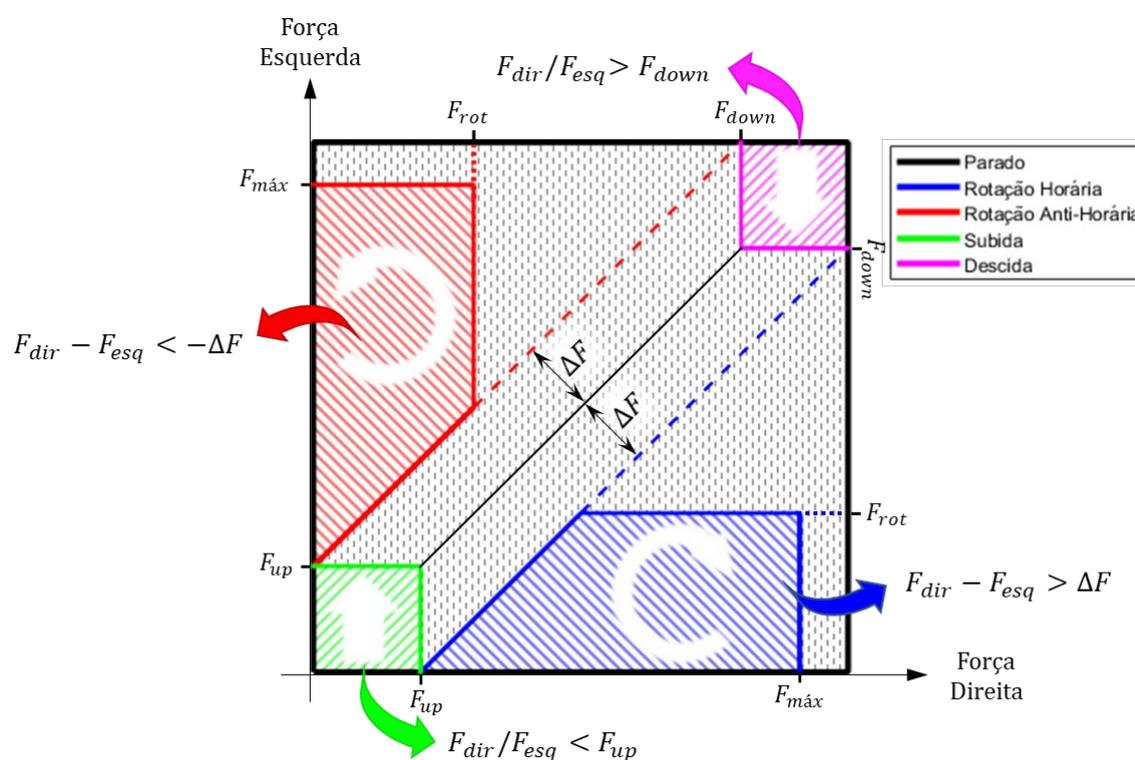


Figura 5.23 - Gráfico das regiões de forças combinadas (força direita e esquerda) e os movimentos bimanuais de rotação e subida/descida para o jogo *MineCart*.

A representação dos movimentos de rotação no dispositivo bimanual com a adição das restrições é apresentada na Fig. 5.24.

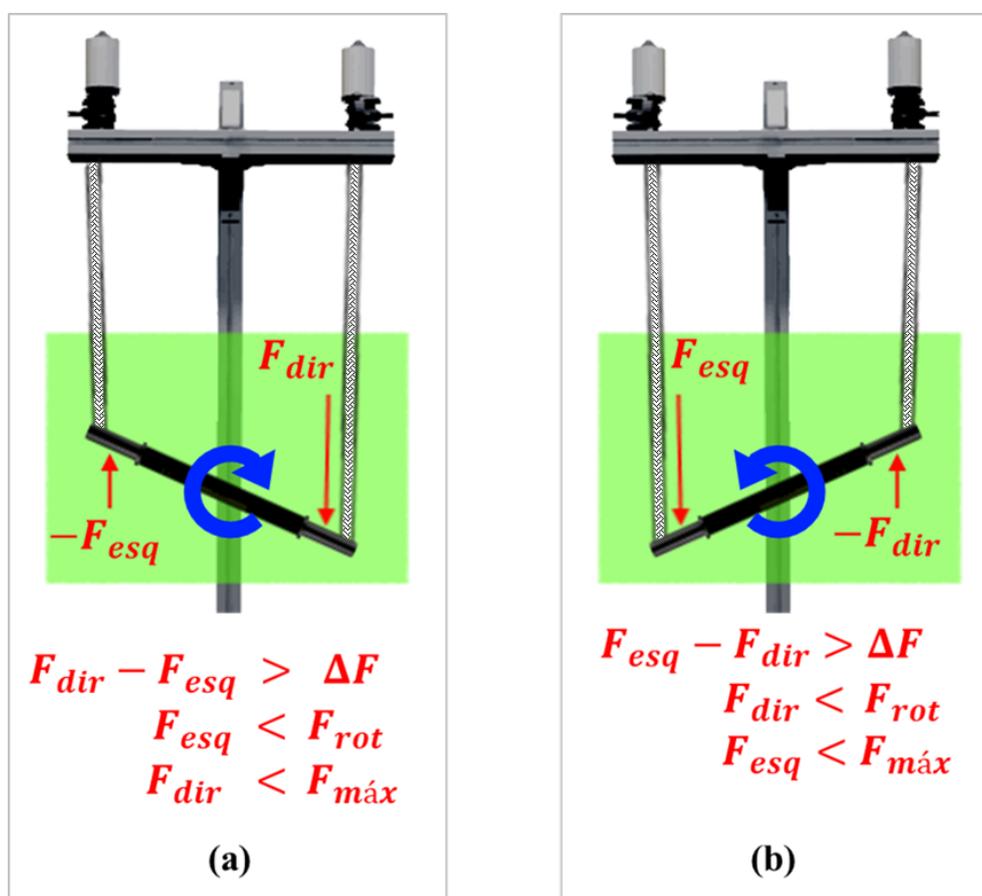


Figura 5.24 - Representação da diferença de força para movimento de: (a) rotação horária e (b) rotação anti-horária para o jogo *MineCart*.

Assim, com as restrições adicionais, as seguintes condições devem ser respeitadas para cada movimento de rotação:

- Rotação Horária: $F_{dir} - F_{esq} > \Delta F$
 $F_{esq} < F_{rot}$
 $F_{dir} < F_{m\acute{a}x}$
- Rotação Anti-Horária: $F_{esq} - F_{dir} > \Delta F$

$$F_{dir} < F_{rot}$$

$$F_{esq} < F_{m\acute{a}x}$$

A pontuação do jogo *MineCart* é diretamente proporcional a quantidade de cristais pegos. Há também uma pontuação (oculta para o jogador/paciente) que contabiliza os cristais perdidos e o saldo dos últimos cinco cristais pegos e/ou perdidos. Baseado neste saldo o dispositivo determina se há necessidade de assistência e caso positivo, o nível de assistência.

No jogo *Minecart*, a assistência atua alterando as regiões de forças de forma a facilitar o movimento desejado (em direção ao cristal), de acordo com o nível de assistência.

Tomando como base o gráfico de regiões de forças da Fig. 5.23, tem-se nas Figs. 5.25 e 5.26 como cada nível de assistência atua alterando as restrições destas regiões, aumentando-as e/ou diminuindo-as, ou seja, facilitando o movimento desejado e/ou tornando mais difícil a execução de movimentos indesejados.

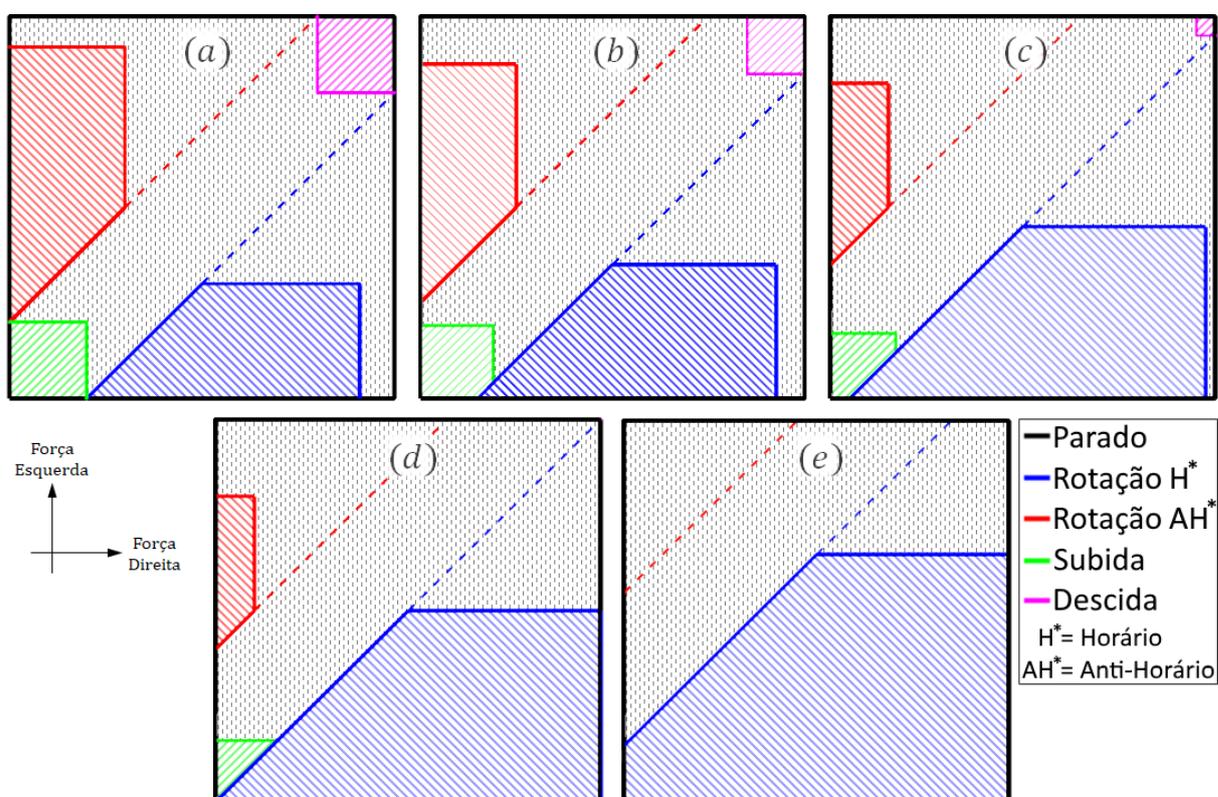


Figura 5.25 – Alteração das regiões de forças em função dos níveis de assistência: (a) Sem assistência, (b) AH* nível 1, (c) AH* nível 2, (d) AH* nível 3 e (e) AH* nível 4.
* AH = Assistência no sentido Horário

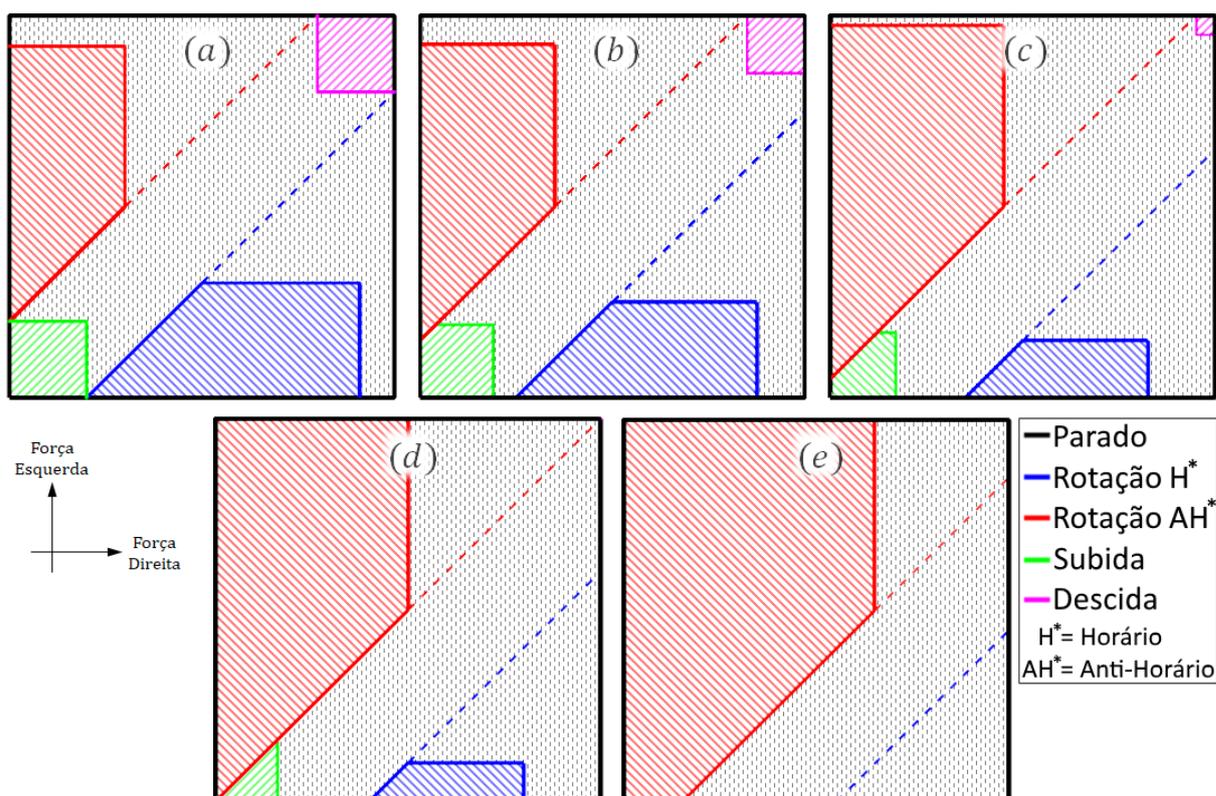


Figura 5.26 - Alteração das regiões de forças em função dos níveis de assistência: (a) Sem assistência, (b) AAH* nível 1, (c) AAH* nível 2, (d) AAH* nível 3 e (e) AAH* nível 4.
* AAH = Assistência no sentido Anti-Horário

No nível sem assistência, Figs. 5.25 (a) e 5.26 (a), o jogo segue o mesmo princípio explicado anteriormente. No nível de assistência 1, Figs. 5.25 (b) e 5.26 (b), o movimento desejado é facilitado, aumentando-se a sua respectiva F_{rot} . Neste nível de assistência, observa-se apenas uma maior facilidade (“leveza”) ao girar o guidão.

No nível 2, Figs. 5.25 (c) e 5.26 (c), torna-se possível girar o guidão com apenas uma mão no sentido desejado, aplicando força neste sentido; o movimento indesejado é dificultado.

No nível de assistência 3, Figs. 5.25 (d) e 5.26 (d), o guidão já está na iminência de movimento para o lado desejado, ou até mesmo se movendo lentamente para esta direção, bastando o paciente indicar a intenção do movimento; movimentos indesejados se tornam extremamente difíceis de serem executados.

Por fim, no nível 4, Figs. 5.25 (e) e 5.26 (e), o movimento de rotação do guidão é realizado de forma autônoma pelo dispositivo, guiando o paciente. O movimento contrário é praticamente impossível de ser executado, sendo que o usuário consegue, no máximo, parar o dispositivo caso indique um movimento neste sentido.

A assistência do jogo *MineCart* segue a estratégia baseada em desempenho, ou seja, a assistência se ativa/aumenta caso o paciente apresente um baixo desempenho (saldo negativo) e se desativa/diminui caso o mesmo apresente um bom desempenho (saldo positivo).

Deste modo, o dispositivo só realiza o movimento pelo paciente quando e o quanto necessário (*assist-as-needed*), ajustando a dificuldade do jogo automaticamente de acordo com o desempenho, e devolvendo o controle para o mesmo assim que um progresso for alcançado.

Caso necessário, pode-se aplicar também uma assistência resistiva (contrária ao sentido do movimento), aplicando um valor de assistência negativo e conseqüentemente deixando o movimento de girar o guidão com uma dificuldade maior (“mais pesado”).

Há três modos do jogo *MineCart*:

1. **Constante:** os cristais caem sempre com a mesma velocidade, não há nenhuma alteração na dinâmica do jogo ao pegar mais cristais (maior pontuação).
2. **Acelerado:** a velocidade na qual os cristais caem aumenta de acordo com a quantidade de cristais pegos. A velocidade aumenta em 10% a cada 10 pontos.
3. **Dinâmico:** os cristais caem sempre com a mesma velocidade, porém uma assistência resistiva é aplicada quando o carrinho fica cheio de cristais (ficando mais pesado). A cada 50 cristais pegos um nível de resistência é aplicado.

Na versão padrão do jogo *MineCart*, os cristais caem do teto, não sendo necessários buscá-los. O movimento de subida e descida, região verde e roxa da Fig. 5.23 respectivamente, é, portanto, utilizado apenas para ajuste da altura e conforto do paciente.

Uma variação do jogo *MineCart* foi criada na qual os cristais não sofrem a ação da força da gravidade, e, portanto, não caem, sendo necessário buscá-los. Para isto, além dos movimentos de rotação para mover a vagoneta para direita/esquerda é utilizado o movimento de subida/descida para buscar o cristal conforme mostrado na Fig. 5.27.



Figura 5.27 – Versão do jogo *MineCart* mostrando a sequência para utilização do movimento vertical após alinhamento horizontal da vagoneta com a posição do cristal.

5.3.8 *Sakura Flowers*

O jogo *Sakura Flowers*, Fig. 5.28 também foi concebido para ser utilizado com o dispositivo robótico na configuração bimanual. Este jogo foi desenvolvido no Unity em conjunto com o *MATLAB App Designer* e segue a mesma mecânica e característica de jogo com controle por movimento/realidade virtual vista no jogo *MineCart*.

No jogo *Sakura Flowers* uma cesta deve ser movimentada para direita/esquerda para pegar flores que caem do céu. Este jogo utiliza como entrada os movimentos de rotação do bimanual realizados pelo usuário no guidão do dispositivo utilizando as regiões de força mostradas na Fig. 5.23 para o jogo *MineCart*.



Figura 5.28 – Tela do Jogo *Sakura Flowers*.

A mecânica deste jogo (movimentos, regiões de força e assistência) não será explicada aqui em mais detalhes, pois é exatamente a mesma vista no jogo *MineCart*.

A principal diferença do jogo *Sakura Flowers* (além da interface gráfica) é que a cesta e as flores são consideravelmente menores. Assim, o jogo se torna mais difícil, pois o usuário terá que realizar um movimento mais preciso e acurado. A vagoneta do *MineCart* é aproximadamente 50% maior que a cesta.

CAPÍTULO VI

PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL E RESULTADOS: VALIDAÇÕES E TESTES CLÍNICOS

Neste Capítulo primeiramente são apresentados o primeiro protótipo e validação inicial realizada com o dispositivo atuado por cabos.

Logo após são apresentados o último protótipo desenvolvido na configuração bimanual em conjunto com o *software BiEval (Bimanual Evaluation)* para análise dos resultados e acompanhamento do progresso dos pacientes.

A definição dos parâmetros de desempenho e os resultados dos testes realizados com participantes saudáveis e pós-AVE são apresentados em seguida.

6.1 Primeiro Protótipo Desenvolvido e Validação Inicial

O primeiro protótipo do dispositivo robótico atuado por cabo, Fig. 6.1, possuía estrutura em formato de cubo e apenas um módulo, permitindo apenas movimentos unilaterais.

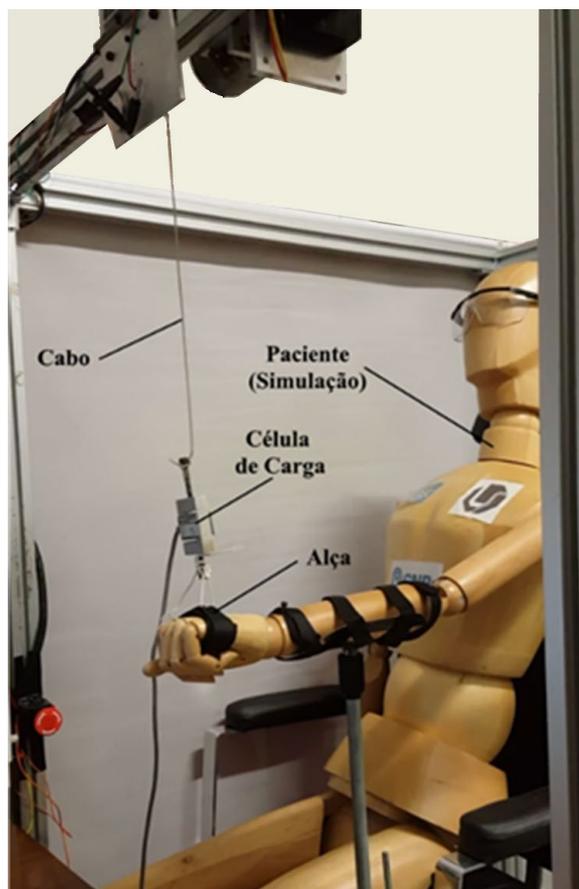


Figura 6.1 – Primeiro protótipo do dispositivo atuado por cabos.

