THIAGO ALVES

DESENVOLVIMENTO DA ESTRUTURA ROBÓTICA ATUADA POR CABOS COM UM SISTEMA DE MEDIÇÃO DE COMPENSAÇÃO PARA REABILITAÇÃO BIMANUAL E COGNITIVA DO AVC.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

Uberlândia - MG
2023

THIAGO ALVES

DESENVOLVIMENTO DA ESTRUTURA ROBÓTICA ATUADA POR CABOS COM UM SISTEMA DE MEDIÇÃO DE COMPENSAÇÃO PARA REABILITAÇÃO BIMANUAL E COGNITIVA DO AVC

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

Área de concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações.

Orientador: Prof. Dr. Rogério Sales Gonçalves

Uberlândia – MG
2023

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

A474 Alves, Thiago, 1990-
2023 Desenvolvimento da Estrutura Robótica Atuada por Cabos com um Sistema de Medição de Compensação para Reabilitação Bimanual e Cognitiva do AVC [recurso eletrônico] / Thiago Alves. - 2023.

Orientador: Rogério Sales Gonçalves.
Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Mecânica.
Modo de acesso: Internet.
Disponível em: http://doi.org/10.14393/ufu.te.2023.479
Inclui bibliografia.
Inclui ilustrações.

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

CDU: 621

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:
Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074

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.posmecanicaufu.com.br - secposmec@mecanica.ufu.br

ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Mecânica				
Defesa de:	Tese de Doutorado Acadêmico, nº 364, PPGEM				
Data:	14/08/2023	Hora de início:	09:00	Hora de encerramento:	11:50
Matrícula do Discente:	11913EMC019				
Nome do Discente:	Thiago Alves				
Título do Trabalho:	DESENVOLVIMENTO DA ESTRUTURA ROBÓTICA ATUADA POR CABOS COM UM SISTEMA DE MEDIÇÃO DE COMPENSAÇÃO PARA REABILITAÇÃO BIMANUAL E COGNITIVA DO AVC				
Área de concentração:	Mecânica dos Sólidos e Vibrações				
Linha de pesquisa:	Engenharia Biomecânica				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	"Dispositivos Robóticos para Reabilitação do Corpo Humano"				

Reuniu-se por meio de videoconferência a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, assim composta: Professores Doutores: Aldemir Aparecido Cavalini Júnior - FEMEC/UFU; Cleudmar Amaral de Araújo - FEMEC/UFU; Luciane Aparecida Pascucci Sande de Souza - UFTM; Adriano Almeida Gonçalves Siqueira - EESC/USP; e Rogério Sales Gonçalves - FEMEC/UFU, orientador do candidato.

Iniciando os trabalhos, o presidente da mesa, Dr. Rogério Sales Gonçalves, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato, 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 arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

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

Aprovado.

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

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

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

Documento assinado eletronicamente por **ADRIANO ALMEIDA GONCALVES SIQUEIRA**, **Usuário Externo**, em 14/08/2023, às 11:52, 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 **Rogerio Sales Gonçalves**, **Professor(a) do Magistério Superior**, em 14/08/2023, às 12:00, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015.

Documento assinado eletronicamente por **Cleudmar Amaral de Araujo**, **Professor(a) do Magistério Superior**, em 14/08/2023, às 12:01, 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 **Aldemir Aparecido Cavalini Junior**, **Professor(a) do Magistério Superior**, em 14/08/2023, às 12:05, 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 **Luciane Aparecida Pascucci Sande de Souza**, **Usuário Externo**, em 15/08/2023, às 15:13, 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 **4663613** e o código CRC **5A1EFCEC**.

Referência: Processo nº 23117.051359/2023-38 SEI nº 4663613

AGRADECIMENTOS

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

Ao Júnior Alves, por todo o apoio fornecido e auxílio durante o desenvolvimento deste e demais trabalhos.

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

Às fisioterapeutas Isabelle Andrade e Andréia Machado pela participação durante todo o desenvolvimento deste projeto, desde o teste com os protótipos até e realização dos testes clínicos com os participantes saudáveis e pacientes pós-AVC.

À fisioterapeuta Jadiane Dionisio da clínica de fisioterapia da UFU por todo o auxílio fornecido durante os testes clínicos com pacientes pós-AVC.

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 dos componentes mecânicos para o dispositivo robótico.

Ao CNPq pelo apoio financeiro para desenvolvimento deste projeto. A CAPES e FAPEMIG pelo apoio financeiro parcial para o desenvolvimento deste projeto.

ALVES, T., **Desenvolvimento da Estrutura Robótica Atuada por Cabos com um Sistema de Medição de Compensação para Reabilitação Bimanual e Cognitiva do AVC**, 2023. 275 f. Tese de Doutorado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

RESUMO

Apesar das estratégias contemporâneas de reabilitação, o AVC continua sendo a principal causa de incapacidade entre adultos deixando um número significativo de indivíduos com déficits motores e cognitivos como perda da função e memória. A recuperação funcional do AVC se baseia no mecanismo da neuroplasticidade, em que outra parte do cérebro assume funções das áreas danificadas. A utilização de dispositivos robóticos bimanuais estimula a ativação hemisférica promovendo um ambiente neuroplástico e contribuindo para a recuperação motora e funcional. Assim, nesta tese foram desenvolvidos um dispositivo robótico atuado por cabos e vários jogos sérios para serem aplicados na reabilitação bimanual e cognitiva (memória) do AVC. Um sistema de medição de compensação com seis sensores inerciais foi desenvolvido para distinguir a recuperação motora de ajustes posturais/compensações. Os resultados das validações apontaram a acurácia dos dispositivos e sensores desenvolvidos compatíveis com as amplitudes das compensações. Dois *softwares* desenvolvidos (*BiEval* e *CADS*) avaliam o desempenho e progresso do paciente com base em parâmetros mensuráveis. Dez participantes saudáveis e dois grupos de AVC (10 e 3 pacientes) realizaram exercícios bimanuais com o jogo *MineCart* e/ou exercícios de alcance com o jogo *Color4Memory* totalizando 30 minutos. Um IMI foi aplicado em ambos os grupos resultando em alto grau de aprovação, competência e relaxamento durante os testes. Houve uma melhora significativa ($p < 0,05$) em vários parâmetros de desempenho durante a terapia bimanual com o jogo *MineCart*. Durante os testes de alcance com o jogo *Color4Memory*, os pacientes passaram a dar maior preferência ao membro superior afetado para realizar o movimento. Além disso, foi verificado melhora em todos os parâmetros do jogo, representados pela melhoria na pontuação ponderada ($p < 0,05$). Adicionalmente, houve uma melhora nas escalas clínicas FM (51,7 para 63,0) e *MAL* quantitativa/qualitativa (62%/66%) aplicadas ao segundo grupo de AVC.

Palavras-Chave: AVC; reabilitação; dispositivo robótico atuado por cabos; bimanual; jogos sérios; reabilitação cognitiva; memória; medição de compensação.

ALVES, T., ***Development of a Cable-Driven Robot with a Compensation Measurement System for Bimanual and Cognitive Rehabilitation of Stroke****, 2023. 275 p. Ph.D. Thesis, Federal University of Uberlândia, Uberlândia.*

ABSTRACT

Despite contemporary rehabilitation strategies, stroke remains the leading cause of disability in adults worldwide, leaving a significant number of individuals with motor and cognitive deficits such as function and memory loss. Functional recovery after stroke is based on the neuroplasticity mechanism, in which another part of the brain assumes functions of the damaged areas. The use of bimanual robotic devices stimulates hemispheric activation, promoting a more neuroplastic environment and contributing to motor and functional recovery. Thus, in this thesis, a cable-driven robot and several serious games were developed to be applied in bimanual and cognitive (memory) rehabilitation of stroke. A compensation measurement system with six inertial sensors was developed to distinguish motor recovery from postural adjustments/compensations. The validation results indicated the accuracy of the developed devices and sensors compatible with the compensations amplitudes. Two developed software programs (BiEval and CADS) evaluate the patient's performance and progress based on quantifiable measures. Ten healthy volunteers and two stroke groups (10 and 3 patients) received bimanual exercises with the MineCart game and/or reaching exercises with the Color4Memory game, total of 30 minutes. An IMI was applied to both groups and indicated positive ratings in the dimensions: high interest, high competence, and low pressure. There was a significant improvement ($p < 0.05$) in several performance parameters during bimanual therapy with the MineCart game. During the reach tests with the Color4Memory game, patients started to give greater preference to the more affected upper extremity to perform the movement. Additionally, improvement was observed in all game parameters, as represented by an improvement in weighted score ($p < 0.05$). Furthermore, there was an improvement in clinical scales FM (51.7 to 63.0) and quantitative/qualitative MAL (62%/66%) applied to the second stroke group.

Keywords: stroke; rehabilitation; cable-driven robot; bimanual; serious games; cognitive rehabilitation; memory; compensation measurement.

Lista de Figuras

Figura 1 - Sinal BOLD durante os movimentos da (a) mão não afetada e da (b) mão afetada em paciente pós-AVC do lado esquerdo (GREFKES et al., 2008). 16

Figura 2 - Ressonância magnética por difusão de água em um paciente com AVC agudo: DWI à esquerda e angiograma à direita (LE BIHAN, 2014). 17

Figura 3 - Imagens de fMRI antes e depois da intervenção durante o movimento do braço parético (LUFT et al., 2004). 20

Figura 4 - Divisão do corpo humano (Adaptado de ANDRADE FILHO & PEREIRA, 2015). 24

Figura 5 - Esquemas de referência do corpo humano: (a) planos e eixos anatômicos do corpo; (b) sistema de coordenadas cartesianas. 25

Figura 6 - Principais movimentos do membro superior. 26

Figura 7 - Medições de flexão-extensão do ombro (modelo CAD): (a) limite superior; (b) limite inferior (CARBONE et al., 2017). 30

Figura 8 - Medidas de abdução-adução do ombro (modelo CAD): (a) limite superior; (b) limite inferior (CARBONE et al., 2017). 30

Figura 9 - Medidas de flexão do cotovelo (modelo CAD): limites superiores e inferiores (CARBONE et al., 2017). 30

Figura 10 - Medidas de pronação-supinação do antebraço: (a) posição inicial; b) limite superior; c) limite inferior (CARBONE et a., 2017). 31

Figura 11 - medições de flexão-extensão do punho (CARBONE et a., 2017). 31

Figura 12 – Exemplo de círculos desenhados antes (Pré) e após (Pós) treinamento. (Adaptado de KRABBEN et al., 2012). 32

Figura 13 - Protocolo de avaliação clínica de desenho circular. (a) Admissão do paciente; (b) Alta do paciente (INMOTION, 2021). 33

Figura 14 - Avaliação com o objetivo de alcançar um alvo a distâncias radialmente proporcionais: (a) admissão do paciente; (b) alta do paciente (INMOTION, 2021) 34

Figura 15 – Representação dos ângulos de compensação: (a) inclinação para frente (α), (b) rotação do tronco (β) e (c) elevação do ombro (γ) (Adaptado de CAI et al., 2020). 54

Figura 16 - Sistema *HumanTrak*. (a) Sensores inerciais. (b) *Microsoft Kinect* (v2) acima da tela de televisão e conectado a um laptop (Adaptado de BESHARA et al. 2020). .. 60

Figura 17 - Interface HumanTrak mostrando o modelo cinemático de corpo inteiro (Adaptado de BESHARA et al. 2020). 60

Figura 18 – Representação do funcionamento do *Bluetooth Low Energy* (traduzido e adaptado de BLE, 2021). 61

Figura 19 – Sistema vestível de sensores inerciais: (a) configuração do sistema; (b) definição da estrutura anatômica por segmento (SCHWARZ et al., 2020). 65

Figura 20 – Jogo para treinamento de comer com talheres reais e jaqueta com sensores de movimentos para *feedback* em relação à postura (DELBRESSINE et al., 2012). 67

Figura 21 - Cadeira de detecção modificada: (a) visão da estrutura; (b) posição dos elementos de detecção (Adaptado de Du et al., 2019) 69

Figura 22 – Dispositivo atuado por cabos: (a) visão geral e (b) detalhes do módulo. 76

Figura 23 - Estrutura robótica atuada por 2 cabos mostrando exemplos de trajetórias possíveis: (a) simetria visual espacial, (b) mesmo sentido defasados e (c) sentidos contrários. 77

Figura 24 - Estrutura robótica atuada por dois cabos: (a) configuração para trajetória planar; (b) protótipo em uso (simulação). 78

Figura 25 - Configuração bimanual da estrutura robótica atuada por cabos: (a) GDL de rotação em torno de z e translação em y; (b) protótipo em uso (simulação). 79

Figura 26 - GDLs do robô bimanual: (a) posição inicial, (b) movimento subida, (c) movimento descida, (d) rotação horária, (e) rotação anti-horária. 80

Figura 27 – Esquema de estrutura robótica atuada por cabos do tipo (a) “sub-restrito” e (b) “totalmente restrito”. 81

Figura 28 – Modelagem matemática da trajetória planar: (a) modelo computacional e (b) esquemático com as variáveis matemáticas. 83

Figura 29 - Trajetória circular: (a) espaço de trabalho e exemplo de trajetória circular; (b) esquemático para obtenção do modelo matemático. 84

Figura 30 - Trajetórias poligonais com (a) $N = 3$, (b) $N = 4$ e (c) $N = 5$ pontos de discretização 85

Figura 31 – Trajetória poligonal com N = 4 e ângulo de rotação (a) $\alpha = 0$ e (b) $\alpha = \pi/4$. 86

Figura 32 – Configuração bimanual: (a) componentes de força atuando na plataforma móvel, (b) principais componentes dos vetores de força (M: motores, τ: torque dos motores, T: tração dos cabos), (c) faixa de capacidade de força. 87

Figura 33 - Estrutura robótica na configuração bimanual: (a) modelo computacional simplificado e (b) esquemático para a modelagem matemática com orientação θ e altura h.. 88

Figura 34 - Tela do Jogo MineCart. 92

Figura 35 - Tela do jogo *MineCart* mostrando as posições: (a) centro, (b) direita e (c) esquerda. 93

Figura 36 - Mapa de regiões de forças combinadas ($Fdir$ e $Fesq$) com as restrições e seus efeitos para os movimentos bimanuais de rotação e translação para o jogo *MineCart.*... 94

Figura 37 – Exemplos de mapas de força mostrando a distribuição de ativação para: 95

Figura 38 - Representação da diferença de forças para movimento de: (a) rotação horária e 95

Figura 39 – 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 97

Figura 40 - 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 97

Figura 41 – Tela principal do jogo *Round Pizza* para treinamento do movimento circular. 99

Figura 42 - Tela principal do jogo *Memory Fruit* para treinamento combinado da função motora e cognitiva. 101

Figura 43 – Tela principal do jogo *Memory Fruit* com dificuldade aumentada devido ao número de cartas. 102

Figura 44 – Tela principal do jogo *Memory Fruit* com dificuldade aumentada devido à similaridade nas cores do conteúdo das cartas. 102

Figura 45 – Prancha de seleção utilizada em terapias de reabilitação do AVC. 103

Figura 46 – Imagem da tela do software do jogo *Color4Memory.* 104

Figura 47 – Exemplo de diferentes níveis do jogo *Color4Memory.* 105

Figura 48 – Exemplos de diferentes variações do nível 5 do jogo Color4Memory. 106

Figura 49 – Primeira versão do *CADS*: (a) visão geral mostrando detalhe da tampa deslizante; (b) vista superior mostrando os compartimentos dos componentes e (c) caixa em 3D vazia. 111

Figura 50 - Comparativo do projeto das caixas para impressão 3D entre a $V1$ e $V2$ do *CADS.* 113

Figura 51 – Projeto da caixa do *CADS* V2 mostrando detalhes das aberturas para ventilação, alças laterais para fixação e tampa deslizante removível. 113

Figura 52 – Peça projetada para impressão 3D para conexão no flange e realização dos testes de validação do *CADS* com o robô industrial. 114

Figura 53 – Esquema do posicionamento dos sensores do sistema de avaliação e detecção de compensação *CADS* nos participantes. 115

Figura 54 – Faixa elástica Miotec para (a) fixação no ombro e/ou braço e (b) fixação no esterno/lombar (faixa maior) e (c) adesivos do sistema de mapeamento dos sensores. 116

Figura 55 – Interface do *software Sensor Explorer* desenvolvido no Matlab App Designer para verificação do status e aquisição de dados dos sensores. 117

Figura 56 - Interface do *software Sensor Explorer* indicando falha na conexão do sensor $S2$ posicionado no ombro esquerdo. 118

Figura 57 – Fluxograma da técnica de aquisição de dados com sincronização dos sensores via string de inicialização. 119

Figura 58 – Exemplo de unwrapping: medidas de orientação obtidas a partir dos dados de IMU com uma faixa de medição de ±180 graus. 124

Figura 59 – Exemplo de detecção dos picos e vales de um sinal previamente segmentado. 125

Figura 60 - Protótipo final desenvolvido: (a) visão geral; (b) detalhe do guidão e jogo *MineCart*. 127

Figura 61 - Conexão dos componentes do dispositivo robótico bimanual. 127

Figura 62 - Dispositivo bimanual mostrando em detalhes a U.C. - Unidade de Controle (vermelho), botão de emergência (verde), botão de ação (azul) e unidade de *feedback* (amarelo). 128

Figura 63 - Validação: (a) aparato experimental; (b) ângulo instantâneo do goniômetro durante a validação. 129

Figura 64 - Exemplo de uma trajetória circular com raio de 15 cm e 20 pontos de discretização: (a) caminho completo (b) comparação com os pontos de controle. 130

Figura 65 - Superfície de resposta da equação preditiva do período e pontos obtidos a partir dos testes experimentais (branco). 132

Figura 66 - Superfície de resposta no plano XZ mostrando o ponto de otimização em m = 1,725 kg ($R = 0{,}05$ m e $R = 0{,}20$ m) 134

Figura 67 - Primeira guia do *software BiEval* 136

Figura 68 - Posição atual e desejada destacando os pontos considerados para cálculo dos intervalos de tempo para um movimento: (a) anti-horário e (b) horário. 138

Figura 69 - Esquema mostrando em detalhes a direção da força, torque produtivo/contra, velocidade angular e os intervalos considerados para cálculo do tempo. . 138

Figura 70 – Exemplo de segmentação do movimento: (a) primeira sessão (instante $I1$) e (b) última sessão ($I2$) do paciente $P1$; (c) participante saudável. 139

Figura 71 – Organização dos cristais dentro do vagão do jogo *MineCart* após o término da 139

Figura 72 - Perfil de força esquerda e direita de: (a) participante sem paresia; (b) participante com lado esquerdo parético. 141

Figura 73 - Guia do software BiEval mostrando a evolução dos parâmetros de desempenho. 144

Figura 74 – Protótipo final do sistema *CADS* mostrando em detalhes os posicionamentos dos sensores: (a) vista frontal e (b) vista posterior. 145

Figura 75 – Protótipo final do sistema *CADS* mostrando em detalhes o posicionamento do sensor (a) S3 no braço direito e (b) sensores do ombro e esterno. 145

Figura 76 – Protótipo da versão do CADS para validação: (a) perspectiva, (b) vista lateral e (c) montagem no robô industrial. 146

Figura 77 – Referências dos eixos e dos movimentos de rotação do robô para validação..... 146

Figura 78 – Validação do ângulo de rotação θx: (a) resultados e (b) *setup* da validação*. 147

Figura 79 – Validação do ângulo de rotação θy: (a) resultados e (b) *setup* da validação*. 147

Figura 80 – Validação do ângulo de rotação θz: (a) resultados e (b) *setup* da validação*. 148

Figura 81 – Comparativo das validações realizadas para a rotação θx para as velocidades: (a) $V1$, (b) $V2$ e (c) $V3$. 149

Figura 82 – Análise das validações comparando as velocidades do robô. 150

Figura 83 – Exemplo de validação para um ângulo de rotação pequeno ($+25^{o}|+35^{o}|-60^{o}$) em torno do eixo z definido (θz). 151

Figura 84 – Tela do *software CADS* mostrando os resultados de todos os eixos do sensor 3 de uma sessão de movimentação. 153

Figura 85 - Tela do *software CADS* mostrando os resultados de todos os sensores de uma sessão de movimentação realizada com um usuário destro e/ou com lado esquerdo afetado. 154

Figura 86 – Segmentação das orientações encontradas no sensor $S3$ em uma sessão de movimentação de alcance de exemplo. 156

Figura 87 – Análise detalhada de uma série comparando o MSD ($S3$) com o MSE ($S4$) exemplificando um paciente com hemiparesia (lado esquerdo afetado). 156

Figura 88 - Análise detalhada de uma única repetição com o sensor $S3$, mostrando a divisão do movimento em alcance, deslocamento e retorno para cálculo do ângulo descritos. 157

Figura 89 - Segmentação dos deslocamentos encontrados no eixo ântero-posterior do sensor $S1$ indicando compensação moderada com o ombro direito. 158

Figura 90 – *Setup* utilizado no primeiro protocolo: dispositivo atuado por cabos na configuração bimanual em conjunto com o jogo *MineCart.* 163

Figura 91 - *Setup* adicional utilizando o sistema *CADS* e jogo de memória *Color4Memory*: 164

Figura 92 - Evolução no 1º protocolo/grupo para um paciente: (a) pontuação e perdas, (b) Tm e Tr, (c) $Fpesq$, $Fpdir$ e δF, (d) ωm e ωp, e (e) parâmetros de suavidade do movimento Np e Jn. 168

Figura 93 - Evolução dos parâmetros dos pacientes pós-AVC: (a) pontuação e (b) cristais perdidos durante o jogo bimanual MineCart. 170

Figura 94 – Evolução nos parâmetros de tempo para os pacientes pós-AVC: 171

Figura 95 – Evolução nos parâmetros de velocidade:(a) velocidade angular média ωm e 172

Figura 96 – Parâmetros de suavidade do movimento e erro: (a) número de picos Np, (b) jerk normalizado Jn e (c) média quadrática do erro $\theta erroRMS$. *Significância estatística ($p < 0,05$). 173

Figura 97 – Exemplo do perfil de força durante os instantes $a\ I1\ e\ (b)\ I2$ para um paciente com hemiparesia direita ($P1$). 174

Figura 98 - Exemplo de mapa de força durante os instantes $a\ I1\ e\ (b)\ I2$ para o paciente $P1$. 174

Figura 99 – Evolução nos parâmetros de força e torque: (a) forças de pico Fp, (b) simetria de força δF e (c) torque τ (MSNA, MSA e total). 175

Figura 100 – Evolução dos parâmetros do *software BiEval* para o paciente $P1$. 176

Figura 101 – Evolução dos parâmetros do *software BiEval* para o paciente $P2$. 177
Figura 102 – Evolução dos parâmetros do *software BiEval* para o paciente $P3$. 178
Figura 103 – Esquema mostrando o movimento de elevação frontal realizado no teste $T1$: (a) posição inicial e (b) posição final (Adobe Stock, 2023). 180
Figura 104 - Esquema mostrando o movimento de elevação lateral realizado no teste $T2$: (a) posição inicial e (b) posição final (Adobe Stock, 2023). 180
Figura 105 - Esquema mostrando o movimento de rotação lateral realizado no teste $T3$: 181
Figura 106 - Esquema mostrando simulação de torção do tronco realizada no teste $T4$: (a) rotação horária, (b) posição inicial/central e (c) rotação anti-horária (Adobe Stock, 2023). 181
Figura 107 - Esquema mostrando simulação de compensação dos ombros realizada nos testes $T5$: (a) posição inicial e (b) posição final (Adobe Stock, 2023). 182
Figura 108 - Esquema mostrando simulação de inclinação para frente realizada nos testes $T6$: (a) posição inicial, (b) posição final para os testes $T6$ (a) e (c) $T6$ (b) (Adobe Stock, 2023). 183
Figura 109 - Ângulos descritores $\beta 1t$ e $\beta 3t$ do lado direito do teste $T1$. 187
Figura 110 - Ângulo descritor $\beta 4a$ do lado esquerdo do teste $T2$. 187
Figura 111 - Ângulo descritor $\beta 1L$ do lado direito para os testes (a) $T3$ e (b) $T4$, respectivamente. 188
Figura 112 – Deslocamentos compensatórios dos subtestes de $T5$: (a) $\varepsilon 1L$ e (b) $\varepsilon 2a$ (a). 189
Figura 113 - Ângulo descritor $\beta 2a$ do lado esquerdo do teste $T5$ (a). 190
Figura 114 – Teste $T6$ (a) mostrando em detalhes: (a) ângulo descritor $\beta 5t$ e (b) deslocamento compensatório $\varepsilon 5a$. 191
Figura 115 – Deslocamento compensatório $\varepsilon 6a$ mensurado no teste $T6$: (a) sem descolamento e (b) com descolamento da lombar. 192
Figura 116 - Ângulos descritores do teste TA: (a) ombro ($\beta 1L$) e (b) braço ($\beta 3t$ e $\beta 3a$) direitos. 193
Figura 117 – Ângulos descritores para o teste $TG2$ para: (a) ombro ($\beta 1L$) e braço ($\beta 3t$ e $\beta 3a$) direitos; (b) ombro ($\beta 2L$) e braço ($\beta 4t$ e $\beta 4a$) esquerdos. 194
Figura 118 – Comparação do ângulo descritor $\beta 3{,}4a$ entre os testes $TG2$ e $TG3$ para o lado direito (a) e (b); e esquerdo (c) e (d), ambos para o eixo ântero-posterior. 195

Figura 119 – Ângulo descritor $\beta 2a$ demostrando sutil compensação de elevação de ombro realizada por um participante saudável quando utilizando o braço não dominante no $TG3$. 196

Figura 120 – Diagrama de caixas (*boxplot*) da máxima distância alcançada pelos participantes saudáveis durantes o TAF com o jogo *Color4Memory*. 198

Figura 121 – *Boxplot* do tempo gasto por nível durante o jogo *Color4Memory*: (a) tempo médio dos participantes saudáveis; (b) tempo médio segmentado por lado dominante. 199

Figura 122 - *Boxplot* de desempenho dos participantes saudáveis no jogo *Color4Memory*: (a) quantidade de acertos, (b) porcentagem de acertos e (c) pontuação ponderada. 200

Figura 123 – Evolução/comparativo dos ângulos descritores. *Significância estatística ($p < 0,05$). 208

Figura 124 – Evolução dos deslocamentos dos pacientes pós-AVC comparado aos saudáveis. 209

Figura 125 – Metodologia da medição da distância de alcance: (a) vista superior e (b) frontal. 210

Figura 126 – Evolução na distância de alcance média para os pacientes no jogo *Color4Memory*. 210

Figura 127 – Evolução no parâmetro de tempo do jogo *Color4Memory*: (a) comparativo entre os pacientes; (b) exemplo de segmentação por lado afetado para um paciente. 211

Figura 128 – Evolução dos pacientes durante o jogo *Color4Memory*: (a) quantidade de acertos, (b) taxa de acertos (%) e (c) pontuação ponderada. 213

Figura 129 – Evolução dos pacientes pós-AVC nas escalas clínicas: (a) Fugl Meyer, (b) escala quantitativa da *MAL* e (c) escala qualitativa da *MAL*. *Significância estatística ($p<0,05$). 216

Figura 130 - Inventário de Motivação Intrínseca: índices médios individuais obtidos em cada categoria pelos participantes saudáveis. 219

Figura 131 - *GEQ* realizado com os participantes saudáveis. Dados apresentados como contagem de participantes que atribuiu cada nota possível: (1) à (5) em cada categoria. 220

Figura 132 - Inventário de Motivação Intrínseca: índices médios individuais obtidos em cada categoria pelos pacientes pós-AVC. 222

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Resumo das medidas experimentais em termos de faixas de operação (ângulos médios), o erro padrão da média (EP) e desvio padrão (DP) (CARBONE et a., 2017). 31

Tabela 2 – Principais características dos dispositivos atuados por cabos revisados.. 51

Tabela 3 – Métodos de medição de compensação. 71

Tabela 4 – Métodos de medição de compensação revisados nesta tese. 72

Tabela 5 – Características de cada dispositivo periférico. 109

Tabela 6 - Características do dispositivo central 110

Tabela 7 - Limites inferiores e superiores de cada variável. 133

Tabela 8 – Velocidades parametrizadas no robô industrial para a validação. 148

Tabela 9 – Resultados das validações individuais sumarizados por rotação para a média de todas as velocidades. 150

Tabela 10 – Parâmetros de desempenho principais para os participantes saudáveis. 165

Tabela 11 – Evolução dos parâmetros de desempenho para o 1º protocolo dos pacientes pós-AVC comparando a primeira ($I1$) e última sessão ($I2$). *Significância estatística ($p < 0,05$). 167

Tabela 12 - Evolução dos parâmetros de desempenho para o 2º grupo de pacientes pós-AVC comparando a média dos pacientes semana a semana. *Significância estatística ($p < 0,05$). 169

Tabela 13 – Testes realizados com participantes saudáveis. Exemplo para MSD dominante. 185

Tabela 14 - Definição dos ângulos descritores e deslocamentos compensatórios para os testes 186

Tabela 15 - Resumo dos resultados dos participantes saudáveis no jogo *Color4Memory*. 200

Tabela 16 – Evolução dos ângulos descritores e deslocamentos compensatórios para paciente $P1$. 202

Tabela 17 – Evolução dos ângulos descritores e deslocamentos compensatórios para paciente $P2$. 204

Tabela 18 – Evolução dos ângulos descritores e deslocamentos compensatórios para paciente *P*3. 206

Tabela 19 - Resumo dos dados de evolução dos parâmetros do jogo *Color4Memory*. 214

Tabela 20 – Resumo dos resultados das escalas quantitativas e qualitativas da MAL comparando as suas aplicações entre semanas. 216

Tabela 21 - Índices médios obtidos em cada categoria no IMI realizado com participantes saudáveis. *A categoria Pressão é um preditor negativo. 218

Tabela 22 - Índices médios em cada categoria no IMI realizado com pacientes pós-AVC. 221

Lista de Abreviaturas e Siglas

AAH	Assistência Anti-Horária
ADM	Amplitude de Movimento
AH	Assistência Horária
AMA	Associação Médica Americana
ARA	*Action Research Arm* (Ação da Extremidade Superior)
ARAT	*Action Research Arm Test* (Teste da Ação da Extremidade Superior)
AVD	Atividades da Vida Diária
AVC	Acidente Vascular Cerebral
BiEval	*Bimanual Evaluation* (Avaliação Bimanual)
BLE	*Bluetooth Low Energy* (*Bluetooth* de Baixa Energia)
CAAE	Certificado de Apresentação para Apreciação Ética
CADS	*Compensation Assessment and Detection System* (Sistema de Avaliação e Detecção de Compensação)
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
DC	*Direc Current* (Corrente Contínua)
DOF	*Degress of Freedom* (Graus de Liberdade)
EAM	Escala de Ashworth Modificada
ECR	Ensaio Clínico Randomizado
EMG	Eletromiografia
FES	*Functional Electrical Stimulation (Estimulação Elétrica Funcional)*
FM	*Fugl-Meyer*

FMA	*Fugl-Meyer Assessment* (Avaliação Fugl-Meyer)
GDL	Graus de Liberdade
GEQ	*Game Experience Questionnaire* (Questionário de Experiência no Jogo).
IA	Inteligência Artificial
IMI	Inventário de Motivação Intrínseca
IMU	*Inertial Measurement Unit* (Unidade de Medida Inercial)
INPI	Instituto Nacional de Propriedade Industrial
JSS	*Joint Space Symmetry* (Simetria Articular Espacial)
LE	Linha de Espelhamento
MAL	*Motor Activity Log*
MCID	*Minimally Clinically Important Difference* (Mínima Diferença Clinicamente Importante)
MIF	Medida de Independência Funcional
MSA	Membro Superior Afetado
MSD	Membro Superior Direito
MSE	Membro Superior Esquerdo
MSNA	Membro Superior Não Afetado
MSS	Membros Superiores
PMS	*Point Mirror Symmetry* (Simetria Pontualmente Espelhada)
PMW	*Pulse Width Modulation* (Modulação de Largura de Pulso)
PPR	*Pulses per Revolution* (Pulsos por Revolução)
RI	Reabilitação Inteligente
RPM	Rotações Por Minuto
RV	Realidade Virtual
sEMG	*Surface Electromyography* (Eletromiografia de Superfície)

SIS	*Stroke Impact Scale* (Escala de Impacto do AVC)
SULCS	*Stroke Upper Limb Capacity Scale I* (Escala de Capacidade do Membro Superior para AVC)
SUS	*System Usability Scale* (Escala de Usabilidade do Sistema)
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
UC	Unidade de Controle
UFU	Universidade Federal de Uberlândia
UTAUT	*Unified Theory of Acceptance and Use of Technology* (Teoria Unificada de Aceitação e Uso de Tecnologia)
VS	*Visual Symmetry* (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
$F_{máx}$	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
S_i	Sensor de movimento i
β_{i_k}	Ângulo Descritor do Sensor S_i no eixo corporal j
ε_{i_j}	Deslocamento compensatório do Sensor S_i no eixo corporal j
ε_{c_i}	Deslocamento compensatório combinado do ombro no Sensor S_i
I_1	Instante 1 (primeira sessão de reabilitação)
I_2	Instante 2 (última sessão de reabilitação)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 1
1.1 Objetivos Gerais 4
1.2 Objetivos Específicos 5
1.3 Estrutura do Documento 5
1.4 Inovações Propostas na Tese 6
1.5 Produção científica e Resultados 7
1.5.1 Artigos Publicados 7
1.5.2 Apresentações em Congressos e Eventos 7
1.5.3 Premiações/Awards 8
1.5.4 Capítulos de Livro 8
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA 9
2.1 Neuroplasticidade e Reabilitação do AVC 9
2.1.1 O Mecanismo da Neuroplasticidade 12
2.1.2 Modelo de Competição Inter-Hemisférica 14
2.1.3 Técnicas de Neuroimagem 15
2.1.4 Neuroplasticidade Bilateral 19
2.1.5 *Priming* Bilateral 21
2.2 Movimentos do Membro Humano Superior 22
2.2.1 Articulações do Corpo Humano 22
2.2.2 Movimentos do Membro Superior 25
2.2.3 Trajetória Circular 32
2.3 Jogos Sérios para Reabilitação 34
2.3.1 Revisão Biliográfica de Jogos Sérios Aplicados na Reabilitação 36
2.3.2 Requisitos de Jogos Sérios para Reabilitação do AVC 38
2.3.3 Escalas de Avaliação Clínica 42
2.3.4 Tipos de Jogos sérios e seus Efeitos na Recuperação 45
2.3.5 Técnicas de Estimulação/*Feedback* para Jogos Sérios 47
2.3.5.1 Terapia Bimanual com Feedback de Força 47
2.3.5.2 Mirror Therapy 48
2.4 Dispositivos Robóticos Atuados por Cabos para Reabilitação 49
2.5 Sistemas de Medição de Compensação 51
2.5.1 Métodos de Medição da Compensação 52
2.5.2 Tipos de Compensação no Membro Superior 53
2.5.3 Sistemas Inovadores para Medição da Atividade Postural 55
2.5.3.1 Unidades de Medida Inercial 55
2.5.3.2 Fusão de Sensores Inerciais 56
2.5.3.3 Sensor de Captura para Movimentos Kinect 59
2.5.3.4 Bluetooth Low Energy (*BLE*) 61
2.5.4 Revisão dos Sistemas de Compensação Aplicados 64
2.6 Conclusões do Capítulo 72

3 MODELAGEM MATEMÁTICA DA ESTRUTURA ROBÓTICA UNI/BILATERAL ATUADA POR CABOS 75
3.1 Protótipo da Estrutura Robótica Atuada por Cabos 75
3.2 Modelagem Matemática do Dispositivo Atuado por Cabos 80
3.2.1 Modelagem Matemática para Configuração Uni/Bilateral com 1 GDL 81
3.2.2 Modelagem Matemática para Trajetória Planar 82
3.2.3 Modelagem Matemática para Trajetória Circular 83
3.2.4 Modelagem Matemática para Configuração Bimanual com 2 GDL 86
3.3 Simulações de Movimentos de Reabilitação 89
3.4 Conclusões do Capítulo 89
4 JOGOS SÉRIOS PARA REABILITAÇÃO E ESTRATÉGIAS DE CONTROLE DESENVOLVIDOS 91
4.1 *MineCart* e Controle Bimanual 92
4.2 *Round Pizza* 98
4.3 Memory Fruit 100
4.4 Color4Memory 103
5 PROJETO E DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA DE AVALIAÇÃO E DETECÇÃO DE COMPENSAÇÃO 107
5.1 Requisitos de Projeto do Sitema de Avalição de Compensação 107
5.2 Primeira Versão do *CADS* 111
5.3 Segunda Versão do *CADS* 112
5.4 Posicionamento dos sensores do sistema de medição de compensação 115
5.5 *Software Sensor Explorer* para Aquisição de Dados para o *CADS* 117
5.6 Técnica de sincronização para aquisição dos dados 118
5.7 Calibração e Processamento dos dados 121
6 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL E VALIDAÇÕES DO PROTÓTIPO 126
6.1 Protótipo Bimanual Final Desenvolvido 126
6.2 Validação Inicial de repetibilidade 128
6.3 Testes Experimentais com a Trajetória Circular 129
6.3.1 Equação Preditiva para Trajetória Circular 130
6.3.2 Otimização do Modelo da Equação Preditiva para Trajetória Circular 133
6.4 *Software BiEval* para Análise dos Resultados e Acompanhamento 135
6.4.1 Parâmetros de Desempenho 137
6.5 Protótipo do *CADS* e Validação com Robô Industrial 145
6.6 *Software CADS* para Avaliação e Detecção dos Movimentos de Compensação 152
6.7 Ângulos Descritores e Deslocamentos Compensatórios 154
7 RESULTADOS E TESTES CLÍNICOS 160
7.1 Descrição das Etapas dos Testes Clínicos 160
7.1.1 Descrição dos Testes Clínicos com Participantes Saudáveis 161
7.1.2 Descrição dos Testes Clínicos com Pacientes pós-AVC 162
7.2 Resultados do Dispositivo Robótico Bimanual e Jogo *MineCart* 164
7.2.1 Avaliação dos Parâmetros de Desempenho de Participantes Saudáveis 164
7.2.2 Avaliação do Desempenho e Progresso dos Pacientes Pós-AVC 165
7.3 Resultados dos Testes Clínicos com o *CADS* e Jogo *Color4Memory* 179

7.3.1 Testes com Participantes Saudáveis 179
7.3.1.1 Avaliação do Desempenho dos Participantes Saudáveis com o CADS 184
7.3.1.2 Avaliação da Memória dos Participantes Saudáveis no Jogo Color4Memory 197
7.3.2 Testes com Pacientes Pós-AVC 200
7.3.2.1 Avaliação do Desempenho e Progresso dos Pacientes Pós-AVC com o CADS 201
7.3.2.2 Avaliação da Memória e Cognitivo dos Pacientes Pós-AVC no Jogo Color4Memory 210
7.4 Avaliação dos Pacientes Pós-AVC pelas Escalas Clínicas: FM e *MAL*. 214
7.5 Inventário de Motivação Intrínseca e Avaliação de Engajamento 217
7.5.1 Participantes Saudáveis 218
7.5.1.1 IMI aplicado para os Participantes Saudáveis 218
7.5.1.2 GEQ aplicado para os Participantes Saudáveis 220
7.5.2 Pacientes Pós-AVC 220
8 CONCLUSÕES 223
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 227
APÊNDICE A.1 252
APÊNDICE A.2 254
APÊNDICE A.3 255
APÊNDICE A.4 258
APÊNDICE A.5 260
ANEXO I 271
ANEXO II 273

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é a segunda principal causa de mortes no mundo, sendo que aproximadamente 101 milhões de pessoas vivem com as sequelas desta lesão diariamente. Aproximadamente 12,2 milhões AVC acontecem todo ano e uma em cada quatro pessoas com mais de 25 anos sofrem um AVC em algum momento de suas vidas (WSO, 2023). Uma análise de dados constatou ainda que, de 1990 a 2019, o número absoluto de incidentes de AVC aumentou em 70,0% (TSAO et al., 2023).

No Brasil, 99.010 pessoas morreram em decorrência do AVC apenas no ano de 2020 (DATASUS, 2022). De acordo o portal de Transparência do Registro Civil, o número de óbitos por AVC no Brasil foi de 101.965, em 2019 e 102.812 em 2020, números parecidos com os dados oficiais do SUS. De acordo com este mesmo banco de dados, houve 87.518 mortes de brasileiros em decorrência desta doença até outubro de 2022. O número equivale à média de 12 óbitos por hora, ou 307 vítimas fatais por dia, tornando o AVC novamente a principal causa de morte no país. No mesmo período, o infarto, por exemplo, vitimou 81.987 pessoas, e a COVID-19, 59.165 cidadãos (ARPEN Brasil, 2022).

Após o AVC, o paciente pode apresentar fraqueza da musculatura respiratória, distúrbios de deglutição, distúrbios de marcha, deficiência sensorial, espasticidade e deficiências motoras gerais (KIN; JANG, 2021). Além disso, o AVC é um fator de risco na disfunção da memória, que se caracteriza como um dos principais problemas de saúde na

população idosa (HUO et al., 2021). Segundo, Wang et al. (2014) a idade avançada presume o declínio de memória de forma mais acelerada antes e após o evento vascular cerebral, além de contribuir para decréscimos de memória no momento do AVC.

Apesar das estratégias contemporâneas de reabilitação, o AVC continua sendo a principal causa de incapacidade entre adultos e deixa um número significativo de indivíduos com déficits motores e cognitivos como: perda da função, mobilidade limitada, perda de memória e complicações psicossociais, diminuindo sua qualidade de vida (NEIL, 2023). A reabilitação do AVC é um processo que visa prevenir a deterioração da função, aumentar a funcionalidade e auxiliar o paciente a alcançar o mais alto nível possível de independência física, social, psicológica, vocacional e econômica. Este processo almeja a aprendizagem das Atividades da Vida Diária (AVD) novamente como higiene pessoal, banho, uso do banheiro, alimentação e vestir-se. Conforme o paciente progride, a reabilitação trabalha nas atividades instrumentais da vida diária (AIVDs), como limpeza da casa, culinária, condução e gerenciamento de responsabilidades financeiras (NEIL, 2023).

Os avanços contemporâneos no tratamento agudo do AVC têm aumentado as taxas de sobrevivência das vítimas com diferentes graus de incapacidade. O uso de modalidades de tratamento específicas para AVC tem contribuído para a qualidade de vida dos sobreviventes e das suas famílias. A recuperação pós-AVC é um processo biológico e neurológico complexo, com muitos fatores que influenciam na melhoria. Uma meta-análise de 11 ensaios clínicos de 1970 a 2021, com 20.163 pacientes, constatou que terapias intensivas reduziram o risco de recorrência do AVC (TSAO et al., 2023).

Um dos objetivos da reabilitação do AVC é permitir que uma pessoa utilize ambas as mãos nas AVDs, sendo que o “não-uso aprendido” do braço afetado pode ser um obstáculo (TAPPEINER, OTTAVIANO E HUSTY, 2018). No "não-uso aprendido", o indivíduo enfrenta dificuldades ao utilizar o membro superior afetado e desenvolve mecanismos compensatórios que priorizam o uso apenas do membro não afetado. Isso desencadeia a neuroplasticidade mal adaptativa, que busca recuperar a função por meio de mudanças comportamentais (TAKEUCHI e IZUMI, 2013; ROCHA et al., 2017).

A falta de uso é promovida quando o membro não afetado está funcional e inibe o uso do membro afetado resultando na perda da memória sensório-motora e gerando padrões assimétricos e espásticos. Devido às limitações das atividades bimanuais, esses indivíduos preferem usar apenas o membro não afetado, enfrentando dificuldades diárias devido à paralisia

do membro afetado, observando o "não-uso aprendido", característico da plasticidade mal adaptativa após o AVC (TAUB et al. 2006a; 2006b; TAKEUCHI e IZUMI, 2013).

A Terapia de Contenção Induzida (TCI) desempenha um papel importante na inibição da plasticidade negativa (mal adaptativa) em pacientes hemiparéticos, caracterizando-se pela restrição do membro superior não afetado associada a um treinamento intensivo do membro superior parético, para melhorar ou restabelecer a função motora, promovendo movimentos com velocidade, precisão e suavidade adequadas (TAUB et Al., 2013) A TCI envolve a aplicação de técnicas comportamentais para a melhoria de déficits resultantes de diferentes tipos de danos no sistema nervoso central (SNC). A primeira aplicação TCI foi para o déficit motor após um AVC (TAUB et al., 1993), e essa continua sendo a aplicação mais frequente. Sua eficácia foi demonstrada por um Ensaio Clínico Randomizado (ECR) multicêntrico (WOLF et al., 2006).

Ensaios clínicos sugerem que o treinamento de reabilitação com repetições de movimentos do membro debilitado é eficaz na redução das deficiências motoras em indivíduos após o AVC, sendo a intensidade reconhecida como um dos fatores mais importantes na recuperação (LIEPERT et al., 2001; WITTENBERG et al., 2003; LANG et al., 2016; WINSTEIN et al., 2016). Estudos recentes mostram evidências que a TCI em conjunto com a estimulação cerebral não invasiva podem ser utilizadas para combater o fenômeno do “não-uso aprendido” e o desequilíbrio na inibição inter-hemisférica, melhorando todos os resultados e proporcionando benefícios adicionais para a recuperação da função após um AVC pós-intervenção e no acompanhamento (ABDULLAHI et al., 2023).

A reabilitação pós-AVC requer abordagens precoces, intensivas e repetitivas, mas a terapia convencional muitas vezes é monótona e repetitiva, o que pode afetar a motivação e o envolvimento do paciente (STIENEN et al., 2007; BURKE et al., 2009). O uso de tecnologias pode tornar este processo menos metódico e cansativo fazendo com que os pacientes se sintam imersos no tratamento. O uso de dispositivos robóticos torna a terapia mais desafiadora para os pacientes e menos trabalhosa para os terapeutas enquanto oferece eficácia igual ou superior à terapia de reabilitação convencional, quando o nível de intensidade é correspondido (VAN DER LEE et al., 2001; AMO et al., 2007; JOHANSEN et al. 2023; PILA et al. 2023). Adicionalmente, em CHEN et al. (2022) foi avaliada a eficácia da terapia bilateral para treinamento de membros superiores em comparação com terapias unilaterais e convencionais após o AVC. Os resultados indicaram que o treino bilateral apresentou melhorias significativas em relação aos déficits motores, avaliados pelo score *Fugl-Meyer* para membros superiores em

comparação com a terapia convencional, especialmente na fase crônica e com leve paralisia do membro superior. Entretanto, a eficácia da terapia bilateral pode depender da intensidade de treinamento, sendo necessárias intervenções com doses mais elevadas o que pode ser alcançado com a utilização de dispositivos robóticos bilaterais/bimanuais.

Uma abordagem baseada em jogos computacionais, conhecidos como jogos sérios, vem sendo aplicada na reabilitação ao longo dos últimos anos (PROENÇA et al., 2018). Esses jogos oferecem uma experiência imersiva e motivadora, tornando os exercícios mais atraentes e prazerosos para os pacientes, reduzindo a percepção de esforço (BONNECHÈRE, 2018). A reabilitação dos membros superiores utilizando dispositivos robóticos combinados com jogos sérios e realidade virtual (RV) pode ser um tratamento seguro e confiável para ser aplicado em pacientes pós-AVC, sendo capaz de gerar melhorias nas funções musculoesqueléticas e na destreza dos membros superiores (MOULAEI et al., 2023).

No entanto, a falta de investimentos e recursos financeiros, assistência técnica especializada e legislações adequadas dificultam a aquisição desses equipamentos no Brasil, sendo o desenvolvimento de protótipos de baixo custo uma alternativa para suprir essa demanda no mercado atual.

Assim, esta tese propõe o desenvolvimento de uma estrutura robótica atuada por cabos acessível, capaz de realizar movimentos bilaterais e assistir quando necessário pacientes pós-AVC nas sessões de reabilitação, utilizando para isto técnicas e jogos que tornem a terapia menos monótona e que auxilie na parte neuro cognitiva (memória) do paciente. Além disso, a implementação de um sistema de medição de compensação com sensores de movimento permite confirmar a eficiência deste equipamento na melhoria da recuperação funcional dos pacientes distinguindo-a de ajustes posturais.

1.1 Objetivos Gerais

O objetivo desta tese é desenvolver um sistema robótico utilizando uma estrutura atuada por cabos e jogos sérios para reabilitação bimanual e cognitiva. Em paralelo um sistema de medição de compensação será desenvolvido e utilizado durante as terapias com intuito de confirmar a eficácia na recuperação funcional dos pacientes distinguindo-a de ajustes posturais.

1.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos desta tese são:

- Desenvolver uma estrutura robótica atuada por cabos acessível para reabilitação bimanual do AVC;
- Criar técnicas e jogos para estimular os pacientes durante as sessões de reabilitação considerando aspectos cognitivos como melhoria da memória e raciocínio lógico;
- Desenvolver um sistema de medição de compensação com sensores de movimento para analisar a atividade postural do participante durante a reabilitação;
- 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-AVC.

1.3 Estrutura do Documento

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

O Capítulo II apresenta uma revisão bibliográfica abordando vários tópicos relacionados a reabilitação do AVC como: mecanismos da neuroplasticidade, dispositivos robóticos, jogos sérios e sistemas de medição de compensação.

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

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

O Capítulo V apresenta o projeto e desenvolvimento do sistema de avaliação e detecção de compensação com sensores de movimento *CADS*.

O Capítulo VI apresenta o procedimento experimental e os resultados das validações dos protótipos/softwares do dispositivo robótico bimanual e do sistema *CADS.*

O Capítulo VII apresenta os resultados obtidos a partir dos testes clínicos com participantes saudáveis e pós-AVC.

Finalmente, o Capítulo VIII apresenta as conclusões e trabalhos futuros desta tese.

1.4 Inovações Propostas na Tese

- Utilização de um robô atuado por cabos para reabilitação do AVC, uma alternativa aos robôs industriais e exoesqueletos estudada nos últimos anos. Este robô possui uma estrutura leve com pequenas partes móveis e amplo espaço de trabalho. Além disso, é intrinsecamente seguro devido à flexibilidade do cabo permitindo manipulação segura perto de pacientes;
- Utilização de terapia de reabilitação bimanual, onde há o uso de ambas os lados do corpo humano de forma acoplada, permitindo assim o treinamento e recuperação das atividades da vida diária, que são tarefas em sua grande parte tarefas bilaterais difíceis de serem realizadas por pacientes pós-AVC;
- Desenvolvimento e utilização de técnicas e jogos sérios levando em consideração os conceitos de neuroplasticidade e buscando desenvolver, além da função motora, a parte cognitiva (memória). Além disso, utilização de diferentes formas de *feedback* (visual, auditivo e/ou tátil) para incentivar o paciente durante as terapias de reabilitação bimanual;
- Desenvolvimento e utilização de um sistema com sensores de movimento que permitam medir a movimentação e a atividade postural dos pacientes, para avaliar se a melhora nos resultados obtidos com a terapia foi devido a ganhos funcionais/recuperação motora ou devido a ajustes posturais frequentemente utilizados por pacientes com AVC.

1.5 Produção científica e Resultados

Abaixo é apresentado uma síntese das principais produções cientificas e resultados alcançados durante o desenvolvimento desta tese:

1.5.1 Artigos Publicados

Alves, T; et al., 2019. Cable-Driven Robots for Circular Trajectory Exercises in Rehabilitation. *25th ABCM International Congress of Mechanical Engineering October 20-25, 2019, Uberlândia, MG, Brazil*. https://doi.10.26678/ABCM.COBEM2019.COB2019-0903

Alves, T; et al., 2020. Predictive equation for a circular trajectory period in a cable-driven robot for rehabilitation. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering (2020) 42:279*. https://doi.org/10.1007/s40430-020-02309-2

Alves, T; et al., 2021. Quantitative Progress Evaluation of Post-stroke Patients Using a Novel Bimanual Cable-driven Robot. *Frontiers in Robotics and AI*. https://doi.org/10.3389/frobt.2022.739088

Alves, T; et al., 2022. Serious Games Strategies with Cable-Driven Robots for Bimanual Rehabilitation: A Randomized Controlled Trial with Post-Stroke Patients. *Journal of Bionic Engineering*. https://doi.org/10.1007/s42235-021-00102-y

1.5.2 Apresentações em Congressos e Eventos

Alves, T; et al., 2019. Trajetória Planar para Dispositivo Robótico Atuado por Cabos com 2 GDL. POSMEC 2019. Uberlândia, Minas Gerais, Brasil, 2019.

Alves, T; et al., 2019. Cable-Driven Robots for Circular Trajectory Exercises in Rehabilitation. *25th ABCM International Congress of Mechanical Engineering October 20-25, 2019, Uberlândia, MG, Brazil*.

Alves, T; et al., 2021. Serious Games Strategies with Cable-Driven Robots for Rehabilitation Tasks. *International Workshop on New Trends in Medical and Service Robots. Switzerland, Swiss, 2021.*

1.5.3 Premiações/Awards

Alves, T; et al., 2021. Best Research Paper Award for the paper entitled "Serious Games Strategies with Cable-Driven Robots for Rehabilitation Tasks." Presented at the Medical Robotics Week 2021 that has been held in *Switzerland, Swiss* between June 07-11, 2021.

Alves, T; Premiação - 1º lugar no Prêmio ABCM-Embraer de Melhor Dissertação pelo trabalho intitulado "Desenvolvimento da Estrutura Robótica Atuada por Cabos para Reabilitação Bimanual do Corpo Humano".

1.5.4 Capítulos de Livro

Alves, T; et al., 2020. Cable-Driven Robots in Physical Rehabilitation: From Theory to Practice, Advanced Robotics and Intelligent Automation in Manufacturing, IGI Global, Maki K. Habib, 2020. https://doi.org/10.4018/978-1-7998-1382-8.ch003

Alves, T; et al., 2022. Serious Games Strategies with Cable-Driven Robots for Rehabilitation Tasks. New Trends in Medical and Service Robotics, Springer Nature Switzerland, 2022. https://doi.org/10.1007/978-3-030-76147-9

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo é apresentada, primeiramente, uma revisão dos mecanismos de neuroplasticidade e reabilitação do AVC. Logo em seguida os movimentos dos membros superiores do corpo humano são apresentados. Uma revisão e levantamento de requisitos de jogos sérios é apresentado com uma breve pausa para apresentação das escalas de avaliação clínica. Por fim é apresentado uma revisão dos dispositivos robóticos e sistemas para medição de compensação aplicados na reabilitação, em especial dispositivos robóticos atuados por cabos e que tenham sido utilizados com sucesso em um ECR.

2.1 Neuroplasticidade e Reabilitação do AVC

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) 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 AVC é permitir que a pessoa utilize ambas as mãos nas AVDs, sendo que o "não uso aprendido" do braço parético dificulta estas atividades (TAPPEINER, OTTAVIANO e HUSTY, 2018; WHO, 2021).

Os treinamentos com repetições de movimentos de um membro debilitado do corpo humano podem ajudar o paciente a restaurar as funções desse. A quantidade de treinamento é um dos fatores mais importantes para a recuperação funcional após um AVC (LIEPERT et Al. 2001; WITTENBERG et Al. 2003; JOHANSEN et al. 2023; PILA et al. 2023). 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. O surgimento de robôs de reabilitação trouxe recentemente a medicina de reabilitação para uma era automatizada. A recuperação funcional de pacientes com AVC é baseada no mecanismo de plasticidade neural, e os terapeutas, assim, visam o uso efetivo da plasticidade neural para este tipo de reabilitação (CHANG et al., 2013; PEKNA et al., 2014; ZHENG et al., 2019; HASSON et al., 2023).

O uso da robótica na reabilitação tem se mostrado bastante promissor auxiliando não só os pacientes, mas também os terapeutas com a crescente demanda por esse serviço (RIENER et Al., 2005; CECCARELLI e ROMDHANE, 2010). Entretanto, estudos indicam que é importante que os pacientes com AVC tenham um treinamento de alta dosagem e orientado a tarefas repetitivas. A terapia assistida por robô é adequada para fornecer essas duas metodologias de treinamento para pacientes com AVC (POLI et al., 2013). Os dispositivos robóticos permitem a prática de movimentos ativos para os membros superiores e inferiores, mesmo quando isso não é possível em condições convencionais, pois podem fornecer suporte para os movimentos na quantidade necessária, aumentando assim o potencial para treinamento intensivo, que como consequência podem aumentar a força muscular e a coordenação de movimentos (SALE et al., 2012 ; HASSON et al., 2023; MOULAEI et al., 2023).

A integração da terapia robótica na prática atual pode aumentar a eficiência e a eficácia dos terapeutas, aliviando os aspectos intensivos em mão-de-obra da reabilitação física e permitindo novos modos de exercício não disponíveis atualmente. Além disso, os robôs podem quantificar objetivamente a quantidade e a natureza dos estímulos multissensoriais e medir os resultados dos pacientes, como tempos, movimentos, coordenação e melhoria da força, que se adequam aos objetivos da medicina baseada em evidências (MASIERO et al., 2006; MOULAEI et al., 2023).

Vários métodos de reabilitação robótica concentram-se na reabilitação do membro comprometido. Os exercícios realizados nestes métodos podem ser divididos em dois modos: 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

de músculos, tendões e ligamentos, e podem ajudar a 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, sendo que uma curta sessão de movimentos ativos é mais efetiva que uma sessão de movimentos passivos em termos de melhoria do desempenho motor (LOTZE et al., 2003; GONCALVES, BOURVELLEC e MANDIGOUT, 2023).

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; JOHANSEN et al., 2023; SUTOPO, MURTI e DEMARTOTO, 2023). Assim, são transmitidas forças externas ao paciente, pelo terapeuta ou mecanismos que guiem e assistam o movimento, para que esse consiga fazer os movimentos desejados. 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 (ZHANG et al., 2013; WU et al., 2021).

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 (SCHMIDT E BJORK, 1992; ZHANG et al., 2013; DELGADO e YIHUN, 2023). A assistência robótica pode ser utilizada tanto no estágio subagudo quanto no estágio crônico do AVC, onde os estágios de recuperação podem ser classificados de acordo com BERNHARDT et al., 2017 em: hiperagudo/agudo (0 a 7 dias pós-AVC), subagudo (7 dias a 6 meses pós-AVC) e crônico (>6 meses pós-AVC). 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), sendo que a repetição, intensidade e dose na terapia convencional muitas vezes não são suficientes para uma recuperação motora ideal baseada na plasticidade (MEKBIB et al., 2020; BANDUNI, SAINI e SINGH, 2023).

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 para as pessoas que tiveram AVC (MALABET et al., 2010; TIBONI, CINZIA e ROBERTO, 2023).

A maioria das terapias de reabilitação, convencional ou assistido por tecnologia, concentra-se no membro mais afetado, negligenciando atividades bimanuais. EGGERS et al. (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. Além da capacidade motora, o contexto social dos sobreviventes de AVC e a autoeficácia desempenham um papel importante no comportamento do uso do braço/mão parético (CHEN et al., 2023). Estudos recentes concluem que o treinamento bilateral pode ser mais benéfico que a terapia convencional na abordagem dos déficits motores pós-AVC especialmente na fase crônica e em pacientes com leve paralisia do membro superior, porém a eficácia deste tipo de treinamento está atrelada à uma alta intensidade (CHEN et al., 2022).

Além disso, 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).

2.1.1 O Mecanismo da Neuroplasticidade

Quando ocorre uma lesão cerebral, como aquelas decorrentes do AVC, a parte danificada é afetada em sua capacidade de desempenhar seu papel. A recuperação funcional do AVC é baseada no mecanismo de neuroplasticidade. O cérebro pode ser capaz de formar novos caminhos/conexões para que outra parte assuma a função da parte danificada. Ao contrário do que se acreditava, o cérebro é capaz de aprender continuamente durante toda a vida, entretanto a recuperação do AVC requer uma exposição aumentada aos movimentos desejados (alta intensidade/repetição) (ALIA et al., 2017; JOHANSEN et al. 2023; PILA et al. 2023).

Após o AVC, o cérebro passa por vários estágios de recuperação, onde o Sistema Nervoso Central pode reorganizar os circuitos neurais. A neuroplasticidade é definida como esta capacidade do sistema nervoso de reestruturar os circuitos neurais tanto espontaneamente quanto como consequência da aprendizagem e estimulação via reabilitação ou estimulação

cerebral não invasiva (CRAMER et al., 2011; AURIAT et al., 2015). Um dos principais mecanismos de aprendizagem pelos quais a atividade neuronal impulsiona a plasticidade é definido quando um axônio de uma célula (célula A) está próximo o suficiente para excitar uma outra célula (célula B) e repetidamente ou persistentemente participa em dispará-la, algum processo de crescimento ou mudança metabólica ocorre em uma ou ambas as células, de modo que a eficiência de A, como uma das células que dispara B, é aumentada (HEBB D., 1949). Esta teoria sugere que a conectividade entre dois neurônios é fortalecida quando suas atividades têm uma relação associativa persistente, que foi resumida em "células que disparam juntas, permanecem conectadas" (Mecanismo Hebbiano). A conexão entre neurônios onde ocorre a transmissão de impulsos nervosos de uma célula para outra é chamada de sinapse.

A reorganização das estruturas neurais pode ser devida à modificação da força nas sinapses existentes ou à formação de novas sinapses (GAZZANIGA, 2006; GOULD et al., 1999; SAMPAIO-BAPTISTA et al., 2013). Processos de reorganização neural ocorrem em múltiplos níveis temporais e espaciais durante o aprendizado (por exemplo, aumentando a eficácia da transferência de informações ou aumentando a eficiência e a precisão do controle), como forma de lidar com lesões no sistema nervoso central (OWEISS & BADRELDIN, 2015). Durante a recuperação motora após um AVC, diferentes alterações moleculares, celulares e fisiológicas foram identificadas (GANGULY, BYL, & ABRAMS, 2013). No entanto, suas contribuições específicas para diferentes alterações neuroplásticas funcionais ainda não estão claras. Regras de aprendizagem baseadas em sinapses são necessárias para criar circuitos compensatórios que permitam recuperar a função motora perdida (MURPHY & CORBETT, 2009). Mais especificamente, os mecanismos Hebbianos podem desempenhar um papel fundamental na geração de plasticidade atividade-dependente. A ativação coincidente de neurônios pré-sinápticos e pós-sinápticos ativa esses mecanismos.

Os neurônios se tornam mais propensos a gerar potenciais de ação quando expostos a entradas relacionadas funcionalmente, e essas ativações coincidentes podem reforçar circuitos relevantes para o comportamento (MURPHY & CORBETT, 2009). Essas mudanças na conectividade sináptica podem ser impostas artificialmente usando três paradigmas de estimulação: estimulação repetitiva, estimulação emparelhada e estimulação em circuito fechado (JACKSON & ZIMMERMANN, 2012). O modo mais preciso de induzir a plasticidade atividade-dependente seria identificar cuidadosamente as duas populações neurais cujas conexões deseja-se reforçar e forçá-las a excitar em sincronia. Em MCPHERSON et al. (2015), foi demonstrado que os paradigmas de reabilitação baseados na geração de plasticidade atividade-dependente podem melhorar a recuperação funcional a longo prazo.

A recuperação da função motora requer reajustes nas redes danificadas responsáveis pela coordenação das tarefas motoras. Uma maneira é maximizar a probabilidade de ativação coincidente de todos os componentes da rede motora. Para isso, é necessário um sistema robusto para medir e decodificar a atividade cerebral relacionada às intenções motoras e um momento preciso de ativação dos nervos motores e sensoriais. As interfaces cérebro-computador e as técnicas de eletro/neuroestimulação constituem uma tecnologia promissora para a reabilitação, pois podem excitar a rede motora e reforçar as sinapses.

2.1.2 Modelo de Competição Inter-Hemisférica

Após um AVC, a lesão resultante cria um comprometimento motor contralateral e um desequilíbrio inter-hemisférico envolvendo a hiperexcitabilidade do hemisfério contralesional (DODD et al., 2017). O modelo de competição inter-hemisférica é baseado no conceito de que os déficits motores em pacientes com AVC estão relacionados à redução da produção do hemisfério afetado (ipsional) e à excessiva inibição inter-hemisférica do hemisfério não afetado (contralesional) ao hemisfério afetado (KINSBOURNE, 1977; 1980; MURASE et al., 2004; TAKEUCHI et al., 2005). Portanto, a melhora nos déficits motores pode ser alcançada aumentando a excitabilidade do hemisfério afetado ou diminuindo a (hiper)excitabilidade do hemisfério não afetado (WARD e COHEN, 2004; NOWAK et al., 2008; ALIA et al., 2017). Portanto, a reorganização neuronal pode ocorrer nos hemisférios ipsilesional e contralesional durante a recuperação da funcionalidade motora e a ativação bilateral para o lado hemiparético é frequentemente observada.

A maioria dos estudos de ativação cerebral de pacientes pós-AVC sugerem que a continuação da hiperexcitabilidade do hemisfério contralesional se correlaciona com menor recuperação (LOUBINOUX et al., 2003; BARON et al., 2004). Em WARD et al. (2003) é demonstrado um aumento na ativação ipsilesional em pacientes mais bem recuperados durante o movimento da mão afetada. Em uma meta-análise com pacientes pós-AVC, foi encontrado um aumento do equilíbrio de ativação inter-hemisférica dentro dos córtices sensório-motor e pré-motor em pacientes bem recuperados do AVC (TANG et al., 2015). No entanto, alguns estudos com pacientes bem recuperados com lesões maiores demonstram atividade motora contralesional e mostram diminuição da capacidade funcional quando o hemisfério contralesional é inibido (TOUVYKINE et al., 2016; DODD et al., 2017).

Em DI LAZZARO et al. (2013a) foi utilizado um protocolo de estimulação inibitório (Theta Burst Stimulation ou TBS) no hemisfério afetado em pacientes com AVC crônico para verificar se esta intervenção tinha o potencial de melhorar a recuperação. Os resultados mostraram melhorias clínicas até 3 meses após o tratamento, sugerindo a possibilidade de se utilizar protocolos de inibição do hemisfério afetado em pacientes com AVC crônico. É concebível que a regulação positiva ou negativa da atividade no hemisfério afetado possa promover a recuperação dependendo de diferentes fatores (FRIDMAN et al., 2004).

Assim, as evidências atuais favorecem que a reorganização hemisférica ipsilateral é considerada mais importante que a contralateral para a recuperação bem-sucedida do AVC, porém a importância do córtex motor contralesional ainda permanecem em debate, já que alguns estudos demonstram que ele parece desempenhar um papel significativo para alguns subconjuntos de pacientes pós AVC, em especial pacientes com AVC crônico e lesões maiores.

O hemisfério dominante também parece influenciar a recuperação motora após o AVC. Pacientes destros que sofreram AVC no hemisfério esquerdo (dominante) demoram de duas a três vezes mais para aprender uma tarefa de movimento do dedo com qualquer uma das mãos em comparação com aqueles com AVC do hemisfério não dominante (KIMURA, 1997).

É importante observar também as inúmeras variáveis presentes nestes estudos, o que requer mais pesquisas para compreender completamente seus efeitos, incluindo a localização e o tamanho da lesão, a cronicidade e o hemisfério dominante.

2.1.3 Técnicas de Neuroimagem

As técnicas de neuroimagem podem caracterizar déficits estruturais e funcionais comuns relacionados ao AVC e podem ajudar no mapeamento da extensão do dano e a prever a recuperação da função. A ressonância magnética (*Magnetic Resonance Imaging* ou MRI) fornece imagens de alta resolução com bom contraste entre diferentes tecidos, sendo uma ferramenta sensível para detectar mudanças sutis na anatomia do cérebro. Porém, mapear a estrutura cerebral não é o mesmo que mapear a função cerebral (UC SAN DIEGO, 2021). A ressonância magnética funcional (*Functional Magnetic Resonance Imaging* ou fMRI) mede e mapeia a atividade cerebral por meio da detecção de alterações associadas ao fluxo sanguíneo. Essa técnica se baseia no fato de que o fluxo sanguíneo cerebral e a ativação neuronal estão acoplados. Quando uma área do cérebro está em uso, o fluxo sanguíneo para essa região também aumenta. A fMRI é uma técnica segura e não invasiva e é utilizada para entender como

funciona um cérebro saudável e compreender como esta função é afetada por diversas doenças, como o AVC (AURIAT et al., 2015).

A medida das mudanças no movimento do sangue no cérebro ao longo do tempo é um sinal dependente do nível de oxigênio no sangue (*Blood Oxygen Level Dependent* ou BOLD). O sinal BOLD é uma medida indireta da atividade neural em uma região do cérebro, sendo que à medida que esta atividade aumenta, o metabolismo local do oxigênio, o volume sanguíneo e o fluxo sanguíneo aumentam em conjunto (NORRIS, 2006). A ativação cerebral pode ser representada pela codificação por cores da força de ativação através do cérebro ou da região estudada. A Figura 1 mostra o sinal BOLD durante a realização de uma tarefa por um paciente pós-AVC do lado esquerdo, sendo que em (a) o sinal BOLD foi obtido com a movimentação da mão não afetada e em (b) com a movimentação da mão afetada.

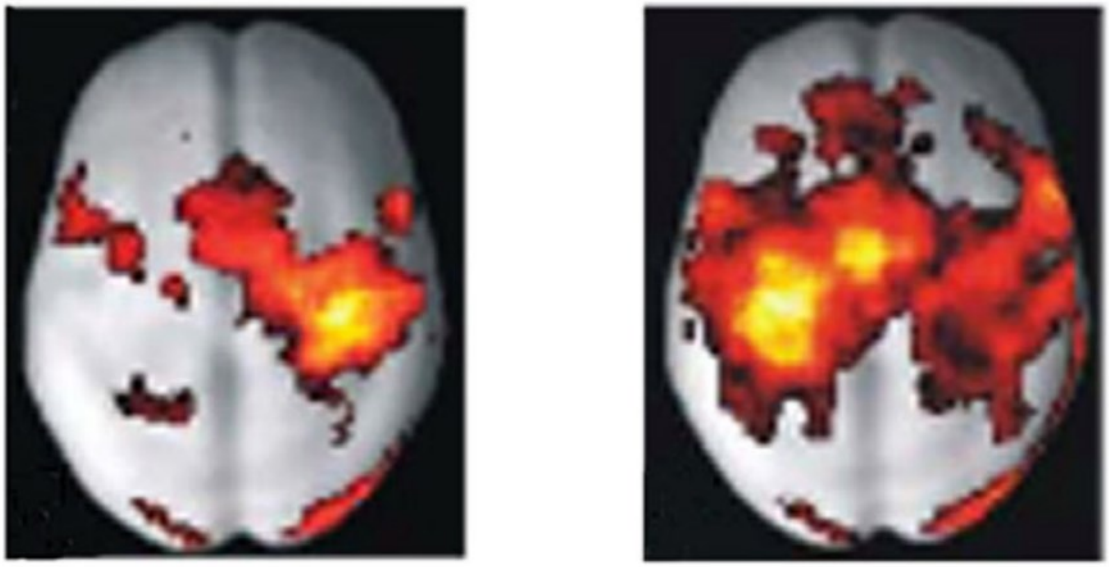


Figura 1 - Sinal BOLD durante os movimentos da (a) mão não afetada e da (b) mão afetada em paciente pós-AVC do lado esquerdo (GREFKES et al., 2008).

A ressonância magnética ponderada por difusão (Diffu*sion-Weighted Magnetic Resonance Imaging* ou DWI/DW-MRI) é uma técnica de neuroimagem que utiliza a difusão de moléculas, principalmente água, para gerar contraste nas imagens de ressonância magnética e fornecer informações únicas sobre a arquitetura funcional dos tecidos. O processo de difusão da água pode ser influenciado por algumas alterações patológicas, podendo ser utilizado para identificação precoce destas patologias, por exemplo, o DWI é mais sensível às alterações após um AVC do que as medidas tradicionais de ressonância magnética, Figura 2. Adicionalmente, a difusão de água revelou-se anisotrópica na substância branca do cérebro, podendo ser explorado para produzir mapas detalhados da organização da substância branca e das conexões

cerebrais, bem como para fornecer informações sobre a integridade da substância branca pós-AVC e relacionar essas medidas à função motora (JANG, 2010). A Figura 2 aborda um caso de AVC agudo. O angiograma (à direita) mostra uma oclusão da artéria cerebral média direita. A DWI (esquerda) mostra de forma clara uma parte mais clara correspondente a uma queda na difusão de água resultante do inchaço celular no tecido submetido a isquemia. Assim, a DWI tem sido apontada como uma ferramenta promissora para o planejamento da reabilitação e prognóstico após o AVC (STINEAR et al., 2007), podendo predizer alterações neurais relacionadas ao aprendizado motor.

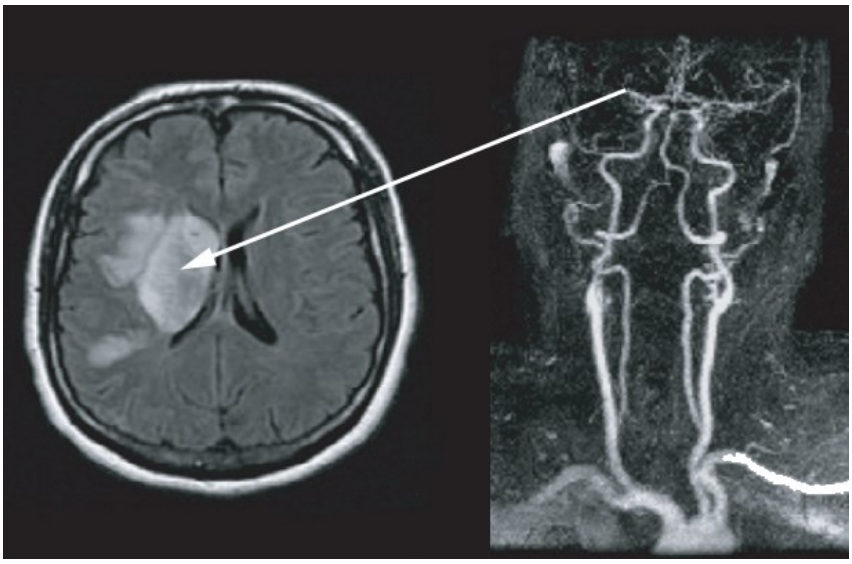


Figura 2 - Ressonância magnética por difusão de água em um paciente com AVC agudo: DWI à esquerda e angiograma à direita (LE BIHAN, 2014).

A espectroscopia de ressonância magnética (*Magnetic Resonance Spectroscopy* ou MRS) fornece um índice de alterações metabólicas no tecido neural em pessoas pós-AVC. Esta técnica permite a medição não invasiva de metabólitos *in vivo*, dentro de uma região definida do tecido. A MRS tem sido útil principalmente como um marcador de perda neuronal. Esta técnica também pode ser utilizada na avaliação dos resultados sensório-motores em pacientes com AVC crônico, já que as análises do tecido ipsilesional poupado fornecem informações interessantes sobre as adaptações neurais nas redes motoras (AURIAT et al., 2015). Os níveis de N-acetilaspartato (NAA) são reduzidos em áreas de infarto cerebral, consistente com morte neural e parecem reduzir ainda mais do AVC agudo para o crônico, indicando perda neuronal (GIDEON et al., 1992; 1994; CASTILLO et al., 1996). Os níveis de NAA no córtex motor primário (M1) e áreas motoras não primárias se correlacionam positivamente com a função

motora, sugerindo que os resultados motores após o AVC dependem em parte da integridade do tecido neural sobrevivente (CRACIUNAS et al., 2013).

Embora diferente das técnicas de neuroimagem que visualizam a estrutura cerebral, a eletroencefalografia (EEG) pode ser usada para monitorar e registrar a atividade elétrica do cérebro em tempo real através do uso de eletrodos de superfície colocados no couro cabeludo (OLEJNICZAK et al., 2006). A suposição fundamental é que os sinais de EEG refletem a dinâmica da atividade elétrica em populações de neurônios. Uma propriedade de tais populações de extrema importância para a geração de sinais de EEG é a capacidade dos neurônios de trabalhar em sincronia (SCHOMER e DA SILVA, 2011). O AVC pode afetar a sincronia das oscilações elétricas nas redes neurais, que pode estar relacionado a déficits motores e cognitivos (DUBOVIK et al., 2013). Algumas medidas de EEG podem até mesmo serem correlacionadas aos escores de gravidade do AVC (FINNIGAN et al., 2007).

A eletroencefalografia tem sido usada para caracterizar a disfunção motora em termos de aumento da amplitude cortical nas regiões sensório-motoras ao realizar movimentos dos membros superiores, indicando um esforço cognitivo e planejamento anormalmente aumentado em indivíduos com AVC (AURIAT et al., 2015). Esta técnica pode ser usada para diagnóstico, prognóstico e monitoramento do tratamento no AVC isquêmico agudo (JORDAN et al., 2004). No AVC crônico, o sinal EEG pode identificar mudanças sutis no cérebro que não podem ser detectadas por medidas clínicas. Além disso, a quantificação do sinal de EEG antes e depois de medidas de reabilitação podem avaliar uma neuroplasticidade tanto localmente ao redor da lesão quanto dentro de redes cerebrais inteiras (GIAQUINTO et al., 1994; MAURA et al., 2023).

À medida que os avanços em neuroimagem continuam a impactar a pesquisa na recuperação do AVC, a terapia personalizada se tornará mais utilizada e confiável, e novas intervenções se tornarão possíveis. No entanto, é importante compreender as diferenças individuais que podem depender de uma variedade de fatores biológicos, como idade, tempo após o AVC, tamanho da lesão e localização, que por sua vez impactam os padrões de conectividade funcional e estrutural. Estudos sugerem que uma combinação de métodos de neuroimagem provavelmente se beneficiará na avaliação dos danos relacionados ao AVC e nas estratégias de tratamento personalizadas. No entanto, sempre haverá o risco de rotular erroneamente os participantes, resultando em cuidados abaixo do padrão. Por esse motivo, deve-se continuar a utilizar novas tecnologias para ampliar a compreensão sobre a recuperação do AVC, melhorando as habilidades de diagnóstico e intervenções. Em um futuro próximo,

novas intervenções individualizadas serão capazes de otimizar a recuperação do AVC (AURIAT et al., 2015).

2.1.4 Neuroplasticidade Bilateral

Com o objetivo de testar a hipótese de que, em pacientes com comprometimento motor crônico pós AVC, a terapia de reabilitação específica que melhora a função do braço está associada à reorganização das redes corticais, foi realizado um ensaio clínico randomizado controlado (LUFT et al., 2004) em um programa de reabilitação com 21 pacientes (mediana 50,3 [34,8-77,3] meses após o AVC unilateral). Os pacientes foram aleatoriamente designados para treinamento bilateral com estímulo auditivo rítmico (BATRAC ou Bilateral Arm Training with Rhythmic Auditory Cueing) (n = 9) ou exercícios terapêuticos padronizados com dose combinada (DMTE ou Dose-Matched Therapeutic Exercises) (n = 12). Ambos foram realizados durante 1 hora, 3 vezes por semana, durante 6 semanas.

Os participantes elegíveis apresentaram hemiparesia espástica residual do membro superior após um único AVC isquêmico cortical ou subcortical. Todos os pacientes tinham a capacidade de mover o membro afetado (pelo menos o movimento antigravitacional parcial). Os critérios de inclusão foram linguagem adequada e função neurocognitiva para entender as instruções. Pacientes com múltiplos derrames clínicos, história de outras doenças neurológicas, dor crônica ou distúrbios emocionais foram excluídos.

O treinamento BATRAC consistiu em sessões de terapia de uma hora (quatro períodos de 5 minutos intercalados com períodos de descanso de 10 minutos). Ao ouvir sinais auditivos com taxas individuais determinadas de 0,67 a 0,97 Hz, os participantes empurravam e puxavam bilateralmente, em sincronia ou alternância, 2 alças da barra T que deslizavam no plano transverso. Dentro de 2 semanas antes e após a intervenção, a ativação cerebral durante o movimento do cotovelo foi avaliada por ressonância magnética funcional (fMRI) e o resultado funcional avaliado através dos escores da função do braço.

Pacientes no grupo BATRAC, mas não no grupo DMTE, aumentaram a ativação hemisférica durante o movimento do braço parético (P = 0,03). Alterações na ativação foram observadas no cerebelo contralesional e no cerebelo ipsilesional (P = 0,009). O *BATRAC* foi associado a aumentos significativos na ativação nos giros precentral (P <0,001) e pós-central (P = 0,03) e no cerebelo (P <0,001), embora 3 pacientes com *BATRAC* não tenham apresentado alterações no fMRI. Os mapas de ativação representando a diferença pós-intervenção

inicialmente confirmam visualmente mudanças significativas de ativação no grupo BATRAC, mas não no grupo DMTE e são mostrados na Fig. 3.

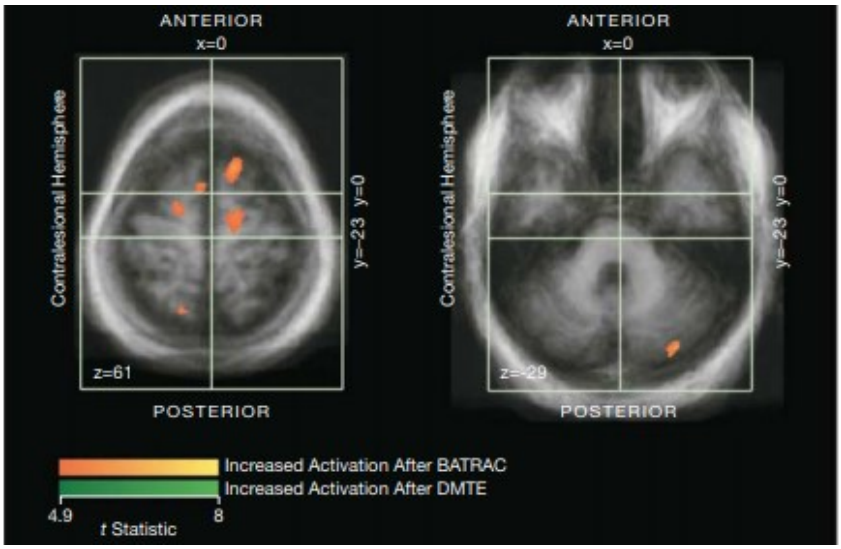


Figura 3 - Imagens de fMRI antes e depois da intervenção durante o movimento do braço parético (LUFT et al., 2004).

Considerando todos os pacientes, não houve diferenças significativas no resultado funcional entre os grupos. Quando analisados os dados funcionais apenas dos pacientes BATRAC com resposta fMRI (n = 6), o *BATRAC* teve um aumento significativamente maior nos escores funcionais de *Fugl-Meyer* do braço do que o DMTE (P = 0,02).

Uma revisão sistemática e meta-análise com 25 ECRs avaliou a eficácia da terapia bilateral para treinamento de membros superiores em comparação com terapias unilaterais e convencionais após o AVC. Os resultados indicaram que o treino bilateral apresentou melhorias significativas em relação aos déficits motores, avaliado pelo score *Fugl-Meyer* para membros superiores, em comparação com a terapia convencional. Entretanto, não houve diferença significativa em termos de desempenho funcional medido pelas avaliações conjuntas do *Action Research Arm Test* (ARAT), *Box and Block Test* (BBT) e *Motor Function Test* (WMFT-time). Este estudo também destaca que a cronicidade do AVC, a gravidade do comprometimento, o tipo de tratamento e a dose de intervenção são fatores críticos na escolha de um programa de reabilitação ideal para restaurar a função motora. O treinamento bilateral pode ser especialmente eficaz em abordar o comprometimento motor se uma dose maior de intervenção for aplicada ou se os pacientes recrutados na fase crônica pós-AVC tiverem uma leve paresia do membro superior. Sugere-se também que o treinamento funcional bilateral pode ser uma forma valiosa de treinamento, pois pode facilitar a recuperação motora e funcional; portanto, devido ao seu baixo custo, simplicidade e variedade de atividades, é altamente recomendado

que seja integrado aos programas de reabilitação pós-AVC. No entanto, comparações futuras com um maior número de estudos de qualidade são necessárias para capturar precisamente os efeitos diferenciais destes tipos de treinamentos (CHEN et al., 2022).

2.1.5 *Priming* Bilateral

O *priming*, definido como uma mudança no comportamento com base em estímulos anteriores, é uma estratégia emergente para facilitar o reaprendizado motor na reabilitação neurológica. Vários tipos de técnicas de *priming* foram desenvolvidas, incluindo *priming* baseado em movimento ou estimulação. O *priming* bilateral, um tipo de *priming* baseado em movimento, envolve treinamento de movimento bimanual, repetitivo e simétrico-espelhado antes da terapia de reabilitação. O *priming* bilateral pode promover um reequilíbrio da excitabilidade cortical e criar um ambiente mais neuroplástico preparando o cérebro para facilitar a recuperação motora e funcional após o AVC. O *priming* bilateral adicionado à reabilitação convencional ou à terapia de movimento pode facilitar ou acelerar melhorias na função motora dos membros para AVC crônico e subagudo. Uma técnica comum envolve o movimento ativo do braço/mão não afetado ao mesmo tempo em que se movimenta passivamente o afetado. O movimento bilateral do braço pode ser assistido por um dispositivo robótico, no qual ambos os braços podem ser movidos passivamente e uma força exercida ativamente de maneira progressiva com uma resistência fornecida pelo robô, melhorando a função motora do membro, aumentando o uso do braço afetado e diminuindo os movimentos compensatórios (HSIEH et al., 2017).

Para investigar os efeitos do tratamento de *priming* robótico bilateral combinado com a abordagem orientada a tarefa no comprometimento motor, incapacidade, função diária e qualidade de vida em pacientes com AVC, um ECR foi realizado com trinta e um pacientes com AVC subagudo (HSIEH et al, 2017*)*. Os participantes foram aleatoriamente designados para receber reabilitação bilateral usando um dispositivo robótico bimanual combinado com a abordagem orientada a tarefa ou à abordagem orientada a tarefa apenas durante 90 minutos/dia, 5 dias/semana, durante 4 semanas.

A função motora foi avaliada pela avaliação de *Fugl-Meyer*, força de preensão e Teste Box e Block. A incapacidade e a função foram medidas pela Escala Rankin modificada e pela Medida de Indepêndecia Funcional (MIF) e a qualidade de vida foi examinada pela SIS (Stroke Impact Scale). Ambos os grupos melhoraram significativamente na maioria dos resultados ao

longo do tempo. Porém, o grupo que utilizou o dispositivo bimanual para o *priming* bilateral demonstrou uma melhora significativamente maior na SIS.

2.2 Movimentos do Membro Humano Superior

Na literatura existem diversas estruturas robóticas utilizadas na reabilitação do membro inferior e/ou superior (ALVES, 2019; HATEM et al., 2016). Nesta tese será apresentada uma estrutura robótica atuada por cabos que pode ser utilizada para reabilitação do membro superior ou inferior. Destaca-se que esta tese irá concentrar os estudos no membro superior.

Os robôs atuados por cabos podem ser facilmente adaptados aos diferentes tamanhos dos membros humanos, viabilizando sua aplicação em uma maior variedade de pacientes. Estes robôs, geralmente, possuem uma estrutura leve com peças móveis pequenas e leves e são intrinsicamente seguros devido a flexibilidade do cabo, que podem ser projetados para romper em uma determinada tensão, permitindo manipulação segura perto de pacientes. Estes dispositivos também possuem um custo acessível e manutenção simples. No aspecto clínico, o uso de cabos em vez de corpos rígidos, presentes nos robôs industriais e exoesqueletos, faz com que o paciente se sinta menos restrito. Desta forma, os robôs atuados por cabos se mostram uma boa solução para um dispositivo de reabilitação atendendo aos requisitos de segurança, conforto, transportabilidade, além de poderem ter um grande espaço de trabalho (CECCARELLI E ROMDHANE, 2010; GONÇALVES ET AL., 2015; CARBONE E CECCARELLI, 2016; ALVES ET AL., 2018; 2019).

Para recuperação da movimentação dos pacientes estes sistemas devem reproduzir os movimentos dos membros que serão recuperados. Devido à complexidade destes movimentos, o desenvolvimento desses sistemas mecânicos para a reabilitação é uma tarefa complexa. Assim, neste capítulo, primeiramente, serão apresentados as principais articulações e os movimentos dos membros superiores a fim de compreender esta complexidade.

2.2.1 Articulações do Corpo Humano

O projeto de um sistema de reabilitação para um movimento em particular requer uma compreensão completa das características das articulações e dos movimentos cobertos por este sistema.

Junta é o local de junção entre dois ou mais ossos. Algumas juntas, como as do crânio, são fixas; nelas os ossos estão firmemente unidos entre si. Em outras juntas, comumente denominadas articulações, os ossos são móveis e permitem ao esqueleto realizar movimentos.

As articulações podem ser classificadas como (KAPANDJI, 2007; MOORE & DALLEY, 2009; ANDRADE FILHO & PEREIRA, 2015):

- **Articulações ligeiramente móveis (ou articulações semi-móveis):** têm a flexibilidade muito restrita, tal como a vértebra e a costela;
- **Articulações sólidas (ou articulações fibrosas):** nestas articulações o elemento que se interpõe aos ossos que se articulam é o tecido conjuntivo fibroso. Encontra-se este tipo de articulação na sua maioria no crânio, exceto a ATM (Articulação Temporomandibular). A mobilidade nestas articulações é significativamente reduzida, embora o tecido conjuntivo interposto confira uma discreta flexibilidade ao crânio;
- **Articulação monoarticulada (ou articulação monoaxial)**: estas articulações possuem apenas 1 grau de liberdade e realizam movimentos apenas em torno de um eixo. Neste tipo de articulação apenas flexão e extensão são permitidas, tal como no joelho e cotovelo;
- **Articulação Esferoide (ou enartrose):** nestas articulações o osso distal é capaz de movimentar-se em torno de vários eixos, que tem um centro comum. Permite o movimento radial em quase todas as direções, tal como o ombro e o quadril;
- **Articulação Selar**: estas articulações são biaxiais e permitem os movimentos para frente/trás e para cima/baixo, mas não permitem a rotação axial. A única junta selar no corpo humano é o polegar, mas eles têm movimentação limitada.
- **Articulação plana (ou articulação deslizante)**: esta articulação permite apenas os movimentos deslizantes. Ocorrem entre duas superfícies de ossos lisos que são mantidas juntas por ligamentos, como alguns ossos do pulso (carpo) e do tornozelo (tarso).
- **Articulação elipsoidal (ou articulação condilar)**: é constituída por uma superfície articular ovoide onde se encaixa em uma cavidade elíptica (elipsoidal) de modo a permitir os movimentos de extensão, flexão, adução, abdução e circundução, ou seja, realiza todos os movimentos articulares, menos rotação axial. A articulação rádio-carpal (ou do punho) é um exemplo
- **Articulação em pivô:** permite o movimento de rotação em torno de um eixo, onde um osso desliza sobre outro fixo como antebraços e pescoço.

O corpo humano se divide em (Fig. 4): cabeça, pescoço, tronco e membros. Na extremidade superior do corpo a cabeça está unida ao tronco pelo pescoço. O tronco é subdividido em tórax e abdome. Os membros são em pares e articulados nos humanos, e se subdividem em superiores (torácicos) e inferiores (pélvicos). Os membros possuem uma raiz (cintura), que se une ao tronco, e uma parte livre. Nos membros superiores a raiz (cintura

escapular) é o ombro e a parte livre se subdivide em braço, antebraço e mão. Entre o braço e o antebraço tem-se o cotovelo e entre o antebraço e a mão, o punho. Nos membros inferiores a raiz (cintura pélvica) é o quadril e a parte livre se subdivide em coxa, perna e pé. Entre a coxa e a perna tem-se o joelho, e entre a perna e o pé, o tornozelo (ANDRADE FILHO & PEREIRA, 2015). É comum, descrever os movimentos do corpo humano baseados nos planos anatômicos do corpo definidos pela comunidade médica (VAIDA et al, 2017; NADAS et al., 2017). Estes planos são mostrados na Fig. 5 e são:

- **Plano coronal (plano frontal):** divide o corpo em lado anterior e posterior.
- **Plano sagital:** divide o corpo em lado esquerdo e direito.
- **Plano transversal:** divide o corpo em lado superior e inferior.

Com base nos planos corporais, um sistema cartesiano correspondente é definido como é mostrado na Fig. 5 (b).

A seguir, são apresentados os movimentos do membro superior, a fim de compreender os movimentos de reabilitação.

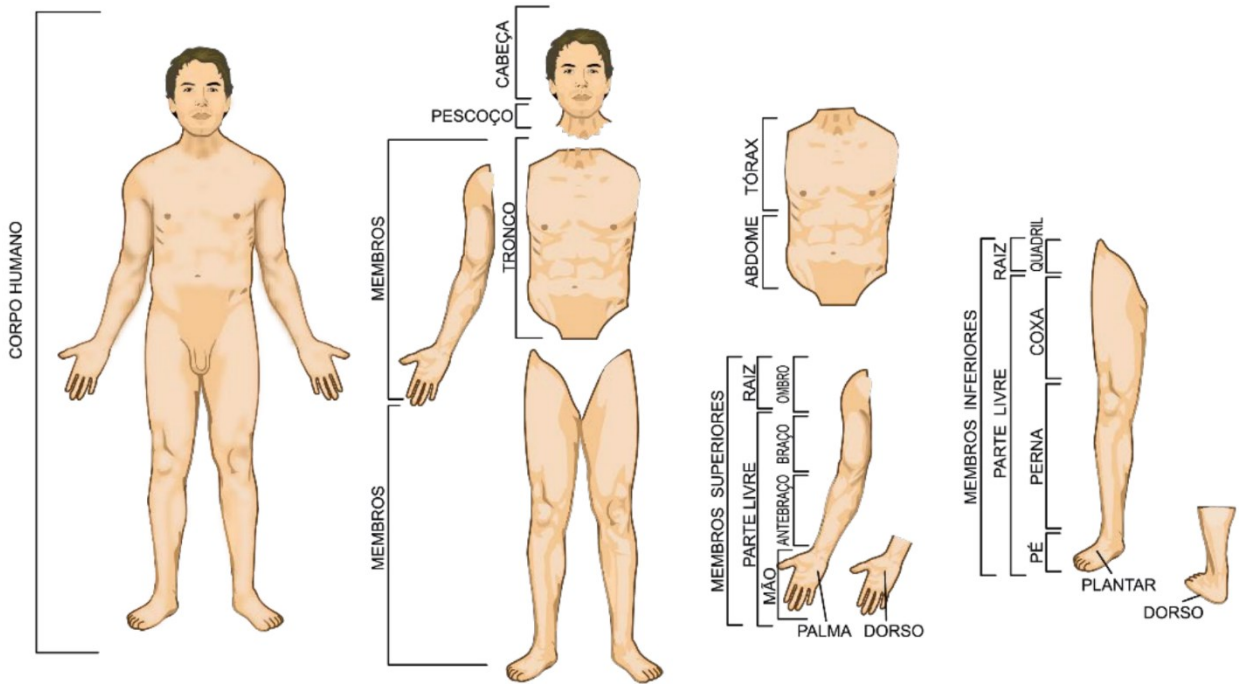
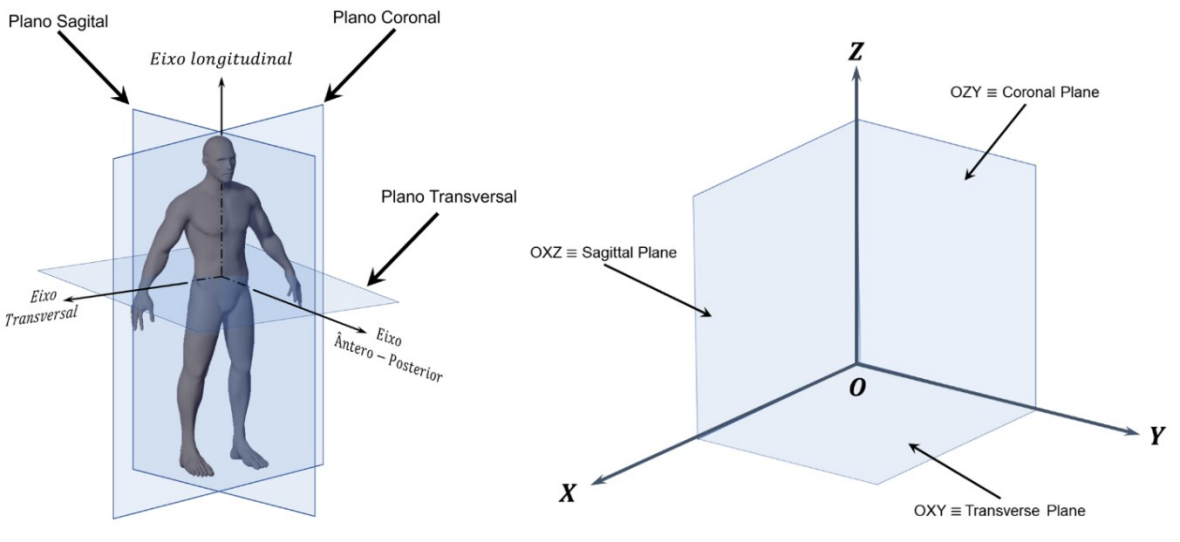


Figura 4 - Divisão do corpo humano (Adaptado de ANDRADE FILHO & PEREIRA, 2015).



(a) (b)

Figura 5 - Esquemas de referência do corpo humano: (a) planos e eixos anatômicos do corpo; (b) sistema de coordenadas cartesianas.

2.2.2 Movimentos do Membro Superior

O membro superior é caracterizado por sua mobilidade, capacidade de manusear e realizar atividades motoras finas, como manipulação de objetos. Estas características são mais visíveis durante a execução de tarefas manuais. A mão pode tocar, pressionar, agarrar e segurar, e é capaz de executar uma variedade de tarefas motoras, bem como transmitir informações sensoriais sobre a temperatura, forma, e a textura de objetos (MOORE & DALLEY, 2009).

A Figura 6 mostra os movimentos principais dos membros superiores, exceto os movimentos dos dedos.

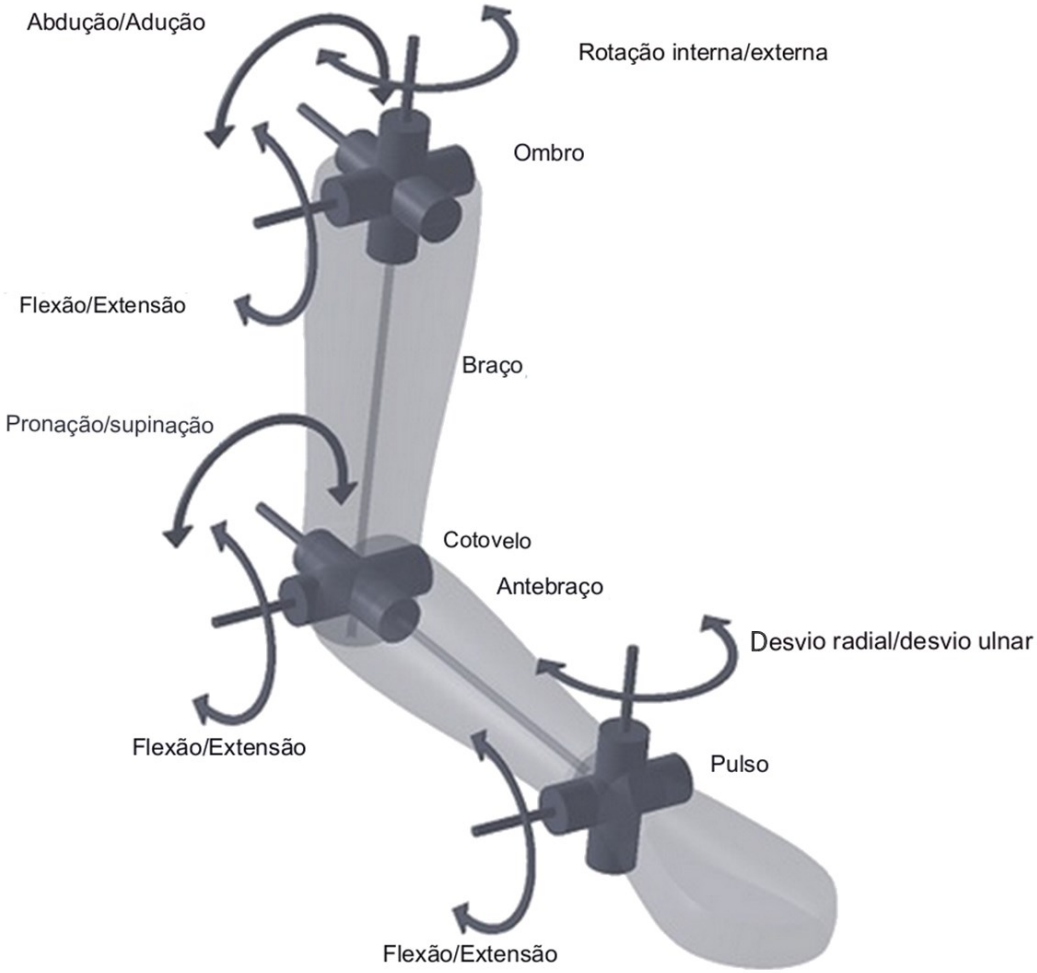


Figura 6 - Principais movimentos do membro superior.

2.2.2.1 Ombro

O ombro é a articulação proximal do membro superior e é a articulação mais móvel do corpo humano, promovendo os movimentos do braço nos três planos de referências. Em um modelo simplificado, alguns autores afirmam que o ombro tem três graus de liberdade (GDL), apesar de que, na realidade, mais movimentos diferentes são possíveis (KAPANDJI 2007).

A flexão é um movimento de grande alcance, até 180º, e é realizada no plano sagital, assim como a extensão, porém este último é um movimento de pequena amplitude, até 50º (Kapandji 2007).

A adução é um movimento que é realizado no plano coronal e só é possível quando é combinada com um movimento de extensão (onde a adução é mínima) ou um movimento de flexão onde a adução pode chegar a até 45 º. A abdução, também realizada no plano coronal, é

o movimento de afastar o membro superior do tronco, seu alcance é de 180º quando o braço chega a ficar verticalmente acima do tronco.

A rotação adjunta ocorre quando o braço gira ao longo de seu eixo longo.

2.2.2.2 Cotovelo

O cotovelo é a articulação intermediária do membro superior. Anatomicamente, o cotovelo consiste em uma única articulação com apenas uma cavidade articular e, fisiologicamente, tem duas funções distintas: flexão-extensão e supinação/pronação.

A flexão-extensão envolve as articulações úmero-ulnar e úmero-radial; a pronação-supinação envolve a articulação rádio-ulnar superior. A flexão ocorre quando a mão é deslocada em direção ao ombro e estendida na direção oposta.

A Supinação-pronação é a rotação sobre o eixo longitudinal do cotovelo. Supinação-pronação é o movimento de rotação do antebraço ao longo do eixo longitudinal do cotovelo e envolve as articulações rádio-ulnares superiores e inferiores. Esta rotação também introduz um grau de liberdade no pulso (KAPANDJI, 2007).

2.2.2.3 Punho

O punho é a articulação distal do membro superior e consiste em muitos ossos e articulações que o tornam extremamente complexo (e móvel). O complexo articular do punho consiste nas articulações radio-ulnar distal e rádio-cárpica e tem dois graus de liberdade, que combinados com a rotação do antebraço mencionada acima (supinação-pronação) adicionam um terceiro grau de liberdade.

A flexão-extensão do punho ocorre em torno de um eixo transversal (contido em um plano coronal) e controlando os movimentos no plano sagital. A flexão do punho corresponde ao movimento de dobrar a articulação (diminuindo o ângulo) e movendo a superfície anterior (palmar) da mão em direção ao aspecto anterior do antebraço. A extensão do pulso corresponde em endireitar a articulação (aumentando o ângulo) e movendo a superfície posterior (dorsal) da mão em direção à parte de trás do antebraço. O alcance da flexão ou da extensão ativa é 85º, ambos, mas pode exceder 90º na pronação.

A adução-abdução do punho ocorre em um eixo anteroposterior (contido em um plano sagital) e controlando os movimentos no plano coronal. A adução (ou desvio ulnar) corresponde

ao movimento da mão em direção à linha média do corpo, movendo o lado do dedo mínimo da mão (“mindinho”) em direção ao lado medial do antebraço e formando um ângulo obtuso com a borda medial do antebraço. A abdução corresponde ao movimento da mão para longe da linha média do corpo movendo o lado do polegar da mão em direção à lateral do antebraço. O alcance da adução é de cerca de 45º e a abdução não é superior a 15º.

O movimento de circundução é, na verdade, a combinação dos movimentos de flexão-extensão com os movimentos de adução-abdução, em que a mão traça uma superfície cônica (não regular) no espaço.

2.2.2.4 Mão

A mão faz parte do membro superior distal do antebraço, consistindo dos ossos carpais, metacarpais e falanges. É formado pelo pulso, palma, dorso da mão e dedos, incluindo o polegar. A mão é amplamente provida por terminações sensoriais para o toque, a dor, e a temperatura.

Exceto para o polegar, que tem apenas duas falanges (falange proximal e distal), cada dedo tem três falanges; as articulações dos dedos seguem o arranjo de suas falanges. Assim, o polegar tem duas articulações: metacarpofalangeana e interfalangeana, e outros dedos têm três articulações: metacarpofalangeana, conectando os ossos metacarpais à falange proximal, interfalangeana proximal, conectando a falange proximal à falange intermediária, e a interfalangeana distal que une as falanges intermediárias e distais; cada uma tem um grau de liberdade para flexão/extensão. A articulação metacarpofalangeana tem um grau de liberdade extra para realizar adução/abdução. O movimento na articulação metacarpofalangeana do polegar é limitado à flexão-extensão.

Na flexão dos dedos a amplitude angular é indicada na direção de fechamento da mão e a extensão na direção oposta. A abdução é o movimento lateral, afastando-se da linha axial, ou seja, o movimento dos dedos afastando-se do dedo médio e a adução em direção ao dedo médio. A oponência é o movimento diagonal do polegar para entrar em contato com os dedos.

2.2.2.5 Amplitude dos Movimentos Articulares do Membro Superior

Em CARBONE et al. (2017), a amplitude dos movimentos articulares do membro superior foi determinada a partir de um procedimento de amostragem conduzido por especialistas médicos em um grupo de pacientes entre 43 e 83 anos de idade.

Os movimentos medidos foram flexão/extensão, abdução/adução e pronação/supinação. Foi utilizado um goniômetro para medir todos os ângulos articulares em relação a posição inicial dos segmentos do braço.

Na medida da flexão-extensão do ombro, Fig. 7, os participantes alinharam o braço com a linha média do úmero. Em seguida, o participante foi solicitado a levantar o braço para a frente até que o ângulo máximo fosse atingido. A extensão foi representada movendo o braço na direção oposta (CARBONE et al., 2017).

Para a medida da abdução-adução do ombro, Fig. 8, o paciente fica com o membro superior ao lado do corpo (posição inicial) e, em seguida, estende o braço para cima, para adução. Para abdução, o braço se move na direção oposta.

Para a medição da flexão do cotovelo, Fig. 9, o ombro é mantido em flexão de 90° e, em seguida, o antebraço é trazido o mais próximo possível do braço.

Para a medida da pronação-supinação do antebraço, Fig. 10, o cotovelo é mantido em flexão de 90°, o antebraço em uma posição meia supino, e um objeto é segurado pela mão do paciente. Na supinação, o antebraço gira o objeto até que a palma fique voltada para baixo. A pronação representa o mesmo movimento na direção oposta (palma voltada para cima).

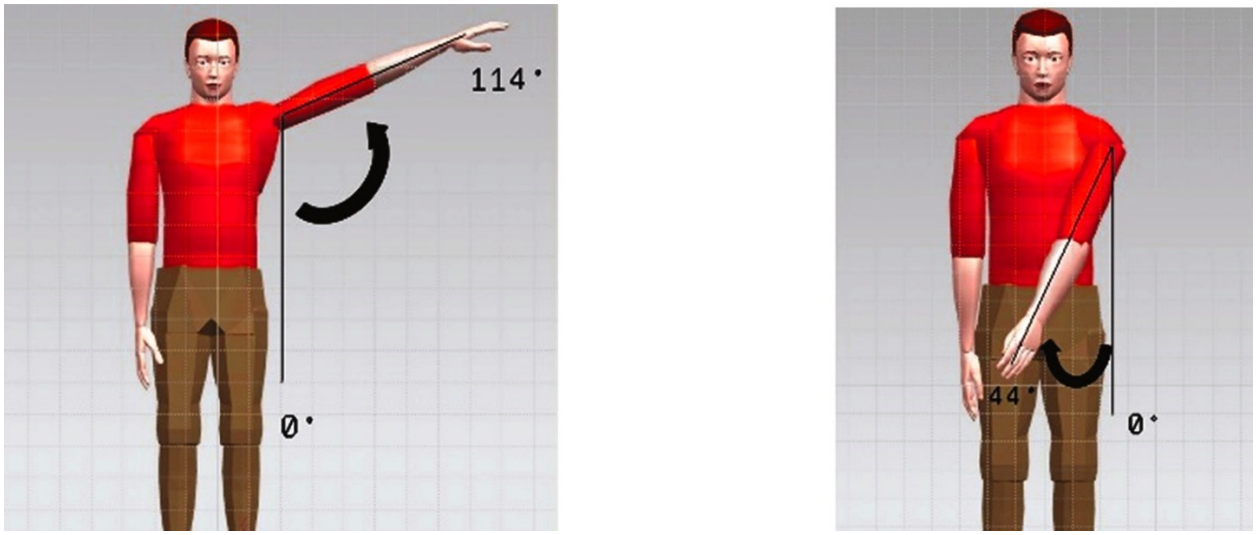
Para a medição da flexão-extensão do punho, Fig. 11, o cotovelo é mantido em flexão de 90°, o antebraço na posição de pronação (palma virada para baixo), o paciente, em seguida, estende o pulso para cima e flexiona para baixo.

Um resumo das medidas experimentais é apresentado na Tab. 1.



(a) (b)

Figura 7 - Medições de flexão-extensão do ombro (modelo CAD): (a) limite superior; (b) limite inferior (CARBONE et al., 2017).



(a) (b)

Figura 8 - Medidas de abdução-adução do ombro (modelo CAD): (a) limite superior; (b) limite inferior (CARBONE et al., 2017).

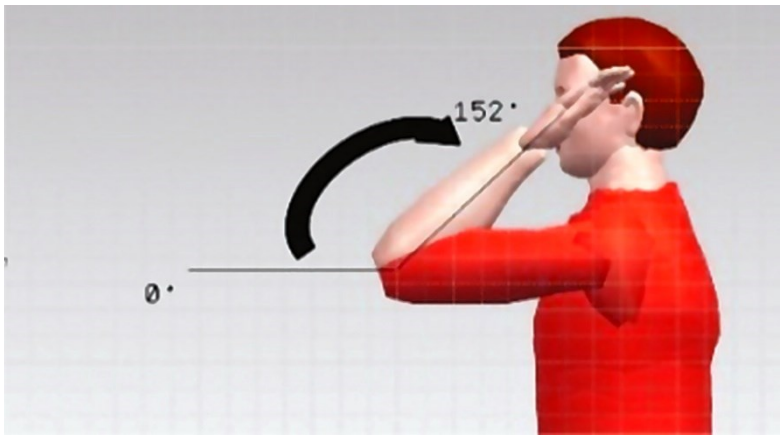
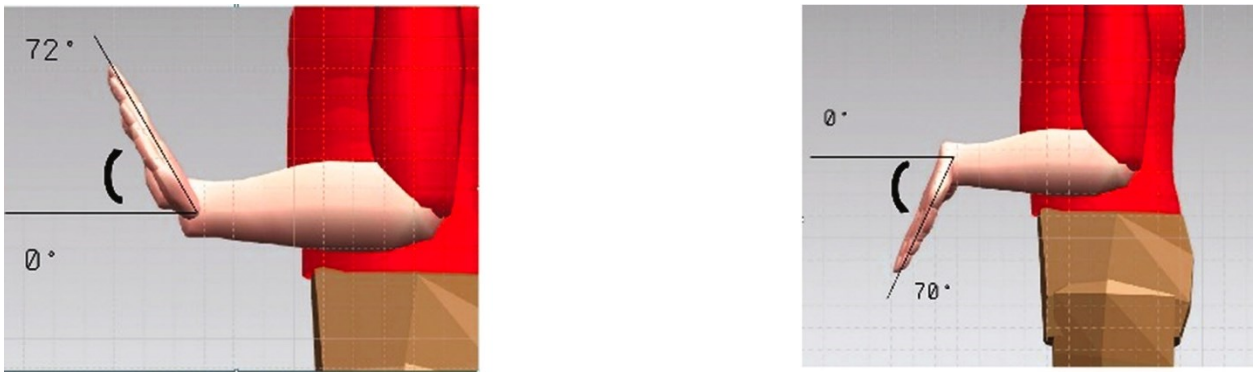


Figura 9 - Medidas de flexão do cotovelo (modelo CAD): limites superiores e inferiores (CARBONE et al., 2017).



(a) (b) (c)

Figura 10 - Medidas de pronação-supinação do antebraço: (a) posição inicial; b) limite superior; c) limite inferior (CARBONE et a., 2017).



(a) (b)

Figura 11 - medições de flexão-extensão do punho (CARBONE et a., 2017).

Tabela 1 - Resumo das medidas experimentais em termos de faixas de operação (ângulos médios), o erro padrão da média (EP) e desvio padrão (DP) (CARBONE et a., 2017).

Movimento Articular	**Lado Direito**			**Lado Esquerdo**		
	Média	**E.P.**	**D.P.**	**Média**	**E.P.**	**D.P.**
Flexão do Ombro	93,75°	2,32°	10,38°	98,3°	3,28°	14,68°
Extensão do Ombro	48,67°	3,00°	12,73°	48,78°	2,62°	11,10°
Abdução do Ombro	89,15°	1,69°	7,57°	90,9°	2,03°	9,07°
Adução do Ombro	90,90°	2,03°	9,07°	24,55°	2,08°	9,30°
Flexão do Cotovelo	25,30°	1,78°	7,95°	137,30°	1,61°	7,20°
Pronação do Cotovelo	131,10°	4,39°	19,65°	81,10°	3,33°	14,89°

2.2.3 Trajetória Circular

A reabilitação com assistência robótica pode ser acoplada a simuladores de realidade virtual, aprimorando a fisioterapia convencional, pois estes podem registrar informações do paciente (trajetória, tempo de exercício, velocidade de movimento, e força), fornecendo uma medida objetiva do progresso e dos resultados de terapia (CECCARELLI et al., 2010). Essas medidas podem oferecer uma abordagem sensível, precisa e eficiente para a avaliação da função sensório-motora após o comprometimento neurológico em comparação com avaliações clínicas padrão.

As funções motoras de pacientes com AVC são frequentemente relacionadas e avaliadas por meio de tarefas de desenho/traçado de círculos (DIPIETRO et al., 2007; HUSSAIN et al., 2017). Estudos anteriores mostraram que o acoplamento anormal de ombro e cotovelo influencia o desempenho do desenho de círculos e, em vez de formas redondas, formas elípticas são produzidas por pacientes com AVC ao desenhar um círculo.

O treinamento pode aumentar significativamente a área de trabalho do braço hemiparético em pacientes com AVC e o desempenho do traçado circular. Um estudo realizado com pacientes com AVC crônico avaliou a função do braço com a escala de *Fugl-Meyer* (FM) e uma atividade de desenho de círculo padronizada, antes e após o treinamento com compensação de gravidade utilizando um jogo sério durante um período de seis semanas. O treinamento aumentou significativamente a área de trabalho do braço hemiparético, relacionado à área e circularidade dos círculos desenhados Fig. 12 e à escala FM. A circularidade é calculada como a razão entre o comprimento do eixo menor e o eixo maior da elipse ajustada traçada pelo paciente (KRABBEN et al., 2012).

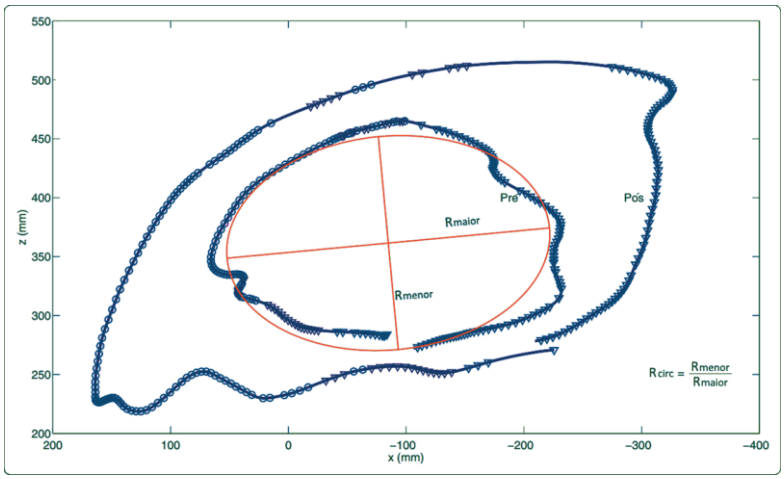
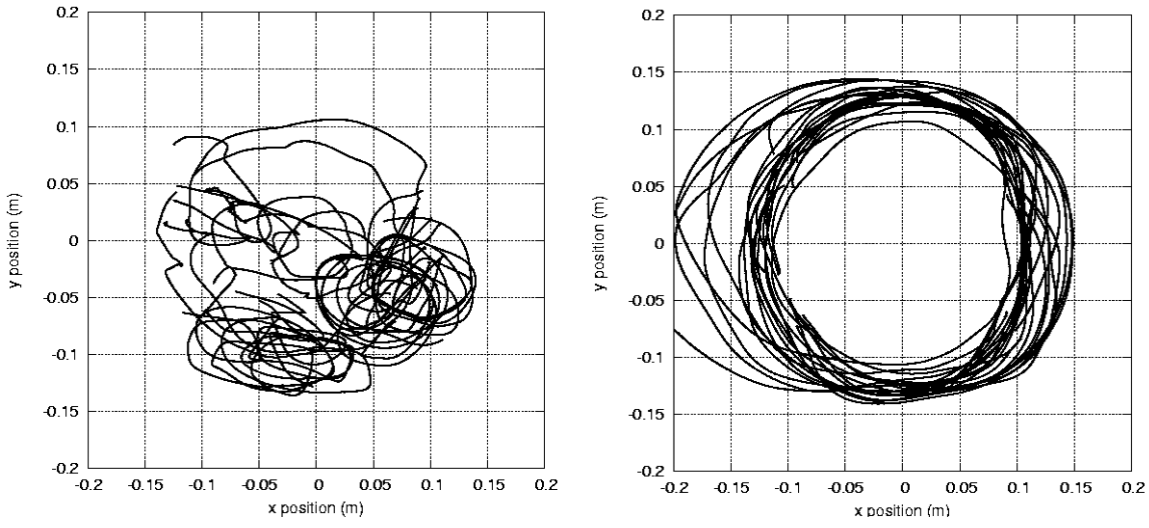


Figura 12 – Exemplo de círculos desenhados antes (Pré) e após (Pós) treinamento. (Adaptado de KRABBEN et al., 2012).

O treinamento de reabilitação pode melhorar o desempenho do traçado circular em pacientes com AVC mesmo quando os paciente não treinaram para o desenho circular, apenas para movimentos ponto a ponto (KREBS et al., 2009), o que demonstra um aprendizado de habilidades na coordenação de movimentos articulares.

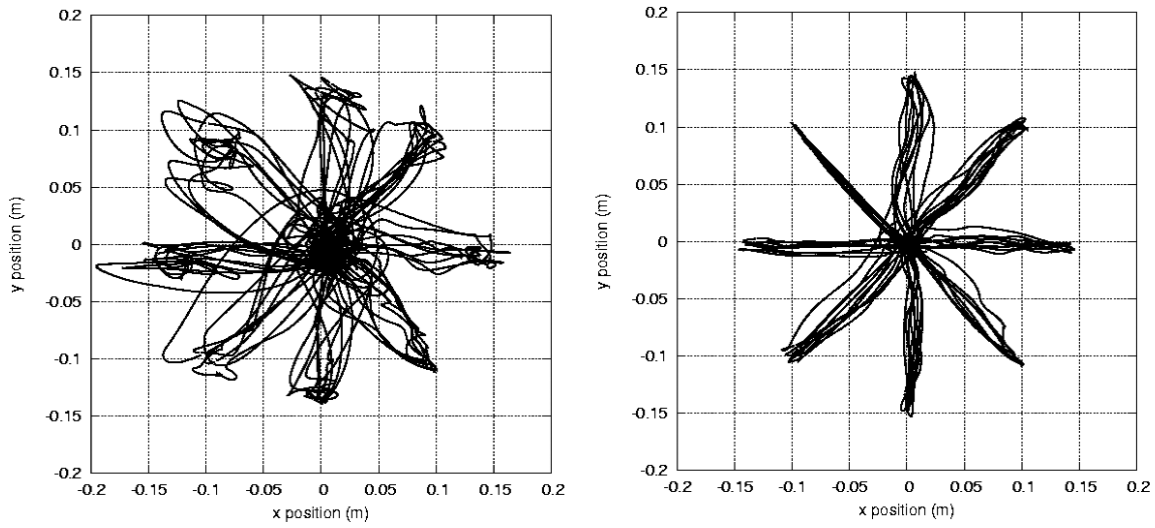
O dispositivo robótico *InMotion* ARM™, versão comercial do *MIT-MANUS*, é um braço robótico com dois graus de liberdade ativos. É o dispositivo mais pesquisado para reabilitação de membros superiores (testado em mais de 1000 pacientes) e também usa um teste de avaliação circular para medir a amplitude de coordenação motora, independência articular e planejamento de movimento coordenado. A avaliação de pacientes com AVC na admissão e após terapia robótica com este dispositivo mostra melhorias no padrão de desenho circular (INMOTION, 2021).

A avaliação clínica de traçado circular de um paciente com AVC crônico utilizando este dispositivo robótico é mostrada na Figura 13. O plano de admissão do paciente está à esquerda, Fig. 13 (a), e o plano de alta após 13 semanas está à direita, Fig. 13 (b). A Figura 14 mostra o protocolo de avaliação clínica com o objetivo de alcançar um alvo a distâncias radialmente proporcionais de um paciente utilizando o mesmo robô. À esquerda, Fig. 14 (a), está o plano de admissão e à direita, Fig. 14 (b), está o plano de alta após a terapia utilizando o dispositivo *InMotion ARM* ™.



(a) (b)

Figura 13 - Protocolo de avaliação clínica de desenho circular. (a) Admissão do paciente; (b) Alta do paciente (INMOTION, 2021).



(a) (b)

Figura 14 - Avaliação com o objetivo de alcançar um alvo a distâncias radialmente proporcionais: (a) admissão do paciente; (b) alta do paciente (INMOTION, 2021)

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.

2.3 Jogos Sérios para Reabilitação

O futuro para pessoas com danos cerebrais deve envolver alguma combinação de terapia de reabilitação, medicação e transplante de células na área danificada do cérebro. Conforme as pesquisas avançam, espera-se encontrar uma maneira segura e eficaz de guiar o processo de crescimento neuronal para reparar áreas do cérebro danificadas por lesões ou doenças (VALENTIN, 2017). Existem várias hipóteses do que poderia melhorar as habilidades do cérebro, como técnicas de eletroestimulação na área afetada com estimulação transcraniana por corrente contínua (*transcranial Direct Current Stimulation* ou tDCS) ou outra técnica de neuroestimulação em conjunto com outras tarefas que melhoram as funções cognitivas, sendo

reabilitar o cérebro através dos videojogos uma das melhores maneiras (BALLESTEROS et al., 2015; DEDONCKER et al., 2016; RIZVI et al., 2023)

A reabilitação efetiva do AVC 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 (STIENEN et al., 2007; BURKE et al., 2009). Um novo paradigma está emergindo no campo da reabilitação, caracterizado pelo uso sistemático de jogos computacionais, chamados de *serious games*, ou jogos sérios (PROENÇA et al., 2018). Jogos sérios são definidos como uma "disputa mental", jogado com um computador de acordo com regras específicas que usa entretenimento para promover treinamento corporativo ou governamental, educação, saúde, políticas públicas e objetivos de comunicação estratégica. Envolvem a pedagogia, transmitindo conhecimentos ou habilidades por meio de atividades que educam ou instruem (ZYDA, 2005). Os jogos sérios para reabilitação (BONNECHÈRE, 2018) oferecem uma experiência imersiva para motivar os pacientes a realizarem os exercícios de forma atrativa e prazerosa, amenizando a noção de dor/esforço durante os exercícios. No entanto, pesquisas com estudos clínicos mais aprofundados são necessárias nesta área (PROENÇA et al., 2018; RIZVI et al., 2023).

Nesta seção, primeiramente será abordada uma breve revisão atualizada de alguns jogos sérios aplicados recentemente na reabilitação dos membros superiores. Depois será apresentada uma visão geral dos principais requisitos de jogos sérios para aplicação na reabilitação do AVC. Em seguida alguns exemplos de tipos de jogos e seus efeitos na recuperação neuronal são ilustrados.

2.3.1 Revisão Biliográfica de Jogos Sérios Aplicados na Reabilitação

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 convencional (STIENEN et al., 2007). Pacientes que experimentaram jogos sérios na reabilitação de AVC tiveram eficácia semelhante ou superior em melhorar a função do braço em comparação com a terapia convencional e relataram maior interesse e diversão durante o treinamento (KOTTINK et al, 2014; PRANGE et al., 2015; CARDOSO et al., 2017; MOULAEI et al., 2023).

Uma revisão sistemática analisou 33 jogos sérios desenvolvidos para reabilitação do membro superior. Os resultados mostraram que a maioria dos artigos na revisão relataram uma relação positiva entre a motivação do paciente e o uso de jogos sérios (AGUILAR-LAZCANO et al., 2019). Em outra revisão recente que explorava jogos sérios para reabilitação do AVC, 8 estudos analisados relataram funções motoras melhoradas ao fim da interação baseada em jogos sérios. Além disso, 4 estudos, que embora não avaliassem a destreza ou melhora motora, relataram qualitativamente aceitação positiva pelos pacientes (MUBIN et al, 2020).

Um estudo investigou os efeitos de um programa de reabilitação utilizando realidade virtual para melhora do equilíbrio e independência funcional em 10 pacientes com AVC crônico. As sessões do programa compreendiam cinesioterapia, treino de equilíbrio com Nintendo Wii® e exercícios de aprendizagem para transferência. Após o treinamento, melhoria significativa foram encontradas nas escalas MIF e BERG, o que sugere uma influência positiva dos exercícios de RV adjuntos à terapia convencional na reabilitação do equilíbrio e da funcionalidade após o AVC, e indicam a viabilidade do programa de reabilitação baseado em RV (SILVA et al., 2015).

Uma revisão integrativa foi realizada com 13 artigos selecionados, em sua maioria ECRs com adultos/idosos com AVC, com o objetivo de descrever os protocolos de intervenção utilizando sistemas de vídeo game comerciais com RV na reabilitação. O Nintendo Wii® foi o videogame mais empregado. Equilíbrio, função motora de membro superior, qualidade de vida e atividade de vida diária foram os principais resultados. Empregou-se principalmente a Escala de *Fugl-Meyer*, Escala de Equilíbrio de Berg, teste Timed Up and Go e Índice de Barthel como medidas dos resultados. Os estudos indicaram melhora do equilíbrio dinâmico, função

motora do membro superior e qualidade de vida após reabilitação usando RV. A RV se mostrou mais eficaz que tratamentos convencionais na melhoria do equilíbrio dinâmico. Observou-se maior foco em desfechos relacionados a aspectos físicos e qualidade de vida na população com AVC (ARAMAKI et al., 2019).

Em MOULAEI et al. (2023) foi realizado uma revisão exploratória com 55 estudos envolvendo o uso de dispositivos robóticos para reabilitação dos membros superiores em pacientes pós-AVC combinado também com a utilização de jogos sérios e realidade virtual. Estes estudos apresentaram resultados positivos na avaliação/medição da função e destreza do membro superior, melhora das funções musculoesqueléticas e foi considerado um tratamento seguro e confiável. Nenhum efeito adverso foi relatado pelos pacientes.

Em JIANG et. Al (2023) foi proposto um jogo sério para avaliar automaticamente o comprometimento motor do membro superior em pacientes com AVC. O jogo relacionou as características motoras com a avaliação *Fugl-Meyer* para os membros superiores. O sistema do jogo conseguiu diferenciar de forma eficaz 8 indivíduos saudáveis e 24 pacientes com AVC com diferentes graus de hemiparesia com uma precisão média de 93,5%, sendo, portanto, uma abordagem alternativa mais confortável e eficiente para avaliar a função motora em pacientes com AVC.

A viabilidade e a eficácia da combinação de jogos sérios com estimulação elétrica funcional (*Functional Electrical Stimulation* ou FES) para a reabilitação de membros superiores após o AVC foi analisada em um ECR com 18 pacientes, comparando duas condições: jogo sério isolado e jogo sério com adição da FES. Os resultados mostraram que ambas as condições foram consideradas viáveis, mas a terapia combinada com FES apresentou benefícios mais significativos em termos do aumento da competência percebida, redução da pressão/tensão durante o treinamento e menor esforço na aplicação de um Inventário de Motivação Intrínseca (IMI). Além disso, o uso adicional de FES permitiu que pacientes com comprometimento grave participassem dos jogos (HÖHLER et al., 2023).

Um estudo investigou como a adesão aos princípios de neuroreabilitação afeta a eficácia dos jogos sérios destinados à reabilitação dos membros superiores em comparação com a terapia tradicional. Uma meta-análise de 42 estudos com 1760 indivíduos constatou que as intervenções de jogos sérios voltados para a recuperação do AVC tiveram resultados superiores em comparação com a terapia convencional em três componentes da Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF-OMS). Assim, conclui-se que os

jogos sérios são mais eficazes quando seguem um conjunto de princípios de neuro reabilitação, e, portanto, estes devem ser considerados durante o desenvolvimento de terapias de reabilitação específicas para o AVC (DOUMAS et al., 2021; DAMAŠEVIČIUS et al., 2023).

Os jogos sérios também podem ser benéficos para o cérebro e a função cognitiva, em particular em idosos, onde parecem compensar o declínio da função cognitiva sensível à idade (WHITBOURNE et al. 2013). Uma meta-análise (TORIL et al. 2014) analisou o treinamento cognitivo para pacientes idosos usando jogos sérios. Vinte estudos com grupo de controle foram realizados para comparar os resultados da intervenção. Os resultados indicaram que os jogos tiveram um efeito positivo na função cerebral melhorando diferentes funções cognitivas como tempo de reação, atenção e memória. Foi demonstrado que o progresso nos jogos e, portanto, na função cognitiva, está diretamente relacionado à idade dos participantes e ao número de sessões, tendo um impacto positivo na função cerebral de idosos. A capacidade de aprendizagem não é afetada pelo declínio cognitivo e ainda é possível aprender independentemente da idade ou nível cognitivo. Portanto, o mesmo tipo de benefício pode ser alcançado por idosos e adultos após uma intervenção (ANGUERA et al. 2013, BAMIDIS et al. 2015).

2.3.2 Requisitos de Jogos Sérios para Reabilitação do AVC

Nesta subseção, é apresentada uma visão geral das principais características de projeto e recomendações para o desenvolvimento de jogos sérios para a reabilitação do AVC, embora a pesquisa desse tipo de jogo ainda não tenha sido totalmente explorada (MUBIN et al., 2020; DAMAŠEVIČIUS et al., 2023) As características dos pacientes com AVC e a própria limitação dos movimentos motores devido a lesão resulta na necessidade de uma revisão focada para extrair diretrizes de design para jogos que auxiliem na reabilitação destes pacientes.

Embora os pacientes pós-AVC com sintomas moderados a graves são capazes de mover o braço apenas a uma pequena distância e podem não ser capazes de alcançar muito no mundo físico, os ambientes gerados por computador permitem que estes pacientes alcancem muito mais, desde que o jogo seja estruturado de forma adequada (BURKE et al., 2009). Projetar o jogo claramente focado no usuário ajuda na obtenção de melhores resultados e na aceitação geral. Portanto, é apropriado também envolver terapeutas e assistentes como partes interessadas no processo de design, podendo até mesmo serem co-jogadores, de modo que possam influenciar diretamente a jogabilidade do paciente em tempo real (MUBIN et al., 2020).

Os jogos para fins terapêuticos devem ser simples, mas desafiadores o suficiente para manter os pacientes engajados sem desenvolver qualquer tipo de frustração ou tédio (REGO et al., 2010; FERREIRA e MENEZES, 2020). Os pacientes com AVC devem ter uma jogabilidade simples e a capacidade de se recuperar rapidamente de qualquer falha no jogo, com pouca ou nenhuma menção aos conceitos de jogos clássicos, como perder, morrer ou falhar (pelo menos inicialmente). Em vez disso, o progresso da jogabilidade deve ser representado na forma de níveis avançados e encorajamento de interações positivas. Isto é importante, pois estes pacientes podem nunca ter jogado videojogos antes do AVC, podem não estarem familiarizados com o equipamento, possuem uma mobilidade reduzida no membro afetado e, consequentemente, se perderem repetidas vezes há um alto risco de não se envolverem com o jogo. Ao lidar com o insucesso de uma forma positiva, há uma probabilidade maior dos pacientes permanecerem engajados e não sentirem que o fracasso no jogo decorre de suas habilidades físicas prejudicadas. Além disso, no início da terapia, para progredir com sucesso no jogo o paciente deve saber sobre os objetivos e como alcançá-los, portanto, essa característica é importante e deve estar clara em jogos de reabilitação para o AVC (BURKE et al., 2009; 2010).

A personalização do perfil (HOCINE et al., 2015), embora de difícil implementação, pode melhorar os eventuais resultados da reabilitação em pacientes pós-AVC. Além disso, devido à disparidade nas características cognitivas e motoras de cada paciente, a adaptação e customização são essenciais, sendo interessante realizar uma pré-calibração/configuração inicial para cada paciente e, após, o jogo se adaptaria (dificultando ou facilitando) com base em performances em tempo real, histórico anterior ou simplesmente por meio de escolhas dos terapeutas (SHIN et al., 2014) ou dos próprios pacientes. Oferecer um alto nível de personalização é importante para atender às necessidades individuais e adaptar a terapia de reabilitação adequadamente à cada paciente. Estes sistemas, quando treinados e testados, são capazes até mesmo de fornecer uma previsão no momento da alta de vários resultados de escalas clínicas (FMA, ARAT etc.), tendo como entrada as pontuações das escalas clínicas e as medições realizadas pelo sistema robótico na admissão (extraídas automaticamente) como força, tempo, pontuação, entre outros. Este resultado suporta a ideia de usar estes sistemas em um ambiente clínico como uma ferramenta de suporte à avaliação e decisão clínica (CAMARDELLA et al., 2022).

Vários ECRs concentram-se em apenas uma estratégia de controle como a assistência baseada em impedância ou desempenho. No entanto, um dos principais desafios é combinar diferentes estratégias de controle ao longo do processo de reabilitação. Por exemplo, alguns pacientes podem se beneficiar ao progredir do controle assistivo para o controle resistivo à

medida que suas habilidades motoras melhoram, enquanto outros podem precisar de certos tipos de assistência baseados em EEG ou EMG. Criar diretrizes baseadas em evidências clínicas seria um avanço significativo para orientar a combinação ideal de estratégias de controle e otimizar os resultados da reabilitação. Essas diretrizes poderiam ser utilizadas pelos terapeutas e também incorporadas ao próprio robô de reabilitação, conferindo-lhe maior autonomia. No futuro, os robôs de reabilitação poderiam realizar adaptações automáticas com base no diagnóstico, nível de comprometimento e desempenho do paciente. Além disso, o uso de Inteligência Artificial (IA) poderia ensinar o robô a detectar e corrigir movimentos compensatórios que prejudicam a recuperação, causam problemas de saúde adicionais e levam à adoção permanente de movimentos patológicos. No entanto, o desenvolvimento de métodos de IA capazes de realizar essas detecções e correções ainda está em desenvolvimento nos robôs de reabilitação atuais e exigem o uso de sensores adicionais, como câmeras, infravermelho e sensores de movimento vestíveis/inteligentes (NOVAK e RIENER, 2015; LUXTON e RIEK; 2019).

Uma meta análise (ZHU et al., 2023) foi realizada para analisar os efeitos de diferentes técnicas de reabilitação com IA em pacientes com AVC. Foram avaliadas seis técnicas e comparadas em termos de melhora da função motora do ombro, cotovelo e punho, função geral do membro superior e capacidade de execução das AVDs. A reabilitação inteligente (RI) é um novo tipo de técnica que utiliza dispositivos terapêuticos com *biofeedback* inteligente e jogos virtuais bidimensionais para realizar o treinamento interativo com pacientes por meio de formas visuais, auditivas e táteis. A RI pode ser usada para avaliar e treinar as funções motoras e sensoriais manuais dos pacientes e reabilitar pessoas com comprometimento cognitivo. Foram analisados 101 estudos envolvendo 4.702 indivíduos. Os resultados indicaram que a técnica de reabilitação robótica mais realidade virtual foi mais eficaz na melhora da função motora do membro superior, assim como na função global do membro superior. Além disso, a técnica RI apresentou uma vantagem significativa na melhora da função motora total do membro superior (FMA-Total) em indivíduos com AVC.

Contextualizar o jogo é fundamental, de forma que as ações do paciente tenham significado e relevância no jogo. Quando este realiza algum tipo de ação durante o jogo, deve haver um *feedback* claro e consistente do sistema que seja diretamente relevante a ação realizada. Fornecer *feedback* em uma série de modalidades aumenta o envolvimento e a experiência do paciente com AVC.

O *feedback* pode ser usado para indicar ações ou respostas corretas ou incorretas e pode ser de vários tipos:

- **Auditivo:** dicas sonoras ou diálogo do personagem;
- **Visual:** pontuações, barras de progresso ou animações;
- **Tátil:** vibração ou força no dispositivo controlador (entrada).

Isso é feito para criar uma conexão entre o jogador e o jogo, fazendo o jogador sentir que, qualquer atividade realizada durante o jogo, o resultado é subsequente, como um aumento em uma pontuação específica ou elemento numérico do jogo (MUBIN et al., 2020).

Alternativamente, o *feedback* pode ocorrer através da aquisição de novas habilidades ou elementos do jogo, por exemplo, melhorando a saúde do personagem/avatar ou o arsenal de armas, ou através da aquisição de poderes especiais, como visão de raios-X, invisibilidade, turbo, etc. Esses incentivos gratificantes podem levar a um aumento da motivação e do prazer, criando um desejo maior de concluir tarefas específicas e atingir certos objetivos. Os atributos do personagem (saúde, poderes especiais etc.) também podem ser diminuídos ou removidos expondo uma jogabilidade ruim, ação que encoraja os jogadores a aprenderem com seus erros. Pode ser benéfico recompensar ações atípicas do paciente, como amplitude de movimento ou tempo envolvido no jogo. Um mecanismo de pontuação graduado também pode ser útil para manter o engajamento, em um jogo de arremesso, por exemplo, pontos podem ser concedidos por pegar a bola, bem como realmente arremessá-la e a pontuação relacionada ao arremesso. Da mesma forma, o alvo pode ser feito grande o suficiente para que seja impossível não marcar pelo menos alguns pontos, com mais pontos sendo concedidos por se aproximar do centro do alvo (BURKE et al., 2009).

Em muitos sistemas de reabilitação, os usuários com AVC veem uma representação virtual de si mesmos (avatar) ou de parte de si (apenas os membros rastreados) na simulação. Essas representações rastreiam o movimento dos membros reais de forma instantânea e contínua, conscientizando os pacientes quando estão movendo seus membros ou descansando-os. Pacientes com AVC descreveram esse *feedback* de forma positiva, auxiliando-os a focar no braço debilitado (BURKE et al., 2009).

Adicionalmente, estes jogos podem proporcionar um ambiente de competitividade, utilizando recompensas visuais e auditivas, bem como pontuações. A pontuação pode ser utilizada como forma de avaliar quantitativamente o progresso do paciente, sendo uma informação valiosa para médicos e fisioterapeutas; e para o próprio jogo, possibilitando calibrar atributos (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 et al, 2014; MORETTI et al., 2014; AGUILAR-LAZCANO et al., 2019).

Além da pontuação, diversas métricas para avaliar o desempenho do paciente no jogo foram propostas na literatura. As principais métricas utilizadas nos estudos são escalas de avaliação clínica (24,24%), comparação da amplitude de movimento (18,18%), pontuação no jogo (18,18%) e avaliação do fisioterapeuta (12,12%) (AGUILAR-LAZCANO et al., 2019).

Elementos competitivos como o multiplayer e torneios também podem ser utilizados para oferecer a oportunidade de treinar com outros pacientes, incentivá-los a melhorarem os seus resultados e superar os desafios associados à depressão ou ao isolamento social. No entanto, apesar do aumento do uso de jogos sérios na reabilitação, evidências sobre o impacto em ambientes multiplayer comparando os efeitos específicos dos modos de jogo competitivo, cooperativo e colaborativo na recuperação motora ainda são escassas (PEREIRA et al., 2019; BRUNNER, 2022). Algumas técnicas para criação de jogos sérios multiplayer incluem o mapeamento adaptativo para equilibrar as habilidades de cada jogador, ajustando o nível de dificuldade ou criando uma simulação do oponente. As estratégias de emparelhamento existentes na indústria de jogos permitem que os jogadores encontrem um oponente adequado. No entanto, nenhuma estratégia de emparelhamento está disponível em jogos sérios multiplayer para pacientes com AVC (BRUNNER, 2022). Resultados preliminares mostram que o envolvimento comportamental e o afeto positivo são promovidos de forma mais eficaz no modo colaborativo, especificamente com participantes com menos dificuldades motoras e cognitivas (PEREIRA et al., 2019).

2.3.3 Escalas de Avaliação Clínica

O AVC é uma doença de grande impacto sobre a saúde da população, estando entre as principais causas de morte e incapacitação física em todo o mundo. Sobre as consequências desse evento isquêmico, pode-se citar a perda de controle dos movimentos musculares, problemas sensoriais, incontinência, déficit cognitivo e problemas na comunicação e na fala. Esses, por sua vez, podem estar relacionados a limitações nas AVDs, restrições ao convívio social e redução da qualidade de vida do indivíduo. A avaliação funcional fisioterapêutica tem por finalidade traçar diagnósticos terapêuticos, prognósticos e avaliar respostas aos tratamentos de pacientes com sequelas dessa doença. Assim, nesta subseção são discutidas as escalas aplicadas nesta tese para avaliação dos pacientes pós-AVC. As medidas podem ser divididas

em duas categorias: funcionais e de qualidade de vida, que, por sua vez, podem ser realizadas por meio de questionários qualitativos e/ou quantitativos. As medidas com questionário quantitativo auxiliam na avaliação de todas as possíveis desordens acometidas pela doença, utilizando técnicas objetivas, sendo sensíveis às alterações e aos aspectos particulares dos indivíduos (SORIANO et al., 2010).

Com esses dados, é possível analisar a situação clínica antes, durante e depois da intervenção fisioterápica. Entretanto, a grande maioria desses instrumentos são produzidos em outros países e encontrados originalmente na língua inglesa. No Brasil, e em muitos países, há escassez ou até mesmo ausência de instrumentos específicos de avaliação em Fisioterapia e Neurologia. Assim, a tradução e adaptação transcultural de questionários tem sido vista como uma forma simples de se obter medidas válidas e confiáveis, visto que um questionário culturalmente adaptado indica que tanto a linguagem quanto o significado dos itens contidos no instrumento são consistentes com aqueles do documento original.

2.3.3.1 Avaliação do Comprometimento Sensório-Motor (Fugl-Meyer)

Para avaliação do comprometimento sensório-motor, o instrumento encontrado foi o protocolo de desempenho físico de *Fugl-Meyer* (FM). Essa escala foi desenvolvida por FUGL-MEYER et al. (1975) com o objetivo de mensurar o comprometimento sensório-motor seguido ao AVC. Essa escala possui um sistema de pontuação numérica acumulativa que avalia seis aspectos do paciente: a amplitude de movimento, dor, sensibilidade, função motora da extremidade superior e inferior e equilíbrio, além da coordenação e velocidade. Ela foi o primeiro instrumento quantitativo para mensuração sensório-motora da recuperação do AVC e é a escala mais conhecida e usada para a pesquisa e/ou prática clínica (MAKI et al, 2006). Ela é extensivamente utilizada em estudos científicos, em razão de sua confiabilidade e validade estabelecida internacionalmente. Por ser um instrumento com subdivisões, os trabalhos encontrados nem sempre utilizam todo o protocolo, mas apenas a subescala que é apropriada para seus objetivos. Dentre esses, a escala FM foi utilizada principalmente para validação de novas ferramentas de avaliação (CACHO et al., 2004; MORLIN et al. 2006; AZEVEDO et al., 2008; BUENO et al, 2008; CARVALHO et al., 2008; LIMA et al., 2008; MICHAELSEN et al., 2008). A escala FM possui como escore total 226 pontos, porém para aplicações que utilizam apenas a avaliação do membro superior, como nesta tese, é utilizada apenas uma subescala da FM, com 66 pontos (FMA). Resumidamente sua forma de aplicação baseia-se em

uma escala de três pontos: 0 (não pode ser realizado), 1 (realizado parcialmente), 2 (realizado completamente) (MAKI T., 2006).

2.3.3.2 Avaliação da Função do Membro Superior (Motor Activity Log)

Para avaliação da função do membro superior foi utilizada a escala *Motor Activity Log* (MAL). A MAL é uma entrevista estruturada desenvolvida por TAUB et al. (1993), na qual o paciente avalia o quanto (escala de quantidade do uso) e quão bem (escala de qualidade de movimento) realizou determinadas atividades da vida diária com o membro afetado. Assim, a MAL é um instrumento utilizado para avaliar a função motora de pacientes que sofreram AVC ou têm outras condições neurológicas que afetam a função motora. A versão original da MAL possuía 14 itens, porém, visando a avaliação de indivíduos com maiores deficiências foi desenvolvida a versão de 30 itens. Os itens incluem atividades como escovar os dentes, abotoar uma camisa, comer com garfo ou colher, entre outros (TAUB et al., 1993; WINSTEIN et al., 2003; PEREIRA et al., 2012).

Cada item deve ser pontuado pelo participante em uma escala ordinal de zero a cinco (tanto na escala quantitativa quanto na escala qualitativa). Na escala quantitativa as respostas compreendem a frequência em que o membro afetado foi utilizado na última semana, por meio de termos como “não usei”, “muito raramente”, “raramente”, “regularmente”, “quase sempre” e “sempre”. Já na escala qualitativa as respostam correspondem à qualidade do movimento durante o uso através de termos como “nunca utilizado", "muito fraco”, “fraco”, “bom”, “quase normal” e “normal”.

Por fim, as respostas de não uso do membro devem ser justificada em uma escala de um a cinco, que compreende justificativas como “eu usei o braço não afetado o tempo todo”, “outra pessoa fez por mim”, “eu nunca faço esta atividade, com ou sem ajuda de outros porque é impossível”, “eu às vezes faço esta atividade, mas não tive a oportunidade desde a última vez em que eu respondi essas perguntas”, “esta é uma atividade que eu normalmente fazia apenas com a mão dominante antes do AVC e continuo a fazer com a minha mão dominante agora” (TAUB et al., 1993; PEREIRA et al., 2012).

2.3.3.3 Avaliação do Comprometimento de Tronco (Teste de Alcance Funcional)

Para avaliação de comprometimento de tronco foi utilizado o Teste de Alcance Funcional (TAF) Modificado. O TAF (MARCHESI et al., 2021) é utilizado na avaliação da cinemática do tronco em pacientes pós-AVC e tenta compreender as limitações funcionais e as estratégias compensatórias utilizadas por estes pacientes durante tarefas de alcance. O teste pode fornecer insights sobre o comprometimento motor e ajudar a orientar intervenções de reabilitação adaptadas às necessidades individuais de cada paciente. O TAF Modificado é uma adaptação do Teste de Alcance Funcional utilizado para medir o alcance realizado pelo indivíduo. Nesse teste o indivíduo realiza o alcance em ortostatismo perpendicular a uma parede com demarcações, com ombro a 90° de flexão. A versão modificada é mais adequada para populações de estudo que apresenta um déficit motor mais pronunciado, pois o alcance pode ser mensurado com o paciente sentado em uma cadeira e com os pés apoiados no chão. Desta forma, é solicitado ao participante que, com a mão sobre uma mesa, alcance o mais distante sem tirar os glúteos da cadeira, sendo que seu tronco deve ser estabilizado medialmente e os membros inferiores proximalmente por uma faixa para reduzir compensações de movimento (MARCHESI et al., 2021).

2.3.4 Tipos de Jogos sérios e seus Efeitos na Recuperação

Existem diversos estudos e centros de pesquisa analisando devidamente os videojogos para reabilitação de lesões e estimulação de funções cognitivas. Estes jogos são uma tecnologia inovadora, mas também um desafio para a medicina já que podem trazer muitos benefícios, mas é preciso avaliar a finalidade para que cada um está indicado. Estudos mostram que indivíduos que jogaram jogos de ação demonstram capacidade melhorada em se concentrar em detalhes visuais, destreza motora e resolver problemas mentalmente com mais precisão, o que pode ajudar a atingir o real objetivo durante muitas situações da vida diária (MISHRA at al., 2016). Os jogos baseados em alvos e os jogos tipo tetris são considerados um dos tipos de jogos de maior sucesso e são adequados para o propósito de reabilitação pretendido. Este tipo de jogo não só permite a execução de movimentos que fortalecem os músculos dos braços e ombros do paciente, mas também produz a estimulação necessária de sua atividade cognitiva e entradas sensoriais (FERREIRA e MENEZES, 2020; MUBIN et al., 2020)

Estudos mostram que jogos de lógica/*puzzle* e jogos de plataforma parecem contribuir positivamente para o volume do córtex entorrinal (parte do cérebro envolvida na memória e no olfato) enquanto jogos de ação contribuiriam negativamente (KÜHN et al. 2011). Por outro lado, uma meta-análise concluiu que jogos de tiro podem melhorar as habilidades espaciais e que as habilidades adquiridas durante os jogos podem ser transferidas para atividades de vida diária (GRANIC et al. 2014).

Em GAMITO et al. (2017), um programa de treinamento cognitivo foi aplicado a 20 pacientes com AVC para reabilitação neuropsicológica. Foram utilizados jogos sérios com realidade virtual para o treinamento cognitivo com tarefas de atenção e memória compostas por atividades da vida diária. Os resultados mostraram melhorias significativas nas funções de atenção e memória no grupo de intervenção, mas não nos controles, mostrando a eficácia deste tipo de treinamento na reabilitação, possibilitando a transferência deste aprendizado para as atividades da vida diária.

O *MentalPlus*® é uma ferramenta de código aberto que foi projetada para melhorar a atenção executiva e as funções de memória voltado para pessoas com lesões cerebrais ou déficits cognitivos como DCPO (Disfunção Cognitiva Pós-Operatória). Entretanto, devido à sua grande utilidade para a reabilitação, vários temas semelhantes foram criados para se tornar adequado para a reabilitação. O *MentalPlus*® tem sido utilizado por pesquisadores que desejam desenvolver uma ferramenta para a reabilitação cerebral (reorganização e neuroplasticidade cerebral). Assim, os jogos sérios desenvolvidos com esta ferramenta estimulam a função cognitiva e potencializam habilidades como busca de estratégias, tomada de decisão, percepção visual e memória, além de induzirem mudanças na estrutura e função do cérebro (VALENTIN et al., 2017).

A utilização de jogos sérios com técnicas de reabilitação envolvendo inteligência artificial em pacientes com AVC (reabilitação inteligente) mostraram resultados positivos em termos de melhora da função motora do ombro, cotovelo e punho, função geral do membro superior e capacidade de execução das AVDs (ZHU ET AL., 2023).

A depressão é uma preocupação psicológica grave que afeta negativamente a saúde em adultos/idosos. Os jogos sérios são considerados intervenções apropriadas no cuidado da saúde mental. Em KIM et al. (2022) foi realizado uma revisão sistemática e meta-análise de vários ECRs para investigar os efeitos dos jogos sérios na depressão em adultos de idade mais avançada. Foram incluídos 17 estudos com 1280 participantes na revisão sistemática e 15

estudos na meta-análise. Os jogos sérios foram classificados em três tipos: atividade física, função cognitiva e ambos. A meta-análise mostrou que os jogos sérios reduziram a depressão em adultos/idosos. Os jogos sérios que incluíam atividade física, especificamente, tiveram um impacto significativo.

2.3.5 Técnicas de Estimulação/*Feedback* para Jogos Sérios

Nesta subseção serão apresentadas algumas aplicações das técnicas de estimulação e *feedback* em conjunto com jogos sérios a fim de aumentar a eficácia dos exercícios para reabilitação do AVC.

2.3.5.1 Terapia Bimanual com Feedback de Força

Após o AVC, os pacientes praticam o chamado "não uso aprendido" do braço parético, concentrando seus esforços no lado não parético. A compensação com o lado não parético geralmente produz picos de forças relativamente maiores deste lado. O Ambiente de Simulação para Terapia de Braço (*Simulation Environment for Arm Therapy* ou SEAT), é um dispositivo robótico de 1 GDL com um volante bipartido. O volante faz interface com um simulador de direção que gera cenas gráficas da estrada. As forças geradas com cada braço durante a condução bilateral são medidas de forma independente (VAN DELDEN et al., 2012). Em um modo específico de operação (direção normal), os indivíduos são encorajados a melhorar sua simetria de força ao dirigir ativamente com ambos os braços. Se ele tentar usar o membro superior menos afetado, um *feedback* (rigidez do volante proporcional ao uso do braço menos prejudicado) o lembra de não o fazer. Prejudicando a capacidade do paciente de controlar facilmente o volante com o braço forte, leva à consciência imediata do seu uso e de uma ação corretiva. Um experimento envolvendo 8 pacientes com AVC crônico, mostrou que o *feedback* de força pode motivar o uso do braço parético e reduzir o uso excessivo do braço menos afetado (JOHNSON et al., 2005).

De forma semelhante, um sistema de treinamento robótico bimanual para tarefas de direção foi desenvolvido em TRLEP et al. (2011). O guidão montado no efetuador pode medir as forças geradas por cada braço de forma independente. Os indivíduos podem executar tarefas com um jogo de simulador de voo virtual. Durante o exercício, os indivíduos são encorajados a usar o membro mais fraco contra uma 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 mais afetado. Pacientes pós-AVC obtiveram melhorias no desempenho de tarefas bilaterais e unilaterais após o treinamento com este dispositivo.

2.3.5.2 Mirror Therapy

A terapia espelho (*mirror therapy*) é uma técnica utilizada para a reabilitação de pacientes que sofrem de vários distúrbios neurológicos, incluindo AVC. Esta técnica é utilizada em casos de patologias assimétricas. O objetivo é enganar o cérebro refletindo a imagem do membro móvel e saudável no membro afetado. Assim, o cérebro acredita que o membro afetado pode se mover novamente e novas conexões podem ser criadas por meio da estimulação visual. Isto poderia compensar a falta de estimulação sensorial devido à doença do membro. Esta técnica pode ser facilmente aplicada usando a realidade virtual; o objetivo também é enganar o cérebro, criando virtualmente uma situação falsa. Jogos específicos foram desenvolvidos nos quais o paciente move o membro saudável e o jogo retorna um *feedback* indicando que o membro afetado mobilizado está influenciando o jogo. Esses jogos foram testados com sucesso para revalidação dos membros superiores com base na terapia espelho (SHIRI et al. 2012). Pacientes que realizaram exercícios de reabilitação por meio de um sistema com *feedback* aprimorado em comparação com o tratamento convencional tiveram uma recuperação mais favorável da função dos membros superiores (KIPER et al. 2014).

Um ECR explorou os efeitos da terapia robótica combinada com terapia espelho nos membros superiores de 56 pacientes com hemiplegia pós-AVC. O grupo controle recebeu terapia convencional, enquanto o grupo de observação recebeu terapia robótica combinada com terapia espelho. Após quatro semanas, houve uma melhora nas pontuações da escala FMA, MIF e IB modificado em ambos os grupos, porém o grupo de observação apresentou resultados superiores em relação ao grupo controle. Concluiu-se que a terapia robótica combinada com terapia espelho pode melhorar a função do membro superior e a execução das AVDs em pacientes com AVC, destacando a importância da utilização de terapias inovadoras no processo de reabilitação de pacientes com sequelas desta lesão (RONG et al., 2019).

Um sistema composto por uma luva sensorizada que interage com um exoesqueleto para os membros superiores, *GLOREHA*, foi apresentado em TIBONI, CINZIA e ROBERTO (2023). O exoesqueleto possui uma transmissão por cabo e permite que o usuário realize uma

terapia de reabilitação assistida bimanual usando a técnica de terapia espelho para aumentar a eficácia do tratamento. Os sensores utilizados mostraram desempenho adequado para esse tipo de aplicação e boa resposta do exoesqueleto ao sinal de comando (comunicação *bluetooth*). O sistema apresentado favorece a conquista de um dos pilares dos Objetivos de Desenvolvimento Sustentável (ODS): saúde e bem-estar. Aplicar esta atividade de reabilitação em casa permite que um número maior de pessoas recupere mais rapidamente as funções motoras dos membros superiores em comparação com o atual (TIBONI, CINZIA e ROBERTO, 2023).

2.4 Dispositivos Robóticos Atuados por Cabos para Reabilitação

Nesta subseção é apresentada uma breve revisão dos dispositivos robóticos atuados por cabos desenvolvidos para serem aplicados na reabilitação do AVC.

O ArmeoBoom®, é um dispositivo com suporte de peso para o braço projetado para ambientes domésticos. Este dispositivo oferece suporte de peso ajustável, permitindo que os pacientes realizem exercícios de movimento do braço afetado em um amplo espaço tridimensional. Exercícios interativos de reabilitação (jogos) são realizados movendo o braço afetado e utilizando uma *webcam* e um potenciômetro. O espaço de trabalho pode ser ajustado para o máximo de cada paciente dentro do ambiente de jogo. A quantidade de suporte é reduzida progressivamente com a melhoria do paciente. Um software de avaliação fornece o progresso do paciente para determinar apropriadamente o próximo desafio e promover a terapia ideal (HOCOMA, 2019).

O *NeReBot* ("*NEuro REhabilitation roBOT*") é um robô com 3 GDL projetado para tratar pacientes durante a fase aguda do AVC. No *NeReBot*, o membro superior do paciente é suportado e manipulado por três cabos, que são operados por motores elétricos de forma independente. A conformidade deste dispositivo é dada pela estrutura sub atuada e pela atuação unilateral via cabo. Dessa forma, os cabos auxiliam o movimento do membro do paciente ao longo de uma trajetória pré-planejada, permitindo movimentos voluntários fora do caminho. Os movimentos voluntários são permitidos mesmo quando a assistência robótica é fornecida. O *NeReBot* foi utilizado com sucesso na reabilitação pós-AVC tendo melhorado as execuções das AVDs em pacientes pós-AVC quando usado como tratamento adicional ou em substituição parcial à terapia de reabilitação convencional (ROSATI et al., 2005; STEFANO et al., 2014; ROSATI et al., 2017).

O *MariBot* (*Marisa roBot*), é uma evolução do *NeReBot* com cinco graus de liberdade. Este robô possui uma estrutura híbrida e implementa o mesmo princípio do *NeReBot* (três cabos para suspender o membro superior do paciente) e, adicionalmente, dois graus de liberdade (acionados por dois motores) são usados para mover os cabos em um plano de atuação. Dessa forma, ele é capaz de adaptar a posição dos pontos de entrada dos cabos de acordo com o movimento do membro. Essa arquitetura oferece capacidades significativamente aprimoradas no controle do movimento do membro superior no nível articular e também no plano horizontal (ROSATI et al., 2005; ROSATI et al., 2017).

O DIEGO®, desenvolvido pela *TYROMOTION* (2023), é um dispositivo baseado e cabos para reabilitação unilateral e bilateral do ombro e braço. Este dispositivo se adapta às necessidades individuais do paciente e usa um controle com compensação inteligente e *assist-as-needed* (assistir quando necessário). O DIEGO® também possui um sistema de realidade virtual com jogos que estimulam e facilitam o treinamento com uma área de trabalho tridimensional que permite a transferência do aprendizado para as AVDs (TYROMOTION, 2023).

O *Lawex* é um robô atuado por cabos com quatro cabos que permite até três GDLs para reabilitação do membro superior. Esse dispositivo possui quatro motores de corrente contínua, cada um equipado com um *encoder* que permite o controle de velocidade e direção realizado por um microcontrolador. A diferença entre a posição atual e a posição desejada define a velocidade de entrada do motor. Uma interface define as trajetórias de movimento configurando uma lista de coordenadas de pontos que se deseja alcançar em função do tempo (CARBONE et al., 2017; LARIBI et al., 2019; BOSCHETTI et al., 2019).

O *CUBE* é um dispositivo atuado por cabos para reabilitação com 6 GDLs e 6 cabos/motores. Esse dispositivo foca no treinamento tanto dos membros superiores quanto dos membros inferiores, e o usuário usa um anel (plataforma móvel) como pulseira. Este dispositivo é controlado de forma similar ao mencionado para o *Lawex* (CAFOLLA et al., 2019).

As principais características dos dispositivos atuados por cabos apresentados nesta subseção estão resumidas na Tab. 2.

Tabela 2 – Principais características dos dispositivos atuados por cabos revisados.

Dispositivo	GDLs/Movimentos	Articulação Envolvida	Tipo	Estratégia de Controle	Atuador/ Mecanismos	Número de Cabos
ArmeoBoom	Área de Trabalho 3D	Ombro e Cotovelo	Compensação de Gavidade	Passivo/Ativo	Sistema de suporte	2
NeReBot	3 GDLs	Ombro e Antebraço	Robô Atuado por Cabos	Passivo	3 Motores CC	3
MariBot	5 GDLs	Ombro e Antebraço	Robô Atuado por Cabos	Passivo	3 mecanismos + 2 motores articulados	3
DIEGO	Área de Trabalho 3D	Braço-Ombro	Robô Atuado por Cabos com Compensação de gravidade	Bilateral/Assistivo	2 motores (cada lado)	2 (cada lado)
Lawex	3 GDLs (área de trabalho prisma trigonal)	Ombro e Cotovelo	Robô Atuado por Cabos	Assistivo	Motor CC	4
CUBE	5 GDLs	Membros Superiores e Inferiores	Robô Atuado por Cabos	Assistivo	6 Motores CC	6

2.5 Sistemas de Medição de Compensação

Avaliações precisas e objetivas da qualidade do movimento do membro superior após o AVC durante tarefas funcionais são um importante pré-requisito para melhorar a compreensão da fisiopatologia dos déficits de movimento e para provar a eficácia das intervenções (SCHWARZ et al., 2020).

Uma complicação comum em relação ao desempenho durante o treinamento de reabilitação do braço/mão está relacionada ao fenômeno da compensação. Após o AVC, a maioria dos pacientes hemiparéticos tenta concluir a tarefa por meio do uso de estratégias de compensação, ou seja, usando sinergias musculares alternativas (LEVIN et al., 2009).

Indivíduos com comprometimento neurológico e motor severo frequentemente utilizam o tronco para ajudá-los a completar algumas tarefas. Desta forma, indivíduos hemiparéticos com baixa função motora podem tentar usar ajustes posturais para ajudar seu braço debilitado durante o treinamento de reabilitação (JOHNSON et al. (2005). Por exemplo, durante as atividades orientadas a tarefas de preensão (MICHAELSEN et al, 2004), indivíduos com hemiparesia usam um maior deslocamento do tronco (plano sagital e horizontal) e uma maior abdução do ombro ao levar a mão até um alvo em comparação com indivíduos saudáveis (MURPHY et al., 2010).

Assim, a atividade postural deve ser examinada para determinar se o aumento da atividade muscular foi devido ao maior uso do braço mais debilitado ou apenas devido aos ajustes posturais. Muitos dos produtos comerciais atualmente disponíveis permitem este tipo de avaliação e acompanhamento dos pacientes. A maioria dessas empresas utilizam soluções comerciais. Porém, a maioria destas soluções são caras e apresentam diversas limitações e,

portanto, novas soluções devem ser desenvolvidas ou os produtos disponíveis devem ser melhorados (BONNECHÈRE, 2018; SCHWARZ et al, 2020; SAES et al., 2022).

Esta seção, abordará primeiramente alguns métodos de medição da compensação e os tipos de compensação no membro superior. Os componentes utilizados em sistemas para medição da compensação e o protocolo de conexão sem fio *BLE* (*Bluetooth Low Energy*) utilizado em diversos sistemas de compensação, inclusive no sistema desenvolvido nesta tese, serão apresentados em seguida. Por fim, uma breve revisão da aplicação destes sistemas na literatura será abordada.

2.5.1 Métodos de Medição da Compensação

A compensação é descrita como a incorporação de graus de liberdade adicionais em novas articulações e segmentos corporais e é comumente empregada para se adaptar à perda da função motora (CAI et al, 2020). Embora a compensação motora ajude os pacientes a obter uma melhora imediata na função, ela pode impedir o progresso da recuperação a longo prazo e introduzir novos problemas ortopédicos (ALAVERDASHVILI e FOROUD, 2008; ROBY-BRAMI et al., 2010; CAI et al, 2020). Estudos anteriores demonstraram que a redução dos movimentos compensatórios pode ser útil para a recuperação (WU et al., 2012; KWEE et al., 2014). As abordagens atuais para reduzir a compensação dependem da supervisão e correções por terapeutas. No entanto, o treinamento individual assistido manualmente é trabalhoso, demorado e caro. Assim, existe a necessidade de detectar e reduzir a compensação em pacientes pós-AVC de forma automática para otimizar o processo de reabilitação (CAI et al, 2020; SAES et al., 2022).

O rastreamento de movimento em tempo real usando dispositivos eletrônicos apresenta uma ampla gama de aplicações, como monitoramento de saúde e esportes, sistemas de navegação e robótica (MADGWICK et al., 2011; ABYARJOO et al., 2015). Vários métodos propostos para estimar a orientação de um objeto usam tecnologias de reconhecimento de imagem com câmeras de vídeo. Embora este método possa alcançar bons resultados, possui como desvantagem ser restrito a um ambiente controlado.

Sistemas de rastreamento de movimento baseados em marcadores podem alcançar resultados precisos e robustos, no entanto, necessitam de configurações complexas (DOLATABADI et al., 2017). Embora os sistemas sem marcadores permitam uma avaliação

mais simples dos movimentos humanos em clínicas, eliminando a necessidade de marcadores, a precisão destes sistemas ainda é desafiadora (NORDIN et al., 2014).

Além disso, sistemas de detecção baseados em câmeras criam problemas relacionados à privacidade do paciente e podem causar comportamentos não naturais em pacientes pós-AVC devido ao desconforto em serem monitorados (RANGANATHAN et al., 2017). Em geral, a detecção de compensação em pacientes com AVC ainda carece de um método adequado.

Sensores inerciais podem ser usados como um método alternativo, uma vez que são capazes de detectar quantidades físicas de um objeto em movimento sem a necessidade de referências externas. Além disso, esses sensores não são restritos ao movimento nem a qualquer local específico (ZHANG et al., 2009; 2012; ABYARJOO et al., 2015). O uso de sensores inerciais vem se tornando comum para análise do movimento, tanto para monitoramento de atividades esportivas quanto para aplicação na área de saúde e também para monitorar distúrbios do movimento causados por problemas neurológicos (QI et al., 2015; AMARO et al., 2017; SCHWARZ et al, 2020; SAES et al., 2022).

2.5.2 Tipos de Compensação no Membro Superior

Esta subseção, abordará os tipos de compensação para a parte superior do corpo humano. Três tipos de padrões compensatórios são comumente observados durante tarefas de alcance, incluindo movimentos excessivos de inclinação do tronco para frente, rotação do tronco e elevação do tronco-escápula (CAI et al., 2020).

A inclinação para a frente acontece quando uma pessoa move a parte superior do corpo para a frente enquanto avança (dobrando os quadris ou flexionando a coluna). A rotação do tronco acontece quando uma pessoa gira a parte superior do corpo enquanto move o braço exercitado de um lado para o outro. A elevação do tronco-escápula (elevação do ombro) acontece quando as pessoas levantam o ombro (de um lado) enquanto avançam.

A Figura 15 (a) mostra uma representação do ângulo entre o vetor do tronco e o eixo y (ângulo α) usado para avaliar o grau de compensação da inclinação para frente; na Fig. 15 (b) o ângulo entre o vetor do ombro e o eixo z (ângulo β) usado para avaliar o grau de compensação da rotação do tronco; e na Fig. 15 (c) o ângulo entre o vetor do ombro e o eixo x (ângulo γ) usado para avaliar o grau de compensação da elevação do ombro (CAI et al., 2020).

O vetor do tronco é definido como a linha do meio da coluna até a coluna no ombro e o vetor do ombro como a linha do ombro esquerdo ao ombro direito.

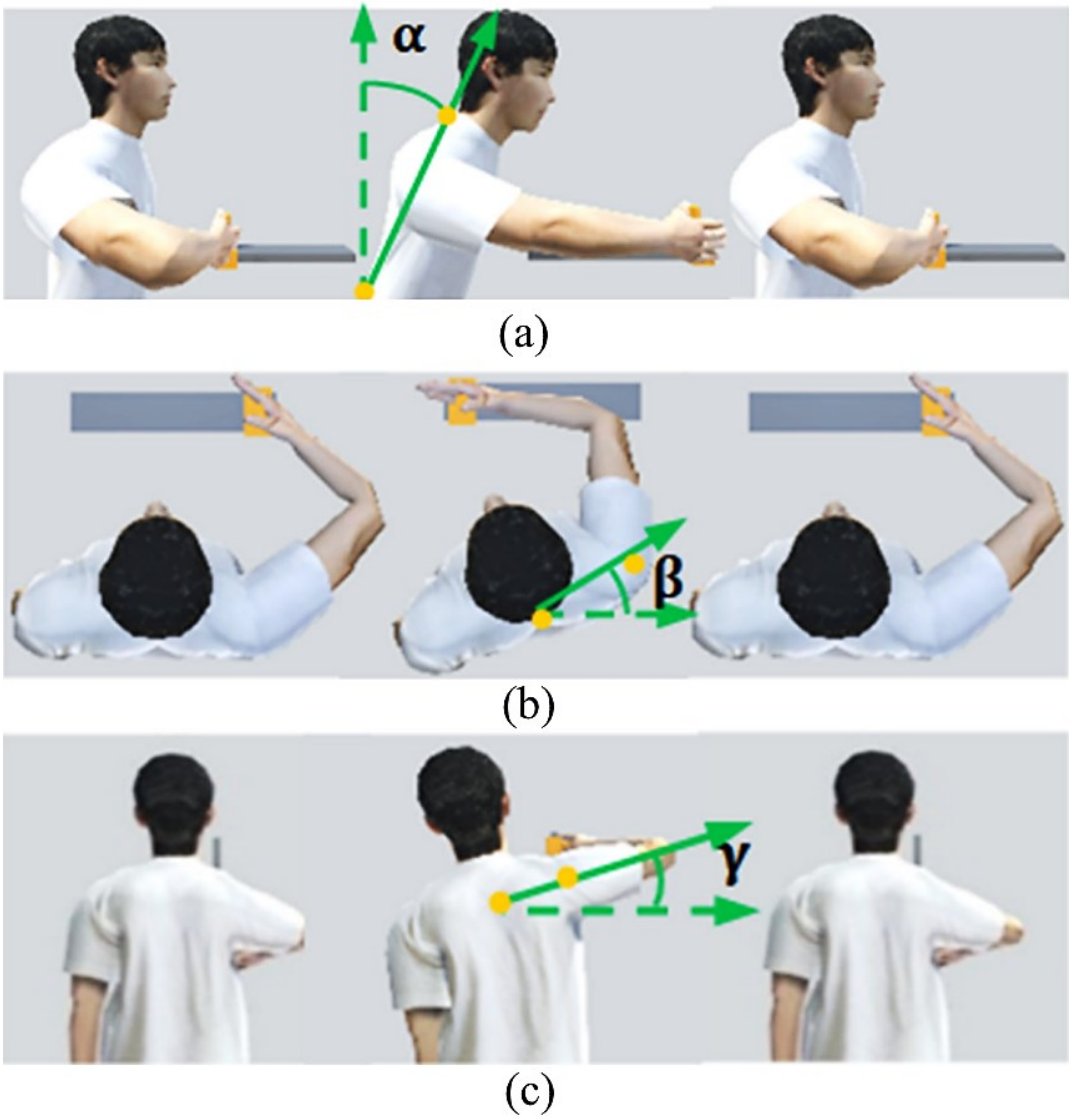


Figura 15 – Representação dos ângulos de compensação: (a) inclinação para frente (α), (b) rotação do tronco (β) e (c) elevação do ombro (γ) (Adaptado de CAI et al., 2020).

2.5.3 Sistemas Inovadores para Medição da Atividade Postural

Nesta subseção serão apresentados alguns dos componentes e técnicas utilizados recentemente em sistemas para medição da atividade postural e, consequentemente, da compensação dos pacientes durante as terapias de reabilitação.

2.5.3.1 Unidades de Medida Inercial

Os avanços em dispositivos em miniatura levaram pesquisadores a validar sensores inerciais para capturar o movimento humano. O desenvolvimento de sensores eletromecânicos pequenos, portáteis e vestíveis pode preencher a lacuna entre a praticidade de ferramentas clínicas comumente usadas e sistemas ópticos mais precisos, mas caros (ZHANG et al., 2012). Uma unidade de medida inercial (*Inertial Measurement Unit* ou IMU) consiste em dois tipos de sensores inerciais, acelerômetro de 3 eixos (triaxial) e giroscópios de 3 eixos.

Um giroscópio mede a velocidade angular que pode ser integrada ao longo do tempo para calcular a orientação do sensor se as condições iniciais forem conhecidas. Giroscópios de precisão, são muito caros e volumosos para a maioria das aplicações e, portanto, dispositivos MEMS (*Micro Electrical Mechanical System*) menos precisos são usados na maioria das aplicações. A integração dos erros de medição do giroscópio leva a um erro acumulado na orientação calculada. Portanto, os giroscópios por si só não podem fornecer uma medida absoluta de orientação. Uma unidade de medida inercial composta por giroscópio e acelerômetro triaxiais permite estimar a orientação do dispositivo em relação ao vetor de gravidade e rastrear movimentos de rotação e translação (MADGWICK et al., 2010; 2011; AMARO et al., 2017).

Um sensor MARG (*Magnetic, Angular Rate, and Gravity*) é uma IMU híbrida que incorpora um magnetômetro triaxial. Os sistemas MARG, também conhecidos como sistemas de referência de atitude e orientação (*Attitude and Heading Reference Systems* ou AHRS), são capazes de estimar a orientação do dispositivo em relação ao campo magnético da Terra e assim fornecer uma medição completa da orientação, em relação à direção da gravidade e ao campo magnético da Terra (MADGWICK et al., 2011; ABYARJOO et al., 2015). O acelerômetro e o magnetômetro irão medir os campos gravitacionais e magnéticos da Terra, respectivamente, e assim fornecer uma referência absoluta de orientação (MADGWICK, 2010).

A precisão das IMUs vestíveis melhorou ao longo dos últimos anos com vários estudos validando seu uso para medição do ângulo da articulação (ZHOU et al., 2008; CUTTI et al., 2008; TEUFL et al., 2019). No entanto, uma limitação das IMUs é seu potencial de subestimar movimentos de grande ângulo e superestimar movimentos de pequeno ângulo (MORROW et al., 2017).

2.5.3.2 Fusão de Sensores Inerciais

As IMUs fornecem uma medição direta da orientação, no entanto, esta medição não pode ser usada como referência em todos os instantes, uma vez que estão sujeitas a altos níveis de ruído; por exemplo, o acelerômetro mede o vetor de aceleração gravitacional contaminado pela aceleração dinâmica do movimento e o magnetômetro mede o campo magnético terrestre contaminado por anomalias magnéticas locais e perturbações magnéticas.

Assim, como as medições de todos os sensores são suscetíveis a perturbações, o desafio dos métodos de fusão é rejeitar essas perturbações o máximo possível. Entretanto, o caráter das perturbações pode ser diferente em diferentes cenários de aplicação. Por exemplo, as acelerações dinâmicas de um MARG instalado em um atleta são diferentes do instalado em uma aeronave. Cada tipo de sensor também é influenciado por desalinhamento da ortogonalidade, desvio de sensibilidade, e atenuação de amplitude, entre outros. Para a aplicação principal no domínio de reconhecimento de movimento humano, portanto, deve-se concentrar os esforços nos aspectos específicos desse domínio, como a perturbação de aceleração dinâmica. A filtragem complementar (MAHONY et al., 2005; WU et al. 2016) utiliza filtros passa-baixa e/ou passa-alta para remover perturbações das medições. A perturbação é modelada como qualquer sinal que não passa pelo filtro.

O filtro de orientação calcula uma estimativa única de orientação através da fusão das medições do giroscópio, acelerômetro e magnetômetro. Desta forma, um componente chave para esses sistemas é um algoritmo capaz de fundir os dados de cada sensor para produzir uma estimativa ótima de orientação, uma técnica referenciada na literatura como fusão de sensores inerciais (MADGWICK et al., 2011). A eficácia da estimativa da orientação depende da habilidade dos algoritmos de fusão de sensores em processar e mitigar os erros inerentes ao uso de sensores inerciais e magnéticos (SABATELLI et al., 2013). Estes algoritmos geralmente dependem da capacidade do sistema de amostrar e transferir dados para processamento, fazendo

com que seja necessária uma forte infraestrutura de coleta e processamento de dados para um sistema de rastreamento de movimento em tempo real (AMARO et al., 2017).

O filtro de Kalman (1960) tornou-se a base aceita para a maioria dos algoritmos de filtro de orientação e sensores de orientação inercial comerciais como *Xsens*, M*icro-Strain*, *VectorNav*, *Intersense*, *PNI* e *Crossbow*, provando sua precisão e eficácia, no entanto, há também desvantagens na sua utilização. Primeiro, eles podem ser complicados de implementar, o que é refletido pelas inúmeras soluções vistas na literatura; as iterações de regressão linear, fundamentais para o processo de Kalman, exigem taxas de amostragem que excedem a largura de banda da aplicação; e uma alta taxa de amostragem pode ser necessária para aplicações de captura do movimento humano, por exemplo. As relações de estado que descrevem a cinemática rotacional em três dimensões normalmente requerem grandes vetores de estado e uma implementação estendida do filtro de Kalman para linearizar o problema. Esses desafios exigem uma alta demanda computacional para implementação de soluções baseadas em Kalman (MADGWICK et al., 2011).

Abordagens alternativas foram implementadas para tentar resolver esses problemas através de processamento difuso (fuzzy) (OJEDA e BORENSTEIN, 2002; HONG et al., 2003) e filtragem no domínio da frequência (HYDE et al., 2008). Em BACHMAN et al (2001) e MAHONY et al. (2008) foram apresentados algoritmos que empregam um filtro complementar. Porém estas soluções apresentadas ou apresentam uma alta demanda computacional ou não foram validadas de forma abrangente.

MADGWICK et al. (2011) apresenta um novo algoritmo computacionalmente eficiente projetado para oferecer suporte a um sistema inercial vestível de rastreamento do movimento humano em aplicações de reabilitação. Este algoritmo é aplicado em IMUs que possuam giroscópios e acelerômetros triaxiais e MARG que também incluem magnetômetros triaxiais. A implementação MARG incorpora compensação da distorção magnética. O algoritmo usa uma representação de quatérnio, permitindo que dados de acelerômetro e magnetômetro sejam usados em um algoritmo de descida do gradiente otimizado e derivado analiticamente para calcular a direção do erro de medição do giroscópio como uma derivada do quatérnio. O desempenho foi avaliado em comparação com o algoritmo baseado em Kalman. Os resultados indicaram que o algoritmo atingiu níveis de precisão correspondentes com erro RMS estático menor que 0,8º e erro RMS dinâmico menor que 1,7º. Uma investigação sobre o efeito da taxa de amostragem foi realizada de forma simulada eliminando dados experimentais para simular taxas de amostragem entre 1 Hz e 512 Hz. O algoritmo proposto atingiu níveis

semelhantes de desempenho entre 50 Hz e 512 Hz. Durante a amostragem a 10 Hz o algoritmo é capaz de atingir um erro estático menor que 2º e um erro dinâmico menor que 7º, que pode ser um nível de precisão suficiente para aplicações de movimento humano, próximo ao valor de 5º que é clinicamente aceito pela Associação Médica Americana (AMA) como medidas confiáveis para a avaliação de comprometimentos de movimento (MAJUMDER et al., 2021; RAHMAN et al., 2023). A capacidade do algoritmo em utilizar uma baixa demanda computacional e operar com pequenas taxas de amostragem reduzem significativamente o hardware e a energia necessários para rastreamento de movimento utilizando sensores inerciais vestíveis e permitindo a criação de sistemas leves e baratos, capazes de funcionar por longos períodos de reabilitação.

Materiais ferromagnéticos ou outros campos magnéticos próximos aos sensores inerciais perturbam o campo magnético e, consequentemente, a estimativa de orientação, o que limita a aplicações destes sensores no âmbito ambulatorial. Para contornar este problema, foi proposto um filtro complementar de Kalman para estimar a orientação de membros do corpo humano, combinando os sinais do giroscópio, acelerômetro e magnetômetro. No filtro, o erro de *bias* do giroscópio, erro de orientação e erro de perturbação magnética são estimados. A orientação estimada pelo filtro foi comparada com a obtida por meio do sistema de referência óptica VICON. O filtro foi testado em condições estáticas e dinâmicas com materiais ferromagnéticos próximos ao módulo do sensor. Os resultados mostraram estimativas de orientação precisas e sem *bias*, resultando em uma diferença significativa ($p < 0,01$) em relação as estimativas sem compensação de perturbações magnéticas. Nos experimentos com perturbação magnética o erro estático médio foi de $1,4 \pm 0,4º$ e o erro dinâmico de 2,6º (RMS) (ROETENBERG et. Al, 2005; MATHWORKS, 2022; STANLEY, 2022).

Em JUSTA et al. (2020), é proposto um novo filtro preditor-corretor rápido para sistemas de referência de atitude e orientação (*fast* AHRS *filter*) usando uma combinação de dados de sensores inerciais ortogonais com três acelerômetros, três magnetômetros e três giroscópios. O filtro utiliza a estrutura preditor-corretor, com a predição baseada nos giroscópios e etapas de correção independentes para os sensores de aceleração e campo magnético. A abordagem é baseada em quatérnios sem etapas redundantes. O filtro foi comparado com métodos de ponta na área de registro de dados utilizando MEMS de baixo custo e com dados reais absolutos medidos pelo sistema óptico VICON. O filtro alcançou uma maior precisão do que os métodos convencionais a um custo computacional menor, erro estático médio de 3,2º e erro dinâmico de 3,91º (RMS).

2.5.3.3 Sensor de Captura para Movimentos Kinect

Embora existam vários sensores de captura de movimento disponíveis, um dos mais conhecidos e utilizados é o *Microsoft Kinect*. O *Microsoft Kinect* é um sistema de baixo custo, sem marcadores, com uma câmera com sensor de profundidade que utiliza projeção a laser infravermelho (IR) e uma câmera IR para rastreamento do corpo em tempo real em três dimensões. A fabricação do *Kinect* para *Windows* foi descontinuada. A próxima geração do sensor de profundidade que define a categoria da Microsoft continua no *Azure Kinect DK*, um kit de desenvolvedor com sensores avançados de IA, com modelos sofisticados de fala e de pesquisa visual computacional com uma resolução 6 vezes melhor (KINECT, 2021).

Estudos anteriores validaram o *Kinect* (v2) para a avaliação do controle postural (CLARK et al., 2012) e para a avaliação funcional dos membros superiores (CAI et al. 2019). Vários estudos validaram o *Kinect* para a medição dos ângulos das articulações, mostrando excelentes níveis de confiabilidade intraexaminador (BESHARA et al. 2020).

Estudos mostram que a integração de IMUs e sistemas para captura de movimento como o *Kinect* podem potencialmente abordar limitações como o desvio do sensor inercial (LUINGE et al., 2005), não calibração (RENAUDIN et al., 2010) e baixas frequências de amostragem do *Kinect* (CLARK et al., 2012). A fusão do sensor fornece melhor visualização, maior precisão e maior acurácia nas medições do ângulo da articulação (BO et al., 2011; ATRSAEI et al, 2016; ROY et al., 2018).

O sistema *HumanTrak* (2021) é o acoplamento de sensores inerciais sem fio com o *Microsoft Kinect* (v2). Os sensores inerciais, Fig. 16 (a), são usados nos pulsos e tornozelos. Cada sensor inercial consiste em um giroscópio de 3 eixos e um acelerômetro de 3 eixos e é aplicado bilateralmente. O sensor é preso a uma pulseira revestida de plástico com uma mola helicoidal interna de metal. Estes sensores em conjunto com um sensor óptico (*Kinect* v2) estimam os movimentos humanos, Fig. 16 (b). Um protocolo de radiofrequência (RF) transfere dados inerciais para um computador com receptor. Os dados ópticos e inerciais são processados e mesclados em tempo real para produzir um modelo cinemático de corpo inteiro do sujeito, Fig. 17.

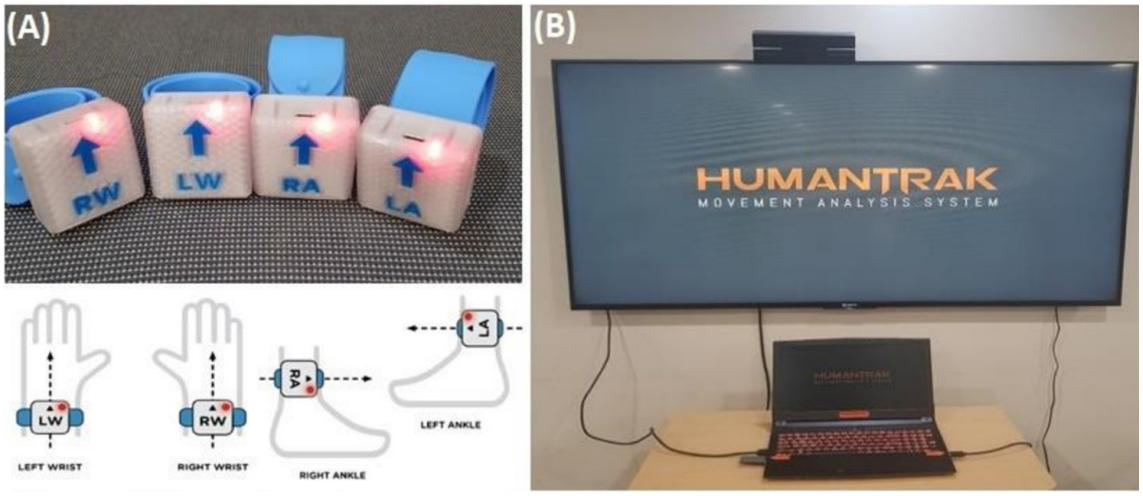


Figura 16 - Sistema *HumanTrak*. (a) Sensores inerciais. (b) *Microsoft Kinect* (v2) acima da tela de televisão e conectado a um laptop (Adaptado de BESHARA et al. 2020).

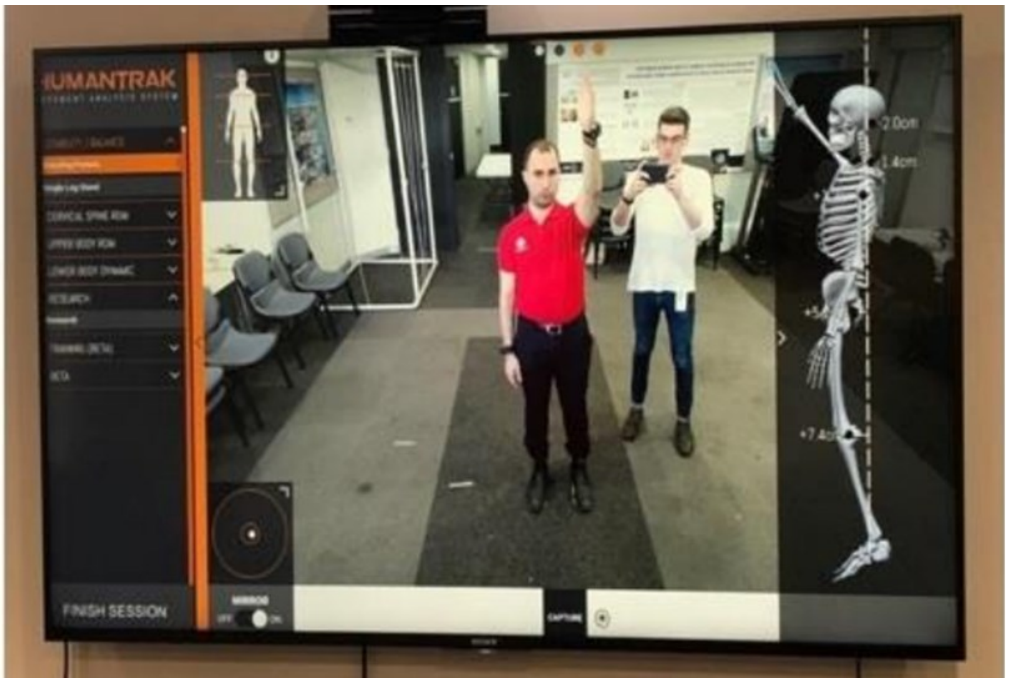


Figura 17 - Interface HumanTrak mostrando o modelo cinemático de corpo inteiro (Adaptado de BESHARA et al. 2020).

2.5.3.4 Bluetooth Low Energy (*BLE*)

O *Bluetooth Low Energy* (Bluetooth LE ou *BLE*), também conhecido como *Bluetooth Smart*, é uma tecnologia de rede sem fio voltada para aplicações na área da saúde, dispositivos *fitness* e *beacon*, segurança e entretenimento. Comparado com o *Bluetooth* Clássico, o *Bluetooth LE* se destina a fornecer consumo de energia e custo consideravelmente reduzidos, ao mesmo tempo em que mantém um alcance de comunicação semelhante (AMARO et al. 2017; BT FRAMEWORK 2021).

O *Bluetooth* 4.0 inclui o *Bluetooth* tradicional e o *Bluetooth Low Energy*. O *BLE* foi projetado para operar com baterias simples de célula de lítio tipo moeda. Ao contrário da comunicação *Bluetooth* padrão, baseada em uma conexão serial assíncrona (*Universal Asynchrounous Receiver/Transmiter* ou *UART*), um rádio *Bluetooth LE* atua como um quadro de notificação/avisos, Fig. 18, que é lido por outros dispositivos/computadores (BLE, 2021).

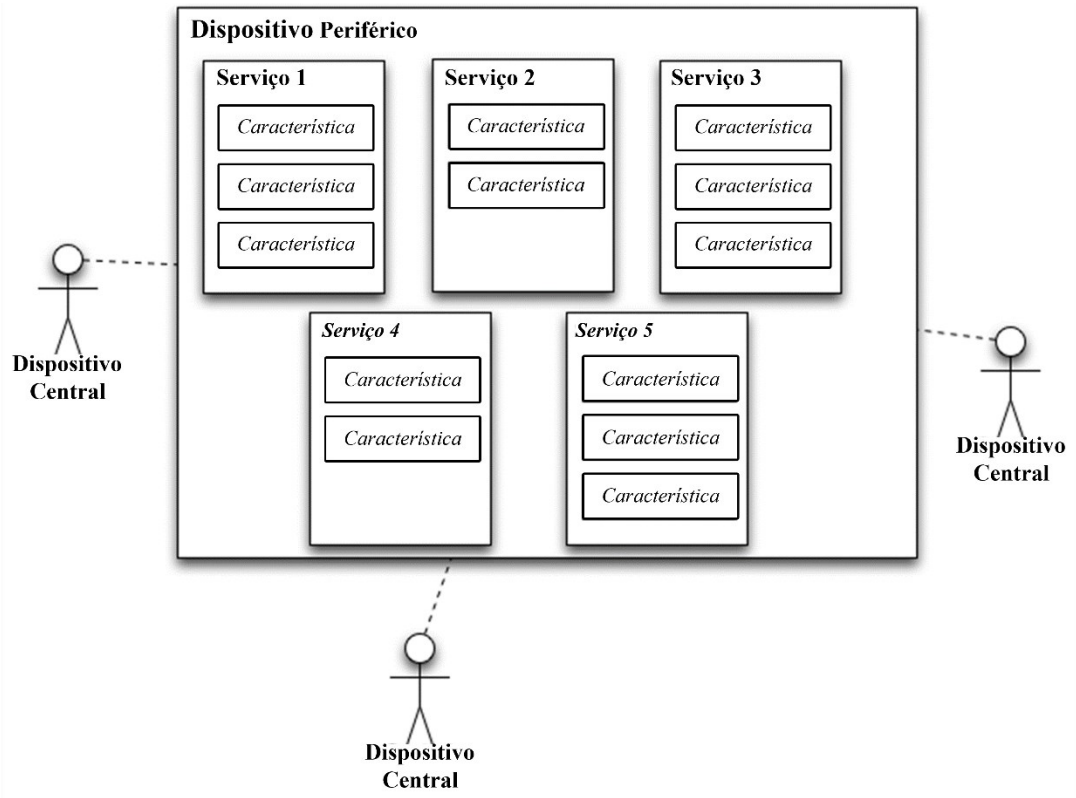


Figura 18 – Representação do funcionamento do *Bluetooth Low Energy* (traduzido e adaptado de BLE, 2021).