Este protótipo foi utilizado para a validação de repetibilidade do dispositivo. Para esta validação, foi selecionado um movimento simples, já ensinado ao dispositivo (*MOV 0*). Esse movimento consiste em 750 pulsos do encoder, correspondente a uma amplitude angular de aproximadamente 50 graus, partindo sempre da mesma posição. Cada sessão do movimento foi executada durante 5 minutos.

Um goniômetro MIOTEC com frequência de aquisição de 2 kHz e resolução de $0,05^\circ$ foi utilizado em conjunto com o *hardware* de tratamento de sinal *Mioutil* 200/400 e o *software* específico da *Mioutil* para esta aplicação. Este sistema de medição foi utilizado para medir o ângulo entre a horizontal e a altura máxima, simulando o ângulo de uma articulação do corpo humano durante o movimento, Fig. 6.2 (a).

Foram realizados testes com e sem carga para verificar se o rolamento e a elasticidade do cabo influenciam na repetibilidade do movimento. Para o teste sem carga, os resultados são

mostrados na Fig. 6.2 (b). Observa-se que o ângulo mínimo e máximo se mantêm praticamente constantes ao decorrer do teste, como pode-se confirmar no diagrama de caixa na Fig. 6.3 (a).

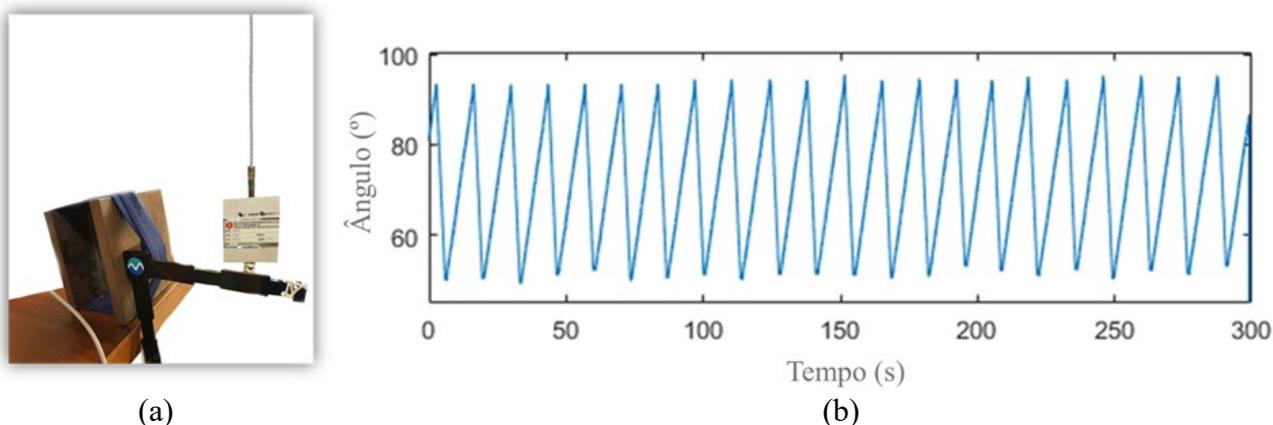


Figura 6.2 – Validação: (a) aparato experimental; (b) ângulo instantâneo do goniômetro durante a validação.

Resultados semelhantes foram encontrados para os testes com cargas. Na Figura 6.3, os diagramas de caixa (*boxplot*) mostram o ângulo mínimo e máximo medido para o teste sem carga, com carga de 2 kg e 5 kg, respectivamente.

De acordo com os testes de validação e os gráficos mostrados na Fig. 6.2 à 6.3, a variação do ângulo mínimo e máximo dentro de cada experimento não foi relevante. O ângulo mínimo no experimento sem carga foi de $51,00 \pm 0,95^\circ$ e o máximo de $94,30 \pm 0,70^\circ$.

Para 2 kg, o mínimo e o máximo, respectivamente, foram $42,35 \pm 0,75^\circ$ e $94,65 \pm 0,95^\circ$. Para 5 kg $18,35 \pm 1,55^\circ$ e $77,00 \pm 0,90^\circ$. Assim, o erro absoluto médio não foi superior a $1,55^\circ$ dentro de cada sessão (erro relativo inferior a 4%), ou seja, o dispositivo seguiu as posições do movimento selecionado de maneira semelhante em todas as sessões de movimento.

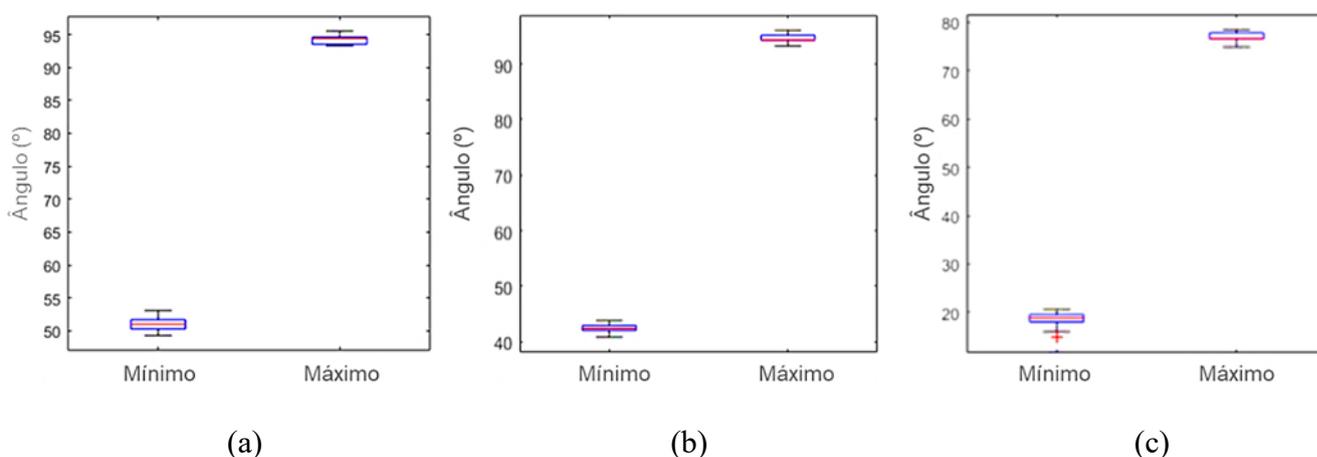


Figura 6.3 - Boxplots do ângulo mínimo e máximo (°) para o teste (a) sem carga; (b) 2 kg e (c) 5 kg.

Para cargas acima de 4 kg, observa-se que ambos os limites de movimento (mínimo e máximo) diminuem devido à elasticidade do cabo, o que explica a diferença de limites no eixo da Fig. 6.3 (c). Uma vez que a repetibilidade permanece, este problema pode ser facilmente resolvido ensinando o movimento também com a carga.

6.2 Protótipo Final Desenvolvido

O protótipo final desenvolvido, Fig. 6.4 (a), possui estrutura em “T” e dois módulos, que permitem movimentos bilaterais acoplados (bimanuais). Os módulos são idênticos ao utilizado no primeiro protótipo e, portanto, a validação de repetibilidade também é válida. Neste protótipo foi adicionado um guidão para os movimentos bimanuais, Fig. 6.4 (b).

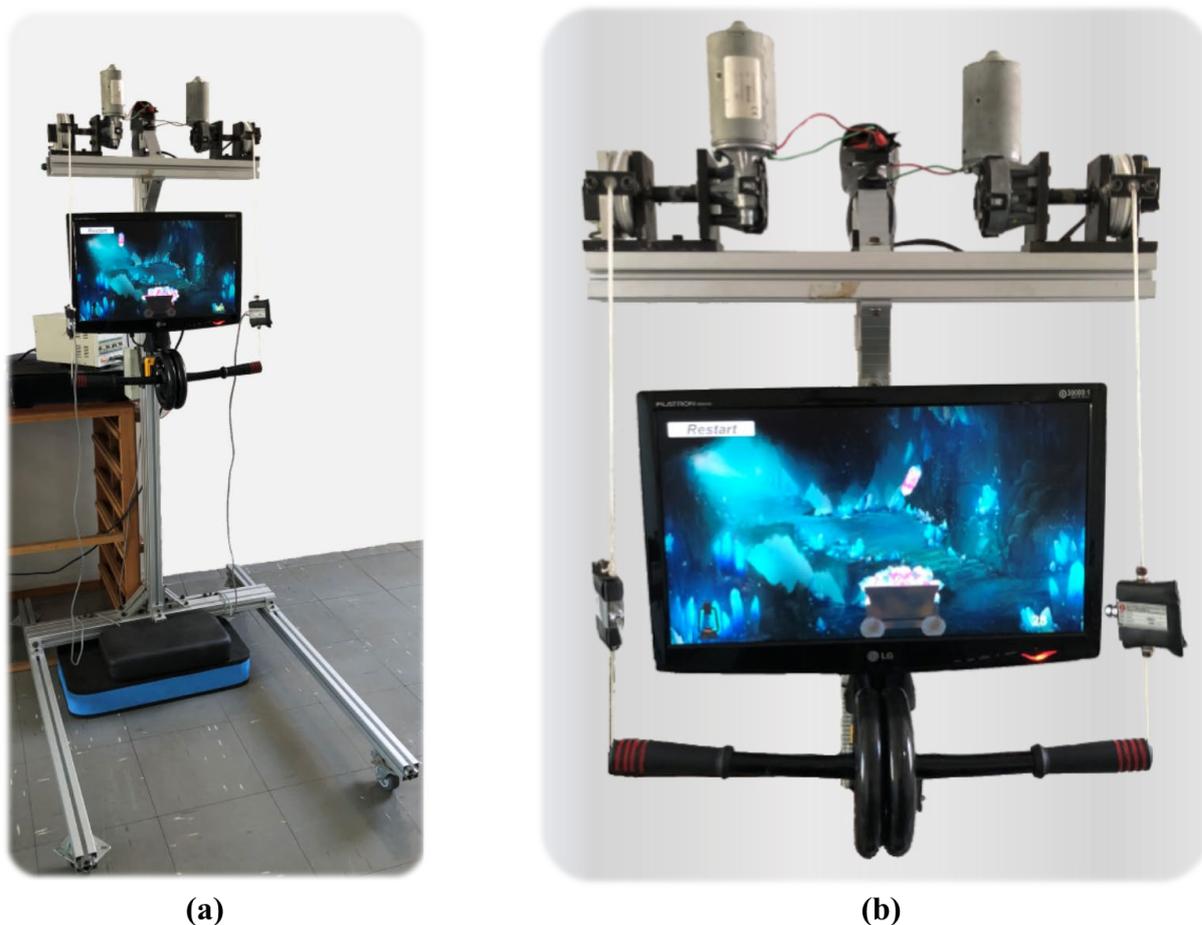


Figura 6.4 - Protótipo final desenvolvido: (a) visão geral; (b) detalhe do guidão e jogo MineCart.

Como citado anteriormente, para controle do sistema é utilizado um microcontrolador Arduino MEGA 2560 e uma placa de controle *PWM* de motor VNH2SP30. Esta placa suporta até 2 motores e 30 A de corrente nominal, além de possuir baixo custo.

Para amplificar e condicionar o sinal das células de carga foi adicionado ainda dois módulos conversores (um por célula de carga) HX711 com resolução de 24 bits e frequência de atualização de 80 Hz. A forma de conexão destes componentes é mostrada na Fig. 6.5.

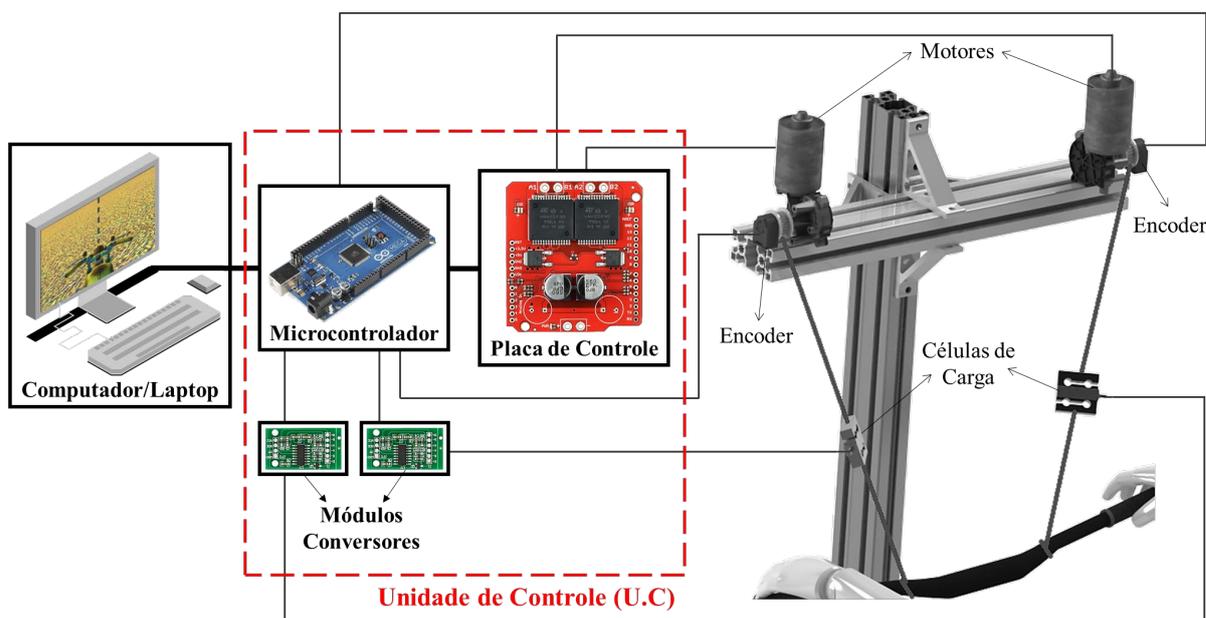


Figura 6.5 – Conexão dos componentes do dispositivo *BCDRR*.

Um monitor (unidade de *feedback*) foi acoplado a estrutura em “T”, para melhorar a postura do usuário frente ao dispositivo (Fig. 6.6 [amarelo]), evitando possíveis lesões decorrentes do desalinhamento da cadeira/usuário e monitor.

A unidade de controle, mostrada na Fig. 6.5, foi condensada e montada em um gabinete enclausurado como mostra Fig. 6.6 (vermelho).

Por questões de segurança, foi adicionado um botão de emergência com trava que, quando pressionado, corta o fornecimento de energia e para todos os motores, Fig. 6.6 (verde).

E, por fim, um botão de ação foi necessário, para parar ou iniciar um procedimento ou uma ação/jogo de forma mais ágil e prática, Fig. 6.6 (azul).

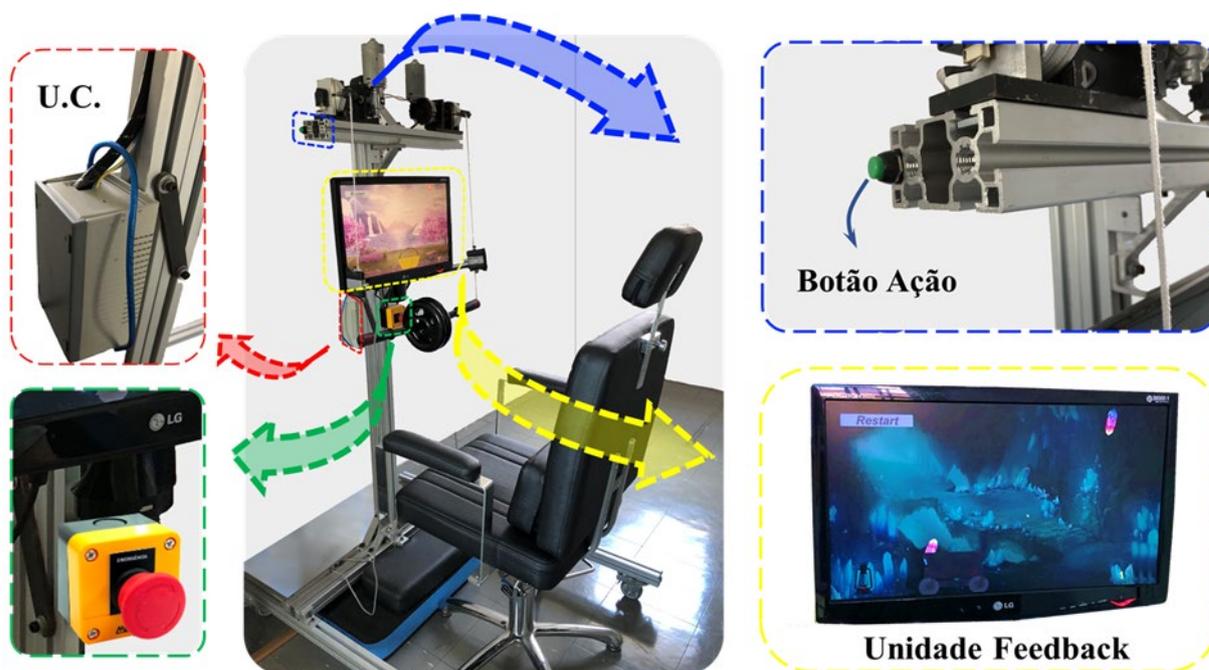


Figura 6.6 – Dispositivo *BCDRR* mostrando em detalhes a U.C. - Unidade de Controle (vermelho), botão de emergência (verde), botão de ação (azul) e unidade de feedback (amarelo).

6.3 *Software BiEval* para Análise dos Resultados e Acompanhamento

Para analisar os resultados das sessões de terapia e acompanhar o progresso dos pacientes de forma quantitativa, foi desenvolvido no MATLAB[®] *App Designer* o *software BiEval* (*Bimanual Evaluation*). Durante a execução dos jogos o *BiEval* armazena os dados de cada sessão, por data e hora, de cada paciente. Os dados coletados por este dispositivo são:

- Horário de início da sessão;
- Tempo instantâneo e duração da sessão;
- Força instantânea do lado direito e do lado esquerdo (individualmente);
- *Status* de cada motor (ligado/desligado);
- Sentido de giro de cada motor (caso ligado);
- *Duty cycle* (ciclo de trabalho) de cada motor;
- Posições instantâneas direita e esquerda (obtidas com sinal do *encoder* e Eqs. 3.20 e 3.21);
- Ângulo instantâneo do guidão/barra de direção (obtido com Eq. 4.15);
- Posição desejada (posição do cristal/flor nos jogos *MineCart* e *Sakura Flowers*);

- Altura instantânea do objeto (posição vertical do cristal/flor na versão padrão do jogo *MineCart*);
- Pontuação instantânea;
- Limites de forças utilizados (ver gráfico de regiões de força na Fig. 5.23 e a representação na Fig. 5.24);
- Nível de assistência utilizado (ver Figs. 5.25 e 5.26).

Durante a sessão um arquivo com o nome, data e hora é criado na pasta do paciente. Após a sessão de reabilitação (ou quando demandado) o *software BiEval* fornece os resultados da última sessão, bem como um histórico sendo possível acompanhar o progresso do paciente. As guias presentes no *software BiEval* serão mostradas e detalhadas a seguir.

Na primeira guia de resultados, Fig. 6.7, são apresentados os principais dados coletados durante a sessão de reabilitação em forma de gráficos:

- (1) Ângulo θ (azul) e ângulo desejado θ_d (vermelho) em graus ($^{\circ}$)¹;
- (2) Força esquerda (magenta) e força direita (verde) em kgf^{1,2};
- (3) Torque produtivo e/ou contra produtivo em kgf.cm^{1,3}:
 - (a) Torque combinado (direito e esquerdo);
 - (b) Torque esquerdo individual;
 - (c) Torque direito individual;
- (4) Evolução da pontuação (azul) e perdas (vermelho) em cada sessão.

¹ dados em função do tempo (minutos).

² força direita padronizada como negativa (evitando sobreposição e melhorando a visualização).

³ torque produtivo (positivo) quando realizado no sentido desejado do movimento; contra produtivo (negativo) caso contrário.

Na segunda guia, Fig. 6.8, são apresentados além de dados coletados, alguns cálculos matemáticos e/ou computacionais para se obter outras informações:

- (1) Ângulos θ e θ_d similar a Fig. 6.7 (1) usado para o cálculo de ω , α e J_n *;
- (2) Velocidade angular ω em $\left(\frac{rad}{s}\right)^*$;
- (3) Aceleração angular α em $\left(\frac{rad}{s^2}\right)^*$;
- (4) Jerk angular normalizado J_n (s^{-2})^{*};

* velocidade, aceleração e jerk angular calculados respectivamente como a primeira, segunda e terceira derivada da posição angular θ utilizando a função *diff* do MATLAB®. O jerk normalizado corresponde a razão do jerk angular e a velocidade de pico.

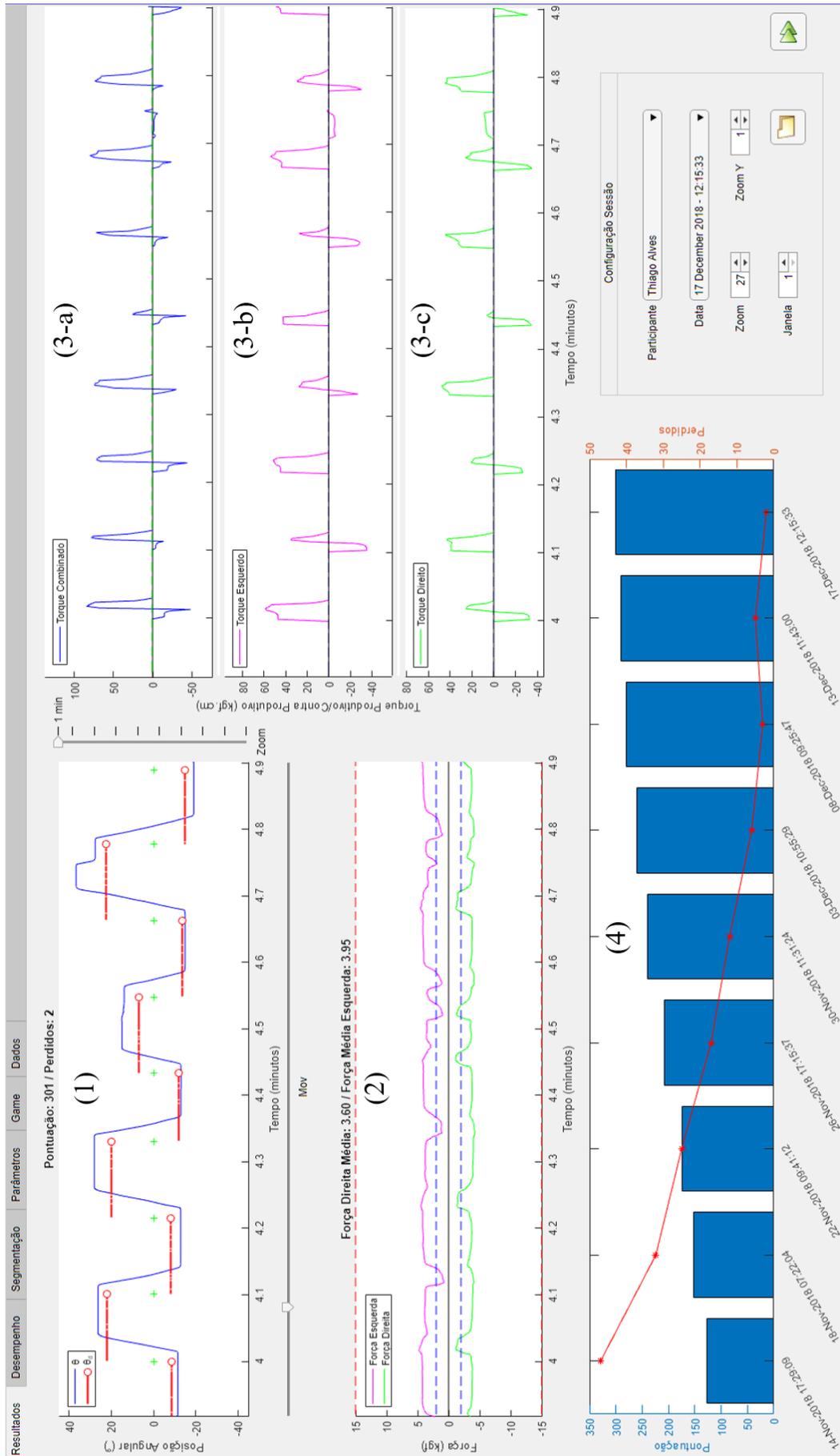


Figura 6.7 – Primeira guia do software BiEval.

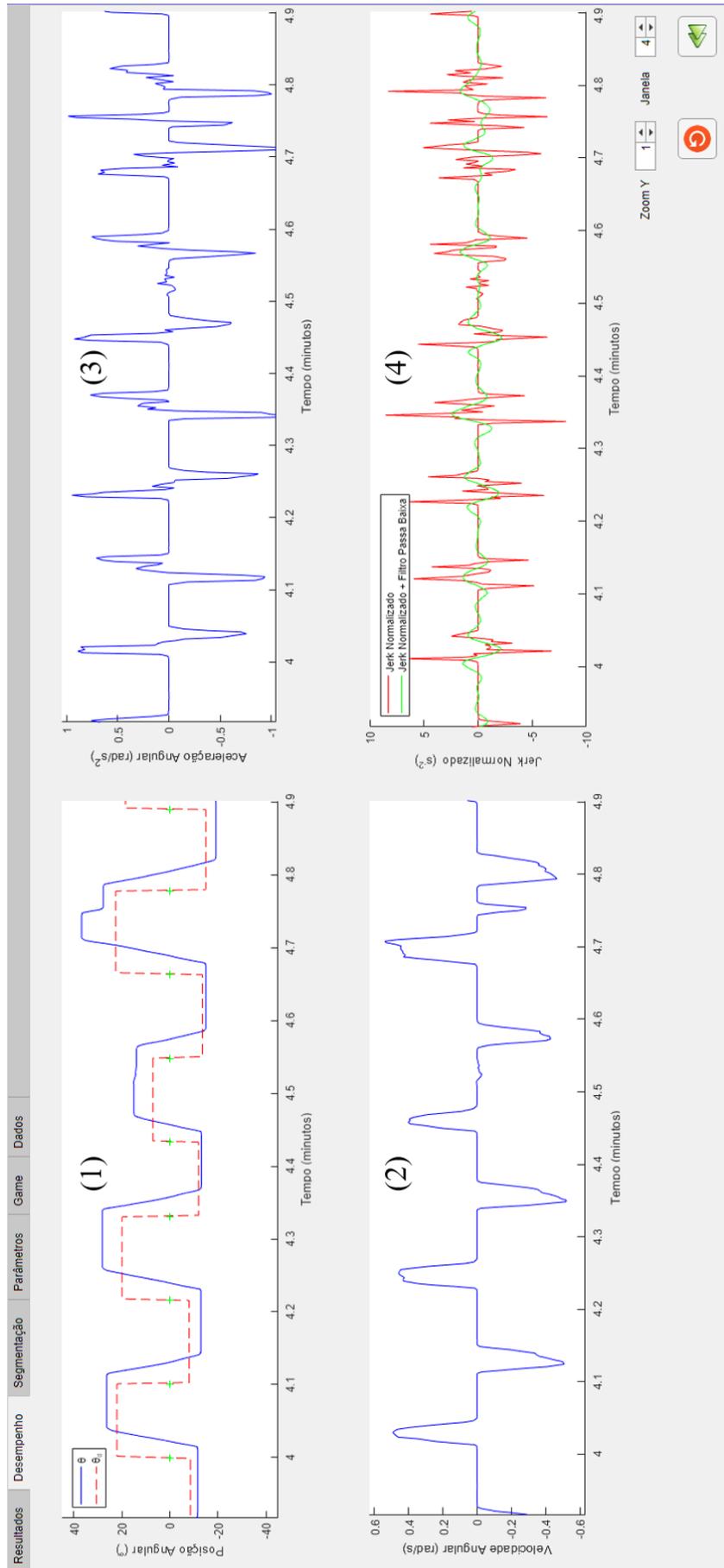


Figura 6.8 – Segunda guia do software *BiEval*.

6.4 Parâmetros de Desempenho

Na terceira guia de resultados serão apresentados alguns parâmetros de desempenho do paciente. A introdução destes parâmetros tem como objetivo condensar os dados coletados, transformando-os em informações para avaliar quantitativamente o efeito da terapia de reabilitação, sendo possível, também, compará-los entre sessões e/ou pacientes/patologia.

Estes parâmetros fornecem informações relativas ao tempo, posição (erro), velocidade e jerk, e permitem facilitar a análise quantitativa das características dos movimentos. O jerk normalizado J_n , mostrado na Fig. 6.8 (4), é uma medida para quantificar a suavidade do movimento e corresponde à razão entre o valor do jerk (variação da aceleração no tempo) e a velocidade de pico do movimento ω_p . O número de picos (N_p) de velocidade durante o movimento também é uma medida de suavidade, já que pacientes com deficiência motora (espásticos) tendem a fracionar o movimento (acelerando e desacelerando constantemente), aumentando, conseqüentemente, o N_p e o J_n (ROY et al., 2011; IBARRA, 2014).

Parâmetros de tempo

Os parâmetros de tempo analisam a eficiência do paciente para iniciar e concluir o movimento através do tempo de reação (T_r) e tempo necessário (T_m), respectivamente. O T_r é definido como o intervalo decorrido desde a nova posição desejada θ_d e o início do movimento pelo paciente (T_0 e T_i respectivamente). Nos jogos, θ_d é a posição do novo cristal/flor. O T_m é o tempo requerido para completar o movimento desde o início do movimento T_i e o tempo de finalização do movimento T_f .

O tempo de início do movimento T_i é definido como o instante em que o paciente realiza um torque produtivo (positivo se o esforço é realizado no sentido do movimento desejado) e, adicionalmente, a velocidade angular supere um limiar selecionado na interface do *BiEval*. O tempo final T_f é definido como o instante, após atingir a posição desejada, em que a velocidade angular seja menor que o mesmo limiar selecionado, ou seja, é necessário que após atingir a posição θ_d , o paciente não altere sua posição significativamente.

Desta forma, tem-se:

$$T_r = T_i - T_0, \quad \text{se } \omega_{T_i} > \omega_{limite}^* \quad (6.1)$$

$$T_m = T_f - T_i, \quad \text{se } \omega_{T_f} < \omega_{limite}^* \quad (6.2)$$

* No cálculo de T_r e T_m foi considerado o limiar para velocidade angular ω_{limite} de 0,05 rad/s.

Na Figura 6.9 é mostrada a segmentação dos intervalos para cálculo de T_r e T_m .

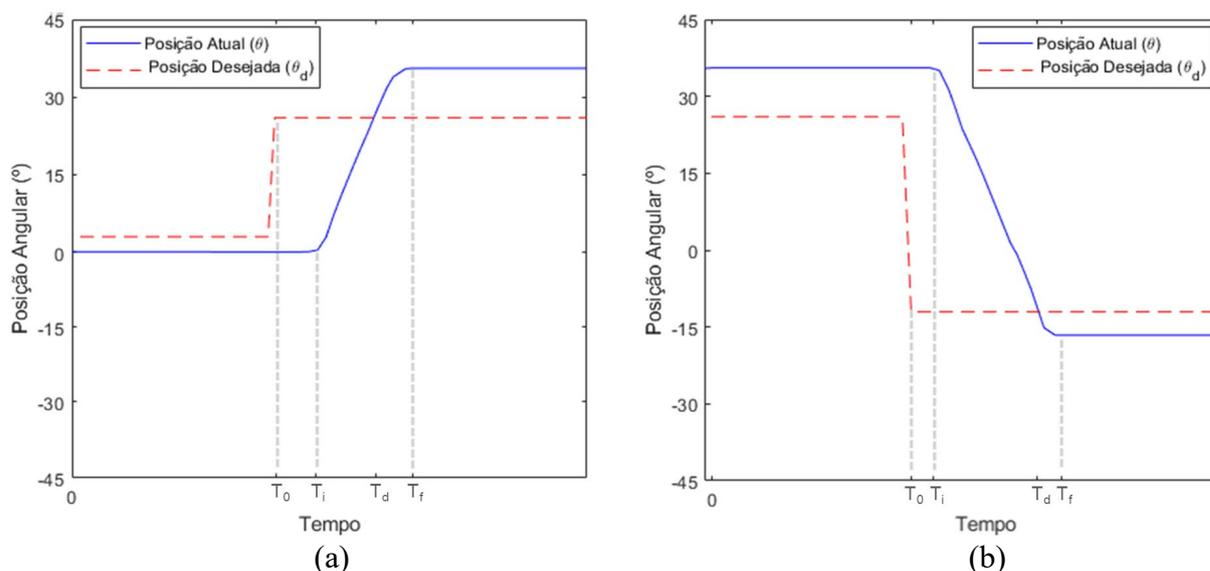


Figura 6.9 – Posição atual e desejada destacando os pontos considerados para cálculo dos intervalos de tempo para um movimento: (a) anti-horário e (b) horário.

A Figura 6.10 mostra em detalhes as condições (baseadas no torque produtivo e velocidade angular) que devem ser respeitadas para estes cálculos, definidas nas Eqs. 6.1 e 6.2.

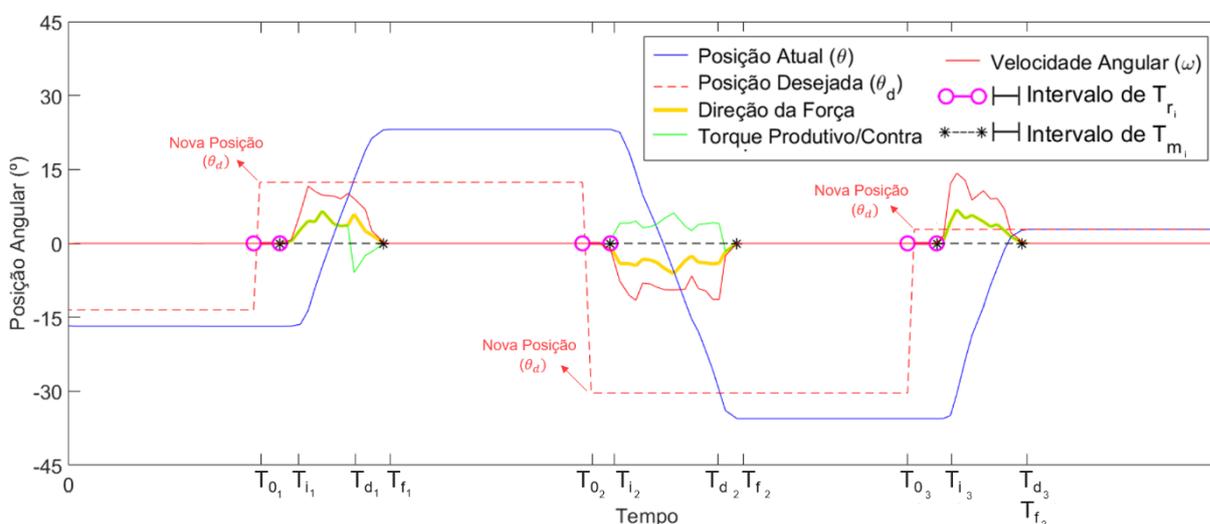


Figura 6.10 – Esquema mostrando em detalhes a direção da força, torque produtivo/contra, velocidade angular e os intervalos considerados para cálculo do tempo.

Pode-se observar ainda na Fig. 6.10 que, a partir do instante em que a posição desejada é alcançada, T_{d_i} , se a direção da força se mantém o torque torna-se contra produtivo (negativo). O T_f é considerado apenas após a velocidade angular ser menor que o ω_{limite} definido.

Os parâmetros são obtidos através da média dos valores, sendo necessário a segmentação prévia de cada repetição de movimento realizada pelo paciente. A segmentação para parâmetros de tempo é mostrada na Fig. 6.11 (1).

Uma validação é realizada com a finalidade de descartar valores incoerentes muito maiores (ou menores), por exemplo, quando um paciente tem um tempo de reação médio de 1000 ± 250 ms, porém em uma das repetições aproxima-se de 5000 ms (ou 100 ms).

Para evitar que valores válidos sejam descartados (devido à grande variedade do movimento humano), o critério de exclusão não é simplesmente ser um *outlier* estatístico (média $\pm 1,5 \times$ amplitude interquartílica), mas um *outlier* em relação aos picos dos valores (encontrados com a função *findpeaks* do MATLAB[®] para cada parâmetro a ser validado).

É importante destacar que esta mesma validação será utilizada também para todos os parâmetros que serão mostrados a seguir.

Após explicados os critérios para segmentação do movimento e validação dos dados, é mostrado na Fig. 6.11 (terceira guia do *BiEval*) a segmentação e os parâmetros de tempo:

- (1) Segmentação de cada repetição do movimento ¹:
 - (a) Movimentos horários e anti-horários combinados ^{1,2};
 - (b) Movimentos horários apenas ¹;
 - (c) Movimentos anti-horários apenas ¹;
- (2) Diagramas de caixa e parâmetros de tempo:
 - (a) Tempo de reação T_r em ms;
 - (b) Tempo de movimento T_m em s;

¹ Como θ_d é aleatório, a posição foi normalizada em relação a distância a ser percorrida para representar diferentes amplitudes de movimento.

² Para combinar movimentos horários e anti-horários foi considerado o módulo da posição normalizada.

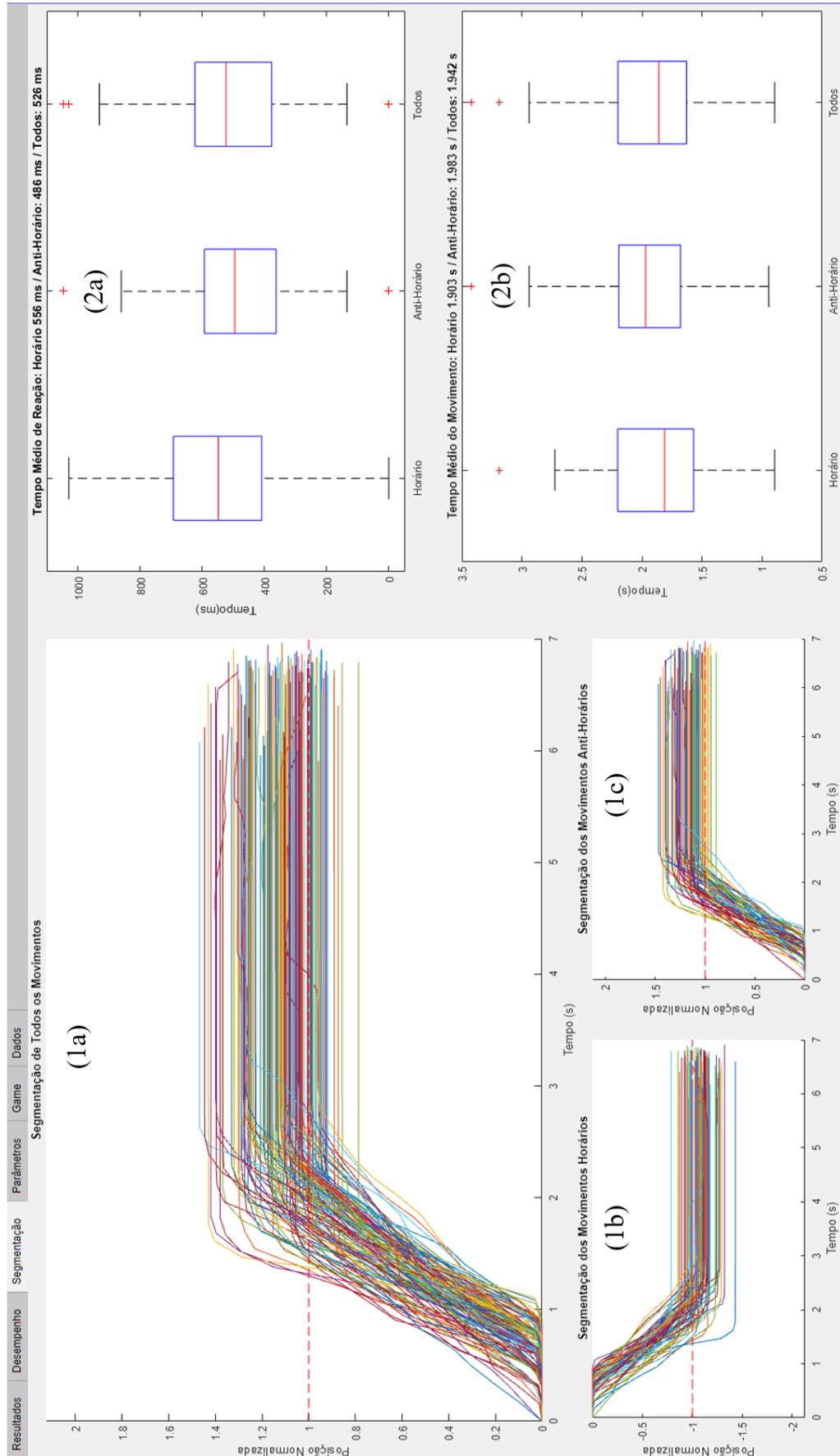


Figura 6.11 - Segmentação de todos movimentos (1a), movimentos horários (1b) e anti-horários (1c) e diagramas de caixa para o T_r (2a) e T_m (2b).