Cada rádio *BLE* atua como um quadro de avisos ou como um leitor; se for um quadro, chamado de dispositivo periférico, ele posta dados para todos lerem; se for um leitor, chamado

de dispositivo central, ele pode ler qualquer quadro de avisos (dispositivos periféricos) que contenham informações importantes. O funcionamento dos dispositivos periféricos pode ser comparado a dos servidores em uma transação cliente-servidor, pois contêm informações que leitores pedem. Da mesma forma, os dispositivos centrais são semelhantes aos clientes, pois leem as informações disponíveis nos periféricos. Os dispositivos centrais visualizam os serviços, obtêm os dados desejados e depois seguem adiante. Cada transação é rápida (alguns milissegundos), portanto, vários dispositivos centrais podem obter dados de um periférico (BLE, 2021).

A informação apresentada por um periférico está estruturada em serviços, cada um dos quais subdividido em características. Os serviços são os avisos em um quadro e as características os parágrafos individuais desses avisos. Os dispositivos periféricos, atualizam cada característica do serviço quando necessário independente se ocorre ou não a leitura pelos dispositivos centrais. O dispositivo central conecta-se ao periférico e lê as características desejadas. Se uma determinada característica for legível e gravável, tanto o periférico quanto a central podem alterá-la.

O *Bluetooth LE* inclui um mecanismo conhecido como *notificar* que permite tomar ciência quando os dados são alterados. Quando a notificação sobre uma determinada característica está habilitada e o remetente escreve nela, o novo valor é automaticamente enviado ao receptor, sem este emita explicitamente um comando de leitura. Isso é comumente utilizado para transmissão de dados como acelerômetro, giroscópio entre outras leituras de sensores inerciais. Uma variação nesta especificação chamada *indicar* funciona de maneira semelhante, mas na especificação indicada, o leitor envia uma confirmação dos dados enviados. A estrutura cliente-servidor do *Bluetooth LE*, combinada com a característica de notificação, é geralmente chamada de modelo de publicação e assinatura/inscrição.

Os serviços são identificados por números universalmente exclusivos (*Universally Unique ID* ou UUID). Podem ser definidos serviços próprios ou utilizar serviços padrão. Serviços padrão têm um UUID de 16 bits e serviços personalizados de 128 bits. Um periférico BLE fornece serviços, que por sua vez fornecem características. As características devem ser atualizadas quando houver uma mudança significativa no seu valor, por exemplo, quando uma chave muda de desligado para ligado ou quando a leitura de um sensor analógico muda significativamente. A atualização das características pode ser realizada em um intervalo regular, mas isso desperdiça poder de processamento e energia se a característica não for alterada. O valor de uma característica pode ter até 512 bytes de comprimento. Esta é uma restrição

fundamental na concepção de serviços. Dado esse limite, deve-se analisar a melhor forma de armazenar os dados dos sensores e atuadores da forma mais eficaz para cada aplicação.

O padrão de projeto mais simples para desenvolvimento e depuração é armazenar apenas um valor do sensor por característica, em valores codificados em ASCII:

Característica	**Valor**
Acelerômetro Eixo X	200
Acelerômetro Eixo Y	134
Acelerômetro Eixo Z	150

Porém esta também é a forma com maior custo em termos de memória e levaria um maior tempo para leitura. Quando o sensor ou atuador tem vários valores associados a ele, combinar várias leituras em uma única característica pode ser mais eficiente, mas é preciso cuidado para não exceder o limite de 512 bytes por característica.

A característica do acelerômetro considerando os 3 eixos, neste exemplo, usaria 11 bytes como uma *string* codificada em *ASCII* (3 bytes por eixo + 2 caracteres para separação):

Característica	**Valor**
Acelerômetro Eixos X, **Y**, *Z*	200,**133**,*150*
Velocidade do Motor, *Direção*	150,*1*

Adicionalmente, combinar a leitura de vários sensores inerciais em uma única característica, ou até mesmo, de várias leituras no tempo é uma forma de diminuir ainda mais o custo em termos de memória e tempo. Por exemplo, no sistema de compensação projetado nesta tese, pode-se combinar as características nos 3 eixos do acelerômetro, giroscópio e magnetômetro em uma única característica, desde que separadas de forma padronizada, como mostrado a seguir:

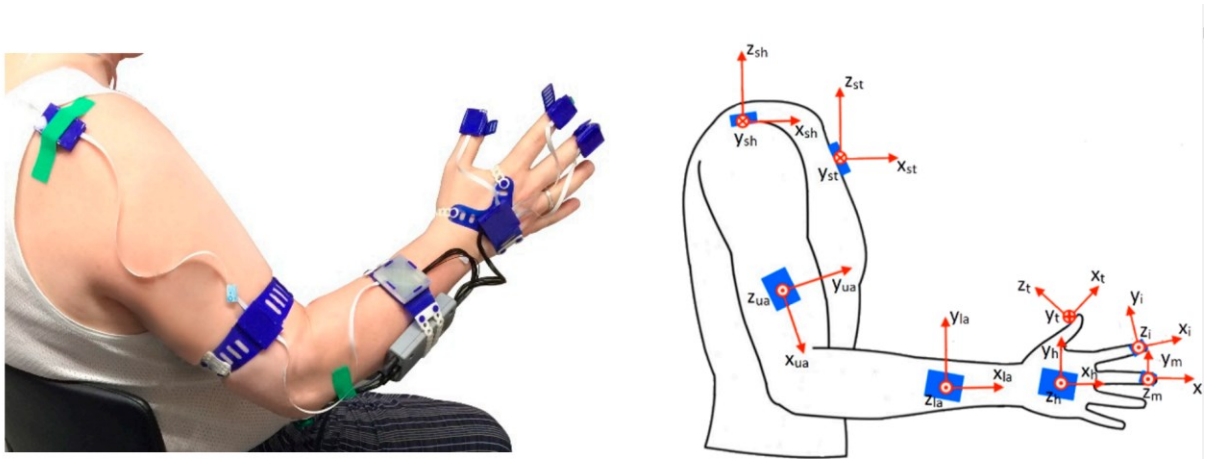
Característica	**Valor**
Acelerômetro**; Giroscópio;** *Magnetômetro*; (Eixos X, Y, Z)	200,133,150;**155**,**180**,**195**;*1600,1007,1209*

2.5.4 Revisão dos Sistemas de Compensação Aplicados

Em BESHARA et al. (2020) foi validado a capacidade do sistema *HumanTrak* de avaliar a amplitude de movimento (ADM) ativa do ombro. A avaliação objetiva da ADM da articulação do ombro é crítica para monitorar o progresso do paciente após uma intervenção conservadora ou cirúrgica. Foram testados 50 participantes saudáveis bilateralmente para ADM fixa e livre. A repetição do teste do protocolo padronizado foi concluída após sete dias por 2 fisioterapeutas.

Todos os movimentos do ombro medidos com o *HumanTrak* demonstraram confiabilidade (correlação intraclasse ≥ 0,70). Além disso, o *HumanTrak* demonstrou maior confiabilidade do que a goniometria em algumas medidas. As diferenças entre os avaliadores foram aceitáveis e abaixo de ± 10º. Assim, os autores concluíram que os resultados indicaram que o sistema *HumanTrak* é uma maneira objetiva, válida e confiável de avaliar e rastrear a função do ombro em relação a sua amplitude de movimento. Sendo um sistema não invasivo e sem marcadores, o *HumanTrak* pode ser um complemento viável para a observação clínica em ambientes de reabilitação. Assim, a tecnologia de sensor inercial, juntamente com sistemas óticos, pode fornecer dados precisos e objetivos para apoiar a tomada de decisão e facilitar a obtenção de melhores resultados clínicos.

Em SCHWARZ et al. (2020) um sistema vestível de sensores inerciais foi usado para capturar movimentos dos dedos ao tronco em 10 pacientes com AVC crônico ao realizar atividades de alcance/agarrar com o membro superior afetado e o não afetado. O sistema era composto por oito IMUs, com acelerômetros e giroscópios triaxiais (STMicroelectronics LSM330DLC), baseados no princípio de microcontroladores da *PowerGlove* (KORTIER et al., 2014; VAN DEN NOORT et al., 2016) que são cobertos por invólucros impressos em 3D e combinados com sensores de força. As IMUs foram colocadas e fixadas no esterno, ombro, braço, antebraço, mão, polegar, indicador e dedos com esparadrapo ou alças flexíveis impressas em 3D, Figura 19 (a). Além disso, as IMUs de dedo foram combinadas com resistores sensíveis à força (fixados pela alça do invólucro da IMU) para detectar as forças de interação entre o objeto a ser manipulado e a ponta do dedo. As IMUs são conectadas por meio de cabeamento flexível, formando duas conexões separadas (do braço - contendo os sensores do esterno, ombro, braço superior e inferior; e da mão - contendo os sensores da mão e dos dedos).



(a) (b)

Figura 19 – Sistema vestível de sensores inerciais: (a) configuração do sistema; (b) definição da estrutura anatômica por segmento (SCHWARZ et al., 2020).

Os sinais dos sensores são coletados e conectados por meio de um barramento mestre/microcontrolador (Atmel XMEGA) e transmitidos em tempo real através da porta USB para um PC para controle no software Matlab 2016b. Os dados de aceleração foram coletados com uma frequência de amostragem de 100 Hz e os dados do giroscópio com uma frequência de 200 Hz. Ambos foram filtrados em passa-baixa usando um filtro Butterworth com uma frequência de corte de 10 Hz. Todos os sensores foram calibrados a cada dia antes das medições, colocando-os dentro de uma caixa com lados ortogonais, que foi girada em 90º nas três direções ortogonais.

A reconstrução cinemática foi baseada na estimativa da orientação dos sensores, que é tomada a partir das medidas de aceleração e velocidade angular das IMUs. Para estimar a orientação dos segmentos do membro, uma calibração dos sensores por segmento foi realizada, bem como uma definição de uma referência global comum a todos os sensores. A calibração dos sensores por segmento foi realizada para determinar os eixos anatômicos dos segmentos dos membros superiores (articulações) em relação aos sensores correspondentes, realizando dez posturas e movimentos diferentes baseados em estudos anteriores (LUINGE et al., 2007; RICCI et al., 2014). O desvio da integração da velocidade angular ao longo do tempo foi corrigido aplicando um filtro de Madgwick para corrigir o erro de inclinação do sensor em relação ao componente gravitacional dos acelerômetros (MADGWICK et al., 2011). Os desvios na orientação do giroscópio foram reduzidos atualizando a velocidade zero, seguindo os métodos de KIRKING et al. (2016) onde se o módulo da velocidade angular for inferior a 3º/s esta é definida como estática em termos de movimentos reais do sensor.

Os ângulos articulares são definidos como o ângulo entre dois eixos anatômicos de segmentos de membros adjacentes da respectiva articulação, conforme indicado na Fig, 19 (b). Ângulos positivos indicam flexão, abdução ou supinação de uma articulação e um ângulo negativo indica extensão, adução ou pronação. Três ângulos de compensação do tronco foram calculados comparando os eixos do tronco projetados com as referências globais correspondentes à postura neutra/estática, consistindo em flexão do tronco (rotação no plano sagital em torno do eixo y do esterno), rotação lateral (rotação em torno do eixo x do esterno) e torção (rotação em torno do eixo z do esterno). A flexão/extensão do ombro foi definida como a variação angular do eixo x do braço (x_{ua}) no plano frontal (definido pelo plano x-z da referência do esterno). A abdução/adução do ombro é determinada relacionando a parte de cima do braço (x_{ua}) à referência do esterno no plano frontal (definido pelo plano y-z do esterno, ver Fig. 19 (b)). A flexão/extensão do cotovelo foi determinada pelo ângulo entre o eixo x superior (x_{ua}) e o inferior (x_{la}) do braço. A supinação/pronação do antebraço foi definida pela variação média da orientação em torno do eixo x do antebraço (x_{la}). A flexão/extensão do pulso foi definida pelo ângulo entre o eixo x da parte inferior do braço (x_{la}) e o eixo x da mão (x_h). A flexão/extensão dos dedos (polegar, indicador e dedo médio) foi definida como o ângulo entre o eixo x da mão (x_h) e as referências das pontas dos dedos (x_m, x_i e x_t). Os algoritmos de detecção automatizada foram aplicados com sucesso em 56,1% dos dados. As falhas na detecção automática foram relacionadas a perfis inconsistentes ou de baixa força (76,5%) e ao sinal das velocidades angulares irregulares e com ruídos (23,5%) corrigidos manualmente.

Foi investigado como os fatores braço testado, nível de deficiência medido clinicamente, peso do objeto e altura do alvo afetam a qualidade do movimento do membro superior nos pacientes pós-AVC ao realizar atividades de alcance para agarrar com o membro superior afetado e não afetado. O braço testado e a altura do alvo mostraram fortes efeitos em todas as métricas, enquanto um aumento no peso do objeto mostrou efeitos na compensação com o tronco. Tempos de movimento significativamente maiores foram encontrados no membro afetado (média 4,9 ± 1,6 s) quando comparado ao membro não afetado (média 2,8 ± 5,4 s) para a execução total e, consequentemente, para todas as subfases da tarefa de alcance para agarrar. A amplitude de movimento no deslocamento do tronco, cotovelo, punho e flexo-extensão dos dedos mostrou diferenças consideráveis entre o membro afetado e o não afetado. A diferença média na amplitude de movimento ao longo do grau de liberdade principal entre o membro afetado e o não afetado foi de 10,0 ± 6,9 graus nas articulações investigadas, variando de 0,2 a 28,7 graus. Correlações negativas significativas entre a compensação do tronco e a flexo-extensão do cotovelo no braço afetado foram encontradas. Os resultados apoiam a

usabilidade clínica da análise de movimento baseada em sensores que podem ser utilizados para estudar a sinergia patológica em movimentos funcionais com diferentes condições.

Em DELBRESSINE et al. (2012), é apresentado um protótipo de um sistema para evitar movimentos compensatórios com o ombro e o tronco, e garantir o engajamento e motivação do paciente por meio de um jogo interativo. O sistema combina uma tela touchscreen sensível à pressão com uma tecnologia vestível, uma jaqueta com suporte à detecção de inclinação e *feedback* vibrotátil. Esta jaqueta orienta os pacientes quanto à execução correta dos exercícios e, especificamente, evita movimentos compensatórios.

Na interface gráfica é possível definir a faixa de compensação com tronco e ombro considerada aceitável. Sempre que o movimento do tronco ou ombro do usuário excede a faixa especificada, o *feedback* vibrotátil é fornecido na parte do corpo correspondente. Adicionalmente, o paciente é informado continuamente sobre seu movimento em tempo real por meio de uma representação gráfica composta por duas barras, uma para movimentação do ombro e outra para movimentação do tronco.

O jogo, Fig. 20, se concentra no treinamento de comer com talheres e desafia os usuários a detectar um inseto virtual exibido na tela usando um garfo físico. Sempre que um movimento compensatório do paciente com o ombro ou tronco maior do que a faixa aceita é detectado, o inseto fica menor e mais difícil de pegar.



Figura 20 – Jogo para treinamento de comer com talheres reais e jaqueta com sensores de movimentos para *feedback* em relação à postura (DELBRESSINE et al., 2012).

Sete pacientes com AVC subagudo e três crônicos participaram de um teste de usuário com este sistema (DELBRESSINE et al., 2012), envolvendo uma introdução as funções do sistema, exposição a um jogo, e uma entrevista sobre a motivação para treinar e duração do treino. Os participantes também preencheram um inventário de motivação intrínseca. Os participantes indicaram que, em média, esperariam gastar cerca de 40 minutos por dia a mais se exercitando usando o jogo do que com a terapia convencional. A pontuação do IMI foi muito positiva nos fatores Interesse/Satisfação (6,1 ± 0,8), Competência percebida (5,0 ± 1,2), Valor/Utilidade (6,1 ± 1,0) e Relacionamento (6,4 ± 0,5). Todos, exceto um, dos participantes foram capazes de sentir e usar o *feedback* de vibração para corrigir sua postura. Porém, alguns pacientes relataram que gostariam de um *feedback* mais distinto, na forma de pistas auditivas ou encorajamentos falados e prefeririam que fosse personalizado. Além disso, a frequência de *feedback* deve ser adaptativa, diminuindo de acordo com o nível de proficiência do usuário (TIMMERMANS et al., 2009).

Um novo colete foi projetado para se ajustar melhor ao corpo do paciente para evitar erros de medida e não prejudicar a liberdade de movimento do paciente. Este colete usa acelerômetros para medir: os movimentos do tronco nos planos horizontal e sagital com um sensor no esterno no tórax, movimentos da cintura escapular com um sensor no acrômio, e movimentos da articulação do ombro (isto é, braço) no plano frontal com um sensor na parte lateral do braço. A tela touchscreen foi substituída por um monitor combinado com um sensor *Kinect*. Muitos jogos foram adicionados à esta plataforma: um jogo em que o paciente precisa atingir um alvo, um jogo de labirinto para treinar a escrita, um jogo para reaprender a cortar com faca e garfo, um jogo em que o paciente tem que encher um copo virtual sem derramar água enquanto segura um copo de verdade e usa uma luva de sensores e, finalmente, um jogo multiplayer. Um problema com jogos multiplayer é que pacientes pós-AVC tem um braço debilitado e, portanto, para manter esses jogos motivadores, eles precisam ser equilibrados (DELBRESSINE et al., 2012).

DU et al. (2019) descreve uma solução de detecção tátil, mecanicamente simples, na forma de uma cadeira de detecção para discriminar o movimento humano durante uma tarefa de alcance. Esta abordagem técnica econômica foi empregada para a avaliação dos movimentos do braço em pacientes pós-AVC. O sistema de detecção classifica o movimento do tronco do paciente sentado durante a execução da tarefa onde há correlação direta com o nível de gravidade do movimento do braço. Em indivíduos saudáveis, os movimentos do braço e do tronco são coordenados ao atingir um alvo colocado a 90-100% do alcance máximo do braço; o tronco não contribui para o movimento. Este padrão de coordenação entre o braço e o tronco

é interrompido após o AVC, levando ao recrutamento do tronco para alcançar um alvo dentro do alcance do braço. Fraqueza muscular, espasticidade e anormalidades na regulação dos reflexos espinhais estão entre os mecanismos sugeridos que provavelmente contribuem para o controle prejudicado do movimento após o AVC.

O assento da cadeira de detecção, Fig. 21 (a), consiste em uma estrutura rígida com assento inferior acolchoado e encosto. Sensores de proximidade são usados para determinar a deflexão da superfície de suporte simultaneamente. Dezesseis sensores para detecção tátil distribuída (*Distributed Tactile Sensing* ou DTS) foram colocados ao longo do assento na configuração mostrada na Fig. 21 (b).

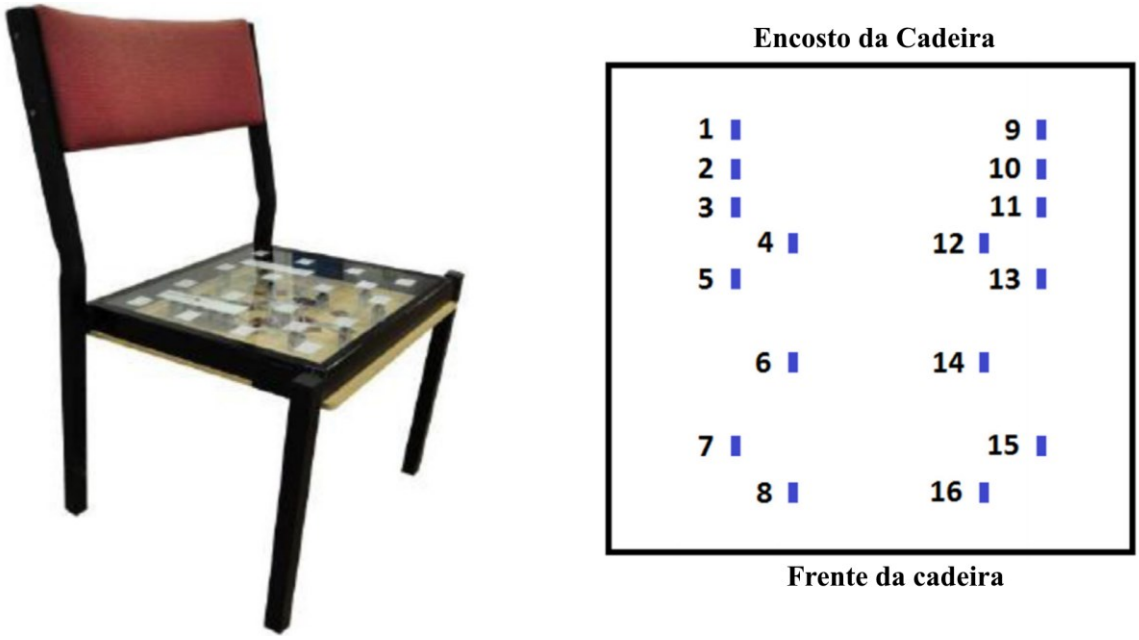


Figura 21 - Cadeira de detecção modificada: (a) visão da estrutura; (b) posição dos elementos de detecção (Adaptado de Du et al., 2019)

A precisão de classificação após o treinamento de uma rede neural foi considerada eficiente, robusta e confiável para três categorias de pacientes pós-AVC com habilidades motoras abrangentes e na faixa de comprometimento de leve a moderado. As formas e amplitudes dos transientes simulados durante os movimentos de alcance máximo do braço foram semelhantes aos reais. O erro calculado para as amplitudes mínimas e máximas para os transientes simulados e reais foi inferior a 4%. Essa abordagem resultou em uma classificação semelhante da função dos membros superiores com base no escore Fugl-Meyer. Para participantes com deficiência moderada (escores FM entre 20 e 40), a precisão média das classificações neste estudo foi de 94,7%. No entanto, para melhorar o desempenho da

classificação, não só mais dados são necessários, mas também novos padrões de entrada devem ser identificados para treinar as redes, o que também pode superar algumas das limitações do teste Fugl-Meyer (por exemplo, na identificação de diferenças no padrão de movimentos naqueles com pontuação semelhante, mas com funcionalidades diferentes). Assim, a simplicidade mecânica, a versatilidade de abordagem para uso em outras classes de movimento e o baixo custo potencial de fabricação oferecem a oportunidade de empregar o sistema em clínicas e residências para avaliação e treinamento.

Em NIBRAS et al. (2021) foi utilizada uma análise cinemática de todo o braço durante movimentos de alcance para distinguir se as melhorias eram devidas à recuperação real ou à compensação. Cinquenta e três participantes com AVC agudo realizaram aproximadamente 80 testes de movimento de alcance durante 4 semanas de treinamento com o exoesqueleto *ArmeoSpring*. Quatro ângulos foram medidos com o *ArmeoSpring*: rotação horizontal do ombro, elevação do ombro, rotação do cotovelo e rotação do antebraço; estes foram registrados e analisados. Primeiramente, foram caracterizados os padrões saudáveis de coordenação articular em relação a velocidade destes quatro ângulos, registradas durante os testes de alcance realizados por um grupo de controle composto por jovens participantes. Duas correlações articulares dominantes foram descobertas (rotação horizontal do ombro com rotação do cotovelo e elevação do ombro com rotação do antebraço). Estas correlações explicaram mais de 95% da variância dos dados de velocidade da articulação.

Nos participantes pós-AVC, dois grupos foram identificados comparando a evolução dessas duas correlações em todos os testes. No cluster “Recuperador” (N = 19), ambas as correlações das articulações convergiram em direção as respectivas correlações do grupo controle. Assim, os “recuperadores” reaprenderam como gerar movimentos suaves no efetuador final, ao mesmo tempo em que desenvolviam padrões de movimento articular semelhantes aos dos participantes de controle. No grupo “Compensador” (N = 34), pelo menos uma das duas correlações das articulações divergiu do grupo controle. Os “compensadores” reaprenderam como gerar movimentos suaves no efetuador final, descobrindo vários novos padrões de movimento compensatório diferentes daqueles dos participantes controle. Novos padrões compensatórios incluíram desacoplamento atípico das articulações de elevação do ombro e antebraço e acoplamento atípico da rotação horizontal do ombro e articulações do cotovelo.

Não houve diferença no nível de comprometimento clínico entre os dois grupos no início ou no final do treinamento, conforme avaliado com a escala Fugl-Meyer para membro superior. Além disso, todos os participantes mostraram melhorias no desempenho do efetuador

final, conforme medido pela suavidade do movimento (número de picos de velocidade). A mudança no número de picos de velocidade pode ser modelada com um componente rápido e lento. A diferença na aprendizagem motora é estimada por meio do componente rápido da mudança no número de picos, e a redução da deficiência é estimada por meio do componente lento. O número médio de picos de velocidade por ensaio melhorou para todos os participantes pós-AVC, com uma diminuição de 4,90 ± 2,41 picos em média. No entanto, no início do treinamento, os recuperadores mostraram melhorias significativamente mais rápidas na suavidade do movimento do efetuador final do que os compensadores, indicado pelas diferenças na aprendizagem motora conforme estimado por meio da constante de tempo do componente rápido no número de mudança de picos. A constante de tempo mediana para o componente rápido foi muito menor para os recuperadores (2,8) do que os compensadores (9,1), indicando que os recuperadores aprenderam mais rápido. Não houve diferenças significativas entre os grupos para as constantes de tempo do componente lento, que se correlacionam com a redução da deficiência. Esta análise pode ser usada para informar os clínicos de neurorreabilitação sobre como fornecer *feedback* de movimento durante a prática e sugerir caminhos para refinar a terapia com a finalidade de reduzir os padrões compensatórios.

Um resumo dos métodos de medição compensação abordados, suas vantagens e desvantagens é apresentado na Tab. 3. Adicionalmente a Tab. 4 apresenta o erro estático e dinâmico dos trabalhos revisados nesta tese, comparativamente aos valores aceitos pela AMA.

Tabela 3 – Métodos de medição de compensação.

Método de medição de compensação	Vantagens	Desvantagens
Reconhecimento de imagem com câmera de vídeo	• Resultados geralmente são precisos	• Restrito a um ambiente controlado • Problemas relacionados a privacidade • Comportamentos não naturais devido ao desconforto do paciente
Sistema de rastreamento de movimento com marcadores	• Resultados precisos e robustos	• Configuração complexa
Sistema de rastreamento de movimento sem marcadores	• Validação mais simples dos movimentos em clínicas	• Precisão ainda é desafiadora
Sensores inerciais	• Não necessidade de referências externas; • Não restrito ao um movimento/local específico; • Miniaturização das IMUs evoluiu; • Precisão aumentou ao longo dos anos	• Precisão deve ser avaliada com cuidado para cada aplicação.

Tabela 4 – Métodos de medição de compensação revisados nesta tese.

Trabalhos [Referência]	Características	Precisão		Técnica/ Algoritmo utilizado
		Erro Estático	Erro dinâmico (RMS)	
MADGWICK et al. (2011)	• Compensação da distorção magnética; • Projetado para sistema vestível de rastreamento do movimento humano em aplicações de reabilitação; • Baixa demanda computacional; • Baixo consumo de energia.	< 0,8º	< 1.7º	Madgwick
	• Taxa de amostragem reduzida [10 Hz]	< 2º	< 7º	Madgwick [10 Hz]
ROETENBERG et. Al (2005); MATHWORKS (2022); STANLEY (2022).	• Filtro complementar de Kalman para estimar a orientação de membros do corpo humano; • Compensação da perturbação magnética; • Alto custo computacional e consumo energético.	1,4º	2,6º	*ahrsfilter*
JUSTA et al. (2020)	• Filtro preditor-corretor; • Etapas de correção independentes; • Sem etapas redundantes	3,2º	3,91º	*fast ahrsfilter*
Associação Médica Americana (AMA) MAJUMDER et al. (2021); RAHMAN et al. (2023)	• Valor clinicamente aceito pela AMA como medida confiável para a avaliação de comprometimentos de movimento.	5º		Associação Médica Americana (AMA)

2.6 Conclusões do Capítulo

Como foi visto neste capítulo, a recuperação funcional do AVC é baseada no mecanismo de neuroplasticidade, na qual o cérebro pode formar novos caminhos e conexões através da exposição aumentada aos movimentos desejados (alta intensidade/repetição). A melhora nos déficits motores pode ser alcançada aumentando a excitabilidade do hemisfério afetado ou diminuindo a (hiper)excitabilidade do hemisfério não afetado. Entretanto, deve-se inibir a plasticidade negativa (mal adaptativa), na qual a recuperação da função em pacientes hemiparéticos é alcançada por meio de mudanças comportamentais como o desenvolvimento de mecanismos compensatórios que priorizam o uso apenas do membro não afetado (não-uso aprendido). O treinamento bilateral de alta intensidade pode melhorar a recuperação motora na fase crônica do AVC e em pacientes com leve paralisia do membro superior, sendo que pacientes com AVC que utilizaram dispositivos robóticos bimanuais mostraram um aumento na ativação hemisférica durante o movimento do braço parético na parte ipsilesional e contralesional. O priming bilateral pode promover um reequilíbrio da excitabilidade cortical e criar um ambiente mais neuroplástico, preparando o cérebro para a recuperação motora e funcional. Desta forma, quando adicionado à reabilitação convencional em pacientes com AVC crônico e subagudo, ele estimula o aumento no uso do braço afetado e diminui os movimentos compensatórios. Assim, as estratégias bilaterais/bimanuais serão utilizadas nesta tese para obtenção de melhores resultados durante a terapia de reabilitação do AVC. As contribuições

específicas das diferentes alterações moleculares, celulares e fisiológicas para as mudanças neuroplásticas ainda não são totalmente compreendidas. As técnicas de neuroimagem podem caracterizar déficits estruturais e funcionais comuns relacionados ao AVC, ajudar no mapeamento da extensão do dano e a prever a recuperação funcional. A combinação de diferentes métodos de neuroimagem pode contribuir para a avaliação mais precisa dos danos causados pelo AVC e ajudar a desenvolver estratégias de tratamento personalizadas, particularmente ao usar algum tipo de estimulação cerebral não invasiva como estimulação transcraniana ou jogos sérios

A reabilitação efetiva do AVC deve ser precoce e intensiva, porém a terapia de reabilitação convencional é, geralmente, monótona e repetitiva. Pacientes que experimentaram dispositivos robóticos com jogos sérios na reabilitação do AVC tiveram eficácia semelhante ou superior em melhorar a função do braço e relataram maior interesse e diversão durante o treinamento. Esses jogos devem seguir um conjunto de princípios de neuro reabilitação para serem mais eficazes no tratamento do AVC e, portanto, devem ser simples, mas desafiadores o suficiente para manter os pacientes engajados sem causar frustração ou tédio. O progresso no jogo deve ser representado por níveis encorajando interações positivas. É fundamental que as ações do paciente durante o jogo tenham um *feedback* claro e consistente que pode ser auditivo, visual ou tátil (força), para aumentar o envolvimento e melhorar a experiência. O *feedback* de força incentiva os pacientes a melhorarem a simetria de força, promovendo o uso do braço parético e reduzindo o uso excessivo do braço menos afetado, evitando o "não-uso aprendido". Adicionalmente, estes jogos podem proporcionar um ambiente competitivo, com recompensas visuais, auditivas e pontuações. A pontuação e a medição de variáveis como força e tempo podem ser usadas para avaliar quantitativamente o progresso do paciente correlacionada com escalas clínicas, sendo uma ferramenta valiosa para médicos e fisioterapeutas; e para o próprio jogo, possibilitando calibrar atributos como dificuldade e assistência a fim de equalizar e adaptar as condições para cada paciente/deficiência. No futuro, os robôs de reabilitação podem realizar adaptações automáticas com base no diagnóstico, nível de comprometimento e desempenho do paciente fazendo o uso da IA para detectar e corrigir movimentos compensatórios. O AVC é um fator de risco na disfunção da memória, que se caracteriza como um dos principais problemas de saúde na população idosa. Os jogos de lógica/puzzle podem contribuir para evolução da parte do cérebro envolvida na memória, sendo que o treinamento cognitivo com tarefas de atenção e memória é eficaz na melhoria dessas habilidades em pacientes com AVC independentemente da idade; permitindo a transferência deste aprendizado para as AVDs. Elementos multiplayer e torneios oferecem a oportunidade de treinar com outros

pacientes, incentivando-os a melhorar seus resultados e superar desafios associados à depressão e ao isolamento social. No entanto, há escassez de evidências sobre os efeitos específicos desses jogos na recuperação motora, sendo necessários estudos clínicos mais aprofundados nessa área

A avaliação precisa e objetiva da qualidade do movimento do membro superior após um AVC é essencial para compreender os déficits de movimento e comprovar a eficácia das intervenções. A compensação é uma complicação comum durante a reabilitação e, embora possa trazer benefícios imediatos, prejudica a recuperação a longo prazo e causa problemas ortopédicos. Atualmente, a compensação é supervisionada por fisioterapeutas, mas é necessário detectá-la automaticamente e intervir adequadamente para reduzi-la. Os produtos comerciais disponíveis para avaliação e acompanhamento dos pacientes são caros e apresentam diversas limitações. As tecnologias de reconhecimento de imagem com câmeras de vídeo geram bons resultados, mas são restritas a ambientes controlados e causam desconforto aos pacientes. Sistemas de rastreamento de movimento com marcadores alcançam uma boa precisão, mas exigem configurações complexas. Os sensores inerciais são uma alternativa promissora, sendo capazes de detectar movimentos sem referências externas e podem ser usados em várias partes do corpo. Os avanços na miniaturização permitiram o desenvolvimento de sensores com IMUs vestíveis e portáteis, sendo que a precisão melhorou muito ao longo dos últimos anos com estudos validando seu uso para medir o ângulo das articulações do corpo humano. A fusão de sensores inerciais e a tecnologia *Bluetooth Low Energy* também têm sido exploradas para melhorar a precisão e a conectividade desses dispositivos, permitindo um baixo consumo de energia e custos reduzidos mantendo um alcance de comunicação similar. Essas tecnologias combinadas têm potencial para melhorar a avaliação e o acompanhamento do movimento na reabilitação do membro superior pós-AVC, no entanto, mais pesquisas são necessárias para compreender completamente seus efeitos. Essas abordagens inovadoras oferecem perspectivas promissoras para aprimorar a reabilitação pós-AVC, melhorando a compreensão dos mecanismos de recuperação e desenvolvendo terapias mais eficazes e personalizadas. A continuação das pesquisas nessa área é fundamental para alcançar uma recuperação funcional otimizada para os pacientes com AVC.

CAPÍTULO III

MODELAGEM MATEMÁTICA DA ESTRUTURA ROBÓTICA UNI/BILATERAL ATUADA POR CABOS

Neste capítulo será apresentado a modelagem matemática da estrutura robótica desenvolvida. Primeiramente será apresentada a modelagem do protótipo atuado por cabos em suas diferentes configurações: unilateral, bilateral e bimanual. Serão introduzidas também as modelagens para trajetórias planares, poligonais e circulares.

3.1 Protótipo da Estrutura Robótica Atuada por Cabos

Para o melhor entendimento deste trabalho, primeiramente, é apresentada o protótipo da estrutura robótica atuada por cabos desenvolvida. 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. 22. 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. Os efeitos dinâmicos e inerciais nesta estrutura, geralmente, podem ser negligenciados devido à massa móvel insignificante e ao movimento de baixa velocidade.

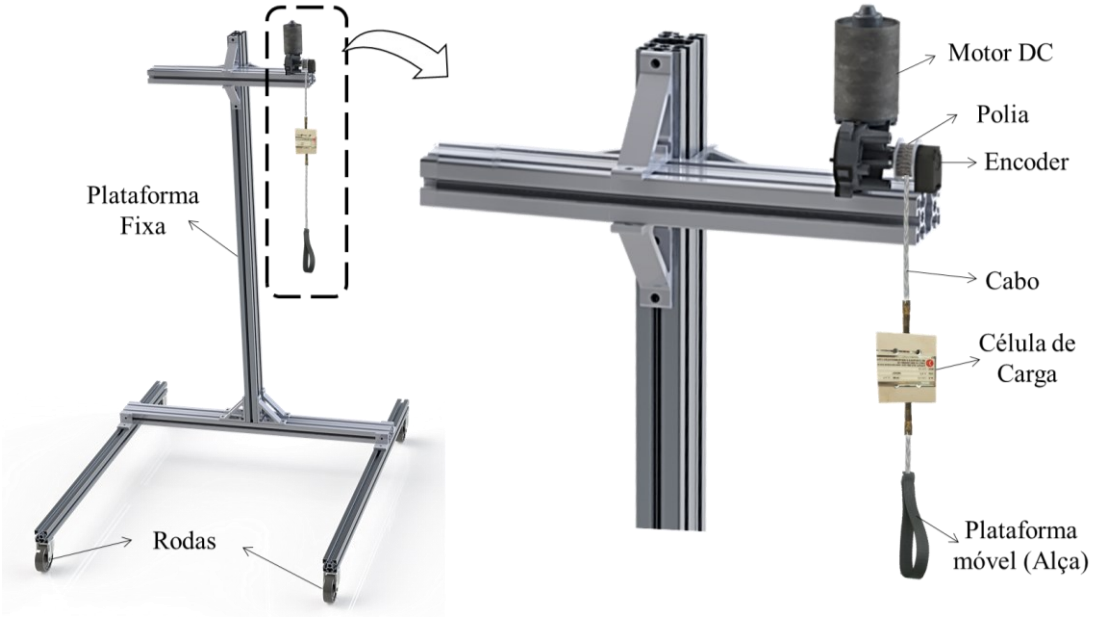
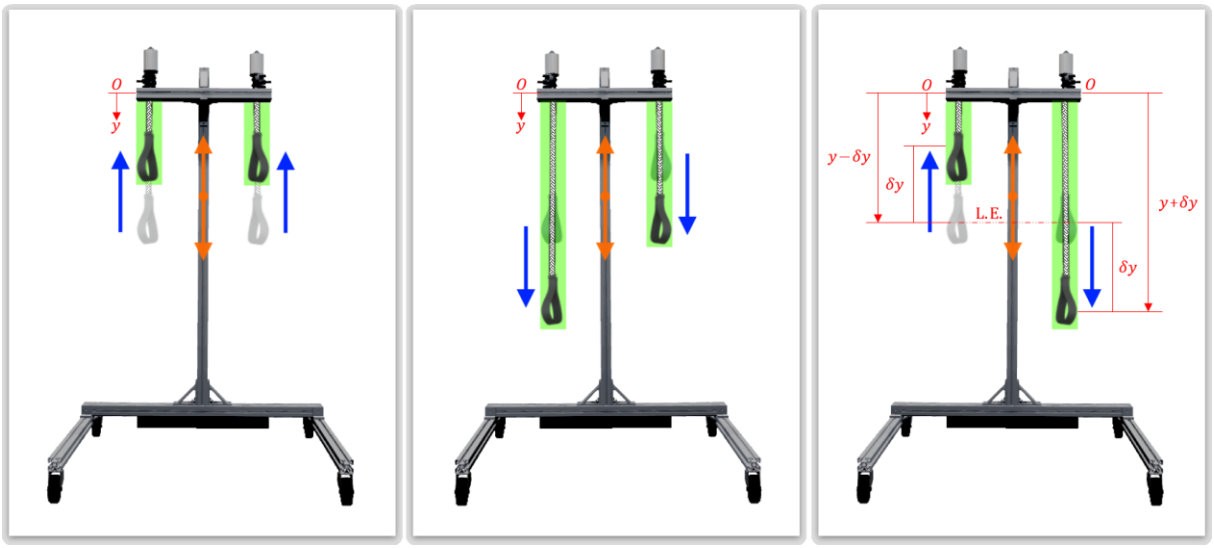


Figura 22 – Dispositivo atuado por cabos: (a) visão geral e (b) detalhes do módulo.

Além da configuração mostrada na Fig. 22, unilateral com 1 grau de liberdade (GDL), esta estrutura possui três configurações adicionais possíveis. Na configuração bilateral, Fig. 23, o dispositivo possui 2 GDL independentes e 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 em ambos os lados, Fig. 23 (a), movimento no mesmo sentido, mas defasados (com velocidades e/ou amplitudes diferentes), Fig. 23 (b), ou ainda, movimentos em sentidos contrários (pontualmente espelhados ou não), Fig. 23 (c). Cada lado pode ainda fazer o movimento de forma totalmente independente (sem nenhuma relação).

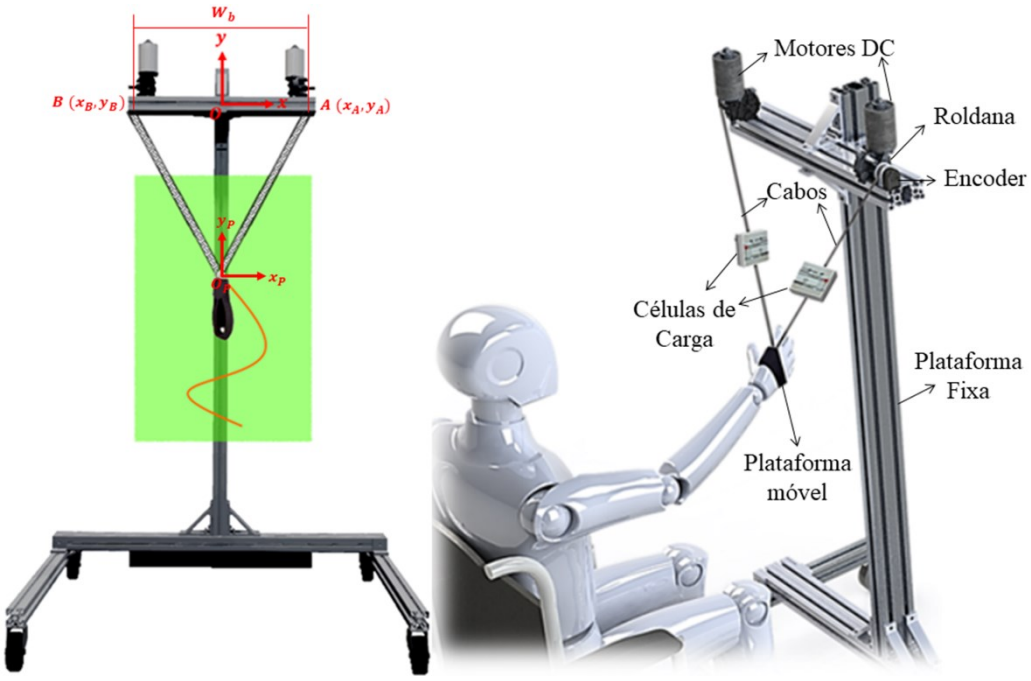


(a) (b) (c)

Figura 23 - Estrutura robótica atuada por 2 cabos mostrando exemplos de trajetórias possíveis: (a) simetria visual espacial, (b) mesmo sentido defasados e (c) sentidos contrários.

Os movimentos realizados pelo dispositivo 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. 24. Para isto, diferentemente das configurações anteriores, ambos os cabos foram conectados à mesma plataforma móvel, gerando um acoplamento entre os dois graus de liberdade. 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. 24 (a).



(a) (b)

Figura 24 - Estrutura robótica atuada por dois cabos: (a) configuração para trajetória planar; (b) protótipo em uso (simulação).

Na configuração bimanual, Fig. 25 , o dispositivo apresenta 2 GDL e 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 nesta configuração são movimentos controlados em 2 GDL, uma rotação em torno de z e uma translação no eixo y, como representado na Fig. 25 (a). Para a realização destes movimentos, são 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.

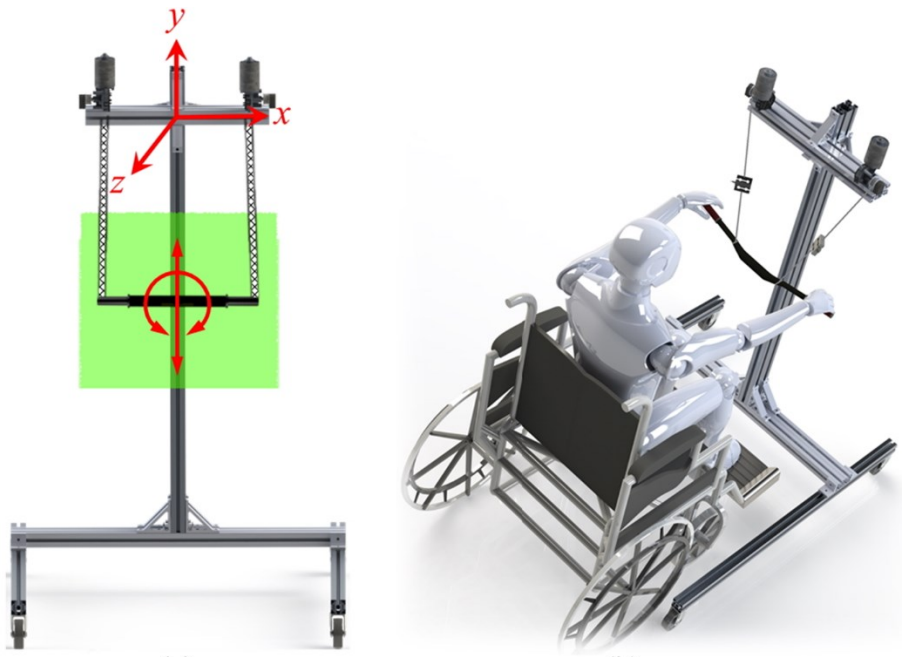


Figura 25 - Configuração bimanual da estrutura robótica atuada por cabos: (a) GDL de rotação em torno de z e translação em y; (b) protótipo em uso (simulação).

A Figura 26 (a)-(c) mostra um exemplo de movimento vertical. Se os comprimentos dos cabos diminuírem na mesma proporção (ambos os motores enrolarem os cabos igualmente), a barra move para cima, Fig. 26 (b). Caso contrário, se os comprimentos aumentarem (desenrolarem igualmente) a barra desce, Fig. 26 (c). Para movimentos de rotação, é necessário diminuir o comprimento de um cabo enquanto aumenta o comprimento do outro. As Figuras 26 (d) e (e) mostram exemplos de movimentos de rotação; diminuindo o comprimento do cabo esquerdo e aumentando o do cabo direito, a barra gira no sentido horário (CW), Fig. 26 (d). De forma análoga, diminuindo o cabo direito e aumentando o cabo esquerdo, a barra gira no sentido anti-horário (CCW), Fig. 26 (e).

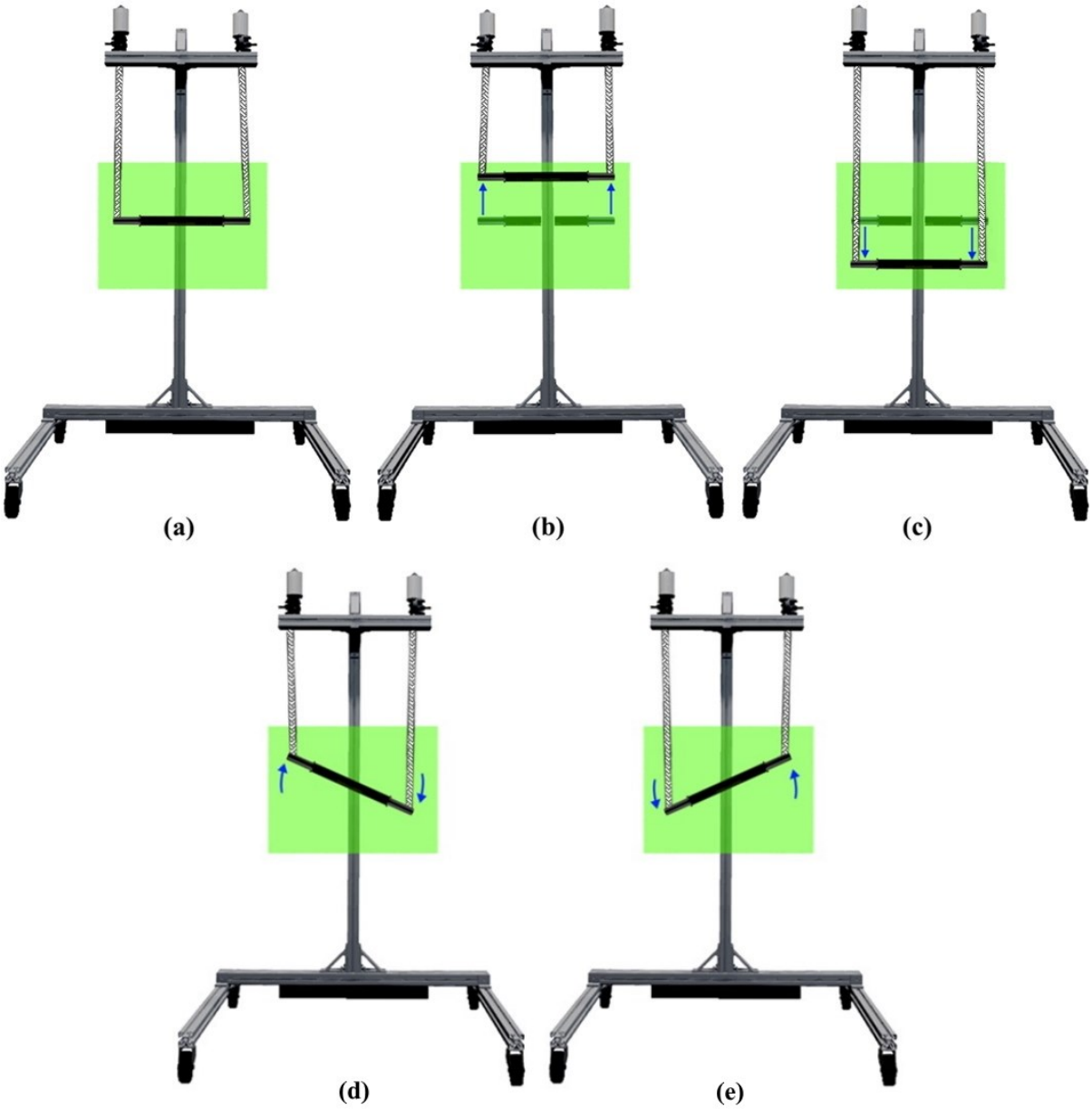


Figura 26 - GDLs do robô bimanual: (a) posição inicial, (b) movimento subida, (c) movimento descida, (d) rotação horária, (e) rotação anti-horária.

3.2 Modelagem Matemática do Dispositivo Atuado por Cabos

Os dispositivos atuados por cabos podem ser do tipo “sub-restrito”, Fig. 27 (a), no qual 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, ou do tipo “totalmente-restrito”, Fig. 27 (b), onde a posição do efetuador final pode ser completamente determinada pela configuração dos cabos. O protótipo utilizado nesta tese é do tipo “sub-restrito”, e, portanto, para o movimento descendente é necessário o auxílio do

peso/gravidade e manter todos os cabos tensionados (GONÇALVES e CARVALHO, 2010; GONÇALVES et al., 2015; ALVES et al., 2019).

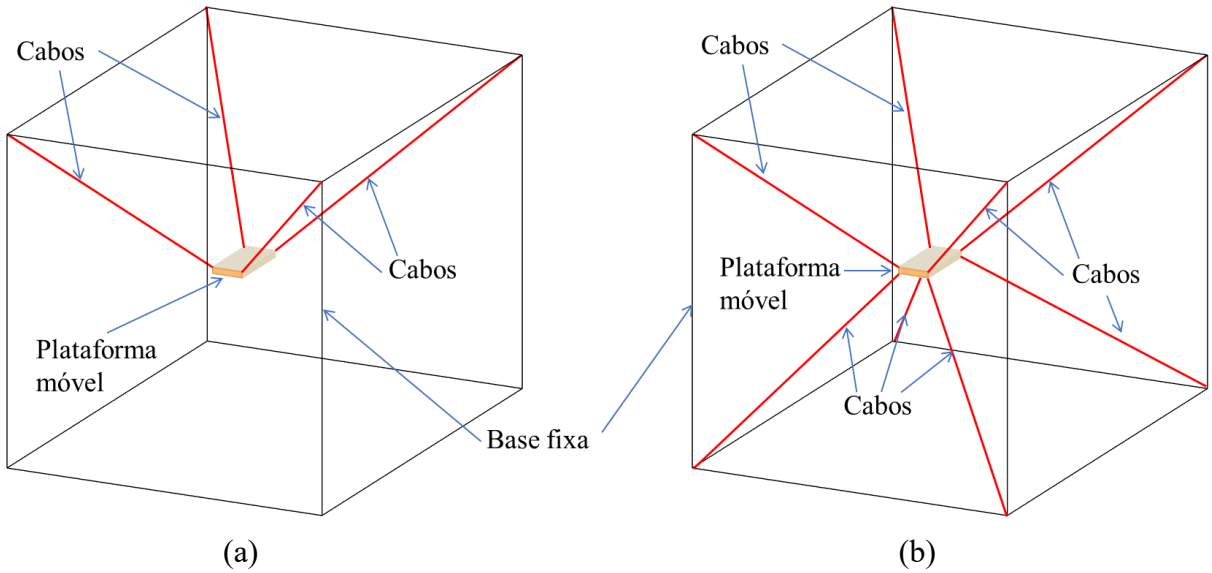


Figura 27 – Esquema de estrutura robótica atuada por cabos do tipo (a) “sub-restrito” e (b) “totalmente restrito”.

Nesta seção serão apresentadas as modelagens matemáticas para o dispositivo atuado por cabos do tipo “sub-restrito” nas configurações unilateral/bilateral com 1 GDL, unilateral com 2 GDL (trajetórias planar e circular) e bimanual com 2 GDL.

3.2.1 Modelagem Matemática para Configuração Uni/Bilateral com 1 GDL

Para as configurações unilateral/bilateral com 1 GDL do dispositivo atuado por cabos não há uma modelagem complexa, pois o único movimento realizado por este dispositivo nesta configuração é a translação sobre o eixo y, portanto, o comprimento do cabo L deve ser calculado para atingir a posição desejada da plataforma móvel $P\ (x_p, y_p, z_p)$. Como x_p e z_p são constantes:

$$L_{1,2} = y_{p_{1,2}} \tag{1}$$

Para terapias espelhadas de simetria visual espacial com a configuração bilateral, Fig. 23 (a), encontrando-se o comprimento L_1 de um dos cabos para posição desejada, o comprimento do cabo oposto (L_2) também está definido:

$$L_1 = L_2 = y_p \tag{2}$$

Para simetria pontualmente espelhada, Fig. 23 (c), 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:

$$L_1 = y + \delta y \tag{3}$$

$$L_2 = y - \delta y \tag{4}$$

Onde δy é a distância entre a linha de espelhamento (L. E.) e a posição desejada, Fig. 23 (c).

3.2.2 Modelagem Matemática para Trajetória Planar

Na configuração unilateral com 2 GDL os cabos são interligados através da plataforma móvel, gerando acoplamento entre os graus de liberdade que permitem trajetórias planares, Fig. 24. Para a modelagem de trajetórias planares os cabos são considerados corpos rígidos no modelo e, portanto, devem estar sempre tracionados. Assim, os cabos formarão um triângulo com a plataforma fixa e móvel, Fig. 28 (a). O modelo matemático pode ser escrito a partir de Fig. 28 (b), onde $\boldsymbol{A}$ e $\boldsymbol{B}$ são os pontos onde os cabos L_1 e L_2 são presos à plataforma fixa, respectivamente, e $\boldsymbol{P}$ é a posição desejada na plataforma móvel; a distância entre $\boldsymbol{A}$ e $\boldsymbol{B}$ é dada por W_b. Novamente, z_p é constante para trajetórias planas. Assim, a partir de uma posição desejada $\boldsymbol{P}$ (x_p, y_p), o controle deve atuar para que os cabos atinjam as posições L_1 e L_2 dadas pelas Eqs. (5) e (6), respectivamente:

$$L_1 = \frac{y_p}{\operatorname{sen}\left(\tan^{-1}\left(\dfrac{y_p}{x_p - \dfrac{W_b}{2}}\right)\right)} \tag{5}$$

$$L_2 = \frac{y_p}{\operatorname{sen}\left(\tan^{-1}\left(\dfrac{y_p}{x_p + \dfrac{W_b}{2}}\right)\right)} \tag{6}$$

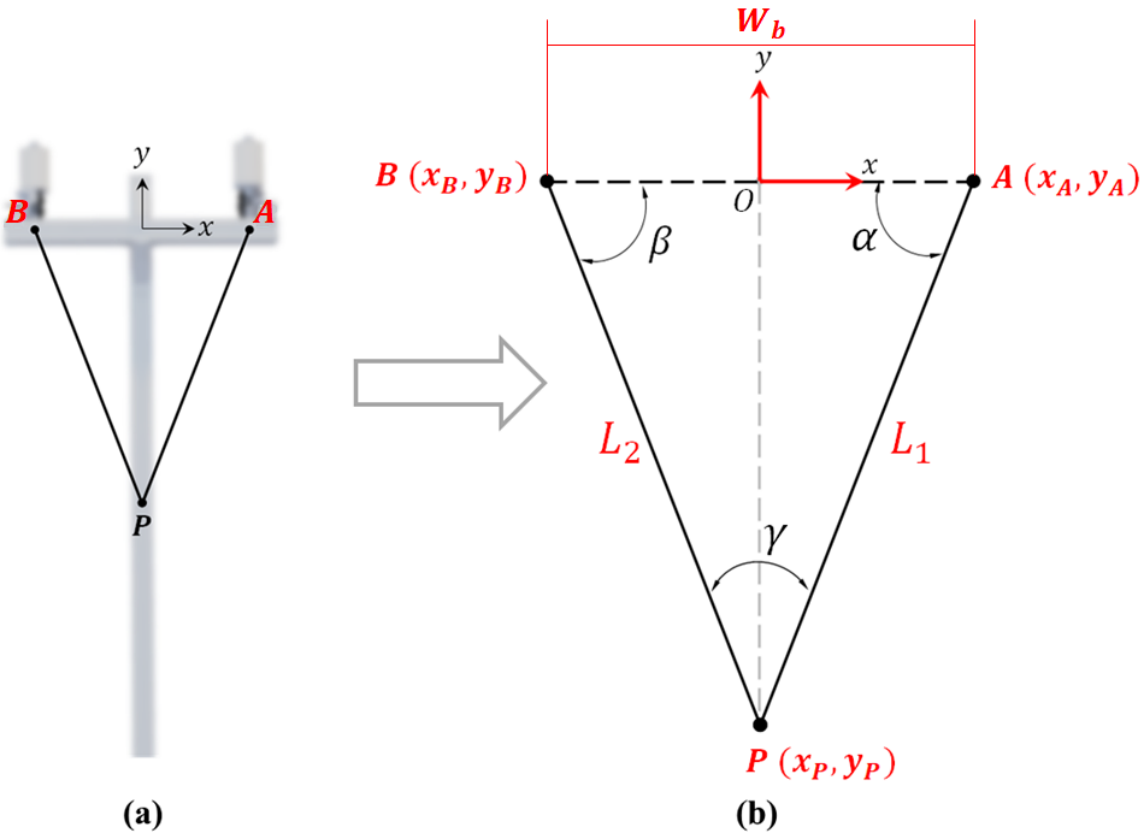


Figura 28 – Modelagem matemática da trajetória planar: (a) modelo computacional e (b) esquemático com as variáveis matemáticas.

3.2.3 Modelagem Matemática para Trajetória Circular

Como discutido, a trajetória circular é comumente usada em testes para medir a coordenação motora e a independência articular em pacientes com AVC. Esses pacientes produzem formas elípticas, em vez de redondas, ao desenhar um círculo; após o treinamento de reabilitação seu desempenho nesta tarefa pode aumentar. Além disso, essa trajetória tem uma forma regular e simétrica, facilitando o reconhecimento de qualquer desvio de caminho, mesmo que visualmente.

A trajetória circular, Fig. 29, é um caso particular da trajetória planar, portanto, sua modelagem assume as mesmas considerações. No entanto, uma abordagem específica facilita essa modelagem. Para um exemplo de trajetória circular onde a amplitude de movimento é a (diâmetro) e o centro da trajetória em $\boldsymbol{C}$ (x_c, y_c), a posição desejada $\boldsymbol{P}$ (x_p, y_p) é dada pelas Eqs. (7) e (8), respectivamente:

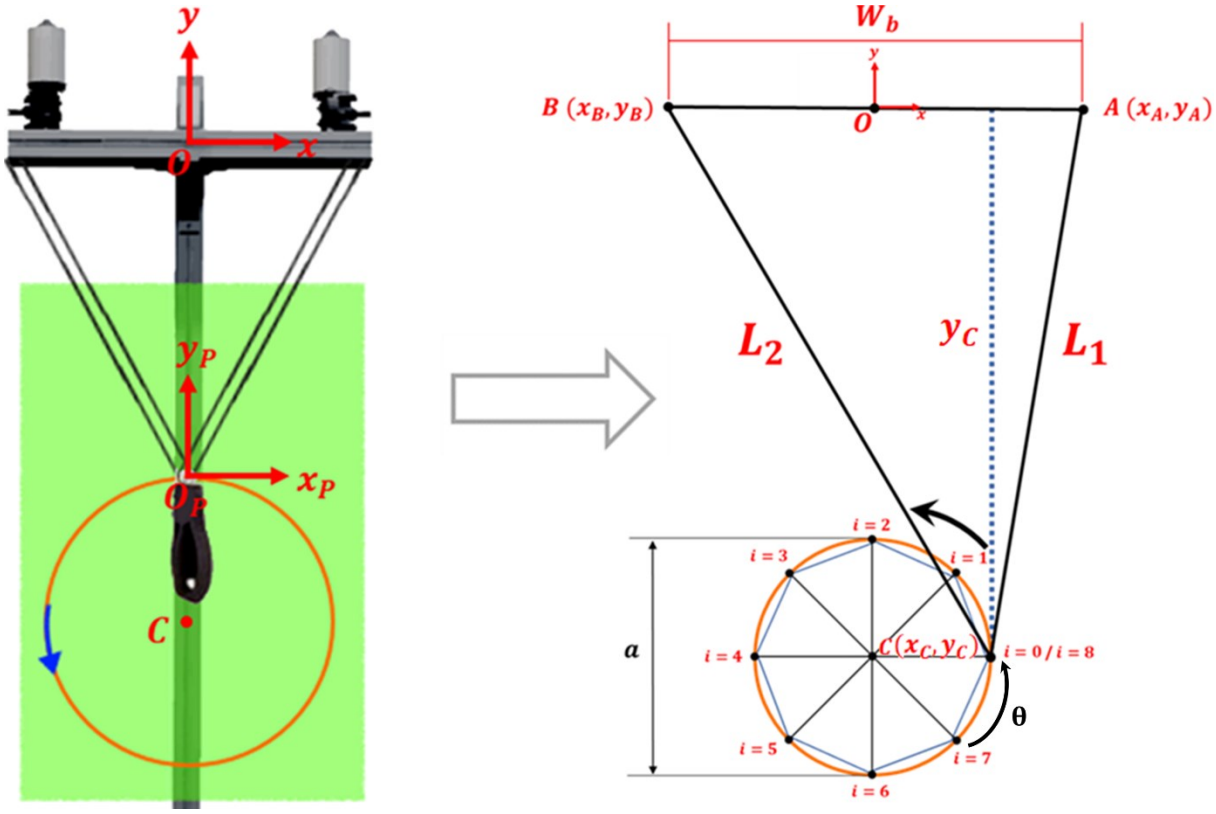
$$x_p = x_c + \frac{a}{2}\cos\theta \tag{7}$$

$$y_p = y_c + \frac{a}{2} sen\,\theta \tag{8}$$

Onde θ é o ângulo dentro da trajetória circular e pode ser discretizado como:

$$\theta = i \times \frac{2\pi}{N}, \qquad for\ \ i = 0,1,2,\ldots,N \tag{9}$$

Onde N é o número de pontos de discretização e i é o índice. Uma função *spline* pode ser usada para interpolar os pontos e produzir um movimento mais suave.



(a) (b)

Figura 29 - Trajetória circular: (a) espaço de trabalho e exemplo de trajetória circular; (b) esquemático para obtenção do modelo matemático.

Assim, os comprimentos dos cabos são calculados usando a Eq. (10) e Eq. (11):

$$L_1 = \frac{y_C + \frac{a}{2} sin\left(i \times \frac{2\pi}{N}\right)}{sin\left(tan^{-1} \frac{\left(y_C + \frac{a}{2} sin\left(i \times \frac{2\pi}{N}\right)\right)}{\left(x_C + \frac{a}{2} cos\left(i \times \frac{2\pi}{N}\right)\right) - \frac{W_b}{2}}\right)} \tag{10}$$

$$L_2 = \frac{y_C + \frac{a}{2}\sin\left(i \times \frac{2\pi}{N}\right)}{\sin\left(\tan^{-1}\frac{\left(y_C + \frac{a}{2}\sin\left(i \times \frac{2\pi}{N}\right)\right)}{\left(x_C + \frac{a}{2}\cos\left(i \times \frac{2\pi}{N}\right)\right) + \frac{W_b}{2}}\right)} \tag{11}$$

Para trajetórias poligonais como triângulos, quadriláteros e pentágonos, basta diminuir o número de pontos de discretização para 3, 4 e 5, respectivamente, Fig. 30. Caso necessário, um ângulo rotacional α, Fig. 31, pode ser adicionado na Eq. (9) para girar o polígono. Este ângulo é mostrado na Eq. (12):

$$\theta = i \times \frac{2\pi}{N} + \alpha, \qquad for \;\; i = 0,1,2,\ldots,N \tag{12}$$

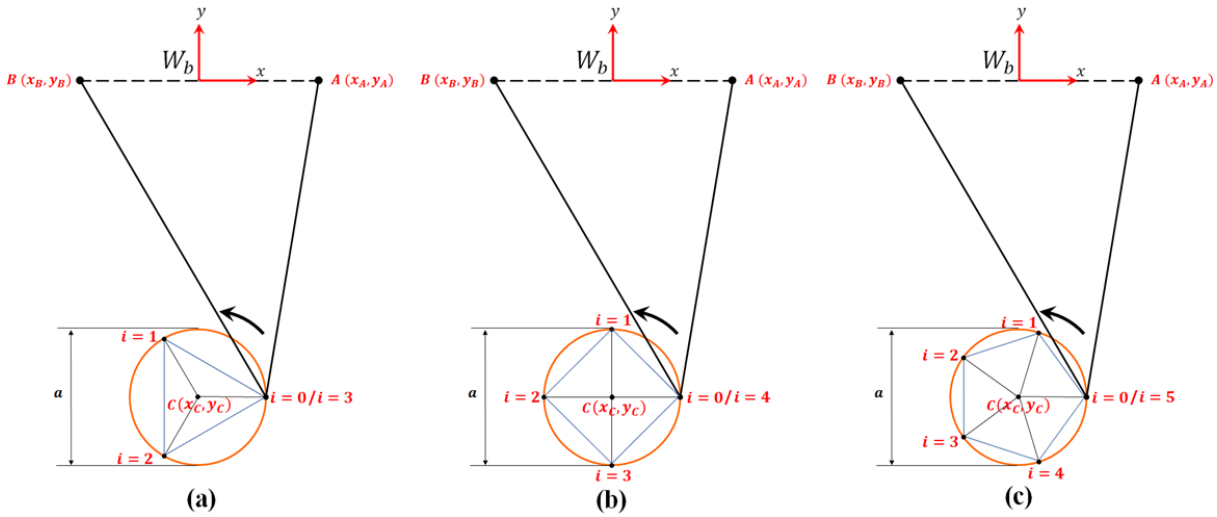


Figura 30 - Trajetórias poligonais com (a) $N = 3$, (b) $N = 4$ e (c) $N = 5$ pontos de discretização

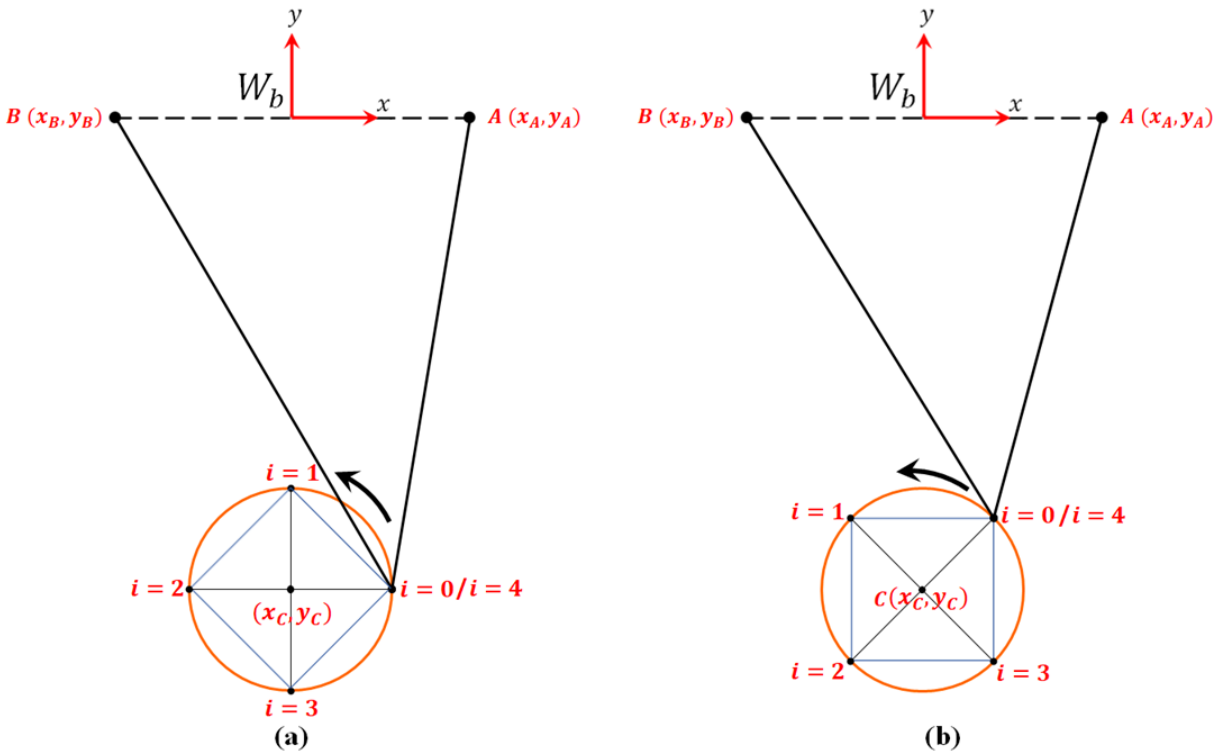


Figura 31 – Trajetória poligonal com N = 4 e ângulo de rotação (a) $\alpha = 0$ e (b) $\alpha = \pi/4$.

3.2.4 Modelagem Matemática para Configuração Bimanual com 2 GDL

Na configuração bimanual, os movimentos realizados pelo dispositivo atuado por cabos são translação ao longo do eixo y e rotação ao longo do eixo z, conforme mostrado na Fig. 25 (a). Nesta configuração, os cabos não são capazes de restringir a posição da barra móvel na direção $+z$ (dispositivo "sub-restrito"). Uma força externa, F_{ext} , precisa agir opostamente à atuação dos membros e os cabos devem ter linhas de atuação diferentes para determinação completa da configuração da plataforma móvel e capacidade de força (BLANDING, 1992; COSTA, 2018).

Uma força externa quando atuando opostamente às forças nos cabos (F_{c_1} e F_{c_2}), Fig. 32 (a), descreve a posição da plataforma móvel, no entanto, a F_{ext} deve estar alinhada com o vetor da gravidade. Um componente em uma direção diferente levaria a plataforma móvel para fora do seu espaço de trabalho planar. A força externa nesse caso é imposta pelo usuário e um peso adicional concentrado no centro da plataforma móvel, Fig. 32 (b), mantendo assim a tensão positiva nos cabos durante movimentos descendentes. Dessa forma, a influência do peso adicional na direção da força externa é maior. As tensões nos cabos são maiores que zero apenas quando o ângulo entre a direção da força externa e a direção do cabo é maior que 90° e menor

que 270º, o que é coberto nesta configuração. Uma faixa em que uma força externa pode ser mantida por dois cabos é mostrada na Figura 32 (c). Nesse caso, a forma do poliedro será definida pela força do atuador (COSTA, 2018; ALVES, 2021).

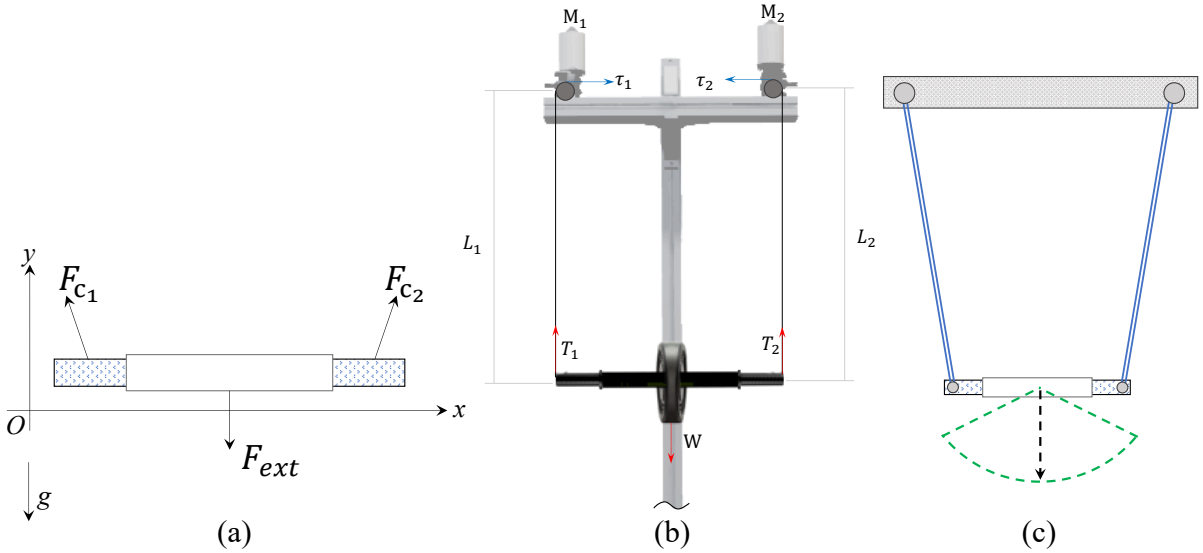


Figura 32 – Configuração bimanual: (a) componentes de força atuando na plataforma móvel, (b) principais componentes dos vetores de força (M: motores, τ: torque dos motores, T: tração dos cabos), (c) faixa de capacidade de força.

Durante a utilização, a altura do guidão é ajustada para cada usuário para definir a posição inicial dos movimentos. Além disso, o terapeuta instrui o usuário a não mover a barra no plano horizontal. Como visto, este movimento não é restrito, no entanto, não há problemas caso o usuário puxe o sistema para fora de seu espaço de trabalho pré-definido. Para movimentos rotacionais, é necessário diminuir o comprimento de um cabo enquanto o comprimento do outro aumenta; diminuindo o comprimento do cabo esquerdo e aumentando o direito, a barra gira no sentido horário (H); de forma análoga, diminuindo o direito e aumentando o esquerdo, a barra gira no sentido anti-horário (AH). Para modelagem, Fig. 33, a altura h e a orientação θ desejada da barra são consideradas como entradas.

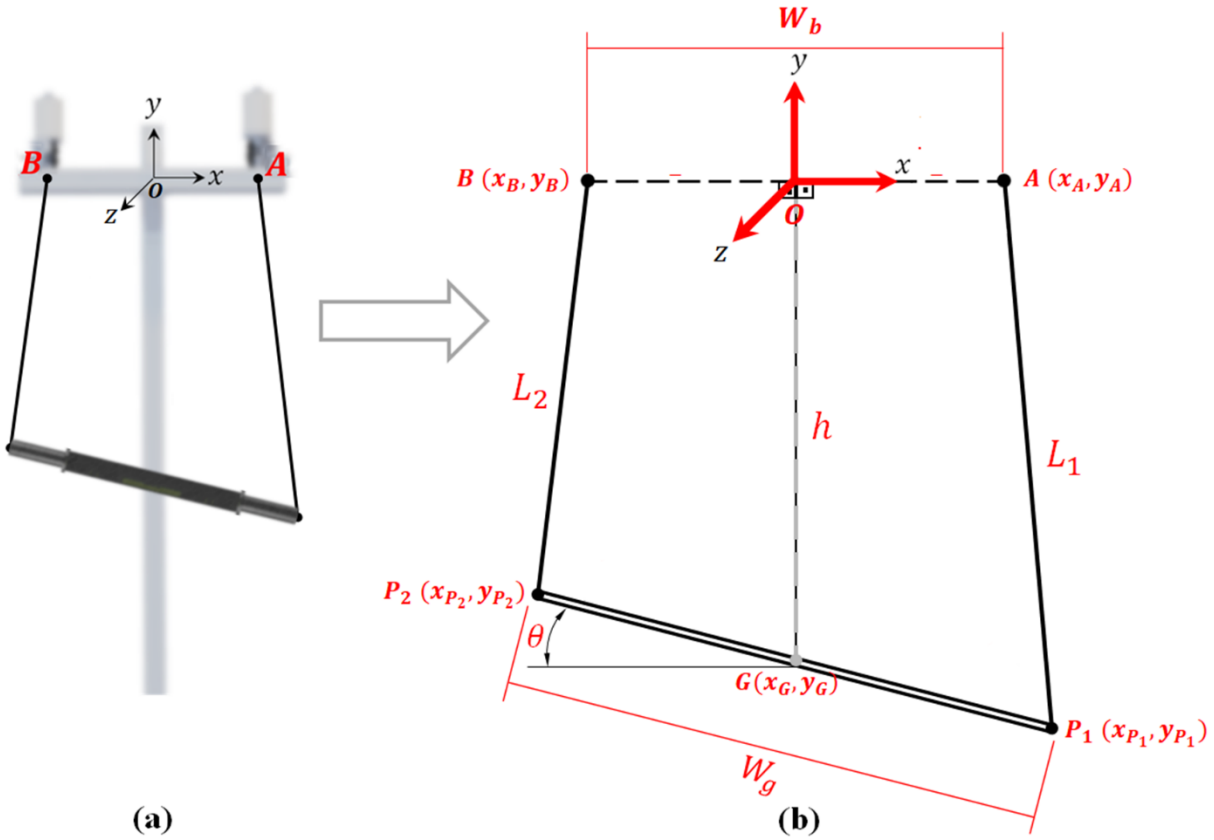


Figura 33 - Estrutura robótica na configuração bimanual: (a) modelo computacional simplificado e (b) esquemático para a modelagem matemática com orientação θ e altura h.

A distância entre $\boldsymbol{A}$ e $\boldsymbol{B}$ (W_b) é considerada alinhada centralmente com a referência O_{XYZ}; A largura da barra de direção (W_g) e a distância W_b também são consideradas alinhadas horizontalmente. Assim, os comprimentos dos cabos, $L1$ e $L2$, são dados pelas Eqs. (13) e (14).

$$L_1 = \sqrt{\left(\frac{W_b}{2}\right)^2 + h^2 + W_g\left(\frac{W_g}{2} - \left(\sqrt{\left(\frac{W_b}{2}\right)^2 + h^2}\right)\cos\left(\frac{\pi}{2} + \theta - \tan^{-1}\left(\frac{W_b}{2h}\right)\right)\right)} \quad (13)$$

$$L_2 = \sqrt{\left(\frac{W_b}{2}\right)^2 + h^2 + W_g\left(\frac{W_g}{2} - \left(\sqrt{\left(\frac{W_b}{2}\right)^2 + h^2}\right)\cos\left(\frac{\pi}{2} - \theta - \tan^{-1}\left(\frac{W_b}{2h}\right)\right)\right)} \quad (14)$$

Para os jogos sérios utilizando o protótipo nesta configuração, a modelagem inversa é necessária e, portanto, a orientação da barra (θ) é dada como função dos comprimentos dos

cabos L_1 e L_2 como mostrado na Eq. (15). Os comprimentos dos cabos são obtidos pelos encoders rotativos, considerando o sistema aproximadamente linear.

$$\theta = \frac{\cos^{-1}\left(\frac{-4L_1^2 + W_b^2 + 2W_g^2 + 4h^2}{4W_g\sqrt{\frac{W_b^2}{4} + h^2}}\right)}{2} - \frac{\cos^{-1}\left(\frac{-4L_2^2 + W_b^2 + 2W_g^2 + 4h^2}{4W_g\sqrt{\frac{W_b^2}{4} + h^2}}\right)}{2} \quad (15)$$

3.3 Simulações de Movimentos de Reabilitação

O espaço de trabalho ativo da estrutura atuada por cabos utilizada nesta tese está contido em um plano coronal com aproximadamente 0,5 m de largura (± 0,25 m) por 1,2 de altura disposto conforme mostrado na Fig. 29 (a) (verde). Em relação a rotação, a orientação θ é limitada à ± 45º.

Os movimentos possíveis para o membro superior, em relação aos movimentos vistos na Fig. 6, são: flexão e abdução do ombro, flexão-extensão do cotovelo, pronação-supinação do antebraço, flexão/extensão e adução/abdução do punho.

Alguns movimentos como extensão, adução e rotação do ombro até podem ser executados com modificações na posição e/ou utilização de movimentos planares horizontais, mas não é indicado pois, geralmente, oferecem limitações relacionadas a amplitude e/ou naturalidade do movimento.

3.4 Conclusões do Capítulo

Neste capítulo foi apresentado a estrutura robótica atuada por cabos desenvolvida e a modelagem de suas diversas configurações. Foi visto que esta estrutura pode ser adaptada para diferentes tipos de terapias utilizando desde trajetórias lineares com 1 GDL até trajetórias planares e/ou circulares com 2 GDLs. Esta última frequentemente utilizada na avaliação da coordenação motora e independência articular em pacientes com AVC. Além disso, é possível utilizar esta estrutura em terapias de reabilitação espelhada/simétrica ou bilateral/bimanual,

gerando acoplamento entre os dois lados do corpo humano e propiciando uma recuperação mais efetiva na execução das AVDs que são em sua maioria atividades bilaterais/bimanuais. Nesta tese a estrutura robótica foi aplicada exclusivamente para a reabilitação dos membros superiores. Porém, devido as suas características, ela pode ser facilmente adaptada para reabilitação dos membros inferiores. Adicionalmente, durante a utilização deste dispositivo, ajustes podem ser realizados para adaptar seu uso para cada usuário.

CAPÍTULO IV

JOGOS SÉRIOS PARA REABILITAÇÃO E ESTRATÉGIAS DE CONTROLE DESENVOLVIDOS

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). Pesquisas recentes têm explorado abordagens inovadoras nas terapias de reabilitação robótica, sendo uma delas o uso de jogos sérios (*serious games*), que combinam entretenimento e treinamento para melhorar a função motora e cognitiva dos pacientes. Os jogos sérios para reabilitação oferecem uma alternativa atrativa e prazerosa em comparação com a terapia convencional, que muitas vezes é monótona e repetitiva. Assim, é oferecida uma experiência de imersão, motivando os pacientes a realizarem os exercícios e amenizando a noção de dor ou esforço (KOTTINK et al, 2014; CARDOSO et al., 2017; MOULAEI et al., 2023).

Estes jogos podem proporcionar um ambiente de competitividade com recompensas visuais, auditivas e pontuações. A pontuação pode ser usada para avaliar quantitativamente o progresso do paciente correlacionada com escalas clínicas, sendo uma ferramenta valiosa para médicos e fisioterapeutas; e para o próprio jogo, possibilitando calibrar atributos como dificuldade e assistência a fim de equalizar e adaptar as condições para cada paciente/deficiência (CAURIN et al., 2011; APPEL, 2014; MORETTI, 2014; PEREIRA et al., 2019; BRUNNER, 2022).

Vários jogos sérios foram desenvolvidos nesta tese com foco nos diferentes tipos de reabilitação (motora e cognitiva) e configurações do dispositivo robótico atuado por cabos. Os jogos desenvolvidos e a estratégia de controle aplicada serão mostrados a seguir.

4.1 *MineCart* e Controle Bimanual

O jogo *MineCart*, Fig. 34, 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 na subseção 3.2.4.

O *MineCart* segue as características de um jogo com controle por movimento/realidade virtual, no qual um vagão deve ser movimentado para direita/esquerda para pegar cristais que caem do teto de uma mina. Este jogo utiliza como entrada os movimentos de rotação do bimanual (horário/anti-horário), Fig. 26 (d) e (e), realizados pelo usuário no guidão do dispositivo.



Figura 34 - Tela do Jogo MineCart.

Desta forma os movimentos realizados no dispositivo mostrados nas Figs. 26 (a), (d) e (e) correspondem, respectivamente, aos movimentos do vagão no jogo mostrados nas Figs. 35 (a), (b) e (c), ou seja, o movimento do guidão do bimanual no sentido horário correspondente no jogo ao movimento do vagão ir para direita e no sentido anti-horário para a esquerda.

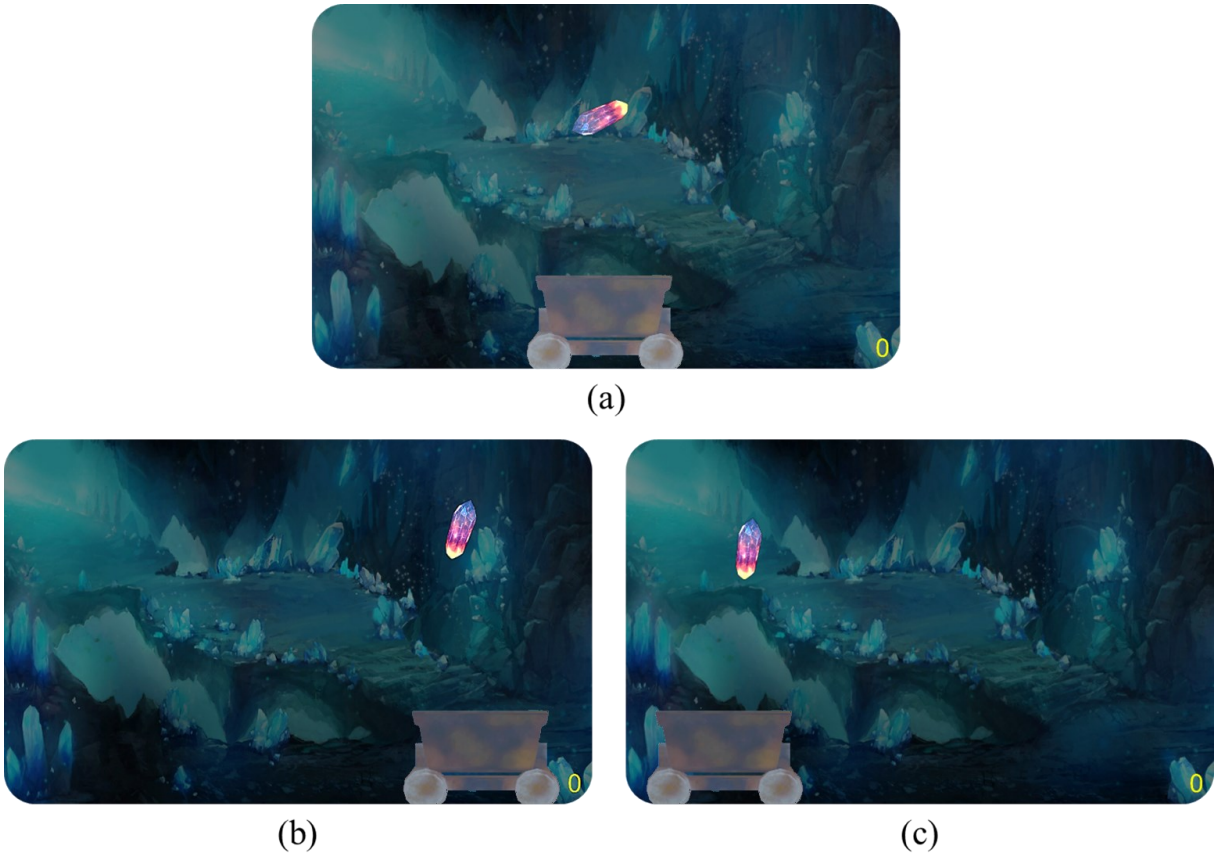


Figura 35 - Tela do jogo *MineCart* mostrando as posições: (a) centro, (b) direita e (c) esquerda.

Para girar o guidão, o usuário deve indicar a intenção de movimento aplicando uma força maior em um dos lados em relação ao outro por um valor pré-definido ΔF. Para girar no sentido horário, a força no lado direito deve ser maior que a do lado esquerdo por ΔF, e vice-versa para girar no sentido anti-horário. Pode-se aplicar assistência ou resistência ao movimento alterando o valor pré-definido de ΔF. Uma 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 consequentemente 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).

Outra restrição foi criada em decorrência 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, $F_{máx}$, foi atribuído à cada lado, atuando como um aviso 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 são mostrados no mapa de região de forças e podem ser visualizados na Fig. 36, nas regiões vermelha e azul. Exemplos da distribuição de ativação do mapa de forças durante uma sessão do jogo bimanual são mostrados na Figura 37 para: (a) paciente com hemiparesia direita e (b) paciente com hemiparesia esquerda. Pode-se observar que os pacientes tendem a evitar o uso do lado parético e concentram suas forças no lado oposto à sua hemiparesia, "não-uso aprendido". As representações dos movimentos de rotação no dispositivo bimanual com as restrições introduzidas anteriormente são mostradas na Figura 38 para os movimentos de (a) rotação horária e (b) rotação anti-horária.

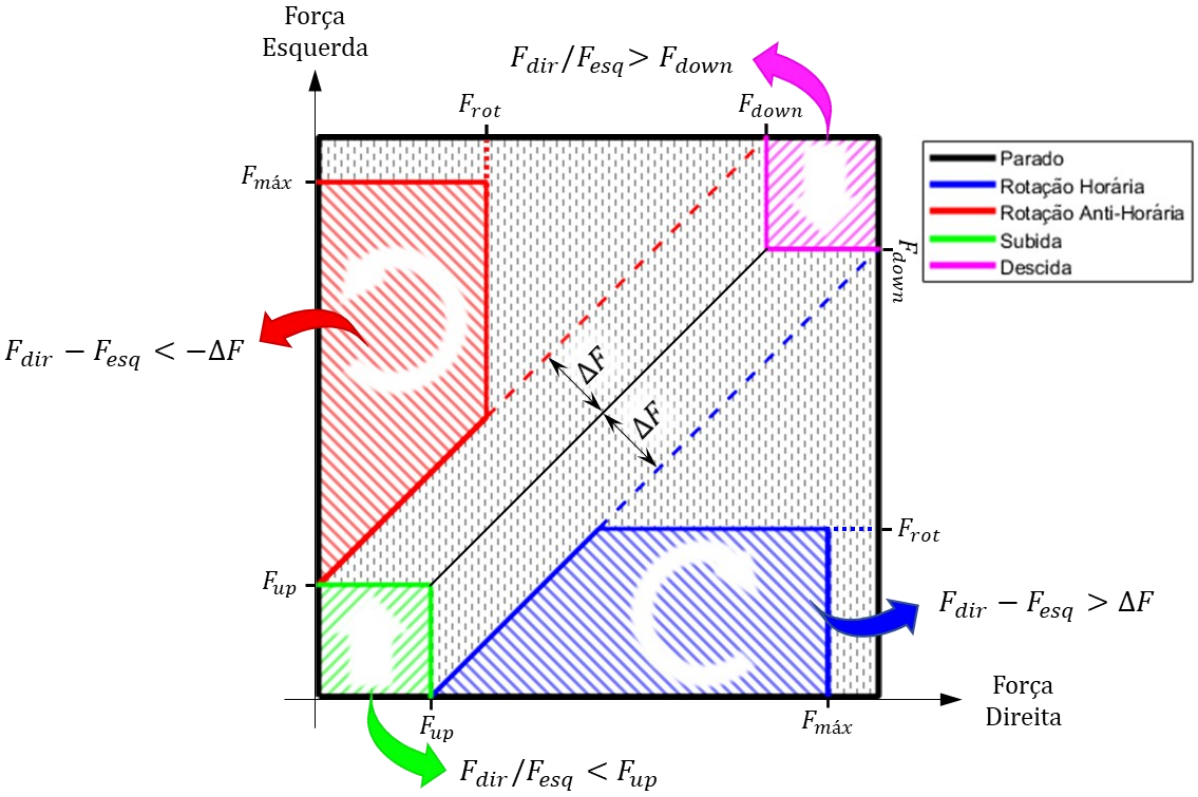


Figura 36 - Mapa de regiões de forças combinadas (F_{dir} e F_{esq}) com as restrições e seus efeitos para os movimentos bimanuais de rotação e translação para o jogo *MineCart*.

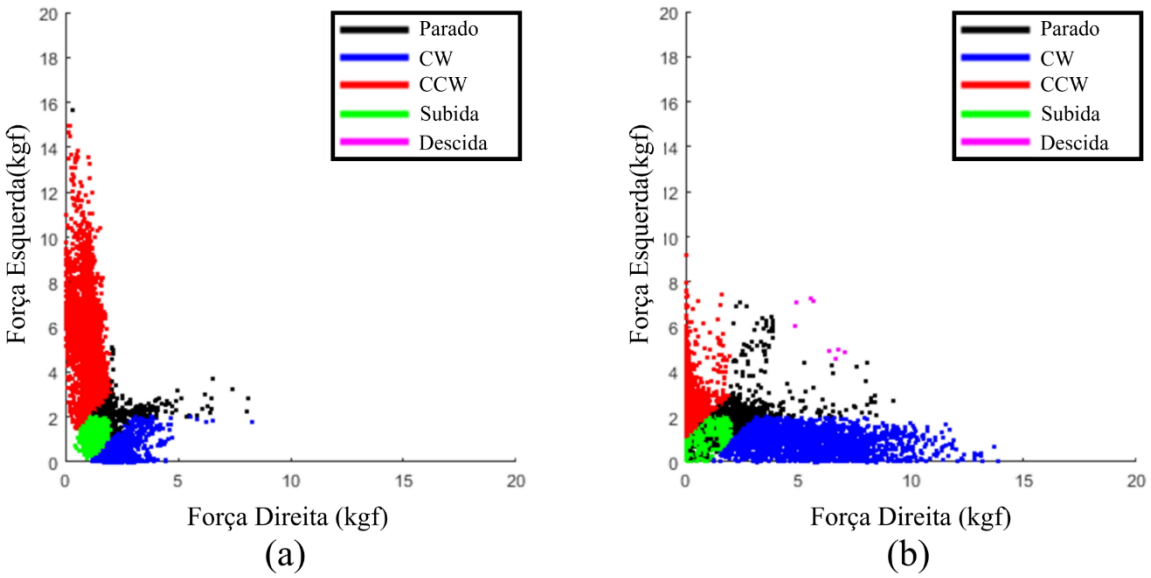


Figura 37 – Exemplos de mapas de força mostrando a distribuição de ativação para: (a) paciente com hemiparesia direita e (b) paciente com hemiparesia esquerda.

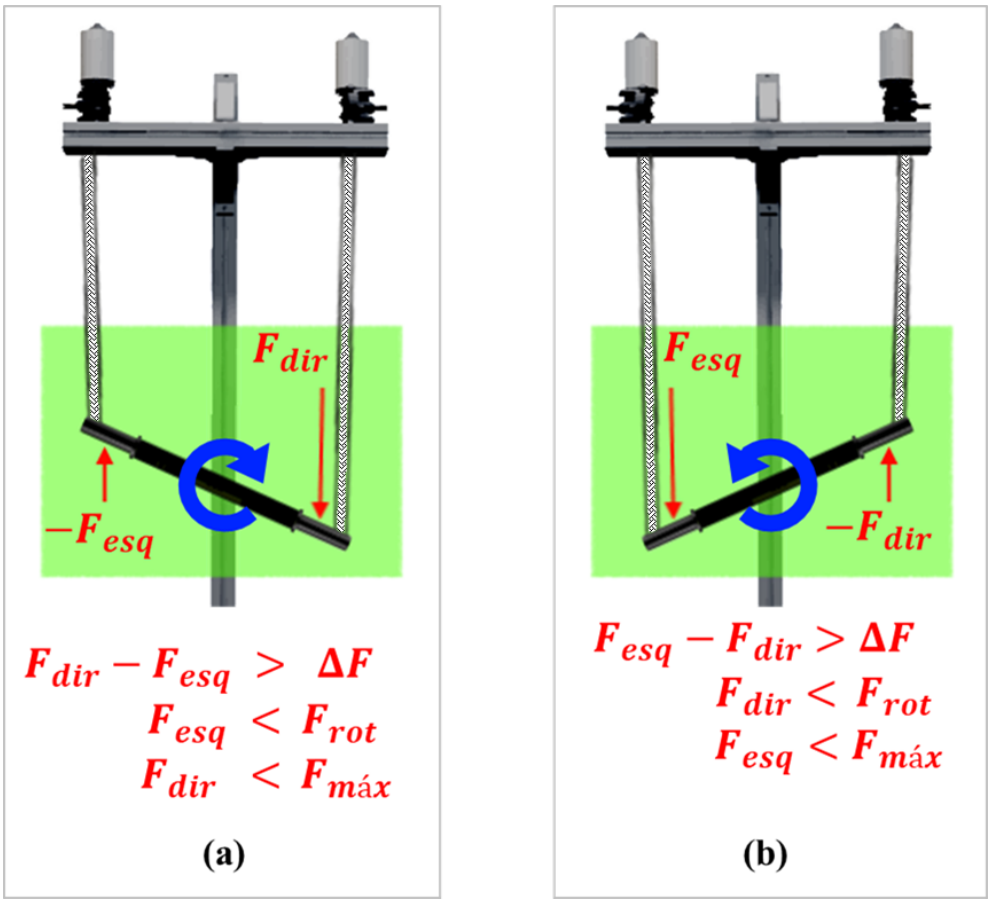


Figura 38 - Representação da diferença de forças para movimento de: (a) rotação horária e (b) rotação anti-horária para o jogo *MineCart*.