Parâmetros de velocidade

Após a segmentação do movimento é possível calcular a velocidade angular média ω_m e a velocidade de pico ω_p de cada repetição.

A velocidade média ω_m corresponde à média validada do valor absoluto da velocidade angular durante o intervalo T_m de cada movimento (T_i à T_f), ou seja:

$$\omega_m = \frac{1}{T_f - T_i} \int_{T_i}^{T_f} |\omega(t)| dt \quad (6.3)$$

A velocidade de pico ω_p corresponde ao máximo valor absoluto alcançado pela velocidade angular durante o intervalo T_m de cada movimento:

$$\omega_p = \max(|\omega(t)|), \quad \text{para } T_i \leq t \leq T_f \quad (6.4)$$

Parâmetros de Força e Torque

Como visto na subseção 5.3.7, após um AVE o paciente exerce o “não-uso aprendido” do braço debilitado, concentrando seus esforços no lado não-parético. A compensação com o lado não-parético produz, geralmente, picos de forças relativamente maiores deste lado.

A Figura 6.12 mostra a comparação do perfil de força de dois participantes: em (a) sem paresia e em (b) com hemiparesia do lado direito.

É possível observar que na Fig. 6.12 (a) o perfil de força é, além de simétrico, mais contido, possuindo poucos picos de força.

De forma contrária, na Fig. 6.12 (b), o perfil de força é mais desmoderado e os picos estão mais presentes no lado esquerdo (lado não parético deste participante).

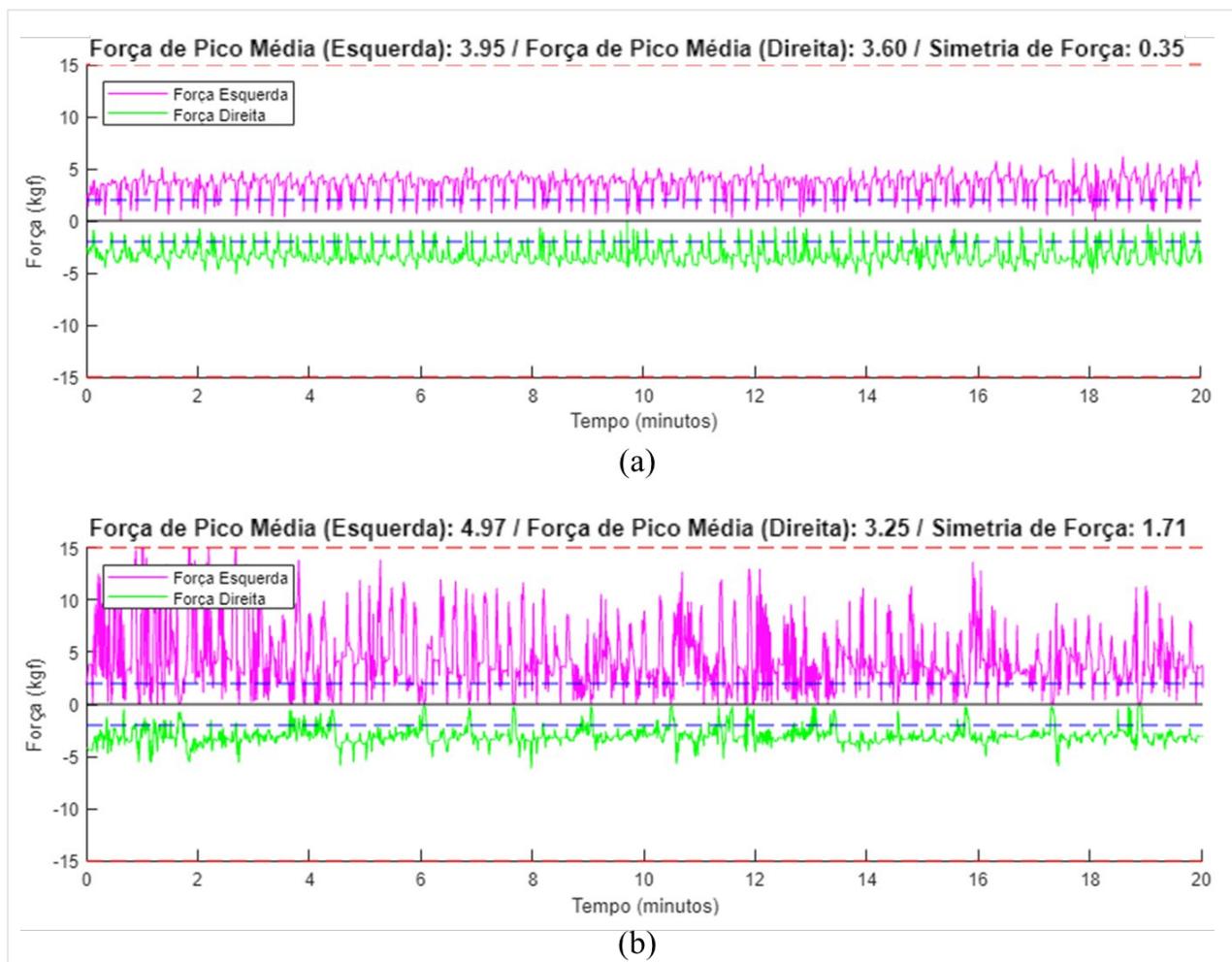


Figura 6.12 - Perfil de força esquerda e direita de: (a) participante sem paresia; (b) participante com lado direito parético.

O parâmetro de força de pico (F_p) é, portanto, definido como a média validada das forças de pico encontradas com a função *findpeaks* do MATLAB®.

$$F_{p_j} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \text{findpeaks} [F_j] \quad (6.5)$$

Onde n é o número de picos de força encontrado em cada lado j .

A simetria dos picos de força entre os lados esquerdo e direito (δF) é definida como positiva quanto a força esquerda é maior e negativa caso contrário (nula se iguais):

$$\delta F = F_{p_{esquerda}} - F_{p_{direita}} \quad (6.6)$$

Os parâmetros de torque, embora similar aos de parâmetros de força, são mais abrangentes, pois englobam o sentido correto do esforço para o movimento desejado, torque produtivo, ou penalizações para esforços no sentido errado, contra produtivo, Fig. 6.7 (3).

Assim, de forma similar aos parâmetros de força, os parâmetros de torque produtivo (τ_p) ou contra produtivo (τ_{cp}), são calculados como a média dos picos com a função *findpeaks*.

Desta forma tem-se:

$$\tau_{pj} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^{n_p} \text{findpeaks} [\tau_j], \quad \text{para } \tau_j > 0 \quad (6.7)$$

$$\tau_{cpj} = -\frac{1}{n} \sum_{i=1}^{n_{cp}} \text{findpeaks} [-\tau_j], \quad \text{para } \tau_j < 0 \quad (6.7)$$

Onde n_p e n_{cp} são, respectivamente, os números de picos de torque produtivo e contra produtivo encontrados; j é o lado.

O torque total (τ_{total}) é considerado produtivo (positivo), quando o torque de ambos lados é produtivo. Caso o torque em um lado seja contra produtivo (negativo), o torque total é considerado contra produtivo:

Assim:

$$\tau_{p_{total}} = \frac{1}{n_p + n_{cp}} \left(\sum_{i=1}^{n_p} \text{findpeaks} \left[|\tau_{dir_i} + \tau_{esq_i}| \times \text{sign}[\text{sign}[\tau_{dir_i}] + \text{sign}[\tau_{esq_i}] - 1] \right] \right) + \left(\sum_{i=1}^{n_{cp}} \text{findpeaks} \left[-|\tau_{dir_i} + \tau_{esq_i}| \times \text{sign}[\text{sign}[\tau_{dir_i}] + \text{sign}[\tau_{esq_i}] - 1] \right] \right)^* \quad (6.8)$$

**sign* é a função sinal do MATLAB®.

Por fim, a simetria do torque entre os lados ($\delta\tau$) é definida como positiva quando o torque médio esquerdo é maior e negativa caso contrário:

$$\delta\tau = (\tau_p + \tau_{cp})_{esq} - (\tau_p + \tau_{cp})_{dir} \quad (6.9)$$

A Figura 6.13 mostra diagramas de caixa para os parâmetros de torque do movimento realizado em (a) por um participante saudável destro e (b) participante com hemiparesia direita.

Verifica-se que o torque em (a) é mais simétrico a direita que em (b), (-) 1,841 kgf vs. 9,095 kgf, além de mais distribuído acima da linha tracejada (produtivo) deste lado. O torque total em (a) e (b) são respectivamente 13,569 kgf (produtivo) e -22,417 kgf (contra produtivo).

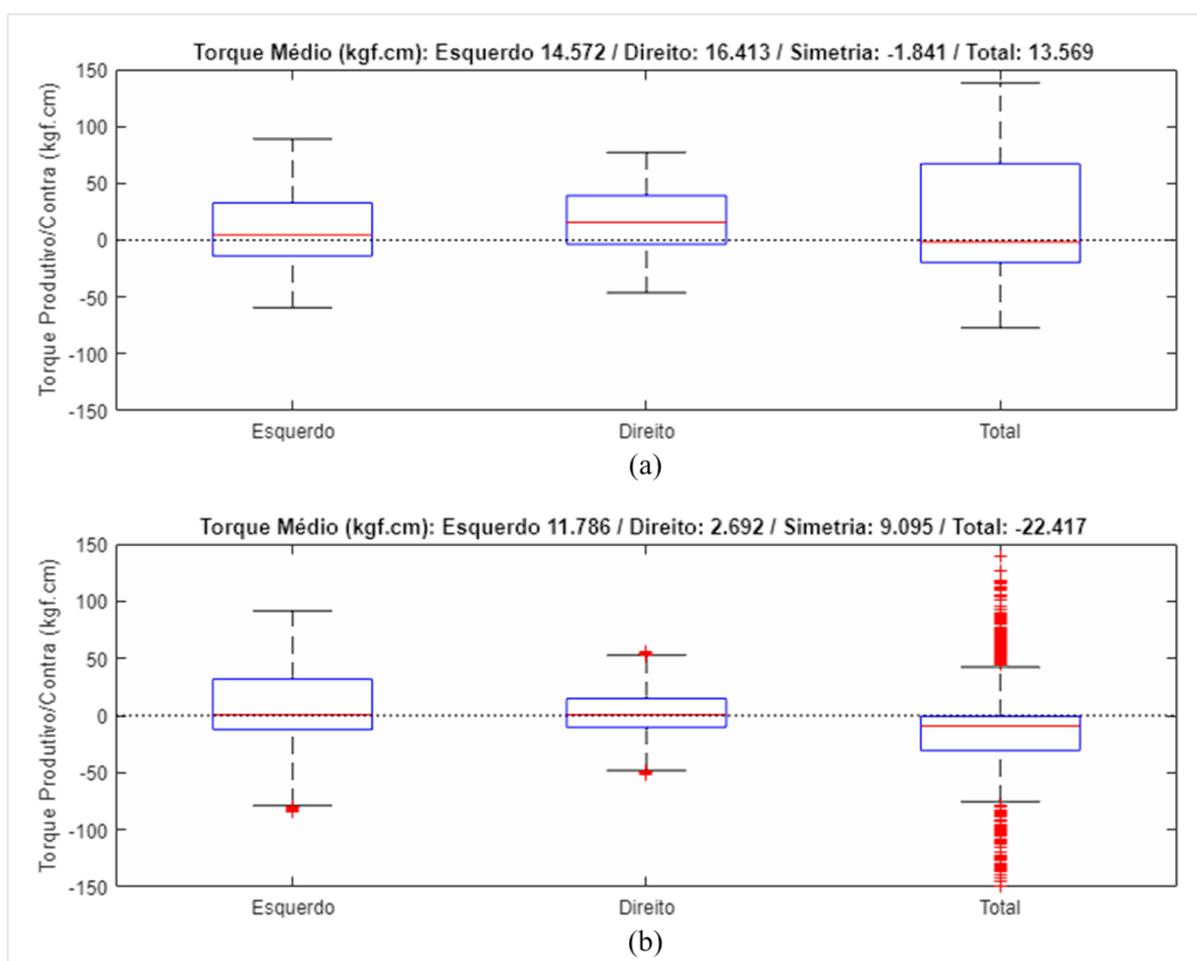


Figura 6.13 – Diagramas de caixa para os parâmetros de torque de um (a) participante sem paresia e (b) participante com hemiparesia direita.

Parâmetros de suavidade do movimento

Como já citado anteriormente o jerk normalizado, J_n , e o número de picos, N_p , são medidas que permitem quantificar a suavidade do movimento.

O jerk normalizado de cada repetição do movimento, é definido por:

$$J_n = \frac{1}{\omega_p} \left(\frac{1}{T_f - T_i} \right) \int_{T_i}^{T_f} J(t) dt \quad (6.10)$$

Onde, o jerk angular $J(t)$ é definido como a terceira derivada da posição angular em relação ao tempo e foi calculado utilizando-se a função *diff* do MATLAB®:

$$J(t) = \frac{d^3\theta}{dt^3} \quad \text{ou} \quad \text{diff}(\theta, 3) \quad (6.11)$$

O número de picos N_p é calculado utilizando-se a função *findpeaks* do MATLAB®

$$N_p = \frac{1}{T_f - T_i} \int_{T_i}^{T_f} (\text{findpeaks} [\omega(t)]) dt \quad (6.12)$$

Parâmetro de erro

O parâmetro de erro utilizado foi a média quadrática do erro de posição, $\bar{\theta}_{erro}^{RMS}$. A média quadrática do erro é definida como a raiz quadrada da média do erro de posição θ_{erro} elevado ao quadrado durante o intervalo T_m de cada movimento (TRIOLA, 1999):

Desta forma, tem-se:

$$\theta_{erro} = \theta - \theta_d \quad (6.13)$$

$$\bar{\theta}_{erro}^{RMS} = \left(\frac{1}{T_f - T_i} \int_{T_i}^{T_f} (\theta_{erro}(t))^2 dt \right)^{\frac{1}{2}} \quad (6.14)$$

Substituindo a Eq. 6.13 na 6.14, obtém-se a Eq. 6.15:

$$\bar{\theta}_{erro}^{RMS} = \left(\frac{1}{T_f - T_i} \int_{T_i}^{T_f} (\theta(t) - \theta_d(t))^2 dt \right)^{\frac{1}{2}} \quad (6.15)$$

Os parâmetros de desempenho estão sintetizados na quarta guia do *BiEval*, Fig. 6.14, mostrando um exemplo de progresso ao longo das sessões do paciente. Os parâmetros apresentados são, respectivamente: (a) T_m e T_r ; (b) N_p , ω_m e ω_p ; (c) $\bar{\theta}_{erro}^{RMS}$; (d) J_n ; (e) F_{p_j} e δF e (f) τ_{p_j}/τ_{cp_j} , $\tau_{p_{total}}$ e $\delta\tau$. O título dos gráficos mostra os parâmetros da sessão selecionada.

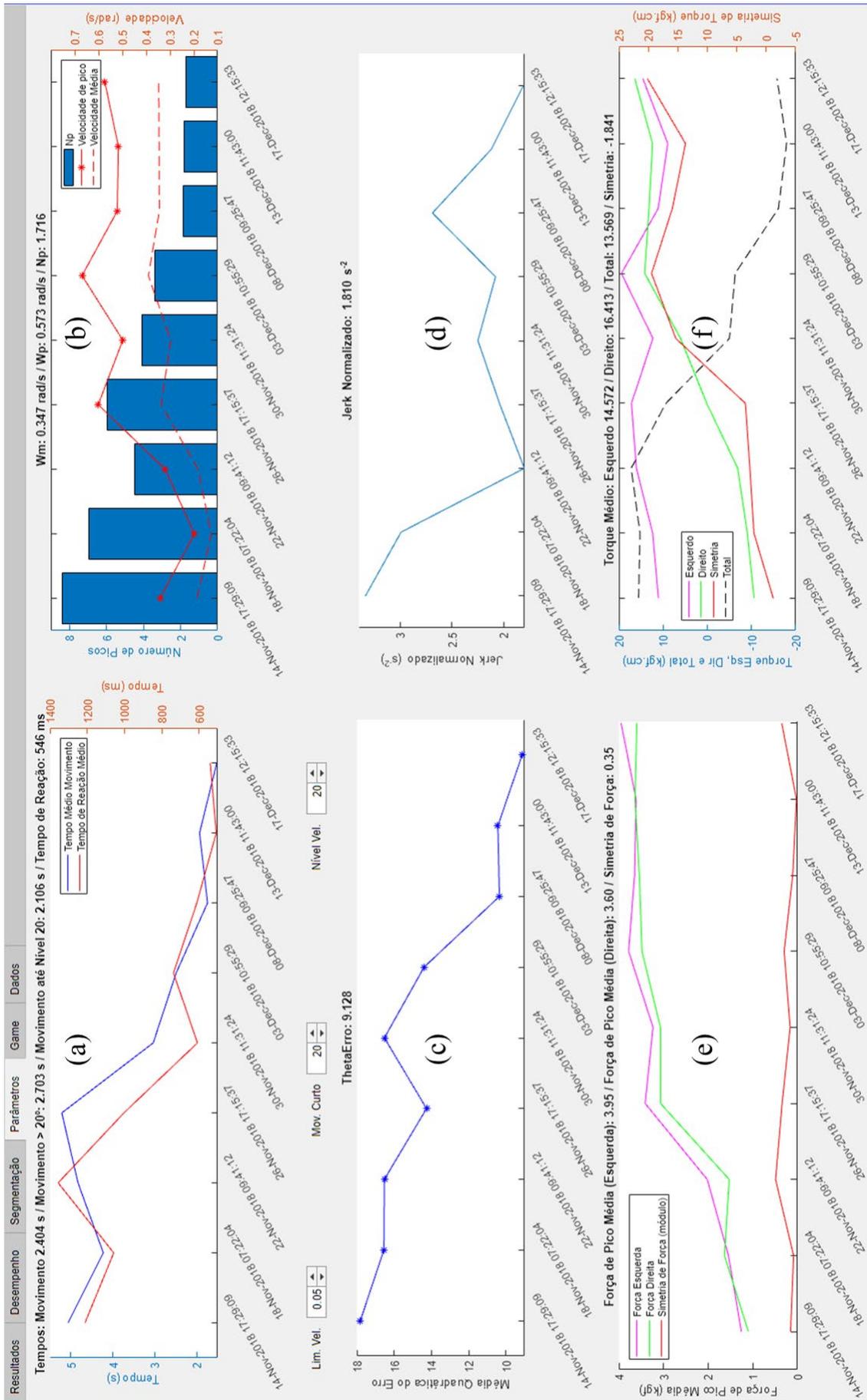


Figura 6.14 – Guia do software *BiEval* mostrando a evolução dos parâmetros de desempenho.

6.5 Testes com Participantes Saudáveis

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.

Os participantes foram divididos em dois grupos, um com pessoas saudáveis e outro com pessoas com comprometimento da movimentação de articulações do corpo humano em decorrência de AVE. O objetivo foi de verificar o funcionamento do sistema para o grupo de pessoas saudáveis primeiro e, caso necessário, realizar ajustes para outro grupo.

O número de participantes foi definido a partir de uma análise estatística de proporção, aonde se denota que de um total de 100% de testes tenha-se $n_S = 99\%$ de sucessos e $n_F = 1\%$ de falhas. Aplicando as regras, tem-se para uma probabilidade de 99% e considerando um erro percentual de 5% uma amostra de 25 pessoas, 15 pessoas saudáveis e 10 pessoas após AVE (TRIOLA, 1999).

Os participantes saudáveis foram recrutados na comunidade acadêmica da Universidade Federal de Uberlândia, sendo de ambos os sexos, enquanto o outro grupo foi composto por participantes com diagnósticos de AVE, que já frequentavam a Clínica do Curso de Fisioterapia da UFU para fins de reabilitação e tiveram interesse em participar.

Todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), Apêndice A4, que foi aplicado pelo autor no primeiro encontro, após explicados e detalhados todos os procedimentos a serem realizados.

Os participantes saudáveis foram 11 do sexo masculino e 4 do sexo feminino; e tinham, na época dos testes, de 19 à 30 anos; média de $22,4 \pm 2,8$ anos. Estes participantes foram submetidos a exercícios de movimentação do membro superior utilizando o jogo *MineCart* no modo *acelerado*. Cada participante deveria alcançar uma pontuação média de 200 pontos (aproximadamente 200 repetições).

Durante a realização do exercício, o tempo necessário para execução de cada repetição, a força empregada e o movimento realizado pelo participante (entre outros dados mostrados na seção 6.4) foram coletados pelo dispositivo para posterior avaliação do desempenho.

6.5.1 Avaliação do Desempenho dos Participantes Saudáveis

Após a realização dos exercícios, desejava-se encontrar o tempo médio de reação e de movimento para posteriormente usar como referência para os participantes pós-AVE (saber o quão diferente de um paciente saudável). Para isto foi utilizado o *software BiEval* desenvolvido para análise dos resultados e acompanhamento do progresso dos pacientes.

O tempo médio de reação (T_r) dos participantes variou de 562 a 1154 milissegundos; a média geral foi 728 ± 181 ms. Houve dois tempos de reação considerados como *outliers* estatísticos (média $\pm 1,5 \times$ amplitude interquartílica), 1154 ms e 1125 ms. Excluindo-se estes tempos e refazendo a média obtém-se um tempo de reação médio de 665 ± 76 ms.

O tempo médio para concluir o movimento (T_m) variou de 1,9 a 3,2 segundos; a média geral foi $2,5 \pm 0,4$ segundos (não houve *outliers* para T_m). A Fig. 6.15 mostra os diagramas de caixa para: (a) tempo de reação médio dos participantes e (b) tempo médio do movimento T_m .

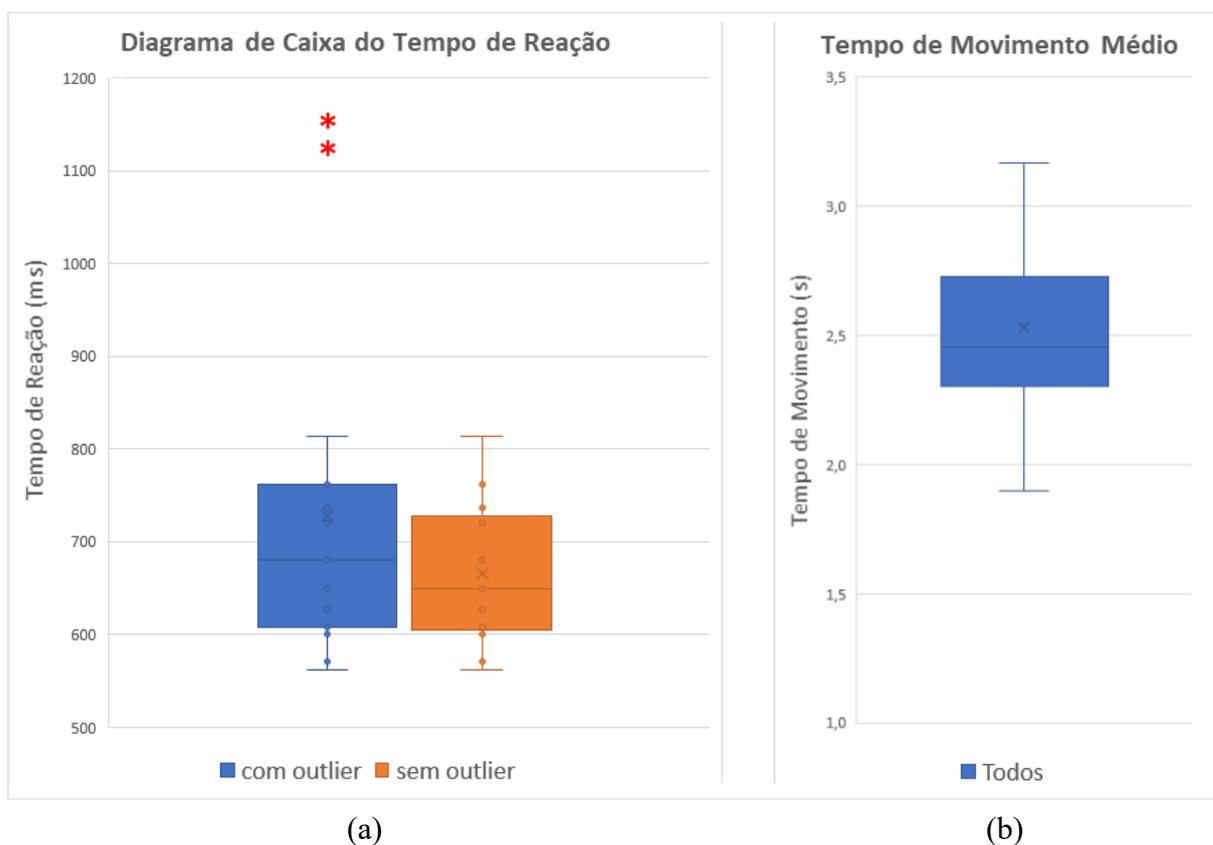


Figura 6.15 - Diagramas de caixa dos tempos médios: (a) T_r e (b) T_m .

Com a finalidade de relacionar T_r e T_m com o nível de dificuldade do jogo, estes parâmetros de tempo foram analisados para diferentes níveis de velocidade, onde, conseqüentemente, o participante tem, a cada nível, menos tempo para realizar o movimento.

A Figura 6.16 mostra que houve uma tendência de o participante diminuir o tempo de reação T_r e de cada repetição do movimento T_m conforme o aumento do nível do jogo.

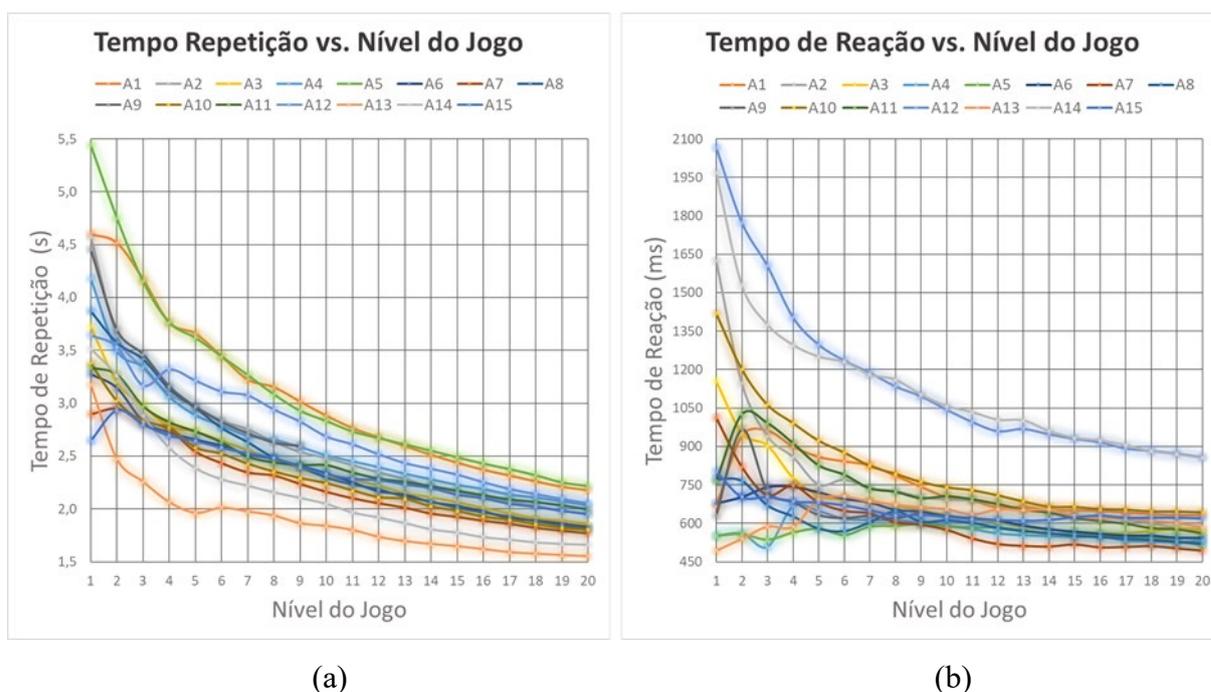


Figura 6.16 – Relação entre os tempos (a) de reação T_r e (b) de cada repetição movimento T_r em função do nível do jogo.

Verifica-se também que, após um certo nível de dificuldade o tempo de reação se estagna, provavelmente, pois o limite humano foi atingido. Este limite do tempo de reação foi calculado em $578 \pm 49 \text{ ms}$ para os últimos 5 níveis. Considerando-se apenas o último nível o valor não difere muito, $566 \pm 47 \text{ ms}$.

A Figura 6.17 (a) mostra a média dos tempos de reação dos participantes por nível onde a tendência de diminuição é explicitada (os *outliers* estatísticos foram eliminados).

Observa-se ainda que, um jogador experiente (autor ou colaboradores diretamente envolvidos no desenvolvimento dos jogos/dispositivo) consegue reagir em um tempo menor que a média dos participantes, mesmo nos últimos níveis do jogo ($576 \pm 20 \text{ ms}$; 554 ms no último nível), mostrando que ainda há margem para melhora após praticar o jogo.

A Figura 6.17 (b) mostra a média do tempo do movimento para todas as repetições comparadas aos movimentos longos, que são movimentos com amplitude maior que um limiar $\Delta\theta$ que pode ser definido na quarta guia do *software BiEval*, ver Fig. 6.14 (a).

Esta comparação se justifica, pois, os participantes saudáveis utilizaram uma versão do jogo em que a posição desejada (θ_d) era um aleatório puro entre -45° e 45° , gerando frequentemente movimentos com pequenas amplitudes.

Para os participantes pós-AVE um ajuste foi realizado no aleatório do jogo de forma que θ_d fosse sempre maior que a posição atual (θ) em pelo menos 20° quando atualizado.

Assim, para a comparação da Fig. 6.17 (b), foi utilizado o limiar para movimentos longos de 20° . O tempo médio de movimento para os participantes foi de $2,5 \pm 0,4$ segundos, enquanto para movimentos longos a média foi de $3,2 \pm 0,5$ segundos; para um jogador experiente 1,4 segundos e 1,7 segundos respectivamente.

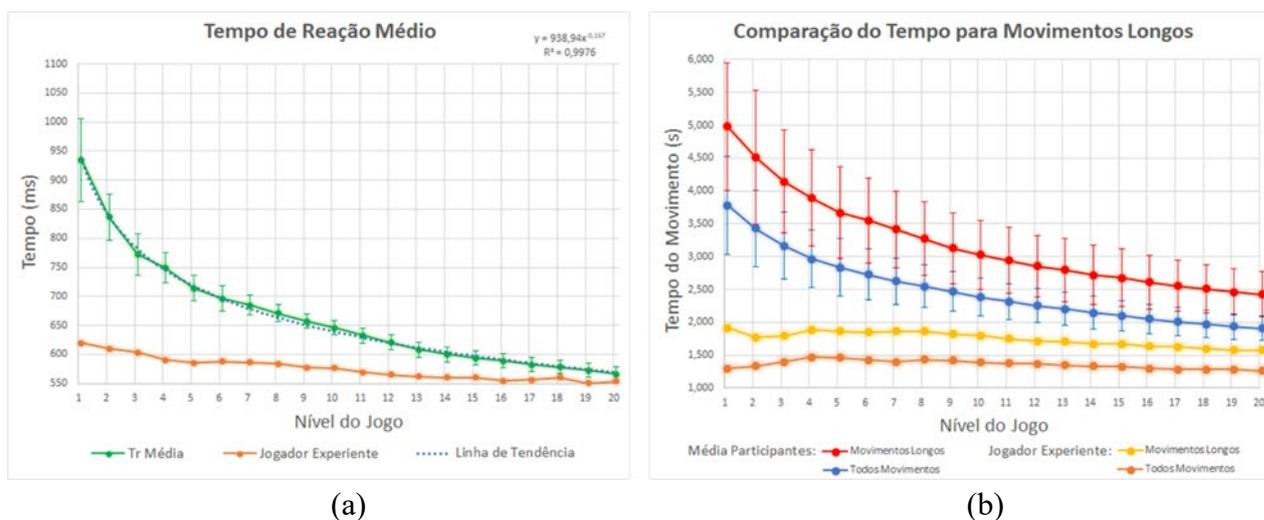


Figura 6.17 – Influência do nível: (a) no tempo de reação; (b) no tempo de movimento comparado com movimentos longos

Ainda pode-se notar na Fig. 6.17 que o desvio padrão entre os participantes (indicado pelas barras de erro) diminui à medida que o nível aumenta, pois no último nível o participante tem que estar totalmente atento ao aparecimento de novos cristais (reação) e deve realizar o movimento o mais rápido possível para alcançar a posição θ_d , diferindo pouco entre os participantes.

6.5.2 Inventário de Motivação Intrínseca e Avaliação de Engajamento

Após a realização dos testes com os participantes saudáveis utilizando o jogo *MineCart*, a motivação foi medida com um Inventário de Motivação Intrínseca (IMI).

O IMI é um questionário com várias dimensões que fornece informações qualitativas sobre o conteúdo e o nível de motivação que um participante experimenta durante uma intervenção. Ele é pontuado em uma escala Likert de 7 pontos, variando de “nada verdadeiro” a “muito verdadeiro” (“discordo/concordo totalmente”). Uma pontuação neutra no IMI é 4, e uma pontuação mais alta significa um resultado mais positivo na motivação (IMI, 2018).

A subescala Interesse/Satisfação é considerada a medida auto relata da motivação intrínseca; a Escolha Percebida (pacientes apenas) e a competência percebida são teorizadas como preditores positivos tanto auto relato quanto das medidas comportamentais de motivação intrínseca. A Pressão/Tensão é teorizada como um preditor negativo da motivação intrínseca.

O IMI para os participantes saudáveis foi adaptado de acordo com as necessidades, como recomendado em IMI (2018). Para melhor discernimento do que cada categoria representa, recomenda-se a leitura do IMI aplicado no Apêndice A1.

Os índices médios em cada categoria do IMI realizado com participantes saudáveis são apresentados na Tab. 6.1. A Figura 6.18 mostra os índices médios individuais (por participante) em cada categoria e a Fig. 6.19 os escores médios obtidos em cada categoria.

Tabela 6.1 – Índices médios em cada categoria no IMI realizado com participantes saudáveis.

Categoria	Participante															Média ± DP
	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	A10	A11	A12	A13	A14	A15	
Interesse	6,0	6,1	6,6	5,6	5,6	6,1	4,9	5,6	3,6	6,7	7,0	6,0	7,0	6,0	5,9	5,9 ± 0,9
Competência	5,0	4,3	5,0	4,8	5,7	4,5	4,0	5,3	4,8	5,7	5,3	4,7	6,7	5,0	5,0	5,1 ± 0,6
Esforço	5,4	4,2	6,8	6,4	6,6	4,6	6,6	5,2	7,0	6,2	5,4	5,4	5,8	5,8	6,0	5,8 ± 0,8
Pressão	2,8	2,2	2,2	3,4	3,6	1,0	2,2	2,4	2,2	1,6	3,6	2,2	6,6	2,8	3,2	2,8 ± 1,3
Valor	6,3	6,9	6,9	6,7	6,4	5,6	5,7	6,7	4,4	6,1	5,6	7,0	7,0	6,1	4,6	6,1 ± 0,8
Confiança	5,6	6,0	6,6	6,0	6,4	5,0	6,4	6,8	2,2	7,0	5,6	6,6	7,0	6,0	5,2	5,9 ± 1,2

Observa-se índices próximos à 6 nas categorias Interesse/Satisfação, Esforço/Importância, Valor/Utilidade e Confiança/Relacionamento, indicando alto grau de aprovação.

Enquanto o valor de Competência Percebida (5,1) indica que os participantes se sentiram competentes/habilidosos em grau moderado ao realizar a atividade.

A Pressão/Tensão (2,8) é um preditor negativo e indica que não ficaram nervosos, tensos ou ansiosos durante a realização dos exercícios, mas sim, relaxados.

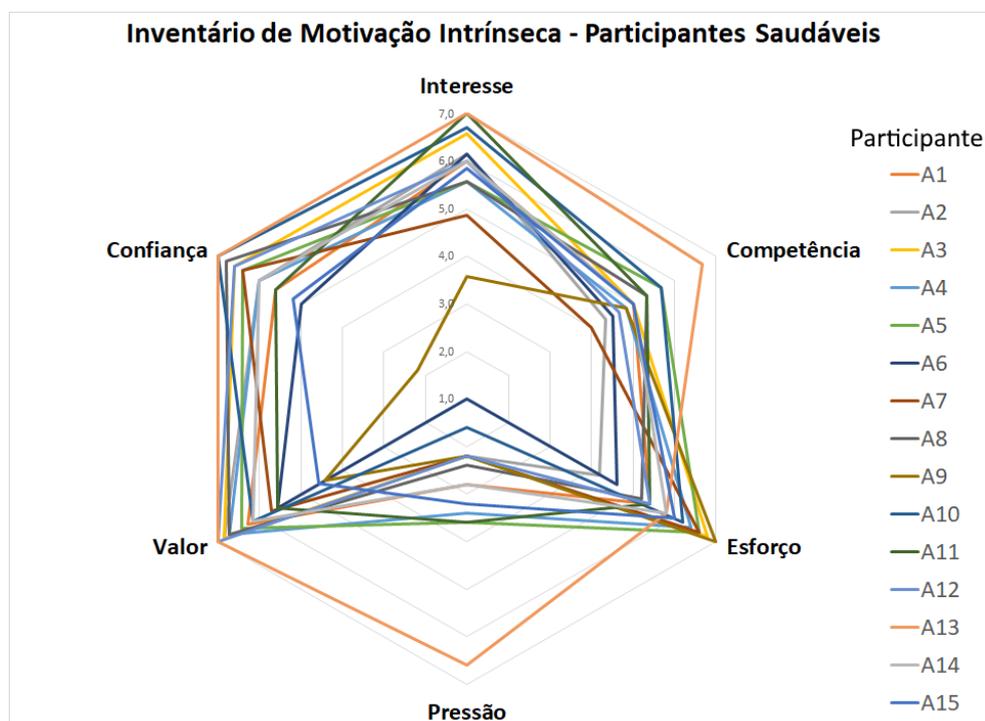


Figura 6.18 – Inventário de Motivação Intrínseca: índices médios individuais em cada categoria.

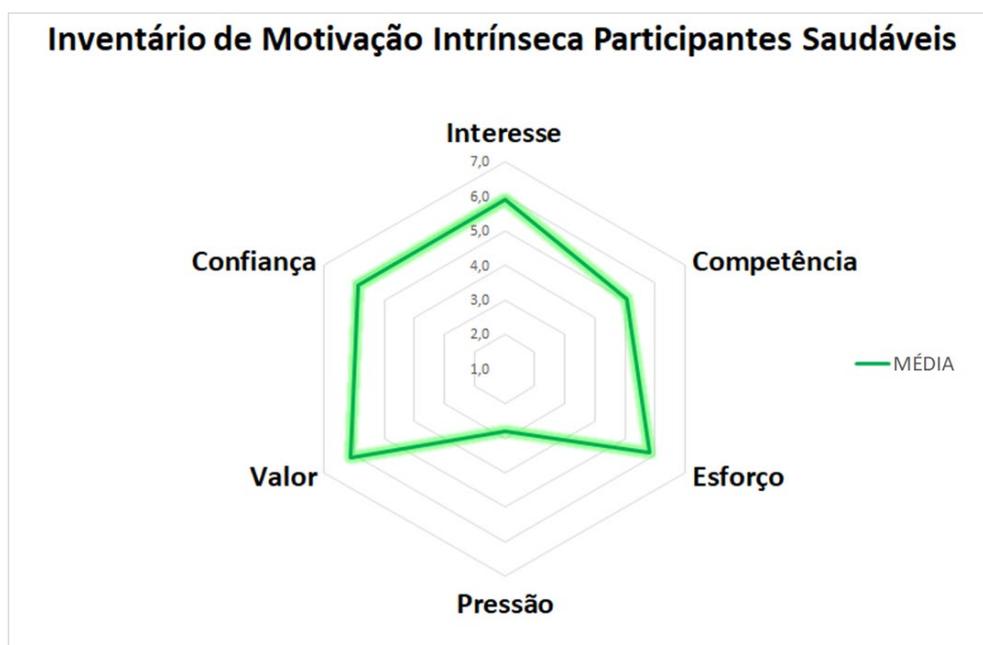


Figura 6.19 – Inventário de Motivação Intrínseca: média em cada categoria.

A experiência do jogo foi avaliada com um *GEQ* (*Game Engagement/Experience Questionnaire* ou Questionário de Engajamento/Experiência no Jogo).