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

- Rotação Horária: $F_{dir} - F_{esq} > \Delta F$
  $F_{esq} < F_{rot}$
  $F_{dir} < F_{máx}$

- Rotação Anti-Horária: $F_{esq} - F_{dir} > \Delta F$
  $F_{dir} < F_{rot}$
  $F_{esq} < F_{máx}$

A pontuação do jogo *MineCart* é diretamente proporcional a quantidade de cristais capturados. Uma pontuação oculta para o jogador/paciente contabiliza os cristais perdidos e o saldo dos últimos cinco cristais (capturados/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. A assistência age inicialmente facilitando e, posteriormente, até mesmo realizando o movimento por si mesma na direção do cristal, de acordo com o nível de assistência. Além disso, os movimentos na direção errada são mais difíceis de serem realizados.

Tomando como base o gráfico de regiões de forças da Fig. 36, as assistências para os movimentos de rotação horários (AH) e anti-horários (AAH) são mostradas nas Figs. 39 e 40, respectivamente. Pode-se observar como cada nível de assistência atua alterando as restrições destas regiões conforme necessário, aumentando-as e/ou diminuindo-as, ou seja, facilitando o movimento desejado e/ou tornando mais difícil a execução de movimentos indesejados.

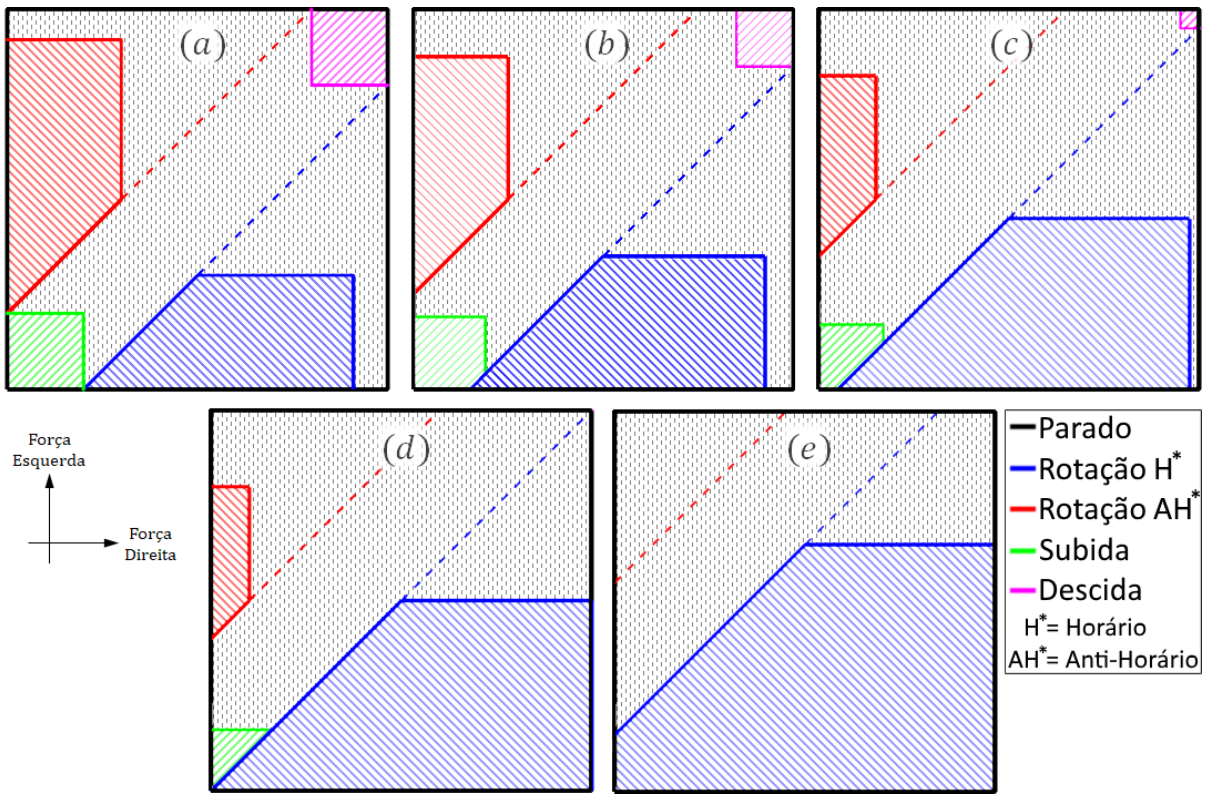


Figura 39 – Alteração das regiões de forças em função dos níveis de assistência: (a) Sem assistência, (b) AH* nível 1, (c) AH* nível 2, (d) AH* nível 3 e (e) AH* nível 4.
* AH = Assistência no sentido Horário

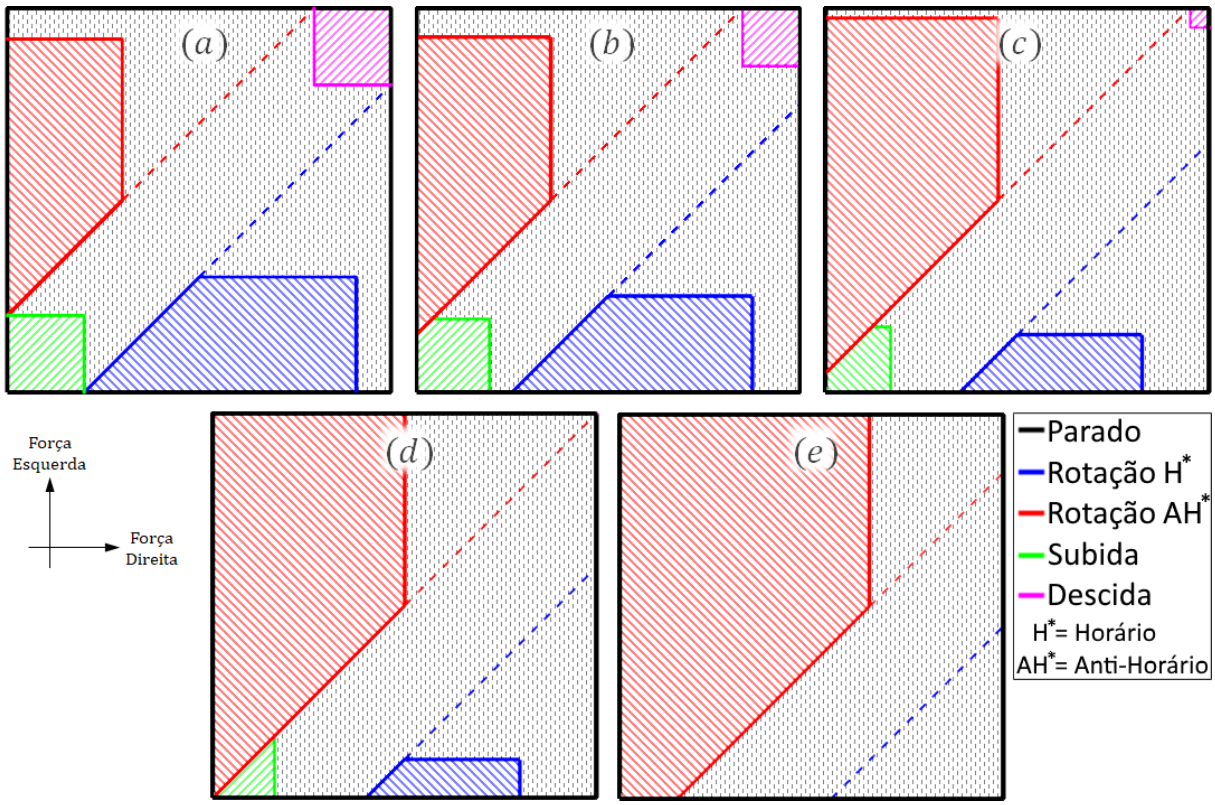


Figura 40 - Alteração das regiões de forças em função dos níveis de assistência: (a) Sem assistência, (b) AAH* nível 1, (c) AAH* nível 2, (d) AAH* nível 3 e (e) AAH* nível 4.
* AAH = Assistência no sentido Anti-Horário

No nível “sem assistência”, Figs. 39 (a) e 40 (a), o jogo segue o mesmo princípio explicado anteriormente. No nível de assistência 1, Figs. 39 (b) e 40 (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. 39 (c) e 40 (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 3, Figs. 39 (d) e 40 (d), o guidão está na iminência de movimento para a posição desejado, ou até mesmo se movendo lentamente nesta direção, bastando o paciente indicar a intenção do movimento; movimentos indesejados se tornam extremamente difíceis de serem executados. Por fim, no nível 4, Figs. 39 (e) e 40 (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 este apresente uma melhora no 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 paciente 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 consequentemente deixando o movimento de girar o guidão mais difícil (“mais pesado”).

4.2 *Round Pizza*

Como visto na seção 2.2.3, as funções motoras de pacientes com AVC são frequentemente relacionadas e avaliadas por tarefas de desenho/traçado circular. Assim, o jogo *Round Pizza* foi projetado baseado na modelagem da trajetória circular. Este jogo foi desenvolvido no *Unity* em conjunto com o MATLAB *App Designer* e funciona em conjunto com o dispositivo robótico atuado por cabos desenvolvido na configuração unilateral com 2 GDL acoplados.

O Round Pizza, Fig. 41, segue as características de um jogo com controle por movimento/realidade virtual, onde um cortador é movimentado em um plano a fim de simular a tarefa de cortar uma massa de pizza da maneira “mais redonda possível”. Este jogo usa como

entrada os movimentos do paciente na plataforma móvel, para cima/para baixo e esquerda/direita, que combinados permitem realizar um movimento circular. Caso o paciente não consiga realizar o movimento correto, o dispositivo robótico pode auxiliá-lo através da aplicação de uma estratégia assistir quando necessário.



Figura 41 – Tela principal do jogo *Round Pizza* para treinamento do movimento circular.

O diâmetro da pizza no jogo pode ser aumentado/diminuído gerando diferentes níveis de dificuldade; está intrinsicamente relacionado à amplitude dos exercícios e, consequentemente, a um período ideal de tempo para completá-los. Assim, com base no tempo ideal de conclusão da trajetória e do tempo utilizado, o dispositivo pode decidir em aumentar o nível de assistência, auxiliando o paciente durante o movimento. Por exemplo, se o tempo necessário para completar uma trajetória for de aproximadamente 15 segundos e o paciente gastar 24 segundos (60% maior do que o ideal), o dispositivo pode aplicar um controle do tipo assistir quando necessário para auxiliar o movimento do paciente.

Cada sessão do jogo é finalizada após o usuário concluir um círculo completo. Ao final do jogo, o desempenho do paciente ao realizar a trajetória circular durante cada sessão (eficiência em relação ao tempo necessário/ideal e precisão/circularidade) é mostrado ao profissional de saúde. O progresso do paciente entre as sessões também pode ser visualizado para monitorar sua evolução.

4.3 Memory Fruit

Como visto na subseção 2.3.4 estudos mostram que jogos de lógica/puzzle podem contribuir para evolução da parte do cérebro envolvida na memória. Além disso, foi visto que o treinamento cognitivo com tarefas de atenção e memória aplicado a pacientes com AVC mostrou melhorias significativas na execução destas tarefas, mostrando a eficácia deste tipo de treinamento e possibilitando a transferência deste aprendizado para as atividades da vida diária.

Assim, nesta tese, foi desenvolvido um jogo de memória para ser aplicado neste tipo de terapia combinada: treinamento da função cognitiva e da função motora. O jogo *Memory Fruit* foi desenvolvido totalmente no MATLAB *App Designer* e funciona em conjunto com o dispositivo robótico atuado por cabos na configuração unilateral com 2 GDL acoplados.

O *Memory Fruit*, Fig. 42, segue as características de um jogo de memória de cartas convencional combinado com controle por movimento/realidade virtual, onde para selecionar as cartas um movimento planar deve ser executado. A entrada são os movimentos do paciente na plataforma móvel, para cima/para baixo e esquerda/direita.

No início do jogo, o conteúdo de todas as cartas é mostrado ao paciente e este deve tentar memorizar o maior número de pares possível. Cada sessão do jogo é finalizada após o usuário encontrar todos os pares. O desempenho do paciente no jogo é analisado de acordo com o tempo gasto, precisão do movimento, quantidade de erros e dificuldade. Um histórico com estes dados de cada sessão é mostrado ao profissional de saúde para monitorar a evolução paciente.



Figura 42 - Tela principal do jogo *Memory Fruit* para treinamento combinado da função motora e cognitiva.

Como o conteúdo das cartas é aleatório pode existir arranjos muito fáceis (pares lado a lado) ou arranjos mais difíceis. Esta dificuldade pode ser analisada ao avaliar o desempenho do paciente na rodada, ou pode ser evitada, fazendo com que os arranjos sejam semi-aleatórios a fim de nivelar a dificuldade entre as rodadas.

O tamanho das cartas ou a distância entre elas pode ser modificado, alterando-se, assim, a dificuldade motora (relacionada à amplitude dos exercícios e/ou precisão do movimento). A quantidade de cartas também pode ser aumentada/diminuída gerando diferentes níveis de dificuldade cognitiva (e, possivelmente, motora) como mostrado na Fig. 43.

Outra forma de alterar a dificuldade cognitiva relacionada a melhoria em tarefas de atenção a detalhes é a diferenciação do conteúdo das cartas entre si. Muitas cartas com conteúdo similar em relação ao formato e principalmente à cor podem proporcionar um maior obstáculo para serem memorizadas como mostrado na Fig. 44.



Figura 43 – Tela principal do jogo *Memory Fruit* com dificuldade aumentada devido ao número de cartas.



Figura 44 – Tela principal do jogo *Memory Fruit* com dificuldade aumentada devido à similaridade nas cores do conteúdo das cartas.

4.4 Color4Memory

O AVC pode afetar a capacidade da pessoa em realizar movimentos precisos e coordenados, incluindo a habilidade de encaixar objetos. Nesse contexto, os brinquedos terapêuticos de encaixar, Fig. 45, têm sido utilizados como uma ferramenta acessível e eficaz na reabilitação de pessoas que sofreram AVC para recuperar a coordenação motora fina (HAM e SHIN, 2022). Esses brinquedos, também chamados de prancha de seleção (ou *pegboard* no inglês), ajudam no desenvolvimento da habilidade de manipular objetos e na precisão dos movimentos, permitindo que os pacientes possam recuperar a capacidade de realizar AVDs sozinhos, como vestir-se ou alimentar-se (HAM e SHIN, 2022).



Figura 45 – Prancha de seleção utilizada em terapias de reabilitação do AVC.

Além disso, podem ajudar na melhoria da atenção e concentração, bem como a memória visual e espacial dos pacientes. O reconhecimento das formas e cores das peças e consequente associação com as correspondentes cavidades no brinquedo terapêutico estimula a memória visual e espacial. Por sua vez, a tarefa de encaixar as peças em seus devidos lugares requer foco e atenção, estimulando a capacidade de concentração dos pacientes (HAM e SHIN, 2022).

Assim como os jogos sérios utilizando computadores, os brinquedos de encaixar podem aumentar a motivação e engajamento do paciente durante o processo de reabilitação. Ao fornecer uma tarefa desafiadora e lúdica, os pacientes podem sentir-se mais incentivados a participar da reabilitação e a se esforçar para atingir seus objetivos. Adicionalmente, os terapeutas podem adaptar o uso desses brinquedos para atender às necessidades específicas de

cada paciente na sua reabilitação. Por exemplo, para pacientes com dificuldade em reconhecer e manipular objetos menores podem ser utilizados blocos maiores e mais simples.

Desta forma, nesta tese, foi desenvolvido um jogo de memória combinando alcance e encaixe para treinamento da função cognitiva e da função motora fina. O jogo *Color4Memory,* Fig. 46, foi desenvolvido totalmente no MATLAB App Designer e opera em conjunto com as peças e uma prancha de seleção.

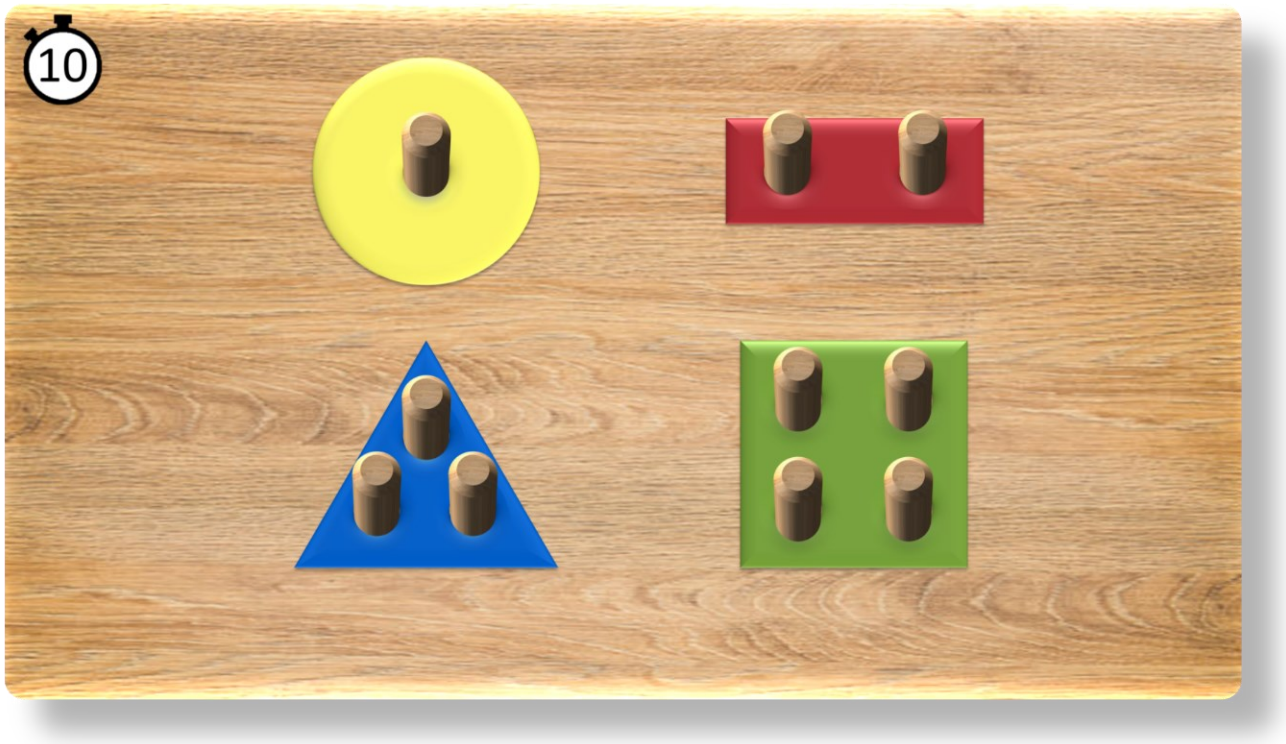


Figura 46 – Imagem da tela do software do jogo *Color4Memory.*

Neste jogo é apresentado para o paciente uma tela com 4 diferentes formas geométricas/cores em conjunto com um *timer* de 10 segundos. Assim, este deve observar atentamente a formas e cores das peças durante 10 segundos para memorizá-las e, após o tempo expirar, reproduzir esta mesma sequência na prancha de seleção com as peças reais. Um *feedback* auditivo é fornecido a cada novo nível/subnível alcançado e após o tempo expirar. Adicionalmente, a prancha de seleção é posicionada de acordo com a capacidade de alcance máxima do paciente, medida no início de cada sessão, estimulando também o aumento da amplitude de movimentação e melhorando a atividade *Reach and Grasp* (Alcançar e Agarrar).

Além disso, pode-se optar pelo paciente falar a forma e cor da peça para selecioná-la, auxiliando na fixação e no treinamento da fala/cognitivo, que são frequentemente afetados após um AVC. Desta forma, esta atividade possui uma grande abrangência nas terapias de reabilitação, auxiliando no aumento da amplitude do movimento, na melhoria da coordenação

motora fina ao manipular de objetos, além da parte cognitiva (atenção, tempo de reação e memória).

A quantidade de cores diferentes e/ou posição das formas geométricas pode ser modificada, alterando-se, assim, a dificuldade cognitiva de memorização. Há diferentes níveis, Fig. 47, que são apresentados para o paciente de forma sequencial, de acordo com a sua evolução. Além disso cada nível possui variações, Fig. 48, para permitir que o paciente obtenha uma melhoria na memória baseado nas formas mostradas na sessão atual, e não apenas memorizando formas antigas se repetindo pelas sessões.

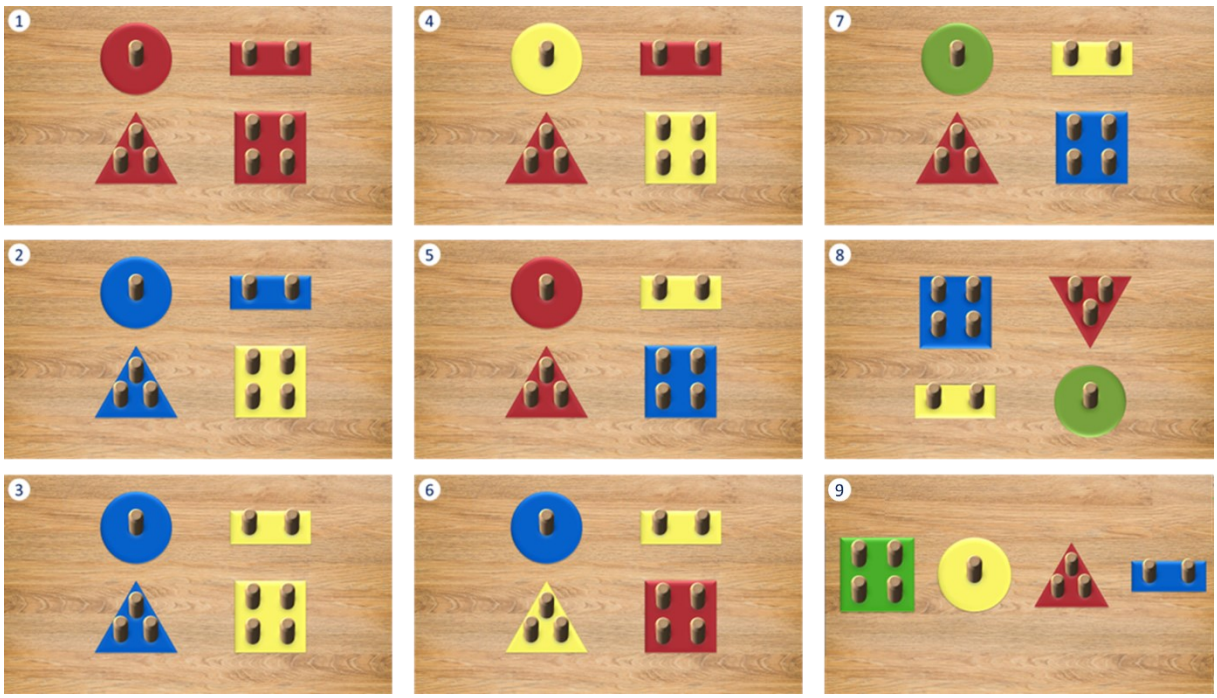


Figura 47 – Exemplo de diferentes níveis do jogo *Color4Memory*.

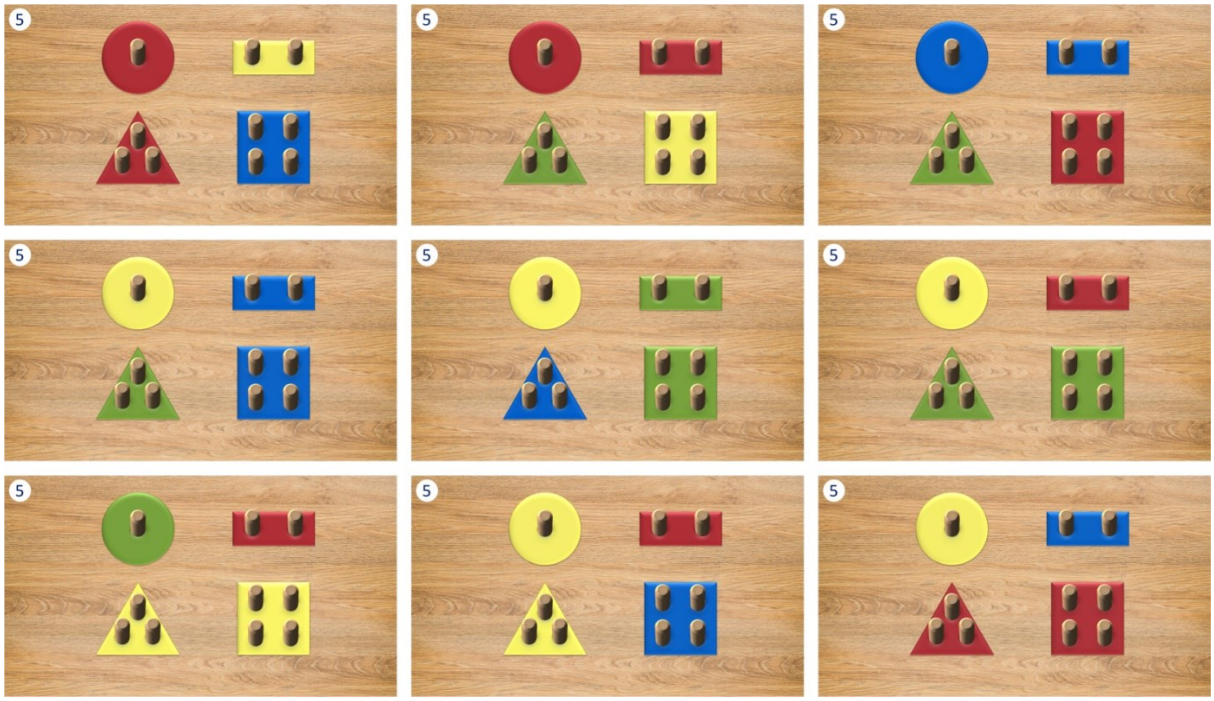


Figura 48 – Exemplos de diferentes variações do nível 5 do jogo Color4Memory.

Após cada nível, um gabarito com as ordens e cores das peças escolhidas pelo usuário é armazenado, bem como o tempo necessário para conclusão. Ao final uma pontuação é calculada baseada na quantidade de acertos e na dificuldade do nível, sendo que, níveis mais difíceis fornecem uma pontuação maior.

O desempenho do paciente no jogo é analisado de acordo com o tempo gasto, precisão do movimento, quantidade de erros, pontuação total e o nível de dificuldade alcançado em cada sessão. Um histórico com os dados de cada sessão é mostrado ao profissional de saúde para monitorar a evolução do paciente.

CAPÍTULO V

PROJETO E DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA DE AVALIAÇÃO E DETECÇÃO DE COMPENSAÇÃO

Neste capítulo é apresentado o projeto e desenvolvimento do Sistema de Avaliação e Detecção de Compensação, *CADS* (*Compensation Assessment and Detection System*). Este dispositivo pode ser utilizado em conjunto com os jogos sérios propostos nesta tese e ser aplicado em terapias de reabilitação bimanual do AVC. Embora sensores de força sejam capazes de identificar um aumento no uso do lado parético e melhora da simetria, não fica claro se estas melhorias são devido à maior frequência de utilização do braço mais debilitado ou apenas devido aos ajustes posturais e/ou compensações. Durante as terapias de reabilitação bimanual, os pacientes pós-AVC frequentemente usam ajustes posturais, devido ao acoplamento involuntário da abdução do ombro e flexão do cotovelo. Assim, a utilização de "sensores vestíveis" tridimensionais, podem ajudar a relacionar os movimentos realizados no dispositivo com os movimentos das articulações através da cinesiologia dos pacientes, facilitando a análise biomecânica do movimento e permitindo distinguir a recuperação verdadeira de ajustes posturais.

5.1 Requisitos de Projeto do Sitema de Avalição de Compensação

Para o desenvolvimento do sistema de avaliação de compensação os principais requisitos abordados (mas não somente) foram:

- **Baixo Peso:** sistemas de compensação muito pesados podem atrapalhar ou forçar a movimentação do paciente. Adicionalmente, a simples ciência da presença de um sistema com peso considerável acoplado ao paciente, pode modificar a movimentação natural durante os exercícios de reabilitação;
- ***Wireless*:** muitos cabos presos aos membros podem atrapalhar a movimentação livre do paciente, mesmo que os cabos não ofereçam restrições físicas na movimentação, podem causar receio no paciente.
- **Baixo Gasto de Energia**: como o sistema deverá funcionar sem fio, sensores com baixo consumo são essenciais. Assim pequenas baterias podem ser utilizadas, não aumentando o peso total do sistema e sem necessidade de troca por um longo período de utilização.
- **Não Restrito**: muitos sistemas de medição são restritos a um ambiente controlado, funcionando apenas em um pequeno campo de visão ou em uma determinada amplitude de movimento. Além disso, a necessidade de referências externas e marcadores não são desejados.
- **Não-invasivo**: os sensores devem ser instalados nos pacientes sem necessidade de nenhum procedimento invasivo ou constrangedor e que não cause nenhuma forma de incômodo ou desconforto.
- **Baixo Tempo de *Setup***: a instalação e retirada do equipamento em cada sessão de reabilitação deve ser simples e rápida sem necessidade de muitos ajustes adicionais para cada paciente. Caso necessário esse deve ser feito uma única vez ou em frequências menores.
- **Robustez**: o sistema deve ser robusto quanto o método de instalação dos sensores em diferentes pacientes e por diferentes profissionais, buscando posições que sirvam como referência e não permitam folgas. As medidas também devem ser coerentes e não sofrer grandes variações para pacientes/atividades semelhantes.
- **Calibração**: caso necessário, a calibração dos sensores durante as sessões deverá ser rápida e, se possível, realizada previamente, sem a presença do paciente. Calibrações mais complexas podem ser realizada de forma regular. Já a calibração da amplitude de movimento do paciente deve ser realizada regularmente sempre quando houver mudanças.

Com base nestes requisitos a construção do sistema de compensação será baseada em 6 dispositivos periféricos e um dispositivo central. Cada dispositivo periférico deverá ser composto por um microcontrolador *Arduino Nano* (versão com *ARM cortex* M4), para processamento e envio dos dados em conjunto com o módulo de IMU LSM9DS1, sensores adicionais na versão *33 BLE Sense* e um transmissor sem fio (*Bluetooth Low Energy* nRF52840). Os periféricos deverão possuir uma fonte de energia (bateria). O dispositivo central é composto por um PC/laptop com receptor *Bluetooth LE*. As características detalhadas de cada dispositivo periférico e do dispositivo central são mostradas nas Tabs. 5 e 6.

Tabela 5 – Características de cada dispositivo periférico.

Microcontroller CPU	32-bit *ARM® Cortex™*-M4 64 MHz
Módulo *Bluetooth*	nRF52840 (*Bluetooth* 5.0, BLE) – 2Mbps
Memória de programa	1 MB (32x maior que o Arduino Uno clássico)
SRAM	256KB (128x maior que o Arduino Uno clássico)
Voltagem de Operação	3,3 V
Tensão de Entrada	5-21 V
Pinos de Entrada/Saída Digital	14
Pinos de Entrada Analógica	8 (ADC 12 bit 200 ksamples)
UART	1
SPI	1
I^2C	1
Peso	5 gramas
Comprimento x Largura	45 mm x 18 mm
Módulo de Medidas Inercial iNEMO (LSM9DS1)	Acelerômetro de 3 eixos (2000 dps/up to 952 Hz) Giroscópio de 3 eixos (±16g/ up to 952 Hz) Magnetômetro de 3 eixos ((±16 gauss 80 Hz)
Sensores de Condição Ambiente (HTS221/LPS22HB)	Sensor de umidade Sensor de temperatura Sensor barométrico
Demais sensores (APDS9960, MP34DT05)	Sensor de proximidade Sensor de gestos Sensor RGB Sensor de luminosidade Microfone Digital

Tabela 6 - Características do dispositivo central

Laptop CPU	Intel® Core™ i7-9750H 64 bits @2.60GHz- 4.50 GHz (Turbo)
Memória RAM	16 GB (single channel)
Placa de Vídeo	GTX 1660 Ti – VRAM 6 GB GDDR6
HD	1 TB
SSD[1,2]	128 GB (principal) / 1TB (secundário)
Receptor Bluetooth	Módulo Bluetooth 4.0 HM-10 BLE Serial Cc2541 8Kb de memória RAM, memória Flash programável de 256kb Alcance do sinal até 100 m (área aberta) - Taxa de dados de 2 Mbps

As medições com IMUs estão sujeitas a altos níveis de ruído e um algoritmo capaz de fundir os dados do giroscópio, acelerômetro e magnetômetro deve ser utilizado para processar e mitigar os erros inerentes ao uso de sensores inerciais e magnéticos. No sistema de compensação desenvolvido, 6 dispositivos periféricos fornecerão pelo menos 9 medidas inerciais cada (totalizando 54 medidas inerciais a uma alta taxa de amostragem). Adicionalmente, estes dados serão enviados por um protocolo sem fio (*Bluetooth LE*) para serem processados pelo dispositivo central.

Devido à alta carga computacional demandada para amostrar, transferir e processar todos estes dados é importante utilizar um algoritmo de fusão de dados eficiente. Uma abordagem alternativa é utilizar o poder de processamento de cada microcontrolador, para realizar a fusão de dados ainda no dispositivo periférico e só depois enviá-las ao dispositivo central, para isto o algoritmo de fusão utilizado deve ter um baixo consumo de energia para permitir que o sistema funcione por longos períodos. Nesta abordagem, devido a sua capacidade em utilizar uma baixa demanda computacional e consumir pouca energia, o algoritmo de MADGWICK (2011) é indicado.

Outra abordagem é realizar a aquisição de todas as medidas inerciais com a IMU e transferir os dados brutos para o dispositivo central. Desta forma, aumenta-se a eficiência no processamento dos sinais lidos pela IMU, e a transferência dos dados fica menos suscetível a atrasos ou perda de pacotes. Além disso, como o algoritmo de fusão não será implementado diretamente nos dispositivos periféricos é empregado uma demanda ainda menor de energia nestes e pode-se utilizar algoritmos de fusão que utilizam uma alta carga computacional como o AHRS *filter* e Kalman no dispositivo central (PC/MATLAB). Porém nesta última abordagem

a visualização dos dados em tempo real é comprometida, pois a fusão será realizada de forma serial apenas após o recebimento dos dados de todos os sensores.

Cada periférico poderá ser preso ao usuário por meio de braçadeiras, alças flexíveis impressas em 3D ou com elementos ortopédicos adaptados como ombreiras, cotoveleiras e luvas. Para não causar nenhum incômodo nem desconforto nos usuários durante a sua utilização, estes elementos de fixação devem ser leves e posicionados de forma adequada. Desta forma o usuário pode mover-se livremente não modificando a movimentação natural.

5.2 Primeira Versão do *CADS*

A primeira versão do *CADS* considerou a utilização de uma bateria de 9V como fonte de energia em conjunto com cada dispositivo periférico (microprocessador e sensores de medida inercial). Assim, foi feito um projeto para fabricação de uma caixa impressa em 3D que comportasse o dispositivo e a sua fonte de energia. A caixa projetada, Fig. 49, possuía dimensões aproximadas de 55 mm x 65 mm x 25 mm. Esta caixa possuía também aberturas horizontais nas laterais para ventilação dos componentes eletrônicos e uma abertura para conexão/recarga via cabo USB. Além disso uma tampa deslizante removível foi projetada para facilitar o acesso e/ou manutenção.

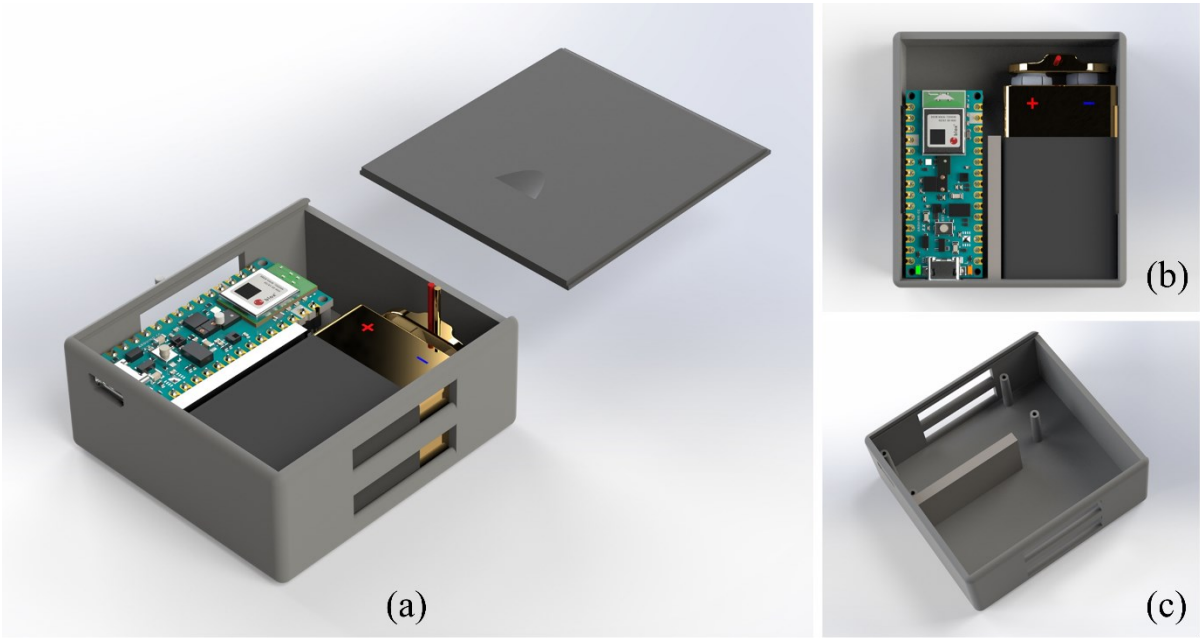


Figura 49 – Primeira versão do *CADS*: (a) visão geral mostrando detalhe da tampa deslizante; (b) vista superior mostrando os compartimentos dos componentes e (c) caixa em 3D vazia.

Como principal vantagem esta versão possuía uma elevada quantidade de energia disponível que poderia ser fornecida a cada sensor. Desta forma, como os dispositivos operam no modo de baixa energia, a fonte de energia não necessitaria ser trocada/recarregada por várias dias e/ou semanas de utilização nos testes clínicos. Adicionalmente, estas baterias podem ser facilmente encontradas comercialmente.

Como desvantagem, o tamanho de cada periférico do *CADS* seria muito grande para utilização fixado ao corpo do paciente e poderia causar alguma forma de incômodo ou desconforto. Além disso, o peso adicional de cada sensor do *CADS* nesta versão poderia atrapalhar a movimentação natural do paciente, que já possui dificuldades na movimentação devido as sequelas do AVC. Por fim, estas baterias não são homologadas para fins de utilização em dispositivos médicos/reabilitação podendo não atender aos requisitos específicos de segurança, desempenho e conformidade regulatória e até mesmo representar riscos ao paciente durante sua utilização (ISO, 2023).

5.3 Segunda Versão do *CADS*

A segunda versão do *CADS* considerou a utilização de baterias do tipo botão, como por exemplo a LR/PR41, como fonte de energia. Estas baterias possuem uma tensão de aproximadamente 1,5 V e são amplamente utilizadas em dispositivos e aparelhos médicos como aparelhos auditivos, termômetros, entre outros. Como o microcontrolador suporta uma tensão de entrada de até 21 V, pode-se empilhar 10 ou mais baterias do tipo botão em série, de acordo com a autonomia desejada.

Assim, também foi feito um projeto para fabricação de uma caixa impressa em 3D que comportasse o dispositivo e a sua fonte de energia, composta por múltiplas baterias do tipo botão. A caixa projetada é mais de 70% mais compacta que o modelo anterior, Fig. 50, possuindo dimensões de 25 mm x 50 mm x 20 mm.

Outra diferença em relação a versão anterior é que na versão V2 a caixa é composta por duas peças, o miolo, Fig. 51 (a) e (b), e a parte externa (Fig. 51 c). Esta alteração foi necessária, pois devido ao tamanho compacto não haveria espaço suficiente para manutenção removendo apenas a pequena tampa superior. Assim, pode-se realizar toda a configuração/manutenção com o miolo removido, Fig. 51 (c), e após o procedimento encaixá-lo novamente, Fig. 51 (d).

Na caixa projetada Fig. 51 (c), também foram adicionadas: aberturas para ventilação dos componentes eletrônicos, alças laterais para passagem dos elásticos para fixação e uma abertura para conexão/recarga via cabo USB (Fig. 50). Além disso uma tampa deslizante removível foi projetada para facilitar o acesso e/ou manutenção.

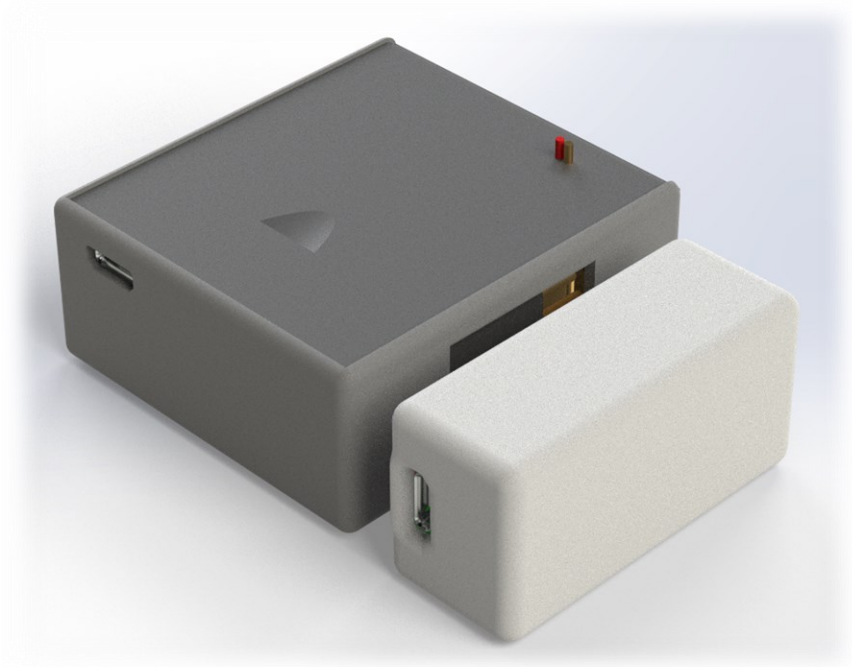


Figura 50 - Comparativo do projeto das caixas para impressão 3D entre a $V1$ e $V2$ do *CADS*.

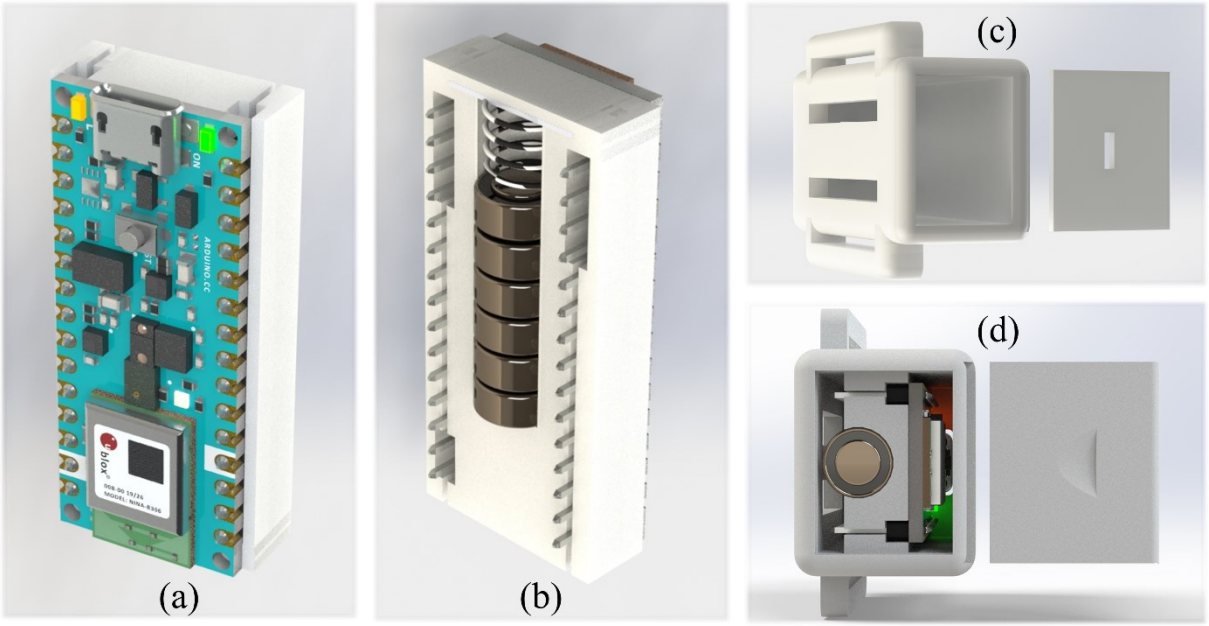


Figura 51 – Projeto da caixa do *CADS* V2 mostrando detalhes das aberturas para ventilação, alças laterais para fixação e tampa deslizante removível.

Assim, descartando a utilização do modelo de baterias de 9V, e utilizando, mesmo que várias, baterias do tipo botão empilhadas conseguimos reduzir bastante o peso/tamanho do dispositivo, visto que estas baterias são bem mais leves que a bateria de 9V, mantendo uma tensão igual ou até mesmo maior. A corrente máxima fornecida por este tipo de bateria é geralmente muito baixa e, também, por já serem homologadas para utilização com vários dispositivos médicos, estas baterias são seguras para operação em um ambiente de reabilitação com pacientes. Uma das desvantagens dessa baixa corrente é que dispositivos com consumo maior podem não operar corretamente ou nem ligar. Entretanto, esta não é uma preocupação no projeto atual, já que os componentes utilizados têm o consumo classificado como ultrabaixo.

A fim de realizar testes com um robô industrial para validação do *CADS,* uma nova versão baseada na segunda versão deste sistema foi projetada, Fig. 52. Esta versão não será utilizada para os testes clínicos e, portanto, não possui alças de fixação nas laterais e, sim, um suporte para fixação no flange do robô.



Figura 52 – Peça projetada para impressão 3D para conexão no flange e realização dos testes de validação do *CADS* com o robô industrial.

5.4 Posicionamento dos sensores do sistema de medição de compensação

O sistema de medição de compensação desenvolvido nesta tese, *CADS*, fará utilização de 6 sensores de movimento que rastreiam e gravam as orientações de até 6 partes e/ou articulações do corpo humano em uma frequência de 200 Hz conforme detalhado na seção 5.7.

Desta forma o posicionamento dos seis sensores foi realizado conforme Fig. 53: os sensores S_1 e S_2 foram posicionados no ombro direito e esquerdo, respectivamente; os sensores S_3 e S_4 foram posicionados no braço direito e esquerdo respectivamente; o sensor S_5 foi posicionado no esterno; e, por fim, o sensor S_6 foi posicionado na lombar.

Como o foco deste sistema de medição com sensores é para mensurar compensação, o posicionamento dos sensores se deu estrategicamente baseado nos locais onde se concentram os 3 tipos principais de compensações: elevação do ombro (sensores S_1 e S_2 nos ombros); inclinação para frente e rotação no tronco (sensor no esterno S_5 e lombar S_6), adicionalmente os sensores S_1 e S_2 também podem auxiliar na medida dessa compensação. Por fim, os sensores S_3 e S_4 foram posicionados nos braços para medir a amplitude de movimento e ajudar a analisar se valores mais tímidos de compensação não estão associados, na verdade, a baixa amplitude ou ausência de movimentação.

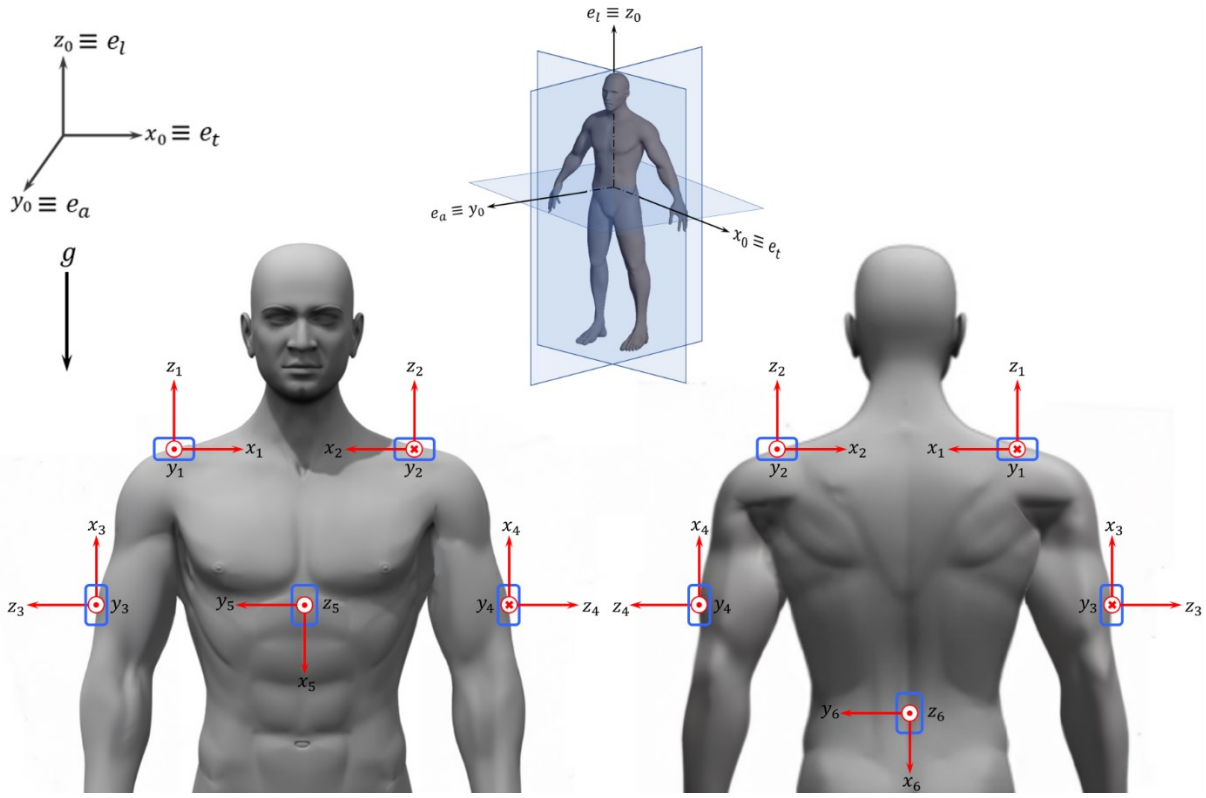


Figura 53 – Esquema do posicionamento dos sensores do sistema de avaliação e detecção de compensação *CADS* nos participantes.

Adicionalmente, o sensor S_6, foi posicionado na lombar, pois também servirá como referencial inicial e como os pacientes são imobilizados na cintura, há pouco ou nenhum movimento nesta região. Caso houvesse sensores adicionais, este poderiam ser posicionados também em outras articulações fornecendo uma visão mais abrangente de toda a extensão do movimento.

Para a fixação dos sensores nos membros do corpo humano foram utilizados elásticos de fixação da Miotec e/ou similares, Fig. 54 (a) e (b), especializada em dispositivos eletromiográficos e de reabilitação muscular. Estas faixas são reconhecidas pela sua resistência progressiva, ajustabilidade e suavidade ao toque, evitando lesões e não oferecendo incômodo nem desconforto ao usuário durante exercícios (MIOTEC, 2023). Foi implementado um sistema de mapeamento dos sensores utilizando adesivos, Fig. 54 (b) e (c), para garantir que os mesmos sensores fossem sempre posicionados nas mesmas partes do membro superior.



(a) (b) (c)

Figura 54 – Faixa elástica Miotec para (a) fixação no ombro e/ou braço e (b) fixação no esterno/lombar (faixa maior) e (c) adesivos do sistema de mapeamento dos sensores.

A adição dos sensores na lombar e no esterno dos participantes auxilia na definição de um referencial inicial e, após a coleta, uma etapa adicional é necessária para processamento dos dados dos demais sensores para expressar as informações conjuntas em coordenadas globais absolutas, $O_{x_0y_0z_0}$, independentemente da posição e orientação de montagem do sensor ou da sua colocação relativa ao participante. O referencial $O_{x_0y_0z_0}$ está alinhado com os eixos/planos corporais desta forma temos o eixo x_0 coincidente com o eixo transversal (e_t), o eixo y_0 coincidente com o eixo ântero-posterior (e_a) e o eixo z_0 alinhado com o eixo longitudinal (e_l). Adicionalmente, o plano x_0y_0 é coincidente com o plano transversal, x_0z_0 coincidente com o plano coronal (frontal) e, por fim, y_0z_0 é coincidente com o plano sagital.

5.5 *Software Sensor Explorer* para Aquisição de Dados para o *CADS*

Ao desenvolver *software* e dispositivos robóticos para serem utilizados em clínicas de reabilitação é importante que este tenha uma boa usabilidade para usuários que, geralmente, não estão familiarizados com conceitos de robótica e/ou programação.

Assim, foi desenvolvido o programa *Sensor Explorer* no Matlab App Designer, Fig. 55, para verificação do status dos sensores e aquisição de dados com uma interface simples e amigável.

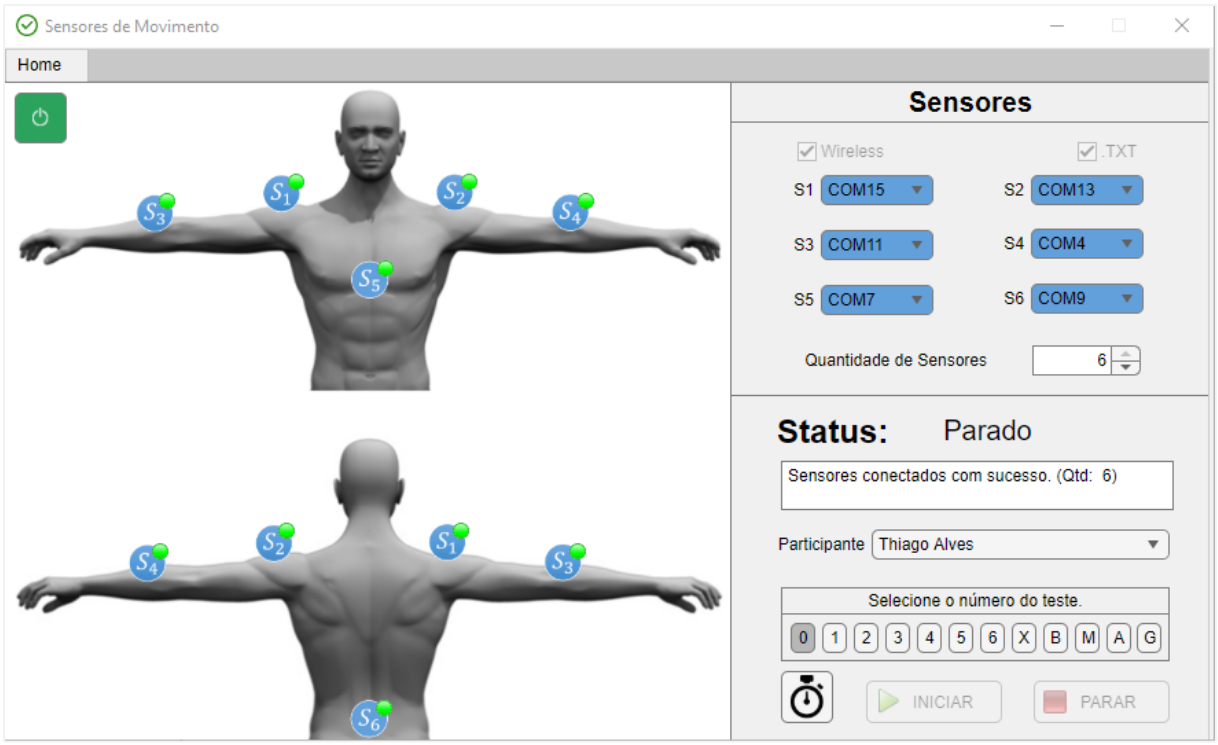


Figura 55 – Interface do *software Sensor Explorer* desenvolvido no Matlab App Designer para verificação do status e aquisição de dados dos sensores.

Este *software* funciona em conjunto com o sistema de mapeamento dos sensores por adesivo, Fig. 54 (b) e (c), de forma a sempre posicionar os mesmos sensores nos mesmos lugares, conforme indicado na Fig. 55. Após inicializar o programa, este indicará ao usuário se todos os sensores estão conectados corretamente com um LED verde em cima de cada sensor e, caso afirmativo, desbloqueará o botão para “INICIAR” a aquisição dos dados.

Se algum sensor não puder ser conectado, o status será indicado por um LED vermelho em cima do(s) sensor(es) conforme Fig. 56, no exemplo há uma falha no sensor do ombro esquerdo (S2). O usuário então deverá verificar se o sensor está desligado e/ou sem bateria caso

a conexão seja feita no modo *Wireless* ou verificar a conexão física do sensor no caso de conexão via cabo USB.

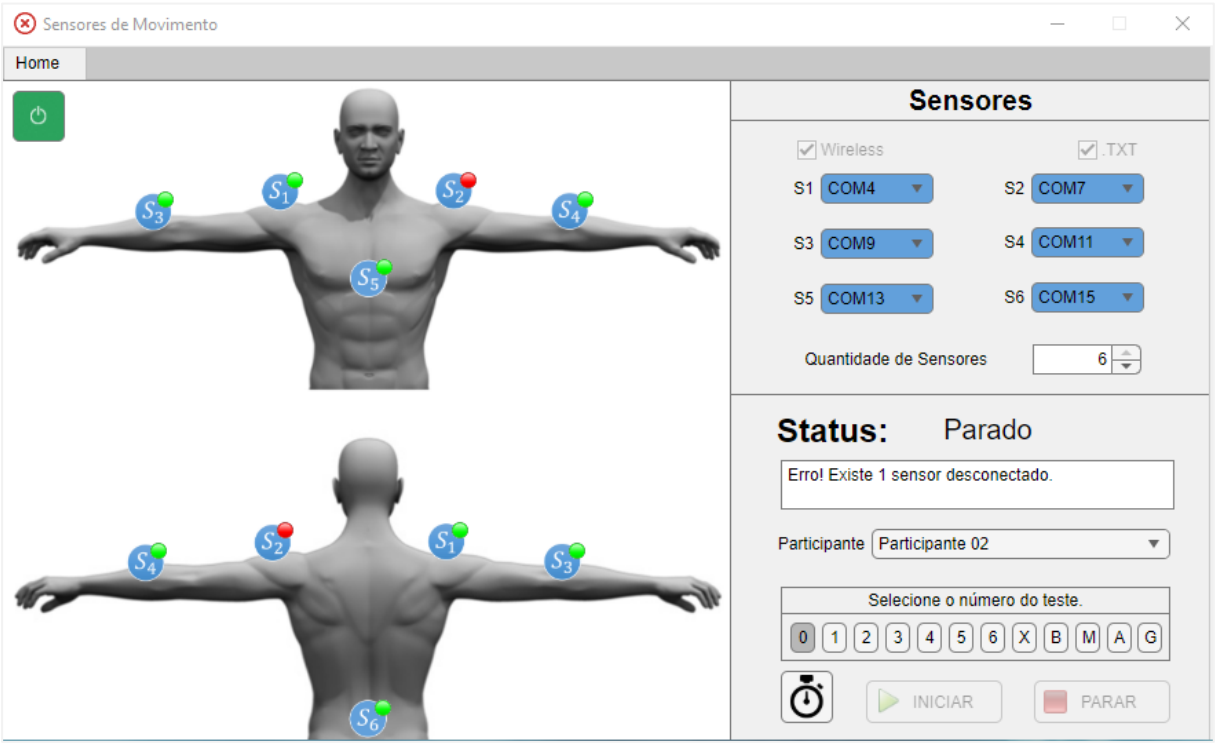


Figura 56 - Interface do *software Sensor Explorer* indicando falha na conexão do sensor S_2 posicionado no ombro esquerdo.

É importante notar que a quantidade de sensores a serem conectadas pode ser alterada de acordo com a necessidade, e os endereços dos sensores também podem ser alterados, porém esta última configuração só é necessária caso não tenha sido realizada previamente e/ou caso queria configurar o programa em um novo computador, bastando para isso ligar cada sensor e verificar o número da porta informada. O participante do teste também deverá ser informado no início da aquisição de dados.

5.6 Técnica de sincronização para aquisição dos dados

Para realizar a leitura e armazenamento dos dados dos sensores foi criado uma técnica de aquisição de dados com início de forma sincronizada utilizando um barramento de comunicação serial. Esta técnica se baseia no fluxograma apresentado na Fig. 57 e na implementação de uma *string* de inicialização enviada para todos os sensores simultaneamente. Na técnica implementada, todos os microcontroladores após serem ligados, configuram suas respectivas IMUs e a conexões BLE/Serial, sendo que todos se conectam a um mesmo

barramento de comunicação. No início da aquisição o *software Sensor Explorer* também conectado ao mesmo barramento escreve uma *string* de (re)inicialização (ou parada) para todos os periféricos. Os periféricos, após o término da configuração ficam constantemente lendo a string de (re)inicialização escrita pelo *Sensor Explorer*. Caso estes sensores detectem que a *string* é para iniciar e/ou reiniciar a aquisição de dados, os sensores limpam (*flush*) todo o buffer e iniciam uma nova aquisição de forma sincronizada. Por sua vez o *Sensor Explorer* está constantemente verificando se há dados disponíveis no barramento de comunicação; ao constatar a existência de dados escritos pelos sensores, este entra em um ciclo de leitura e escrita (em arquivo .txt ou .xlsx) dos dados dos sensores em sequência (S_1 à S_n).

Após o término da aquisição o *Sensor Explorer* envia uma string de parada, lida por todos os periféricos, estes por sua vez desativam a aquisição de dados da IMU e entram em estado de hibernação para economia de energia. Ao iniciar um novo teste e/ou sessão, não é necessário reconectar todos os sensores e/ou reativar a comunicação novamente, sendo suficiente o envio de uma nova string (reinicialização) que fará com que os periféricos saiam do estado de hibernação e a aquisição seja reativada.

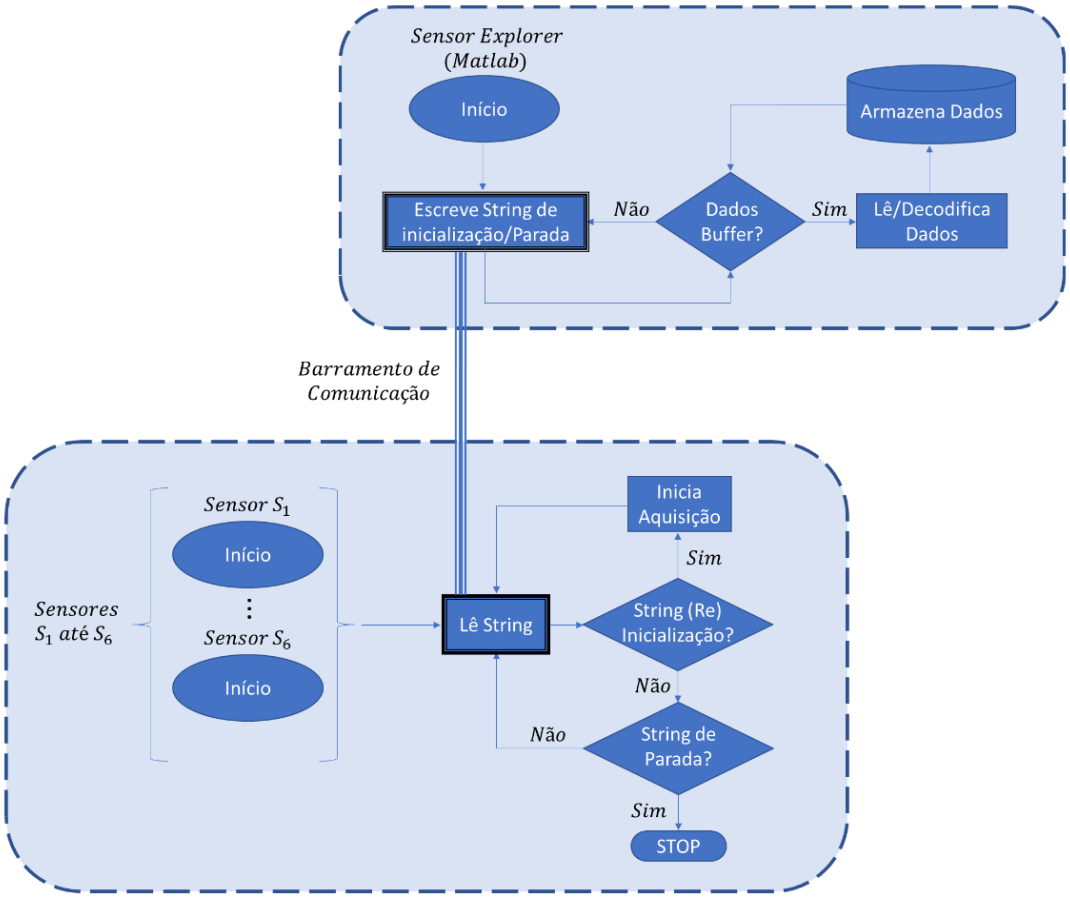


Figura 57 – Fluxograma da técnica de aquisição de dados com sincronização dos sensores via string de inicialização.

No entanto, ao realizar testes com essa técnica isolada, foi constatado um alto custo computacional em determinadas configurações, mesmo ao utilizar um computador de alto desempenho. Foi observada uma relação inversamente proporcional entre performance e o número de sensores utilizados, onde ao utilizar apenas 3 sensores durante uma sessão de 30 minutos, houve um atraso de aproximadamente 1 minuto, para esvaziamento dos dados armazenados no buffer dos sensores e escrita dos dados após parada a aquisição (*downtime* de 3%). No entanto, com 6 sensores, o tempo necessário aumenta exponencialmente, resultando em um atraso superior a 15 minutos (*downtime* > 50%), inviabilizando sua utilização. Uma investigação apontou problema na abordagem sequencial de leitura dos sensores ($S_1 \rightarrow S_2 \rightarrow \ldots \rightarrow S_n$), na qual todos os recursos são alocados para um sensor até que todo o seu buffer seja lido/esvaziado. Assim este sensor monopoliza os recursos do sistema enquanto mais dados são acumulados no próximo sensor a ser lido, e assim sucessivamente. O último sensor terá mais dados em espera do que a soma dos anteriores Além disso, a leitura e escrita por meio da comunicação serial mostrou-se ineficiente, pois esta é realizada dado por dado, linha a linha, resultando em milhares de operações de leitura e escrita por segundo.

Com base nessas limitações, novas abordagens foram incorporadas a técnica anterior. Primeiramente houve uma mudança no protocolo de comunicação, sendo a comunicação serial substituída por um barramento I_2C (*master-slave*). Assim, foi possível acessar diretamente o hardware da IMU (LSM9DS1) conectada ao barramento mestre I_2C (microcontrolador/PC). Os endereços *slaves* para se comunicar com os periféricos do acelerômetro, giroscópio e magnetômetro no sensor LSM9DS1 são decididos pelo estado dos pinos *SDA_M* (Magnetômetro) e *SDA_AG (Acelerômetro e Giroscópio)* na placa de hardware.

O objeto LSM9DS1 é responsável por ler os dados do acelerômetro, giroscópio e magnetômetro. Ao acessar a LSM9DS1 de forma direta é possível escrever os dados adquiridos diretamente em arquivo de forma transparente, sem necessidade de ler uma *string* de dados escrita na porta serial, eliminando mais um gargalo na implementação. Adicionalmente, as operações de escrita em arquivo foram realizadas de forma assíncrona em *buckets* de 500 aquisições para todos os eixos/sensores (4500 dados/*bucket*), otimizando exponencialmente a eficiência da aquisição. Além disso, acessando o hardware da LSM9DS1 diretamente, tem-se acesso também ao *performance mode* (modo de desempenho), o qual permitiu o aumento da frequência de leitura de 90 para 200 Hz, sem *downtime* significativo devido as melhorias pontuadas.

Com a utilização desta abordagem, após a aquisição dos dados, foi necessária, uma etapa de sincronização adicional. Esta etapa, sincronização fina, foi realizada de forma centralizada, por meio da geração de um *timestamp* pelo registrador do barramento master do I_2C. Esta etapa proporcionou uma excelente sincronização entre os dados após a aquisição, com uma precisão de 0,005 segundos (5 milissegundos). Em relação ao desempenho para uma sessão de 30 minutos utilizando todos os (6) sensores, o tempo para finalização da aquisição e escrita de dados foi de aproximadamente 1 minuto, considerado excelente, visto ainda que a frequência de aquisição mais que dobrou. Além disto, esta implementação se mostrou menos dependente de hardware para obtenção de um bom desempenho.

5.7 Calibração e Processamento dos dados

Uma limitação considerável relacionada ao uso de sensores inerciais está associada à precisão das medições. Assim como outros sensores, a precisão das medições deste sistema depende de uma calibração bem-sucedida dos sensores, relações entre sensor e planos corporais, algoritmos adequados de filtragem e fusão, e correta estimativa das amplitudes de movimentação (MORROW et al., 2017; SCHWARZ et al., 2020).

A calibração é importante para atualização da velocidade zero e valor inicial dos sensores, portanto, cada sensor foi previamente calibrado em todos os respectivos eixos do acelerômetro, giroscópio e magnetômetro antes das sessões de terapia robótica. A calibração do acelerômetro e giroscópio é realizada colocando os sensores dentro de uma caixa não metálica com lados ortogonais, no caso a própria caixa impressa em 3D do *CADS*. Esta caixa é apoiada sobre uma superfície horizontal plana e girada em 90 graus em todas as três direções ortogonais. Desta forma, o *bias/offset* do acelerômetro e giroscópio nos diferentes eixos são medidos antes dos experimentos e compensados durante as medições. Para o magnetômetro a calibração é realizada movendo o sensor em cada eixo, apontando paralelamente às linhas do campo magnético da Terra em ambos os sentidos. É útil ter uma estimativa da direção da inclinação ($-30°$) e intensidade (22 μT) do campo magnético da Terra no local. Além disso, a sensibilidade (relação entre a saída e a medida) é encontrada e ajustada para cada componente da IMU durante o processo de calibração.

Para estimar a orientação dos segmentos dos membros, foi realizada uma calibração baseada em SCHWARZ et al. (2020), a partir dos dados obtidos com a execução dos

movimentos padrão de 10 participantes, bem como a definição de uma referência global comum a todos os sensores, definido de forma a coincidir com os eixos e planos corporais. Adicionalmente, antes do início dos testes os sensores são ligados e os participantes são solicitados a se manterem em uma posição neutra (pré-definida) por 60 segundos para acomodação dos valores iniciais em cada componente e identificação do correto alinhamento postural, definido como a relação dos segmentos dos membros superiores do corpo em relação à gravidade. Nas posições estáticas, o vetor gravidade medido pelos acelerômetros representa um dos eixos. Durante os movimentos dinâmicos, a velocidade angular também representa a rotação em torno de um eixo específico de um segmento corporal. O sistema de referência global e a estimativa inicial da orientação do sensor são determinados com a ajuda do sensor posicionado na lombar. A neutralidade postural estática fornece o eixo vertical comum, medindo o vetor gravidade em todos os sensores. Os ângulos de compensação do tronco são calculados comparando o eixo projetado na referência global na postura neutra estática à inclinação (flexão do tronco) e rotação lateral (torção do tronco). Entre as repetições, os participantes eram solicitados a evitar movimentos extras do braço testado e voltar à posição inicial assim que a tarefa de movimento fosse concluída. Esse procedimento assegura a atualização da definição da orientação do referencial e certifica a precisão das medições, enquanto permite que os participantes descansassem durante 10 segundos entre as séries de repetições.

Durante aquisição dos dados, é criado um arquivo individual para escrita das medidas de cada sensor, onde cada medida é armazenada com uma resolução de 18 casas decimais. Os dados brutos do acelerômetro e giroscópio foram registrados a uma taxa de amostragem de 200 Hz, enquanto o magnetômetro foi amostrado a 80 Hz. Como visto na subseção 5.6, durante a aquisição é gerado um *timestamp* que permite uma sincronização entre os dados dos sensores com uma precisão de 0,005 segundos. Assim, antes da fusão, os dados dos sensores são encapsulados mantendo-se apenas os contidos dentro do intervalo do maior *timestamp* de início e menor *timestamp* de finalização (núcleo sincronizado). Entretanto, durante a utilização dos sensores com os jogos sérios, um arquivo complementar é gerado para sincronização dos dados contendo os tempos (*timestamp*) das segmentações dos movimentos em cada nível do jogo.

Os dados obtidos pela IMU são filtrados por um filtro passa-baixa *Butterworth* com frequência de corte de 10 Hz. A filtragem é realizada antes da sincronização dos dados, sendo esta sequência vantajosa para remoção dos efeitos indesejados do atraso causados por este filtro. A velocidade angular medida ao longo dos três eixos pode ser integrada para determinar a

orientação da IMU em relação à sua posição inicial e ao integrar o sinal do acelerômetro uma e duas vezes, a mudança de velocidade e posição do sensor, respectivamente, pode ser determinada. Porém, o processo de integração do sinal é influenciado por erros de medição, incertezas do sensor e ruído ambiente, podendo gerar desvio nos resultados. Portanto, várias abordagens de otimização foram desenvolvidas para combinar as informações recebidas do giroscópio, acelerômetro e magnetômetro, a fim de superar esses problemas (ZHOU et al., 2008, MADGWICK et al., 2011; MAZZÀ et al., 2012).

Os desvios na integração da velocidade são corrigidos por meio de um filtro de Kalman. As variações na orientação do giroscópio são reduzidas por meio de atualizações de velocidade zero. Em relação aos filtros de fusão para determinar a orientação usando os sensores inerciais foi utilizada a *Sensor Fusion and Tracking Toolbox*™. Esta ferramenta permite a fusão dos dados obtidos a partir de uma IMU/MARG para estimar a orientação, posição e velocidade angular através de múltiplos algoritmos disponíveis: *ecompass* (fusão de leituras do acelerômetro e magnetômetro), *imufilter* (acelerômetro e giroscópio), *complementaryFilter* e *ahrsfilter* (acelerômetro, giroscópio e magnetômetro). A utilização de mais sensores em uma IMU, geralmente, resulta em uma estimativa de orientação mais robusta, sendo que as informações que os sensores fornecem são ortogonais e os dados podem ser validados de forma cruzada (MATHWORKS, 2023).

Para fusão dos dados foi utilizado o filtro de fusão *ahrsfilter*. Os objetos de sistema *ahrsfilter* combinam o melhor de cada algoritmo para produzir uma estimativa continuamente suave da orientação, enquanto estimam corretamente a direção do norte. Como visto na subseção 2.5.3.2, o algoritmo *ahrsfilter* utiliza um filtro de Kalman de estado de erro e, além da remoção do *bias* da IMU que apresenta desvios/deriva ao longo do tempo, este filtro de fusão também é capaz de detectar e rejeitar interferências magnéticas. Desta forma, idealmente, os distúrbios magnéticos são quase inteiramente rejeitados pelo *ahrsfilter*, não havendo nenhuma alteração na estimativa de orientação. Portanto, conclui-se que este algoritmo, quando configurado corretamente, permite uma boa estimativa da orientação e são robustos contra fontes de ruído ambiente (ROETENBERG et. Al, 2005; MATHWORKS, 2022; 2023; STANLEY, 2022).

Após a fusão dos dados, é realizada o desembrulhamento da fase ou *unwrapping*. O *unwrapping* é uma técnica usada para converter dados de orientação no formato embrulhado (*wrapped*) para desembrulhado (*unwrapped*), Fig. 58. Como os dados de orientação são cíclicos e registrados em torno de um eixo contínuo, o ângulo máximo é equivalente ao ângulo mínimo

e as medidas podem ter saltos discretos quando um ângulo passa de 180 graus para -180 graus (e vice-versa). Assim, é gerada uma amplitude muito grande, que não ocorre na prática, e pode levar a erros significativos na estimativa da posição e orientação. O *unwrapping* de dados de orientação envolve a detecção desses saltos discretos e a adição de múltiplos de 2π para eliminá-los, de modo que os dados sejam contínuos e confiáveis para serem interpretados corretamente para a aplicação desejada.

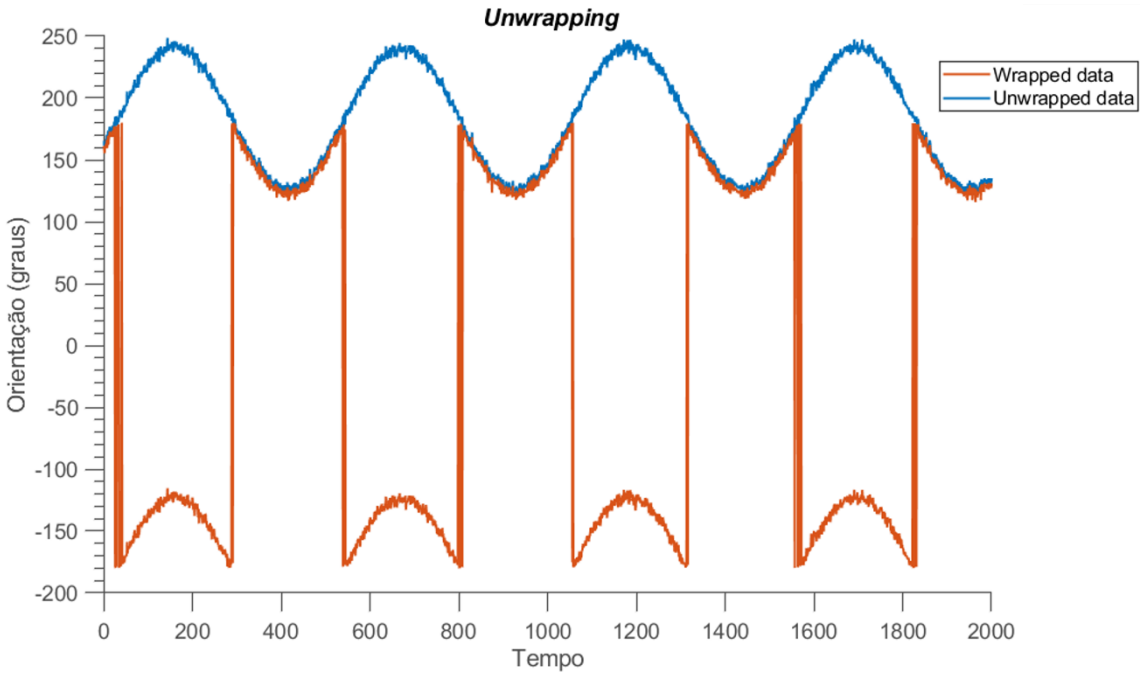


Figura 58 – Exemplo de unwrapping: medidas de orientação obtidas a partir dos dados de IMU com uma faixa de medição de ±180 graus.

Na próxima etapa são identificados e mensurados os picos e vales para o cálculo da amplitude a partir do sinal previamente segmentado Fig. 59. Os picos do sinal são encontrados com a função *findpeaks* do MATLAB® conforme Eq. (16), com uma distância mínima entre picos de 250 milissegundos. A função *findpeaks* retorna um vetor com os máximos locais (picos) do vetor do sinal de entrada (*signal*). Um pico local é uma amostra de dados que é maior que suas duas amostras vizinhas. Os picos são apresentados em ordem de ocorrência, sendo que esta função não faz suposições sobre o comportamento do sinal (MATLAB, 2023). Analogamente, as posições dos vales são encontradas com a função *findpeaks* aplicada ao sinal invertido (diferença entre o máximo valor do sinal e o próprio sinal) conforme Eq. (17). Para obtenção dos valores dos vales as posições encontradas são avaliadas no sinal original, Eq. (18).

Por fim, a amplitude média é calculada a partir da diferença entre os vales e picos adjacentes, Eq. (19), sendo para tanto validado ausência de picos e/ou vales subsequentes para não gerar amplitudes dobradas.

$$peaks = findpeaks(signal) \tag{16}$$

$$locs_{valleys} = findpeaks\ (máx(signal) - signal) \tag{17}$$

$$valleys = signal(locs_{valleys}) \tag{18}$$

$$\bar{A} = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n-1}(peaks_{i+1} - valleys_i) \tag{19}$$

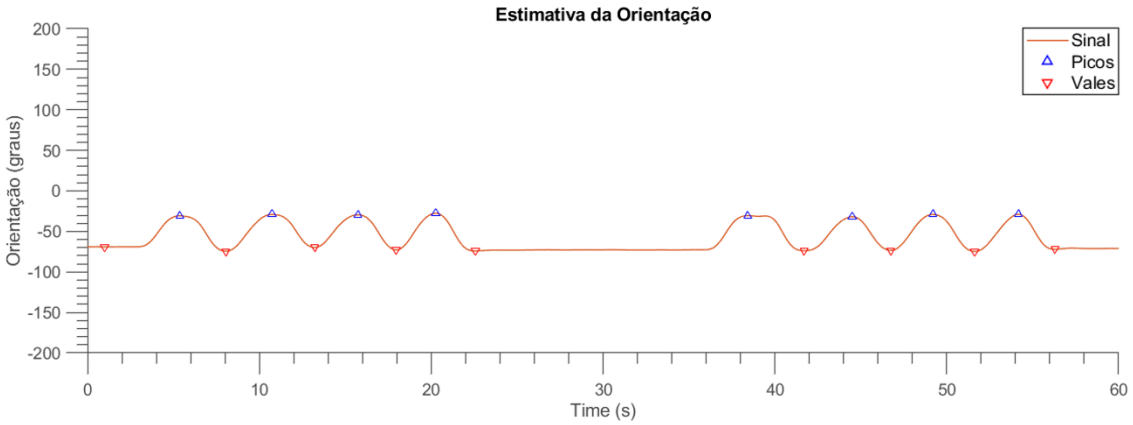


Figura 59 – Exemplo de detecção dos picos e vales de um sinal previamente segmentado.

Para o cálculo da amplitude especificamente, não se deseja mensurar pequenas variações entre o início e fim do movimento, portanto para encontrar os locais dos picos e vales é aplicado antes um filtro de média móvel (*movmean*) com uma janela de 250 milissegundos, evitando que pequenas oscilações sejam caracterizadas como a amplitude do movimento. Da mesma forma, durante os exercícios os participantes podem executar movimentos extras mesmo quando solicitados a não o fazer. Assim, uma validação foi realizada a fim de descartar valores de amplitudes muito divergentes (*outliers*), ou seja, valores muito maiores de amplitude. Como nesta etapa já foram utilizados os valores de pico e vales, basta a remoção dos *outliers* estatísticos.

CAPÍTULO VI

PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL E VALIDAÇÕES DO PROTÓTIPO

Neste Capítulo primeiramente são apresentados o protótipo bimanual final desenvolvido e as validações realizadas com o dispositivo atuado por cabos.

Logo após é apresentado o *software BiEval* (*Bimanual Evaluation*) para análise dos resultados obtidos com o dispositivo no modo bimanual e acompanhamento do progresso dos pacientes através dos parâmetros de desempenho.

O protótipo do sistema de medição de compensação *CADS* é apresentado juntamente com os resultados da validação com um robô industrial.

Por fim é realizado a apresentação do *software CADS* para avaliação e detecção de movimentos de compensação, bem como avaliação da evolução da amplitude de movimentação e compensação dos pacientes através dos ângulos descritores e deslocamentos compensatórios.

6.1 Protótipo Bimanual Final Desenvolvido

O protótipo final desenvolvido, Fig. 60 (a), possui estrutura em “T” e dois módulos, que permitem movimentos bilaterais acoplados (bimanuais). Neste protótipo foi adicionado um guidão para os movimentos bimanuais, Fig. 60 (b).



(a) (b)

Figura 60 - Protótipo final desenvolvido: (a) visão geral; (b) detalhe do guidão e jogo *MineCart*.

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. 61.

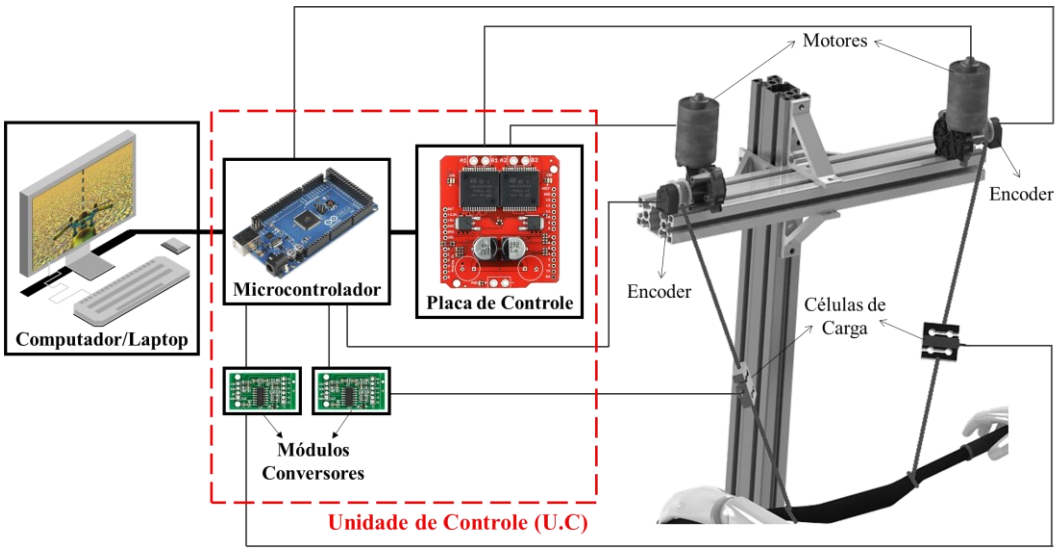


Figura 61 - Conexão dos componentes do dispositivo robótico bimanual.

Um monitor (unidade de *feedback*) foi acoplado a estrutura em "T", para melhorar a postura do usuário frente ao dispositivo (Fig. 62 [amarelo]), evitando possíveis lesões decorrentes do desalinhamento da cadeira/usuário e monitor. A unidade de controle, mostrada na Fig. 61, foi condensada e montada em um gabinete enclausurado como mostra Fig. 62 (vermelho). Por questões de segurança, foi adicionado um botão de emergência com trava que, quando pressionado, encerra o fornecimento de energia e para todos os motores, Fig. 62 (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. 62 (azul).

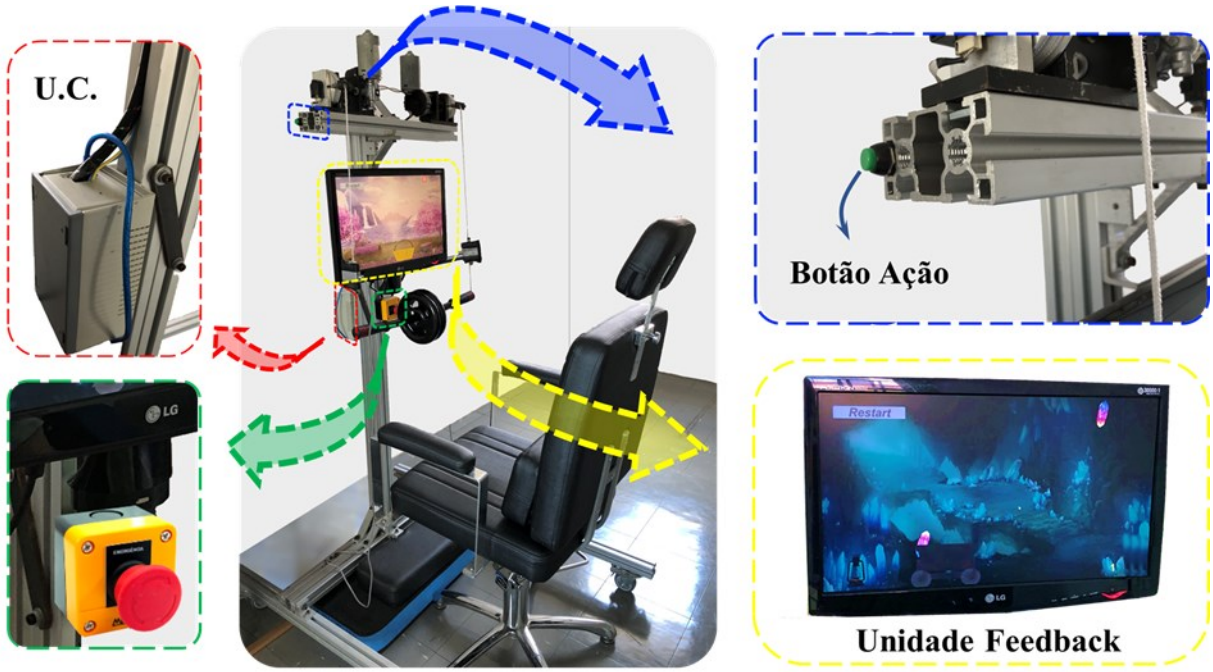


Figura 62 - Dispositivo bimanual mostrando em detalhes a U.C. - Unidade de Controle (vermelho), botão de emergência (verde), botão de ação (azul) e unidade de *feedback* (amarelo).

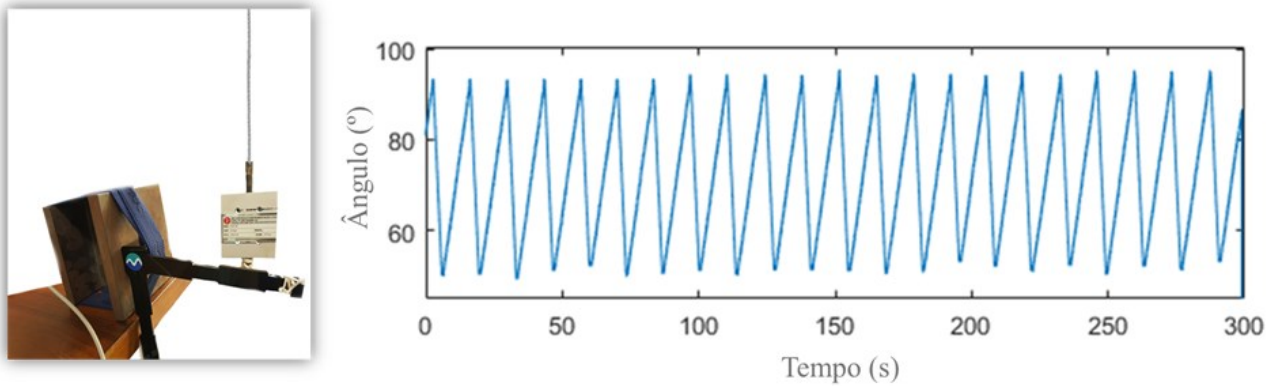
6.2 Validação Inicial de repetibilidade

Foi realizada uma validação inicial para avaliar a repetibilidade do dispositivo. Para esta validação, foi selecionado um movimento simples, já armazenado no dispositivo. Esse movimento corresponde a movimentação de uma articulação do membro do corpo humano com 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 0,05º foi utilizado em conjunto com o *hardware* de tratamento de sinal *Miotool* 200/400 e o *software* específico da *Miotool* 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. 63 (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. 63 (b). Observa-se que o ângulo mínimo e máximo se mantêm praticamente constantes ao decorrer do teste.



(a) (b)

Figura 63 - Validação: (a) aparato experimental; (b) ângulo instantâneo do goniômetro durante a validação.

Resultados semelhantes foram encontrados para os testes com cargas, onde a variação do ângulo mínimo e máximo dentro de cada experimento não foi relevante. O ângulo mínimo no experimento sem carga foi de $51{,}00 \pm 0{,}95°$ e o máximo de $94{,}30 \pm 0{,}70°$. Para o teste com 2 kg, o mínimo e o máximo, respectivamente, foram $42{,}35 \pm 0{,}75°$ e $94{,}65 \pm 0{,}95°$. E para 5 kg, $18{,}35 \pm 1{,}55°$ e $77{,}00 \pm 0{,}90°$. Assim, o erro absoluto médio não foi superior a 1,55º 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. Porém, para cargas acima de 4 kg, observa-se que ambos os limites de movimento (mínimo e máximo) diminuíram devido à elasticidade do cabo utilizado durante os testes. Uma vez que a repetibilidade permanece, este problema pode ser facilmente resolvido considerando à carga ao realizar o movimento, conforme será visto nas próximas subseções.

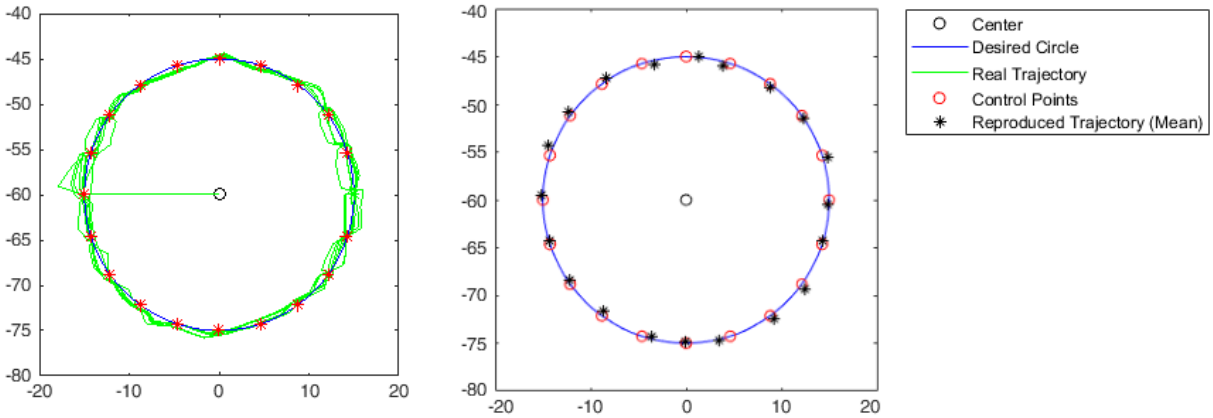
6.3 Testes Experimentais com a Trajetória Circular

Testes preliminares foram realizados com o protótipo do dispositivo robótico atuado por cabos proposto para avaliação da acurácia na reprodução de trajetórias circulares. Um teste

realizado com uma trajetória circular com raio de 15 cm e 20 pontos de discretização é mostrado na Fig. 64 (a). Essa trajetória foi repetida seis vezes e o erro máximo, relacionado aos pontos de controle, Fig. 64 (b), foi de 1.5654 cm (10,44%); mas a média foi de 0,3489 ± 0,2746 cm que corresponde a 2,33 ± 1,83% indicando uma boa acurácia.

Estes testes experimentais mostraram que a trajetória circular pode ser utilizada/programada no robô atuado por cabos que a reproduz com um comportamento satisfatório e que seja confortável para o paciente durante as terapias de reabilitação.

Esta mesma análise pode ser aplicada aos movimentos realizados pelos pacientes quando estes estão a reproduzir movimentos circulares. Desta forma, pode-se obter o desvio em relação a trajetória e a circularidade, podendo-se ainda utilizar os resultados obtidos neste experimento como referência.



(a) (b)

Figura 64 - Exemplo de uma trajetória circular com raio de 15 cm e 20 pontos de discretização: (a) caminho completo (b) comparação com os pontos de controle.

6.3.1 Equação Preditiva para Trajetória Circular

A reabilitação robótica permite uma medida mais objetiva e eficiente do desempenho e progresso do paciente entre as sessões de reabilitação para monitorar sua evolução na terapia. Baseado nesta medida pode-se determinar se a assistência é necessária e, em caso positivo, o nível de assistência. De acordo com o seu nível, a assistência pode atuar inicialmente apenas facilitando o movimento na direção (e/ou sentido) necessária e, depois, até mesmo realizando o movimento por si só. Adicionalmente, os movimentos na direção errada podem ser mais difíceis de realizar.

Assim, nesta subseção foi realizado um estudo para servir como referência na avaliação do desempenho/eficiência do paciente durante a movimentação por uma trajetória predeterminada. Neste estudo foi avaliado o tempo ou período necessário para realização de uma repetição de uma trajetória circular pelo robô atuado por cabos. Sabendo com antecedência o tempo ideal (período) para completar uma trajetória, é possível avaliar o desempenho do paciente e/ou até mesmo utilizar a assistência quando necessário.

A trajetória circular, geralmente é utilizada em conjunto com jogos sérios que estimulem a movimentação circular como o *Round Pizza*, descrito na subseção 4.2. O movimento de entrada neste jogo é uma trajetória circular, aplicada pelo usuário ou pelo próprio dispositivo. Cada sessão do jogo termina após a conclusão de um círculo completo e o diâmetro da pizza no jogo está relacionado à amplitude dos exercícios e, consequentemente, a um período ideal para completá-los.

Com base nas teorias de similitude (MURPHY et al., 1950) e vários testes experimentais realizados com o protótipo do dispositivo atuado por cabos, a equação preditiva do período para a trajetória circular, Eq. (20), é apresentada de acordo com a carga no efetuador final (plataforma móvel) do dispositivo robótico e o comprimento da trajetória circular.

$$T \cong 0.0905 \times (75.1261\, R - 0.3272)\left(\frac{15.859}{m^2} - \frac{18.471}{m} + 15.735\right) \qquad (20)$$

Onde T é o período, R é o raio da trajetória circular e m é a massa no efetuador final. Esta equação é válida para intervalos de massa de 1 a 7 kg e trajetórias circulares com amplitude de até 0,4 metro. A faixa de valores para a massa foi escolhida para simular movimentos com o membro superior que tem em média 3 kg (mão, antebraço e braço) (DEMPSTER e GAUGHRAN,1889). No entanto, durante o uso do dispositivo esse valor pode diminuir (se o usuário participar do movimento) ou aumentar (uso de outras partes do corpo e/ou suporte no dispositivo), justificando a faixa maior. Para valores superiores à 7 kg, os atuadores não fornecem torque suficiente para mover a plataforma móvel. Da mesma forma, a área de trabalho do dispositivo atual não consegue conter uma trajetória circular com diâmetro maior que 0,4 m se considerada uma margem para desvios.

Esta equação preditiva foi testada com outras combinações de valores de massa e raio, não utilizados previamente na modelagem. O resultado teórico obtido com a equação preditiva teve um erro relativo (relacionado ao resultado obtido experimentalmente) em média de 1%. Comparando todos os valores experimentais obtidos com a equação preditiva, o erro relativo médio é de apenas 1,5%, mostrando excelente precisão para a equação preditiva encontrada. A

superfície de resposta para a equação preditiva do período *T* juntamente com todos os pontos obtidos dos testes experimentais são mostrados na Fig. 65. O procedimento experimental e cálculo dos Π termos e erros são descritos em mais detalhes no Apêndice A.5.

Observa-se, como esperado, que quanto menor a trajetória menor o período, mas a diminuição da massa nem sempre diminuirá o período. A partir de um certo valor de massa, o período aumenta novamente. Isso provavelmente acontece, pois, ao diminuir a massa, o esforço necessário nos atuadores durante os movimentos ascendentes é reduzido, mas a ausência de peso não auxilia nos movimentos descendentes.

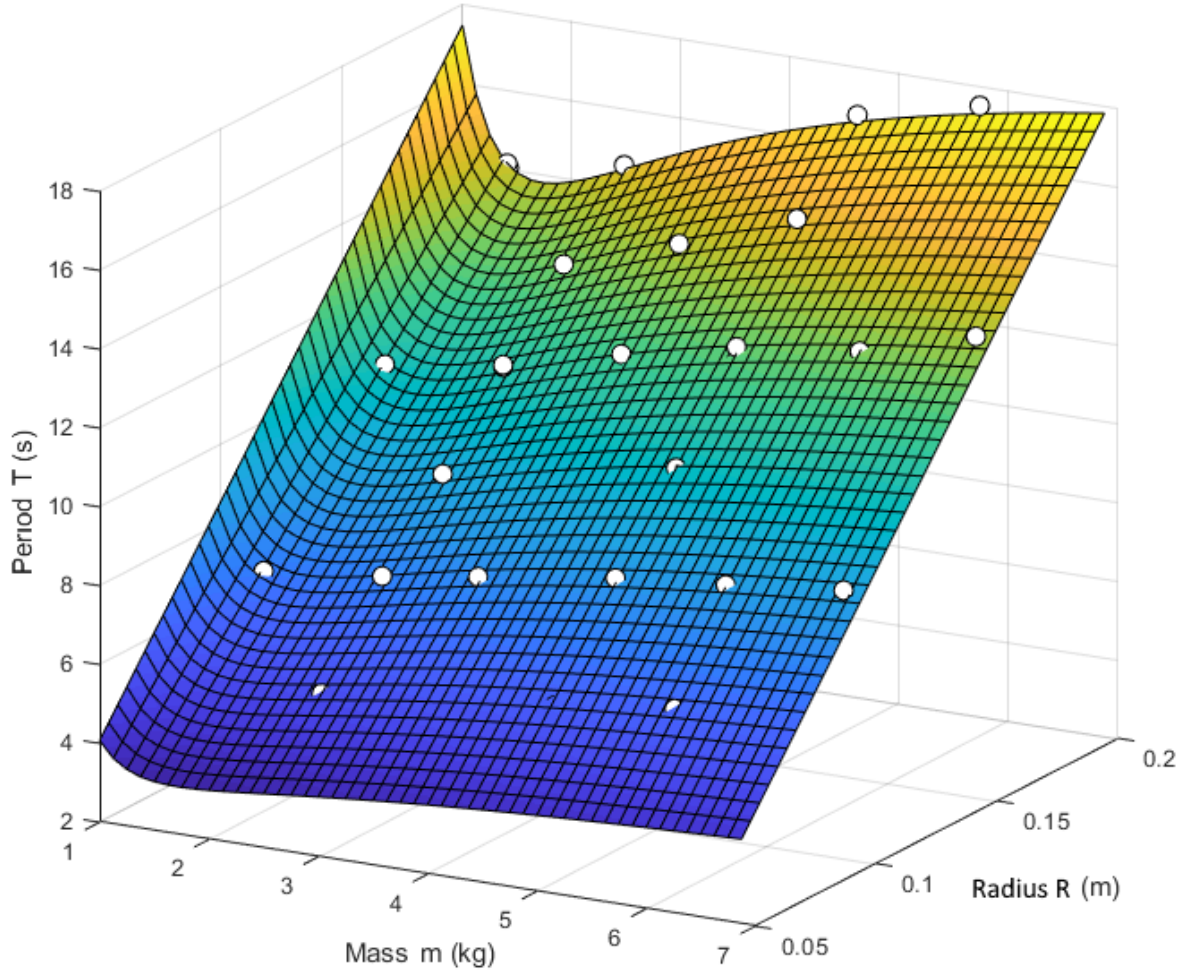


Figura 65 - Superfície de resposta da equação preditiva do período e pontos obtidos a partir dos testes experimentais (branco).

6.3.2 Otimização do Modelo da Equação Preditiva para Trajetória Circular

Como visto na subseção anterior, o período varia dependendo da massa de forma não linear e, a partir de um determinado valor (pequeno) de m, o período começa a aumentar. Portanto, será realizada uma otimização do modelo para obter o menor período possível de trajetória circular não violando as restrições predeterminadas, ou seja, encontrar o valor de m no qual os atuadores têm um menor esforço durante movimentos ascendentes, mas o peso é suficiente para auxiliar nos movimentos descendentes.

A técnica de otimização utilizada foi o algoritmo da colônia de morcegos (HASSANIEN et al., 2016). Para aplicar este método, primeiramente foi criada uma função pseudo-objetiva levando em conta as restrições. Assim, a função objetiva f para este problema é dada pela Eq. (21):

$$\text{Min } f = Periodo + Penalidades \tag{21}$$

Onde o período é dado em função do raio R e da massa m pela Eq. (22):

$$Periodo(R,m) = 0.0905 \times (75.1261\,R - 0.3272)\left(\frac{15.859}{m^2} - \frac{18.471}{m} + 15.735\right) \tag{22}$$

As penalidades são definidas de acordo com as restrições. O comprimento da trajetória e a massa não podem ser negativos; assim, são necessárias restrições de não negatividade. Porém, os limites inferiores, definidos na Tab. 7, são sempre positivos, podendo-se ignorar a necessidade de tais restrições (Penalidades = 0).

Tabela 7 - Limites inferiores e superiores de cada variável.

$0{,}05\text{ m} \leq R \leq 0{,}20\text{ m}$
$1\text{ kg} \leq m \leq 6\text{ kg}$

Por ser um problema de otimização simples e com poucos parâmetros, apenas o algoritmo da colônia de morcegos e os seguintes parâmetros foram utilizados:

- Tamanho da população: 25;
- Número Máximo de Iterações/Gerações: 25;
- Range (A): 0,9;
- $Pulse\ Rate(r)$: 0,1;
- $Reduction\ Rate$: 0,9.

Uma análise de sensibilidade prévia foi realizada para a escolha de tais parâmetros, porém não foi encontrada uma influência significativa na solução devido ao fato de ser um problema simples e de uma precisão maior não ser necessária.

Assim, a melhor solução encontrada pelo algoritmo de colônia de morcegos utilizando os parâmetros mencionados foi R = 0.05 m, como esperado, e m = 1.725 kg. Para esses valores o período mínimo foi T = 3.21 s. Ao alterar os limites para o raio da trajetória circular, a massa encontrada para o menor período também é 1.725 kg. Este valor pode ser confirmado analisando a superfície de resposta no plano XZ (Período T × massa m) mostrado na Fig. 66.

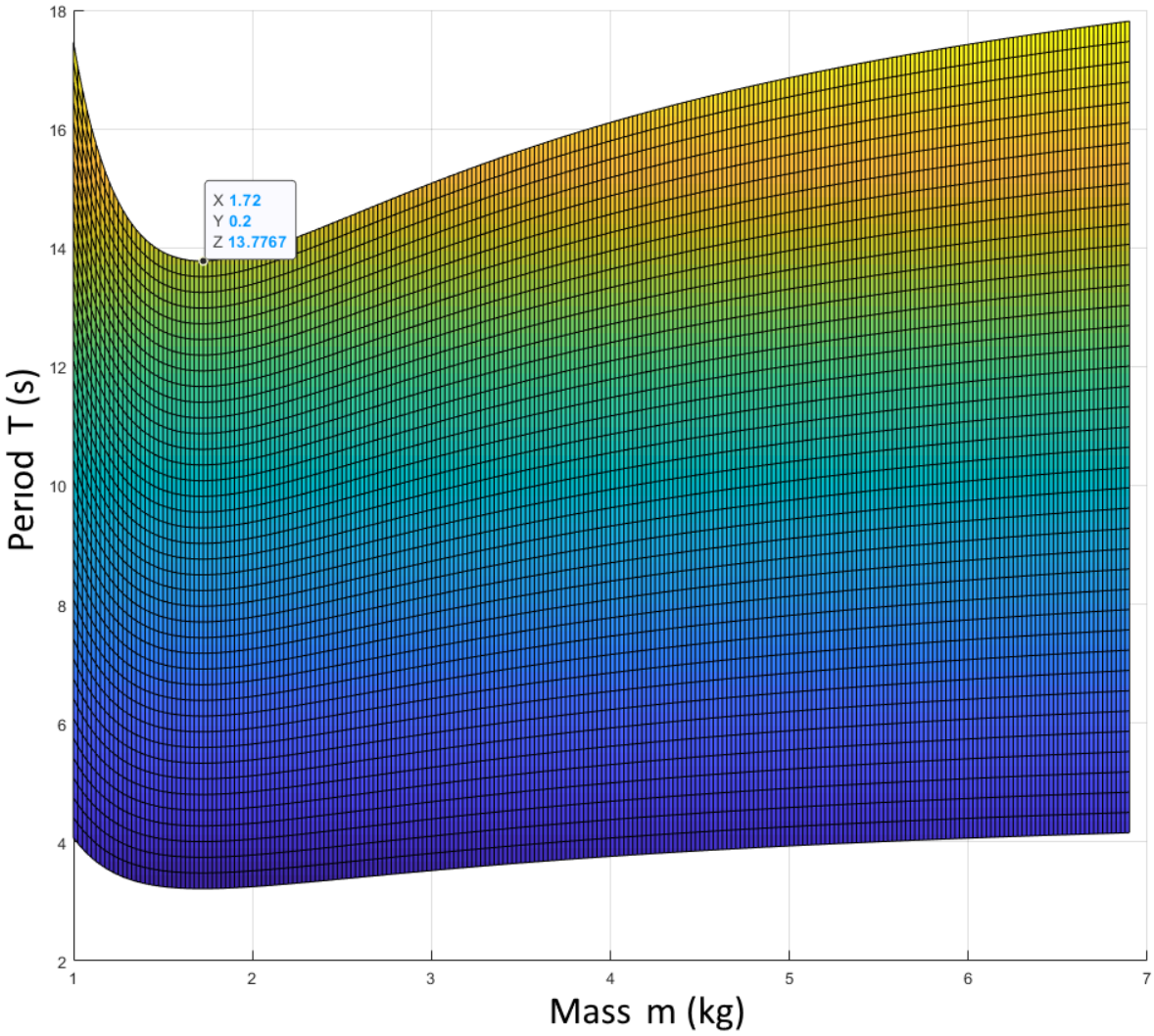


Figura 66 - Superfície de resposta no plano XZ mostrando o ponto de otimização em m = 1,725 kg (R = 0,05 m e R = 0,20 m)

6.4 *Software BiEval* para Análise dos Resultados e Acompanhamento

Parar analisar os resultados das sessões de terapia bimanual 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, entre outros, são:

- Horário de início da sessão;
- Tempo instantâneo e duração da sessão;
- Força instantânea do lado direito e do lado esquerdo (individualmente);
- Posições instantâneas direita e esquerda (obtidas com sinal do *encoder*);
- Ângulo instantâneo do guidão/barra de direção (obtido com Eq. 15);
- Posição desejada (posição do cristal no jogo *MineCart*);
- Pontuação instantânea;

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.

Na primeira guia de resultados do *software BiEval*, Fig. 67, 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 (º)[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.

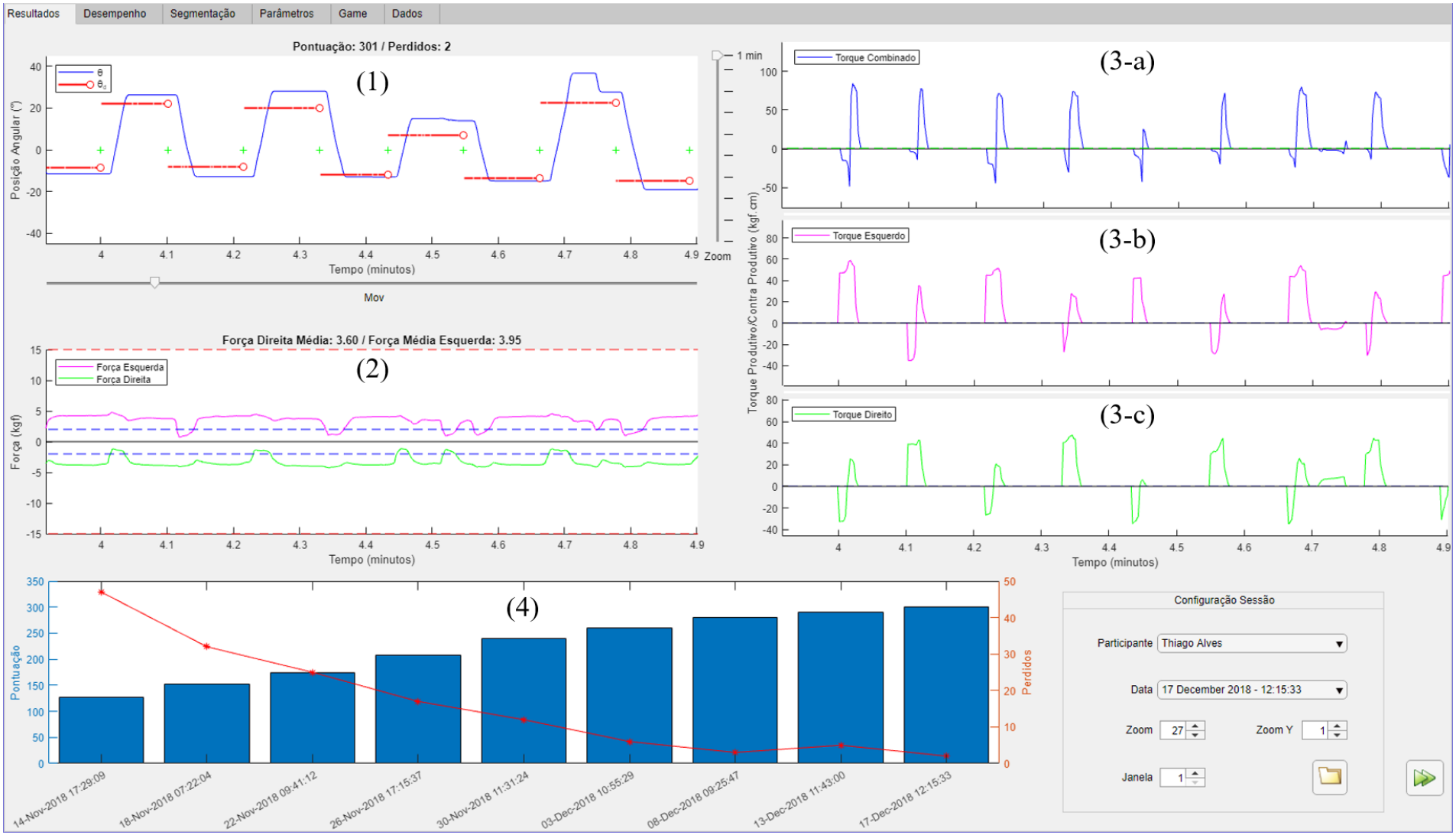


Figura 67 - Primeira guia do *software BiEval*.

6.4.1 Parâmetros de Desempenho

Os parâmetros de desempenho têm como objetivo condensar os dados coletados, transformando-os em informações para avaliar quantitativamente o efeito da terapia de reabilitação, sendo possível compará-los entre sessões 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

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 do movimento (T_m), respectivamente. O T_r é o intervalo decorrido desde a nova posição desejada θ_d (T_0) e o início do movimento pelo paciente (T_i). Nos jogos, θ_d é a posição do novo cristal. O T_m é o tempo para o paciente completar o movimento desde o início T_i até a 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 ω_{limite} de $0{,}05\ rad/s$. O tempo final T_f é definido como o instante, após atingir a posição desejada, em que a velocidade angular seja menor que este mesmo limiar, ou seja, é necessário que o paciente não altere sua posição significativamente após atingir a posição desejada.

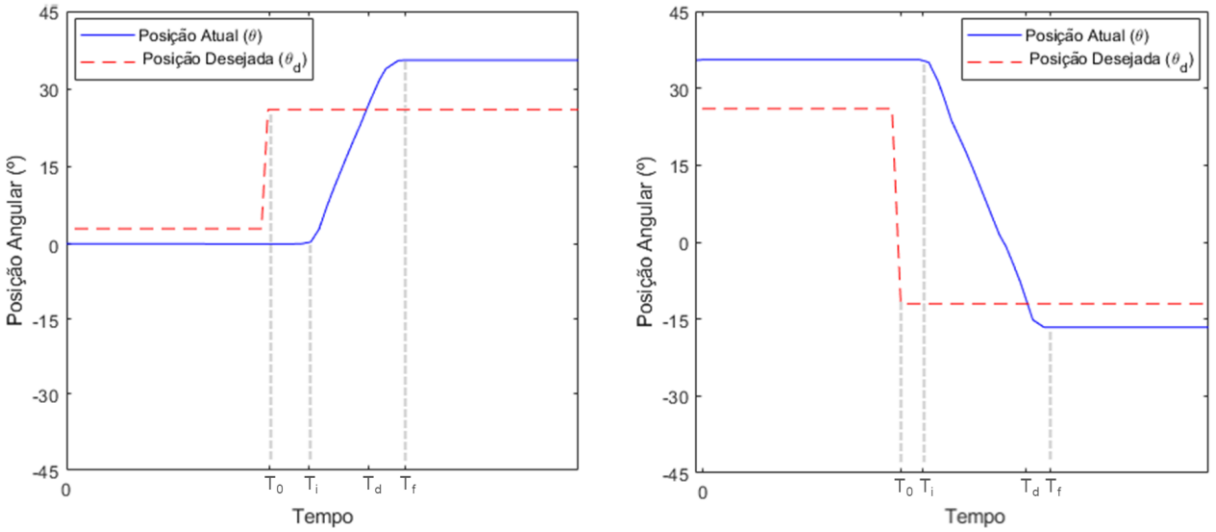
Desta forma, tem-se:

$$T_r = T_i - T_0\ , \quad se \quad \omega_{T_i} > \omega_{limite}{}^{*} \tag{23}$$

$$T_m = T_f - T_i\ , \quad se \quad \omega_{T_f} < \omega_{limite}{}^{*} \tag{24}$$

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

Na Figura 68 é mostrada a segmentação dos intervalos para cálculo de T_r e T_m.



(a) (b)

Figura 68 - 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 69 mostra em detalhes as condições, baseadas no torque produtivo e velocidade angular, que devem ser respeitadas para estes cálculos, definidas nas Eqs. 23 e 24.

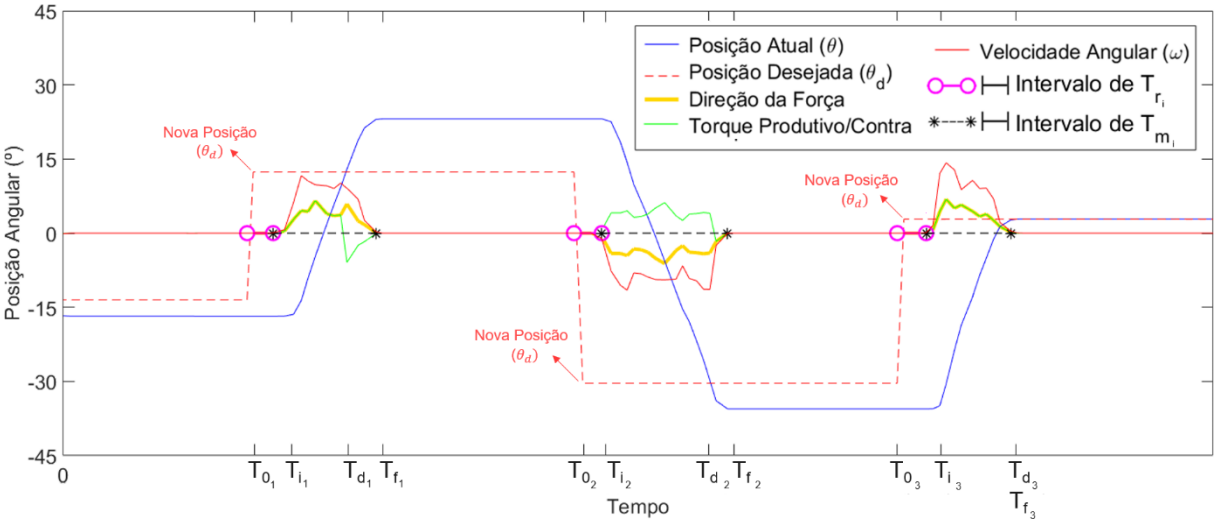


Figura 69 - Esquema mostrando em detalhes a direção da força, torque produtivo/contra, velocidade angular e os intervalos considerados para cálculo do tempo.

Pode-se observar ainda na Fig. 69 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. Exemplos de

segmentação são mostrados na Fig. 70 em (a) para a primeira sessão (Instante I_1) e em (b) última sessão (I_2) de um paciente, enquanto em (c) é apresentado um exemplo de segmentação para um participante saudável. O perfil desta segmentação indica a evolução da função motora do paciente e pode ser corroborado pela quantidade de cristais pegos e, adicionalmente, pela organização dos cristais dentro do vagão do jogo *MineCart* pré e pós-intervenção, Fig 71.

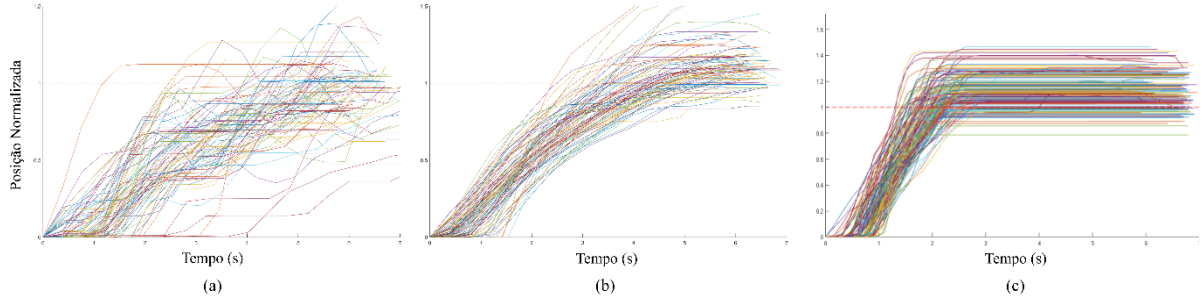


Figura 70 – Exemplo de segmentação do movimento: (a) primeira sessão (instante I_1) e (b) última sessão (I_2) do paciente P_1; (c) participante saudável.



Figura 71 – Organização dos cristais dentro do vagão do jogo *MineCart* após o término da (a) primeira e (b) última sessão de um paciente pós-AVC.

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 variabilidade do movimento humano), o critério de exclusão não é simplesmente ser um *outlier* estatístico (média ± 1,5 × 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 demais parâmetros que serão mostrados a seguir.

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:

$$\omega_m = \frac{1}{T_f - T_i} \int_{T_i}^{T_f} |\omega(t)|\, dt \tag{25}$$

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

$$\omega_p = \max(|\omega(t)|), \qquad para\ T_i \leq t \leq T_f \tag{26}$$

Parâmetros de Força e Torque

Como visto na subseção 4.1, após um AVC 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 72 mostra a comparação do perfil de força de dois participantes: em (a) sem paresia e em (b) com hemiparesia do lado esquerdo. É possível observar que na Fig. 72 (a) o perfil de força é, além de simétrico, mais contido, possuindo poucos picos de força. De forma contrária, na Fig. 72 (b), o perfil de força é mais desmoderado e os picos estão mais presentes no lado direito (lado não parético deste participante).

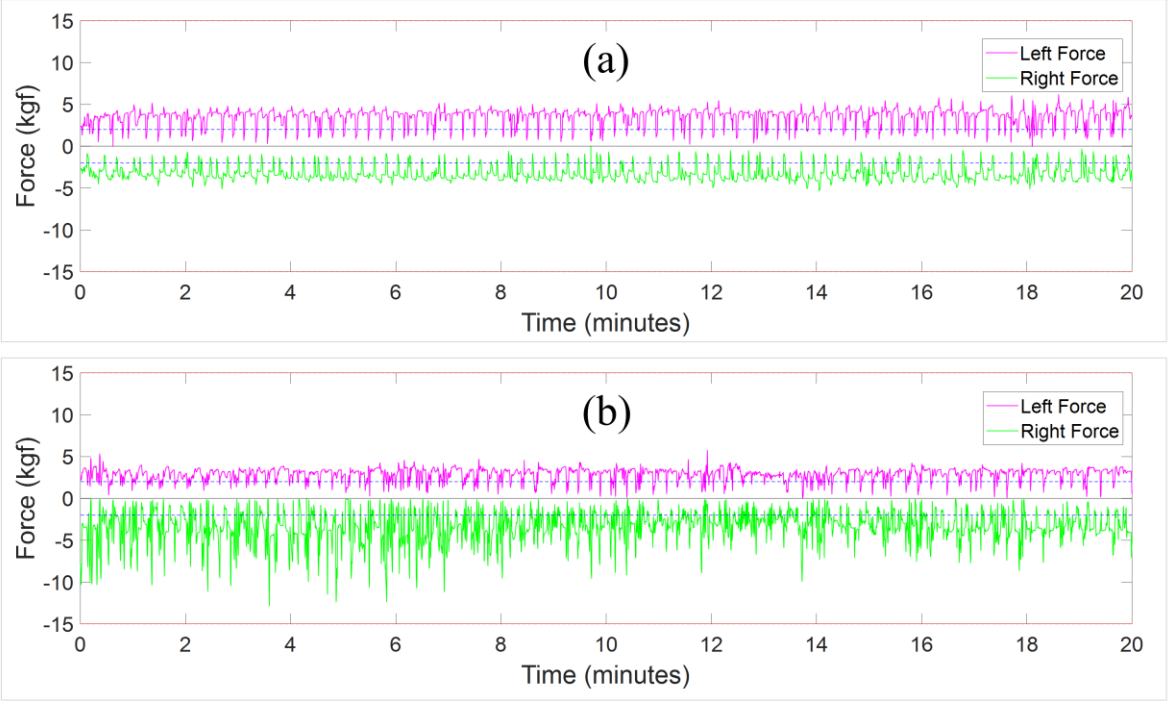


Figura 72 - Perfil de força esquerda e direita de: (a) participante sem paresia; (b) participante com lado esquerdo parético.

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®:

$$F_{p_j} = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} findpeaks\left[F_j\right] \tag{27}$$

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):

$$\delta F = F_{p_{esquerda}} - F_{p_{direita}} \tag{28}$$

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. 67 (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:

$$\tau_{p_j} = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n_p} findpeaks\left[\tau_j\right], \qquad para\ \tau_j > 0 \tag{29}$$

$$\tau_{cp_j} = -\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n_{cp}} findpeaks\left[-\tau_j\right], \qquad para\ \tau_j < 0 \tag{30}$$

Onde n_p e n_{cp} são, respectivamente, os números de picos de torque produtivo e contra produtivo encontrados; j é o lado. Os torques também podem ser separados em τ_{MSNA} e τ_{MSA} para comparar a evolução entre pacientes com diferentes lados de hemiparesia mais facilmente, sendo que o torque τ_{MSNA} está relacionado ao lado não afetado do corpo e o torque τ_{MSA} está relacionado ao lado afetado.

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

Assim:

$$\tau_{p_{total}} = \frac{1}{n_p + n_{cp}}\left(\sum_{i=1}^{n_p} findpeaks\ \left[\left|\tau_{dir_i} + \tau_{esq_i}\right| \times sign\left[sign[\tau_{dir_i}] + sign\left[\tau_{esq_i}\right] - 1\right]\right]\right) + \\ -\frac{1}{n_p + n_{cp}}\left(\sum_{i=1}^{n_{cp}} findpeaks\left[-\left|\tau_{dir_i} + \tau_{esq_i}\right| \times sign\left[sign\left[\tau_{dir_i}\right] + sign\left[\tau_{esq_i}\right] - 1\right]\right]\right)^{*} \tag{31}$$

*$sign$ é a função sinal do MATLAB®.

Parâmetros de suavidade do movimento

O jerk normalizado J_n , é uma medida que permite 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, consequentemente, o N_p e o J_n (ROY et al., 2011; PEREZ-IBARRA, 2014).

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

$$J_n = \frac{1}{\omega_p}\left(\frac{1}{T_f - T_i}\right)\int_{T_i}^{T_f} J(t)dt \tag{32}$$

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®:

$$J(t) = \frac{d^3\theta}{dt^3} \qquad ou \qquad diff(\theta, 3) \tag{33}$$

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

$$N_p = \frac{1}{T_f - T_i}\int_{T_i}^{T_f} (findpeaks\ [\omega(t)])\, dt \tag{34}$$

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:

$$\theta_{erro} = \theta - \theta_d \tag{35}$$

$$\bar{\theta}_{erro}^{RMS} = \left(\frac{1}{T_f - T_i}\int_{T_i}^{T_f} \left(\theta_{erro}(t)\right)^2 dt\right)^{\frac{1}{2}} \tag{36}$$

Substituindo a Eq. 35 na 36, obtém-se a Eq. 37:

$$\bar{\theta}_{erro}^{RMS} = \left(\frac{1}{T_f - T_i}\int_{T_i}^{T_f} \left(\theta(t) - \theta_d(t)\right)^2 dt\right)^{\frac{1}{2}} \tag{37}$$

Os parâmetros de desempenho estão sintetizados na guia de parâmetros do *BiEval*, Fig. 73, 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}, $\tau_{p_{total}}$. O título dos gráficos mostra os parâmetros da sessão selecionada.

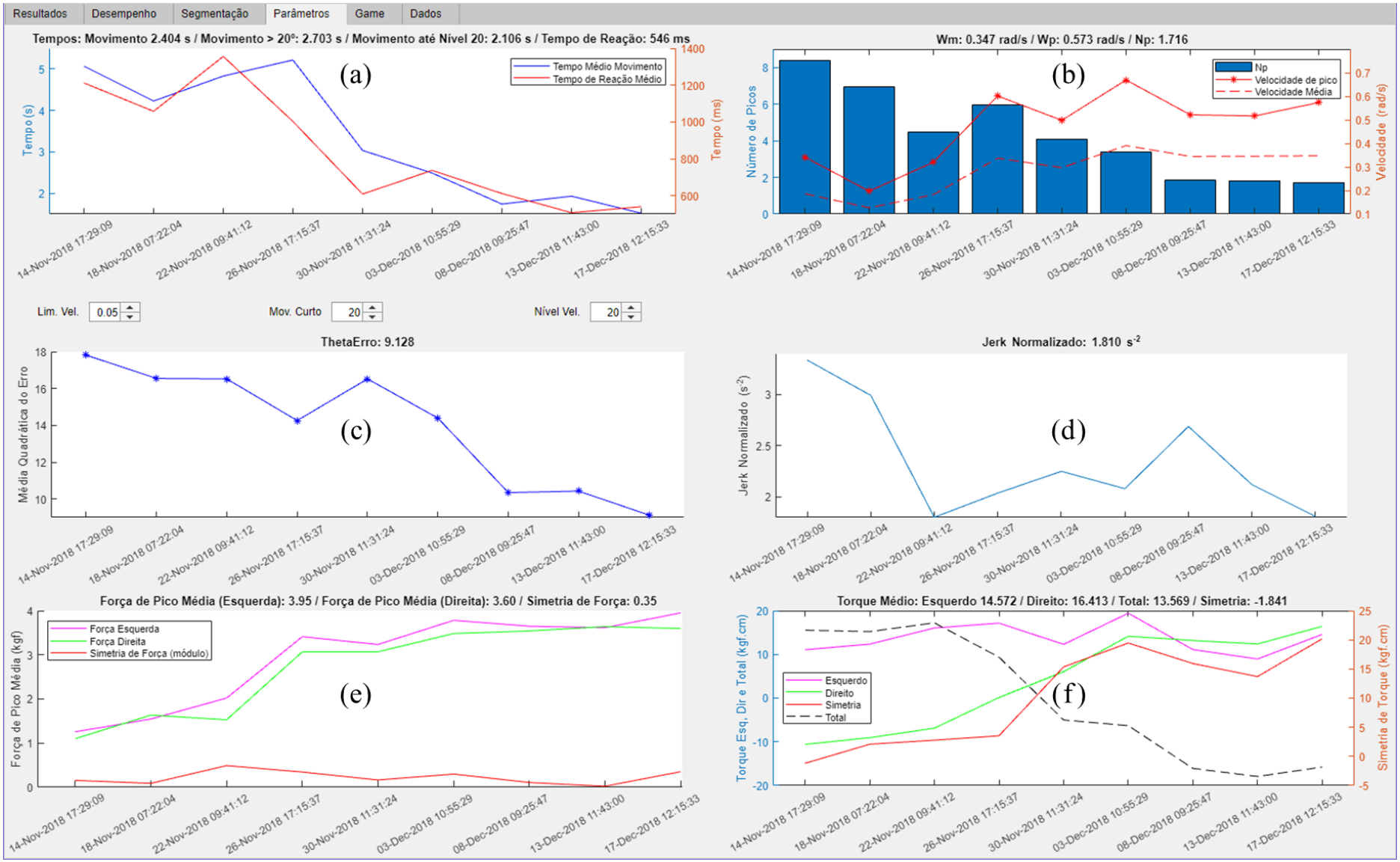


Figura 73 - Guia do software BiEval mostrando a evolução dos parâmetros de desempenho.

6.5 Protótipo do *CADS* e Validação com Robô Industrial

O protótipo final desenvolvido do sistema de medição de compensação *CADS* e o posicionamento dos sensores em um participante é mostrado na Fig. 74, de acordo com as definições vistas na subseção 5.4. Uma visão mais detalhada do posicionamento dos sensores no braço e ombro/esterno é mostrada na Fig. 75.



(a) (b)

Figura 74 – Protótipo final do sistema *CADS* mostrando em detalhes os posicionamentos dos sensores: (a) vista frontal e (b) vista posterior.



(a) (b)

Figura 75 – Protótipo final do sistema *CADS* mostrando em detalhes o posicionamento do sensor (a) S_3 no braço direito e (b) sensores do ombro e esterno.

Como visto na subseção 5.3, uma nova versão baseada na segunda versão do *CADS* foi construída para validação com um robô industrial modelo *MOTOMAN HP6* (repetibilidade de 0,08 mm). Esta versão e o setup para validação são mostrados na Fig. 76.



(a) (b) (c)

Figura 76 – Protótipo da versão do CADS para validação: (a) perspectiva, (b) vista lateral e (c) montagem no robô industrial.

Para a validação foram realizados movimentos de rotação em torno de todos os eixos com o robô industrial e um sensor do *CADS* montado no efetuador final conforme Fig. 76 (c). Então, foram comparados o movimento e a amplitude realizado pelo robô industrial com os gerados pelo sensor *CADS,* após realizado todos os passos descritos na subseção 5.7 (calibração e processamento dos dados).

As referências dos eixos definidos para os movimentos de rotação do robô (θ_x, θ_y e θ_z) podem ser visualizadas na Fig. 77.

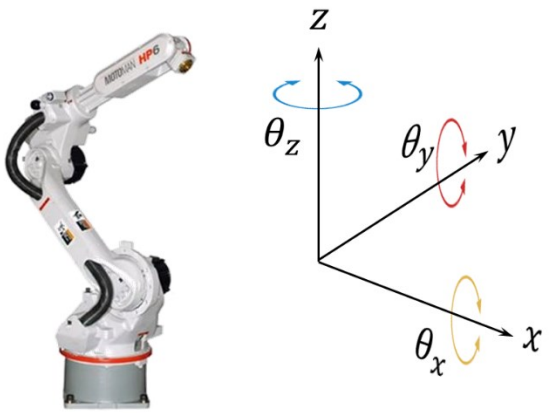
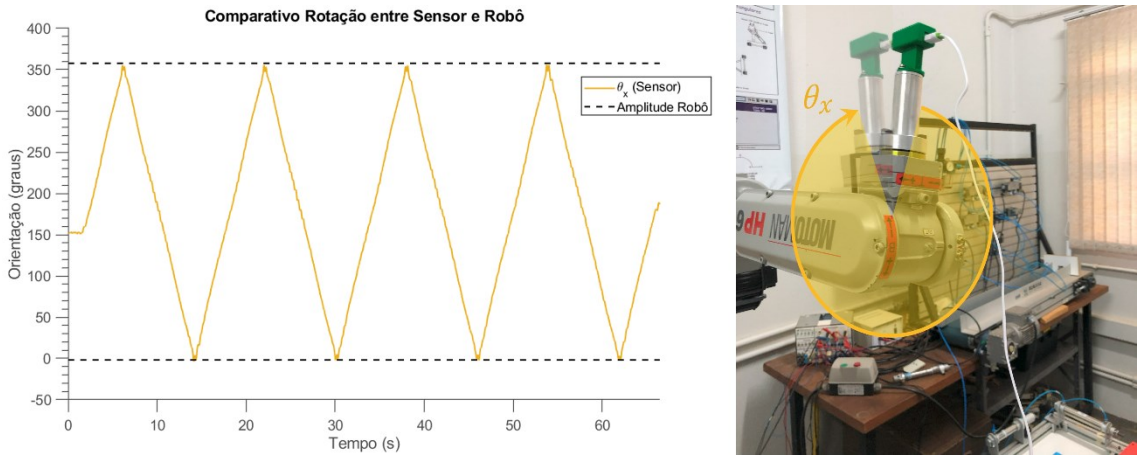


Figura 77 – Referências dos eixos e dos movimentos de rotação do robô para validação.

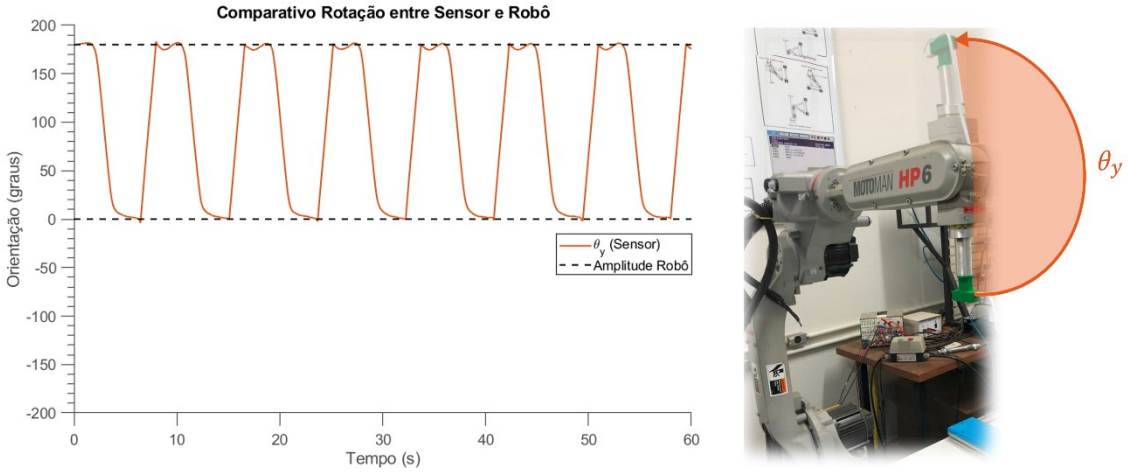
Para a validação da rotação θ_x, Fig. 78, foi utilizado um movimento com amplitude aproximada 2π em torno do eixo x definido (demais orientações constantes). O resultado da comparação entre o movimento executado pelo robô e o medido pelo sensor é mostrado na Fig. 78 (a); a Fig. 78 (b) mostra o *setup* utilizado para esta validação.

De forma análoga, para a validação da rotação θ_y, Fig. 79, foi utilizado um movimento com amplitude aproximada π em torno do eixo y definido. Por fim, a validação da rotação θ_z possui uma amplitude 2π e é mostrada na Fig. 80. As demais orientações foram mantidas constantes. As validações mostradas nas Figs. 78 à 80 foram realizadas utilizando a velocidade padrão (V_2).



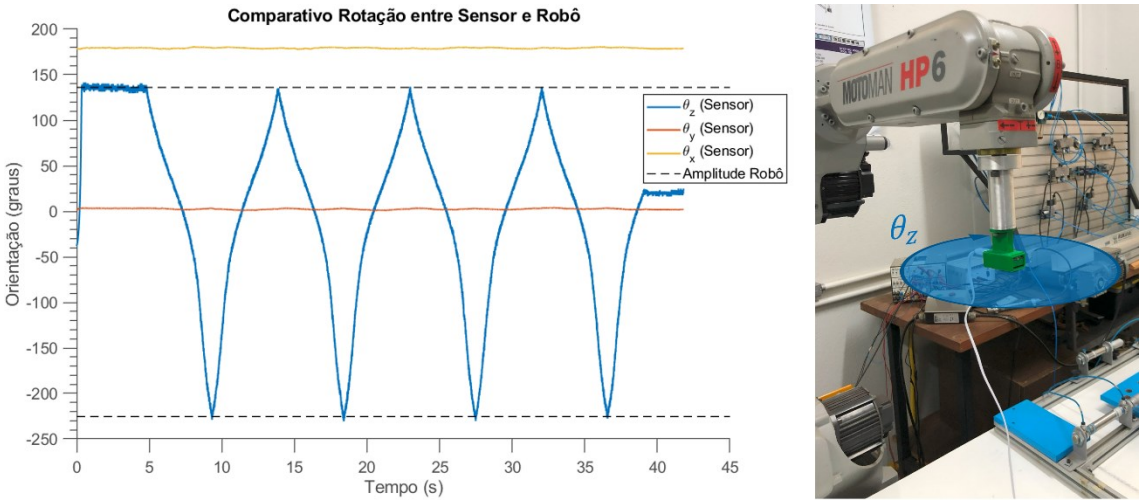
(a) (b)

Figura 78 – Validação do ângulo de rotação θ_x: (a) resultados e (b) *setup* da validação*.
* Resultados da validação utilizando a velocidade padrão (V_2).



(a) (b)

Figura 79 – Validação do ângulo de rotação θ_y: (a) resultados e (b) *setup* da validação*.
* Resultados da validação utilizando a velocidade padrão (V_2).



(a) (b)

Figura 80 – Validação do ângulo de rotação θ_z: (a) resultados e (b) *setup* da validação*.

* Resultados da validação utilizando a velocidade padrão (V_2).

Adicionalmente, a validação foi realizada para 3 velocidades distintas (V_1, V_2 e V_3) configuradas no robô industrial como parâmetros (20, 200 e 1500 mm/s) conforme mostrado na Tab. 8. Na Figura 81 é mostrada uma comparação entre as velocidades V_1, V_2 e V_3 para a rotação θ_x.

Tabela 8 – Velocidades parametrizadas no robô industrial para a validação.

Velocidade	**Parâmetro Robô (mm/s)**
V_1	20
V_2	200
V_3	1500

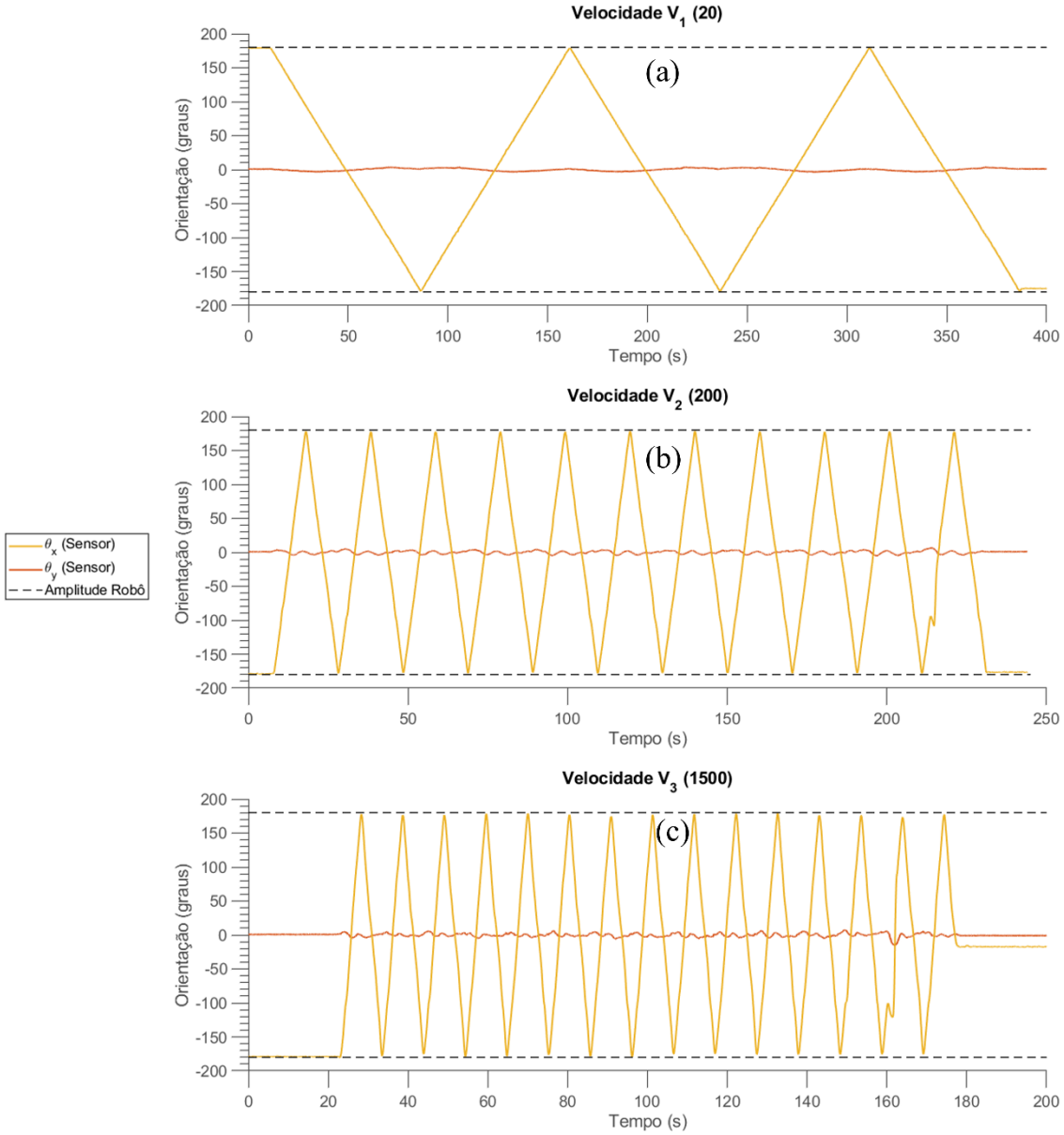


Figura 81 – Comparativo das validações realizadas para a rotação θ_x para as velocidades: (a) V_1, (b) V_2 e (c) V_3.

Desta forma, o erro médio absoluto foi de 3,51º ± 1,57º, considerando a média de todas as rotações e velocidades. Este valor corresponde à um erro relativo de 1,34%, considerado um resultado promissor para garantia da precisão e repetibilidade dos resultados dos testes clínicos. Os resultados da validação individual para as rotações θ_x, θ_y e θ_z são mostrados de forma resumida na Tab. 9 (média de todas as velocidades).

Tabela 9 – Resultados das validações individuais sumarizados por rotação para a média de todas as velocidades.

Validação	Erro absoluto	Erro (%)	Desvio Padrão
θ_x	3,36º	0,94%	1,41º
θ_y	2,51º	1,39%	1,51º
θ_z	4,67º	1,70%	1,79º
$\bar{\theta}$	3,51º	1,34 %	1,57º

Analisando os resultados em relação a velocidade do robô industrial, é verificado, como esperado, que maiores velocidades causam maiores erros/desvio na medida da orientação. Assim, considerando a média das validações de todas as rotações para a velocidade V_1 o erro foi de 1,55±0,77 (0,44%); para a velocidade V_2 de 2,58±1,50 (0,82%) e para V_3 de 7,12±2,74 (2,56%). Porém, é importante ressaltar que, embora o erro para a velocidade V_3 seja moderado, esta velocidade está muito acima dos limites normais de movimentação do ser humano. Assim a velocidade V_2 é mais representativa e suficientemente alta quando se trata de movimentos do corpo humano, em especial, os movimentos de reabilitação em que a velocidade média é, geralmente, menor que 100 mm/s e a velocidade de pico menor que 150 mm/s (ROHRER; FASOLI e KREBS, 2002; BRESSI et al, 2023). Os resultados das validações segregados pelas velocidades podem ser visualizados de forma condensada na Fig. 82.

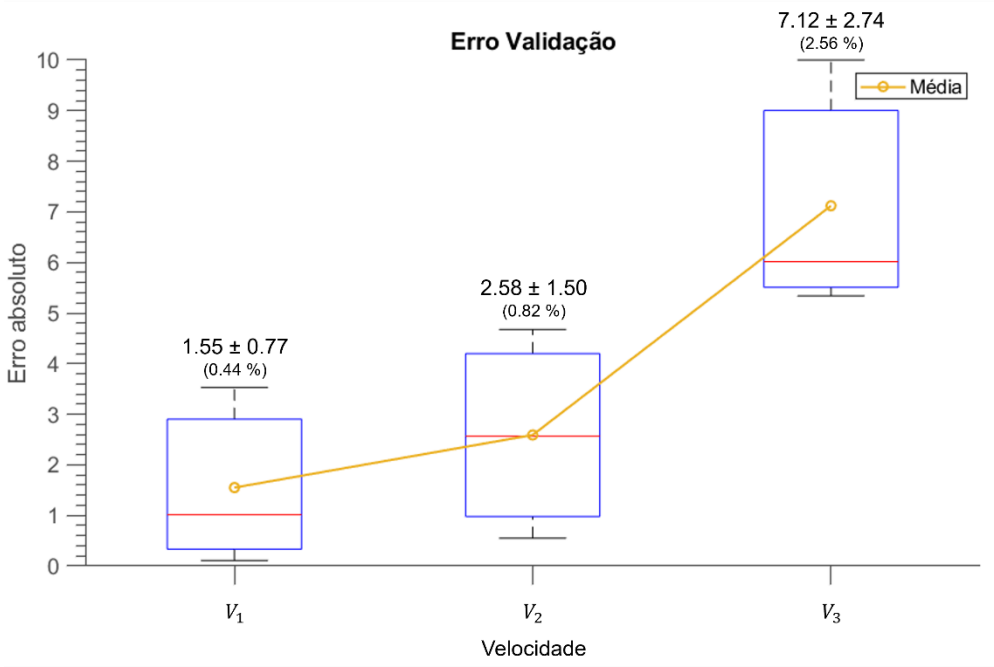


Figura 82 – Análise das validações comparando as velocidades do robô.

Uma análise adicional foi realizada para verificar se a precisão/repetibilidade é mantida para pequenos ângulos de rotação. Assim, para esta validação foram executadas sequências de movimentos de pequenas amplitudes $\left(\sim\frac{\pi}{6}\rightarrow\sim\frac{\pi}{6}\rightarrow-\frac{\pi}{3}\right)$. Um exemplo de rotação para um ângulo pequeno é mostrado na Fig. 83 para a validação da rotação θ_z. Mais especificamente, a sequência de movimentos executados foi: duas rotações consecutivas de ~25º e ~35º respectivamente (totalizando 60º) e uma rotação no sentido contrário de 60º (−60º). É importante notar que o robô não para ao atingir a posição angular de 25º, continuando até totalizar 60º. Assim, no gráfico da Fig. 83 é possível observar apenas uma pequena interrupção/desaceleração ao passar por este ângulo intermediário. Para movimentos de rotação de pequena amplitude foi um encontrado erro absoluto médio de 0,21±0,71 correspondente a um erro relativo de 0,35%.

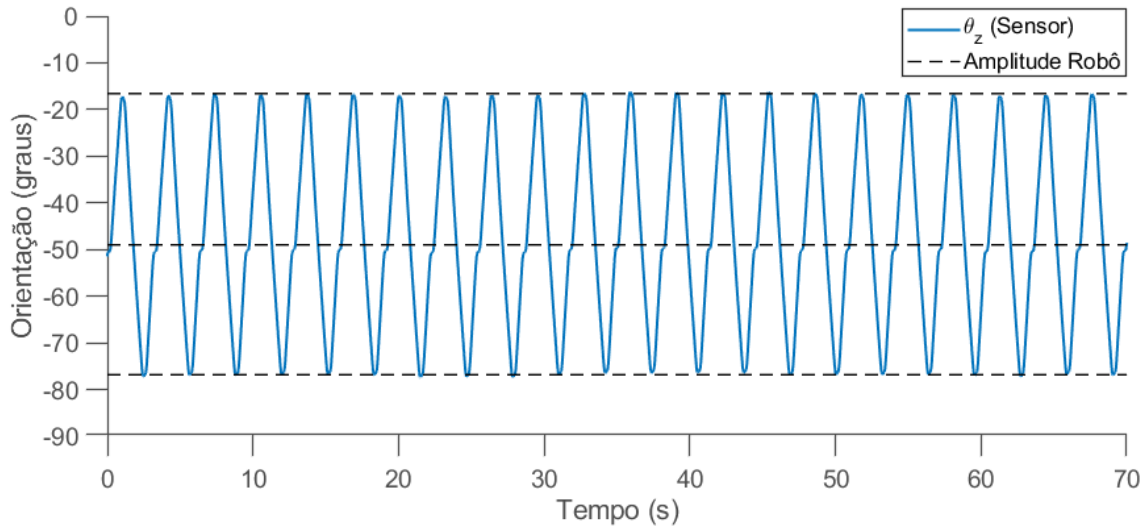


Figura 83 – Exemplo de validação para um ângulo de rotação pequeno (+25º|+35º|−60º) em torno do eixo z definido (θ_z).

Assim, os resultados apresentados nesta subseção mostraram-se promissores, exibindo boa precisão e repetibilidade ao comparar a movimentação executada pelo robô com as medidas obtidas pelo sensor do *CADS*. Isso é importante considerando a variabilidade dos movimentos humanos, especialmente em pacientes pós-AVC, devido a diversos fatores como idade, características da lesão, condicionamento físico, além de diferenças individuais na biomecânica, coordenação, força, flexibilidade, tamanho dos membros e padrões de movimento. Assim, diante destas variações individuais, é fundamental que o sistema de medição seja capaz de compensar essas incertezas ao fornecer uma medida precisa e consistente

do movimento, fornecendo dados confiáveis e úteis para avaliar o progresso do paciente e otimizar a terapia de reabilitação.

A partir dos testes experimentais para validação dos sensores com o robô industrial foi encontrado um erro médio de 3,51º ± 1,57º, mesmo ao considerar todas as velocidades. O erro máximo foi encontrado para a rotação θ_z e foi de 4,67 ± 1,79º. Assim os sensores permitirão medir ângulos de compensação com um erro de, no máximo, 5º. Estes resultados estão de acordo com o valor que é clinicamente aceito pela AMA como medidas confiáveis para a avaliação de comprometimentos de movimento (MAJUMDER et al., 2021; RAHMAN et al., 2023) estudados na seção 2.5.

6.6 *Software CADS* para Avaliação e Detecção dos Movimentos de Compensação

Para analisar o resultado das sessões de reabilitação utilizando os sensores de movimento e o jogo de memória *Color4Memory*, foi desenvolvido o *software* do *CADS* para avaliação e detecção de movimentos de compensação, acompanhamento da evolução da amplitude de movimentação dos pacientes através dos ângulos descritores e deslocamentos compensatórios, além da avaliação cognitiva durante a execução do jogo de memória.

Durante a execução dos jogos com a utilização dos sensores do *CADS* são criados 7 arquivos: 6 para armazenamento dos dados de cada sensor de movimento e um arquivo adicional que armazena os resultados alcançados no jogo.

Os dados coletados por este sistema são:

- Horário de início da sessão;
- Tempo instantâneo e duração da sessão;
- Perfil de movimentação de cada sensor (orientação e/ou deslocamento);
- Máxima distância de alcance do paciente (medida no início do exercício pelo Teste de Alcance Funcional Modificado);
- Níveis/subníveis executados nos jogos;
- *Status* de conclusão de cada nível/subnível (concluído com erro/sem erro).
- Pontuação instantânea e total (calculada com base no *status* de conclusão);
- Tempo gasto na execução de cada nível/subnível;

Estes dados são separados por sessão, por data e hora e por paciente. Após a sessão de reabilitação com os sensores de movimento (ou quando demandado) o *software* do *CADS* fornece os resultados de movimentação por sessão. Também é possível visualizar um histórico com a evolução na pontuação/parâmetros do jogo, sendo possível acompanhar o progresso do paciente.

Os resultados fornecidos pelo *CADS* passam primeiramente pelas etapas de calibração e processamento descritas na subseção 5.7. É possível analisar os resultados específicos por sensor e por eixo como mostrado na Fig. 84. Para isto basta selecionar a pasta com a sessão do paciente desejada e selecionar o sensor e o(s) eixo(s) que deseja-se visualizar a movimentação.

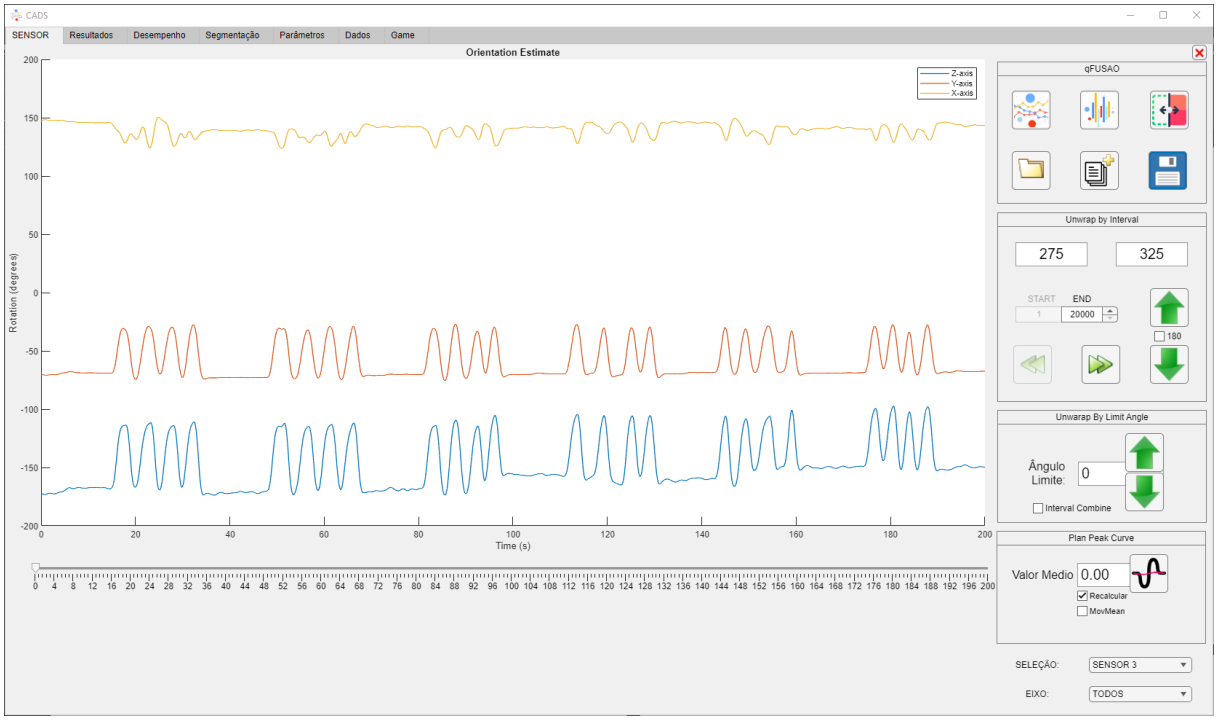


Figura 84 – Tela do *software CADS* mostrando os resultados de todos os eixos do sensor 3 de uma sessão de movimentação.

No exemplo acima, é possível ver a movimentação de um exercício composto por uma série com quatro repetições consecutivas seguida por um intervalo/repouso; esta série se repete por 6 ciclos em um intervalo de aproximadamente 200 segundos.

Os resultados de todos os sensores podem ser visualizados em *grid* conforme mostrado na Fig. 85. Desta forma é possível comparar os resultados obtidos entre o lado direito e o lado esquerdo do corpo humano, permitindo avaliar a evolução do paciente no sentido de aumentar a utilização do membro afetado e/ou diminuir o uso do lado não-afetado, resumidamente, a redução da frequência do “não-uso aprendido”. Além disso, os resultados são mostrados de

acordo com o teste realizado (T_n), sendo que há testes que foram realizados exclusivamente com os participantes saudáveis para reconhecimento do padrão de movimento de determinados exercícios, conforme será mostrado na subseção 7.3.1.

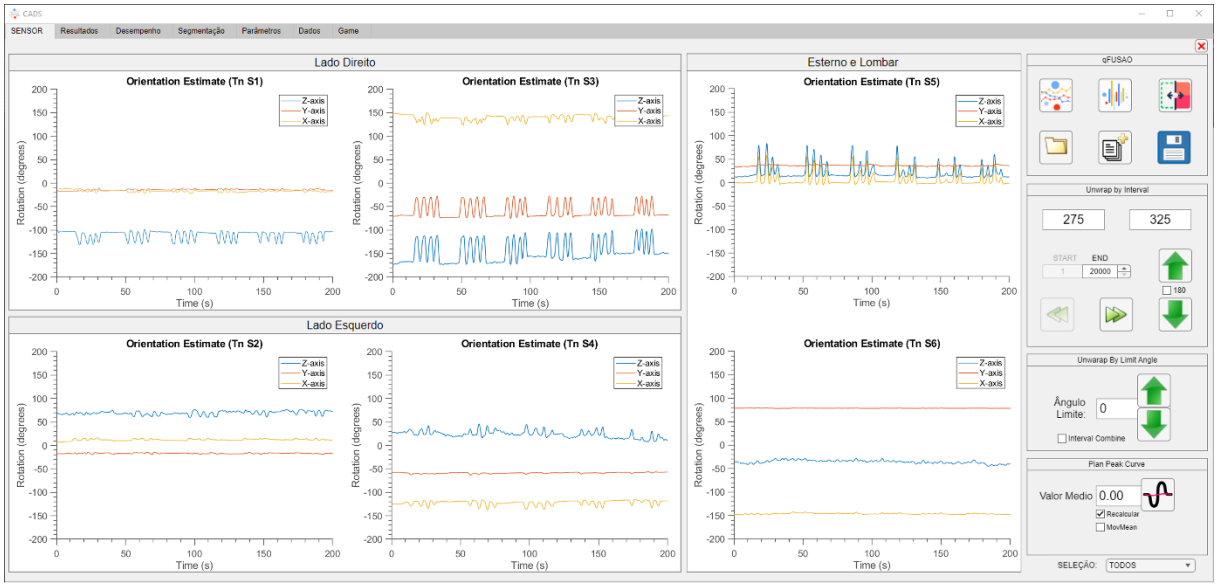


Figura 85 - Tela do *software CADS* mostrando os resultados de todos os sensores de uma sessão de movimentação realizada com um usuário destro e/ou com lado esquerdo afetado.

6.7 Ângulos Descritores e Deslocamentos Compensatórios

Os dados gráficos apresentados, Fig. 84 e 85, são importantes para analisar visualmente a qualidade do movimento e hemiparesia/compensações e obter uma visão mais geral da evolução do paciente. Entretanto, é de suma importância o estabelecimento de parâmetros para medição do movimento e compensações para permitir uma análise quantitativa da evolução do paciente, da mesma forma como foi realizada para os parâmetros de desempenho do *software BiEval*.

Desta forma, foram estabelecidos os ângulos descritores e deslocamentos compensatórios. Devido a grande quantidade de sensores e eixos, faz-se necessário compreender as orientações, eixos e sensores suficientes capazes de descrever a amplitude de movimento de determinada articulação/exercício de forma satisfatória, os ângulos descritores.

Para a medida da compensação, por muitas vezes apenas a análise das orientações não é suficiente, já que alguns movimentos compensatórios se apresentam na forma de deslocamentos em determinadas articulações, com pouca ou nenhuma rotação. Para a medida satisfatória destas compensações foram adicionados os deslocamentos compensatórios.

Os ângulos descritores e ângulos compensatórios são obtidos após o processamento e filtragem dos dados, identificação dos vales/picos e cálculo da média válida da amplitude do sinal, conforme visto na seção 5.7.

Os ângulos descritores dos sensores S_3/S_4 geralmente são responsáveis por descrever a amplitude de movimentação dos membros superiores em si, sendo que o eixo do ângulo descritor depende do exercício executado e articulação acionada. Já os ângulos descritores dos sensores S_1/S_2, embora também possam estar relacionados a movimentação dos membros superiores quando de amplitude moderada, geralmente estão mais relacionados a movimentos de compensação com o ombro quando amplitudes mais acentuadas são verificadas, o que geralmente é co-validado após a análise dos deslocamentos compensatórios em S_1/S_2.

Da mesma forma, os ângulos descritores dos sensores S_5/S_6, podem estar relacionados a movimentação quando uma amplitude pequena à moderada é verificada. Porém, movimentos de compensação de inclinação e torção/rotação com o tronco são mais prováveis quando amplitudes maiores são encontradas. Para torção/rotação maiores ângulos descritores em tornos dos eixos longitudinal/ântero-posterior são suficientes para identificar a compensação. Para a inclinação, a co-validação geralmente é realizada após a análise dos deslocamentos compensatórios em S_5/S_6.

Deslocamentos compensatórios não são analisados para os sensores S_3/S_4 já que estes sensores estão muito mais atrelados a movimentação dos membros superiores do que com compensações de qualquer tipo.

Para identificação dos ângulos descritores o movimento é segmentado conforme mostrado na Fig. 86. O movimento apresentado como exemplo com o sensor S_3 para o Membro Superior Direito (MSD) pode ser segmentado em seis séries (com 4 repetições cada) de exercícios de alcance com os membros superiores. Na Figura 87 é mostrada a análise de apenas uma série de forma mais detalhada e comparando com o lado oposto, Membro Superior Esquerdo (MSE), no sensor S_4. Observa-se que o movimento não é simétrico, o que pode se caracterizar como um exemplo de movimento de alcance com um paciente com hemiparesia (lado esquerdo afetado).

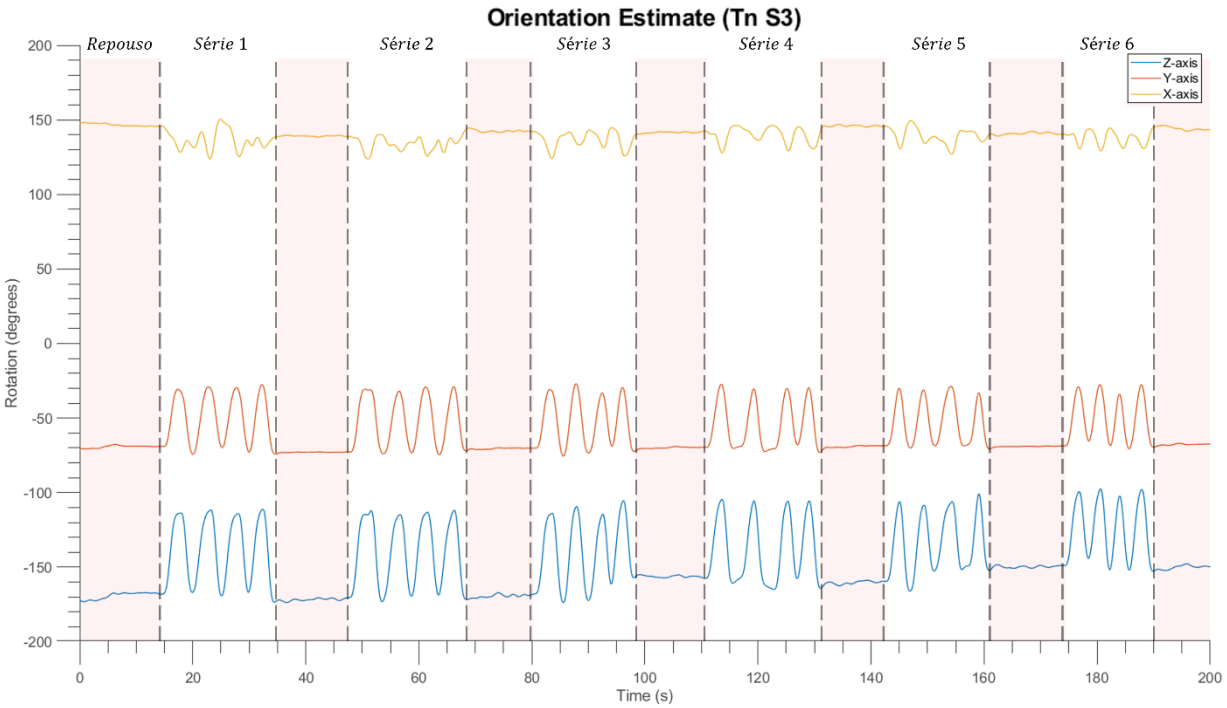


Figura 86 – Segmentação das orientações encontradas no sensor S_3 em uma sessão de movimentação de alcance de exemplo.

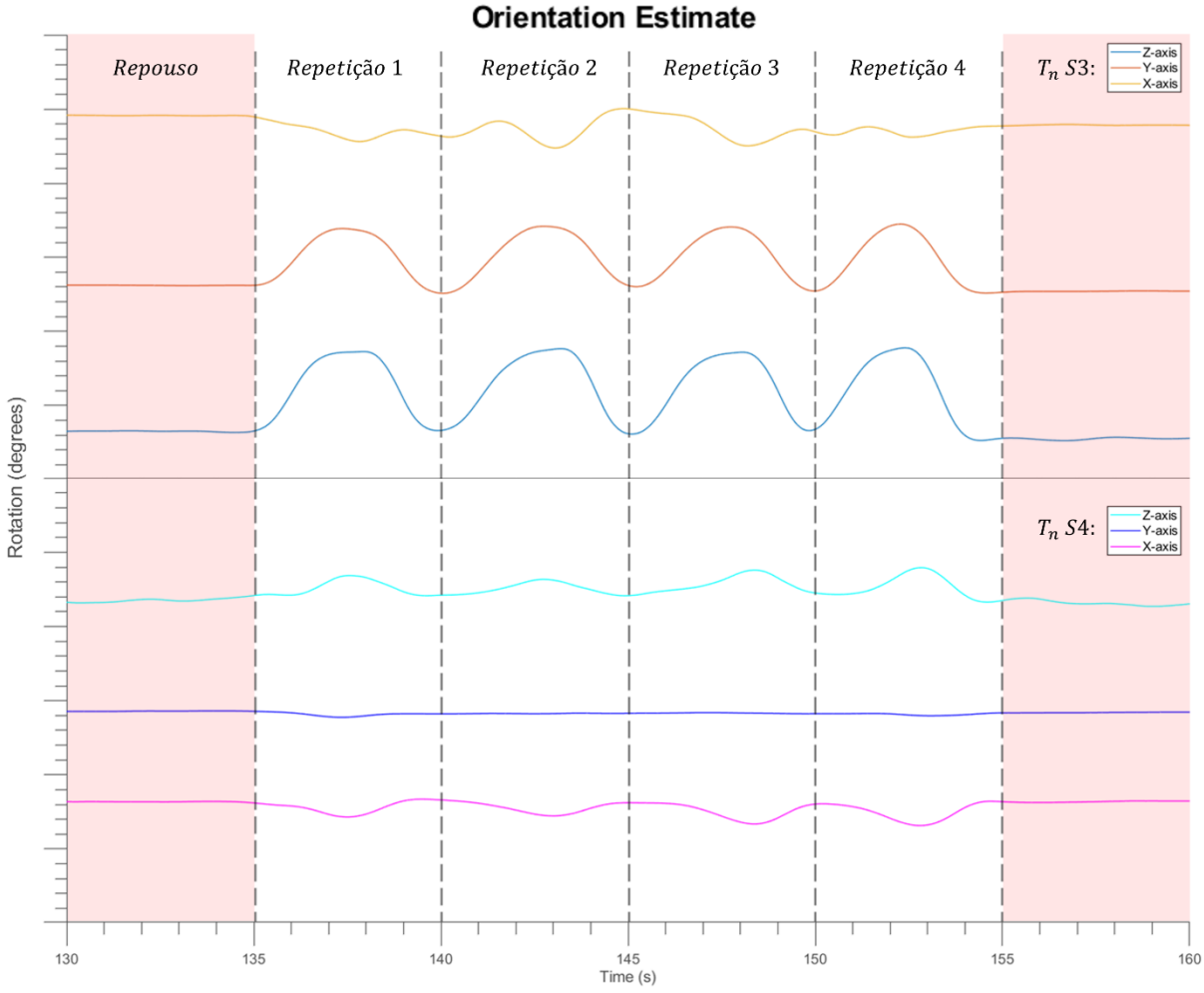


Figura 87 – Análise detalhada de uma série comparando o MSD (S_3) com o MSE (S_4) exemplificando um paciente com hemiparesia (lado esquerdo afetado).

O ângulo descritor é calculado verificando os eixos nos quais a orientação é significativa para descrição do movimento, neste caso eixos Y e Z, e calculando o valor médio (média válida) das amplitudes entre valor de repouso (ou valor mínimo após retorno) e o máximo alcançado durante a fase de alcance e/ou deslocamento conforme mostrado na segmentação de uma única repetição na Fig. 88.

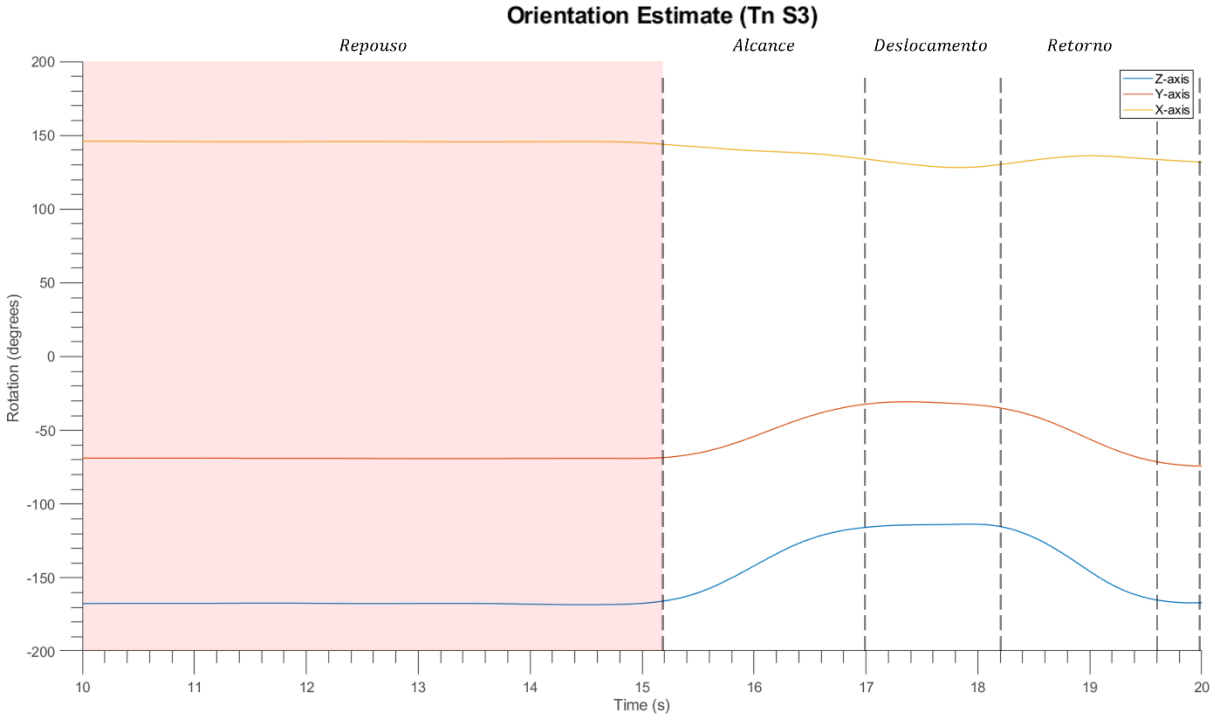


Figura 88 - Análise detalhada de uma única repetição com o sensor S_3, mostrando a divisão do movimento em alcance, deslocamento e retorno para cálculo do ângulo descritos.

A mesma segmentação pode ser realizada para os deslocamentos compensatórios. A Figura. 89 mostra um exemplo de deslocamento compensatório com o sensor S_1 (MSD), onde o movimento foi segmentado em 3 séries (com 4 repetições cada) de exercícios onde pode-se observar um deslocamento moderado no eixo corporal ântero-posterior, indicando compensação com o ombro direito do paciente ao executar o movimento de alcance.

O deslocamento compensatório é calculado verificando os eixos corporais com amplitudes significativas para descrever a compensação, neste caso no eixo ântero-posterior, e calculando o valor médio (média válida) das amplitudes de deslocamentos entre valor de repouso (ou valor mínimo após retorno) e o deslocamento máximo.

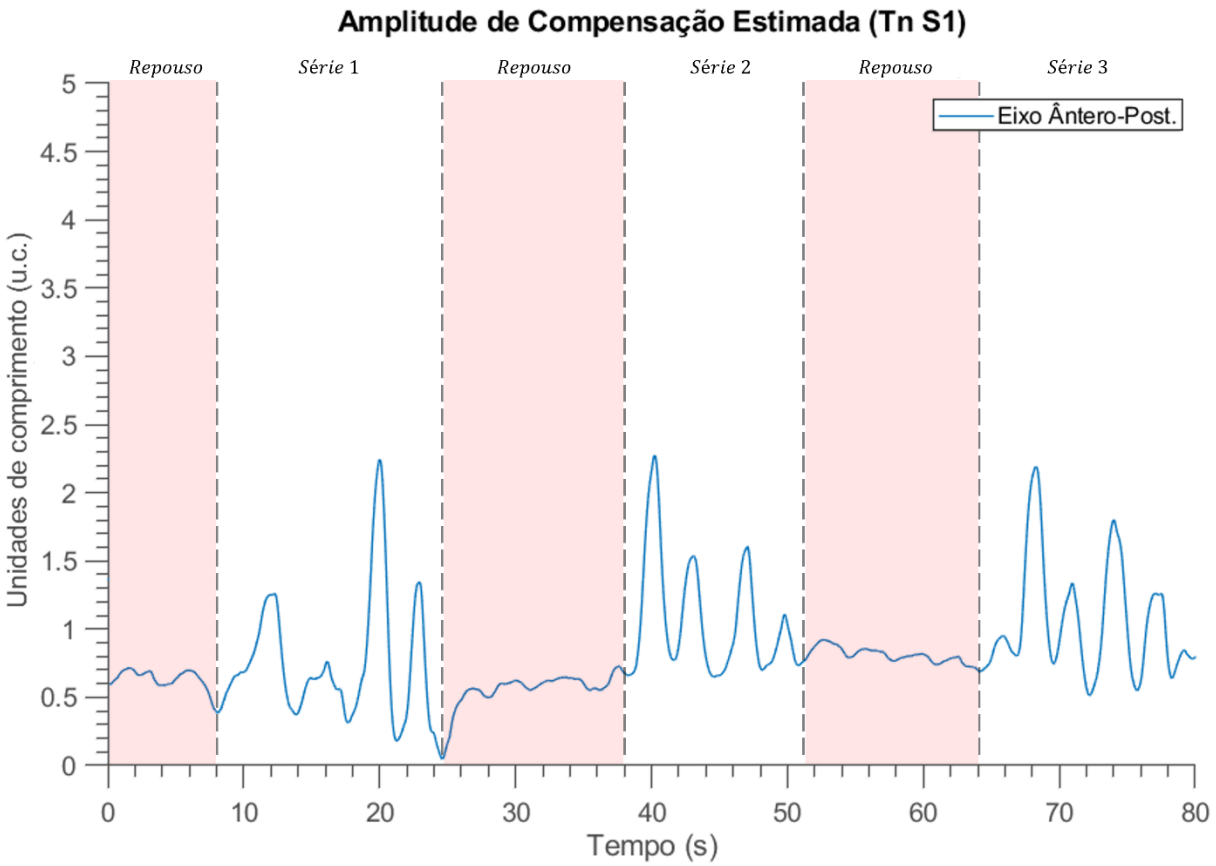


Figura 89 - Segmentação dos deslocamentos encontrados no eixo ântero-posterior do sensor S_1 indicando compensação moderada com o ombro direito.

A nomenclatura dos ângulos descritores (β) e deslocamento compensatórios (ε) foram padronizadas a fim de facilitar a identificação do sensor/eixo no qual estes estão relacionados. Para os ângulos descritores foram adotadas o seguinte padrão, conforme exemplos:

- Ângulo descritor do sensor S_1 no Eixo Transversal (e_T): β_{1_t}
- Ângulo descritor do sensor S_3 no Eixo Ântero-posterior (e_a):β_{3_a}
- Ângulo descritor do sensor S_5 no Eixo Longitudinal (e_L):β_{5_L}

Para os deslocamentos compensatórios adotou-se um padrão similar, conforme exemplos:

- Deslocamento compensatório do sensor S_1 no Eixo Longitudinal: ε_{1_L}
- Deslocamento compensatório do sensor S_5 no Ântero-posterior: ε_{5_a}

Importante ressaltar que não serão utilizados todo os sensores e eixos para definir os ângulos descritores e deslocamentos compensatórios, apenas aqueles com maior relevância na caracterização do movimento. Os ângulos descritores e deslocamentos compensatórios dos

movimentos padrão serão apresentados na seção 7.3.1. Desta forma, é possível entender como as orientações e deslocamentos se relacionam com os principais movimentos das articulações, procurando estabelecer uma referência para comparação qualitativa e quantitativa a partir dos dados obtidos com os participantes saudáveis para servir como linha de base para os pacientes.

Porém, é importante lembrar que os movimentos do corpo humano podem variar significativamente entre pessoas, pois existem diferenças individuais na biomecânica, coordenação, força, flexibilidade, tamanho dos membros, padrões de movimento, entre outros. Além disso, fatores como idade, condicionamento físico, histórico de lesões e diferenças genéticas podem influenciar a forma como cada pessoa se movimenta, sendo que até mesmo a prática e o treinamento também podem levar a variações.

Assim, após entender os padrões de movimento e quais parâmetros são afetados pelo movimento real e compensações, pode-se levar em consideração os valores obtidos da linha de base dos participantes saudáveis como uma estimativa do que se espera em cada padrão de movimento. Porém, uma maior relevância é atribuída à comparação interna do paciente, ou seja, a variação desde o início do protocolo até a última sessão, buscando entender a evolução nos parâmetros, ângulos descritores e deslocamentos compensatórios.

CAPÍTULO VII

RESULTADOS E TESTES CLÍNICOS

Neste capítulo são apresentados os resultados dos testes clínicos realizados com o grupo de participantes saudáveis e o grupo de pacientes pós-AVC.

Primeiramente é apresentada uma descrição de todas as etapas dos testes clínicos realizadas com participantes saudáveis e pacientes pós-AVC.

Em seguida são apresentados os resultados obtidos com o dispositivo robótico no modo bimanual e o jogo *MineCart* para ambos os grupos de participantes.

Na sequência, os resultados obtidos com o sistema *CADS* em conjunto com o jogo *Color4Memory* são apresentados para os mesmos grupos.

Por fim, são apresentados os resultados obtidos a partir da aplicação de um Inventário de Motivação Intrínseca e a Avaliação de Engajamento.

7.1 Descrição das Etapas dos Testes Clínicos

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 os números CAAE 51133821.4.0000.5152 e CAAE 00914818.5.0000.5152.

O número de participantes da pesquisa foi limitado a quantidade que se disponibilizou a participar, sendo divididos em um grupo com pessoas saudáveis e dois grupos com pessoas com comprometimento da movimentação de articulações do corpo humano e da memória em decorrência de AVC. O objetivo foi de verificar o funcionamento do sistema para o grupo de pessoas saudáveis primeiro e, caso necessário, realizar ajustes para os outros grupos. Além disso, os resultados obtidos com o grupo de participantes saudáveis podem ser utilizados como uma estimativa/referência e/ou até mesmo objetivo médio para os pacientes pós-AVC.

Os participantes saudáveis foram recrutados na Clínica do curso de Fisioterapia da Universidade Federal de Uberlândia, sendo de ambos os sexos, enquanto os outros grupos foram compostos por participantes com diagnósticos de AVC, 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 no primeiro encontro, após explicados e detalhados todos os procedimentos a serem realizados.

Antes do início dos testes, as medidas de cada segmento do membro superior foram obtidas e armazenadas. Foram armazenados também o sexo, idade e a lateralidade (mão dominante). Adicionalmente, para os pacientes pós-AVC foram armazenados o tempo pós-AVC e lado afetado, avaliação pela escala MAL, FM para o membro superior e o resultado do TAF modificado.

7.1.1 Descrição dos Testes Clínicos com Participantes Saudáveis

Os participantes saudáveis foram 6 do sexo feminino e 4 do sexo masculino; e tinham, na época dos testes, de 23 a 32 anos; média de 25,3 ± 3,1 anos. Os participantes foram submetidos a três protocolos.

Primeiro Protocolo: os participantes foram submetidos a exercícios de movimentação do membro superior utilizando o dispositivo robótico no modo bimanual em conjunto com o jogo *MineCart* durante 15 minutos aproximadamente. Cada participante deveria alcançar uma pontuação média de 200 pontos (aproximadamente 200 repetições).

Segundo protocolo: adicionalmente ao protocolo anterior, os participantes foram solicitados a realizar uma série de movimentos curtos e padronizados/roteirizados (movimentos padrão), cada uma consistindo em aproximadamente 10-20 repetições para posterior

rastreamento das amplitudes e padrão de movimentos conhecidos (sem desvios) utilizando o sistema *CADS*. Os movimentos padrão foram executados em um ritmo e amplitude de movimento confortável para o participante, podendo fazer pausas entre as repetições caso necessário. Cada movimento foi realizado com o lado direito, lado esquerdo, e com ambos os lados do corpo.

Terceiro protocolo: adicionalmente ao protocolo anterior os participantes foram submetidos a exercícios de alcance com o membro superior também utilizando o sistema *CADS* e o jogo de memória *Color4Memory* durante 15 minutos, sendo divididos em 5 minutos com ambos os membros superiores, 5 minutos com o membro superior dominante e 5 minutos com o membro superior não dominante.

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 específicos de cada jogo) foram coletados para posterior avaliação do desempenho e/ou compensação. Ao final dos testes um Inventário de Motivação Intrínseca (IMI) e uma Avaliação de Engajamento (*GEQ*) foram aplicados para estes participantes (Apêndices A1 e A2, respectivamente).

7.1.2 Descrição dos Testes Clínicos com Pacientes pós-AVC

Os pacientes pós-AVC foram divididos em dois protocolos (dois grupos) de testes realizados em diferentes momentos. O primeiro grupo constituído por 4 pacientes do sexo masculino e 6 do sexo feminino; que tinham, na época dos testes, de 39 a 70 anos; média de 58,4 ± 9,7 anos. Dos 10 pacientes, 5 tinham AVC crônico e 5 AVC agudo (média de 6 ± 2,1 meses após o AVC). Além disso, 6 pacientes apresentavam hemiparesia no lado esquerdo e 4 no lado direito em algum grau. Os testes com o primeiro grupo de pacientes pós-AVC foram realizados durante um intervalo de 5 semanas, sendo executadas de 2 a 3 sessões por semana com uma duração média de 30 minutos por sessão.

No segundo protocolo (segundo grupo), os pacientes pós-AVC foram 2 do sexo feminino e 1 do sexo masculino; e tinham, na época dos testes, de 68 a 72 anos; média de 70,3 ± 2,1 anos. Os 3 pacientes tinham AVC crônico (média de 20,3 ± 15,3 meses após o AVC). Além disso, 2 pacientes apresentavam hemiparesia no lado esquerdo e 1 no lado direito. A média de avaliação na escala FM foi de 51,7 ± 11,4 (comprometimento motor marcante). Os testes com segundo grupo de pacientes pós-AVC foram realizados durante um intervalo de 6 semanas, sendo executadas 3 sessões por semana com uma duração média de 30 minutos por

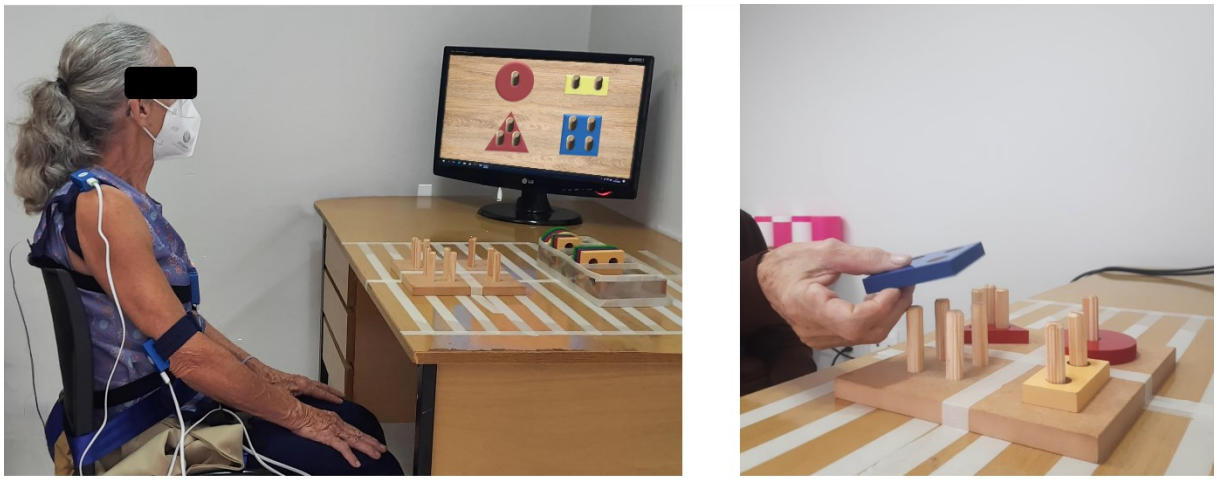
sessão. Os dois protocolos aos quais os pacientes foram submetidos são descritos em detalhes na sequência.

Primeiro Protocolo: os participantes do primeiro grupo foram submetidos a exercícios de movimentação do membro superior utilizando o dispositivo robótico no modo bimanual em conjunto com o jogo *MineCart* durante 30 minutos. O *setup* deste protocolo pode ser visualizado na Fig. 90.



Figura 90 – *Setup* utilizado no primeiro protocolo: dispositivo atuado por cabos na configuração bimanual em conjunto com o jogo *MineCart.*

Segundo protocolo: o protocolo anterior foi executado por 15 minutos pelos participantes do segundo grupo e, adicionalmente, estes participantes foram submetidos a exercícios de alcance com os membros superiores utilizando o sistema *CADS* e o jogo de memória *Color4Memory* durante 15 minutos, sendo divididos em 5 minutos com ambos os membros superiores, 5 minutos com o membro superior não afetado (MSNA) e 5 minutos com o membro superior afetado (MSA). O *setup* da etapa adicional introduzida neste protocolo, pode ser visualizado na Fig. 91.



(a) (b)

Figura 91 - *Setup* adicional utilizando o sistema *CADS* e jogo de memória *Color4Memory*: (a) visão geral e (b) detalhe da prancha de seleção.

Adicionalmente, durante o período de aplicação de ambos os protocolos estes pacientes realizavam sessões de terapia de reabilitação convencional 3 vezes por semana com uma duração aproximada de 50 minutos por sessão, geralmente, antes das sessões de terapia robótica bimanual/cognitiva.

Durante os testes clínicos, foram coletados, através dos sensores presentes no dispositivo bimanual e *CADS*, dados como tempo, força e o movimento realizado pelo paciente (entre outros dados específicos de cada jogo) para avaliar o desempenho do paciente e verificar o seu progresso. Ao final dos testes um IMI (Apêndice A3) também foi aplicado para os pacientes pós-AVC.

7.2 Resultados do Dispositivo Robótico Bimanual e Jogo *MineCart*

Nesta seção são apresentados os resultados dos testes clínicos utilizando o dispositivo robótico no modo bimanual em conjunto com o jogo *MineCart*.

7.2.1 Avaliação dos Parâmetros de Desempenho de Participantes Saudáveis

A avaliação dos parâmetros de desempenho dos participantes saudáveis é importante para estabelecer uma referência quantitativa para comparação com os pacientes. No entanto, é necessário considerar que os movimentos do corpo humano podem variar significativamente devido a diversos fatores como idade, condicionamento físico, histórico de lesões e diferenças

genéticas, sendo que até mesmo a prática e o treinamento podem impactar. Portanto, os valores da linha de base são apenas estimativas para movimentos saudáveis. É relevante também analisar a evolução interna de cada paciente ao longo do protocolo, observando as variações nos parâmetros de desempenho entre a primeira e a última sessão, instantes I_1 e I_2 respectivamente.

Os resultados obtidos a partir da avaliação dos parâmetros de desempenho durante a utilização do jogo *MineCart* em conjunto com o dispositivo atuado por cabo no modo bimanual para os participantes saudáveis são resumidos na Tab. 10.

Tabela 10 – Parâmetros de desempenho principais para os participantes saudáveis.

	Participantes Saudáveis										
Parâmetro de Desempenho	**H1**	**H2**	**H3**	**H4**	**H5**	**H6**	**H7**	**H8**	**H9**	**H10**	**Média ± STD**
$T_r\ (ms)$	920	805	694	878	723	717	689	951	964	954	829 ± 94
$T_m(s)$	4,4	4,6	5,3	4,2	3,9	4,7	4,0	5,4	4,9	4,3	4,6 ± 0,5
$\omega_m\ (rad/s)$	0,11	0,15	0,11	0,12	0,15	0,11	0,15	0,09	0,09	0,10	0,12 ± 0,02
$\omega_p\ (rad/s)$	0,16	0,25	0,20	0,19	0,15	0,17	0,19	0,13	0,15	0,16	0,17 ± 0,03
N_p	1,8	2,2	2,9	1,6	2,0	1,9	1,8	2,6	2,2	1,9	2,1 ± 0,4
$J_n(s^{-2})$	0,26	0,77	0,53	0,45	0,61	0,40	0,25	0,19	0,69	0,38	0,45 ± 0,19
$\overline{\theta}_{erro}^{RMS}$	16,14	14,72	18,21	15,51	10,44	12,53	10,63	16,35	16,55	14,69	14,58 ± 2,92
$F_{p_{dir}}(kgf)$	2,87	4,08	3,05	3,44	3,14	3,33	3,62	2,35	2,84	2,87	3,16 ± 0,40
$F_{p_{esq}}(kgf)$	2,66	3,96	2,69	3,14	3,20	3,78	3,94	2,25	2,91	2,72	3,12 ± 0,56
$\delta F(kgf)$	0,21	0,12	0,36	0,31	0,06	0,45	0,31	0,10	0,06	0,14	0,21 ± 0,14
$\tau_{dir}\ (kgf.cm)$	22,37	11,16	28,68	18,94	10,93	15,86	20,62	15,59	15,02	15,49	17,47 ± 6,34
$\tau_{esq}\ (kgf.cm)$	21,29	17,05	22,20	20,04	9,21	9,33	14,96	9,92	22,25	22,46	16,87 ± 5,40
$\tau_{tot}\ (kgf.cm)$	27,29	17,66	31,31	25,58	10,43	16,97	25,26	20,75	23,94	24,74	22,39 ± 7.26

7.2.2 Avaliação do Desempenho e Progresso dos Pacientes Pós-AVC

Nesta subseção são apresentados os resultados dos testes clínicos realizados com os grupos de pacientes pós-AVC com o dispositivo bimanual e o jogo *MineCart* utilizando os protocolos descritos na subseção 7.1.2.