O *GEQ* foi desenvolvido para avaliar a experiência durante uma, ou várias, sessões de jogo, facilitando a validação de indicadores. Este questionário busca capturar a experiência do jogador com base em vários itens como diversão, frustração, desafio, entre outros, e é aplicável para estudos de avaliação de laboratório e de campo. O *GEQ* (Apêndice A2) é pontuado em uma escala de 5 pontos, variando de “nenhum um pouco” a “extremamente”. (IJSELSTEIJN et al. 2013).

No *GEQ* realizado, Fig. 6.20, a nota média para “*Interface*” foi 4,4 sendo que um total de 13 participantes atribuíram notas maiores ou iguais a 4 (14 para “*Jogabilidade*” e 13 para “*Divertido*”, ambos com nota média 4,2). A dificuldade do jogo foi considerada média por 12 participantes (nota média 2,9). Um total de 14 participantes não acharam o jogo “*Frustrante*” (média de 1,6). A nota geral do jogo *MineCart* foi 4,5, considerado “*excelente*” por 9 participantes e “*bom*” por 4 participantes.

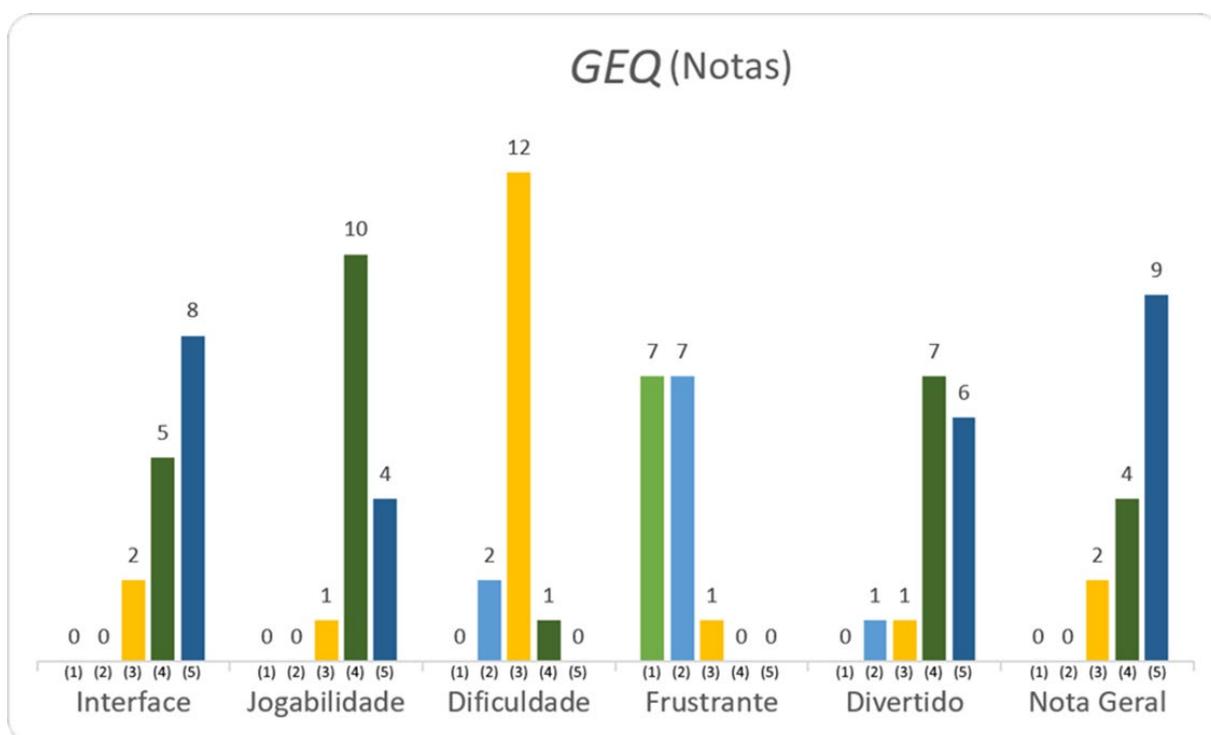


Figura 6.20 – *GEQ* realizado com os participantes saudáveis. Dados apresentados como contagem de participantes que atribuiu cada nota possível: (1) à (5) em cada categoria.

6.6 Testes com Pacientes Pós-AVE

Este projeto foi submetido, e aprovado, no CEP da UFU também para realização de testes com pacientes pós-AVE sob o número CAAE 00914818.5.0000.5152.

Como citado anteriormente, foram realizados testes com 15 participantes saudáveis, seção 6.5, e 10 participantes pós-AVE que frequentavam a Clínica do Curso de Fisioterapia da UFU para fins de reabilitação. Todos os pacientes assinaram o TCLE que foi aplicado pelo autor no primeiro encontro, após explicados e detalhados os procedimentos a serem realizados.

Os pacientes pós-AVE foram 4 do sexo masculino e 6 do sexo feminino; e tinham, na época dos testes, de 39 a 70 anos; média de $58,4 \pm 9,7$ anos. Dos 10 pacientes, 5 tinham AVE crônico e 5 AVE agudo ($6 \pm 2,1$ meses após o AVE). Além disso, 6 pacientes apresentavam hemiparesia no lado esquerdo e 4 no lado direito em algum grau.

Os testes com os pacientes pós-AVE foram realizados durante um intervalo de 5 semanas entre os meses de novembro e dezembro de 2018. Foram executadas de 2 a 3 sessões de terapia robótica por semana, dependendo das escalas de fisioterapia dos pacientes e assiduidade dos mesmos. A duração média de cada sessão foi de 30 minutos.

A terapia robótica foi composta de exercícios utilizando o dispositivo bimanual e o jogo *MineCart* no modo *constante*, o que representa aproximadamente 300 repetições. Os exercícios com o dispositivo robótico foram realizados após sessões de terapia de reabilitação convencional durante 50 minutos.

Durante a terapia robótica, foram coletados pelo dispositivo os dados mostrados na seção 6.4 para avaliar o desempenho do paciente e verificar o seu progresso (caso existente). Ao final dos testes um IMI também foi aplicado nos pacientes pós-AVE.

6.6.1 Avaliação do Desempenho e Progresso dos Pacientes Pós-AVE

A avaliação do efeito da terapia robótica foi realizada comparando os parâmetros de desempenho dos pacientes antes e após a intervenção, ou seja, na primeira (instante I_1) e na última (I_2) sessão de reabilitação.

Dois pacientes relataram cansaço excessivo ao executar as atividades com o dispositivo robótico e conseqüentemente realizaram poucas sessões. Estes participantes foram, portanto, excluídos da avaliação do progresso pós intervenção.

Em relação aos parâmetros de tempo, o T_r aumentou em 5 pacientes em relação ao início da intervenção; diminuiu em dois e se manteve em um paciente. Acredita-se que, o paciente, ao perceber que não necessita reagir tão rapidamente, diminui a atenção na atividade e conseqüentemente o tempo de reação.

A Figura 6.21 (a) mostra os instantes I_1 e I_2 de cada paciente para o T_r . A média antes e após a intervenção foi de 1029 ± 569 ms e 1247 ± 574 ms respectivamente.

De forma contrária, o tempo T_m gasto para concluir o movimento, diminuiu em 6 pacientes, se manteve em um e aumentou em um paciente, indicando que a maioria realizou o movimento em um tempo menor ao final da intervenção. Um paciente teve dificuldade para realizar o movimento no sentido da posição desejada, conseqüentemente aumentando T_m .

A média antes e após a intervenção foi de $4,6 \pm 1,1$ segundos e $4,1 \pm 0,9$ segundos respectivamente, Fig. 6.21 (b).

O tempo de reação T_r e o tempo para concluir o movimento T_m foram, ambos, maiores que os apresentados para participantes saudáveis, mostrando coerência dos resultados com as diferenças já esperadas.

Os parâmetros de velocidade angular, ω_m e ω_p , aumentaram em 7 pacientes e diminuíram em um. Acredita-se que este, ao perceber que não necessita realizar o movimento tão rapidamente, diminui a velocidade ω_m e ω_p .

A Figura 6.22 mostra os instantes I_1 e I_2 de cada paciente em (a) para ω_m e em (b) para ω_p . A média para ω_m antes e após a intervenção foi de $0,25 \pm 0,07$ rad/s e $0,32 \pm 0,05$ rad/s respectivamente; para ω_p $0,49 \pm 0,13$ rad/s e $0,62 \pm 0,12$ rad/s.

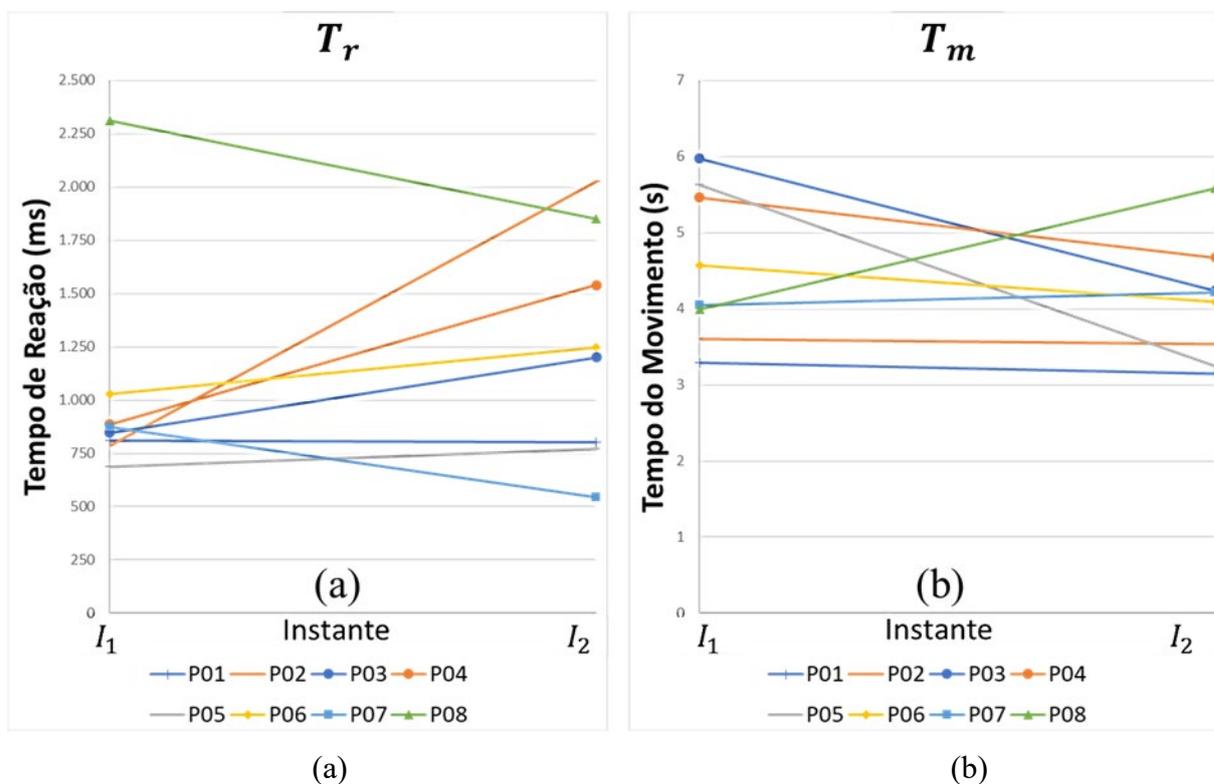


Figura 6.21 – Instantes antes (I_1) e após (I_2) a intervenção para: (a) T_r e (b) T_m .

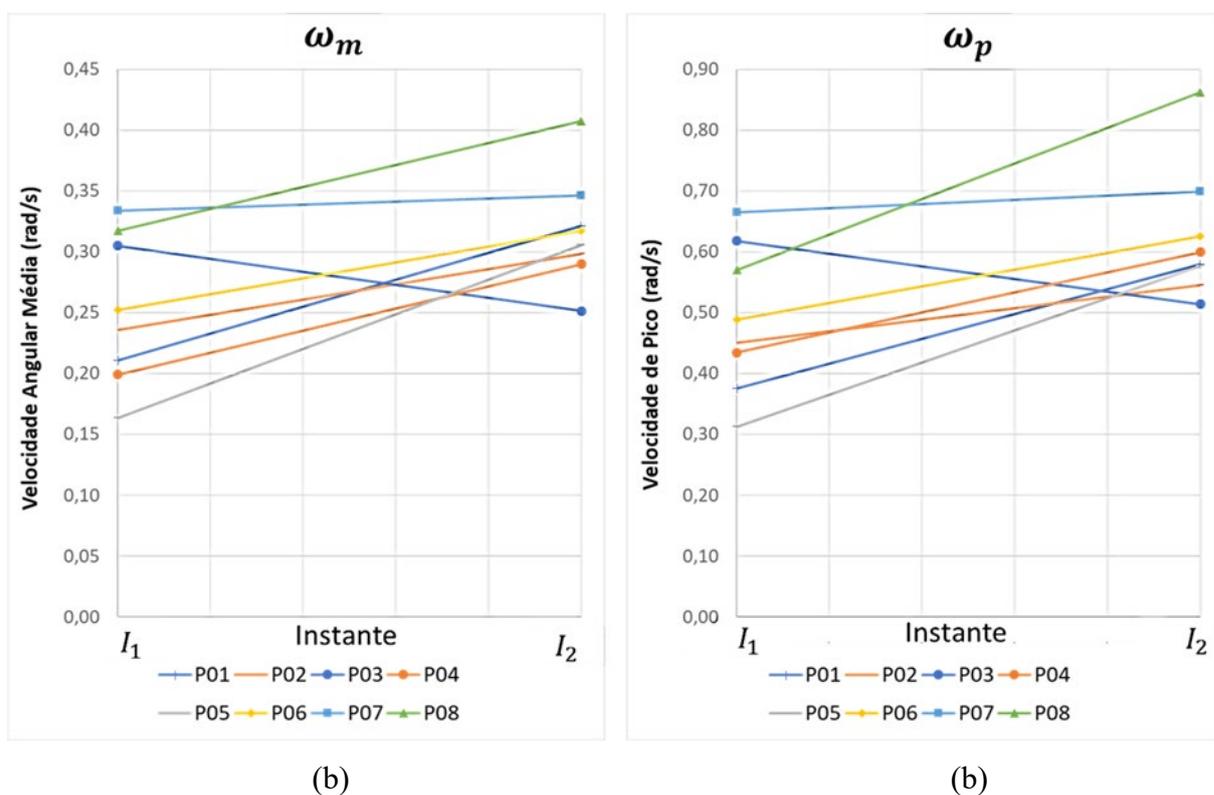


Figura 6.22 - Instantes antes (I_1) e após (I_2) a intervenção para: (a) ω_m e (b) ω_p .

Em relação aos parâmetros de suavidade do movimento, o número de picos N_p do movimento diminuiu em 6 pacientes, ou seja, o movimento foi realizado de forma mais contínua; e aumentou em dois pacientes que estavam com dificuldade em realizar o movimento no sentido da posição desejada, aumentando, conseqüentemente, o número de movimentos necessários para atingir θ_d (quando atingido).

A média do N_p antes e após a intervenção foi de $4,1 \pm 1,1$ picos e $3,7 \pm 0,4$ picos respectivamente.

O jerk normalizado (J_n), diminuiu em 4 pacientes e aumentou em 4, sendo uma análise inconclusiva. A média antes e após a intervenção foi de $1,820 \pm 1,000 \text{ s}^{-2}$ e $1,630 \pm 0,300 \text{ s}^{-2}$ respectivamente. A Figura 6.23 mostra os instantes I_1 e I_2 de cada paciente em (a) para o N_p e em (b) para o J_n .

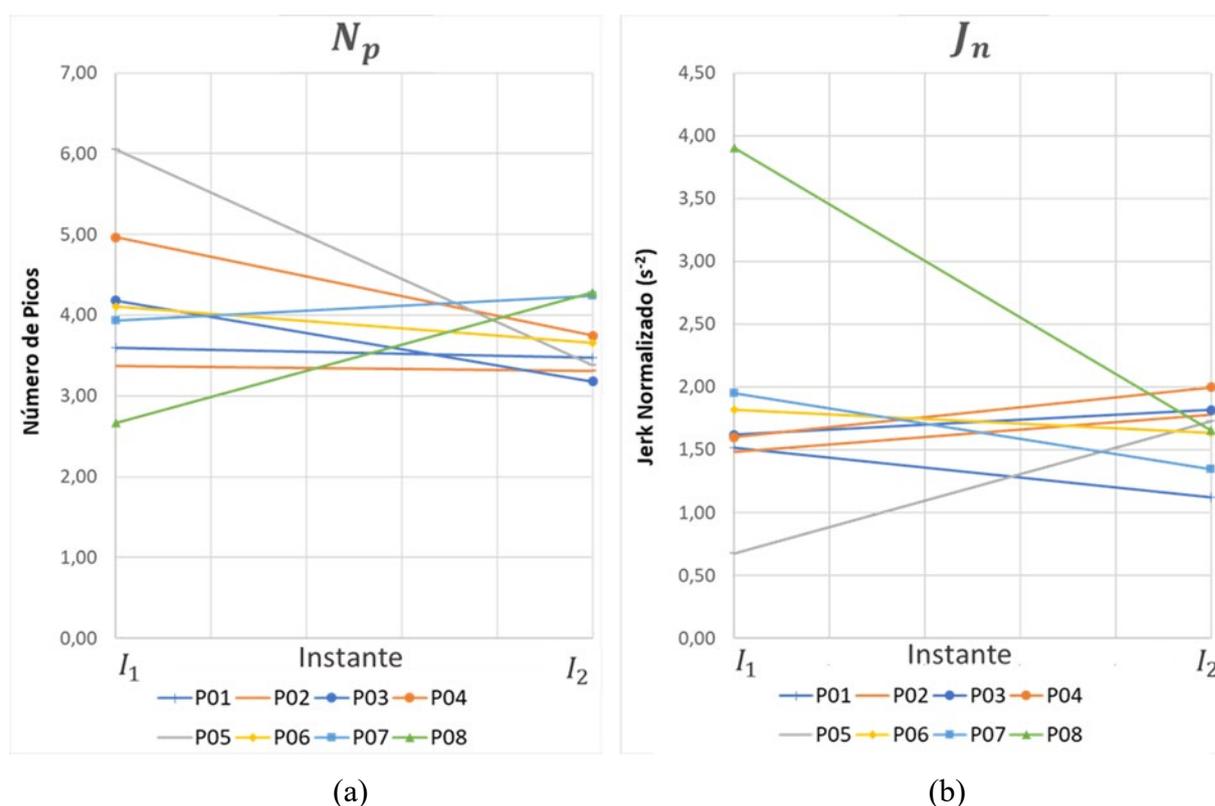


Figura 6.23 - Instantes antes (I_1) e após (I_2) a intervenção para: (a) N_p e (b) J_n .

Em relação ao parâmetro de erro $\bar{\theta}_{erro}^{RMS}$ apenas um paciente teve variação significativa deste valor, sendo a análise inconclusiva possuindo uma média geral de $15,5 \pm 1,9$.

A pontuação no jogo aumentou após a intervenção para todos, exceto um paciente (155 ± 65 pontos para 199 ± 88 pontos) e a quantidade de perdas diminuiu para todos pacientes (40 ± 12 perdas para 17 ± 15 perdas).

A força do lado direito e esquerdo aumentaram respectivamente de $2,82 \pm 1,14$ kgf para $3,74 \pm 0,59$ kgf e $2,73 \pm 1,06$ kgf para $3,48 \pm 0,69$ kgf. O parâmetro de simetria de força (δF) diminuiu em todos os pacientes, indicando que, apesar de aumentarem a força exercida em ambos os lados do corpo, aprenderam a usar ambos os braços de forma mais equilibrada; δF variou de $0,94 \pm 0,63$ kgf para $0,7 \pm 0,63$ kgf entre os instantes I_1 e I_2 .

Por fim, para o parâmetro de torque, observa-se que pacientes com hemiparesia esquerda, tendem a utilizar mais o braço direito para compensar e vice-versa. Desta forma para os pacientes hemiparéticos esquerdo o torque médio esquerdo foi de $7,55 \pm 5,69$ kgf.cm e o direito $12,59 \pm 6,87$ kgf.cm produtivos (positivos). Para hemiparéticos direito o torque médio direito foi de $6,56 \pm 4,87$ kgf.cm e o esquerdo $17,86 \pm 5,48$ kgf.cm produtivos.

Em relação ao parâmetro de torque total, τ_{total} , a média ao final do instante I_2 foi de $-6,72 \pm 22,43$ kgf.cm (contra produtivo) devido aos esforços realizados por dois pacientes no sentido contrário do movimento desejado, gerando torques altamente contra produtivos (menor que $-50,00$ kgf.cm).

Removendo estes *outliers* estatísticos e atualizando a média obtém-se um valor médio de torque total de $5,58 \pm 6,93$ kgf.cm (produtivo) no instante I_2 em comparação com $1,65 \pm 9,64$ kgf.cm no instante I_1 . Entretanto, uma análise válida não é possível, pois os valores possuem uma variação muito grande, sendo que metade dos pacientes aumentou o torque e outra metade diminuiu.

Sintetizando os resultados, 7 pacientes obtiveram melhoras em pelo menos 10 dos 15 parâmetros de desempenho após a terapia robótica (um melhorou em apenas 8), sendo que em média os pacientes melhoraram em 12 parâmetros, pioraram em 2 e conservaram em um.

Porém, realizando-se uma análise estatística para verificar se cada parâmetro é significativamente diferente entre os instantes antes (I_1) e após a intervenção (I_2), apenas 7 parâmetros são significativamente diferentes entre os dois instantes sendo eles: ω_m , ω_p , $F_{p_{dir}}$, $F_{p_{esq}}$, δF , pontuação e perdas (todos estes confirmando melhorias).

Para os demais parâmetros não houve diferença significativa (nem para melhora nem para piora do parâmetro).

Para todas as análises estatísticas foi utilizado uma significância de 5%.

Acredita-se que a falta de homogeneidade entre os pacientes pós-AVE em relação a idade e a fase do AVE (crônico, agudo, subagudo) em conjunto com a ausência de um grupo controle para a comparação dificulta a obtenção de diferenças significativas entre os instantes I_1 e I_2 , pois, no geral, observa-se um desvio padrão elevado (em alguns casos, maior que o valor médio obtido).

6.6.2 Inventário de Motivação Intrínseca

Após a realização dos testes com os pacientes utilizando a terapia robótica a motivação foi medida com um Inventário de Motivação Intrínseca (IMI).

O IMI aplicado para os pacientes (Apêndice A3) foi simplificado em relação ao aplicado em participantes saudáveis, além disso, a utilização da categoria *Escolha Percebida* foi justificada, onde os pacientes relatam se acreditam que o uso do dispositivo era uma escolha própria ou se o enxergava como uma obrigação.

Os índices médios em cada categoria do IMI realizado com pacientes pós-AVE são apresentados na Tab. 6.2 . A Figura 6.24 (a) mostra os índices médios individuais por categoria e a Fig. 6.24 (b) os escores médios obtidos em cada categoria.

Tabela 6.2 – Índices médios em cada categoria no IMI realizado com pacientes pós-AVE.

Categoria	Paciente								Média ± DP
	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	
Interesse	6,0	7,0	7,0	7,0	7,0	7,0	7,0	7,0	6,9 ± 0,4
Competência	6,0	6,5	5,5	3,0	6,5	5,0	7,0	3,5	5,4 ± 1,5
Esforço	5,4	4,2	6,8	6,4	6,6	4,6	6,6	6,0	5,8 ± 1,0
Pressão	2,5	4,0	1,0	2,5	1,0	1,5	4,0	2,5	2,4 ± 1,2
Escolha	7,0	7,0	4,0	7,0	7,0	6,5	4,0	7,0	6,2 ± 1,4
Valor	7,0	7,0	7,0	7,0	7,0	7,0	7,0	6,5	6,9 ± 0,2
Confiança	6,5	7,0	5,5	6,0	6,5	6,0	7,0	6,0	6,3 ± 0,5

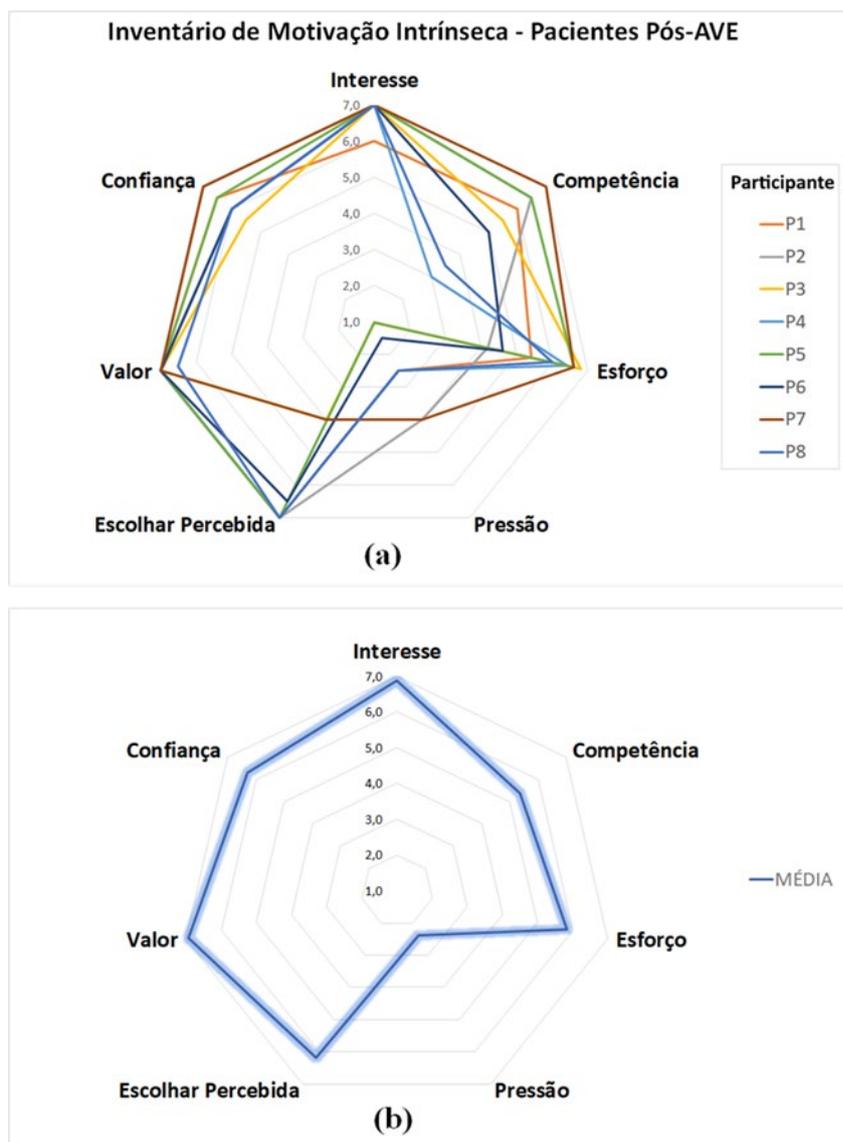


Figura 6.24 - Inventário de Motivação Intrínseca para participantes pós-AVE: (a) escore em cada categoria por participante e (b) média dos participantes em cada categoria.

Observa-se índices próximos à 6 ou 7 nas categorias Interesse/Satisfação, Esforço/Importância, Valor/Utilidade e Confiança/Relacionamento, indicando alto grau de aprovação. Enquanto o valor de Competência Percebida (5,4) indica que os participantes se sentiram competentes/habilidosos em grau de moderado a alto ao realizar as atividades.

A escolha percebida (6,2) demonstra que os pacientes enxergaram o uso do dispositivo como uma escolha própria. A Pressão/Tensão (2,4) indica que não ficaram nervosos durante a realização dos exercícios, mas sim, relaxados; lembrando que este é um preditor negativo.

Novamente, para melhor discernimento do que cada categoria representa, recomenda-se a leitura do IMI aplicado no Apêndice A3.

CONCLUSÕES

Neste trabalho foi visto que a utilização de dispositivos robóticos na reabilitação do AVE permite uma maior intensidade das terapias, gerando melhorias no desempenho motor e funcional. Foi visto que dispositivos robóticos atuados por cabos criam a sensação de um robô de baixa inércia sem a necessidade de um controle complexo, além de não intimidar o paciente.

Os movimentos de reabilitação bimanuais usam ambas as mãos de forma simultânea e acoplada o que pode melhorar a execução das AVDs. Assim, nesta dissertação, foi desenvolvida uma estrutura robótica atuada por cabos para ser aplicada na reabilitação do AVE. Esta estrutura pode ser utilizada nas configurações unilateral (1 ou 2 GDL), bilateral ou bimanual, atuando em uma trajetória linear/planar que pode ser ensinada ao robô (“*teaching-by-demonstration*”).

Vários jogos sérios foram desenvolvidos para este dispositivo para motivar o paciente a realizar os exercícios de reabilitação. Durante os jogos, o movimento é dificultado se não há o uso de ambos braços. Além disso, uma estratégia de controle do tipo “*assist-as-needed*” altera a quantidade de assistência conforme o desempenho e progresso do paciente.

Uma validação de repetibilidade realizada com o primeiro protótipo desenvolvido mostrou uma pequena variação dos limites do movimento. Além disso, foi observado que cargas acima de 4 kg diminuem os limites devido à elasticidade do cabo.

Um *software* de avaliação (*BiEval*) foi desenvolvido para avaliar o desempenho/progresso do paciente com base em parâmetros mensuráveis de tempo, velocidade, suavidade do movimento, força, etc.

Para realização de testes com participantes este projeto foi submetido e aprovado no Comitê de Ética em Pesquisas. Quinze participantes saudáveis (22,4±2,8 anos) realizaram exercícios de movimentação utilizando o jogo *MineCart*. Um Inventário de Motivação Intrínseca (IMI) foi aplicado, resultando em alto grau de aprovação, competência e relaxamento durante a realização dos exercícios. Além disso, a experiência do jogo *MineCart* foi avaliada de forma positiva em um Questionário de Experiência no Jogo.

Dez pacientes (58,4 ± 9,7 anos), 5 com AVE crônico e 5 com AVE agudo (6±2,1 meses após o AVE) realizaram, durante um intervalo de 5 semanas, 2 a 3 sessões por semana compostas por 30 minutos de terapia robótica com o jogo *MineCart* após 50 minutos de terapia

de reabilitação convencional. O efeito da terapia foi avaliado comparando-se os parâmetros de desempenho dos pacientes na primeira e última sessão de reabilitação (instante I_1 e I_2 , respectivamente). Dois pacientes relataram cansaço ao executar as atividades com o dispositivo robótico e foram excluídos da avaliação pós intervenção.

Os pacientes melhoraram em média em 12 parâmetros, pioraram em 2 e conservaram em 1 entre os instantes I_1 e I_2 . Porém, apenas 7 parâmetros foram significativamente diferentes/melhores ($p < 0.05$) entre os instantes I_1 e I_2 (ω_m , ω_p , $F_{p_{dir}}$, $F_{p_{esq}}$, δF , pontuação e perdas). Para os demais não houve diferença significativa (parâmetro não piorou, nem melhorou).

Trabalhos Futuros e Limitações

A implementação de uma Unidade de Medida Inercial (IMU) poderia auxiliar em uma medição mais robusta, pois como o dispositivo é do tipo “sub-restrito” os sensores presentes são insuficientes para medir com precisão todos os movimentos possíveis.

Apesar do dispositivo atuado por cabos permitir uma ampla variedade e amplitude de movimentos, este não restringe a trajetória de cada articulação. A utilização de eletromiografia (EMG) para análise da atividade muscular pode auxiliar a relacionar os padrões de ativação com o movimento realizado. Além disso, a utilização de *softwares* de modelagem e simulação de movimento, como o *OpenSim*, pode ajudar a relacionar os movimentos realizados no dispositivo com os movimentos das articulações através da cinesiologia dos pacientes.

Pacientes pós-AVE frequentemente usam ajustes posturais, devido ao acoplamento involuntário da abdução do ombro e flexão do cotovelo (não considerados pelo dispositivo). Assim, a utilização de “sensores vestíveis” tridimensionais auxiliaria na análise biomecânica do movimento humano, permitindo separar a recuperação verdadeira de ajustes posturais.

Mapear as atividades cerebrais dos pacientes durante a terapia pode auxiliar no diagnóstico e personalização da terapia de acordo com a(s) lesão(ões) dos pacientes.

Para melhorar a avaliação do efeito da terapia robótica, recomenda-se criar um grupo controle com participantes homogêneos e utilizar escalas clínicas de avaliação como FM, EAM e MIF. Também pode-se utilizar de redes neurais para avaliar e/ou diagnosticar o paciente.

Por fim, pode-se de criar novos jogos aplicando-se as teorias de neuroplasticidade e que levem outros aspectos em consideração, como melhoria da memória e do raciocínio lógico/cognitivo.

Referências Bibliográficas

AGUIAR, P. M.; BURDET, E.; CAURIN, G A. P.; et al., Instrumented Module for Investigation of Contact Forces for Use in Rehabilitation and Assessment of Bimanual Functionalities. **24th ABCM International Congress of Mechanical Engineering**, 2017.

<https://doi.org/10.26678/ABCM.COBEM2017.COB17-2475>

ALBERTS, Jay L; LINDER, Susan M; PENKO, Amanda L; et al. **It Is Not About the Bike, It Is About the Pedaling: Forced Exercise and Parkinson's Disease**. v. 39, n. 4, p. 177-186, 2011.

<https://doi.org/10.1097/JES.0b013e31822cc71a>

ALLIED HEALTH, The Department of Physical Therapy & Rehabilitation Science. **Faculty News**. Disponível em: <https://www.medicalalumni.org/bulletin/winter_2008/allied.html>. Acesso em 16 jan. 2019.

ALVES, T.; D'CARVALHO, M.C.; GONÇALVES, R. S; Controle “*Assist-As-Needed*” em Estruturas Robóticas Atuadas por Cabos para Reabilitação das Articulações do Corpo Humano. **6º Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica (ENEBI 2018)**. ABCM. 2018.

<https://doi.org/10.26678/ABCM.ENEBI2018.EEB18-0006>

AMBROSINI, E., FERRANTE, S., PEDROCCHI, A., FERRIGNO, G., MOLTENI, F. “Cycling induced by electrical stimulation improves motor recovery in postacute hemiparetic patients”. **Stroke**, 42(4), 1068-107, 2011.

<https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.110.599068>

ANKLEBOT, “Anklebot” helps determine ankle stiffness. **MIT News Office** 2017. Disponível em: <<http://news.mit.edu/2013/anklebot-helps-determine-ankle-stiffness-1024>> Acesso em 21 ago. 2017.

APPEL, V.C.R. **Classificando emoções em processos de reabilitação robótica**. Dissertação (Mestrado). Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2014.

<https://doi.org/10.14393/19834071.2012.15182>

BANG, D.H.; SHIN, W.S. Effects of robot-assisted gait training on spatiotemporal gait parameters and balance in patients with chronic stroke: A randomized controlled pilot trial. **NeuroRehabilitation**, v. 38, n. 4, p. 343–349, 3 jun. 2016.

<https://doi.org/10.3233/NRE-161325>

BEYL, P. et al., Safe and compliant guidance in robot-assisted gait rehabilitation using proxy-based sliding mode control, **IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics**, Japan, 2009.

<https://doi.org/10.1109/ICORR.2009.5209505>

BOSCHETTI, Giovanni. **Advances in Italian Mechanism Science. Proceedings of the First International Conference of IFToMM Italy**. Mechanisms and Machine Science, vol. 47. Springer, 2017.

<https://doi.org/10.1007/978-3-319-48375-7>

BURKE, J. W. et al. Optimising engagement for stroke rehabilitation using serious games. **The Visual Computer**, v. 25, n. 12, p. 1085–1099, 27 Dez. 2009.

<https://doi.org/10.1007/s00371-009-0387-4>

CANNELLA, G.; OTTAVIANO, E.; CASTELLI G., A Cable-Based System for Aiding Elderly People in Sit to Stand Transfer, **The International Symposium on Multibody Systems and Mechatronics**, San Juan, Argentina, n. 19, 2008.

<https://doi.org/10.1080/15397730802405861>

CARDOSO, L. R. L.; MATELLETO, M. N.; AGUIAR, P. M.; et al. Upper Limb Rehabilitation Through Bicycle Controlling. **24th ABCM International Congress of Mechanical Engineering**, 2017.

<https://doi.org/10.26678/ABCM.COBEM2017.COB17-2469>

CAREL, C. et al. Neural Substrate for the Effects of Passive Training on Sensorimotor Cortical Representation; A Study with Functional Magnetic Resonance Imaging in Healthy Subjects. **Journal of Cerebral Blood Flow and Metabolism**, Nature Publishing Group, vol.20, n.3, p. 478-484, 2000.

<https://doi.org/10.1097/00004647-200003000-00006>

CAURIN, G.A. et al. Adaptive strategy for multi-user robotic rehabilitation games. In: **Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, Boston. p.1395-1398, 2011.

<https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6090328>

CECCARELLI, M.; ROMDHANE, L., Design Issues for Human-Machine Platform Interface in Cable Based Parallel Manipulators for Physiotherapy Applications, **Journal of Zhejiang University SCIENCE A**, 2010.

<https://doi.org/10.1631/jzus.A1000027>

EGGERS, O., **Occupational Therapy in the Treatment of Adult Hemi-plegia**. London, U.K.: Heinemann, 1984.

ELSA, **Hocoma Armeo Boom - Elsa**. Disponível em: <<http://www.elsa.web.tr/tr/urun/robotik-rehabilitasyon/hocoma-armao-boom>>. Acesso em: 15 jan. 2019.

GONÇALVES, R. S.; CARVALHO, J. C. M., Robot Modeling for Physical Rehabilitation. **Service Robots and Robotics: Design and Application**, 1 ed: IGI Global, p. 154-175, 2012.

<https://doi.org/10.4018/978-1-4666-0291-5.ch009>

GONÇALVES, R. S.; CARVALHO, J. C. M.; RIBEIRO, J.F; SALIM, V. V., Cable-Driven Robot for Upper and Lower Limbs Rehabilitation. **Handbook of Research on Advancements in Robotics and Mechatronics**. 1ed.: IGI Global, p. 284-315, 2015.

<https://doi.org/10.4018/978-1-4666-7387-8.ch011>

GÖTZ, U. et al., A Virtual Reality System for Robot-Assisted Gait Training Based on Game Design Principles, **International Conference on Virtual Rehabilitation**, Rehab Week Zurich, ETH Zurich Science City, Switzerland, 2011.

<https://doi.org/10.1109/ICVR.2011.5971827>

HESSE, S.; SCHULTE-TIGGES, G.; KONRAD, M.; et al. Robot-assisted arm trainer for the passive and active practice of bilateral forearm and wrist movements in hemiparetic subjects. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 84, n. 6, p. 915–20, 2003.

[https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(02\)04954-7](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(02)04954-7)

HESSE, S.; WERNER, C.; POHL, M.; et al. Computerized Arm Training Improves the Motor Control of the Severely Affected Arm After Stroke. **Stroke**, v. 36, n. 9, p. 1960–1966, 2005.
<https://doi.org/10.1161/01.STR.0000177865.37334.ce>

HESSE, S; SCHMIDT, H; WERNER, C; et al. A new mechanical arm trainer to intensify the upper limb rehabilitation of severely affected patients after stroke: design, concept and first case series. **Europa medicophysica**, v. 43, n. 4, p. 463–8, 2007.
<https://doi.org/10.2340/16501977-0517>

HESSE, S; WERNER, C; POHL, M; et al. Mechanical Arm Trainer for the Treatment of the Severely Affected Arm After a Stroke. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 87, n. 10, p. 779–788, 2008.
<https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e318186b4bc>

HIDLER, J. et al. Multicenter randomized clinical trial evaluating the effectiveness of the Lokomat in subacute stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, SAGE Publications, vol.23, n.1, p.5-13, 2009.
<https://doi.org/10.1177/1545968308326632>

HOCOMA, Armeo[®] Therapy Concept. Disponível em:
 <https://products.iisartonline.org/products/24/marketing/BRO_Armeo_Therapy_Concept_130225_en.pdf>. Acesso em: 15 jan. 2019.

HOGAN, N. Impedance control: an approach to manipulation. **Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control**, ASME, vol.107 (Parts 1-3), n.1, p. 1-24. 1985a.
<https://doi.org/10.23919/ACC.1984.4788393>

HOGAN, N. The mechanics of multi-joint posture and movement control. **Biological Cybernetics**, p. 315-331. 1985b.
<https://doi.org/10.1007/BF00355754>

HOGAN, N. et al. MIT-MANUS: a workstation for manual therapy and training. I. In: International Work shop on Robot and Human Communication, 1. Tokyo. **Proceedings...**, Tokyo: IEEE, p. 161-165,1992.
<https://doi.org/10.1109/ROMAN.1992.253895>

IBARRA, J. C. P., **Controle de Impedância Adaptativo aplicado à Reabilitação Robótica do Tornozelo**. Dissertação de mestrado., Universidade de São Paulo, São Paulo, 2014.