Primeiro Protocolo

Os dados de evolução dos parâmetros de desempenho para o primeiro protocolo dos pacientes pós-AVC (primeiro grupo de pacientes pós-AVC) são apresentados na Tab. 11,

comparando a primeira sessão (instante I_1) com a última sessão (I_2). As diferenças estatisticamente significativas (*) também são indicadas na tabela ($p < 0,05$). Para todas as análises de significância estatísticas foi utilizado o Teste *t* de diferença entre médias e uma significância de 5%.

Observa-se que a pontuação no jogo aumentou de forma significativa após a intervenção e a quantidade de perdas também diminuiu significativamente para todos os pacientes. Em relação aos parâmetros de tempo, o T_r aumentou em relação ao início da intervenção (não significativo). Acredita-se que os pacientes, ao perceberem que não necessitam reagir tão rapidamente, diminuíram a atenção na atividade e consequentemente o tempo de reação. De forma contrária, o tempo T_m gasto para concluir o movimento diminuiu indicando que os pacientes realizaram o movimento em um tempo menor ao final da intervenção, porém esta melhora não foi significativa. Os parâmetros de velocidade angular, ω_m e ω_p aumentaram de forma significativa e os parâmetros de suavidade do movimento, N_p e J_n, diminuíram, indicando que o movimento foi realizado de forma mais suave e contínua. A força do lado direito e esquerdo aumentaram, porém 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. Por fim, para o parâmetro de torque τ_{tot} observou-se um aumento não significativo (devido ao alto desvio padrão entre os valores). Sintetizando os resultados, houve uma melhora estatisticamente significativa entre os instantes I_1 e I_2, em 7 parâmetros de desempenho: ω_m, ω_p, $F_{p_{dir}}$,$F_{p_{esq}}$, δF, pontuação e perdas. Para os demais parâmetros não houve diferença significativa.

Os dados de evolução do primeiro protocolo são apresentados de maneira sucinta para um paciente no conjunto de gráficos da Fig. 92, onde pode-se observar melhorias em todos os parâmetros mostrados

Tabela 11 – Evolução dos parâmetros de desempenho para o 1º protocolo dos pacientes pós-AVC comparando a primeira (I_1) e última sessão (I_2). *Significância estatística ($p < 0,05$).

	Pacientes Pós-AVE (*primeiro protocolo*)	
Parâmetro de Desempenho	I_1	I_2
Pontuação *	155 ± 65	199 ± 88
Perdas *	40 ± 12	17 ± 15
$T_r\ (ms)$	1029 ± 569	1247 ± 574
$T_m(s)$	4,6 ± 1,1	4,1 ± 0,9
$\omega_m\ (rad/s)^*$	0,25 ± 0,07	0,32 ± 0,05
$\omega_p\ (rad/s)^*$	0,49 ± 0,13	0,62 ± 0,12
N_p	4,1 ± 1,1	3,7 ± 0,4
$J_n(s^{-2})$	1,82 ± 1,00	1,63 ± 0,30
$F_{p_{dir}}(kgf)^*$	2,82 ± 1,14	3,74 ± 0,59
$F_{p_{esq}}(kgf)^*$	2,73 ± 1,06	3,48 ± 0,69
$\delta F(kgf)$	0,94 ± 0,63	0,7 ± 0,63
$\tau_{tot}\ (kgf.cm)$	1,65 ± 9,64	5,58 ± 6,93

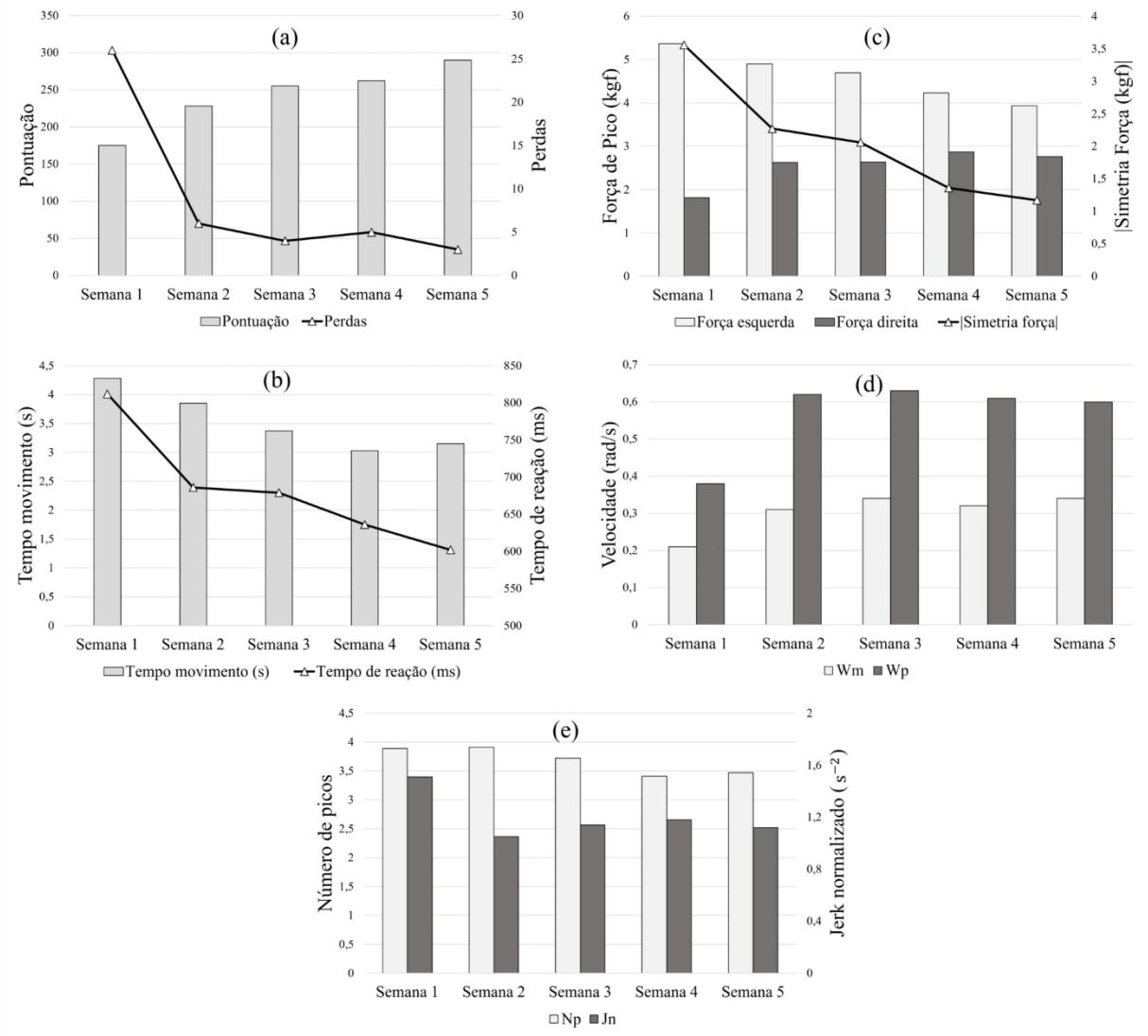


Figura 92 - Evolução no 1º protocolo/grupo para um paciente: (a) pontuação e perdas, (b) T_m e T_r, (c) $F_{p_{esq}}$, $F_{p_{dir}}$ e δF, (d) ω_m e ω_p, e (e) parâmetros de suavidade do movimento N_p e J_n.

Segundo Protocolo

Os dados de evolução dos parâmetros de desempenho para o segundo protocolo dos pacientes pós-AVC (segundo grupo de pacientes pós-AVC) são apresentados na Tab. 12, comparando a média dos pacientes em cada parâmetro semana a semana. As diferenças estatisticamente significativas (*) também são indicadas na tabela ($p<0,05$). A semana 0 foi a primeira sessão de cada paciente (teste piloto) e foi aplicada apenas como uma etapa de familiarização e ajustes necessários antes do início efetivo da coleta de dados no intuito de verificar a possibilidade de aderência ao protocolo e obter as dificuldades e informações iniciais de cada paciente. Os dados coletados durante esta sessão foram descartados e não fazem parte da análise final, uma vez que não seguiram rigorosamente os padrões do protocolo. Durante

essa etapa, houve interrupções e pausas frequentes para dúvidas e familiarização com os dispositivos e sistemas utilizados, além disso a duração desta sessão variou para cada paciente comprometendo a consistência dos dados.

Tabela 12 - Evolução dos parâmetros de desempenho para o 2º grupo de pacientes pós-AVC comparando a média dos pacientes semana a semana. *Significância estatística ($p < 0,05$).

	Pacientes Pós-AVE (*segundo protocolo*)						
Parâmetro de Desempenho	**Semana 0** (piloto)	**Semana 1**	**Semana 2**	**Semana 3**	**Semana 4**	**Semana 5**	**Semana 6**
Pontuação *	36 ± 14	86 ± 20	110 ± 22	122 ± 10	132 ± 6	130 ± 8	134 ± 4
Perdas	8 ± 5	18 ± 23	16 ± 13	9 ± 8	5 ± 4	5 ± 4	2 ± 2
$T_r\ (ms)$	576 ± 34	1002 ± 388	945 ± 350	841 ± 217	791 ± 206	772 ± 171	700 ± 150
$T_m(s)^*$	5,7 ± 0,0	5,3 ± 0,4	5,2 ± 0,1	4,9 ± 0,2	4,9 ± 0,3	4,9 ± 0,4	4,8 ± 0,3
$\omega_m\ (rad/s)$	0,1 ± 0,00	0,12 ± 0,02	0,12 ± 0,03	0,12 ± 0,03	0,12 ± 0,02	0,13 ± 0,00	0,14 ± 0,01
$\omega_p\ (rad/s)$	0,2 ± 0,01	0,22 ± 0,06	0,21 ± 0,06	0,2 ± 0,05	0,2 ± 0,04	0,21 ± 0,02	0,21 ± 0,02
N_p	2,9 ± 0,0	2,7 ± 0,3	2,6 ± 0,3	2,3 ± 0,4	2,3 ± 0,4	2,2 ± 0,4	2 ± 0,4
$J_n(s^{-2})^*$	0,5 ± 0,04	0,46 ± 0,03	0,41 ± 0,02	0,34 ± 0,12	0,26 ± 0,08	0,27 ± 0,05	0,24 ± 0,04
$\overline{\theta}_{erro}^{RMS}$	16,23 ± 0,10	16,91 ± 1,23	16,82 ± 0,31	16,37 ± 0,32	16,01 ± 0,65	15,63 ± 0,83	15,69 ± 0,27
$F_{p_{dir}}(kgf)$	3,52 ± 0,18	3,92 ± 0,63	3,72 ± 0,71	3,16 ± 0,66	3,04 ± 0,58	3,21 ± 0,77	3,26 ± 0,81
$F_{p_{esq}}(kgf)$	3,34 ± 0,15	3,65 ± 0,89	3,42 ± 0,93	2,78 ± 0,13	2,69 ± 0,15	2,88 ± 0,17	2,77 ± 0,11
$\delta F(kgf)$	0,32 ± 0,10	0,49 ± 0,43	0,61 ± 0,58	0,38 ± 0,55	0,36 ± 0,47	0,39 ± 0,61	0,49 ± 0,79
$\tau_{MSNA}\ (kgf.cm)$	16,83 ± 2,51	21,87 ± 9,45	19,81 ± 10,12	24,08 ± 9,20	31,51 ± 9,75	34,01 ± 7,45	37,85 ± 5,25
$\tau_{MSA}\ (kgf.cm)^*$	12,16 ± 6,69	18,19 ± 5,81	18,23 ± 7,22	18,77 ± 7,57	25,18 ± 8,50	27,64 ± 6,98	27,2 ± 7,00
$\tau_{tot}\ (kgf.cm)$	28,76 ± 17,79	30,08 ± 28,27	25,08 ± 31,20	23,98 ± 15,69	42,21 ± 11,68	41,83 ± 5,09	43,76 ± 3,67

A partir destes resultados, pode-se concluir que houve um aumento estatisticamente significativo ($p < 0,05$) na pontuação durante a utilização do jogo bimanual *MineCart* comparando os instantes I_1 (semana 1) e I_2 (semana 6) para estes pacientes. A Figura 93 (a) mostra a evolução da pontuação média (semana a semana) para cada paciente deste protocolo. A quantidade de cristais perdidos no jogo, Fig. 93 (b), reduziu, em média, a cada semana para os pacientes. Estes dois resultados evidenciam a progressão no desempenho de tarefas bimanuais em pacientes pós-AVC, demonstrada de forma interativa por meio da utilização de um jogo sério de reabilitação.

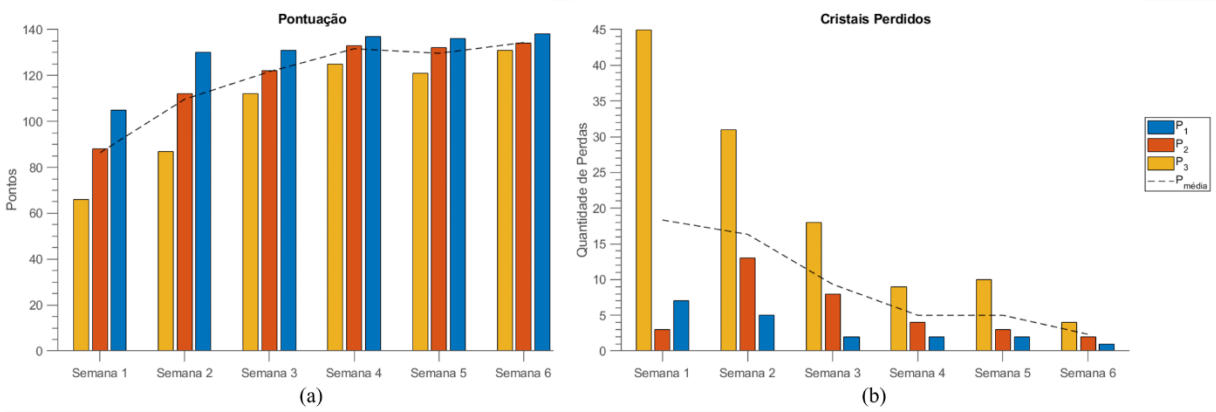


Figura 93 - Evolução dos parâmetros dos pacientes pós-AVC: (a) pontuação e (b) cristais perdidos durante o jogo bimanual MineCart.

A evolução nos parâmetros de tempo é mostrada na Fig. 94. O tempo necessário para os pacientes concluírem cada movimento, T_m, diminuiu significativamente entre a primeira e sexta semana conforme evidenciado pela Tab. 12 e mostrado na Fig. 94 (a). O tempo de reação, T_r, também diminuiu para estes mesmos pacientes ao longo das semanas conforme mostrado na Fig. 94 (b).

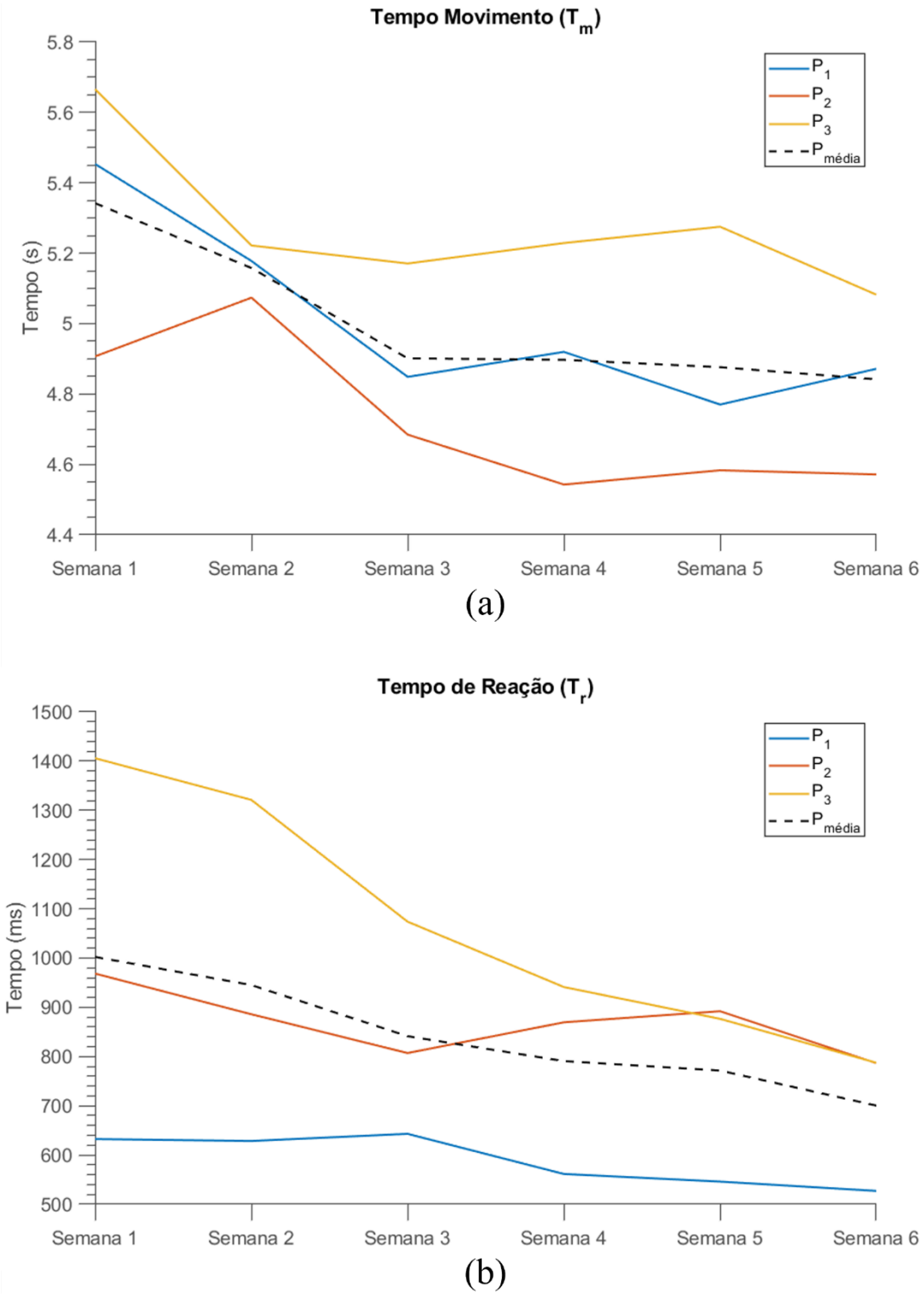


Figura 94 – Evolução nos parâmetros de tempo para os pacientes pós-AVC: (a) tempo de movimento T_m e (b) tempo de reação T_r.

A evolução nos parâmetros de velocidade é mostrada na Fig. 95. A velocidade angular média, ω_m, aumentou em média para os pacientes conforme mostrado na Fig. 95 (a) enquanto

a velocidade angular de pico, ω_p, não teve alterações acentuadas, Fig. 95 (b), porém não houve alterações estatisticamente significativas relacionadas a nenhum destes parâmetros.

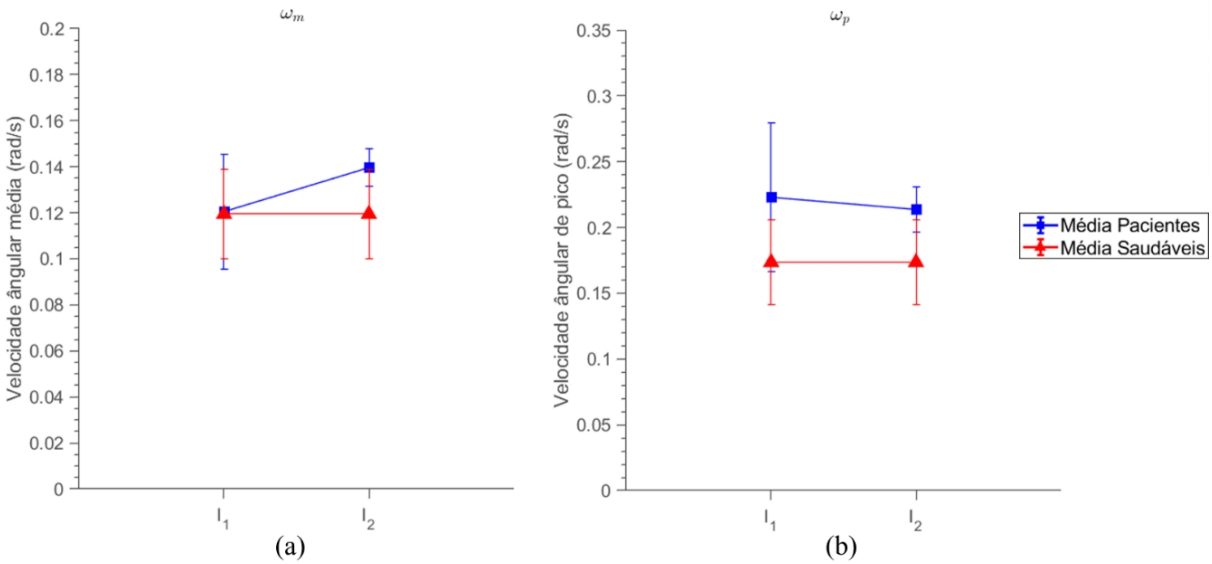


Figura 95 – Evolução nos parâmetros de velocidade:(a) velocidade angular média ω_m e (b) velocidade angular de pico ω_p.

Em relação aos parâmetros de suavidade de movimento, houve uma diminuição no número de picos N_p e no jerk normalizado J_n (*) mostrado nas Figs. 96 (a) e (b). Da mesma forma a média quadrática do erro diminuiu, Fig. 96 (c). Como foi visto, estes parâmetros estão relacionados à suavidade e controle do movimento, influenciados por aspectos como coordenação motora, controle muscular e qualidade da execução. A redução do número de picos indica uma menor fragmentação do movimento, melhorando a estabilidade e precisão. Além disso, a diminuição do J_n sugere uma menor frequência de mudanças abruptas na aceleração, com transições mais graduais, resultando em uma execução mais fluida e controlada. Por fim, a redução da média quadrática do erro indica maior controle em relação a posição desejada.

Essas melhorias podem ser transferidas para execução de outras atividades diárias promovendo à melhora da qualidade de vida dos pacientes pós-AVC ao permitir a realização de movimentos de forma mais eficiente, com maior precisão e menor discrepância em relação ao alvo/objeto desejado, consequentemente, promovendo maior independência.

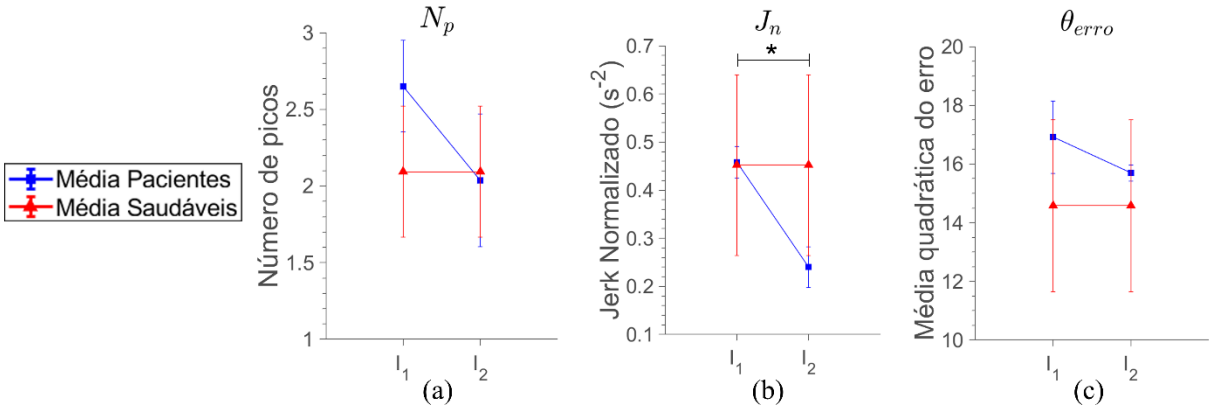


Figura 96 – Parâmetros de suavidade do movimento e erro: (a) número de picos N_p, (b) jerk normalizado J_n e (c) média quadrática do erro $\bar{\theta}_{erro}^{RMS}$. *Significância estatística ($p < 0,05$).

Um exemplo da evolução do perfil de força entre os instantes I_1 e I_2 é mostrado na Fig. 97. Nas Figuras 97 (a) e (b), têm-se os perfis de força para a primeira e última sessão, respectivamente, de um paciente com hemiparesia do lado direito (P_1). Assim, observa-se que no início do protocolo, Fig. 97 (a), o paciente exerce uma força maior do lado não afetado (lado esquerdo) para execução dos movimentos (F_{esq} = 4,66 kgf e F_{dir} = 4,34 kgf) enquanto ao final do protocolo as forças são equivalentes (F_{esq} = 2,66 kgf e F_{dir} = 2,69 kgf).

Estes dados são corroborados pela melhora (diminuição) no parâmetro de simetria de força $|\delta F|$ para os pacientes P_1 (0,32 kgf para 0,03) e P_2 (0,17 para 0,01) entre os instantes I_1 e I_2. O conjunto destes resultados indicam uma redução da frequência do "não-uso aprendido" do lado afetado. Além disso, observa-se, principalmente para o paciente P_1, Figs. 97 (a) e (b), que o perfil de força adquiriu um formato mais moderado no instante I_2 comparado a I_1. Estes resultados são corroborados pelos mapas de força deste paciente mostrados nas Figs. 98 (a) e (b) para os instantes I_1 e I_2, respectivamente. Observa-se que no instante I_1 as forças estão mais espalhadas pelo mapa e possuem valores maiores, ativando inclusive as restrições de força máxima, $F_{máx}$, que impede a transmissão de forças para o lado oposto e, consequentemente, restringe a movimentação para desencorajar o uso de forças excessivas pelo paciente em apenas um dos lados. Já no instante I_2, como já foi visto, as forças adquirem valores mais moderados e são mais simétricas, indicando um maior controle do usuário sobre o dispositivo.

Assim, embora tenha ocorrido uma redução da força exercida por ambos MSS, estes resultados demonstram que estes pacientes aprenderam a usar ambos os braços de forma mais simétrica e controlada, já que durante as sessões com o *MineCart* a simetria entre as forças é tão, ou mais, importante que as suas magnitudes.

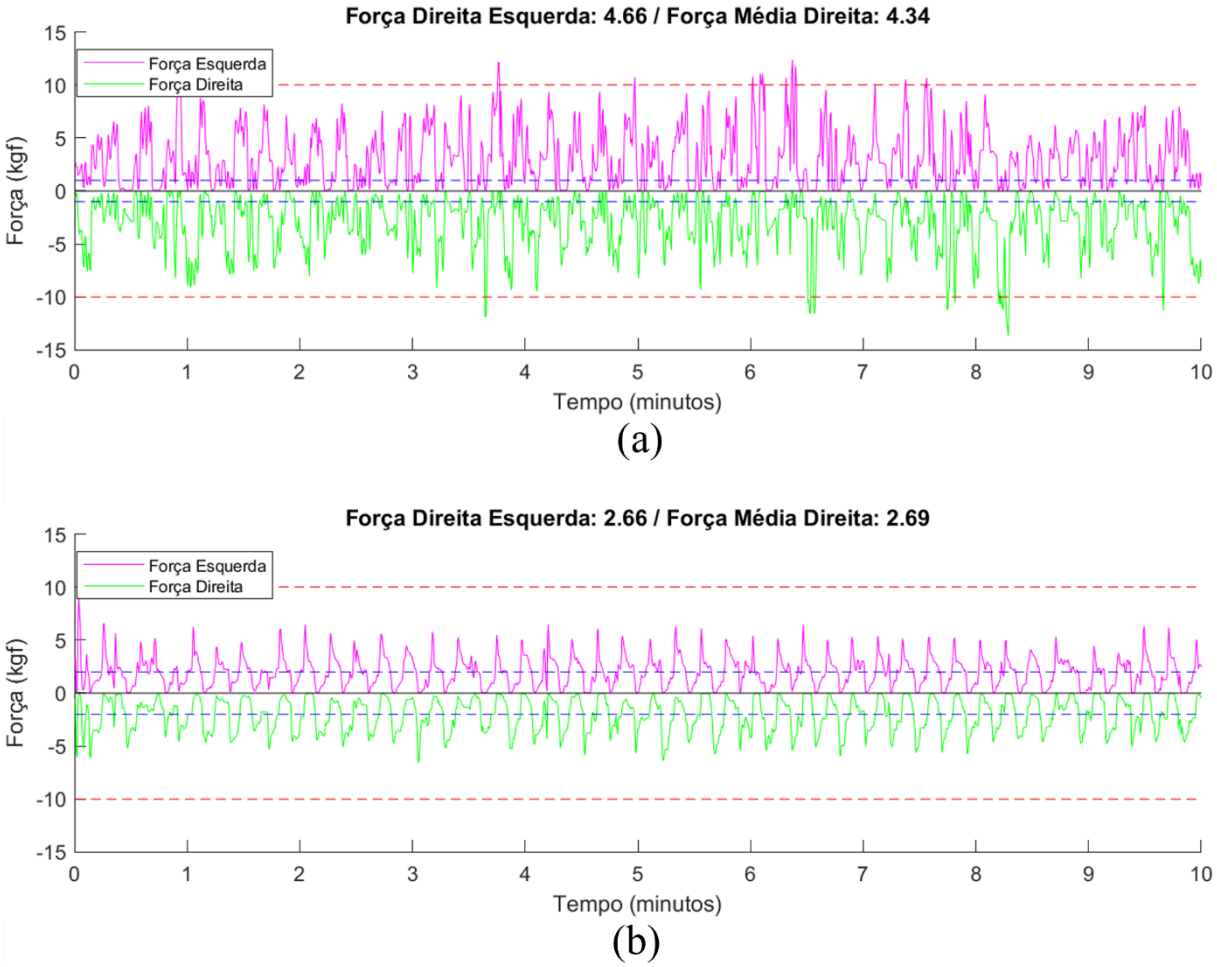


Figura 97 – Exemplo do perfil de força durante os instantes $(a)\ I_1\ e\ (b)\ I_2$ para um paciente com hemiparesia direita (P_1).

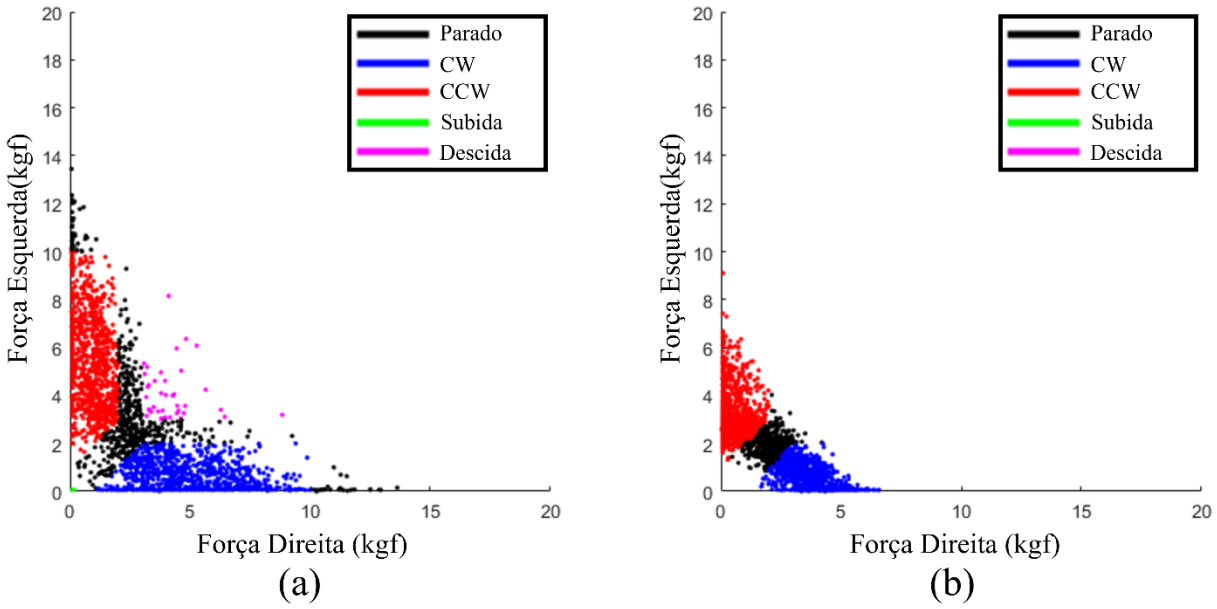


Figura 98 - Exemplo de mapa de força durante os instantes $(a)\ I_1\ e\ (b)\ I_2$ para o paciente P_1.

As evoluções dos parâmetros de força e torque são mostradas na Fig. 99. Na Figura 99 (a) têm-se a força de pico esquerda e direita, $F_{P\,esq}$ e $F_{P\,dir}$ respectivamente, comparadas a média dos participantes saudáveis. A simetria de força δF não sofreu alterações estatisticamente significativas, Fig. 99 (b), apesar dos resultados mostrados anteriormente devido a um dos pacientes (P_3) não ter melhorado neste parâmetro e divergindo dos demais.

Em relação aos parâmetros de torque, Fig. 99 (c), observa-se um aumento dos torques (produtivos) tanto no τ_{MSA} quando no τ_{MSNA} e no τ_{total}, porém, como esperado, o maior progresso foi encontrado para o MSA, sendo estatisticamente significativo ($p < 0{,}05$). Reforçando que o torque não considera apenas a magnitude da força, mas também a direção e momento corretos de aplicação. Desta forma, o aumento de τ_{MSNA} não é considerado ruim, visto que, além de estar relacionado a utilização do MSNA no momento certo solicitado, também pode estar relacionado a diminuição da utilização do MSNA no momento errado (que gera um torque contra produtivo) consequentemente aumentando o torque efetivo.

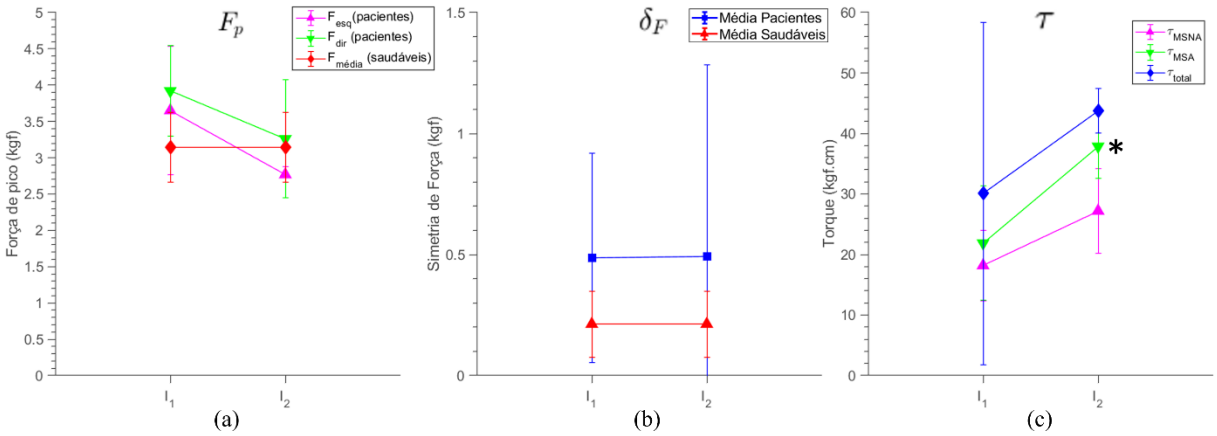


Figura 99 – Evolução nos parâmetros de força e torque: (a) forças de pico F_p, (b) simetria de força δF e (c) torque τ (MSNA, MSA e total).

Assim, de forma resumida pode-se concluir que houve uma melhora nos seguintes parâmetros de desempenho: pontuação, perdas, T_r, T_m, ω_m, N_p, J_n, $\bar{\theta}_{erro}^{RMS}$, τ_{MSA}, τ_{MSNA} e τ_{tol}. Porém, provavelmente devido ao baixo número de participantes, houve melhorias estatisticamente significativas ($p < 0.05$) apenas nos parâmetros de pontuação, T_m, J_n e τ_{MSA}.

Os dados com a evolução de todos os parâmetros de desempenho para os pacientes P_1, P_2 e P_3 são mostrados nas capturas de tela do *software BiEval* nas Figs. 100, 101 e 102 respectivamente.

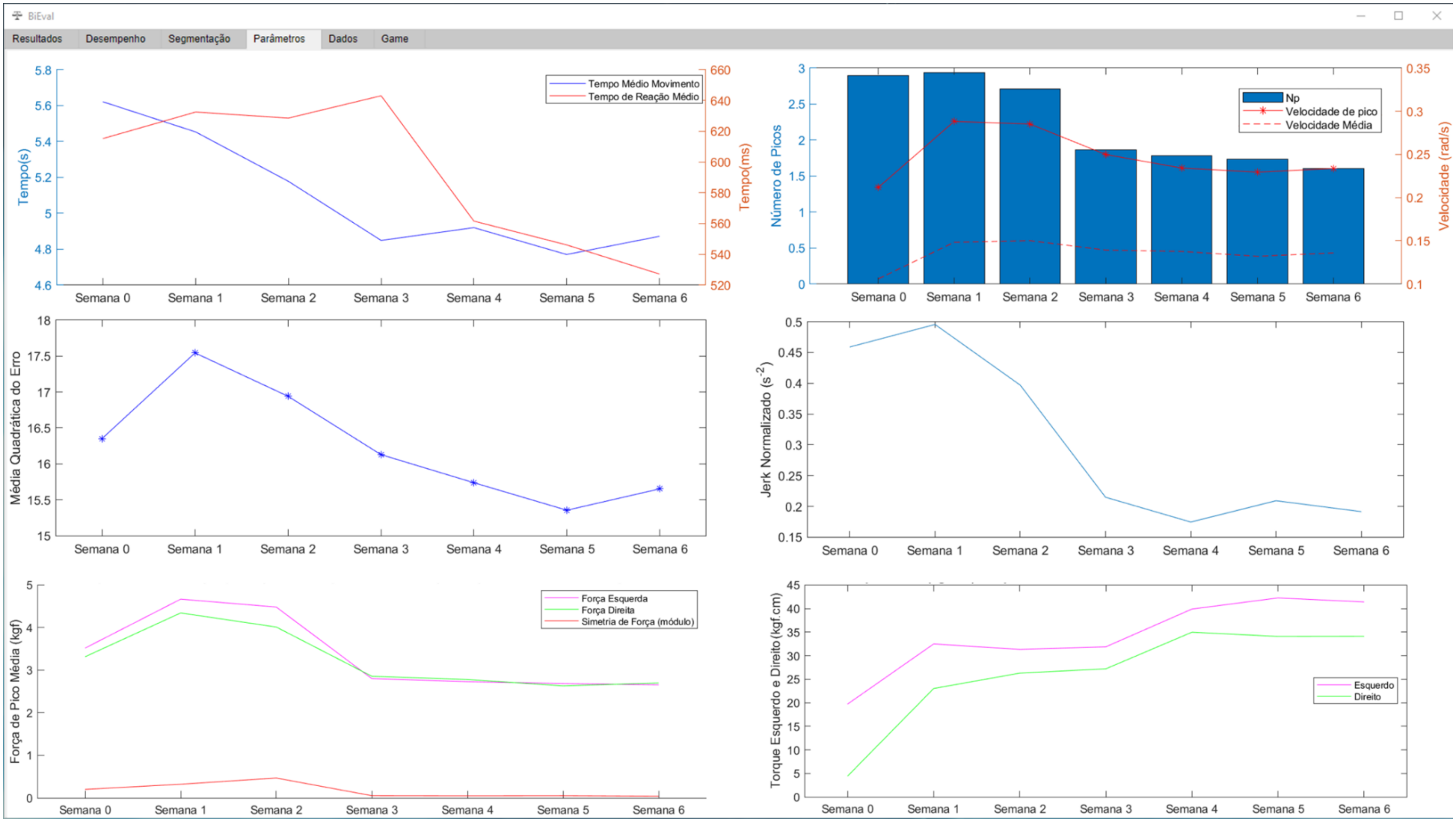


Figura 100 – Evolução dos parâmetros do *software BiEval* para o paciente P_1.



Figura 101 – Evolução dos parâmetros do *software BiEval* para o paciente P_2.

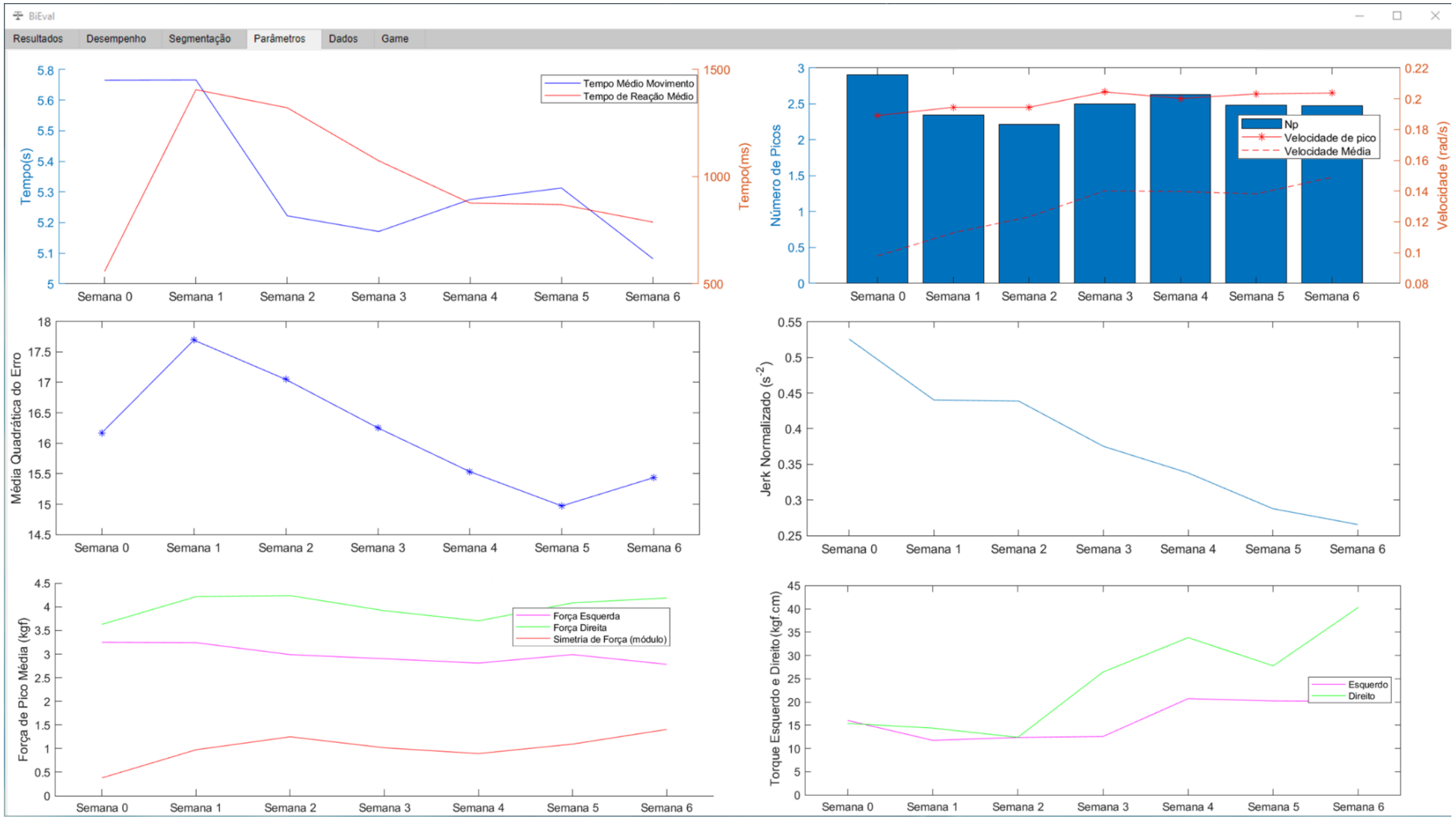


Figura 102 – Evolução dos parâmetros do *software BiEval* para o paciente P_3.

7.3 Resultados dos Testes Clínicos com o *CADS* e Jogo *Color4Memory*

Nesta seção são apresentados os resultados dos testes clínicos utilizando o *CADS* durante a realização de testes de alcance em conjunto com o jogo de memória *Color4Memory*.

7.3.1 Testes com Participantes Saudáveis

Os testes clínicos com os participantes saudáveis foram divididos em 13 testes e/ou sub-testes. Primeiramente, os testes de movimentos padrão (T_1 a T_3) foram realizados com o objetivo de revelar a amplitude de movimento ativa dos membros superiores nos ombros/cotovelos e esterno/lombar com os sensores. Além dos movimentos padrão, os participantes saudáveis realizaram exercícios adicionais para simular movimentos compensatórios comuns em pacientes pós-AVC, como inclinação para frente, torção/rotação do tronco e elevação do ombro (T_4 a T_6). Esses exercícios, embora não idênticos ao realizados por pacientes pós-AVC são interessantes para provocar movimentos compensatórios comuns e tentar entender as sinergias dos membros associadas as deficiências motoras pós-AVC. Os demais testes estão relacionados a movimentos de alcance para agarrar em diferentes alturas. Por fim são apresentados os testes realizados em conjunto com o jogo *Color4Memory* e a prancha de seleção.

O teste inicial (T_0) é um teste onde o participante permanece em repouso com os braços para baixo na vertical, Fig. 103 (a). Este teste é importante para definição do referencial inicial definido com base no vetor da gravidade, e alinhamento dos eixos corporais com os sensores.

No teste T_1 os participantes são solicitados a realizar um movimento similar ao exercício de elevação frontal, flexão-extensão de ombro. A posição inicial é semelhante a posição de repouso com os braços para baixo na vertical, Fig. 103 (a) e a posição final, Fig. 103 (b) com os braços levantados na horizontal (plano sagital) com uma amplitude máxima estimada em 90º.

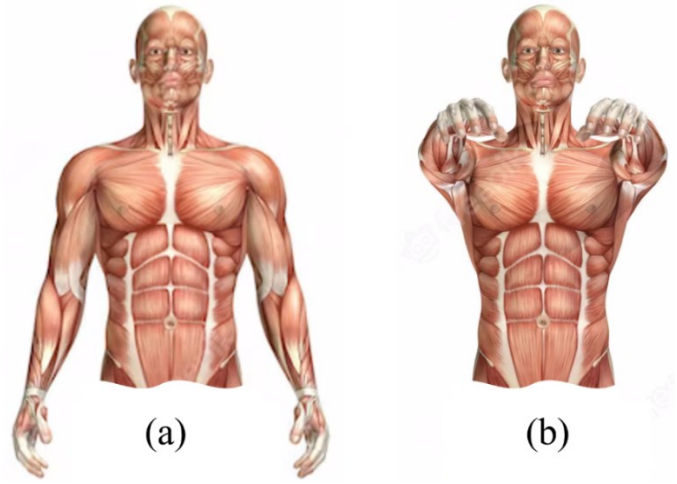


Figura 103 – Esquema mostrando o movimento de elevação frontal realizado no teste T_1: (a) posição inicial e (b) posição final (Adobe Stock, 2023).

No teste T_2 os participantes são solicitados a realizar um movimento similar ao exercício de elevação lateral, abdução-adução de ombro. A posição inicial é semelhante a posição de repouso com os braços para baixo na vertical, Fig. 104 (a) e a posição final, Fig. 104 (b) com os braços levantados na horizontal (plano coronal) com uma amplitude máxima estimada em 90º.

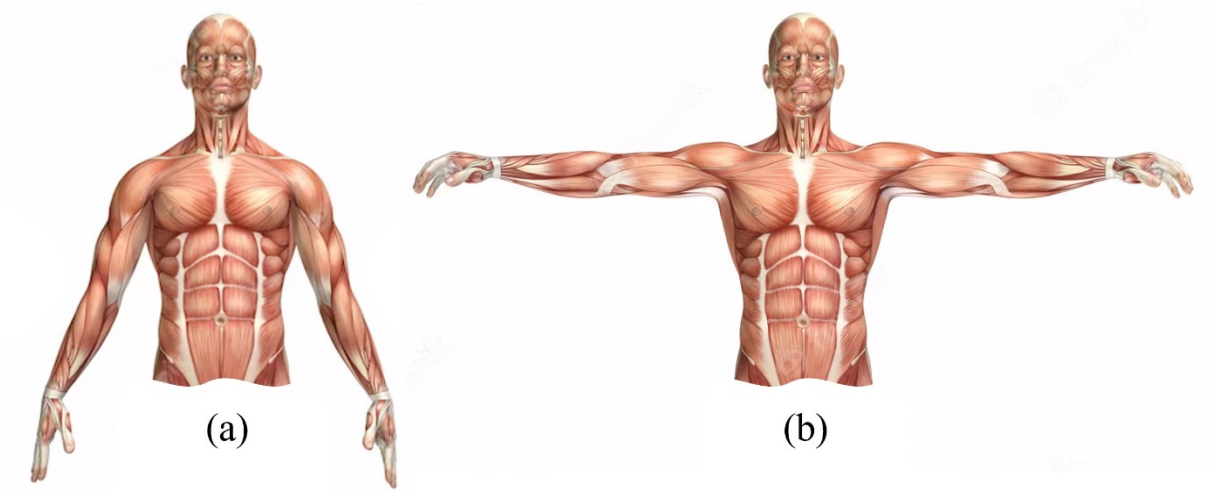


Figura 104 - Esquema mostrando o movimento de elevação lateral realizado no teste T_2: (a) posição inicial e (b) posição final (Adobe Stock, 2023).

No teste T_3 os participantes são solicitados a realizar um movimento similar ao exercício de rotação lateral, abdução-adução horizontal de ombro. A posição inicial é considerada com os braços na horizontal no plano sagital, Fig. 105 (a) e a posição final, Fig. 105 (b) com os braços também na horizontal no plano coronal, com uma amplitude máxima estimada em 90º.

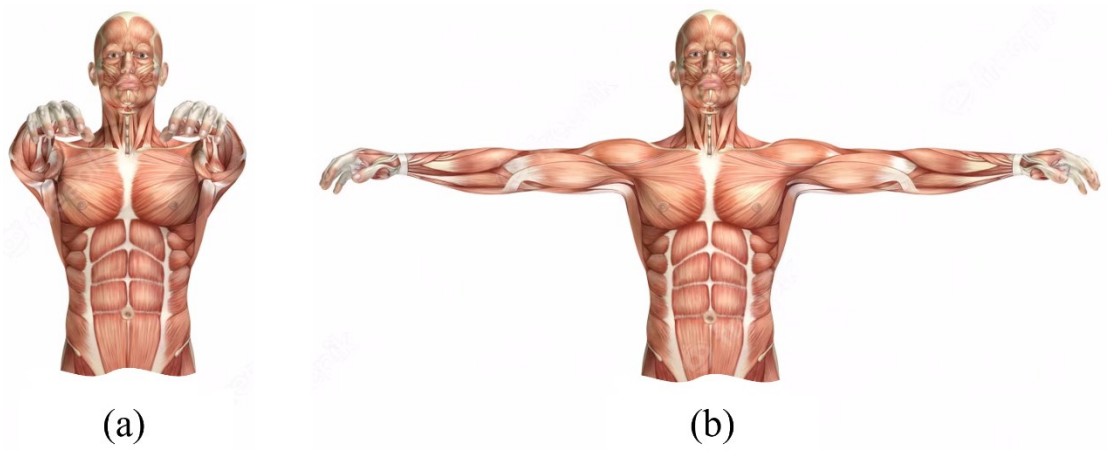


Figura 105 - Esquema mostrando o movimento de rotação lateral realizado no teste T_3: (a) posição inicial e (b) posição final (Adobe Stock, 2023).

No teste T_4 os participantes são solicitados a simular um movimento compensatório de rotação do tronco (torção). A rotação ocorre no eixo longitudinal para ambos os lados do corpo humano, ou seja, no sentido horário, Fig. 106 (a), passando pela posição inicial/central, Fig. 106 (b), e no sentido anti-horário, Fig. 106 (c).

A rotação do tronco envolve uma combinação de movimentos de várias articulações, incluindo a coluna vertebral (articulação vertebral), as articulações costovertebrais (articulações entre as costelas e as vértebras) e as articulações sacroilíacas (articulações entre o sacro e o osso ilíaco). A amplitude da rotação do tronco pode variar dependendo da idade, sexo, nível de atividade física e mobilidade da coluna vertebral de cada indivíduo, mas em média, a amplitude em adultos saudáveis é de aproximadamente de 30 a 45º para cada lado (SCHWARZ et al., 2020).

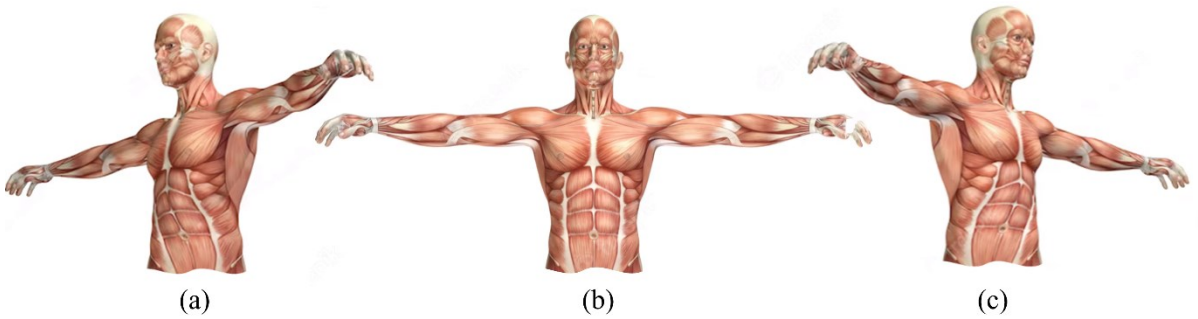


Figura 106 - Esquema mostrando simulação de torção do tronco realizada no teste T_4: (a) rotação horária, (b) posição inicial/central e (c) rotação anti-horária (Adobe Stock, 2023).

É importante notar também que mesmo em participantes saudáveis durante a movimentação dos membros superiores um certo nível de rotação/torção do tronco (pequena

amplitude) pode não ser caracterizada como compensação e pode até mesmo ajudar no movimento, pois pequenas variações podem indicar ajustes posturais normais do tronco durante o movimento.

Valores muito pequenos de rotação nesta articulação podem indicar uma falta de movimento ou ajuste postural insuficiente durante o movimento, o que pode indicar uma restrição na mobilidade da coluna vertebral ou fraqueza muscular. No entanto, valores muito altos de rotação podem indicar uma compensação excessiva da coluna vertebral, o que pode levar a problemas de estabilidade e risco de lesões.

No teste T_5 os participantes são solicitados a simular um movimento compensatório com o ombro. A posição inicial é mostrada na Fig. 107 (a) e a posição final, Fig. 107 (b). Este teste foi dividido em dois sub-testes T_5 (a) e T_5 (b), o primeiro simulando um movimento de compensação com elevação do ombro (eixo longitudinal) e o segundo simulando o movimento de compensação com o ombro para frente (eixo ântero-posterior), respectivamente. Estas compensações ocorrem quando o ombro é incapaz de atingir a posição desejada devido a uma deficiência em outra articulação ou músculo envolvido no movimento do braço.

A compensação de elevação do ombro ocorre na articulação do ombro (ou articulação glenoumeral) e é uma combinação de movimentos de flexão e abdução do ombro. A amplitude de compensação pode variar dependendo do indivíduo e do grau de deficiência, mas geralmente é pequena (cerca de 2 a 4 cm) e pode ocorrer em qualquer direção ou eixo dependendo da limitação presente. É importante notar que esta compensação não é saudável ou funcional, mas uma forma de tentar contornar uma limitação ou deficiência em outra parte do corpo.

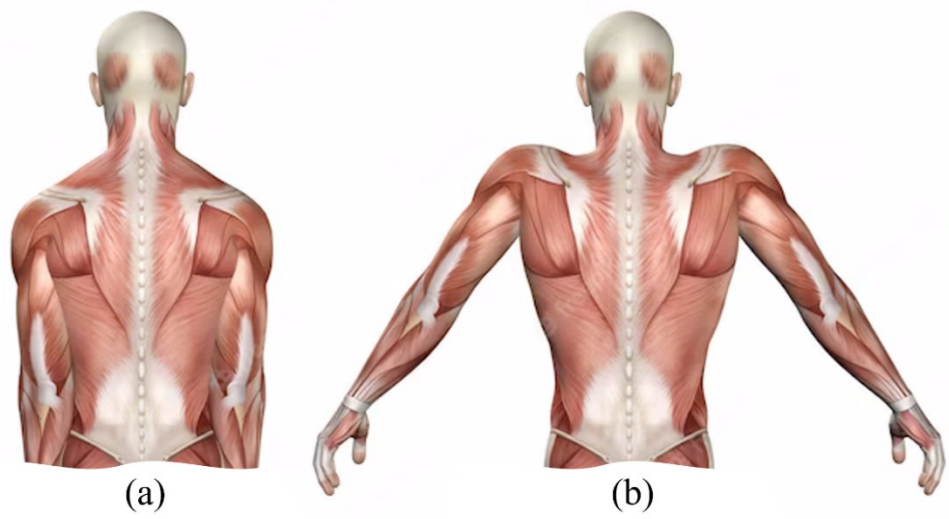


Figura 107 - Esquema mostrando simulação de compensação dos ombros realizada nos testes T_5: (a) posição inicial e (b) posição final (Adobe Stock, 2023).

No teste T_6 os participantes são solicitados a simular um movimento compensatório de inclinação para frente. Este teste foi dividido em dois subtestes T_6 (a) e T_6 (b), simulando respectivamente um movimento de inclinação menos acentuado sem retirar a lombar do encosto e outra mais acentuada com o descolamento da lombar. A posição inicial é mostrada na Fig 108 (a), a posição final para o teste T_6 (a) é mostrada na Fig. 108 (b) e para T_6 (b) na Fig. 108 (c). O movimento do teste T_6 (a) tem uma amplitude máxima estimada menor do que 90º enquanto no teste T_6 (b) esta amplitude pode ser maior que 90º. Porém, é importante ressaltar que a diferenciação primaria entre estes dois sub-testes não está na amplitude de movimentação, e, sim, no fato de haver ou não descolamento da lombar durante a realização do movimento.

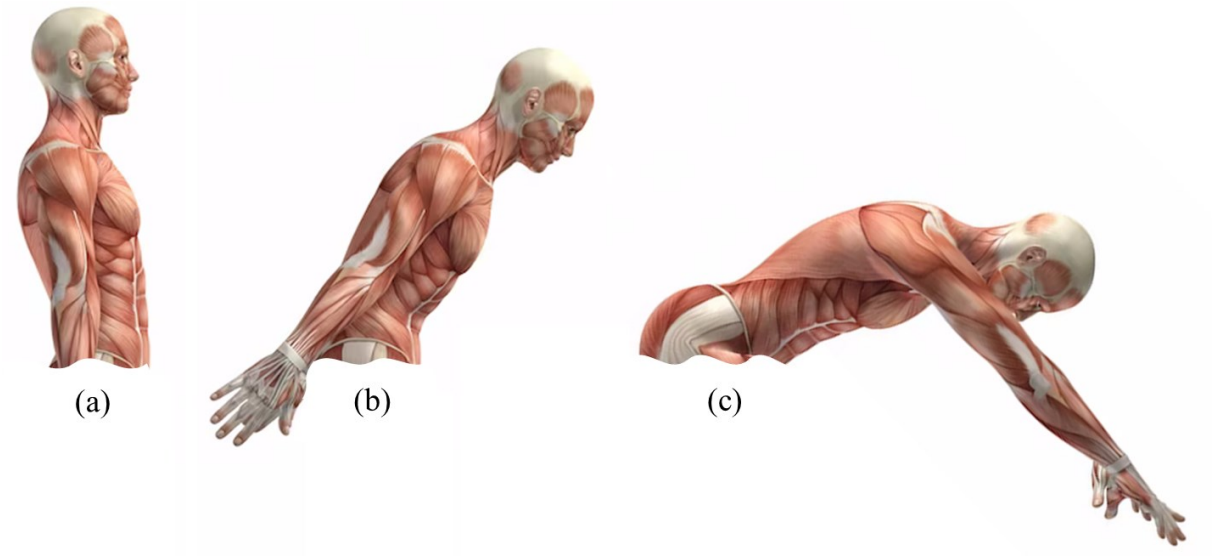


Figura 108 - Esquema mostrando simulação de inclinação para frente realizada nos testes T_6: (a) posição inicial, (b) posição final para os testes T_6 (a) e (c) T_6 (b) (Adobe Stock, 2023).

Os próximos testes estão relacionados a movimentos de alcance para agarrar (*Reach and Grasp*) em diferentes alturas. O teste *Reach and Grasp* (alcançar e agarrar, em português) é um teste de alcance utilizado frequentemente em programas de reabilitação para ajudar a melhorar a função do braço e da mão após uma lesão ou doença. Esse movimento envolve a coordenação de várias articulações dos membros superiores, incluindo o ombro, cotovelo, punho e dedos.

Durante a etapa de *Reach* (alcance), a articulação do ombro é ativada para mover o braço em direção ao objeto a ser agarrado. Em seguida, a articulação do cotovelo é ativada para estender o braço e alcançar o objeto. A articulação do punho e dos dedos são ativadas para permitir a preensão e agarrar o objeto na etapa *Grasp*.

Os testes realizados seguem a movimentação dos testes de alcance tradicionais e foram realizados em duas alturas diferentes: teste de alcance alto (T_A) com uma altura padronizada paralela ao ombro e teste de alcance baixo (T_B) com uma altura padronizada paralela ao joelho do participante na posição sentada.

Por fim foram realizados testes de alcance com o *game Color4Memory* em conjunto com a prancha de seleção. Estes testes foram divididos em 3 etapas, sendo a 1ª realizada com ambos os membros superiores (T_{G_1}), a 2ª etapa apenas com o membro superior dominante (ou MSNA) e a terceira e última etapa apenas com o membro superior não dominante (ou MSA).

A Tabela 13 apresenta um resumo de todos os testes realizados com os participantes saudáveis.

Como destacado na seção 6.7, não serão utilizados todo os sensores e eixos para definir os ângulos descritores e deslocamentos compensatórios, apenas aqueles com maior relevância na caracterização do movimento. Assim na próxima seção serão apresentados os resultados obtidos com os movimentos padrões para definição destes parâmetros.

7.3.1.1 Avaliação do Desempenho dos Participantes Saudáveis com o CADS

Baseado nos resultados da execução dos movimentos padrões pelos participantes saudáveis, foram definidos os ângulos descritores e deslocamentos compensatórios para cada teste. Estes parâmetros foram escolhidos baseado na média válida das amplitudes dos sensores e eixos que tiveram maior ativação durante a movimentação; ângulos descritores com uma amplitude menor que cinco graus não são considerados para análise de compensação e/ou movimentação dos membros superiores que foi definido baseado na validação realizada com o robô industrial (seção 6.5). Os resultados desta análise são apresentados na Tab. 14 onde os ângulos são dados em graus e os deslocamentos em centímetros (estimados).

Tabela 13 – Testes realizados com participantes saudáveis. Exemplo para MSD dominante.

Teste/ Subteste		Exercício	Articulação	Ângulo/ Distância Inicial	Ângulo Final Máximo (Estimado)	Plano Corporal
T0		Repouso	-	0 (repouso na vertical)	0 (repouso na vertical)	-
T1		Elevação frontal	Flexão-extensão de ombro	0 (repouso na vertical)	90° (levantado na horizontal)	Sagital
T2		Elevação lateral	Abdução-adução de ombro	0 (repouso na vertical)	90° (levantado na horizontal)	Coronal
T3		Rotação lateral (horizontal)	Abdução-adução horiz. de ombro	0 (repouso na horiz.)	90° (rotacão na horizontal)	Transversal
T4		Rotação do Tronco (Torção)	Tronco/coluna vertebral	0	45 a 60° (eixo longitudinal)	Transversal
T5	**(a)**	Compensação de elevação do ombro	Articulação do ombro (articulação glenoumeral)	Distância de 2-4 cm		Eixo Longitudinal
	(b)	Compensação com o ombro para frente				Eixo Ântero-post.
T6	**(a)**	Inclinação frontal sem descolamento da lombar	Quadril	0 (repouso na Vertical)	Menor que 90º	Plano Sagital
	(b)	Inclinação frontal com descolamento da lombar			Maior que 90º	
TA		Movimento de Alcance e Agarrar Alto	Combinação de Articulações do Membro Superior	-	-	Todos
TB		Movimento de Alcance e Agarrar Baixo (Inclinação)		-	-	Todos
TG	**(1)**	Movimento de Alcançar e Agarrar, Encaixar e Retornar com ambos MSS	Combinação de articulações de Ambos Membros Superiores	-	-	Todos
	(2)	Movimento de Alcançar e Agarrar, Encaixar e Retornar com o MSD	Combinação de articulações do Membro Superior (Foco no MSD)	-	-	Todos
	(3)	Movimento de Alcançar e Agarrar, Encaixar e Retornar com o MSE	Combinação de articulações do Membro Superior (Foco no MSE)	-	-	Todos

Tabela 14 - Definição dos ângulos descritores e deslocamentos compensatórios para os testes

Teste e Subteste		S_1	S_2	S_3	S_4	S_5	S_6
T_0		-	-	-	-	-	-
T_1		$\uparrow \beta_{1_t} = 12.3047 \pm 1.8179$	$\uparrow \beta_{2_t} = 12.2772 \pm 1.4589$	$\uparrow\uparrow\uparrow \beta_{3_t} = 70.3561 \pm 7.81142$	$\uparrow\uparrow\uparrow \beta_{4_t} = 69.6514 \pm 6.2637$	-	-
T_2		-	-	$\uparrow\uparrow\uparrow \beta_{3_a} = 69.3693 \pm 12.3953$	$\uparrow\uparrow\uparrow \beta_{4_a} = 70.8616 \pm 12.1689$	-	-
T_3		$\uparrow \beta_{1_L} = 14.8648 \pm 4.7275$	$\uparrow \beta_{2_L} = 16.6101 \pm 8.7284$	$\uparrow\uparrow\uparrow \beta_{3_L} = 64.5646 \pm 7.5090$	$\uparrow\uparrow\uparrow \beta_{4_L} = 77.0318 \pm 11.4436$	$\uparrow \beta_{5_L} = 16.8613 \pm 5.7484$	-
T_4		$\uparrow\uparrow \beta_{1_L} = 58.2631 \pm 27.9580$	$\uparrow\uparrow \beta_{2_L} = 56.0760 \pm 27.3881$	$\uparrow \beta_{3_L} = 79.4830 \pm 22.167^{*}$	$\uparrow \beta_{4_L} = 80.3285 \pm 29.3150^{*}$	$\uparrow\uparrow\uparrow \beta_{5_L} = 81.6624 \pm 26.5641^{*2}$	$\uparrow \beta_{6_L} = 60.1601 \pm 24.8424^{*3}$
T_5 [*4]	(a)	$\uparrow\uparrow\uparrow \varepsilon_{1_L} = 2.9177 \pm 0.3275$ $\uparrow\uparrow \beta_{1_a} = 19.3893 \pm 2.2198$	$\uparrow\uparrow\uparrow \varepsilon_{2_L} = 2.8871 \pm 0.4563$ $\uparrow\uparrow \beta_{2_a} = 21.9591 \pm 2.8356$	-	-	-	-
	(b)	$\uparrow\uparrow\uparrow \varepsilon_{1_a} = 4.1848 \pm 0.3713$ $\uparrow \beta_{1_L} = 16.1001 \pm 1.6294^{*5}$	$\uparrow\uparrow\uparrow \varepsilon_{2_a} = 3.9936 \pm 0.5299$ $\uparrow \beta_{2_L} = 14.2489 \pm 2.215^{*5}$	-	-	-	-
T_6	(a)	-	-	-	-	$\uparrow\uparrow\uparrow \beta_{5_t} = 85.4233 \pm 5.1023$ $\uparrow\uparrow\uparrow \varepsilon_{5_a} = 3.5966 \pm 0.7510$	-
	(b)	-	-	-	-	$\uparrow\uparrow\uparrow \beta_{5_t} = 105.5868 \pm 18.8775$ $\uparrow\uparrow\uparrow \varepsilon_{5_a} = 5.3574 \pm 3.1114$	$\uparrow\uparrow\uparrow \beta_{6_t} = 53.8962 \pm 17.5411$ $\uparrow\uparrow\uparrow \varepsilon_{6_a} = 3.8581 \pm 1.5571$
T_A		$\uparrow \beta_{1_L} = 16.5873 \pm 2.5245$	$\uparrow \beta_{2_L} = 13.5423 \pm 5.4357$	$\uparrow \beta_{3_t} = 49.4565 \pm 10.7970$ $\uparrow \beta_{3_a} = 45.0258 \pm 5.3803$	$\uparrow \beta_{4_t} = 48.0246 \pm 12.6839$ $\uparrow \beta_{4_a} = 41.9864 \pm 5.5646$	$\uparrow\uparrow\uparrow \beta_{5_t} = 28,1492 \pm 16,9129$	-
T_B [*6]		-	-	-	-	$\uparrow\uparrow\uparrow \beta_{5_t} = 70.2690 \pm 26.9188$ $\uparrow\uparrow\uparrow \varepsilon_{5_a} = 3.0386 \pm 1.5078$	$\uparrow\uparrow\uparrow \beta_{6_t} = 42.8579 \pm 7.9756$ $\uparrow\uparrow\uparrow \varepsilon_{6_a} = 2.9925 \pm 1.9109$
T_G	(1)	$\uparrow\uparrow \beta_{1_L} = 24.0688 \pm 7.2675$ $\uparrow \beta_{1_a} < 5$	$\uparrow\uparrow \beta_{2_L} = 17.7667 \pm 7.4405$ $\uparrow \beta_{1_a} < 5$	$\uparrow\uparrow\uparrow \beta_{3_t} = 45.8106 \pm 15.7946$ $\uparrow\uparrow \beta_{3_a} = 36.3008 \pm 3.0404$	$\uparrow\uparrow\uparrow \beta_{4_t} = 42.3758 \pm 26.0735$ $\uparrow \beta_{4_a} = 37.1411 \pm 5.5209$	$\uparrow\uparrow \beta_{5_t} = 27,1378 \pm 14,9310$	-
	(2)	$\uparrow\uparrow \beta_{1_L} = 24.2535 \pm 2.7849$ $\uparrow \beta_{1_a} < 5$	-	$\uparrow\uparrow\uparrow \beta_{3_t} = 47.8780 \pm 11.4264$ $\uparrow\uparrow \beta_{3_a} = 34.3395 \pm 3.9233$	-	$\uparrow\uparrow \beta_{5_t} = 28,4493 \pm 13,0464$	-
	(3)	-	$\uparrow\uparrow \beta_{2_L} = 20.5841 \pm 5.1144$ $\uparrow \beta_{2_a} = 6.0316 \pm 1.5102^{*7}$	-	$\uparrow\uparrow\uparrow \beta_{4_t} = 52.4725 \pm 7.9311$ $\uparrow \beta_{4_a} = 37.8514 \pm 3.3874$	$\uparrow\uparrow \beta_{5_t} = 26,7599 \pm 16,3893$	-

[*] β_{3_L} e β_{4_L} têm grande amplitude no teste T_4, porém estão mais relacionados ao movimento de rotação dos braços, que pode ocorrer em conjunto com a rotação do tronco em uma amplitude maior ou menor e, portanto, serão desconsiderados.

[*2] A rotação do tronco no teste T_4 possui o ângulo dobrado, uma vez que representam a soma do movimento no sentido horário e anti-horário.

[*3] A elevada amplitude β_{6_L} para os participantes saudáveis no teste T_4 não se replica para os pacientes pós-AVE, devido ao fato destes terem sido imobilizados.

[*4] É possível que os participantes saudáveis tenham realizado os movimentos de compensação de forma exagerada, acentuando os deslocamentos compensatórios.

[*5] No teste T_5 (b) embora o ângulo descritor β_{1_L} ajude a descrever o movimento de compensação com o ombro junto a ε_{1_a}, não é possível diferenciá-lo do movimento de rotação lateral dos braços em T_3, e, portanto, não será utilizado.

[*6] No teste de alcance baixo T_B só deseja-se obter a diferença na inclinação nos sensores s_5 e S_6, os outros sensores foram desconsiderados.

[*7] No teste com o *game* (T_{G_2}) observa-se que mesmo participantes saudáveis podem apresentar movimentos sutis de compensação, especialmente ao executar o movimento com o lado não dominante como evidenciado por β_{2_a}.

A quantidade de setas (↑↑↑) indica quão importante é o item para descrever o movimento analisado.

A seguir será feita uma discussão sobre a definição dos ângulos descritores e deslocamentos compensatórios e apresentado gráficos com exemplos dos ângulos descritores mais importantes/significantes de alguns participantes.

Analisando os resultados percebe-se que no teste T_1 os ângulos descritores se concentram em torno do eixo transversal como mostrado na Fig. 109 para os descritores do lado direito, β_{1_t} e β_{3_t} (lado esquerdo é simetricamente espelhado). Conforme mostrado na subseção 5.7, nas figuras do *CADS* os picos e vales são representados por triângulos azuis e vermelhos, respectivamente. Não há deslocamentos compensatórios relevantes no movimento isolado puro (realizado por participantes saudáveis).

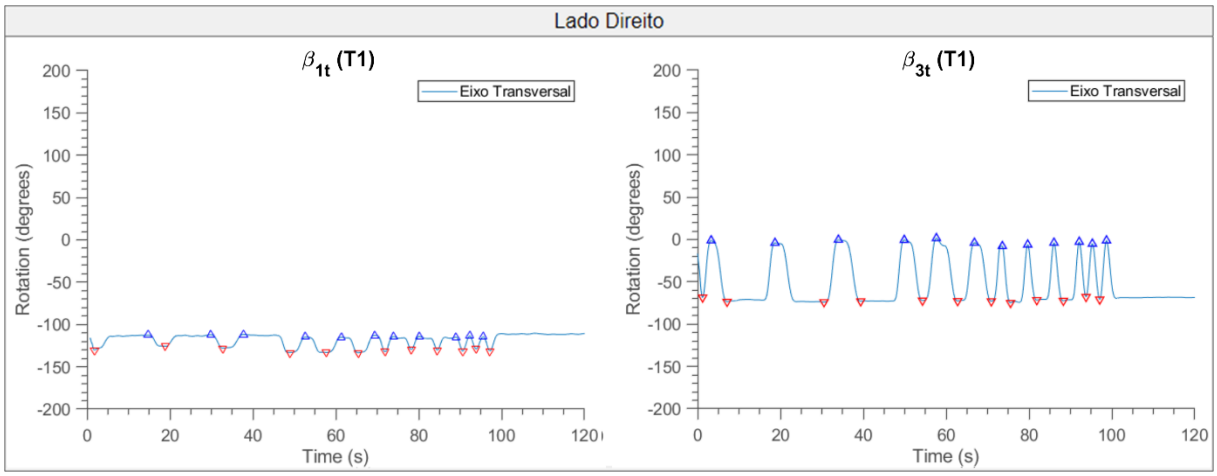


Figura 109 - Ângulos descritores β_{1_t} e β_{3_t} do lado direito do teste T_1.

No teste T_2 os ângulos descritores foram definidos em torno do eixo ântero-posterior utilizando apenas os sensores dos braços (S_3/S_4). A Figura 110, mostra o ângulo descritor para o lado esquerdo β_{4_a}.

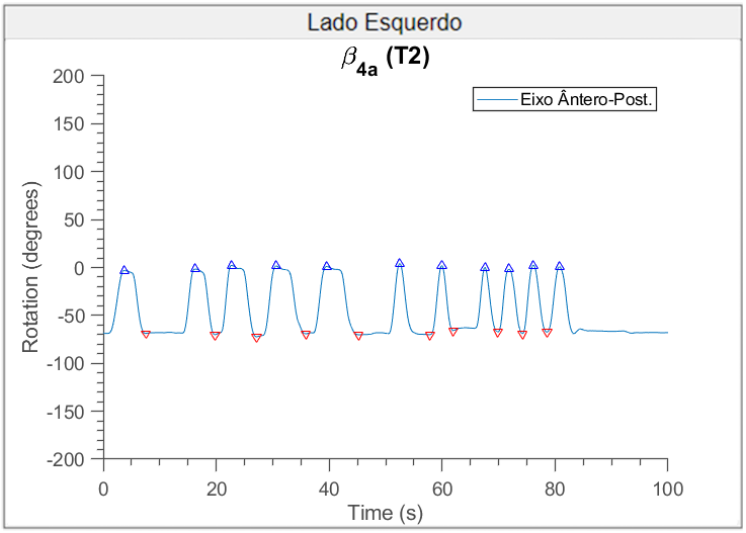
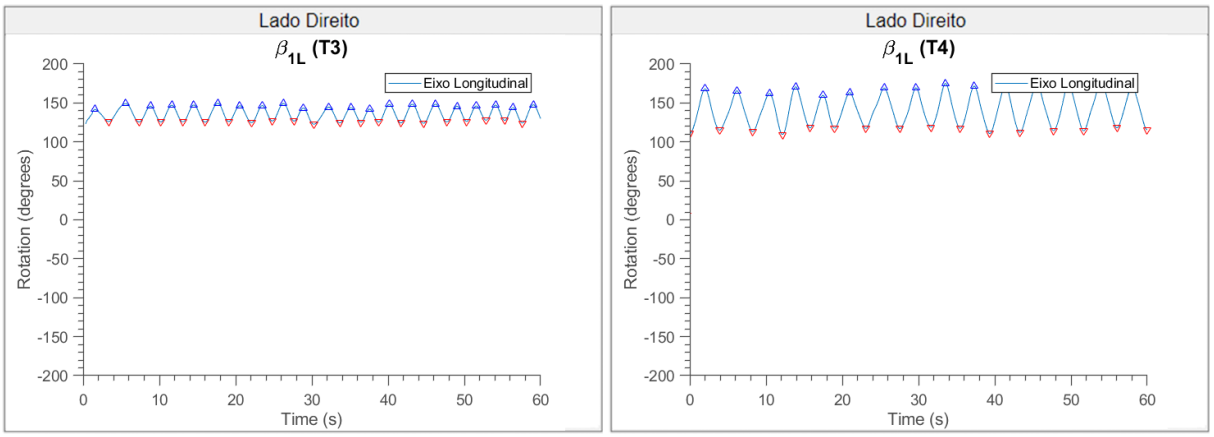


Figura 110 - Ângulo descritor β_{4_a} do lado esquerdo do teste T_2.

No teste T_3 os ângulos descritores se concentram em torno do eixo longitudinal nos sensores do ombro e braço. Todos os descritores no teste T_4 também se concentram no eixo longitudinal, porém, como esperado, estes apresentam uma amplitude bem superior de rotação, principalmente no esterno/tronco, ausentes no teste T_3. A Figura 111 mostra o descritor do lado direito β_{1_L} em (a) no teste T_3 comparado ao teste T_4 em (b), onde é possível observar a diferença de amplitude entre estes testes. A partir desta comparação, pode-se concluir que uma pequena amplitude de rotação em torno do eixo longitudinal é comum e até mesmo saudável durante a movimentação dos braços, porém valores muito elevados indicam a presença de compensação com o tronco por parte dos pacientes e deve ser evitada.



(a) (b)

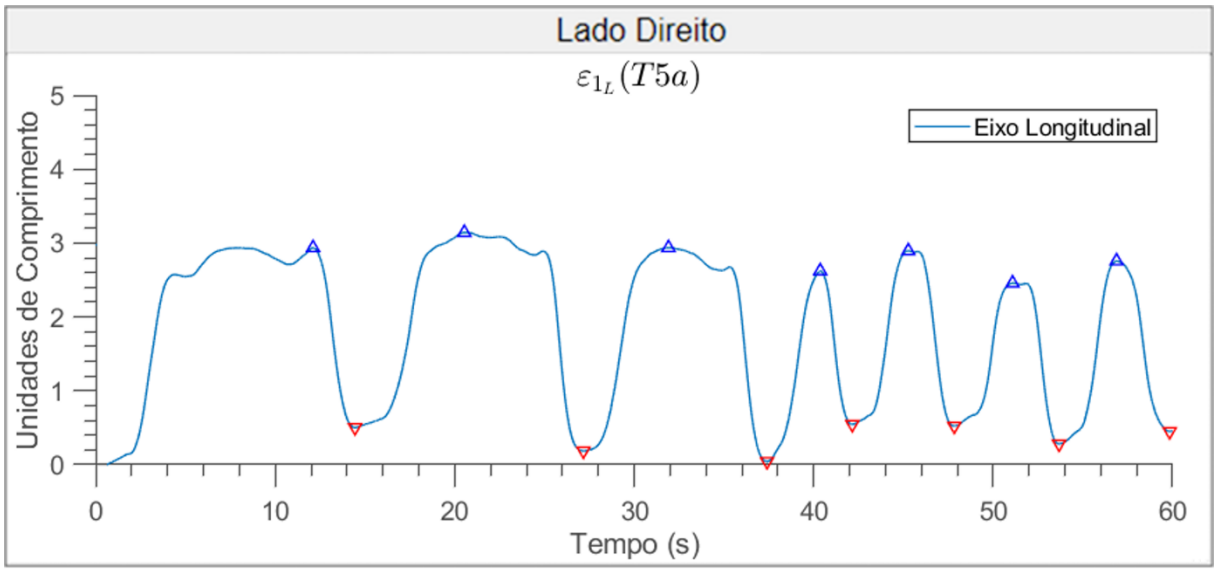
Figura 111 - Ângulo descritor β_{1_L} do lado direito para os testes (a) T_3 e (b) T_4, respectivamente.

Embora os ângulos descritores β_{3_L} e β_{4_L} apresentam uma amplitude elevada no teste T_4, estes ângulos estão mais relacionados ao movimento de rotação dos braços, que pode ocorrer em conjunto com a rotação do tronco em uma amplitude maior ou menor e, portanto, serão desconsiderados para descrever o movimento de rotação do tronco especificamente.

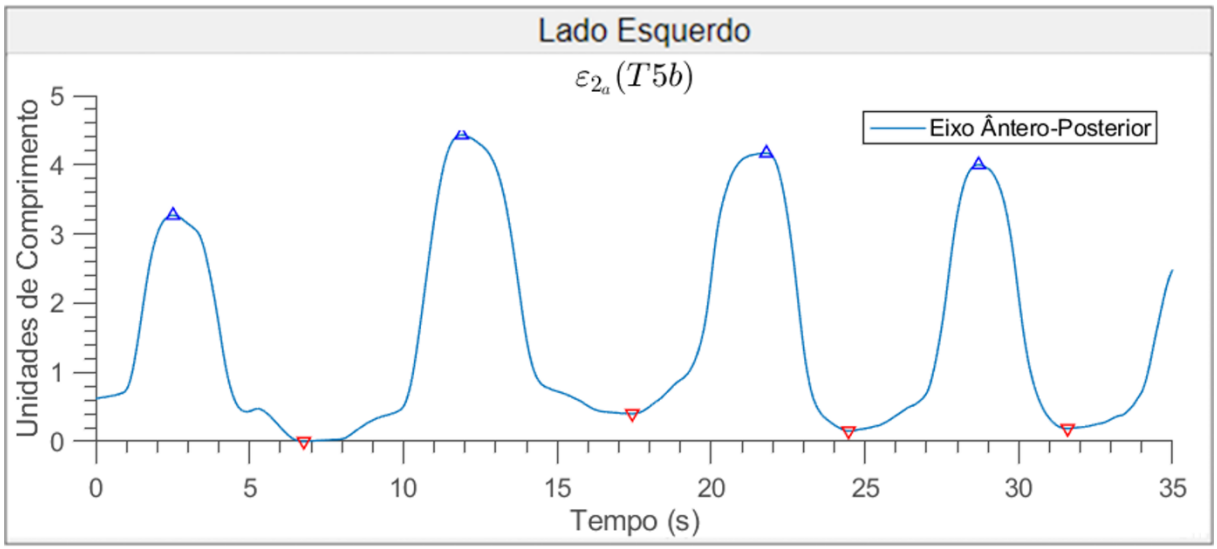
Uma informação relevante é que a rotação do tronco no teste T_4 possui o ângulo dobrado, uma vez que representa a soma do movimento no sentido horário e anti-horário. Além disso, a elevada amplitude atingida em β_{6_L} para os participantes saudáveis no teste T_4 não se replica para os pacientes pós-AVC, devido ao fato destes terem sido imobilizados na lombar durante os testes clínicos.

Como visto, T_5 é um teste para tentar simular a compensação de ombro que ocorre em pacientes pós-AVC, e se divide em dois subtestes: (a) elevação do ombro e (b) inclinação do ombro para frente. No subteste T_5 (a), os deslocamentos compensatórios $\varepsilon_{1_L}/\varepsilon_{2_L}$, se deram na

direção do eixo longitudinal, Fig. 112 (a), com uma amplitude média aproximada de 3 cm (estimado). Enquanto para o subteste T_5 (a) os deslocamentos ($\varepsilon_{1_a}/\varepsilon_{2_a}$) se concentraram na direção do eixo ântero-posterior, Fig. 112 (b) com uma amplitude aproximada de 4 cm (estimado).



(a)



(b)

Figura 112 – Deslocamentos compensatórios dos subtestes de T_5: (a) ε_{1_L} e (b) ε_{2_a} (a).

Adicionalmente, foram verificados ângulos de compensação para ambos os subtestes, $\beta_{1,2_a}$ para T_5 (a) e $\beta_{1,2_L}$ para T_5 (b), em torno do eixo ântero-posterior e longitudinal, respectivamente. Entretanto em T_5 (b), o mesmo descritor também aparece no movimento de rotação dos braços no teste T_3, como visto na Fig. 111 (a). Como as amplitudes são similares nestes dois casos, não é possível distinguir entre uma rotação saudável do ombro durante a

execução de uma rotação horizontal do braço ou uma compensação com inclinação com o ombro para frente gerando confundimento entre estes parâmetros. Assim, optou-se por trabalhar apenas com ângulos descritores únicos e, portanto, os descritores β_{1_L}/β_{2_L} não serão considerados em T_3 e T_5 (b).

Em contrapartida, para T_5 (a) não foram encontrados confundimentos entre $\beta_{1,2_a}$ e os ângulos descritores de outros movimentos e estes poderão ser utilizados para descrever o movimento de compensação de elevação do ombro em conjunto com $\varepsilon_{1,2_L}$. A Figura 113 mostra o ângulo descritor β_{2_a} do lado esquerdo.

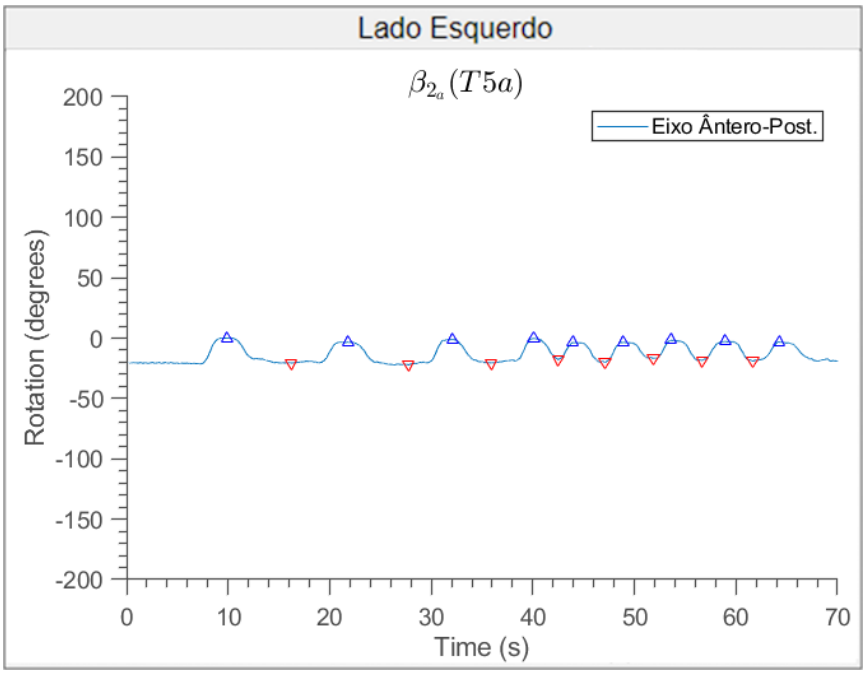


Figura 113 - Ângulo descritor β_{2_a} do lado esquerdo do teste T_5 (a).

Como foi visto, os movimentos de compensação com o ombro possuem deslocamentos com amplitude muito baixa sendo por muitas vezes difícil definir um eixo específico. Assim, pode-se combinar as compensações do ombro isoladas de elevação e inclinação para frente em um único parâmetro proporcional. Este parâmetro de compensação de ombro combinado, ε_c, é calculado pela Eq. (38).

$$\varepsilon_c = \sqrt[n]{\sum_{i=1}^{n} \varepsilon_i^2} \tag{38}$$

O teste T_6 também é um teste para tentar simular uma compensação que ocorre com pacientes pós-AVC, a inclinação frontal do tronco. O teste T_6 foi subdivido em: (a) inclinação frontal sem descolamento e (b) inclinação frontal com descolamento da lombar.

O movimento de inclinação frontal ocorre em torno do eixo transversal, conforme mostrado no ângulo descritor β_{5_t} na Fig. 114 (a). Adicionalmente, um deslocamento compensatório ocorre na direção do eixo ântero-posterior (ε_{5_a}), conforme Fig. 114 (b).

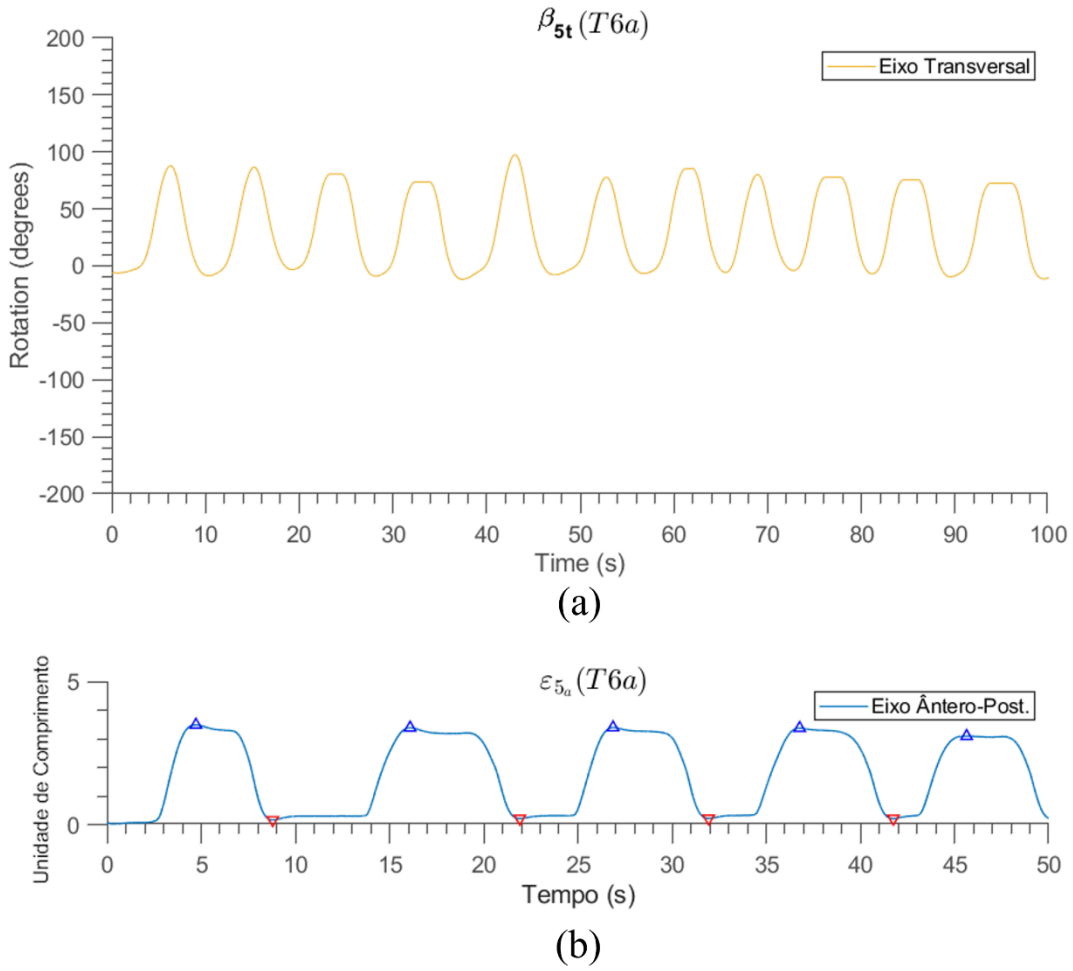


Figura 114 – Teste T_6 (a) mostrando em detalhes: (a) ângulo descritor β_{5_t} e (b) deslocamento compensatório ε_{5_a}.

Como mostrado na Fig. 114, a inclinação é mensurada primariamente pelo sensor S_5 do esterno para ambos subtestes, porém em T_6(b), ao permitir o descolamento da lombar há o acionamento do sensor S_6, além do aumento da amplitude dos parâmetros obtidos pelo sensor S_5 mostrados na Tab. 14. A Figura 115 mostra um comparativo do deslocamento ε_{6_a} medido pelo sensor S_6 sem e com o descolamento da lombar, T_6 (a) e (b) respectivamente.

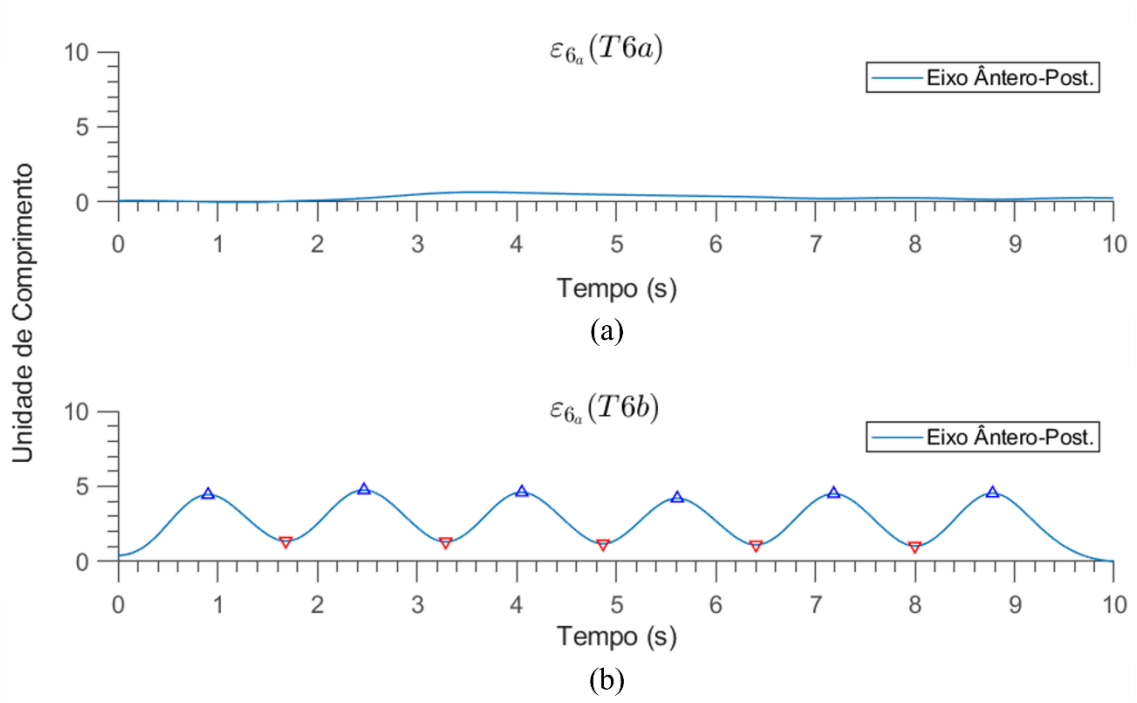
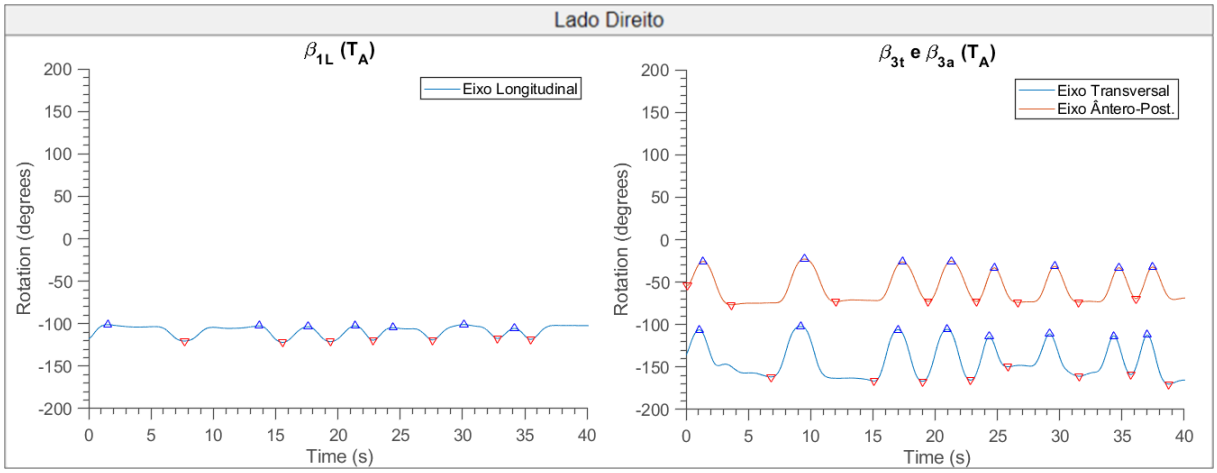


Figura 115 – Deslocamento compensatório ε_{6_a} mensurado no teste T_6: (a) sem descolamento e (b) com descolamento da lombar.