IJSSELSTEIJN, W. A.; DE KORT, Y. A. W.; POELS, K. **The Game Experience Questionnaire**. Eindhoven: Technische Universiteit Eindhoven. 2013. Disponível em: <https://pure.tue.nl/ws/files/21666907/Game_Experience_Questionnaire_English.pdf>

Acesso em 26 dez. 2018.

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

INMOTION, InMotion ARM™ Interactive Therapy System - **Bionik Labs**. Disponível em: <<http://bionikusa.com/healthcarereform/upper-extremity-rehabilitation/inmotion2-arm/>>.

Acesso em 26 dez. 2018a

INMOTION, InMotion ARM™ Objective Outcome Measures - **Bionik Labs**. Disponível em: <<http://bionikusa.com/clinicalguidelines/objective-outcome-measures/>>. Acesso em 26 dez. 2018b.

JEZERNIK, S. et al. Robotic orthosis lokomat: A rehabilitation and research tool. **Neuromodulation: Technology at the Neural Interface**, Wiley Online Library, vol.6, n.2, p. 108-115, 2003.

<https://doi.org/10.1046/j.1525-1403.2003.03017.x>

JEZERNIK, S.; COLOMBO, G.; MORARI, M. Automatic gait-pattern adaptation algorithms for rehabilitation with a 4-DOF robotic orthosis. **IEEE Transactions on Robotics and Automation**, IEEE, vol.20, n.3, p. 574-582, 2004.

<https://doi.org/10.1109/TRA.2004.825515>

JOHNSON, M.J.; VANDERLOOS, H.F.M.; BURGAR, C.G.; et al. Experimental Results Using Force-Feedback Cueing in Robot-Assisted Stroke Therapy. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 13, n. 3, p. 335–348, 2005.

<https://doi.org/10.1109/TNSRE.2005.850428>

KATZ-LEURER, Michal; SENDER, Iris; KEREN, Ofer; et al. The influence of early cycling training on balance in stroke patients at the subacute stage. Results of a preliminary trial. **Clinical Rehabilitation**, v. 20, n. 5, p. 398-405, 2006.

<https://doi.org/10.1191/0269215505cr960oa>

KOTTINK, A. I. R., PRANGE, G. B. KRABBEN, T., RIETMAN, J. S., BUURKE, J. H. Gaming and Conventional Exercises for Improvement of Arm Function After Stroke: A

Randomized Controlled Pilot Study. **Games for Health Journal: Research, Development, and Clinical Applications**. Vol. 3, Number 3, 2014.

<https://doi.org/10.1089/g4h.2014.0026>

KRABBEN, T., PRANGE, G. B., MOLIER, B. I. STIENEN, A. H. A., JANNINK, M. J. A., BUURKE J. H.; Rietman, J. S., Influence of gravity compensation training on synergistic movement patterns of the upper extremity after stroke, a pilot study, **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, 9:44, 2012.

<https://doi.org/10.1186/1743-0003-9-44>

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

<https://doi.org/10.1023/A:1024494031121>

LANG, C. E. et al. Dose response of task-specific upper limb training in people at least 6 months poststroke: A phase II, single-blind, randomized, controlled trial. **Annals of Neurology**, v. 80, n. 3, p. 342–354, set. 2016.

<https://doi.org/10.1002/ana.24734>

LIEPERT J., UHDE I., GRF S., LEIDNER O., Weiller C., Motor cortex plasticity during forced-use therapy in stroke patients: a preliminary study, **Journal of Neurology**, vol. 248, pp. 315–321, 2001.

<https://doi.org/10.1007/s004150170207>

LOTZE, M. et al. Motor learning elicited by voluntary drive. **Brain**, Oxford University Press, vol.126, n.4, p. 866-872, 2003.

<https://doi.org/10.1093/brain/awg079>

LUM, P. S., REINKENSMEYER, D. J., LEHMAN, S. L. Robotic assist devices for bimanual physical therapy: preliminary experiments. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, vol.1, n.3, p. 185-91., 1993.

<https://doi.org/10.1109/86.279267>

LUM, Peter S.; LEHMAN, Steven L.; REINKENSMEYER, David J. The Bimanual Lifting Rehabilitator: An Adaptive Machine for Therapy of Stroke Patients. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 3, n. 2, p. 166–174, 1995.

<https://doi.org/10.1109/86.392371>

LUM, P. S. et al. Robotic devices for movement therapy after stroke: current status and challenges to clinical acceptance. **Topics in Stroke Rehabilitation**, Thomas Land, vol.8, n.4, p. 40-53. 2002.

<https://doi.org/10.1310/9KFM-KF81-P9A4-5WW0>

MALABET, H. G., ROBLES, Rafael Alvarez and Kyle B. Reed, “Symmetric Motions for Bimanual Rehabilitation”, **The 2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems**, October 18-22, Taipei, Taiwan, 2010.

<https://doi.org/10.1109/IROS.2010.5651239>

MAO, Y. et al. Human Movement Training with a Cable Driven ARm EXoskeleton (CAREX). **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, vol. 23, No. 1, January 2015.

<https://doi.org/10.1109/TNSRE.2014.2329018>

MASIERO, S.; CELIA, A.; ARMANI, M. et al. Robot-aided intensive training in post-stroke recovery. **Aging Clinical and Experimental Research**, v. 18, n. 3, p. 261–265, 2006.

<https://doi.org/10.1007/BF03324658>

MASIERO, S., ARMANI, M., ROSATI, G., Upper-limb robot-assisted therapy in rehabilitation of acute stroke patients: Focused review and results of new randomized controlled trial, **Journal of Rehabilitation Research & Development**, Volume 48, Number 4, Pages 355–366, 2011.

<https://doi.org/10.1682/JRRD.2010.04.0063>

MASSIE, C. L. et al. A Clinically Relevant Method of Analyzing Continuous Change in Robotic Upper Extremity Chronic Stroke Rehabilitation. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 30, n. 8, p. 703–712, 10 set. 2016.

<https://doi.org/10.1177/1545968315620301>

MATLAB, Site Matlab Support Package. Disponível em: <https://www.mathworks.com/help/supportpkg/arduinoio>. Acesso em 28 out. 2017.

MAYR, A. et al. Early robot-assisted gait retraining in non-ambulatory patients with stroke: a single blind randomized controlled trial. **European journal of physical and rehabilitation medicine**, v. 54, n. 6, p. 819–826, Dez. 2018.

<https://doi.org/10.23736/S1973-9087.18.04832-3>

MCAMIS, S. H. L.; REED, K. B. Simultaneous perception of forces and motions using bimanual interactions. **IEEE Transactions on Haptics**, v. 5, n. 3, p. 220–230, 2012. <https://doi.org/10.1109/TOH.2012.39>

MCAMIS, S. H. L, Tampa, FL (US). **Compliant Bimanual Rehabilitation Device and Method of Use Thereof**. US 9,265,685 B1. 23 fev 2016.

MEYER-HEIM, A., REIFFER, C., BORGGRAEFE, I., **Robot-assisted gait training for children with central motor disorders**, Hocoma, 2007. Disponível em: <<http://myexs.ru/wp-content/uploads/2011/12/Robot-assisted-gait-training-for-children-with-central-motor-disorders.pdf>> Acesso em 26 dez. 2018.

MORETTI, C.B., ANDRADE, K.O., CAURIN, G.A.P, Physiotherapy Support Web-Based System for Rehabilitation Robotics: An Initial Architecture. **ABCM Symposium Series in Mechatronics** - Vol. 6. Part I - International Congress. Section IV – Robotics, 2014.

NIJENHUIS, S. M., PRANGE, G. B. AMIRABDOLLAHIAN, F. S. P; et al. Feasibility study into self-administered training at home using an arm and hand device with motivational gaming environment in chronic stroke. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, 12:89, 2015.

<https://doi.org/10.1186/s12984-015-0080-y>

ORTOMETRIX, Tailwind™ system, **Orthometrix**, Inc., Disponível em: <<https://backend.otcmarkets.com/otcapi/company/financial-report/134371/content>>. Acesso em: 15 jan 2019.

PEDRO, L.M., CAURIN, G. A. P., Kinect evaluation for human body movement analysis. In: **Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)**., p. 1856-1861., 2012. <https://doi.org/10.1109/BioRob.2012.6290751>

PLATZ, T., Evidence-based arm rehabilitation - a systematic review of the literature. **Nervenartz**, Vol. 74, nº. 10, pp. 841-849, Out 2003.

<https://doi.org/10.1007/s00115-003-1549-7>

PRANGE, G.B. et al. An explorative Study into Changes in Reach Performance After Gravity Compensation Training in Chronic Stroke Patients. **IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics**, Japan, 2009. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2009.5209537>

PRANGE, G.B. et al. Changes in muscle activation after reach training with gravity compensation in chronic stroke patients. **International Journal of Rehabilitation Research**. 35:234–242, 2012.

<https://doi.org/10.1097/MRR.0b013e328353e3f1>

PRANGE, G.B., KOTTINK, A.I.R., BUURKE, J.H., RIETMAN, J.S. Application of arm support training in sub-acute stroke rehabilitation: first results on effectiveness and user experiences. **IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics**, Seattle, Washington USA, June 24-26, 2013.

<https://doi.org/10.1109/ICORR.2013.6650470>

PRANGE, G. B, KOTTINK, A. I. R., BUURKE, J. H.; et al. The Effect of Arm Support Combined with Rehabilitation Games on Upper-Extremity Function in Subacute Stroke: A Randomized Controlled Trial. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, Vol. 29, n. 2, p. 174–182, 2015.

<https://doi.org/10.1177/1545968314535985>

PROENÇA, J. P.; QUARESMA, C.; VIEIRA, P. Serious games for upper limb rehabilitation: a systematic review. **Disability and Rehabilitation: Assistive Technology**, v. 13, n. 1, p. 95–100, 2018.

<https://doi.org/10.1080/17483107.2017.1290702>

REHA-STIM, Bi-Manu-Track. **Site da Reha-Stim**. Disponível em: <https://reha-stim.com/product/bi-manu-track/>. Acesso em 27 dez. 2018a.

REHA-STIM, Reha-Slide. **Site da Reha-Stim**. Disponível em: <https://reha-stim.com/product/reha-slide/>. Acesso em 27 dez. 2018b.

REINKENSMEYER, D. J.; WOLBRECHT, E. T.; CHAN, V.; et al. Comparison of three-dimensional, assist-as-needed robotic arm/hand movement training provided with pneu-wrex to conventional tabletop therapy after chronic stroke. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 91, n. 11 SUPPL.3, p. 232–241, 2012.

<https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e31826bce79>

RICHARDS, L. G; SENESAC, C. R; DAVIS, S. B; et al. Bilateral Arm Training with Rhythmic Auditory Cueing in Chronic Stroke: Not Always Efficacious. **Neurorehabilitation and Neural Repair, The American Society of Neurorehabilitation**, 22(2), 2008.

<https://doi.org/10.1177/1545968307305355>

RIENER, R. et al. Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: 1st experimental results. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, IEEE, vol.13, n.3, p. 380-394. 2005.

<https://doi.org/10.1109/TNSRE.2005.848628>

ROSATI, G; GALLINA, P; MASIERO, S; et al. Design of a new 5 d.o.f. wire-based robot for rehabilitation, **Proceedings - 9th International Conference on Rehabilitation Robotics ICORR**. p. 430–433, 2005.

<https://doi.org/10.1109/ICORR.2005.1501135>

ROSATI, Giulio; GALLINA, Paolo; MASIERO, Stefano. Design, Implementation and Clinical Tests of a Wire-Based Robot for Neurorehabilitation: **Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, IEEE Transactions on. **Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, IEEE Transactions on, v. 15, n. 4, p. 560–569, 2007.

<https://doi.org/10.1109/TNSRE.2007.908560>

ROY, A.; FORRESTER, L. W.; MACKO, R. F. Short-term ankle motor performance with ankle robotics training in chronic hemiparetic stroke. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, US Department of Veterans Affairs RR&D, vol.48, n.4, p. 417-29. 2011.

<https://doi.org/10.1682/JRRD.2010.04.0078>

SANCHEZ JR, R. J. et al. A pneumatic robot for re-training arm movement after stroke: Rationale and mechanical design. In: **International Conference on Rehabilitation Robotics**, 9, 2005. Chicago. Proceedings..., Chicago: IEEE. 2005. p. 500-504.

<https://doi.org/10.1109/ICORR.2005.1501151>

SCHMIDT, R. A., BJORK R. A., New conceptualizations of practice: Common principles in three paradigms suggest new concepts for training, **Psychological Science**, vol. 3, no. 4, pp. 207–217, 1992.

<https://doi.org/10.1111/j.1467-9280.1992.tb00029.x>

SCHMIDT, R. A. et al. **Motor control and learning: a behavioral emphasis**. 6th ed. Human Kinetics Publishers, 2018.

<https://doi.org/10.1111/j.1467-9280.1992.tb00029.x>

STIENEN, A.H.A., EDSKO E.G. HEKMAN, FRANS C.T. VAN DER HELM, GERDIENKE B. PRANGE, MICHIEL J.A. JANNINK, ARTHUR M.M. AALSMA, HERMAN VAN DER

KOOIJ, Freebal: dedicated gravity compensation for the upper extremities, **Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics**, June 12-15, Noordwijk, The Netherlands, 2007.

<https://doi.org/10.1109/ICORR.2007.4428517>

TAPPEINER, L., E. OTTAVIANO, HUSTY, M. L., A Cable-Driven Robot for Upper Limb Rehabilitation Inspired by the Mirror Therapy, **Computational Kinematics, Mechanisms and Machine Science**, v. 50, pp.174-181, Springer, 2018.

https://doi.org/10.1007/978-3-319-60867-9_20

TIMMERMANS A., SEELEN H., WILLMANN R., KINGMA H., Technology-assisted training of arm-hand skills in stroke: concepts on reacquisition of motor control and therapist guidelines for rehabilitation technology design, **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, vol. 6, no. 1, 2009.

<https://doi.org/10.1186/1743-0003-6-1>

TRIOLA, M. F. **Introdução à Estatística**. 7^a ed. Rio de Janeiro. LTC. 1999.

TRLEP, M.; MIHELJ, M.; PUH, M.; et al. Rehabilitation Robot with Patient-Cooperative Control for Bimanual Training of Hemiparetic Subjects. **Advanced Robotics**, v. 25, p. 1949–1968, 2011.

<https://doi.org/10.1163/016918611X588853>

TROMBLY, C. A.; RADOMSKI M. V. **Occupational therapy for physical dysfunction**. 5th Edition. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002.

TYROMOTION, Site da **Tyromotion**. Disponível em: <<http://tyromotion.com/en/products>>. Acesso em: 04 set. 2017

VAN DELDEN, A. E Q; PEPER, C. E.; KWAKKEL, Gert; et al. A systematic review of bilateral upper limb training devices for poststroke rehabilitation. **Stroke Research and Treatment**, 2012.

<https://doi.org/10.1155/2012/972069>

VAN DER LEE, J., SNELS, I., BECKERMAN, H., LANKHORST, G., WAGENAAR, R., e BOUTER, L., Exercise therapy for arm function in stroke patients: a systematic review of randomized controlled trials. **Clin Rehabil**, vol. 15, no. 1, pp. 20-31, Jan 2001.

<https://doi.org/10.1191/026921501677557755>

WHITALL, J; MCCOMBE WALLER, S; SILVER, K H; et al. Repetitive bilateral arm training with rhythmic auditory cueing improves motor function in chronic hemiparetic stroke. **Stroke**, v. 31, n. 10, p. 2390–5, 2000.

<https://doi.org/10.1161/01.STR.31.10.2390>

WHITALL, J.; WALLER, S. M.; SORKIN, J. D; et al. Bilateral and unilateral arm training improve motor function through differing neuroplastic mechanisms: a single-blinded randomized controlled trial. **Neurorehabilitation and neural repair**, v. 25, n. 2, p. 118–29, 2011.

<https://doi.org/10.1177/1545968310380685>

WINSTEIN, C. J. et al. Effect of a Task-Oriented Rehabilitation Program on Upper Extremity Recovery Following Motor Stroke. **JAMA**, v. 315, n. 6, p. 571, 9 fev. 2016.

<https://doi.org/10.1001/jama.2016.0276>

WITTENBERG, G. F. et al. Constraint-Induced Therapy in Stroke: Magnetic-Stimulation Motor Maps and Cerebral Activation, **Neurorehabil Neural Repair**, vol. 17, no. 1, pp. 48–57, 2003.

<https://doi.org/10.1177/0888439002250456>

WOLBRECHT, E. T. et al. Control of a pneumatic orthosis for upper extremity stroke rehabilitation. In: **Annual International Conference of The IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, 28, 2006. New York. Proceedings..., New York: IEEE. 2006. p. 2687-2693.

<https://doi.org/10.1109/IEMBS.2006.259941>

WU, C.; YANG, C.; CHUANG, L.; et al. Effect of Therapist-Based Versus Robot-Assisted Bilateral Arm Training on Motor Control, Functional Performance, and Quality of Life After Chronic Stroke: A Clinical Trial. **Physical Therapy**, v. 92, n. 8, p. 1006–1016, 2012.

<https://doi.org/10.2522/ptj.20110282>

YANAI, N.; YAMAMOTO, M.; MOHRI, A. “Feedback Control for Wire-Suspended Mechanism with Exact Linearization”. 2002. **IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems**, Lausanne, Switzerland, vol. 3, p. 2213–2218, 2002.

<https://doi.org/10.1109/IRDS.2002.1041596>

YANG, C.; LIN, K.; CHEN, H.; et al. Pilot Comparative Study of Unilateral and Bilateral Robot-Assisted Training on Upper-Extremity Performance in Patients with Stroke. **American**

Journal of Occupational Therapy, v. 66, n. 2, p. 198–206, 2012.
<https://doi.org/10.5014/ajot.2012.003103>

ZAREBIDOKI, M; LOTFAVAR, A.; FAHHAM, H. R. “Dynamic Modeling and Adaptive Control of a Cable Suspended Robot”. 2011. **World Congress on Engineering 2011**, vol. 3, London, UK, Jul. 6–8, 2011.

ZHANG, M.; CLAIRE, D. T.; XIE, S. Effectiveness of robot-assisted therapy on ankle rehabilitation a systematic review. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, BioMed Central, vol.10, n.1. 2013.

<https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-30>

ZYDA, M. From visual simulation to virtual reality to games. **USC Information Sciences Institute**, v. 38, n. 9, p. 25–32, 2005.
<https://doi.org/10.1109/MC.2005.297>

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

Pressão/Tensão

7. **Eu me senti nervoso ao realizar esta atividade**

_____ 1 2 3 4 5 6 7 _____

discordo totalmente concordo totalmente

8. **Fiquei muito relaxado ao fazer esta atividade**

_____ 1 2 3 4 5 6 7 _____

discordo totalmente concordo totalmente

Escolha Percebida

9. **Eu fiz essa atividade porque eu queria.**

_____ 1 2 3 4 5 6 7 _____

discordo totalmente concordo totalmente

10. **Senti que não era minha própria escolha fazer essa atividade.**

_____ 1 2 3 4 5 6 7 _____

discordo totalmente concordo totalmente

Valor/Utilidade

11. **Eu acho que fazer essa atividade poderia me ajudar a melhorar meus movimentos.**

_____ 1 2 3 4 5 6 7 _____

discordo totalmente concordo totalmente

12. **Eu estaria disposto a fazer isso novamente porque tem algum valor para mim**

_____ 1 2 3 4 5 6 7 _____

discordo totalmente concordo totalmente

Relacionamento/Confiança

13. **Senti como se eu realmente pudesse confiar neste dispositivo.**

_____ 1 2 3 4 5 6 7 _____

discordo totalmente concordo totalmente

14. **Gostaria de interagir com este dispositivo com mais frequência.**

_____ 1 2 3 4 5 6 7 _____

discordo totalmente 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 “**Controle de força-impedância em estruturas robóticas para reabilitação das articulações do corpo humano**”, sob a responsabilidade dos pesquisadores Prof. Dr. Rogério Sales Gonçalves, UFU, Prof^a. Dr^a. Camilla Zamfolini Hallal, Thiago Alves, UFU, Matheus Chaves D’Carvalho, UFU. Nesta pesquisa nós estamos buscando desenvolver um sistema de controle de força-impedância que será utilizado em uma estrutura robótica para reabilitação das articulações do corpo-humano. O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido será obtido pelo pesquisador Thiago Alves 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 das articulações do corpo humano. 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 sempre inferior a 1 (uma) hora. 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 20.....

Assinatura do(s) pesquisador(es)

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

Assinatura do participante da pesquisa

Rubrica do Participante da pesquisa

Rubrica do Pesquisador