O teste T_6 apresentou movimentos de inclinação com amplitudes bem elevadas, isto acontece pois são simulações de movimentos de compensação executadas por participantes saudáveis, por muitas vezes, de forma exagerada. Este teste foi aplicado apenas para estimar a amplitude máxima de compensação/inclinação em diferentes cenários. Além disso, dificilmente estas amplitudes serão replicadas nos testes com os pacientes pós-AVC, em razão de serem imobilizados na lombar durante os testes clínicos. Os próximos testes trarão amplitudes com maior probabilidade de serem replicadas durante as intervenções.

Nos testes de alcance alto e baixo, T_A e T_B respectivamente, são realizados dois testes *Reach and Grasp* que correspondem a movimentos com amplitudes mais próximas do que serão executados nos testes com o jogo. A Figura 116 mostra os ângulos descritores para o ombro (β_{1_L}) e braço (β_{3_t} e β_{3_a}) direitos para o teste T_A. Como foi visto na Fig. 88, este movimento ocorre por etapas e envolve mais descritores do que a simples inclinação com o tronco sendo que a movimentação com o braço possui um descritor em torno do eixo transversal, β_{3_t}, e outro em torno do eixo ântero-posterior, β_{3_a}.



(a) (b)

Figura 116 - Ângulos descritores do teste T_A: (a) ombro (β_{1_L}) e (b) braço (β_{3_t} e β_{3_a}) direitos.

A inclinação do tronco verificada pelo valor de β_{5_t}, 28.1492±16.9129 graus (mean±std), delimita uma faixa aproximada de 10 a 45 graus para um movimento de alcance saudável quando o objeto é colocado na altura do ombro. Esta altura corresponde aproximadamente à altura de um objeto colocado sobre uma mesa, portanto, o treinamento realizado com esta atividade pode auxiliar os pacientes em múltiplas AVDs que envolvam a manipulação de objetos.

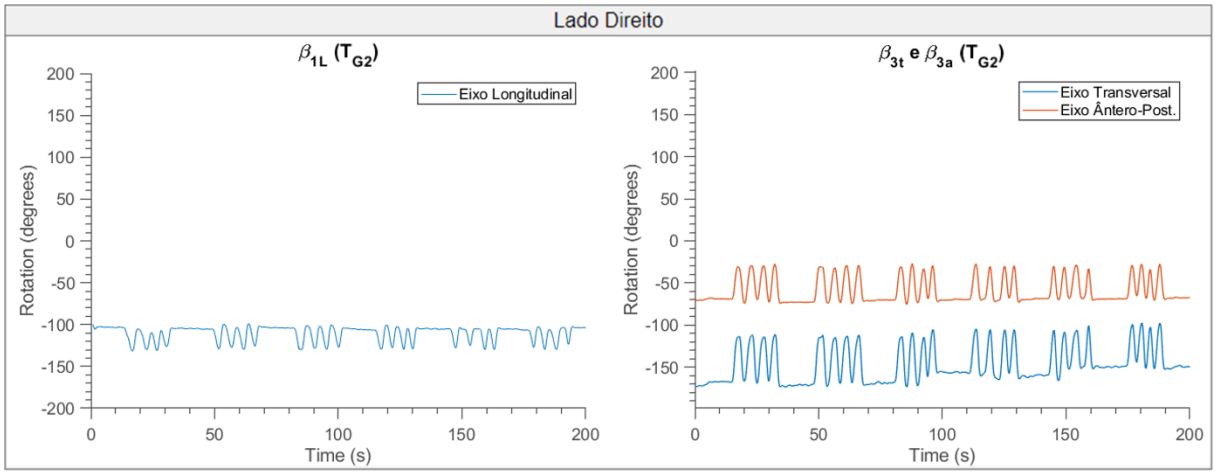
No teste T_B foi verificada a mesma situação que ocorre no teste T_6 (b) onde ao realizar o teste de alcance baixo (objeto na altura do joelho) ocorre o descolamento da lombar e, consequentemente, o acionamento indesejado do sensor S_6, além do aumento da amplitude dos parâmetros obtidos pelo sensor S_5 como mostrado na Tab. 14. Assim, pelo fato deste teste causar confundimento com a compensação de inclinação do tronco, optou-se por realizar apenas testes com o objeto na altura do ombro/mesa durante a sessão com os pacientes pós-AVC.

Nos testes T_G foram realizados os mesmos exercícios do protocolo aplicado aos pacientes pós-AVC. Este teste consiste na adição do jogo *Color4Memory* e da prancha de seleção ao teste de alcance alto anterior T_A e da segmentação do exercício, sendo que o teste T_{G_1} foi realizado com ambos os membros superiores, e os testes T_{G_2} e T_{G_3} foram realizados respectivamente com o membro superior dominante e não dominante (MSNA e MSA para os testes com os pacientes).

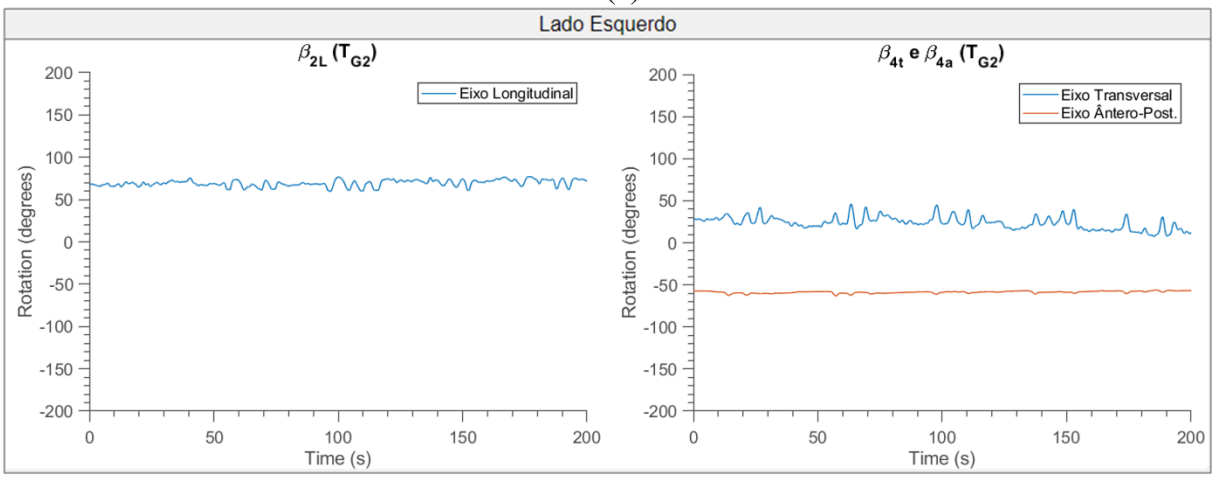
Portanto, apesar destas adições a parte mais abrangente (e de maior amplitude) deste movimento já foi abordada. Assim, os ângulos descritores encontrados em T_G são praticamente os mesmos de T_A. A Figura 117 mostra um exemplo dos ângulos descritores para (a) ombro

(β_{1_L}) e braço (β_{3_t} e β_{3_a}) direitos e (b) ombro (β_{2_L}) e braço (β_{4_t} e β_{4_a}) esquerdos para o teste T_{G_2} para um participante com membro superior dominante direito. Porém, como nos testes T_{G_2} e T_{G_3} é proposta a utilização de apenas um lado do corpo, a atividade do lado oposto não será analisada já que ela pode não estar relacionada ao movimento proposto.

Adicionalmente, pode-se observar que, durante os testes T_G's com o jogo de memória *Color4Memory* as séries se segmentam em quatro repetições, seguida por um repouso. Isso ocorre, devido a quantidade de peças neste jogo, no qual após o paciente memorizar as peças ele precisa buscar e encaixar quatro peças na prancha de seleção. Em seguida, será mostrada a ordem das novas peças por um período de 10 segundos, no qual o paciente deve memorizar e, em sequência, reproduzir a próxima série de 4 repetições.



(a)



(b)

Figura 117 – Ângulos descritores para o teste T_{G_2} para: (a) ombro (β_{1_L}) e braço (β_{3_t} e β_{3_a}) direitos; (b) ombro (β_{2_L}) e braço (β_{4_t} e β_{4_a}) esquerdos.

Comparando os resultados obtidos no teste T_{G_2} com T_{G_3} para um ângulo descritor em específico ($\beta_{3,4_a}$), observa-se que, como esperado, no teste T_{G_2} houve uma maior ativação do

lado direito, Fig. 118 (a), do que no lado esquerdo (b), enquanto no teste T_{G_3} ocorreu o inverso e a ativação do lado esquerdo, Fig. 118 (d), foi maior que do lado direito.

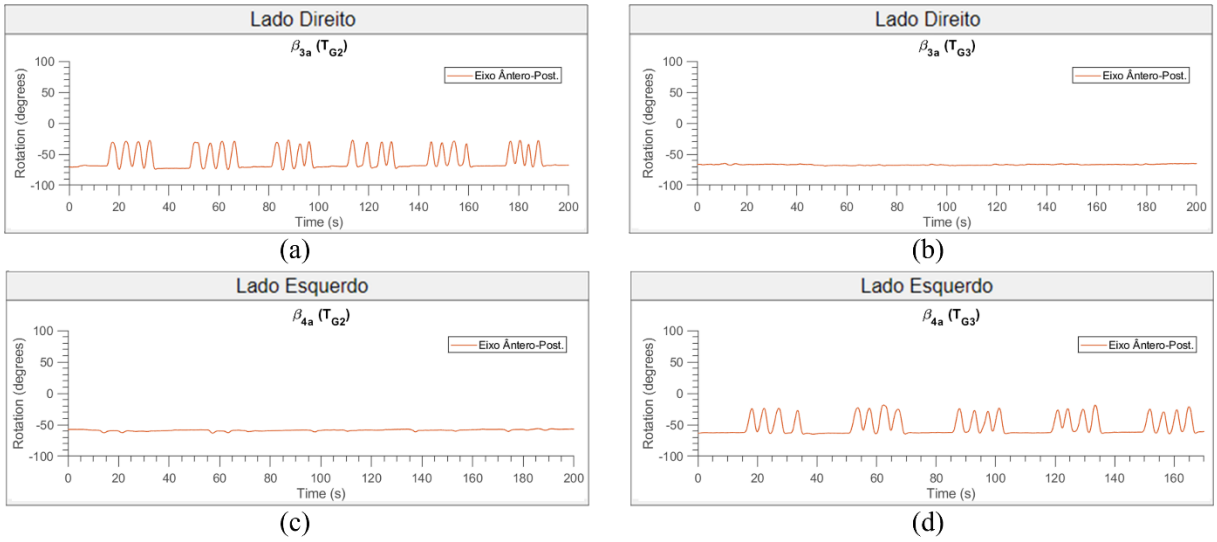


Figura 118 – Comparação do ângulo descritor $\beta_{3,4_a}$ entre os testes T_{G_2} e T_{G_3} para o lado direito (a) e (b); e esquerdo (c) e (d), ambos para o eixo ântero-posterior.

É importante notar também que, embora balanceados, os movimentos realizados pelos participantes saudáveis não são completamente simétricos, o que pode ser reforçado pelos valores médios encontrados na Tab. 14 para os testes T_G.

Além disso, ao realizar o movimento exclusivamente com o braço não dominante (T_{G_3}) observou-se um sutil movimento de compensação com o ombro esquerdo em β_{2_a}, Fig. 119, compensação caracterizada pela elevação de ombro. Este descritor tem uma amplitude pequena. (aproximadamente 6 graus) e não representa uma deficiência nestes participantes, apenas confirma a presença de movimentos de compensação quando o movimento é executado pelo lado menos utilizado/não dominante de forma análoga à dificuldade que os pacientes apresentam ao executar movimentos com o braço afetado em consequência da lesão e, como agravante, da diminuição da frequência de utilização a médio-longo prazo (não-uso aprendido).

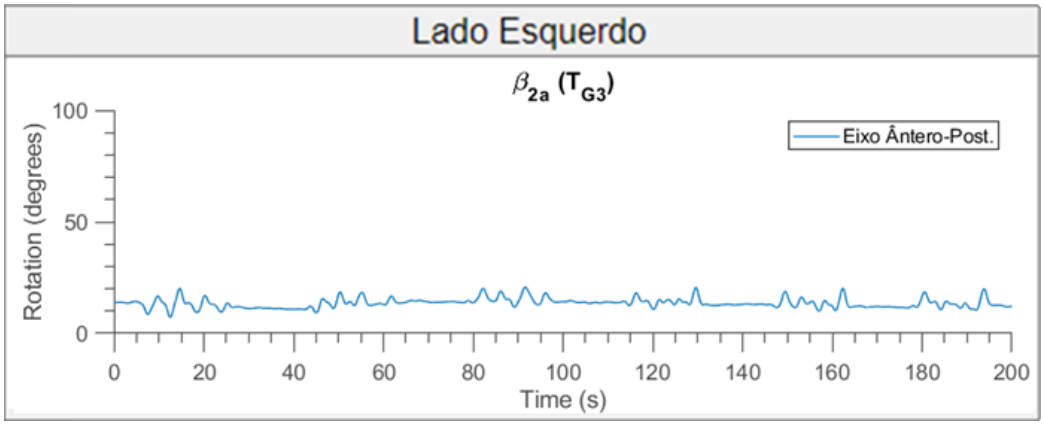


Figura 119 – Ângulo descritor β_{2_a} demostrando sutil compensação de elevação de ombro realizada por um participante saudável quando utilizando o braço não dominante no T_{G_3}.

Com base na análise de todos os ângulos descritores e deslocamentos compensatórios encontrados nos testes realizados com os participantes saudáveis, algumas conclusões gerais podem ser tiradas para utilização como referência nos testes dos pacientes pós-AVC.

Primeiramente, observou-se que para os sensores dos ombros (S_1 e S_2) pequenas amplitudes nos ângulos descritores β_{1_t}/β_{2_t} são normais, inclusive importantes para indicar a movimentação com os braços em diferentes situações propostas. Da mesma forma, amplitudes pequenas e/ou moderadas para os descritores β_{1_L}/β_{2_L} são previstas durante a correta movimentação desde que não associadas a um deslocamento compensatório do tipo encontrado em $\varepsilon_{1_a}/\varepsilon_{2_a}$, que indicam compensação com o ombro para frente. Entretanto, maiores amplitudes nestes descritores indicam compensações como a rotação/torção do tronco e não são desejados. Os ângulos descritores β_{1_a}/β_{2_a} indicam compensação de elevação com o ombro e mesmo pequenas amplitudes são indesejadas, principalmente quando acompanhados dos deslocamentos compensatórios em $\varepsilon_{1_L}/\varepsilon_{2_L}$.

Para os sensores dos braços (S_3 e S_4) foram observados que todos os ângulos descritores encontrados nos exercícios realizados (β_{3_t}/β_{4_t}, β_{3_L}/β_{4_L} e β_{3_a}/β_{4_a}) estão intrinsicamente vinculados aos movimentos em si, e não às compensações. Para os movimentos de alcance propostos, com ou sem combinação com o *game*, foi verificado que os descritores β_{3_t}/β_{4_t} e β_{3_a}/β_{4_a} foram mais relevantes, inclusive realçando o lado mais utilizado. Não foram empregadas análises de deslocamentos compensatórios nestes sensores, pois o braço está em constante movimento e, portanto, os deslocamentos são comuns e esperados.

Por fim, para os sensores do esterno/lombar (S_5 e S_6), foi verificado que pequenas amplitudes do ângulo descritor β_{5_L} podem estar relacionadas a movimentos do braço, como a rotação horizontal, porém amplitudes maiores, geralmente, estão associadas ao movimento de rotação/torção do tronco, principalmente quando associadas ao descritor β_{6_L}, que indica uma compensação expressiva. De forma similar, amplitudes pequenas e/ou moderadas do descritor β_{5_t} estão vinculadas ao movimento de alcance sem compensação, enquanto valores maiores indicam compensação de inclinação frontal, principalmente se associada a β_{6_t} e/ou aos deslocamentos compensatórios $\varepsilon_{5_a}/\varepsilon_{6_a}$.

Assim, ao fazer uma previsão dos resultados esperados em termos de ângulos descritores e deslocamentos compensatórios é importante lembrar que a reabilitação pós-AVC tem como objetivo principal restaurar a funcionalidade e diminuir as limitações físicas, portanto, os desfechos serão dependentes das metas individuais e déficits de cada paciente. Entretanto, alguns resultados generalizados que podem ser esperados incluem:

- Aumento da amplitude de movimento dos ombros e braços durante o movimento de alcance, interpretado pelo aumento dos ângulos descritores não associados a compensações;
- Diminuição das compensações medida pelos deslocamentos compensatórios nos sensores posicionados sobre os ombros, indicando uma melhoria na estabilidade dos ombros.
- Diminuição dos desvios posturais na lombar e esterno, levando a uma melhora do equilíbrio e da postura geral, interpretado pela diminuição de deslocamentos compensatórios e infrequência de amplitudes muito elevadas.
- Melhora da coordenação motora fina e grossa dos membros superiores, o que pode ser medido por uma diminuição na frequência de deslocamentos exagerados nos ombros e braços e na pontuação no jogo, já que este exige o encaixe de peças na prancha.

7.3.1.2 Avaliação da Memória dos Participantes Saudáveis no Jogo Color4Memory

Nesta subseção são apresentados os resultados da avaliação cognitiva (memória) durante os testes realizados com o grupo de participantes saudáveis.

Estes participantes foram submetidos a uma sessão completa do jogo de memória *Color4Memory* sendo divididos em exercícios com o MSD, MSND e ambos os MSS conforme descrito na subseção 7.1.1 (*terceiro protocolo*).

Primeiramente, analisou-se a distância de alcance medida pelo TAF ao executar os exercícios durante o jogo. A máxima distância alcançada pelos participantes saudáveis variou de 35 a 60 cm (média de 45,5 ± 7,6 cm) conforme evidenciado no *boxplot* da Fig 120.

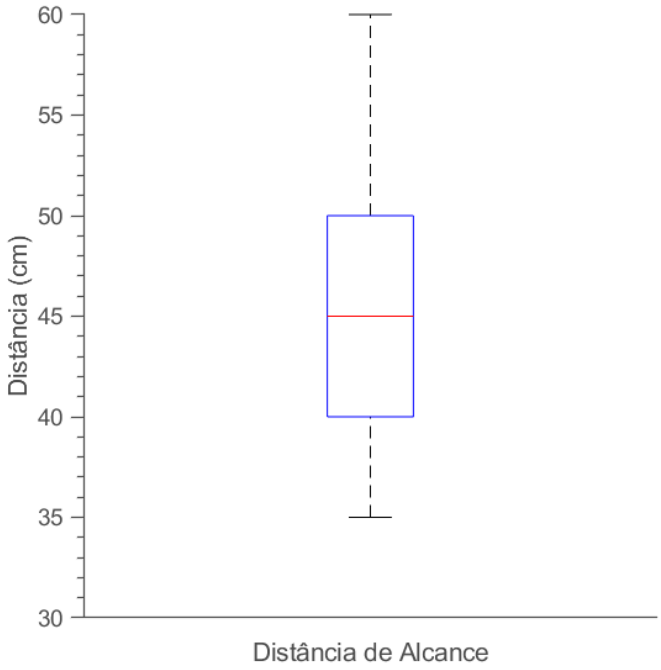


Figura 120 – Diagrama de caixas (*boxplot*) da máxima distância alcançada pelos participantes saudáveis durantes o TAF com o jogo *Color4Memory*.

O tempo médio requerido pelos participantes para conclusão de cada nível, Fig. 121 (a), variou de 30,95 a 44,30 segundos (média de 35,74 ± 4,03 segundos). Ao segmentar as sessões por lado do corpo, notou-se uma diferença no tempo médio gasto conforme mostrado na Fig. 121 (b). Assim, foi observada uma tendência de queda no tempo dedicado em cada nível ao utilizar respectivamente o MSND, MSD e ambos MSS. Porém, esta diferença é pequena e não foi significativa estatisticamente.

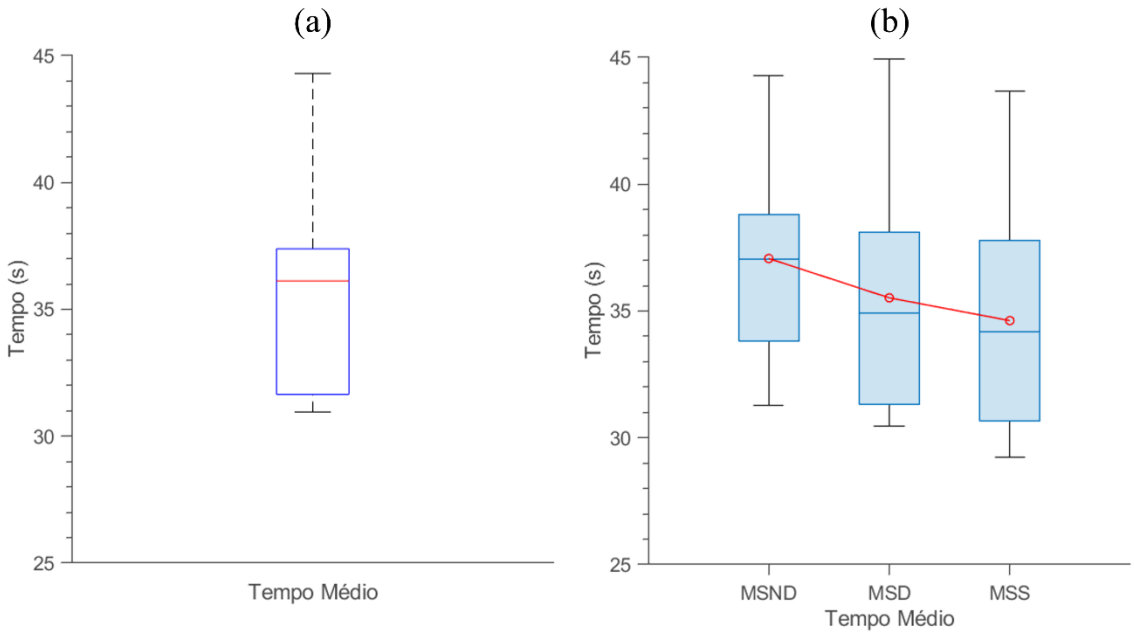


Figura 121 – *Boxplot* do tempo gasto por nível durante o jogo *Color4Memory*: (a) tempo médio dos participantes saudáveis; (b) tempo médio segmentado por lado dominante.

O desempenho geral dos participantes relacionadas as pontuações do jogo *Color4Memory* é mostrada na Fig. 122. Todos os participantes executaram 16 níveis do jogo com cada lado, sendo que em média os mesmos acertaram a ordem/cor de todas as formas geométricas em 15±1 níveis, Fig. 122 (a), o que corresponde a uma taxa de acertos de 94,2±7,1%, Fig. 122 (b). Por fim, a pontuação ponderada é mostrada na Fig. 122 (c), onde foi verificado uma pontuação variando de 740 a 1000 pontos (pontuação máxima); a média foi de 930±88 pontos.

Todos os resultados da avaliação cognitiva (memória) dos participantes saudáveis durante o jogo *Color4Memory* são mostrados na Tab. 15 de forma condensada. Assim como visto para os outros parâmetros, estes resultados servem apenas como estimativa para a linha de base dos participantes saudáveis, sendo mais relevante analisar a evolução interna de cada paciente ao longo do protocolo, observando as variações nos parâmetros de desempenho entre a primeira e a última sessão.

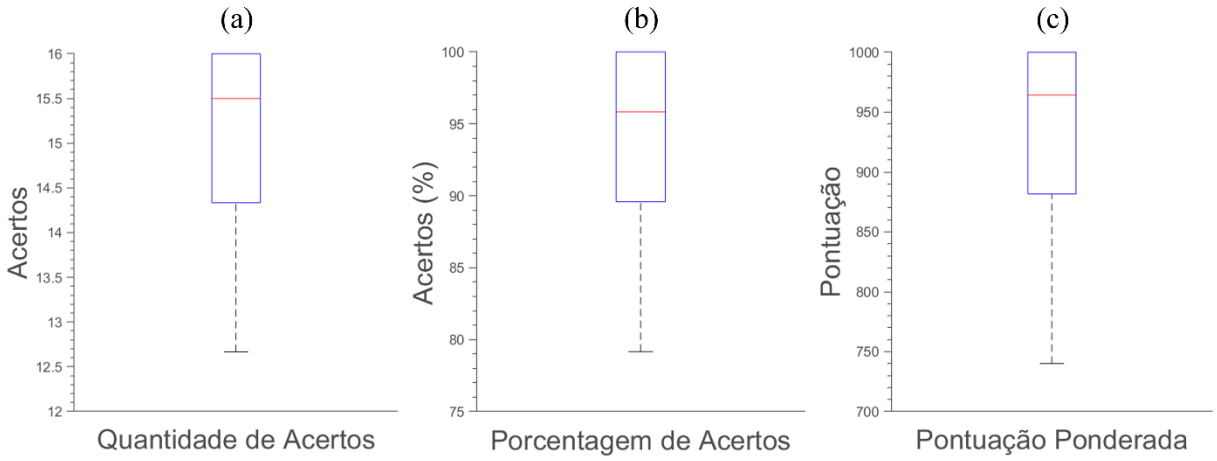


Figura 122 - *Boxplot* de desempenho dos participantes saudáveis no jogo *Color4Memory*: (a) quantidade de acertos, (b) porcentagem de acertos e (c) pontuação ponderada.

Tabela 15 - Resumo dos resultados dos participantes saudáveis no jogo *Color4Memory*.

	Participantes Saudáveis										
Parâmetro de Desempenho	**H1**	**H2**	**H3**	**H4**	**H5**	**H6**	**H7**	**H8**	**H9**	**H10**	**Média ± DP**
Distância Alcance (cm)	40	45	60	45	40	50	35	55	45	40	45,5 ± 7,6
Tempo Médio (s)	30,95	34,57	44,30	31,18	37,39	38,28	31,64	36,47	35,77	36,82	35,74 ± 4,03
Quantidade de Acertos*	16,0	16,0	12,7	15,7	13,7	14,3	15,3	15,3	15,7	16,0	15,0 ± 1,0
Acertos (%)	100,0	100,0	79,2	97,9	85,4	89,6	95,8	95,8	97,9	100,0	94,2 ± 7,1
Pontuação Ponderada	1000	1000	740	977	820	882	973	952	955	1000	930 ± 88

*Os participantes executaram 16 níveis do jogo *Color4Memory* com cada lado.

7.3.2 Testes com Pacientes Pós-AVC

Nesta seção são apresentados os resultados dos testes clínicos realizados com o segundo grupo de pacientes pós-AVC com o *CADS* e o *game Color4Memory* utilizando a última etapa do segundo protocolo descrito anteriormente na subseção 7.1.2: 15 minutos de exercícios de alcance com os membros superiores utilizando o sistema *CADS* e o jogo de memória *Color4Memory*, sendo divididos em 5 minutos com ambos os membros superiores (T_{G_1}), 5 minutos com o MSNA (T_{G_2}) e 5 minutos com o MSA (T_{G_3}).

A avaliação do efeito deste protocolo foi realizada comparando os ângulos descritores e deslocamentos compensatórios fornecidos pelo *CADS* antes e após a intervenção, ou seja, na primeira (instante I_1) e na última (I_2) sessão de reabilitação. Esta comparação também foi realizada para os resultados vinculados ao *Color4Memory* como máxima distância de alcance

durante o jogo (medido pelo TAF), nível máximo alcançado, tempo gasto em cada nível, pontuação, entre outros.

7.3.2.1 Avaliação do Desempenho e Progresso dos Pacientes Pós-AVC com o CADS

Participante 1 ($\mathbf{P_1}$): A evolução dos ângulos descritores e deslocamentos compensatórios entre os instantes I_1 e I_2 foram sintetizadas na Tab. 16 para o participante 1 (P_1), paciente com o membro superior direito afetado em decorrência do AVC.

Analisando os resultados obtidos para o teste T_{G_1} (teste com ambos os membros superiores) observa-se um aumento nos descritores β_{1_L}, β_{3_t} e β_{3_a} que são os ângulos descritores relacionados ao lado direito/afetado e uma estabilidade ou diminuição nos descritores do lado esquerdo (β_{2_L}, β_{4_t} e β_{4_a}) indicando que durante a etapa bimanual do teste de alcance o participante passou a utilizar mais o MSA para realizar o movimento. Enquanto no teste utilizando o MSNA (T_{G_2}) não houve alterações significativas nos descritores laterais. De forma similar ao teste T_{G_1}, durante o teste utilizando apenas o MAS (T_{G_3}), houve um aumento significativo dos parâmetros β_{1_L}, β_{3_t} e β_{3_a}.

Em ambos os testes utilizando o MSA, T_{G_1} e T_{G_3}, observou-se respectivamente um aumento e diminuição (não significativos) no descritor β_{2_a} que aponta compensação com o ombro. Acredita-se que que ao utilizar mais o MSA é normal que estas compensações apareçam de forma mais acentuada no movimento, embora neste caso não houve alterações significativas.

Tabela 16 – Evolução dos ângulos descritores e deslocamentos compensatórios para paciente P_1.

Ângulos Descritores (Paciente P_1)

Subteste / Sensor		S_1	S_2	S_3	S_4	S_5	S_6
T_{G_1}	I_1	$\beta_{1_L} = 13{,}47241 \pm 3{,}52431$ $\beta_{1_a} = 7{,}31031 \pm 1{,}44441$	$\beta_{2_L} = 10{,}4262 \pm 2{,}7267$	$\beta_{3_t} = 9{,}4083 \pm 3{,}023$ $\beta_{3_a} = 6{,}6908 \pm 1{,}3287$	$\beta_{4_t} = 27{,}6375 \pm 14{,}5865$ $\beta_{4_a} = 24{,}9568 \pm 10{,}2302$	$B_{5_t} = 16{,}9346 \pm 7{,}4676$	-
	I_2	$\beta_{1_L} = 18{,}92061 \pm 9{,}2062$ $\beta_{1_a} = 7{,}57531 \pm 1{,}251$	$\beta_{2_L} = 10{,}8944 \pm 3{,}8564$	$\beta_{3_t} = 23{,}5375 \pm 14{,}0329$ $\beta_{3_a} = 22{,}5687 \pm 11{,}2448$	$\beta_{4_t} = 23{,}5352 \pm 14{,}0682$ $\beta_{4_a} = 20{,}3304 \pm 7{,}9155$	$B_{5_t} = 28{,}1949 \pm 16{,}5195$	-
T_{G_2}	I_1	-	$\beta_{2_L} = 10{,}2852 \pm 3{,}6347$	-	$\beta_{4_t} = 23{,}3143 \pm 15{,}4148$ $\beta_{4_a} = 27{,}7033 \pm 8{,}1603$	$B_{5_t} = 16{,}5501 \pm 7{,}1191$	-
	I_2	-	$\beta_{2_L} = 11{,}4542 \pm 2{,}7228$	-	$\beta_{4_t} = 22{,}7515 \pm 13{,}1112$ $\beta_{4_a} = 26{,}4263 \pm 4{,}1637$	$B_{5_t} = 34{,}3553 \pm 17{,}8625$	-
T_{G_3}	I_1	$\beta_{1_L} = 10{,}7867 \pm 17{,}0856$ $\beta_{1_a} = 8{,}6781 \pm 2{,}2276$	-	$\beta_{3_t} = 11{,}6717 \pm 8{,}3551$ $\beta_{3_a} = 18{,}1191 \pm 9{,}8165$	-	$B_{5_t} = 48{,}5956 \pm 20{,}8292$	-
	I_2	$\beta_{1_L} = 19{,}0104 \pm 6{,}1864$ $\beta_{1_a} = 8{,}1263 \pm 1{,}9399$	-	$\beta_{3_t} = 32{,}1382 \pm 8{,}2075$ $\beta_{3_a} = 25{,}9698 \pm 8{,}0209$	-	$B_{5_t} = 31{,}4179 \pm 16{,}5045$	-

*Não foram reproduzidas amplitudes significativas em S_6 (paciente imobilizados).

Deslocamentos Compensatórios (Paciente P_1)

Subteste / Sensor		S_1	S_2	S_5	S_6
T_{G_1}	I_1	$\varepsilon_{1_C} = 1{,}7146 \pm 0{,}3570$	$\varepsilon_{2_C} = 1{,}6680 \pm 0{,}3819$	$\varepsilon_{5_a} = 2{,}0475 \pm 0{,}4810$	-
	I_2	$\varepsilon_{1_C} = 1{,}6993 \pm 0{,}5787$	$\varepsilon_{2_C} = 1{,}6364 \pm 0{,}4752$	$\varepsilon_{5_a} = 2{,}1485 \pm 0{,}9952$	-
T_{G_2}	I_1	-	$\varepsilon_{2_C} = 2{,}0080 \pm 0{,}5677$	$\varepsilon_{5_a} = 2{,}0915 \pm 0{,}7544$	-
	I_2	-	$\varepsilon_{2_C} = 1{,}9042 \pm 0{,}6050$	$\varepsilon_{5_a} = 2{,}1430 \pm 1{,}0243$	-
T_{G_3}	I_1	$\varepsilon_{1_C} = 4{,}4899 \pm 1{,}2238$	-	$\varepsilon_{5_a} = 2{,}5969 \pm 0{,}9452$	-
	I_2	$\varepsilon_{1_C} = 1{,}8815 \pm 0{,}6392$	-	$\varepsilon_{5_a} = 2{,}1558 \pm 0{,}9728$	-

*Não foram reproduzidos deslocamentos significativos em S_6 (paciente imobilizados).

Em relação a inclinação do tronco (β_{5_t}), houve uma tendência de aumento em direção a valores mais moderados durante os testes T_{G_1} e T_{G_2}, o que não é considerado ruim, tendo em vista que como foi visto mesmo em participantes saudáveis valores entre 10 e 45 graus são considerados normais durante testes de alcance. No teste T_{G_3} houve uma diminuição deste descritor, porém novamente em direção a um valor mais moderado, visto que inicialmente este paciente apresentava uma inclinação excessiva do tronco quando utilizando o MSA.

Para os deslocamentos compensatórios do ombro, foi utilizado o deslocamento combinado ($\varepsilon_{c_1}/\varepsilon_{c_2}$) de compensação de elevação de ombro e inclinação para frente. Não houve alterações significativas dos deslocamentos compensatórios para ambos os testes T_{G_1} e T_{G_2}. Para o teste T_{G_3} houve uma diminuição da compensação combinada com o ombro do MSA

Por fim, para os deslocamentos compensatórios do tronco, ε_{5_a} não houve alterações para ambos os testes T_{G_1} e T_{G_2}. No teste T_{G_3} observou-se uma pequena diminuição deste deslocamento, porém não significativa.

Como previsto, não foram reproduzidas amplitudes nos ângulos descritores e deslocamentos compensatórios ou alterações significativas para serem analisadas no sensor posicionado na lombar (S_6) para nenhum paciente devido ao fato deles terem sido imobilizados.

Participante 2 (P_2): A evolução dos ângulos descritores e deslocamentos compensatórios entre os instantes I_1 e I_2 foram sintetizadas na Tab. 17 para o participante 2 (P_2), paciente com o membro superior esquerdo afetado em decorrência do AVC.

Analisando os resultados obtidos para o teste T_{G_1} (teste com ambos os membros superiores) observa-se um aumento nos descritores β_{2_L}e β_{4_t} e uma estabilidade em β_{4_a} que são os ângulos descritores relacionados ao lado esquerdo/afetado. Para os descritores do lado direito, β_{1_L} se manteve estável e β_{3_t} e β_{3_a} aumentaram, indicando que durante a etapa bimanual do teste de alcance o participante passou a utilizar ambos os MSS de forma mais acentuada, dando maior preferência a utilização do MSA. Enquanto no teste T_{G_2} houve uma diminuição na utilização do MSNA descrita pela alteração em β_{3_t}, porém não foi significativa. Durante o teste T_{G_3}, houve um aumento significativo do descritor β_{2_L} do ombro esquerdo (MSA), acompanhados de aumentos também nos descritores do braço esquerdo β_{4_t} e β_{4_a}.

Tabela 17 – Evolução dos ângulos descritores e deslocamentos compensatórios para paciente P_2.

Ângulos Descritores (Paciente P_2)

Subteste / Sensor		S_1	S_2	S_3	S_4	S_5	S_6
T_{G_1}	I_1	$\beta_{1_L} = 9{,}4184 \pm 2{,}5907$	$\beta_{2_L} = 12{,}4838 \pm 4{,}6554$ $\beta_{2_a} = 13{,}7559 \pm 5{,}641$	$\beta_{3_t} = 6{,}8156 \pm 1{,}8185$ $\beta_{3_a} = 9{,}8672 \pm 0{,}16669$	$\beta_{4_t} = 16{,}2073 \pm 8{,}4294$ $\beta_{4_a} = 23{,}4676 \pm 11{,}5604$	$B_{5_t} = 25{,}6426 \pm 16{,}6772$	-
	I_2	$\beta_{1_L} = 9{,}9988 \pm 6{,}0135$	$\beta_{2_L} = 16{,}8173 \pm 6{,}1945$ $\beta_{2_a} = 8{,}0315 \pm 5{,}876$	$\beta_{3_t} = 26{,}0416 \pm 8{,}7029$ $\beta_{3_a} = 12{,}4276 \pm 11{,}1771$	$\beta_{4_t} = 28{,}6962 \pm 11{,}4679$ $\beta_{4_a} = 22{,}6729 \pm 9{,}0777$	$B_{5_t} = 23{,}5552 \pm 9{,}3089$	-
T_{G_2}	I_1	$\beta_{1_L} = 8{,}4786 \pm 2{,}2681$	-	$\beta_{3_t} = 36{,}6093 \pm 17{,}4758$ $\beta_{3_a} = 20{,}2552 \pm 6{,}9764$	-	$B_{5_t} = 31{,}7839 \pm 14{,}4701$	-
	I_2	$\beta_{1_L} = 11{,}4341 \pm 3{,}3653$	-	$\beta_{3_t} = 28{,}4364 \pm 4{,}5333$ $\beta_{3_a} = 23{,}4719 \pm 7{,}8925$	-	$B_{5_t} = 29{,}6913 \pm 17{,}4818$	-
T_{G_3}	I_1	-	$\beta_{2_L} = 13{,}3614 \pm 4{,}9389$ $\beta_{2_a} = 13{,}7435 \pm 4{,}0515$	-	$\beta_{4_t} = 23{,}4813 \pm 18{,}9557$ $\beta_{4_a} = 28{,}5514 \pm 10{,}4803$	$B_{5_t} = 24{,}1298 \pm 12{,}7894$	-
	I_2	-	$\beta_{2_L} = 27{,}6634 \pm 6{,}3844$ $\beta_{2_a} = 11{,}516 \pm 3{,}773$	-	$\beta_{4_t} = 38{,}9040 \pm 16{,}7864$ $\beta_{4_a} = 32{,}8704 \pm 7{,}7559$	$B_{5_t} = 23{,}2013 \pm 9{,}2037$	-

*Não foram reproduzidas amplitudes e/ou alterações significativas em S_6 (paciente imobilizados).

Deslocamentos Compensatórios (Paciente P_2)

Subteste / Sensor		S_1	S_2	S_5	S_6
T_{G_1}	I_1	$\varepsilon_{1_C} = 1{,}4755 \pm 0{,}4603$	$\varepsilon_{2_C} = 2{,}4948 \pm 1{,}0107$	$\varepsilon_{5_a} = 1{,}7817 \pm 0{,}6357$	-
	I_2	$\varepsilon_{1_C} = 1{,}5017 \pm 0{,}6831$	$\varepsilon_{2_C} = 1{,}7865 \pm 1{,}1643$	$\varepsilon_{5_a} = 1{,}6703 \pm 0{,}7923$	-
T_{G_2}	I_1	$\varepsilon_{1_C} = 1{,}5334 \pm 0{,}3995$	-	$\varepsilon_{5_a} = 1{,}4772 \pm 0{,}5176$	-
	I_2	$\varepsilon_{1_C} = 1{,}4676 \pm 0{,}4259$	-	$\varepsilon_{5_a} = 1{,}4923 \pm 0{,}3232$	-
T_{G_3}	I_1	-	$\varepsilon_{2_C} = 3{,}1517 \pm 1{,}1816$	$\varepsilon_{5_a} = 2{,}0127 \pm 0{,}6904$	-
	I_2	-	$\varepsilon_{2_C} = 2{,}1148 \pm 0{,}9177$	$\varepsilon_{5_a} = 2{,}2763 \pm 1{,}3315$	-

*Não foram reproduzidos deslocamentos significativos em S_6 (paciente imobilizados).

Em ambos os testes utilizando o MSA, T_{G_1} e T_{G_3}, observou-se uma queda no descritor β_{2_a} que sugere uma diminuição da compensação com o ombro afetado. Embora esta queda não seja estatisticamente significativa, pode ser corroborada pelos deslocamentos compensatórios do ombro, nos quais a compensação combinada ε_{c_2} também diminuiu para estes testes.

Para a inclinação do tronco observou-se uma pequena diminuição nos valores do descritor B_{5_t} durante todos os testes, porém nenhuma foi significativa. Da mesma forma, foram observadas alterações (diminuição e aumentos) no deslocamento compensatório do tronco ε_{5_a} em todos os testes, porém novamente nenhuma destas alterações foram significativas.

Participante 3 (P_3): A evolução dos ângulos descritores e deslocamentos compensatórios entre os instantes I_1 e I_2 foram sintetizadas na Tab. 18 para o participante 3 (P_3), paciente com o membro superior esquerdo afetado em decorrência do AVC.

No teste com ambos os membros superiores (T_{G_1}), observa-se um aumento nos descritores do lado esquerdo/afetado (β_{2_L}, β_{4_t} e β_{4_a}). Para os descritores do lado direito, β_{1_L} se manteve estável e β_{3_t} e β_{3_a} diminuíram, sugerindo que durante a etapa bimanual do teste de alcance o participante passou a utilizar mais o MSA para realizar o movimento, entretanto esta constatação não pode ser confirmada pois não são significativas estatisticamente. No teste T_{G_2} foram observadas reduções nas amplitudes dos descritores do MSNA (β_{1_L}, β_{3_t} e β_{3_a}), porém novamente não significativas. No teste T_{G_3}, houve um aumento do descritor β_{2_L} do ombro esquerdo, acompanhados de aumentos nos descritores do braço esquerdo β_{4_t} e β_{4_a}, sugerindo maior utilização do MSA.

Nos testes utilizando o MSA, T_{G_1} e T_{G_3}, observou-se respectivamente uma queda e um aumento no descritor β_{2_a}. Os deslocamentos compensatórios do ombro utilizando a compensação combinada ε_{c_2} também diminui e aumentou, respectivamente para estes testes. Porém, nenhuma destas alterações foram significativas e a análise, portanto, é inconclusiva.

Para a inclinação do tronco observou-se uma diminuição nos valores do descritor B_{5_t} durante todos os testes. De forma similar, foram observadas alterações/quedas no deslocamento compensatório do tronco ε_{5_a} em todos os testes.

Tabela 18 – Evolução dos ângulos descritores e deslocamentos compensatórios para paciente P_3.

Ângulos Descritores (Paciente P_3)

Subteste / Sensor		S_1	S_2	S_3	S_4	S_5	S_6
T_{G_1}	I_1	$\beta_{1_L} = 9{,}7934 \pm 3{,}3434$	$\beta_{2_L} = 8{,}6255 \pm 3{,}0513$ $\beta_{2_a} = 7{,}8565 \pm 1{,}9426$	$\beta_{3_t} = 31{,}4113 \pm 8{,}4131$ $\beta_{3_a} = 26{,}9952 \pm 8{,}4319$	$\beta_{4_t} = 14{,}8013 \pm 8{,}4797$ $\beta_{4_a} = 11{,}0916 \pm 2{,}917$	$B_{5_t} = 19{,}0498 \pm 12{,}4827$	-
	I_2	$\beta_{1_L} = 9{,}1574 \pm 3{,}1821$	$\beta_{2_L} = 9{,}6877 \pm 4{,}6946$ $\beta_{2_a} = 7{,}7297 \pm 2{,}0542$	$\beta_{3_t} = 24{,}0686 \pm 8{,}5217$ $\beta_{3_a} = 21{,}8162 \pm 5{,}4614$	$\beta_{4_t} = 18{,}4016 \pm 4{,}5228$ $\beta_{4_a} = 13{,}8965 \pm 3{,}0453$	$B_{5_t} = 13{,}7423 \pm 9{,}2843$	-
T_{G_2}	I_1	$\beta_{1_L} = 11{,}0183 \pm 3{,}4459$	-	$\beta_{3_t} = 26{,}4792 \pm 11{,}4337$ $\beta_{3_a} = 24{,}0316 \pm 10{,}3664$	-	$B_{5_t} = 19{,}3229 \pm 11{,}3703$	-
	I_2	$\beta_{1_L} = 10{,}0863 \pm 3{,}4272$	-	$\beta_{3_t} = 25{,}0021 \pm 9{,}3012$ $\beta_{3_a} = 21{,}7932 \pm 6{,}615$	-	$B_{5_t} = 12{,}1957 \pm 8{,}2425$	-
T_{G_3}	I_1	-	$\beta_{2_L} = 13{,}4433 \pm 4{,}4591$ $\beta_{2_a} = 13{,}5684 \pm 5{,}8999$	-	$\beta_{4_t} = 14{,}3395 \pm 7{,}1618$ $\beta_{4_a} = 14{,}2895 \pm 2{,}3955$	$B_{5_t} = 27{,}9041 \pm 11{,}0024$	-
	I_2	-	$\beta_{2_L} = 21{,}0109 \pm 9{,}9265$ $\beta_{2_a} = 19{,}2116 \pm 6{,}0458$	-	$\beta_{4_t} = 24{,}0538 \pm 6{,}5228$ $\beta_{4_a} = 19{,}877 \pm 8{,}5322$	$B_{5_t} = 22{,}3493 \pm 13{,}2309$	-

*Não foram reproduzidas amplitudes e/ou alterações significativas em S_6 (paciente imobilizados).

Deslocamentos Compensatórios (Paciente P_3)

Subteste / Sensor		S_1	S_2	S_5	S_6
T_{G_1}	I_1	$\varepsilon_{1_C} = 1{,}8788 \pm 0{,}7628$	$\varepsilon_{2_C} = 2{,}5446 \pm 0{,}3913$	$\varepsilon_{5_a} = 2{,}8900 \pm 0{,}8916$	-
	I_2	$\varepsilon_{1_C} = 1{,}7760 \pm 0{,}7781$	$\varepsilon_{2_C} = 2{,}2500 \pm 0{,}3479$	$\varepsilon_{5_a} = 1{,}7629 \pm 0{,}9628$	-
T_{G_2}	I_1	$\varepsilon_{1_C} = 1{,}7523 \pm 0{,}7422$	-	$\varepsilon_{5_a} = 1{,}9027 \pm 0{,}6757$	-
	I_2	$\varepsilon_{1_C} = 1{,}8766 \pm 0{,}7318$	-	$\varepsilon_{5_a} = 1{,}7629 \pm 0{,}9628$	-
T_{G_3}	I_1	-	$\varepsilon_{2_C} = 2{,}5578 \pm 1{,}2655$	$\varepsilon_{5_a} = 3{,}2304 \pm 0{,}6394$	-
	I_2	-	$\varepsilon_{2_C} = 2{,}7875 \pm 1{,}2915$	$\varepsilon_{5_a} = 2{,}1137 \pm 0{,}5656$	-

*Não foram reproduzidos deslocamentos e/ou alterações significativas em S_6 (paciente imobilizados).

A evolução dos ângulos descritores (entre os instantes I_1 e I_2) para todos os pacientes pós-AVC pode ser visualizada de forma condensada e comparativamente aos participantes saudáveis na Fig. 123. As diferenças estatisticamente significativas (*) também são indicadas no conjunto gráfico. Nos testes laterais T_{G_2}/T_{G_3}, foram observadas melhorias significativas ($p<0,05$) no parâmetro β_L do ombro e nos parâmetros β_t e β_a do braço, ambos para o MSA. Enquanto para o MSNA não foram encontradas alterações significativas, o que é coerente, já que não se espera melhorias significativas nas amplitudes de movimentação dos braços para o lado não afetado. Em relação a inclinação do tronco observou-se que para ambos os testes houve alterações (aumento e diminuição, respectivamente), porém todas elas direcionadas à uma amplitude mais moderada, o que pode ser considerado saudável como já foi constatado anteriormente. Nenhum parâmetro de T_{G_1} teve alterações significativas e, portanto, não estão representados neste conjunto.

A evolução dos deslocamentos compensatórios, por sua vez, é mostrada na Fig. 124. Observa-se que as diferenças nos testes laterais entre instantes I_1 e I_2 se deram no sentido de reduzir as amplitudes de deslocamentos tanto para o ombro quanto para o tronco durante a realização de exercícios utilizando o MSA. Entretanto, não foram observadas alterações quando as etapas de movimentação com o lado não afetado estavam sendo reproduzidas, o que é consistente com os resultados já encontrados, onde não se espera reduções significativas nas amplitudes de compensação com o ombro e o tronco durante a utilização do lado não afetado.

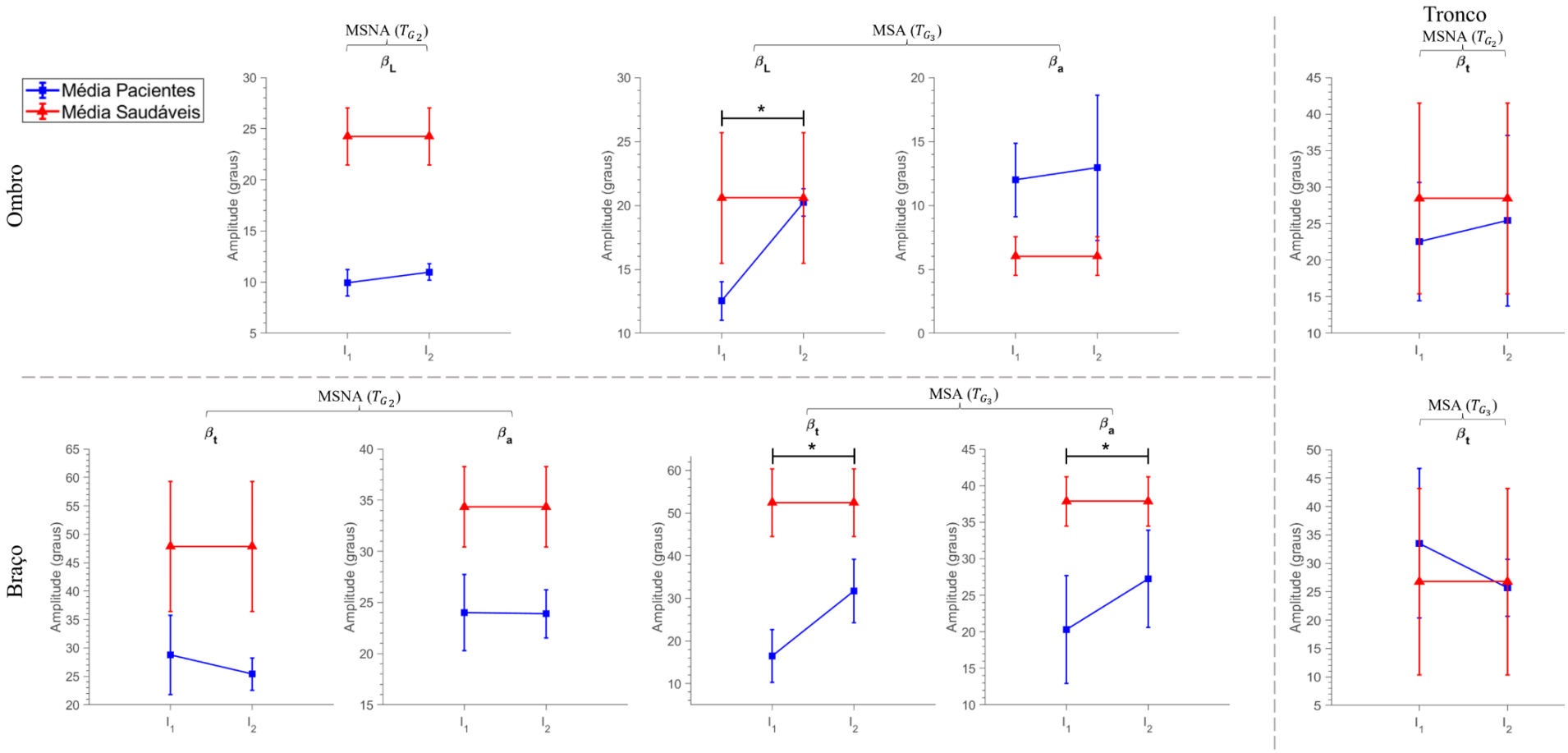


Figura 123 – Evolução/comparativo dos ângulos descritores. *Significância estatística ($p < 0,05$).

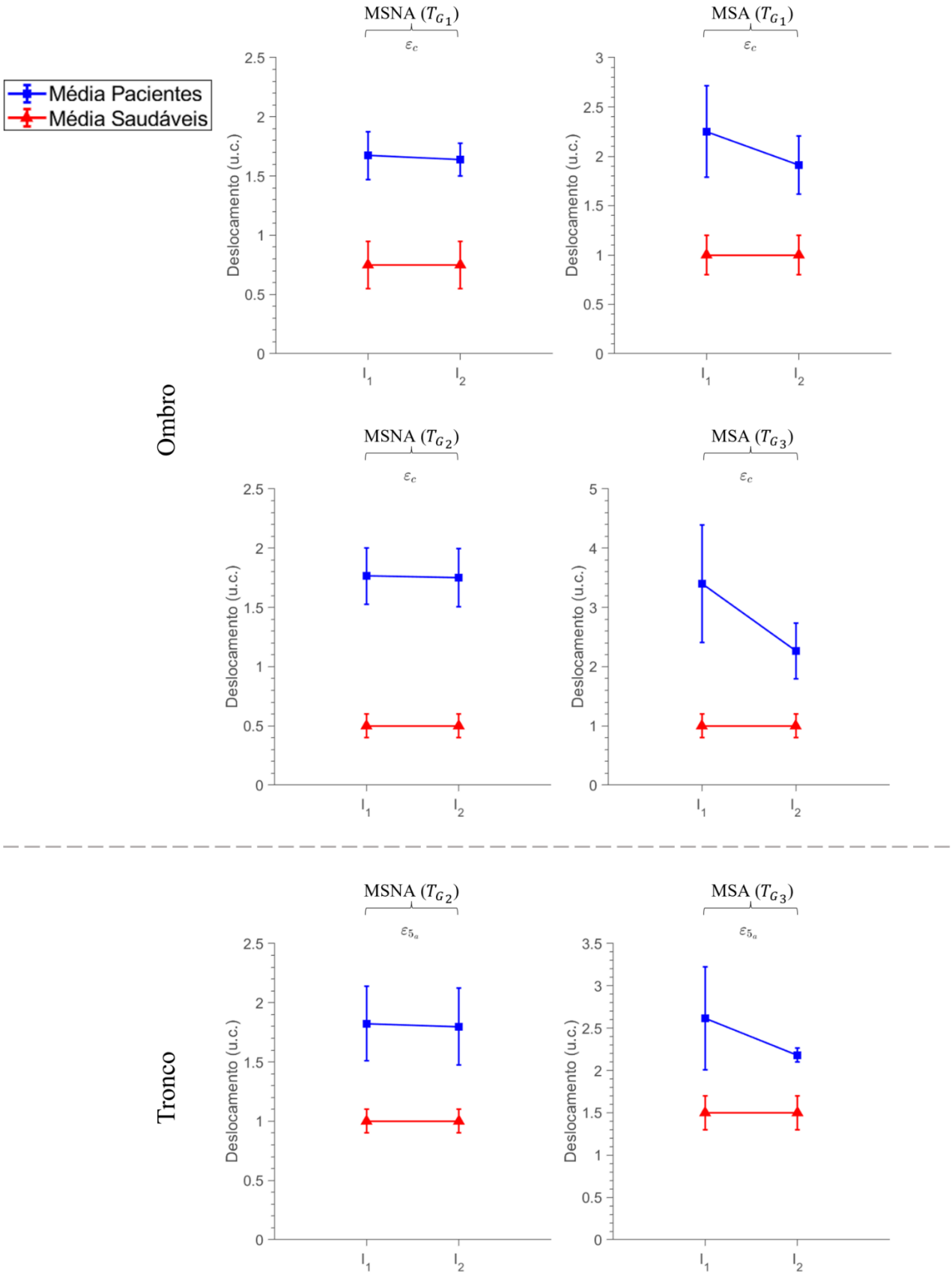


Figura 124 – Evolução dos deslocamentos dos pacientes pós-AVC comparado aos saudáveis.

7.3.2.2 Avaliação Cognitiva (Memória) dos Pacientes Pós-AVC no Jogo Color4Memory

Nesta seção são apresentados os resultados dos testes clínicos realizados com o grupo de pacientes pós-AVC relacionados a avaliação cognitiva (memória) com o jogo *Color4Memory*.

Primeiramente, analisou-se a alteração na distância de alcance dos pacientes ao executar os exercícios do jogo *Color4Memory*. A medição da distância de alcance (TAF) foi realizada de forma discreta, através de faixas posicionadas na mesa de 5 em 5 cm, Fig. 125. A partir desta medida, foi verificado um aumento na distância de alcance para dois pacientes, conforme evidenciado na Fig. 126.



(a) (b)

Figura 125 – Metodologia da medição da distância de alcance: (a) vista superior e (b) frontal.

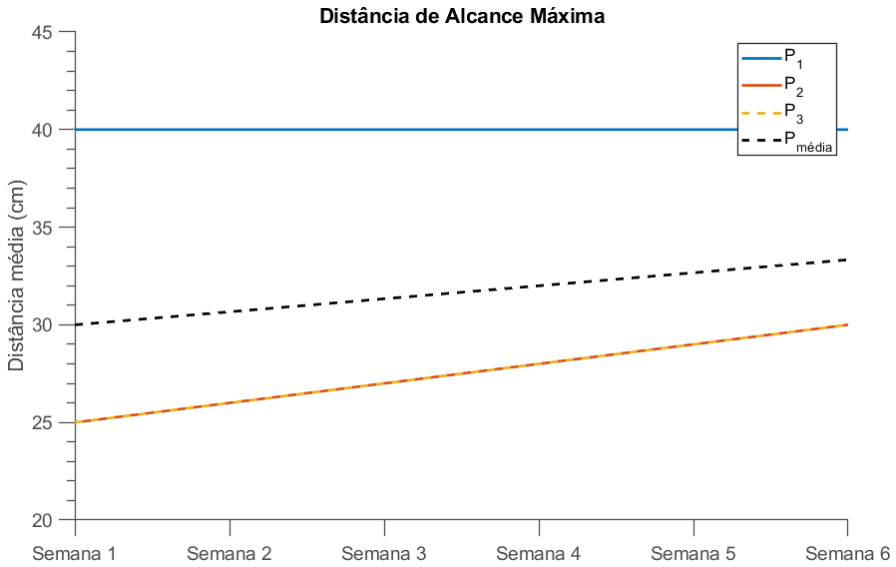


Figura 126 – Evolução na distância de alcance média para os pacientes no jogo *Color4Memory*.

A evolução do tempo requerido pelo paciente para conclusão de cada nível de memória é mostrada na Fig. 127. Observa-se que o tempo médio diminuiu para todos os pacientes, Fig. 127 (a). Além disso, na segmentação por lado afetado de um paciente, Fig. 127 (b), é possível observar uma redução mais acentuada no tempo necessário para executar cada nível com o MSA comparativamente a redução do MSNA.

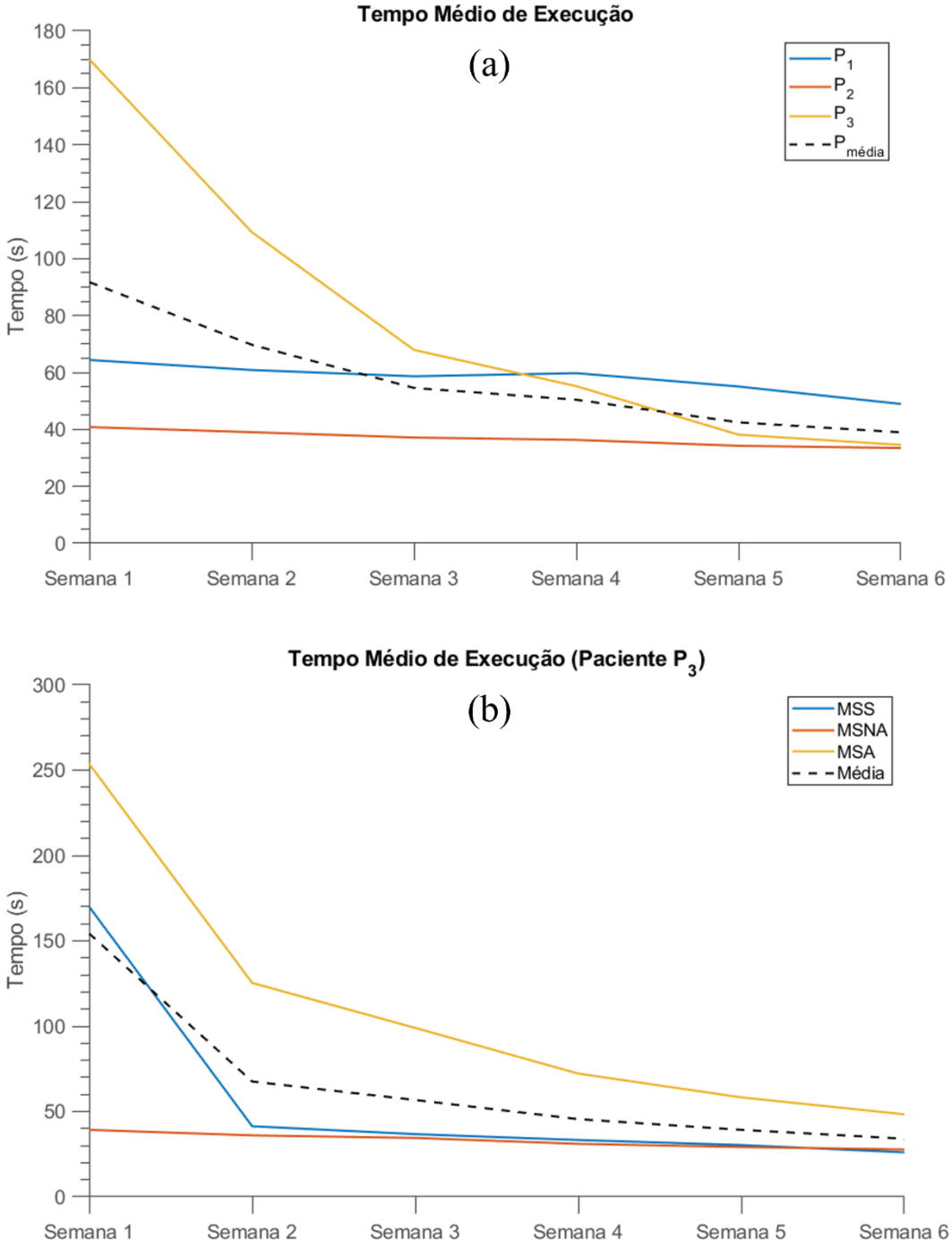


Figura 127 – Evolução no parâmetro de tempo do jogo *Color4Memory*: (a) comparativo entre os pacientes; (b) exemplo de segmentação por lado afetado para um paciente.

A evolução geral dos pacientes relacionadas as pontuações do jogo *Color4Memory* é mostrada na Fig. 128, onde observa-se um aumento em todos os parâmetros. A Fig. 128 (a) mostra a progressão no número de níveis em que o paciente acertou a ordem/cor de todas as formas geométricas. A taxa de acertos, representada na Fig. 128 (b), desempenha um papel importante quando comparada ao valor absoluto de acertos, visto que à medida que o paciente avança nos testes mais rápido a cada sessão, ele enfrenta uma maior quantidade de níveis incluindo aqueles que são mais desafiadores. Por fim, a pontuação ponderada é mostrada na Fig. 128 (c), este parâmetro é importante para nivelamento e pondera a complexidade e dificuldade dos níveis concluídos pelo paciente. Dessa forma, ao alcançar níveis mais desafiadores de memorização, e acertá-los, será atribuída uma pontuação proporcionalmente maior garantindo uma avaliação mais justa e adequada do seu desempenho.

Todos os dados de evolução do jogo *Color4Memory* são mostrados na Tab. 19 de forma condensada. De forma resumida, as melhorias em todos os parâmetros do jogo *Color4Memory* podem ser representadas pela *pontuação ponderada*. Este parâmetro é afetado pela velocidade em que o paciente conclui cada nível, já que mais níveis serão alcançados, além disso mais desafiantes, proporcionando uma maior pontuação ao acertar cada posição memorizada. Assim, a *pontuação ponderada* pode ser uma boa representante simultaneamente da atividade cognitiva (atenção, tempo de reação e memória) e da função motora. Este parâmetro teve uma melhora estatisticamente significativa entre os pacientes quando comparado a primeira (instante I_1) e última semana de testes (I_2), saindo de 76 ± 53 para 354 ± 140 em média ($p < 0{,}02$).

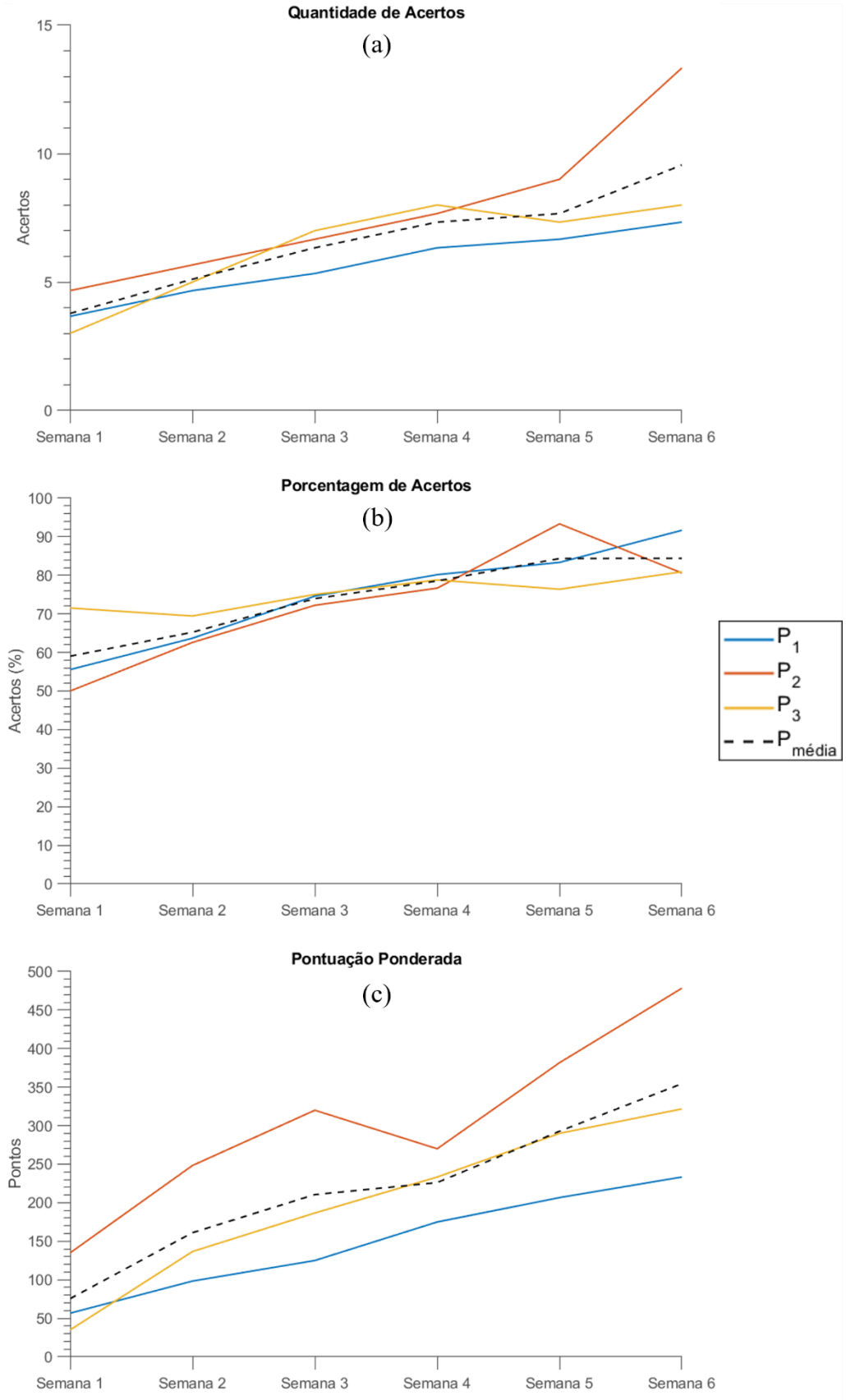


Figura 128 – Evolução dos pacientes durante o jogo *Color4Memory*: (a) quantidade de acertos, (b) taxa de acertos (%) e (c) pontuação ponderada.

Tabela 19 - Resumo dos dados de evolução dos parâmetros do jogo *Color4Memory*.

Período	Distância Alcance	Tempo Médio	Quantidade de Acertos	Qtd. Níveis Executados	Acertos (%)	Pontuação Ponderada
Semana 1	30,00 ± 8,66	91,73 ± 68,80	3,8 ± 0,8	6,3 ± 3,2	59,02 ± 11,17	76 ± 53
Semana 2	30,00 ± 8,66	69,75 ± 36,00	5,1 ± 0,5	8,1 ± 2,2	65,24 ± 3,68	161 ± 78
Semana 3	30,00 ± 8,66	54,57 ± 15,79	6,3 ± 0,9	8,3 ± 1,2	73,95 ± 1,52	211 ± 100
Semana 4	30,00 ± 8,66	50,42 ± 12,42	7,3 ± 0,9	8,7 ± 1,5	78,54 ± 1,76	226 ± 48
Semana 5	31,67 ± 7,64	42,48 ± 11,07	7,7 ± 1,2	9,3 ± 1,5	84,35 ± 8,52	293 ± 88
Semana 6	33,33 ± 5,77	38,98 ± 8,64	9,6 ± 3,3	12,9 ± 6,1	84,39 ± 6,30	354 ± 140

7.4 Avaliação dos Pacientes Pós-AVC pelas Escalas Clínicas: FM e *MAL*.

Esta subseção apresenta a avaliação dos pacientes pelas escalas clínicas *Fugl-Meyer* (FUGL-MEYER et al., 1975) e *Motor Activity Log* (TAUB et al., 1993) presentes nos Anexos I e II, respectivamente. Os pacientes foram avaliados clinicamente no início do protocolo (I_1) e reavaliados na última semana do protocolo (I_2); ou reavaliados quinzenalmente até a última semana no caso da *MAL*.

Escala Fulg Meyer

A escala *Fugl-Meyer* originalmente possui os domínios de membro superior e inferior totalizando 100 pontos; o domínio de membro superior equivale a 66 pontos (FMA). Valores menores que 33 pontos indicam um comprometimento motor severo, 33 a 55 comprometimento marcante, 56 a 62 moderado e 63 a 65 leve. Na avaliação inicial da escala FM no domínio da função manual os participantes obtiveram uma média de 51,7 ± 11,4, considerada como comprometimento funcional marcante. Na reavaliação os participantes mostraram um aumento considerável, Fig. 129 (a), sendo que a média obtida foi de 63,0 pontos (comprometimento funcional leve).

O tamanho do efeito também foi avaliado pelo *d* de *Cohen*, onde foi encontrado o valor de 1,0 (grande). Adicionalmente, foi avaliada a Mínima Diferença Clinicamente Importante (*Minimally Clinically Important Difference* ou MCID) para avaliação das medidas obtidas a partir das terapias de reabilitação para paciente com AVC obtidos pelo *database* Shirley Ryan (2023). Este *database* aponta que a *MCID* para a escala Fugl-Meyer para os membros superiores é um aumento de 10 pontos encontrada a partir de um estudo com pacientes pós-AVC com idade média de 70 anos, mesma idade média dos participantes do segundo grupo desta tese (SHIRLEY RYAN, 2023). A diferença encontrada neste protocolo foi de 11,3 pontos

sendo, portanto, uma diferença clinicamente importante. Além disso, este valor é maior que a *MCID* para pacientes com AVC crônico relacionadas a habilidade de agarrar (4,25), habilidade de soltar (5,25), habilidade de mover o braço (7,25), habilidade de executar atividades da vida diária (4,25) e função geral do membro superior (5,25).

Motor Activity Log – MAL

A MAL foi aplicada a cada duas semanas incluindo avaliação inicial e reavaliação, de modo que a MAL inicial é denominada MAL 1, a MAL aplicada na segunda semana é denominada MAL 2 e assim sucessivamente. O item 24 – escrever no papel foi excluído, visto que os participantes sempre escreveram com o membro não afetado. Portanto, os resultados da pesquisa consideraram 29 questões da MAL. Os resultados de evolução da MAL para os pacientes pós-AVC são mostrados de forma resumida na Tab. 20. A *MCID* da MAL para reabilitação pós-AVC é um aumento de 1,0-1,1 pontos, portanto a diferença encontrada neste protocolo é clinicamente importante tanto para a escala quantitativa quanto para escala qualitativa da MAL (SHIRLEY RYAN, 2023).

Escala Quantitativa da MAL

De acordo com a análise das respostas na escala quantitativa foi identificado um aumento médio de 43% nas respostas numéricas médias na MAL 2 em comparação com a MAL 1. Ademais, constatou-se um aumento de 29% na MAL 3 em comparação com a MAL 2. Na MAL 4 foi observado um aumento de 28% nas respostas numéricas em comparação a MAL 3. Por fim, a MAL final apresentou um aumento de 62% nas respostas numéricas em comparação a MAL 1. Ou seja, houve uma melhora de 62% dos dados numéricos quantitativos da MAL final quando comparada com a primeira, conforme pode ser visualizado na Fig. 129 (b).

Foi identificado que 41% das respostas numéricas se mantiveram iguais tanto na MAL 1 quanto na MAL 2; 55% na MAL 2 em comparação com a MAL 3 e 57% na MAL 3 em comparação com a MAL 4, sendo que os dados se mantiveram em valores satisfatórios bom ou regular. Ademais, 33% das respostas numéricas se mantiveram iguais tanto na MAL 4 quanto na MAL 1. Estes resultados estão resumidos na Tab. 20 (escala quantitativa).

O valor do tamanho do efeito foi de 2,0 encontrado pelo *d* de *Cohen* (grande).

Escala Qualitativa da MAL

Na escala qualitativa foi detectado um aumento de 41% nas respostas numéricas da MAL 2 em comparação com a MAL 1. A MAL 3 apresentou um aumento de 40% em comparação com a MAL 2 e na MAL 4 foi identificado um aumento 36% nas respostas

numéricas em comparação com a MAL 3. Por fim, foi identificado um aumento de 66% nas repostas numéricas da MAL final em comparação com a MAL 1. Ou seja, houve um aumento significativo na qualidade do uso do membro superior afetado em 66% quando comparado a MAL final com a primeira MAL (Teste t de diferença entre médias, $p < 0,05$), conforme pode ser visualizado na Fig. 129 (c).

Foi identificado que 42% das respostas numéricas se mantiveram iguais tanto na MAL 1 quanto na MAL 2. Do mesmo modo 49% das respostas se mantiveram iguais na MAL 2 em comparação com a MAL 3. Ademais, 57% das respostas se mantiveram iguais tanto na MAL 3 quanto na MAL 4. Enquanto, 33% das respostas se mantiveram iguais tanto na MAL 4 quanto na MAL 1. Estes resultados estão resumidos na Tab. 20 (escala qualitativa).

O valor do tamanho do efeito foi de 4,7 encontrado pelo *d* de *Cohen* (grande).

Tabela 20 – Resumo dos resultados das escalas quantitativas e qualitativas da MAL comparando as suas aplicações entre semanas.

	Motor Activity Log			
	Escala Quantitativa		Escala Qualitativa	
Aplicações da Escala MAL	Aumento	Iguais	Aumento	Iguais
MAL 1 - MAL 2	43%	41%	41%	42%
MAL 2 - MAL 3	29%	55%	40%	49%
MAL 3 - MAL Final	28%	57%	36%	57%
MAL 1 - MAL Final	62%	33%	66%	33%

A evolução dos resultados das avaliações realizada com os pacientes pós-AVC mostradas nesta subseção (escala *Fugl Meyer* e *MAL*) são mostradas de forma condensada na Fig. 129.

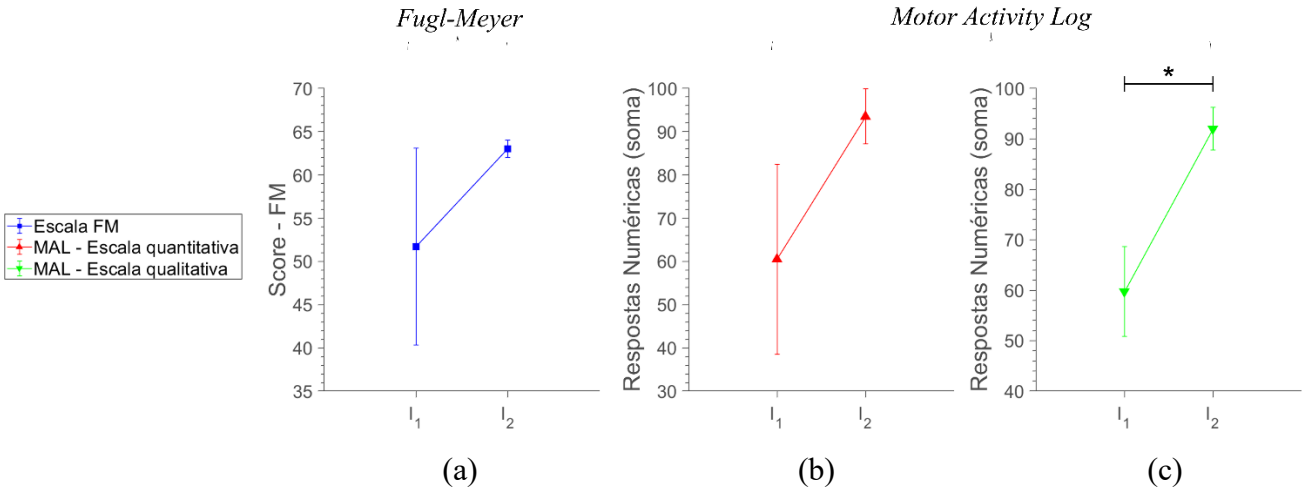


Figura 129 – Evolução dos pacientes pós-AVC nas escalas clínicas: (a) Fugl Meyer, (b) escala quantitativa da *MAL* e (c) escala qualitativa da *MAL*. *Significância estatística ($p<0,05$).

7.5 Inventário de Motivação Intrínseca e Avaliação de Engajamento

Nesta subseção são apresentados os resultados da motivação medida através de um Inventário de Motivação Intrínseca (IMI) e da avaliação de engajamento (*GEQ*) realizados com o grupo de participantes saudáveis e o grupo de pacientes pós-AVC.

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, 2023).

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

O IMI utilizado foi adaptado de acordo com as necessidades, como recomendado em IMI (2023). Para melhor discernimento do que cada categoria representa, recomenda-se a leitura do IMI aplicado no Apêndice A1 e A3 para participantes saudáveis e pacientes pós-AVC respectivamente.

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" (IJSSELSTEIJN et al. 2013).

7.5.1 Participantes Saudáveis

Nesta subseção são apresentados os resultados do IMI e *GEQ* realizados com o grupo de participantes saudáveis.

7.5.1.1 IMI aplicado para os Participantes Saudáveis

Os índices médios obtidos em cada categoria do IMI aplicado para os participantes saudáveis são apresentados na Tab. 21. A Figura 130 mostra os índices médios individuais e escore médio obtidos pelos participantes em cada categoria.

Observa-se índices próximos ou superiores à 6 nas categorias Interesse/Satisfação, Esforço/Importância, Valor/Utilidade e Confiança/Conforto, indicando alto grau de aprovação. O valor de Competência Percebida (5,6 ± 1,2) indica que os participantes se sentiram competentes/habilidosos em grau de moderado a alto ao realizar a atividade. Além disso, o valor para Confiança/Conforto (5,6 ± 0,9) indica que os participantes confiam na tecnologia utilizada e não se sentiram presos ou desconfortáveis ao utilizá-los. A Pressão/Tensão (2,1 ± 0,6) é um preditor negativo e indica que não ficaram nervosos, tensos ou ansiosos durante a realização dos exercícios, mas sim, relaxados. A média geral obtida em todas as categorias para os participantes saudáveis (considerando a Pressão como preditor negativo) foi de 5,9 ± 0,4.

Tabela 21 - Índices médios obtidos em cada categoria no IMI realizado com participantes saudáveis. *A categoria Pressão é um preditor negativo.

	Participante (Saudáveis)										
Categoria	**H1**	**H2**	**H3**	**H4**	**H5**	**H6**	**H7**	**H8**	**H9**	**H10**	**Média ± DP**
Interesse	6,4	6,3	5,9	6,1	6,3	6,7	6,4	5,6	7,0	4,9	6,2 ± 0,6
Competência	6,7	6,5	4,2	6,8	3,7	6,5	5,8	4,3	6,0	5,0	5,6 ± 1,2
Esforço	6,6	6,4	5,0	5,8	6,0	6,0	5,4	4,8	4,8	5,8	5,7 ± 0,6
Pressão*	1,8	2,4	2,2	1,6	1,6	3,2	1,4	2,4	2,8	1,4	2,1 ± 0,6
Valor	6,8	6,8	6,6	6,9	6,7	7,0	6,8	5,7	6,8	6,3	6,6 ± 0,4
Confiança/Conforto	6,1	6,3	5,9	5,9	5,4	6,3	5,3	4,4	6,7	4,0	5,6 ± 0,9

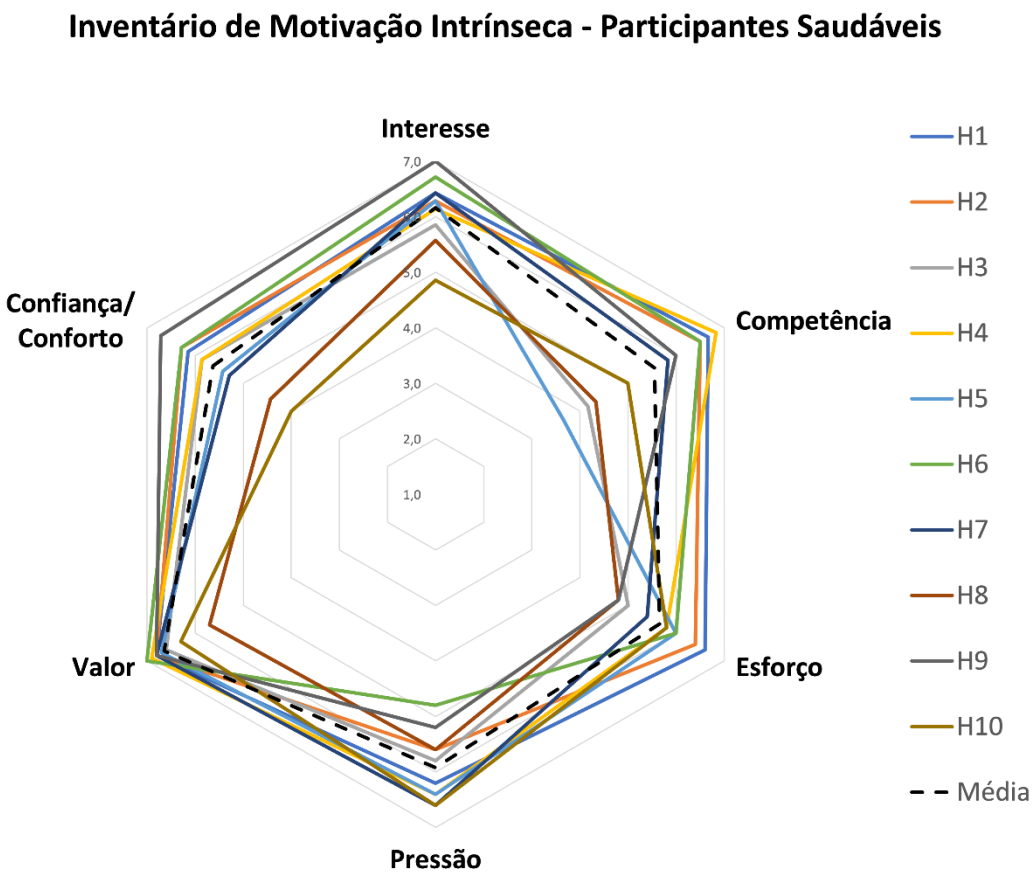


Figura 130 - Inventário de Motivação Intrínseca: índices médios individuais obtidos em cada categoria pelos participantes saudáveis.

7.5.1.2 *GEQ* aplicado para os Participantes Saudáveis

No *GEQ* realizado, Fig. 131, a nota média para "Interface" foi 4,6 ± 0,7 sendo que um total de 9 participantes atribuíram notas maiores ou iguais a 4 (notas positivas). Para "Jogabilidade", a média foi de 4,4 ± 0,8 e 8 participantes atribuíram notas positivas. Todos os participantes (10 notas positivas) gostaram do jogo de modo geral (4,7 ± 0,5) e o acharam divertido (4,3 ± 0,5) em algum grau. A dificuldade do jogo foi considerada média pelos participantes (2,9 ± 0,8). Nenhum participante achou o jogo "Frustrante" (média de 1,0). A nota geral do jogo (4,7 ± 0,5) foi considerada "excelente" por 7 participantes e "bom" por 3 participantes.

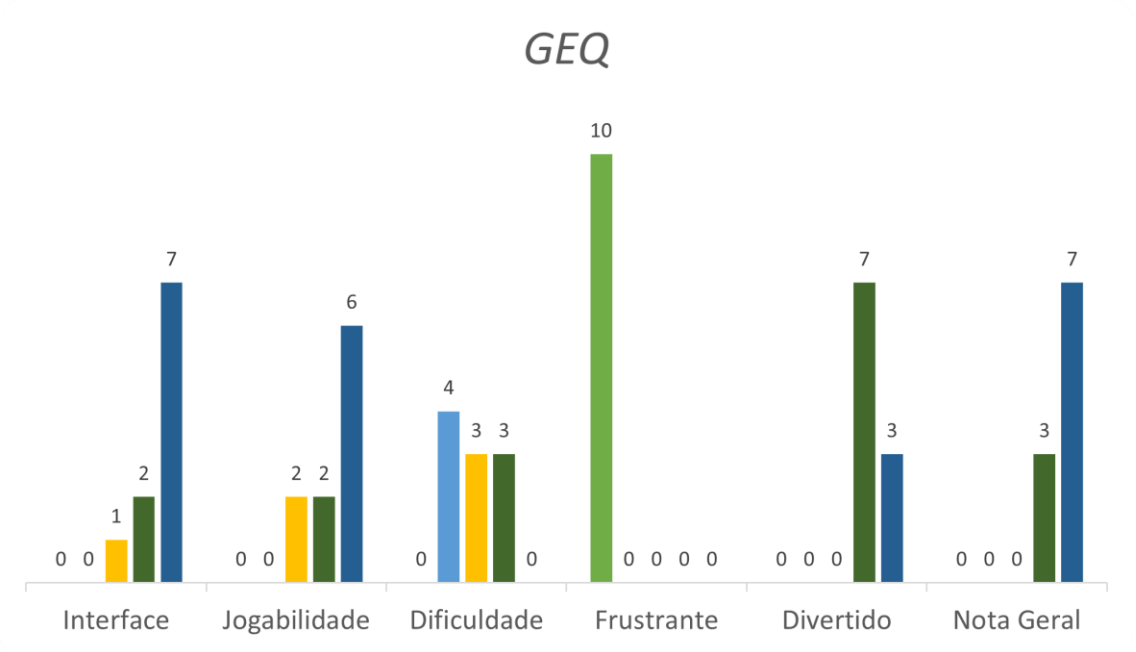


Figura 131 - *GEQ* realizado com os participantes saudáveis. Dados apresentados como contagem de participantes que atribuiu cada nota possível: (1) à (5) em cada categoria.

7.5.2 Pacientes Pós-AVC

Nesta subseção são apresentados os resultados do IMI realizado com o segundo grupo de pacientes pós-AVC após a realização dos testes utilizando a terapia robótica bimanual e a terapia cognitiva descritas na subseção 7.1.2 (*segundo protocolo*).

O IMI aplicado para os pacientes (Apêndice A3) foi simplificado em relação ao aplicado aos participantes saudáveis, além disso, a utilização da categoria *Escolha Percebida*

foi justificada, onde os pacientes relatam se acreditam que o uso do dispositivo seria uma escolha própria ou se o enxergava como uma obrigação.

Os índices médios em cada categoria do IMI realizado com pacientes pós-AVC são apresentados na Tab. 22. A Figura 132 mostra os índices médios individuais e escore médio obtidos pelos pacientes em cada categoria.

No IMI dos pacientes pós-AVC, um índice muito próximo à 7 (6,8 ± 0,3) foi observado na categoria Interesse/Satisfação que é considerada a medida autorrelata da motivação intrínseca. Adicionalmente, índices superiores à 6 foram observados nas categorias Competência Percebida e Esforço/Importância, o que indica que os pacientes se sentiram competentes/habilidosos e que se esforçaram para realizar a atividade de maneira correta. A Pressão/Tensão (2 ± 1) indica que não ficaram nervosos durante a realização dos exercícios, mas sim, relaxados; lembrando que este é um preditor negativo.

Por fim, as categorias Valor/Utilidade, Confiança/Conforto e Escolha Percebida tiveram nota máxima, indicando que os pacientes, respectivamente, reconheceram o valor da terapia para auxiliar na sua reabilitação, confiaram na tecnologia utilizada e não se sentiram presos ou desconfortáveis e, enxergaram a terapia de reabilitação proposta como escolha própria. A média geral obtida em todas as categorias para os pacientes pós-AVC (considerando a Pressão como preditor negativo) foi de 6,6 ± 0,4.

Tabela 22 - Índices médios em cada categoria no IMI realizado com pacientes pós-AVC.
*A categoria Pressão é um preditor negativo.

	Paciente Pós-AVE			
Categoria	**P1**	**P2**	**P3**	**Média ± DP**
Interesse	6,5	7,0	7,0	6,8 ± 0,3
Competência	6,0	7,0	5,5	6,2 ± 0,8
Esforço	6,5	6,0	6,5	6,3 ± 0,3
Pressão*	3,0	1,0	2,0	2,0 ± 1,0
Valor	7,0	7,0	7,0	7,0 ± 0,0
Confiança/Conforto	7,0	7,0	7,0	7,0 ± 0,0
Escolha Percebida	7,0	7,0	7,0	7,0 ± 0,0

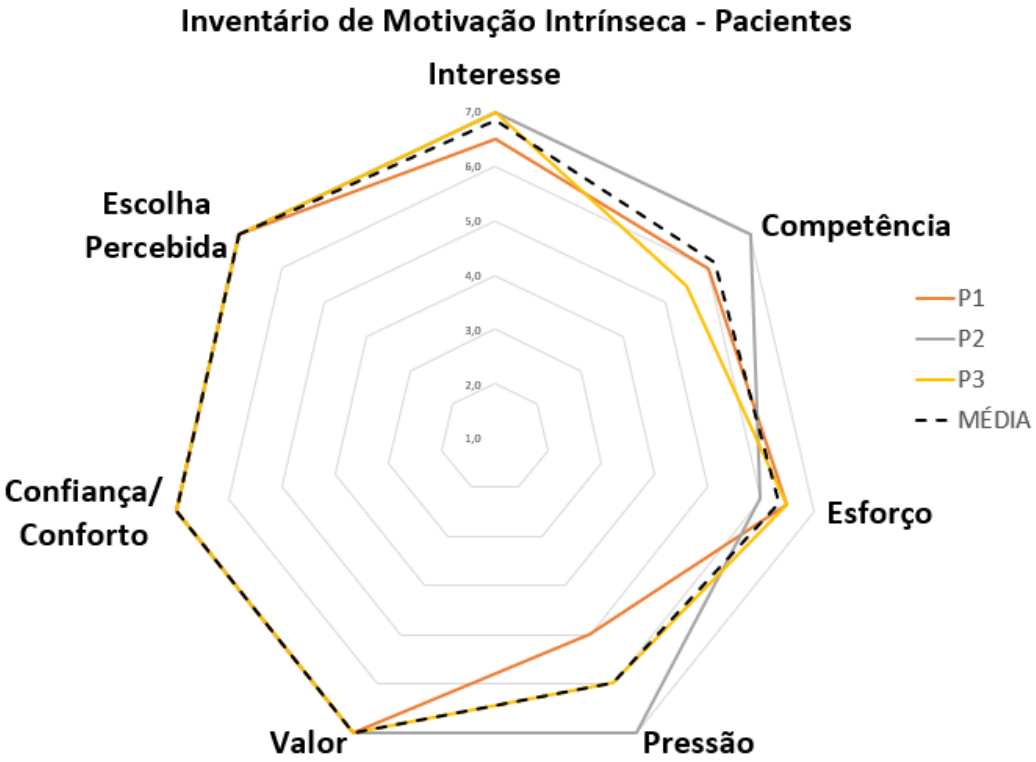


Figura 132 - Inventário de Motivação Intrínseca: índices médios individuais obtidos em cada categoria pelos pacientes pós-AVC.

CAPÍTULO VIII

CONCLUSÕES

Nesta tese foi realizada uma revisão detalhada sobre os mecanismos da recuperação funcional do AVC baseados na neuroplasticidade. Também foram apontadas as vantagens da utilização de dispositivos robóticos bimanuais na ativação hemisférica e na recuperação motora e funcional. Foi detalhado também a contribuição da utilização de diferentes tipos de jogos sérios na avaliação e tratamento do AVC.

Assim, nesta tese foi desenvolvido um dispositivo robótico atuado por cabos acessível em conjunto com técnicas e jogos sérios para ser aplicado na terapia bimanual e cognitiva (memória) do AVC. Adicionalmente, um sistema de medição de compensação com seis sensores inerciais foi desenvolvido para avaliar se a melhora nos resultados obtidos na terapia foi devido a recuperação motora ou à ajustes posturais/compensações dos pacientes.

Uma validação de repetibilidade inicial realizada com o dispositivo atuado por cabos teve erro absoluto médio de 1,55º (< 4%). Uma nova validação, desta vez utilizando uma trajetória planar gerou uma precisão 0,3489 ± 0,2746 cm (2,33%). Para validação dos sensores de movimento foi utilizado um robô industrial em que o erro médio encontrado foi de 3,51º ± 1,57º (1,34%). Todos esses resultados apontam uma boa acurácia dos dispositivos e sensores desenvolvidos para a aplicação na reabilitação de pacientes pós-AVC.

Dois *softwares* desenvolvidos (*BiEval* e *CADS*) avaliam o desempenho e progresso do paciente com base em parâmetros mensuráveis de tempo, velocidade, suavidade do movimento,

forças, distância de alcance, amplitude de movimento e compensações, pontuações etc. Estes *softwares* foram aplicados, respectivamente, em conjunto com dois jogos sérios desenvolvidos: *MineCart* e *Color4Memory.*

Para realização de testes com participantes este trabalho foi submetido e aprovado no Comitê de Ética em Pesquisas. Os participantes foram divididos em um grupo com 10 participantes saudáveis (25,3 ± 3,1 anos) e dois grupos com pacientes pós-AVC (10 e 3 pacientes respectivamente). Os participantes realizaram exercícios bimanuais com o jogo *MineCart* e exercícios de alcance alternado/bimanual com o jogo *Color4Memory*. Um IMI foi aplicado em ambos os grupos resultando em alto grau de aprovação, competência e relaxamento durante os testes. A experiência do jogo foi avaliada de forma positiva em um Questionário de Experiência no jogo.

O primeiro grupo de pacientes pós-AVC (58,4 ± 9,7 anos), 5 com AVC crônico e 5 com AVC agudo (6 ± 2,1 meses após o AVC) realizou, 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. Houve uma melhora significativa ($p < 0.05$) em 7 parâmetros 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.

No segundo grupo de pacientes pós-AVC (70,3 ± 2,1 anos), todos os 3 pacientes tinham AVC crônico (20,3 ± 15,3 meses após o AVC) e realizaram, durante um intervalo de 6 semanas, 3 sessões por semana compostas por 15 minutos de terapia robótica com o jogo *MineCart*, 15 minutos de terapia cognitiva (memória) com o jogo *Color4Memory* somados a 50 minutos de terapia de reabilitação convencional. No jogo *MineCart* houve uma melhora nos parâmetros de desempenho: pontuação, perdas, T_r, T_m, ω_m, N_p, J_n, $\bar{\theta}_{erro}^{RMS}$, τ_{MSA}, τ_{MSNA} e τ_{tol}. Porém, devido ao baixo número de participantes, houve melhora significativa ($p < 0.05$) apenas nos parâmetros de pontuação, T_m, J_n e τ_{MSA}. Em relação aos parâmetros fornecidos pelo *CADS* durante os testes de alcance com o jogo *Color4Memory* observou-se um aumento nos ângulos descritores β_L do ombro e nos parâmetros β_t e β_a do braço, ambos relacionados ao lado afetado para todos os pacientes, indicando que estes passaram a dar maior preferência ao MSA para realizar o movimento. Em relação a inclinação do tronco houve uma tendência geral de alteração em direção a valores de amplitudes mais moderados. Em alguns casos houve também diminuição da compensação com o ombro e o tronco.

Na avaliação dos parâmetros do jogo *Color4Memory*, primeiramente foi constatado um aumento na distância média de alcance dos pacientes medida pelo TAF. O tempo médio

para conclusão de cada nível de memória diminuiu para todos os pacientes, com uma redução mais acentuada no tempo do MSA comparado ao MSNA. Houve um aumento em todos os parâmetros relacionados as pontuações: quantidade de acertos, taxa de acertos e *pontuação ponderada*. A *pontuação ponderada* é capaz de resumir os parâmetros do jogo *Color4Memory*, pois representa simultaneamente a atividade cognitiva (atenção, tempo de reação e memória) e a função motora. Este parâmetro teve uma melhora estatisticamente significativa entre os pacientes quando comparado a primeira e última semana de testes ($p < 0.05$).

Adicionalmente, o segundo grupo de pacientes pós-AVC foi avaliado pelas escalas clínicas FM e *MAL* entre os instantes I_1 e I_2. Na escala FM houve uma melhora de 51,7 ± 11,4 (comprometimento funcional marcante) para 63,0 pontos na reavaliação (comprometimento leve). Houve uma melhora média de 62% nos dados numéricos da escala quantitativa da MAL final quando comparada com a primeira semana. Enquanto na escala qualitativa da *MAL* houve uma melhora significativa de 66% ($p < 0,05$).

Trabalhos Futuros e Limitações

Mapear e interpretar as atividades cerebrais dos pacientes durante a reabilitação pode auxiliar no diagnóstico e personalização da terapia de acordo com a(s) lesão(ões) dos pacientes, porém esta é uma realidade ainda difícil para ser aplicada no Brasil.

A quantidade de pacientes que se disponibilizou a participar dos testes foi limitada, devido às preocupações com relação à saúde e segurança durante a pandemia. Entretanto, para melhor avaliar o efeito da terapia robótica, é recomendado a utilização de um grupo controle com participantes homogêneos (melhorando a comparação).

As relações dos dados inerciais, ângulos descritores e deslocamentos compensatórios podem ser cruzadas, gerando efeitos combinados de primeira, segunda ou terceira ordem que podem ser utilizados para encontrar padrões e desenvolver modelos preditivos sofisticados. Devido a quantidade de interações possíveis, mais de 300 (8000 considerando todas as variáveis), é recomendado um trabalho exclusivo para este tema.

O uso de elementos multiplayer competitivo, cooperativo e/ou colaborativo nos jogos sérios para pacientes pós-AVC pode ajudar na motivação e no combate à depressão e ao isolamento social e mais pesquisas clínicas são necessárias nessa área.

A IA pode ser utilizada para analisar dados de movimento e detectar padrões de compensação a fim de realizar adaptações automáticas na terapia de reabilitação com base no diagnóstico, nível de comprometimento e desempenho do paciente.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABYARJOO F., BARRETO A., COFINO J. AND ORTEGA F. R., "Implementing a Sensor Fusion Algorithm for 3D Orientation Detection with Inertial/Magnetic Sensors," Innovations and Advances in Computing, Informatics, Systems Sciences, Networking and Engineering Lecture Notes in Electrical Engineering, vol. Volume 313, 2015.

ADOBE STOCK, 2023 – Banco de imagens Adobe Stock: "3D medical figure showing trunk rotation". Disponível em: https://stock.adobe.com/. Acessado em 25 de Abril de 2023.

AGUILAR-LAZCANO, C. A., Rechy-Ramirez, E. J., Hu, H., Rios-Figueroa, H. V., & Marin-Hernandez, A. (2019). Interaction Modalities Used on Serious Games for Upper Limb Rehabilitation: A Systematic Review. Games for Health Journal, 8(5), 313–325. https://doi.org/10.1089/g4h.2018.0129

ALGHADIR, A. H.; AL-EISA, E. S.; ANWER, S.; SARKAR, B. Reliability, validity, and responsiveness of three scales for measuring balance in patients with chronic stroke. **BMC Neurology**, v. 18, n. 1, p. 1–7, 2018. BMC Neurology.

ALIA, C.; SPALLETTI, C.; LAI, S.; et al. Neuroplastic Changes Following Brain Ischemia and their Contribution to Stroke Recovery: Novel Approaches in Neurorehabilitation. Frontiers in Cellular Neuroscience, vol. 11, n. March, p. 1–22, 2017.

ALVES T, D'CARVALHO M.C., GONÇALVES R.S. (2018) Controle "Assist-As-Needed" em Estruturas Robóticas Atuadas por Cabos para reabilitação das Articulações do Corpo Humano", *ENEBI 2018*, Águas de Lindóia, SP, Brazil.

ALVES T, D'CARVALHO M.C., GONÇALVES R.S. (2019). "Assist-As-Needed Control in A Cable-Actuated Robot for Human Joints Rehabilitation", Special Issue, accepted in *Journal of Mechanical Engineering and Biomechanics*.

ALVES, T., Development of the Bimanual Cable-Driven Robot for Rehabilitation, 2019. 171s. Master Thesis, Federal University of Uberlândia, Uberlândia, Minas Gerais, Brazil.

AMARO, J. P., PATRAO, S., MOITA, F., & ROSEIRO, L. Bluetooth low energy profile for MPU9150 IMU data transfers. 2017 IEEE 5th Portuguese Meeting on Bioengineering *(ENBENG),* 2017. doi:10.1109/enbeng.2017.7889431

AMELI M, Grefkes C, Kemper F, Riegg FP, Rehme AK, Karbe H, et al. Differential effects of high-frequency repetitive transcranial magnetic stimulation over ipsilesional primary motor cortex in cortical and subcortical middle cerebral artery stroke. Ann Neurol (2009) 66:298–309. doi:10.1002/ ana.21725

AMO, H.A. Stienen and Edsko E.G. Hekman and Frans C.T. Van Der Helm and Gerdienke B. Prange and Michiel J.A. Jannink and Arthur M.M. Aalsma and 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.

ANGUERA JA, Baccanfuso J, Rintoul JL, Al-Hashimi O, Faraji F, Janowich J, Kong E, Larraburo Y, Rolle C, Johnston E, Gazzaley A. Video game training enhances cognitive control in older adults. Nature. 2013;501(7465):97–101.

APPEL V. C. R. et al, Classifying emotions in rehabilitation robotics based on facial skin temperature, in 5th IEEE RAS EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, p. 276 (2014).

ARAMAKI, A. L.; SAMPAIO, R. F.; REIS, A. C. S.; CAVALCANTI, A.; E DUTRA, F. C. M. S. Virtual reality in the rehabilitation of patients with stroke: an integrative review. Arquivos de Neuro-Psiquiatria, v. 77, n. 4, p. 268–278, 2019.

ARPEN Brasil, Sistema de Registro Civil Nacional – CRC Nacional. Disponivel: **https://sistema.registrocivil.org.br/portal**. Acesso: 20 out. 022.

ARVINEN-BARROW M, CLEMENT D, HAMSON-UTLEY JJ, ZAKRAJSEK R, LEE S, KAMPHOFF C, LINTUNEN T, HEMMINGS B, MARTIN S. Athletes' use of mental skills during sport injury rehabilitation. J Sport Rehabil. 2015;24:189–97.

ATRSAEI, A.; SALARIEH, H.; ALASTY, A. Human Arm Motion Tracking by Orientation-Based Fusion of Inertial Sensors and Kinect Using Unscented Kalman Filter. J. Biomech. Eng. 2016, 138, 091005.

AURIAT, ANGELA M.; NEVA, JASON L.; PETERS, SUE; et al. A review of transcranial magnetic stimulation and multimodal neuroimaging to characterize post-stroke neuroplasticity. Frontiers in Neurology, vol. 6, n. OCT, p. 1–20, 2015.

AZEVEDO ERFBM, MACEDO LS, PARAÍZO MFN, OBERG TD, LIMA NMFV, CACHO EWA. Correlação do déficit de equilíbrio, comprometimento motor e independência funcional em indivíduos hemiparéticos crônicos. Acta Fisiatr. 2008;15 (4):225-8.

BALLESTEROS, S., MAYAS, J., PRIETO, A., TORIL, P., PITA, C., LAURA PDE, L., et al. "A Randomized Controlled Trial of Brain Training with Non-Action Video Games in Older Adults: Results of the 3-Month Follow-Up". Frontiers in Aging Neuroscience, 7, 45, 2015.

BAMIDIS PD, Fissler P, Papageorgiou SG, Zilidou V, Konstantinidis EI, Billis AS, Romanopoulou E, Karagianni M, Beratis I, Tsapanou A, Tsilikopoulou G, Grigoriadou E, Ladas A, Kyrillidou A, Tsolaki A, Frantzidis C, Sidiropoulos E, Siountas A, Matsi S, Papatriantafyllou J, Margioti E, Nika A, Schlee W, Elbert T, Tsolaki M, Vivas AB, Kolassa IT. Gains in cognition through combined cognitive and physical training: the role of training dosage and severity of neurocognitive disorder. Front Aging Neurosci. 2015;7:152.

BANDUNI, O.; SAINI, M.; SINGH, N.; et al. Post-Stroke Rehabilitation of Distal Upper Limb with New Perspective Technologies: Virtual Reality and Repetitive Transcranial Magnetic Stimulation — A Mini Review. **Journal of Clinical Medicine**, v. 12, n. 8, p. 2944, 2023.

BARON, J. C., COHEN, L. G., CRAMER, S. C., DOBKIN, B. H., JOHANSEN-BERG, H., LOUBINOUX, I., et al. (2004). Neuroimaging in stroke recovery: a position paper from the First International Workshop on Neuroimaging and stroke recovery. Cerebrovasc. Dis. 18, 260–227. doi: 10.1159/0000 80293

BERG K, WOOD-DAUPHINÉE S, WILLIAMS JI & GAYTON D. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. Physiotherapy Canada, 41: 304-311, 1989.

BESHARA, P.; CHEN, J. F.; READ, A. C.; et al. The Reliability and Validity of Wearable Inertial Sensors Coupled with the Microsoft Kinect to Measure Shoulder Range-of-Motion., 2020.

BINKLEY JM, STRATFORD PW, LOTT SA, RIDDLE DL. The Lower Extremity Functional Scale (LEFS): scale development, measurement properties, and clinical application. Phys Ther 1999;79(4):371–82.

BLANDING D. L, Principles of exact constraint mechanical design. [S.l.], Eastman Kodak Company, 1992.

BLE, 2021. “ArduinoBLE library: A quick introduction to BLE” - Arduino. 24 May. 2021 <https://www.arduino.cc/en/Reference/ArduinoBLE>.

BLUM L, KORNER-BITENSKY N. Usefulness of the Berg Balance Scale in Stroke Rehabilitation: A Systematic Review. Phys Ther 2008;88(5):559-66.

BO, A.P.L.; HAYASHIBE, M.; POIGNET, P. Joint angle estimation in rehabilitation with inertial sensors and its integration with Kinect. In Proceedings of the 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Boston, MA, USA, 30 August–3 September 2011; Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE): New York, NY, USA, 2011; pp. 3479–3483.

BONNECHÈRE, B. Serious Games in Physical Rehabilitation - From Theory to Practice, Springer International Publishing, 2018. ISBN 978-3-319-66122-3. doi: 10.1007/978-3-319-66122-3_4

BOSCHETTI, G., CARBONE, G., & PASSARINI, C. Cable failure operation strategy for a rehabilitation cable-driven robot. Robotics, 8, 17, 2019.

BRESSI, F.; CAMPAGNOLA, B.; CRICENTI, L.; et al. Upper limb home-based robotic rehabilitation in chronic stroke patients: A pilot study. Frontiers in Neurorobotics, v. 17, 2023.

BRODIE SM, Meehan SK, Borich MR, Boyd LA. 5 Hz repetitive transcranial magnetic stimulation over the ipsilesional sensory cortex enhances motor learning after stroke. Front Hum Neurosci (2014) 8:143. doi:10.3389/ fnhum.2014.00143

BROTT T, ADAMS HP, OLINGER CP, MARLER JR, BARSAN WG, BILLER J, et al. Measurements of acute cerebral infarction: a clinical examination scale. Stroke. 1989;20:864-70.

BRUNNER, S. Analysis, design and prototypical Implementation for matchmaking of multiplayer serious games in stroke rehabilitation [Diploma Thesis, Technische Universität Wien]. reposiTUm, 2022. https://doi.org/10.34726/hss.2023.94802. Acesso em: 30 jun. 2023.

BT FRAMEWORK, 2021. “Wireless Solutions for Your Applications”, Soft Service Company. 24 May. 2021 <https://www.btframework.com/>.

BUENO GDP, LÚCIO AC, OBERG TD, CACHO EWA. Terapia de restrição e indução modificada do movimento em pacientes hemiparéticos crônicos: um estudo piloto. Fisioter Mov. 2008;21 (3):37-44.

BURKE JW, MCNEILL M, CHARLES DK, et al. Optimising engagement for stroke rehabilitation using serious games. The Visual Computer, v. 25, n. 12, p. 1085–1099, 2009.

BURKE JW, MCNEILL M, CHARLES DK, et al. Augmented reality games for upper-limb stroke rehabilitation. 2010 Second International Conference on Games and Virtual Worlds for Serious Applications; IEEE; 2010. p. 75–78, 2010.

CACHO EWA, MELO FRLV, OLIVEIRA R. Avaliação da recuperação motora de pacientes hemiplégicos através do protocolo de desempenho físico FuglMeyer. Rev Neurocienc. 2004 abr/jun;12 (2):94-102.

CAFOLLA, D., RUSSO, M. E., & CARBONE, G. CUBE, a Cabledriven device for limb rehabilitation. Journal of Bionic Engineering, 16, 492–502, 2019.

CAI, L.; MA, Y.; XIONG, S.; ZHANG, Y. Validity and Reliability of Upper Limb Functional Assessment Using the Microsoft Kinect V2 Sensor. Appl. Bionics Biomech. 2019, 2019, 7175240.

CAMARDELLA, C.; CAPPIELLO, G.; CURTO, Z.; et al. A Random Tree Forest decision support system to personalize upper extremity robot-assisted rehabilitation in stroke: a pilot study. 2022 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). p.1–6, 2022.

CARBONE G, CECCARELLI. (2016). M Sistema a cavi per assistenza motoria. (Cable driven system for motion assistance), patent application n.102016000038975, 15/04/2016.

CARBONE, G., GHERMAN, B., ULINICI, J., VAIDA, C., AND PISLA, D (2017). "Design Issues for an Inherently Safe Robotic Rehabilitation Device” In Mechanisms and Machine Science 49: *Advances in Service and Industrial Robotics*. Vol. 49, Springer.

CARDOSO, L.R.L., et al. (2017), “Upper Limb Rehabilitation Through Bicycle Controlling". In 24th ABCM International Congress of Mechanical Engineering, Brazil.

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.

CARVALHO TB, RELVAS PCA, ROSA SF. Instrumentos de avaliação da função motora para indivíduos com lesão encefálica adquirida. Rev Neurocienc. 2008;16 (2):137-43.

CASTILLO M, Kwock L, Mukherji SK. Clinical applications of proton MR spectroscopy. AJNR Am J Neuroradiol, 17:1–15, 1996.

CAURIN G. A. et al. Adaptative 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).

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.

CECCARELLI, MARCO; PÎSLĂ, DOINA; GRAUR, FLORIN; et al. (2010). Design and operation issues for parallel robotic devices in the rehabilitation of stroke patients. *International Journal of Mechanics and Control*, vol. 11, n. 1, p. 51–57.

CHEN R, YUNG D, LI J. Organization of ipsilateral excitatory and inhibitory pathways in the human motor cortex. J Neurophysiol, 89:1256–64, 2003. doi:10.1152/jn.00950.2002

CHEN, S.; QIU, Y.; BASSILE, C. C.; et al. Effectiveness and Success Factors of Bilateral Arm Training After Stroke: A Systematic Review and Meta-Analysis. Frontiers in Aging Neuroscience, v. 14, n. April, 2022.

CHEN, Y. A., LEWTHWAITE, R., SCHWEIGHOFER, N., MONTEROSSO, J. R., FISHER, B. E., & WINSTEIN, C. (2023). Essential Role of Social Context and Self-Efficacy in Daily Paretic Arm/Hand Use After Stroke: An Ecological Momentary Assessment Study with Accelerometry. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 104(3), 390–402. https://doi.org/10.1016/J.APMR.2022.09.003

CLARK, R.A.; PUA, Y.-H.; FORTIN, K.; RITCHIE, C.; WEBSTER, K.E.; DENEHY, L.; BRYANT, A.L. Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control. Gait Posture, 36, 372–377, 2012.

CORTI M, PATTEN C, TRIGGS W. Repetitive transcranial magnetic stimulation of motor cortex after stroke. Am J Phys Med Rehabil (2012) 91:254–70. doi:10.1097/PHM.0b013e318228bf0c

COSTA M.V.O, Force capability of planar cable-driven robots, Master Thesis, Federal University of Santa Catarina, Florianopolis, SC, Brazil, 2018.

CRACIUNAS S.C., BROOKS WM, NUDO RJ, POPESCU EA, CHOI I-YY, LEE P, et al. Motor and premotor cortices in subcortical stroke: proton magnetic resonance spectroscopy measures and arm motor impairment. Neurorehabil Neural Repair (2013) 27(5):411–20. doi:10.1177/1545968312469835

CRAMER, S. C., SUR, M., DOBKIN, B. H., O'BRIEN, C., SANGER, T. D., TROJANOWSKI, J. Q., … VINOGRADOV, S. (2011). Harnessing neuroplasticity for clinical applications. Brain, 134(6), 1591–1609. http://doi.org/10.1093/brain/awr039

CUTTI, A.G.; GIOVANARDI, A.; ROCCHI, L.; DAVALLI, A.; SACCHETTI, R. Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors. Med. Biol. Eng. Comput. 2008, 46, 169–178.

DAMAŠEVIČIUS, R.; MASKELIŪNAS, R.; BLAŽAUSKAS, T. Serious Games and Gamification in Healthcare: A Meta-Review. **Information (Switzerland)**, v. 14, n. 2, 2023.

DATASUS. Sistema de Informações Sobre Mortalidade do Ministério da Saúde. Disponível em: http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/deftohtm.exe?sim/cnv/obt10uf.def. Acesso: 20 out. 2022.

DEDONCKER, J., BRUNONI, A.R., BAEKEN, C. AND VANDERHASSELT, M.A. "The Effect of the Interval-between-Sessions on Prefrontal Transcranial Direct Current Stimulation (tDCS) on Cognitive Outcomes: A Systematic Review and Meta-Analysis". Journal of Neural Transmission (Vienna), 123, 1159-1172, 2016.

DELBRESSINE, F.; TIMMERMANS, A.; BEURSGENS, L.; et al. Motivating arm-hand use for stroke patients by serious games. Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference, , n. June 2014, p. 3564–3567, 2012.

DELGADO, P.; YIHUN, Y. Integration of Task-Based Exoskeleton with an Assist-as-Needed Algorithm for Patient-Centered Elbow Rehabilitation. **Sensors**, v. 23, n. 5, 2023.

DELVAUX V, Alagona G, Gérard P, De Pasqua V, Pennisi G, de Noordhout AM. Post-stroke reorganization of hand motor area: a 1-year prospective follow-up with focal transcranial magnetic stimulation. Clin Neurophysiol (2003) 114:1217–25. doi:10.1016/S1388-2457(03)00070-1

DEMPSTER WT, GAUGHRAN GRL (1889) Properties of Body Segments Based on Size and Weight. vol. 18, n. 7414, p. 33–54.

DESROSIERS J, HEBERT R, DUTIL E, BRAVO G. Development and reliability of an upper extremity function test for the elderly: the TEMPA. Can J Occup Ther. 1993;60:9-16.

DI LAZZARO, V., ROTHWELL, J. C., TALELLI, P., CAPONE, F., RANIERI, F., WALLACE, A. C., et al. Inhibitory theta burst stimulation of affected hemisphere in chronic stroke: a proof of principle, sham-controlled study. Neurosci. Lett. 553, 148–152, 2013a. doi: 10.1016/j.neulet.2013.08.013

DI LAZZARO, V, ZIEMANN U. The contribution of transcranial magnetic stimulation in the functional evaluation of microcircuits in human motor cortex. Front Neural Circuits, 7:18, 2013b. doi:10.3389/fncir.2013.00018

DIPIETRO, L.; KREBS, H. I.; FASOLI, S. E.; et al. Changing Motor Synergies in Chronic Stroke. *Journal of Neurophysiology*, vol. 98, n. 2, p. 757–768, 2007.

DODD, Keith C.; NAIR, VEENA A. e PRABHAKARAN, VIVEK. Role of the Contralesional vs. Ipsilesional Hemisphere in Stroke Recovery. Frontiers in Human Neuroscience, vol. 11, n. September, p. 1–9, 2017.

DOUMAS, I.; EVERARD, G.; DEHEM, S.; LEJEUNE, T. Serious games for upper limb rehabilitation after stroke: a meta-analysis. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 18, n. 1, p. 1–16, 2021.

DUBOVIK S, Ptak R, Aboulafia T, Magnin C, Gillabert N, Allet L, et al. EEG alpha band synchrony predicts cognitive and motor performance in patients with ischemic stroke. Behav Neurol (2013) 26(3):187–9. doi:10.3233/ BEN-2012-129007

EGGERS, O., **Occupational Therapy in the Treatment of Adult Hemi-plegia**. London, U.K.: Heinemann, 1984.

EICHINGER F.L.F., SOARES A.V., NOVELETTO F., SAGAWA Y., BERTEMES FILHO P., DOMENECH S.C. Serious game for rehabilitation of the lower limb of hemiparetics patients after stroke. Annals of Physical and Rehabilitation Medicine 61S e435–e557, 2018.

FERREIRA, B., & MENEZES, P. (2020). An adaptive virtual reality-based serious game for therapeutic rehabilitation. International Journal of Online and Biomedical Engineering, 16(4), 63–71. https://doi.org/10.3991/ijoe.v16i04.11923

FINNIGAN SP, Walsh M, Rose SE, Chalk JB. Quantitative EEG indices of subacute ischaemic stroke correlate with clinical outcomes. Clin Neurophysiol (2007) 118:2525–32. doi:10.1016/j.clinph.2007.07.021

FOX MD, Greicius M. Clinical applications of resting state functional connectivity. Front Syst Neurosci (2010) 4:19. doi:10.3389/fnsys.2010.00019

FREGNI F, Boggio PS, Valle AC, Rocha RR, Duarte J, Ferreira MJL, et al. A sham-controlled trial of a 5-day course of repetitive transcranial magnetic stimulation of the unaffected hemisphere in stroke patients. Stroke (2006) 37:2115–22. doi:10.1161/01.STR.0000231390.58967.6b

FRIDMAN, E. A., HANAKAWA, T., CHUNG, M., HUMMEL, F., LEIGUARDA, R. C., and COHEN, L. G. Reorganization of the human ipsilesional premotor cortex after stroke. Brain 127, 747–758, 2004. doi: 10.1093/brain/awh082

FUGL-MEYER AR, JAASKO L, LEYMAN I, OLSSON S, STEGLIND S. The post-stroke hemiplegic patient: 1. A method for evaluation of physical performance. Scand J Rehab Med. 1975; 7:13-31

GAMITO, P.; OLIVEIRA, J.; COELHO, C.; et al. Cognitive training on stroke patients via virtual reality-based serious games. Disability and Rehabilitation, v. 39, n. 4, p. 385–388, 2017.

GANGULY, K., BYL, N. N., & ABRAMS, G. M. (2013). Neurorehabilitation: motor recovery after stroke as an example. Annals of Neurology, 74(3), 373– 381. http://doi.org/10.1002/ana.23994

GAZZANIGA, M. S. (2006). The Cognitive Neurosciences. MIT press. http://doi.org/10.1136/bmj.312.7024.193

GERMANOTTA, M.; CORTELLINI, L.; INSALACO, S.; APRILE, I. Effects of Upper Limb Robot-Assisted Rehabilitation Compared with Conventional Therapy in Patients with Stroke: Preliminary Results on a Daily Task Assessed Using Motion Analysis. **Sensors**, v. 23, n. 6, p. 3089, 2023.

GIAQUINTO S, Cobianchi A, Macera F, Nolfe G. EEG recordings in the course of recovery from stroke. Stroke (1994) 25:2204–9. doi:10.1161/01. STR.25.11.2204

GIDEON P, HENRIKSEN O, SPERLING B, CHRISTIANSEN P, OLSEN TS, JØRGENSEN HS, et al. Early time course of N-acetylaspartate, creatine and phosphocreatine, and compounds containing choline in the brain after acute stroke. A proton magnetic resonance spectroscopy study. Stroke (1992) 23:1566–72. doi:10.1161/01.STR.23.11.1566

GIDEON P, SPERLING B, ARLIEN-SØBORG P, OLSEN TS, HENRIKSEN O. Long-term follow-up of cerebral infarction patients with proton magnetic resonance spectroscopy. Stroke (1994) 25:967–73. doi:10.1161/01.STR.25.5.967

GONCALVES, S.; BOURVELLEC, M. P. LE; MANDIGOUT, S.; DUCLOS, N. Effectiveness of active physiotherapy on physical activity level in community-dwelling stroke survivors: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. **medRxiv**, 2023. Cold Spring Harbor Laboratory Press.

GONÇALVES RS, Carvalho JCM, Ribeiro JF, Salim VV. “Cable-Driven Robot for Upper and Lower Limbs Rehabilitation”. *Handbook of Research on Advancements in Robotics and Mechatronics*, 1st edition, IGI Global, 2015, pp. 284-315.

GONÇALVES, R.S. & CARVALHO, J.C.M. (2010). Desenvolvimento de uma estrutura robótica paralela atuada por cabos para reabilitação dos movimentos do ombro”. In *VI*

Congresso Nacional de Engenharia Mecânica - CONEM 2010, Campina Grande, PB. (In Portuguese)

GOULD, E., TANAPAT, P., HASTINGS, N. B., & SHORS, T. J. (1999). Neurogenesis in adulthood: a possible role in learning. Trends Cogn Sci, 3(5), 186–192. http://doi.org/10.1016/S1364-6613(99)01310-8

GRANGER CV, HAMILTON BB, KEITH RA, ZIELEZNY M, SHERWIN FS. Advances in functional assessment for medical rehabilitation. Topics in geriatric rehabilitation. Rockville. MD: Aspen; 1986.

GREFKES C, NOWAK DA, EICKHOFF SB, DAFOTAKIS M, KUST J, KARBE H, et al. Cortical connectivity after subcortical stroke assessed with functional magnetic resonance imaging. Annals of neurology (2008) 63:236–46. doi:10.1002/ ana.21228

HAAN R, LIMBURG M, BOSSUYT P, MEULEN JVD, AARONSON N. The clinical meaning of Rankin 'Handicap' grades after stroke. Stroke. 1995;26:2027-30.

HAM, Y.; SHIN, J.-H. Efficiency and usability of a modified pegboard incorporating computerized technology for upper limb rehabilitation in patients with stroke. **Topics in Stroke Rehabilitation**, v. 30, p. 1–9, 2022.

HASSANIEN AE, Emary E (2016) Bat Algorithm (BA), in Swarm Intelligence – Principles Advances, and Applications, CRC Press, FL, p. 15-41.

HEBB, D. O. (1949). The organization of behavior: a neuropsychological theory. New York: John Wiley & Sons. http://doi.org/10.2307/1418888.

HASSON, C. J.; MANCZUROWSKY, J.; COLLINS, E. C.; YAROSSI, M. Neurorehabilitation robotics: how much control should therapists have? **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 17, 2023.

HENDRICKS HT, Pasman JW, Merx JL, van Limbeek J, Zwarts MJ. Analysis of recovery processes after stroke by means of transcranial magnetic stimulation. J Clin Neurophysiol (2003) 20:188–95. doi:10.1097/00004691-200305000-00004

HOCINE N, Gouaïch A, Cerri SA, et al. Adaptation in serious games for upper-limb rehabilitation: an approach to improve training outcomes. User Model User-Adap Inter, 25(1):65–98, 2015.

HOCOMA, Armeo® Therapy Concept. Disponível em: https://products.iisartonline.org/products/24/marketing/BRO_Armeo_Therapy_Concept_130. Acesso em: 15 jan. 2019.

HÖHLER, C.; WILD, L.; DE CRIGNIS, A.; JAHN, K.; KREWER, C. Contralaterally EMG-triggered functional electrical stimulation during serious gaming for upper limb stroke rehabilitation: a feasibility study. **Frontiers in Neurorobotics**, v. 17, 2023.

HONG, S. K. Fuzzy logic based closed-loop strapdown attitude system for unmanned aerial vehicle (uav). Sensors and Actuators A: Physical, 107(2):109 – 118, 2003. 25

HSIEH, YU WEI; WU, CHING YI; WANG, WEI EN; et al. Bilateral Robotic Priming Before Task-Oriented Approach In Subacute Stroke Rehabilitation: A Pilot Randomized Controlled Trial. Clinical Rehabilitation, Vol. 31, N. 2, P. 225–233, 2017.

HUANG YZ, Rothwell JC, Lu CS, Wang J, Weng YH, Lai SC, et al. The effect of continuous theta burst stimulation over premotor cortex on circuits in primary motor cortex and spinal cord. Clin Neurophysiol (2009) 120:796–801. doi:10.1016/j.clinph.2009.01.003

HUMANTRAK, 2021. “HumanTrak - Movement Analysis System” - Vald Performance. 22 May. 2021 <https://valdperformance.com/humantrak/>.

HUSSAIN, A., BUDHOTA, A., CONTU, S. *et al.* “Quantitative assessment of motor functions post-stroke: Responsiveness of upper-extremity robotic measures and its task dependence”. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, p. 1037–1042, 2017.

HYDE, R. A., KETTERINGHAM, L. P., NEILD, S. A., and JONES, R. J. S. Estimation of upperlimb orientation based on accelerometer and gyroscope measurements. 55(2):746–754, February 2008.

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

IMI, Site sdt. **Intrinsic Motivation Inventory** (IMI). Disponível em: <http://selfdeterminationtheory.org/intrinsic-motivation-inventory>. Acesso em 15 jun. 2023.

INMOTION, 2021. “Helps Traumatic Brain Injury Patient’s” - Bionik Labs. 22 May. 2021 <https://www.bioniklabs.com/products/inmotion-arm>.

ISO, ISO 14155:2020 - Clinical investigation of medical devices for human subjects — Good clinical practice. <https://www.iso.org/standard/71690.html>. Acesso em: 30 jun. 2023.

JACKSON, A., & ZIMMERMANN, J. B. (2012). Neural interfaces for the brain and spinal cord—restoring motor function. Nature Reviews Neurology, 8(12), 690–699. http://doi.org/10.1038/nrneurol.2012.219

JANG SH. Prediction of motor outcome for hemiparetic stroke patients using diffusion tensor imaging?: a review. NeuroRehabilitation (2010) 27:367–72. doi:10.3233/NRE-2010-0621

JIANG, Y.; LIU, Z.; LIU, T.; et al. A Serious Game System for upper limb Motor Function Assessment of Hemiparetic Stroke Patients. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 31, p. 2640–2653, 2023. IEEE.

JOHANSEN, T.; SØRENSEN, L.; KOLSKÅR, K.K.; STRØM, V; WOUDA, M.F. Effectiveness of robot-assisted arm exercise on arm and hand function in stroke survivors -

A systematic review and Assistive Technologies Engineering. 2023;10. <https://doi.org/10.1177/2055668323118363>. Acesso em: 30 jun. 2023.

JORDAN KG. Emergency EEG and continuous EEG monitoring in acute ischemic stroke. J Clin Neurophysiol (2004) 21(5):341–52.

JUSTA, J.; ŠMÍDL, V.; HAMÁČEK, A. Fast AHRS filter for accelerometer, magnetometer, and gyroscope combination with separated sensor corrections. Sensors (Switzerland), v. 20, n. 14, p. 1–19, p. 3824, 2020.

KALMAN R. E. A new approach to linear filtering and prediction problems. Journal of Basic Engineering, 82:35–45, 1960.

KAPANDJI, A.I. (2007). *The Physiology of the Joints, Volume 1: The Upper Limb*. 6th Ed., Churchill Livingstone.

KAPANDJI, A.I. (2010). *The Physiology of the Joints, Volume 2: Lower Limb*. 6th Ed., Churchill Livingstone.

KHEDR EM. Therapeutic trial of repetitive transcranial magnetic stimulation after acute ischemic stroke. Neurology (2005) 65(3):466–8. doi:10.1212/01.wnl.0000173067.84247.36

KIM Y-H, YOU SH, KO M-H, PARK J-W, LEE KH, JANG SH, et al. Repetitive transcranial magnetic stimulation-induced corticomotor excitability and associated motor skill acquisition in chronic stroke. Stroke (2006) 37:1471–6. doi:10.1161/01.STR.0000221233.55497.51

KIM, Y.; HONG, S.; CHOI, M. Effects of Serious Games on Depression in Older Adults: Systematic Review and Meta-analysis of Randomized Controlled Trials. **Journal of Medical Internet Research**, v. 24, n. 9, 2022.

KIM, R. K.; KANG, N.; DESAI, Z.; CAURAUGH, J. H. A Meta-Analysis on Dual Protocols for Chronic Stroke Motor Recovery: Robotic Training and tDCS. **Applied Sciences (Switzerland)**, v. 13, n. 3, p. 1992, 2023. MDPI. Disponível em: <https://www.mdpi.com/2076-3417/13/3/1992/htm>. Acesso em: 30 jun. 2023.

KIMURA, D. Acquistion of motor skill after left-hemisphere damage. Brain, 100:527-42, 1997.

KIN, KYUNG-HUN; JANG, SANG-HUN. Effects of Task-Specific Training after Cognitive Sensorimotor Exercise on Proprioception, Spasticity, and Gait Speed in Stroke Patients: A Randomized Controlled Study. Medicina (Kaunas), [s. l.], 13 out. 2021. DOI 10.3390/medicina57101098. Disponível em: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8541560/ . Acesso em: 4 dez. 2022.

KINECT, 2021. “Kinect for Windows” - Microsoft. 22 May. 2021 <https://developer.microsoft.com/en-us/windows/kinect/ >.

KINSBOURNE, M., Hemi-neglect and hemisphere rivalry. Adv. Neurol., Vol 18, pg. 41–49, 1977, PMID: 920524

KIPER P, AGOSTINI M, LUQUE-MORENO C, TONIN P, TUROLLA A. Reinforced feedback in virtual envi- ronment for rehabilitation of upper extremity dysfunction after stroke: preliminary data from a randomized controlled trial. Biomed Res Int. 2014;2014:752128.

KIRKING, B.; EL-GOHARY, M.; KWON, Y. The feasibility of shoulder motion tracking during activities of daily living using inertial measurement units. Gait Posture 2016, 49, 47–53.

KORTIER, H.G.; SLUITER, V.I.; ROETENBERG, D.; VELTINK, P.H. Assessment of hand kinematics using inertial and magnetic sensors. J. Neuroeng. Rehabil. 2014, 11, 70.

KOTTINK, A.I.R., Prange, G.B. Krabben, et al (2014), "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, Nº 3.

KRABBEN, T., PRANGE, G. B. et al., "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.

KREBS, H.I., FINLEY, M.A., DIPIETRO, L., OHLHOF F, J., WHITALL, J. & BEVER, C.T. Does MIT-MANUS upper extremity robot testing create a learning effect in healthy adults?, 2004.

KREBS, H., BRUCE V., AND HOGAN N. A working model of stroke recovery from rehabilitation robotics practitioners. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 6.1*, 2009.

KÜHN S, Romanowski A, Schilling C, Lorenz R, Mörsen C, Seiferth N, Banaschewski T, Barbot A, Barker GJ, Büchel C, Conrod PJ, Dalley JW, Flor H, Garavan H, Ittermann B, Mann K, Martinot JL, Paus T, Rietschel M, Smolka MN, Ströhle A, Walaszek B, Schumann G, Heinz A, Gallinat J. The neural basis of video gaming. Transl Psychiatry. 2011;1:e53

LARIBI, M. A., CARBONE, G., & ZEGHLOUL, S. On the optimal design of cable driven parallel robot with a prescribed workspace for upper limb rehabilitation tasks. Journal of Bionic Engineering, 16, 503–513, 2019.

LE BIHAN, D. Diffusion MRI: What water tells us about the brain. **EMBO Molecular Medicine**, v. 6, n. 5, p. 569–573, 2014.

LEE MY, CHOI JH, PARK RJ, KWON YH, CHANG JS, LEE J, et al. Clinical characteristics and brain activation patterns of mirror movements in patients with corona radiata infarct. Eur Neurol, 64:15–20, 2010. doi:10.1159/000313979

LEE SJ, CHUN MH. Combination transcranial direct current stimulation and virtual reality ther- apy for upper extremity training in patients with subacute stroke. Arch Phys Med Rehabil., 95(3):431–8, 2014.

LEVIN M. F., J. A. KLEIM, AND S. L. WOLF, "What do motor "recovery" and "compensation" mean in patients following stroke?," Neurorehabil Neural Repair, vol. 23, pp. 313-9, 2009.

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.

LIMA NMFV, RODRIGUES SY, FILLIPO TM, OLIVEIRA R, OBERG TD, CACHO EWAC. Versão brasileira da escala de comprometimento do tronco: um estudo de validade em sujeitos pós-acidente vascular encefálico. Fisioter Pesq. 2008;15 (3):248-53

LLORÉNS R, ALCAÑIZ M, COLOMER C, NAVARRO MD: Balance recovery through virtual stepping exercises using Kinect skeleton tracking: a follow-up study with chronic stroke patients. In Annual Review of Cybertherapy and Telemedicine 2012: Advanced Technologies in the Behavioral, Social and Neurosciences. Volume 181. Edited by Wiederhold BK, Riva G: IOS Press; 2012:108–112.

LÓPEZ-LARRAZ, E.; SARASOLA-SANZ, A.; IRASTORZA-LANDA, N.; et al. Brain-machine interfaces for rehabilitation in stroke: A review. NeuroRehabilitation, vol. 43, n. 1, p. 77–97, 2018.

LOTZE, M. et al. Motor learning elicited by voluntary drive. Brain, Oxford University Press, vol.126, n.4, p. 866-872, 2003.

LOUBINOUX, I., CAREL, C., PARIENTE, J., DECHAUMONT, S., ALBUCHER, J. F., MARQUE, P., et al. (2003). Correlation between cerebral reorganization and motor recovery after subcortical infarcts, Neuroimage 20, 2166–2180. doi: 10.1016/j.neuroimage.2003.08.017

LÜDEMANN-PODUBECKÁ J, BÖSL K, THEILIG S, WIEDERER R, NOWAK DA. The effectiveness of 1Hz rTMS over the primary motor area of the unaffected hemisphere to improve hand function after stroke depends on hemispheric dominance. Brain Stimul (2015) 8(4):823–30. doi:10.1016/j. brs.2015.02.004

LUFT, ANDREAS J.; WHITALL, JILL; FORRESTER, LARRY W; et al. Repetitive Bilateral Arm Training and Motor. Jama, vol. 292, n. 15, p. 1853–1862, 2004.

LUINGE, H.; VELTINK, P.H.; BATEN, C.T.M. Ambulatory measurement of arm orientation. J. Biomech. 2007, 40, 78–85.

LUINGE, H.J.; VELTINK, P.H. Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. Med. Biol. Eng. Comput. 2005, 43, 273–282.

LUXTON, D. D.; RIEK, L. D. Artificial intelligence and robotics in rehabilitation. **Handbook of rehabilitation psychology (3rd ed.)**, 2019.

MADGWICK, S.O.H. An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays. InternalReport x-io and University of Bristol (UK), Volume 25, Pages 113-118, April 30, 2010.

MADGWICK, S.O.H.; HARRISON, A.J.L.; VAIDYANATHAN, R. Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. In Proceedings of the 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Zurich, Switzerland, 29 June–1 July 2011; pp. 1–7.

MAHONEY F, BARTHEL D. Functional evaluation: the Barthel Index. Md State Med J., 14:61-5, 1965.

MAHONY, R.; HAMEL, T.; PFLIMLIN, J.M. Complementary filter design on the special orthogonal group SO (3). In Proceedings of the IEEE Conference on Decision and Control (CDC-ECC'05), Seville, Spain, 15 December 2005; pp. 1477–1484.

MAHONY, R., HAMEL, T., and PFLIMLIN, J.-M. Nonlinear complementary filters on the special orthogonal group. Automatic Control, IEEE Transactions on, 53(5):1203 –1218, June 2008.

MAJUMDER, S.; MEMBER, G. S.; DEEN, M. J.; FELLOW, L. Wearable IMU-Based System for Real-Time Monitoring of Lower-Limb Joints. , v. 21, n. 6, p. 8267–8275, 2021.

MAKI T, QUAGLIATO EMAB, CACHO EWA, PAZ LPS, NASCIMENTO NH, INOUE MMEA, et al. Estudo de confiabilidade da aplicação da escala de Fugl-Meyer no Brasil. Rev Bras Fisioter. 2006;10 (2):177-83.

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.

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

MATHWORKS, Orientation from accelerometer, gyroscope, and magnetometer readings. **AHRS Filter System Object™**, Disponível em: https://www.mathworks.com/help/fusion/ref/ahrsfilter-system-object.html. Acesso em: 15 dez. 2022.

MATHWORKS, Determine Orientation Using Inertial Sensors. ***Sensor Fusion and Tracking Toolbox™***, Disponível em: https://www.mathworks.com/help/fusion/gs/determine-orientation-through-sensor-fusion.html. Acesso em: 15 maio 2023.

MARCHESI, Giorgia et al. Modified Functional Reach Test: Upper-Body Kinematics and Muscular Activity in Chronic Stroke Survivors. Sensors Journal, [s. l.], 29 dez. 2021. https://doi.org/10.3390/s22010230

MATLAB, MathWorks MATLAB–*findpeaks*. MATLAB R2022a. MathWorks Inc., USA. Disponível em: https://www.mathworks.com/help/signal/ref/findpeaks.html2022. Acesso em: 14 ago. 2023.

MAURA, R. M.; RUEDA PARRA, S.; STEVENS, R. E.; et al. **Literature review of stroke assessment for upper-extremity physical function via EEG, EMG, kinematic, and kinetic measurements and their reliability**. BioMed Central, 2023.

MAZZÀ, C., DONATI, M., MCCAMLEY, J., PICERNO, P., & CAPPOZZO, A. (2012). An optimized Kalman filter for the estimate of trunk orientation from inertial sensors data during treadmill walking. Gait & Posture, 35(1), 138–142. http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.08.024

MCCULLOCH K, COOK EW, FLEMING WC, NOVACK TA, TAUB E. A reliable test of upper extremity ADL function. Arch Phys Med Rehab., 69:755, 1988.

MCPHERSON, J. G., MILLER, R. R., & PERLMUTTER, S. I. (2015). Targeted, activitydependent spinal stimulation produces long-lasting motor recovery in chronic cervical spinal cord injury. Proceedings of the National Academy of Sciences, 201505383. http://doi.org/10.1073/pnas.1505383112

MEDICAL DEVICES (2015) Recognized essential principles of safety and performance of medical devices, BS ISO 16142-2, 2015.

MEEHAN SK, Dao E, Linsdell MA, Boyd LA. Continuous theta burst stimulation over the contralesional sensory and motor cortex enhances motor learning post-stroke. Neurosci Lett (2011) 500:26–30. doi:10.1016/j. neulet.2011.05.237

MEKBIB, D. B., HAN, J., ZHANG, L., FANG, S., JIANG, H., ZHU, J., ROE, A. W., & XU, D. (2020). Virtual reality therapy for upper limb rehabilitation in patients with stroke: a meta-analysis of randomized clinical trials, 34(4), 456–465. https://doi.org/10.1080/02699052.2020.1725126

METSAVAHT L, LEPORACE G, RIBERTO M, SPOSITO MMM, DEL CASTILLO LNC, OLIVEIRA LP, BATISTA LA. Translation and cross-cultural adaptation of the Lower Extremity Functional Scale into a Brazilian Portuguese version and validation on patients with knee injuries. J Orthop Sports Phys Ther 2012;42(11): 932–9.

MICHAELSEN S. M., S. JACOBS, A. ROBY-BRAMI, AND M. F. LEVIN, “Compensation for distal impairments of grasping in adults with hemiparesis,” Exp Brain Res, vol. 157, pp. 162-73, 2004.

MICHAELSEN SM, NATALIO MA, SILVA AG, PAGNUSSAT AS. Confiabilidade da tradução e adaptação do Test d'Évaluation dês Membres Supérieurs de Personnes Âgées (TEMPA) para o português e validação para adultos com hemiparesia. Rev Bras Fisioter, São Carlos. 2008 nov-dez;12 (6)

MISHRA, J., ANGUERA, J.A. AND GAZZALEY, A. "Video Games for Neuro-Cognitive Optimization". Neuron, 90, pp. 214-218, 2016. https://doi.org/10.1016/j.neuron.2016.04.010

MOORE, K.L. & DALLEY, A.F. (2009). *Clinically oriented anatomy*. 6th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

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).

MORLIN ACG, DELATTRE AM, CACHO EWA, OBERG TD, OLIVEIRA R. Concordância e tradução para o português do teste de habilidade motora do membro superior – THMMS. Rev Neurocienc. 2006;14 (2):6-9.

MORROW, M.M.; LOWNDES, B.R.; FORTUNE, E.; KAUFMAN, K.R.; HALLBECK, M.S. Validation of Inertial Measurement Units for Upper Body Kinematics. J. Appl. Biomech. 2017, 33, 227–232.

MOULAEI, K.; BAHAADINBEIGY, K.; HAGHDOOSTD, A. A.; NEZHAD, M. S.; SHEIKHTAHERI, A. Overview of the role of robots in upper limb disabilities rehabilitation: a scoping review. **Archives of Public Health**, v. 81, n. 1, 2023.

MUBIN, O., ALNAJJAR, F., AL MAHMUD, A., JISHTU, N., & ALSINGLAWI, B. Exploring serious games for stroke rehabilitation: a scoping review. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, 0(0), 1–7, 2020. https://doi.org/10.1080/17483107.2020.1768309

MURASE, N., DUQUE, J., MAZZOCCHIO, R., and COHEN, L. G. Influence of interhemispheric interactions on motor function in chronic stroke. Ann. Neurol. 55, 400–409, 2004. doi: 10.1002/ana.10848

MURPHY G (1950) Similitude in Engineering. New York: Ronald Press.

MURPHY M. ALT, C. WILLEN, AND K. S. SUNNERHAGEN, "Kinematic variables quantifying upper-extremity performance after stroke during reaching and drinking from a glass," Neurorehabil Neural Repair, vol. 25, pp. 71-80, 2010.

MURPHY, T. H., & CORBETT, D. (2009). Plasticity during stroke recovery: from synapse to behaviour. Nature Reviews Neuroscience, 10(12), 861–872. http://doi.org/10.1038/nrn2735

NADAS, I.; VAIDA, C.; GHERMAN, B.; et al. Considerations for designing robotic upper limb rehabilitation devices. *AIP Conference Proceedings*, vol. 1917, 2017.

NEIL, H. P. Stroke Rehabilitation. Critical Care Nursing Clinics of North America, v. 35, n. 1, p. 95–99, 2023. DOI https://doi.org/10.1016/j.cnc.2022.11.002.

NG, S. S.; HUI-CHAN, C. W. The timed up & go test: Its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 86, n. 8, p. 1641–1647, 2005.

NIBRAS, N.; LIU, C.; MOTTET, D.; WANG, C.; REINKENSMEYER, D. Dissociating Sensorimotor Recovery and Compensation During Exoskeleton Training Following Stroke, v. 15, n. April, p. 1–15, 2021.

NISHIDA AP, AMORIM MZM, INOUe MMEA. Índice de Barthel e do estado funcional de pacientes pós acidente vascular cerebral em programa de fisioterapia. Salusvita, Bauru. 2004;23 (3):467-77.

NORRIS DG. Principles of magnetic resonance assessment of brain function. J Magn Reson Imaging (2006) 23:794–807. doi:10.1002/jmri.20587

NOVAK, D.; RIENER, R. Control Strategies and Artificial Intelligence in Rehabilitation Robotics. **AI Magazine**, v. 36, n. 4, p. 23, 2015. Disponível em: <https://aaai.org/ojs/index.php/aimagazine/article/view/2614>.

NOVELETTO, F.; SOARES, A. V.; EICHINGER, F. L. F.; et al. Biomedical Serious Game System for Lower Limb Motor Rehabilitation of Hemiparetic Stroke Patients. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 28, n. 6, p. 1481–1487, 2020. IEEE.

NOWAK, D. A., GREFKES, C., DAFOTAKIS, M., EICKHOFF, S., KÜST, J., KARBE, H., et al. (2008). Effects of low-frequency repetitive transcranial magnetic stimulation of the contralesional primary motor cortex on movement kinematics and neural activity in subcortical stroke. Arch. Neurol. 65, 741–747. doi: 10.1001/archneur. 65.6.741

OBERLANDER, K. D. Inertial Measurement Unit Inverse Kinematics : Joint Considerations and the Maths for Deriving Anatomical Angles. **IMU Tech**, n. September, p. 41, 2015.

OFNER, P., SCHWARZ, A., PEREIRA, J., & MÜLLER-PUTZ, G. R. (2017). Upper limb movements can be decoded from the time-domain of low-frequency López-Larraz et al. NeuroRehabilitation, DOI:10.3233/NRE-172394 34 EEG. PLoS ONE, 12(8). http://doi.org/10.1371/journal.pone.0182578

OJEDA, L. and BORENSTEIN, J. Flexnav: fuzzy logic expert rule-based position estimation for mobile robots on rugged terrain. In Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation ICRA ’02, volume 1, pages 317–322, May 11–15, 2002.

OLEJNICZAK P. Neurophysiologic basis of EEG. J Clin Neurophysiol (2006) 23:186–9. doi:10.1097/01.wnp.0000220079.61973.6c

OWEISS, K. G., & BADRELDIN, I. S. (2015). Neuroplasticity subserving the operation of brain machine interfaces. Neurobiology of Disease, 83, 161– 171. http://doi.org/10.1111/nyas.12666.Saccadic

PAN, L. J.; ZHU, H. Q.; ZHANG, X. A.; WANG, X. Q. The mechanism and effect of repetitive transcranial magnetic stimulation for post-stroke pain. **Frontiers in Molecular Neuroscience**, v. 15, 2023.

PELLEGRINO G, Tombini M, Assenza G, Bravi M, Sterzi S, et al. Inter-hemispheric coupling changes associate with motor improvements after robotic stroke rehabilitation. Restor Neurol Neurosci (2012) 30:497–510. doi:10.3233/RNN-2012-120227

PEREIRA, F.; I BADIA, S.; JORGE, C.; DA SILVA CAMEIRÃO, M. Impact of Game Mode on Engagement and Social Involvement in Multi-User Serious Games with Stroke Patients. 2019 International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR). p.1–6, 2019.

PEREIRA, N. D. *et al*. *Motor Activity Log*-Brazil: reliability and relationships with motor impairments in individuals with chronic stroke. **Neuropsychiatry Archives**, [*s. l.*], v. 70, ed. 3, 2012. DOI 10.1590/s0004-282x2012000300008. Disponível em: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22392112/. Acesso em: 18 mai. 2023.

PEREZ-IBARRA, J. C. P., Controle de Impedância Adaptativo aplicado à Reabilitação Robótica do Tornozelo. Dissertação de mestrado., Universidade de São Paulo, São Paulo, 2014.

PILA, O.; DURET, C.; KOEPPEL, T.; JAMIN, P. Performance-Based Robotic Training in Individuals with Subacute Stroke: Differences between Responders and Non-Responders. **Sensors 2023, Vol. 23, Page 4304**, v. 23, n. 9, p. 4304, 2023. Multidisciplinary Digital Publishing Institute. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1424-8220/23/9/4304/htm>. Acesso em: 30 jun. 2023.

PODSIADLO, D. AND RICHARDSON, S. (1991). “The timed "Up & Go": a teste of basic functional mobility for frail elderly persons”. J Am Geriatr Soc 39(2):142-148.

POLESE JC, TONIAL A, JUNG FK, MAZUCO R, OLIVEIRA SG, SCHUSTER RC. Avaliação da funcionalidade de indivíduos acometidos por acidente vascular encefálico. Rev Neurocienc. 2008;16 (3):175-8

POLI, P., MORONE, G., ROSATI, G., MASIERO, S., 2013. Robotic technologies and rehabilitation: new tools for stroke patients' therapy. Biomed Res. Int. (2), 153872.

PRANGE, GERDIENKE B.; KOTTINK, ANKE I.R.; BUURKE, JAAP 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.

PUA YH, COWAN SM, WRIGLEY TV, BENNELL KL. The Lower Extremity Functional Scale could be an alternative to the Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index physical function scale. J Clin Epidemiol 2009;62:1103–11.

QI, W. O., HARIHARAN, M., HOI, L. L., BASAH, S. N., SAZALI, Y., MOHAMED S. AND CHIA H. L., "Technologies for Assessment of Motor Disorders in Parkinson's Disease: A Review," Sensors, pp. 21710- 21745, 2015.

RAHMAN, M. M.; GAN, K. B.; AZIZ, N. A. A.; HUONG, A.; YOU, H. W. Upper Limb Joint Angle Estimation Using Wearable IMUs and Personalized Calibration Algorithm. **Mathematics**, v. 11, n. 4, 2023.

RAMOS-MURGUIALDAY, A., García-Cossio, E., Walter, A., Cho, W., Broetz, D., Bogdan, M., Birbaumer, N. (2015). Decoding upper limb residual muscle activity in severe chronic stroke. **Annals of Clinical and Translational Neurology**, 2(1), 1-11. http://doi.org/10.1002/acn3.122

REGO, P., MOREIRA, P. M., & REIS, L. P. Serious games for rehabilitation: A survey and a classification towards a taxonomy. In 5th Iberian conference on information systems and technologies (pp. 1-6). IEEE, June, 2010.

RENAUDIN, V.; AFZAL, M.H.; LACHAPELLE, G. Complete Triaxis Magnetometer Calibration in the Magnetic Domain. J. Sens. 2010, 2010, 967245.

RICCI, L.; FORMICA, D.; SPARACI, L.; LASORSA, F.R.; TAFFONI, F.; TAMILIA, E.; GUGLIELMELLI, E. A New Calibration Methodology for Thorax and Upper Limbs Motion Capture in Children Using Magneto and Inertial Sensors. Sensors 2014, 14, 1057–1072.

RIENER, R. et al. Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: 1rst experimental results. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE, vol.13, n.3, p. 380-394. 2005.

RIZVI, A.; PARVEEN, S.; BAZIGHA, F.; NOOHU, M. M. Effect of transcranial direct current stimulation in combination with robotic therapy in upper limb impairments in people with stroke: a systematic review. **Egyptian Journal of Neurology, Psychiatry and Neurosurgery**, v. 59, n. 1, 2023. Springer Berlin Heidelberg. Disponível em: <https://doi.org/10.1186/s41983-023-00640-8>.

ROETENBERG, D.; LUINGE, H. J.; BATEN, C. T. M.; VELTINK, P. H. Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 13, n. 3, p. 395–405, 2005.

ROH J, Rymer WZ, Perreault EJ, Yoo SB, Beer RF. Alterations in upper limb muscle synergy structure in chronic stroke survivors. J Neurophysiol (2013) 109:768–81. doi:10.1152/jn.00670.2012

ROHRER, B.; FASOLI, S.; KREBS, H. I.; et al. Movement smoothness changes during stroke recovery. The Journal of neuroscience: the official journal of the Society for Neuroscience, v. 22, n. 18, p. 8297–8304, 2002. United States.

RONG, J. F.; DING, L.; ZHANG, W.; WANG, W.N.; DENG, M. K.; XIONG, L.; JIA, J. Effects of Robot-assisted Therapy Combined with Mirror Therapy on Upper Limbs Rehabilitation in Patients with Hemiplegia after Stroke. Chinese Journal of Rehabilitation Theory and Practice; (12): 709-713, 2019.

ROSATI, G., GALLINA, P., MASIERO, S. et al. "Design of a new 5 d.o.f. wire-based robot for 784 rehabilitation," in Proceedings - 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 430–433. 785, 2005.

ROSATI, G., MASIERO, S. AND ROSSI, A. "On the Use of Cable-Driven Robots in Early Inpatient 786 Stroke Rehabilitation," in Advances in Italian Mechanism Science, International Journal of Mechanics and 787 Control, vol. 18, n. 2, 1, 2017.

ROSSINI P, BARKER A, BERARDELLI A, CARAMIA M, CARUSO G, CRACCO R, et al. Non-invasive electrical and magnetic stimulation of the brain, spinal, cord and roots: basic principles and procedures for routine clinical application. Report. Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 91:79–92, 1994. doi:10.1016/0013-4694(94)90029-9

ROY, G.; BHUIYA, A.; MUKHERJEE, A.; BHAUMIK, S. Kinect Camera Based Gait Data Recording and Analysis for Assistive Robotics-An Alternative to Goniometer Based Measurement Technique. Procedia Comput. Sci. 2018, 133, 763–771.

SABATELLI S., GALGANI M., FANUCCI L. AND ROCCHI A., "A Double-Stage Kalman Filter for Orientation Tracking with an Integrated Processor in 9-D IMU," Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions, 2013.

SAES, M.; MOHAMED REFAI, M. I.; VAN BEIJNUM, B. J. F.; et al. Quantifying Quality of Reaching Movements Longitudinally Post-Stroke: A Systematic Review. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 36, n. 3, p. 183–207, 2022.

SALE, P., FRANCESCHINI, M., WALDNER, A., HESSE, S., 2012. Use of the robot assisted gait therapy in rehabilitation of patients with stroke and spinal cord injury. Eur. J. Phys. Rehabil. Med. 48(1), 111-121.

SAMPAIO-BAPTISTA, C., KHRAPITCHEV, A. A., FOXLEY, S., SCHLAGHECK, T., SCHOLZ, J., JBABDI, S., … JOHANSEN-BERG, H. (2013). Motor skill learning induces changes in white matter microstructure and myelination. J Neurosci, 33(50), 19499–19503. http://doi.org/10.1523/jneurosci.3048-13.2013

SANTOS AS. Validação da escala de avaliação da qualidade de vida na doença cerebrovascular isquêmica para a língua portuguesa. [tese de doutorado]. São Paulo (SP): Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2007.

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.

SCHOMER, D. L.; DA SILVA, F. H. L., Niedermeyer's Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields, 6th Edition, Wolters Kluwer – Health / Lippincott Williams & Wilkins, 2011.

SCHWARZ, A.; BHAGUBAI, M. M. C.; WOLTERINK, G.; et al. Assessment of Upper Limb Movement Impairments after Stroke Using Wearable Inertial Sensing, p. 1–22, 2020.

SETO E, Sela G, McIlroy WE, Black SE, Staines WR, Bronskill MJ, et al. Quantifying head motion associated with motor tasks used in fMRI. Neuroimage (2001) 14:284–97. doi:10.1006/nimg.2001.0829

SHIMAN, F., LÓPEZ-LARRAZ, E., SARASOLA-SANZ, A., IRASTORZA-LANDA, N., SPUELER, M., BIRBAUMER, N., & RAMOS-MURGUIALDAY, A. (2017). Classification of different reaching movements from the same limb using EEG. Journal of Neural Engineering, 14, 46018. http://doi.org/10.1088/1741-2552/aa70d2

SHIN JH, Ryu H, Jang SH. A task-specific interactive game- based virtual reality rehabilitation system for patients with stroke: a usability test and two clinical experiments. J Neuroeng Rehabil. 2014;11(1):32.

SHIRI S, FEINTUCH U, LORBER-HADDAD A, MOREH E, TWITO D, TUCHNER-ARIELI M, MEINER Z. Novel virtual reality system integrating online self-face viewing and mirror visual feedback for stroke rehabilitation: rationale and feasibility. Top Stroke Rehabil. 2012;19(4):277–86.

SHIRLEY RYAN, Shirley Ryan AbilityLab. Stroke Rehabilitation Measures Database. Disponível em: https://www.sralab.org/rehabilitation-measures/database?population=4636. Acesso em: 14 ago. 2023.

SHUMWAY COOK A, WOOLLACOTT M. Controle Motor: Teoria e Aplicações Praticas. 3. ed. Barueri, São Paulo: Manole; 2010.

SILVA, W. H. S.; LOPES, G. L. B.; YANO, K. M.; et al. Effect of a rehabilitation program using virtual reality for balance and functionality of chronic stroke patients. **Motriz. Revista de Educacao Fisica**, v. 21, n. 3, p. 237–243, 2015.

SINGH, D.K. A, NORDIN, N.A.M., AZIZ, A.A., ZARIM, S.N.A., KOOI, L.B., CHING, S.L.Virtual reality balance games to improve lower limb function among adults with chronic stroke. In Proceedings of the 7th International Convention on Rehabilitation Engineering and Assistive Technology (i-CREATe '13). Singapore Therapeutic, Assistive & Rehabilitative Technologies (START) Centre, Midview City, SGP, Article 26, 1–3, 2013.

SORIANO, F. F. S.; BARALDI, K. Escalas de avaliação funcional aplicáveis a pacientes pós acidente vascular encefálico. **ConScientiae Saúde**, v. 9, n. 3, p. 521–530, 2010. Disponível em: <http://www4.uninove.br/ojs/index.php/saude/article/view/2227>.

STANLEY, M., MEMS Industry Group - Open-Source-Sensor-Fusion GitHub Repository. Disponível em: https://github.com/memsindustrygroup/Open-Source-Sensor-Fusion. Acesso em: 17 dez. 2022.

STASI S, PAPATHANASIOU G, ANAGNOSTOU M, GALANOS A, CHRONOPOULOS E, BALTOPOULOS PI, PAPAIOANNOU NA. Lower Extremity Functional Scale (LEFS): crosscultural adaption into Greek and reliability properties of the instrument. Health Sci J 2012;6(4):750–73.

STEFANO, M., PATRIZIA, P., MARIO, A., FERLINI, G., RIZZELLI, R., & ROSATI, G. Robotic Upper Limb Rehabilitation after Acute Stroke by NeReBot: Evaluation of Treatment Costs. BioMed Research International, 2014, 1–5. doi:10.1155/2014/265634 PMID:24967345

STIENEN, A.H.A., et al. (2007). 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.

STINEAR CM, Barber PA, Smale PR, Coxon JP, Fleming MK, Byblow WD. Functional potential in chronic stroke patients depends on corticospinal tract integrity. Brain (2007) 130:170–80. doi:10.1093/brain/awl333

SUTOPO, H.; MURTI, B.; DEMARTOTO, A. Effect of Robot Assistive Therapy on Hand Functional Ability in Stroke Patients: Meta-Analysis, v. 08, p. 213–222, 2023.

TAKEUCHI, N., CHUMA, T., MATSUO, Y., WATANABE, I., and IKOMA, K. (2005). Repetitive transcranial magnetic stimulation of contralesional primary motor cortex improves hand function after stroke. Stroke 36, 2681–2686. doi: 10.1161/01.str.0000189658. 51972.34

TALELLI P, Wallace A, Dileone M, Hoad D, Cheeran B, Oliver R, et al. Theta burst stimulation in the rehabilitation of the upper limb: a semirandomized, placebo-controlled trial in chronic stroke patients. Neurorehabil Neural Repair (2012) 26:976–87. doi:10.1177/1545968312437940

TANG, Q., LI, G., LIU, T., WANG, A., FENG, S., LIAO, X., et al. (2015). Modulation of interhemispheric activation balance in motor-related areas of stroke patients with motor recovery: systematic review and meta-analysis of fMRI studies. Neurosci. Biobehav. Rev. 57, 392–400. doi: 10.1016/j.neubiorev.2015.09.003

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.

TAUB, E *et al*. Technique to improve chronic motor deficit after stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, [*s. l.*], p. 347-354, 1993. Disponível em: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8466415/. Acesso em: 18 mai. 2023.

TEUFL, W.; MIEZAL, M.; TAETZ, B.; FRÖHLICH, M.; BLESER, G. Validity of inertial sensor based 3D joint kinematics of static and dynamic sport and physiotherapy specific movements. PLoS ONE 2019, 14, e0213064.

TIBONI, M.; CINZIA, A.; ROBERTO, B. Robotic System for Hand Rehabilitation Based on Mirror Therapy. In: V. Petuya; G. Quaglia; T. Parikyan; G. Carbone (Orgs.); Proceedings of I4SDG Workshop 2023. p.459–467, 2023. Cham: Springer Nature Switzerland.

TIMMERMANS A. A. A., R. P. J. GEERS, J. A. FRANCK, P. DOBBELSTEIJN, A. I. F. SPOOREN, H. KINGMA, AND H. A. M. SEELEN, "T-TOAT: A method of task-oriented arm training for stroke patients suitable for implementation of exercises in rehabilitation technology," presented at IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics, Kyoto, Japan, 2009.

TORIL P, Reales JM, Ballesteros S. Video game training enhances cognition of older adults: a meta- analytic study. Psychol Aging. 2014;29(3):706–16.

TOUVYKINE, B., MANSOORI, B. K., JEAN-CHARLES, L., DEFFEYES, J., QUESSY, S., and DANCAUSE, N. (2016). The effect of lesion size on the organization of the ipsilesional and contralesional motor cortex. Neurorehabil. Neural Repair. 30, 280–292. doi: 10.1177/1545968315585356

TRETRILUXANA J, Kantak S, Tretriluxana S, Wu AD, Fisher BE. Low frequency repetitive transcranial magnetic stimulation to the non-lesioned hemisphere improves paretic arm reach-to-grasp performance after chronic stroke. Disabil Rehabil Assist Technol (2013) 8:121–4. doi:10.3109/17483107.2012. 737136

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

TROMPETTO C, Assini A, Buccolieri A, Marchese R, Abbruzzese G. Motor recovery following stroke: a transcranial magnetic stimulation study. Clin Neurophysiol (2000) 111:1860–7. doi:10.1016/S1388-2457(00)00419-3

TSAO, C. W.; ADAY, A. W.; ALMARZOOQ, Z. I.; et al. **Heart Disease and Stroke Statistics - 2023 Update: A Report from the American Heart Association**. 2023.

TYROMOTION, Diego. https://tyromotion.com/en/produkte/diego/. Acesso em: 30 jun. 2023.

UC SAN DIEGO, "Center for Functional MRI – In the Department of Radiology", Official Web Site of the University of California, San Diego, School of Medicine. Disponível em: https://cfmriweb.ucsd.edu/Research/whatisfmri.html. Acessado em: 07 de maio de 2021.

VAIDA C., Carbone G., Major K., Major Z., Plitea N., Pisla D. (2017)., ACTA TECHNICA NAPOCENSIS. Series: Applied Mathematics, Mechanics and Engineering 60, 91-102.

VALENTIN, L.S.S., "Can Digital Games Be a Way of Improving the Neuroplasticity in Stroke Damage? Can the Adult Brain Grow New Cells or Rewire Itself in Response to a New Experience? Open Journal of Medical Psychology", 6, 153-165, 2017.

VAN DEN NOORT, J.C.; KORTIER, H.G.; VAN BEEK, N.; VEEGER, D.H.E.J.; VELTINK, P.H. Measuring 3D Hand and Finger Kinematics—A Comparison between Inertial Sensing and an Opto-Electronic Marker System. PLoS ONE 2016, 11, e0164889.

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.

VERHEIJDE, J. L.; WHITE, F.; TOMPKINS, J.; et al. Reliability, validity, and sensitivity to change of the lower extremity functional scale in individuals affected by stroke. **PM and R**, v. 5, n. 12, p. 1019–1025, 2013. American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.pmrj.2013.07.001>.

WARD, N. S., and COHEN, L. G. Mechanisms underlying recovery of motor function after stroke. Arch. Neurol. 61, 1844–1848, 2004. doi: 10.1001/archneur.61. 12.1844

WARD, N. S., BROWN, M. M., THOMPSON, A. J., and FRACKOWIAK, R. S. Neural correlates of outcome after stroke: a cross-sectional fMRI study. Brain 126, 1430–1448, 2003. doi: 10.1093/brain/awg145

WEBER, H., BARR, C., GOUGH, C., and VAN DEN BERG, M. How Commercially Available Virtual Reality-Based Interventions Are Delivered and Reported in Gait, Posture, and Balance Rehabilitation: A Systematic Review. *Physical therapy*, *100*(10), 1805–1815, 2020. https://doi.org/10.1093/ptj/pzaa123

WHITBOURNE SK, ELLENBERG S, AKIMOTO K. Reasons for playing casual video games and perceived benefits among adults 18 to 80 years old. Cyberpsychol Behav Soc Netw. 2013;16(12):892–7.

WHO, World Health Organization, https://www.who.int/. Accessed February 03, 2021.

WINSTEIN, C. J. *et al*. Methods for a multisite randomized trial to investigate the effect of constraint-induced movement therapy in improving upper extremity function among adults recovering from a cerebrovascular stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, [*s. l.*], v. 17, ed. 3, 2003. https://doi.org/10.1177/0888439003255511

WITTENBERG, G. F., CHEN R., ISHII K., BUSHARA K. O., TAUB E., GERBER L. H., HALLETT M., COHEN L. G., Constraint-Induced Therapy in Stroke: Magnetic-Stimulation Motor Maps and Cerebral Activation, Neurorehabil Neural Repair, vol. 17, no. 1, pp. 48–57, 2003.

WSO (World Stroke Organization), Annual Report 2022. **AIMS Energy**, v. 11, n. 1, p. 135–139, 2023.

WU, J.; ZHOU, Z.; CHEN, J.; FOURATI, H.; LI, R. Fast complementary filter for attitude estimation using low-cost MARG sensors. IEEE Sens. J. 2016, 16, 6697–7007.

WU, J.; CHENG, H.; ZHANG, J.; YANG, S.; CAI, S. Robot-Assisted Therapy for Upper Extremity Motor Impairment after Stroke: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Physical Therapy**, v. 101, n. 4, p. 1–13, 2021.

YANG, DAE-JUNG, SEUNG-KYU PARK, J. KANG, J. KIM, DAE-KEUN JEONG AND J. CHOI. "Effects of Game Based Weight-Bearing Training on Lower Extremity Muscle Activation and Balance in Stroke Patients." The Journal of Korean Physical Therapy 27:264-269, 2015.

YEUNG TS, WESSEL J, STRATFORD P, MACDERMID J. Reliability, validity, and responsiveness of the Lower Extremity Functional Scale for inpatients of an orthopaedic rehabilitation ward. J Orthop Sports Phys Ther 2009;39(6):468–77.

ZHANG Z., HUANG, Z. AND WU, J., "Hierarchical Information Fusion for Human Upper Limb Motion Capture," 12th International Conferenece on Information Fusion, 2009.

ZHANG Z., JI, L.., HUANG, Z. & WU, J., "Adaptive Information Fusion for Human Upper Limb Movement Estimation," IEEE Transactions IEEE Transactions on Systems - Part A: Systems and Humans, Vol. 42, No. 5, 2012.

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.

ZHENG, QING-XIANG; GE, LI; WANG, CAROL CHUN-FENG; Et Al. Robot-Assisted Therapy for Balance Function Rehabilitation After Stroke: A Systematic Review And Meta-Analysis. International Journal of Nursing Studies, 2019.

ZHOU, H., STONE, T., HU, H., & HARRIS, N. (2008). Use of multiple wearable inertial sensors in upper limb motion tracking. Medical Engineering & Physics, 30(1), 123–133. http://doi.org/10.1016/j.medengphy.2006.11.010

ZHU, Y.; WANG, C.; LI, J.; ZENG, L.; ZHANG, P. Effect of different modalities of artificial intelligence rehabilitation techniques on patients with upper limb dysfunction after stroke—A network meta-analysis of randomized controlled trials. **Frontiers in Neurology**, v. 14, 2023.

ZYDA M., From visual simulation to virtual reality to games. USC Information Sciences Institute, v. 38, n. 9, p. 25–32, 2005.

APÊNDICE A.1

Adaptação do Inventário de Motivação Intrínseca (IMI) aplicado nos participantes saudáveis utilizando como base o modelo fornecido em IMI (2023).

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 esta atividade é útil para ajudar na reabilitação do movimento de outras pessoas
- Eu acho que esta atividade é útil para ajudar na reabilitação cognitiva 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 acho que fazer essa atividade poderia me ajudar a melhorar minha memória
- Eu acho que fazer essa atividade poderia me ajudar a melhorar minha cognição
- Eu acredito que fazer essa atividade pode ser benéfica para mim.
- Acho que esta é uma atividade importante.

Confiança/Conforto

- Senti como se eu realmente pudesse confiar nesta tecnologia
- Gostaria de interagir com este dispositivo com mais frequência.
- Eu realmente preferiria não interagir com este dispositivo no futuro. (R)
- Eu sinto que eu poderia realmente confiar nesta tecnologia. (R)
- Eu senti que poderia me movimentar livremente utilizando esta tecnologia
- É provável que esse dispositivo e eu iremos interagir muito no futuro.
- Eu senti que estava preso utilizando essa tecnologia. (R)

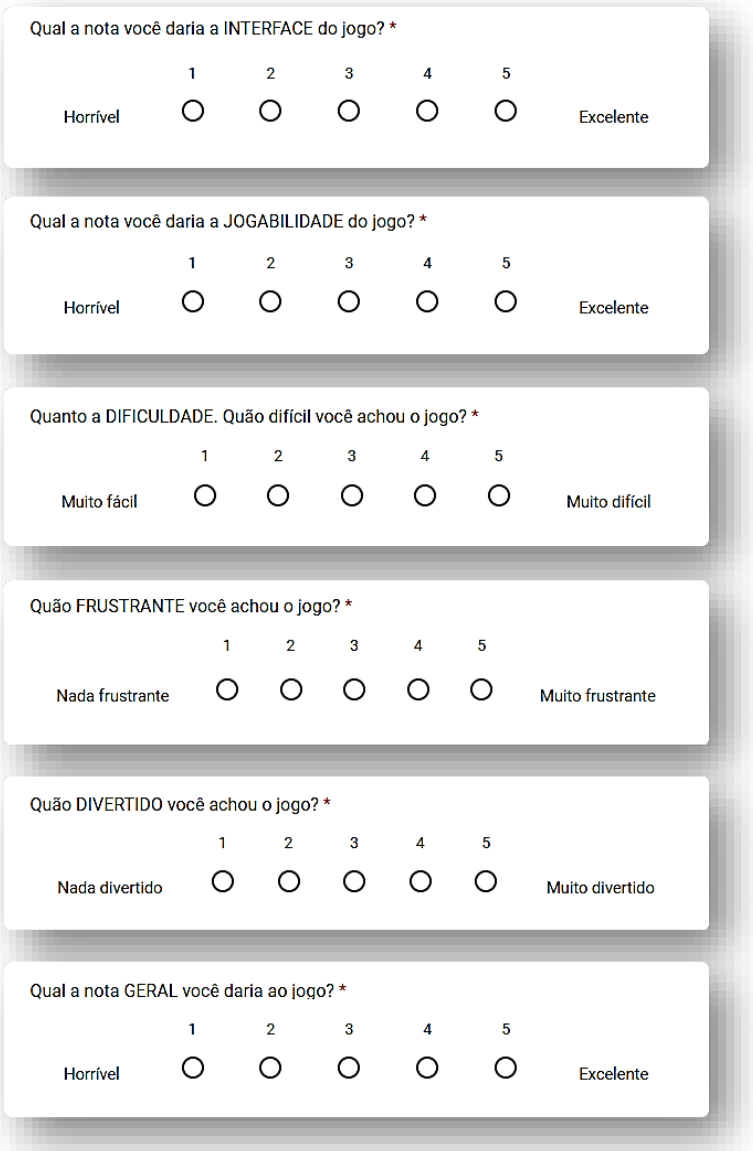
Observações.: (1) As categorias e a marcação (R) não são reveladas ao avaliado.

(2) Os campos marcados com (R) são invertidos. Considerar como: $8 - \text{nota}$

APÊNDICE A.2

Simplificação do *GEQ* (*Game Engagement/Experience Questionnaire* ou Questionário de Engajamento/Experiência no Jogo) para aplicação aos participantes saudáveis (Adaptado de IJSSELSTEIJN et al., 2013)

Este questionário buscar capturar a experiência do jogador com base em vários itens como diversão, frustração, desafio, entre outros. O GEQ é pontuado em uma escala de 5 pontos, variando de "nenhum um pouco" a "extremamente". Em relação ao jogo Color4Memory, avalie (de 1 a 5):



APÊNDICE A.3

Adaptação do Inventário de Motivação Intrínseca (IMI) aplicado ao segundo grupo de pacientes pós-AVC utilizando como base o modelo fornecido em IMI (2023).

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).

Interesse/Satisfação

1. **Gostei muito de fazer os exercícios com este sistema**

	1	2	3	4	5	6	7	
discordo totalmente	◯	◯	◯	◯	◯	◯	◯	concordo totalmente

2. **Foi divertido fazer estes exercícios**

	1	2	3	4	5	6	7	
discordo totalmente	◯	◯	◯	◯	◯	◯	◯	concordo totalmente

Competência Percebida

3. **Eu acho que sou muito bom nestes exercícios**

	1	2	3	4	5	6	7	
discordo totalmente	◯	◯	◯	◯	◯	◯	◯	concordo totalmente

4. **Eu acho que fui muito bem nestes exercícios, em comparação com outros participantes**

	1	2	3	4	5	6	7	
discordo totalmente	◯	◯	◯	◯	◯	◯	◯	concordo totalmente

Esforço/Importância

5. **Eu me esforcei muito para realizar esta atividade**

	1	2	3	4	5	6	7	
discordo totalmente	◯	◯	◯	◯	◯	◯	◯	concordo totalmente

6. **Era importante para mim fazer esta tarefa de maneira correta**

	1	2	3	4	5	6	7	
discordo totalmente	◯	◯	◯	◯	◯	◯	◯	concordo totalmente

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

13. **Eu acho que esta atividade foi útil para melhorar a minha memória.**

	1	2	3	4	5	6	7	
discordo totalmente	◯	◯	◯	◯	◯	◯	◯	concordo totalmente

14. **Eu acho que esta atividade é útil para ajudar na reabilitação cognitiva.**

	1	2	3	4	5	6	7	
discordo totalmente	◯	◯	◯	◯	◯	◯	◯	concordo totalmente

Confiança/Conforto

15. **Senti como se eu realmente pudesse confiar neste dispositivo.**

	1	2	3	4	5	6	7	
discordo totalmente	◯	◯	◯	◯	◯	◯	◯	concordo totalmente

16. **Gostaria de interagir com este dispositivo com mais frequência.**

	1	2	3	4	5	6	7	
discordo totalmente	◯	◯	◯	◯	◯	◯	◯	concordo totalmente

17. **Eu senti que poderia me movimentar livremente utilizando esta tecnologia.**

	1	2	3	4	5	6	7	
discordo totalmente	◯	◯	◯	◯	◯	◯	◯	concordo totalmente

18. **Eu senti que estava preso utilizando essa tecnologia.**

	1	2	3	4	5	6	7	
discordo totalmente	◯	◯	◯	◯	◯	◯	◯	concordo totalmente

Observações.: (1) As categorias não são reveladas ao avaliado.

(2) Os campos 8,10 e 18 são do tipo (R) – Informação não revelada ao avaliado

(3) Os campos (R) são invertidos. Considerar como: $8 - \text{nota}$

APÊNDICE A.4

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

Você está sendo convidado(a) a participar da pesquisa intitulada "**Estrutura Robótica Atuada por Cabos para Reabilitação dos Membros do Corpo Humano**", sob a responsabilidade dos pesquisadores Prof. Dr. Rogério Sales Gonçalves, UFU, Profª. Drª. Jadiane Dionisio, Thiago Alves, UFU. Nesta pesquisa nós estamos buscando desenvolver um sistema com sensores de movimento que será utilizado em um dispositivo robótico para reabilitação dos membros do corpo humano O Termo/registro de Consentimento Livre e Esclarecido está sendo 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 dos membros do corpo humano. Os dados relativos ao desempenho em cada sessão serão armazenados e utilizados no desenvolvimento da pesquisa. Todos os dados da pesquisa ficarão registrados sob guarda e responsabilidade dos pesquisadores em arquivo digital por um período mínimo de 5 (cinco) anos após o término da pesquisa. Em nenhum momento você será identificado. Os resultados da pesquisa serão publicados em formato acessível 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. Havendo algum dano decorrente da pesquisa, você terá direito a solicitar indenização através das vias judiciais (Código Civil, Lei 10.406/2002, Artigos 927 a 954 e Resolução CNS nº 510 de 2016, Artigo 19). 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 cientificas 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 da pesquisa. 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. Para obter orientações quanto aos direitos dos participantes de pesquisa acesse a cartilha no link:

https://conselho.saude.gov.br/images/comissoes/conep/documentos/Cartilha_Direitos_Eticos_2020.pdf.

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 ou pelo e-mail **cep@propp.ufu.br**. 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

APÊNDICE A.5

CÁLCULO DOS II TERMOS USANDO AS TEORIAS DE SIMILITUDE (MURPHY et al., 1950)

Análise Dimensional

Durante a realização dos movimentos de reabilitação pelo paciente por uma trajetória predefinida, como a trajetória circular, o período ideal (T) para conclusão desta deve ser estimado para avaliar o desempenho do paciente. O tempo necessário para conclusão da trajetória está relacionado ao comprimento da trajetória (C), ou seja, quanto maior a trajetória, maior o tempo gasto. Porém, há uma enorme variabilidade de formas e dimensões dos membros humanos e, consequentemente, do peso/massa destes (m). O esforço realizado pelos atuadores é proporcional ao peso do membro humano a ser reabilitado e também deve afetar o período ideal de uma trajetória.

A velocidade angular (ω) máxima dos motores de 45 RPM foi limitada à 1 rad/s para todos os testes. Para simplificação, foi desconsiderado o período de aceleração e desaceleração, ou seja, a velocidade foi considerada constante durante o movimento já que várias repetições da trajetória foram realizadas para cada análise.

A massa inicial do suporte da plataforma móvel (P) foi mantida constante e igual a 1 kg. Além disso para cada trajetória a distância entre os pontos de discretização (d), Fig. 1, foi mantida constante e igual à 0,0785 m, desta forma, a quantidade de pontos de discretização será resultado do comprimento da trajetória C.

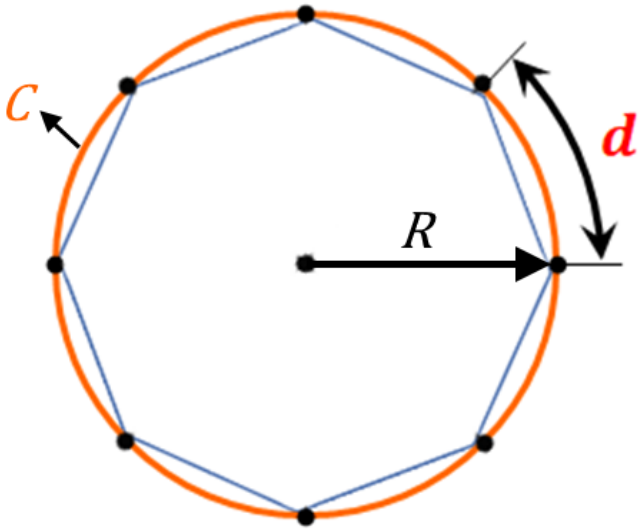


Figura 1. Trajetória circular mostrando a distância entre os pontos de discretização d.

Assim, de forma resumida, as variáveis consideradas para o problema simplificado são:

- Período [s] T
- Comprimento da trajetória [m] C
- Massa [kg] m
- Velocidade angular máxima dos motores [rad/s] ω
- Massa inicial do suporte da plataforma móvel [kg] P
- Distância entre pontos de discretização [m] d

Aplicando o Teorema de Buckingham (Murphy, 1950) para encontrar a quantidade de Π termos, tem-se:

$$S = n_v - b \tag{6}$$

Onde S é o número de Π termos, n_v é o número de incógnitas e b é o número de quantidades primárias envolvidas no fenômeno. Neste trabalho temos $n_v = 6$ e $b = 3$ (tempo [T], massa [M], comprimento [L]). Desta forma, têm-se 3 Π termos e a equação preditiva a ser determinada é da forma:

$$\Pi_1 = F(\Pi_2, \Pi_3) \tag{7}$$

Para encontrar as equações auxiliares:

$$\phi = F(\mathrm{T}, C, m, \omega, P, d) = 1 \tag{8}$$

$$T^{C_1}\ C^{C_2}\ m^{C_3}\ \omega^{C_4}\ P^{C_5}\ d^{C_6} = 1 \tag{9}$$

Determinando as quantidades primárias:

- $\mathrm{T} \rightarrow [T]$
- $C \rightarrow [L]$
- $m \rightarrow [M]$
- $\omega \rightarrow [T^{-1}]$
- $P \rightarrow [M]$
- $d \rightarrow [L]$

Desta forma a Eq. (9) se torna:

$$T^{C_1}\ L^{C_2}\ M^{C_3}\ T^{-C_4}\ M^{C_5}\ L^{C_6} = 1 \tag{10}$$

Assim, as equações auxiliares são dadas por (11):

$$\begin{cases} [T]: 1C_1 + 0C_2 + 0C_3 - 1C_4 + 0C_5 + 0C_6 = 0 \\ [L]: 0C_1 + 1C_2 + 0C_3 + 0C_4 + 0C_5 + 1C_6 = 0 \\ [M]: 0C_1 + 0C_2 + 1C_3 + 0C_4 + 1C_5 + 0C_6 = 0 \end{cases} \tag{11}$$

Escolhendo C_1, C_2 e C_3 em função de C_4, C_5 e C_6 e testando a validade desta solução a partir da Eq. (12), conclui-se que a escolha realizada é válida. Neste caso, o determinante da matriz composta pelos coeficientes de C_1, C_2 e C_3 deve ser não nulo:

$$det \begin{matrix} C_1 & C_2 & C_3 \\ \end{matrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = 1 \neq 0\ (condição\ válida) \tag{12}$$

A solução do sistema é $C_1 = C_4, C_2 = -C_6$ e $C_3 = -C_5$. Escolhendo-se $C_4 = 1$ e $C_5 = C_6 = 0$, encontramos que $C_1 = 1$ e $C_2 = C_3 = 0$ e, portanto, o Π_1 é dado por:

$$\Pi_1 = T^1 \ C^0 \ m^0 \ \omega^1 \ P^0 \ d^0 \ = \omega \ T \tag{13}$$

Escolhendo-se $C_4 = C_6 = 0$ e $C_5 = 1$, encontramos que $C_1 = C_2 = 0$ e $C_3 = -1$ e, portanto, o Π_2 é dado por:

$$\Pi_2 = T^0 \ C^0 \ m^{-1} \ \omega^0 \ P^1 \ d^0 \ = \frac{P}{m} \tag{14}$$

Por fim, adotando-se $C_4 = C_5 = 0$ e $C_6 = -1$, encontramos que $C_1 = C_3 = 0$ e $C_2 = 1$ e, portanto, Π_3 é dado por:

$$\Pi_3 = T^0 \ C^1 \ m^0 \ \omega^0 \ P^0 \ d^{-1} \ = \frac{C}{d} \tag{15}$$

Ou seja:

$$\omega \ T = F\left(\frac{P}{m}, \frac{C}{d}\right) \tag{16}$$

Testes Experimentais e Equação Preditiva

Foram realizados testes experimentais, avaliando a sensibilidade dos Π termos para estabelecer um modelo posteriormente e obter (ou estimar) a equação preditiva.

A primeira etapa de testes experimentais foi realizada mantendo Π_2 constante ($\overline{\Pi}_2$) e alterando os valores de Π_3. Para isto a massa m foi mantida constante (2,479 kg) e o comprimento da trajetória C variado de acordo com a Tab. 1.

Tabela 1. Valores de comprimento da trajetória C utilizados para a primeira etapa de testes experimentais.

Raio R	**Comprimento da trajetória C $(2\pi R)$**	$\bar{\Pi}_2\left(\frac{\bar{P}}{\bar{m}}\right)$	$\Pi_3\left(\frac{C}{d}\right)$
0.075 m	0.4712 m	0.4034	6
0.100 m	0.6283 m	0.4034	8
0.125 m	0.7854 m	0.4034	10
0.150 m	0.9425 m	0.4034	12
0.175 m	1.0996 m	0.4034	14
0.200 m	1.2566 m	0.4034	16

Antes do início dos testes experimentais foi avaliado a influência do número de repetições da trajetória circular em cada observação. Para isto foi avaliado o desvio (em relação à média móvel) em função do número de repetições da trajetória circular, conforme mostrado no gráfico da Fig. 2.

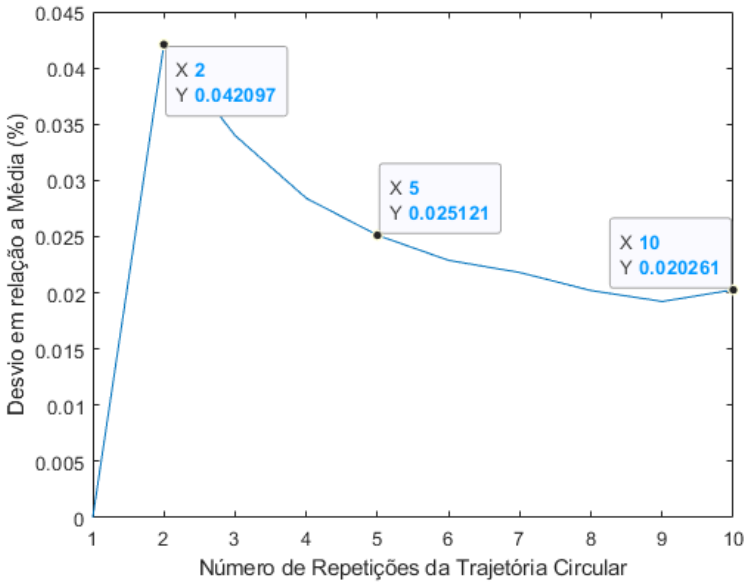


Figura 2. Desvio da trajetória em relação à média móvel (%) em função do número de repetições da trajetória circular.

Assim, foram utilizadas 10 repetições de trajetória em cada observação, já que o desvio é pequeno a partir de 9 repetições, aproximadamente 2%, Fig. 2. Além disso, cada experimento foi repetido 3 vezes e calculada a média e o desvio padrão. Os resultados para primeira etapa são apresentados na Tab. 2.

Tabela 2. Resultados da primeira etapa de testes experimentais ($\overline{\Pi}_2 = 0.4034$).

$\Pi_3 \left(\frac{C}{d}\right)$	Tempo - 10 Repetições (s)			Período T (s)			Média (s)	Desvio Padrão
6	51.327	51.187	51.209	5.1327	5.1187	5.1209	5.1209	0.00753
8	73.554	72.49	73.046	7.3554	7.2490	7.3046	7.3046	0.05322
10	90.716	91.756	91.013	9.0716	9.1756	9.1013	9.1013	0.05357
12	110.967	110.392	110.755	11.0967	11.0392	11.0755	11.0755	0.02908
14	128.395	128.261	128.314	12.8395	12.8261	12.8314	12.8314	0.00675
16	145.406	145.625	145.503	14.5406	14.5625	14.5503	14.5503	0.01097

A partir dos dados da Tab. 2 encontra-se a sensibilidade do termo Π_3, Fig. 3, dada pela Eq. 17.

$$F(\overline{\Pi}_2, \Pi_3) \;=\; 0.9386\,\Pi_3 \;-\; 0.3272 \tag{17}$$

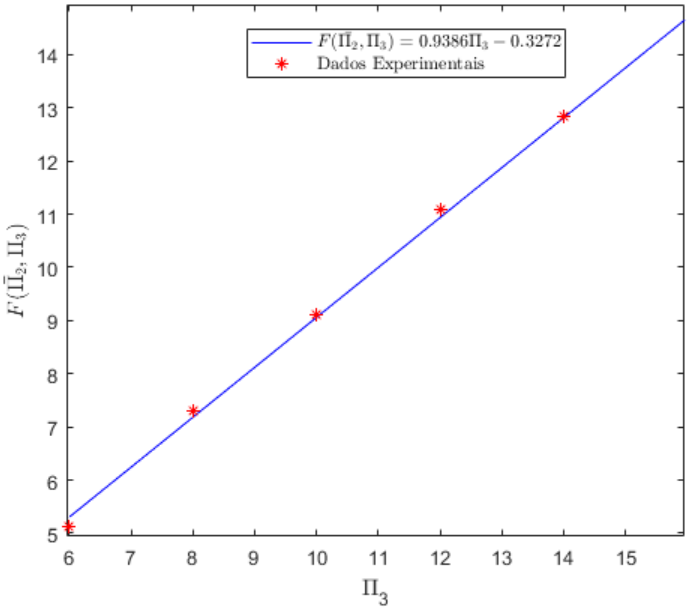


Figura 3. Sensibilidade do termo Π_3.

A segunda etapa de testes experimentais foi realizada mantendo Π_3 constante ($\overline{\Pi}_3$) e alterando os valores de Π_2. Para isto o comprimento da trajetória C foi mantido constante (0,9425 m) mantendo-se o raio constante (0,15 m) e a massa m variada de acordo com a Tab. 3.

Para a segunda etapa também foram utilizadas 10 repetições em cada observação, cada observação foi realizada 3 vezes; a média e desvio padrão foram calculados. Os resultados são apresentados na Tab. 4.

Tabela 3. Valores de massa m utilizados para a segunda etapa de testes experimentais.

Massa m (kg)	$\boldsymbol{\Pi_2\left(\frac{P}{m}\right)}$	$\boldsymbol{\bar{\Pi}_3\left(\frac{\bar{C}}{\bar{d}}\right)}$
1,397	0.7158	12
2,479	0.4034	12
3,561	0.2808	12
4,615	0.2167	12
5,742	0.1742	12
6,806	0.1469	12

Tabela 4. Resultados da segunda etapa de testes experimentais ($\bar{\Pi}_3 = 12$).

$\boldsymbol{\Pi_2\left(\frac{P}{m}\right)}$	**Tempo - 10 Repetições (s)**			**Período T (s)**			**Média (s)**	**Desvio Padrão**
0.7158	106.268	106.11	106.087	10.6268	10.6110	10.6087	10.6110	0.00985
0.4034	110.233	110.377	108.618	11.0233	11.0377	10.8618	11.0233	0.09766
0.2808	118.271	118.164	118.223	11.8271	11.8164	11.8223	11.8223	0.00536
0.2167	119.675	121.333	123.781	11.9675	12.1333	12.3781	12.1333	0.20656
0.1742	129.167	128.134	128.519	12.9167	12.8134	12.8519	12.8519	0.05221
0.1469	136.989	137.822	135.894	13.6989	13.7822	13.5894	13.6989	0.09670

A partir dos dados na Tab. 4 encontra-se a sensibilidade do termo Π_2, Fig. 4, dada pela Eq. 18.

$$F(\Pi_2, \bar{\Pi}_3) \;=\; 15.859\;\Pi_2^2 \;-\; 18.471\;\Pi_2 \;+\; 15.735 \tag{18}$$

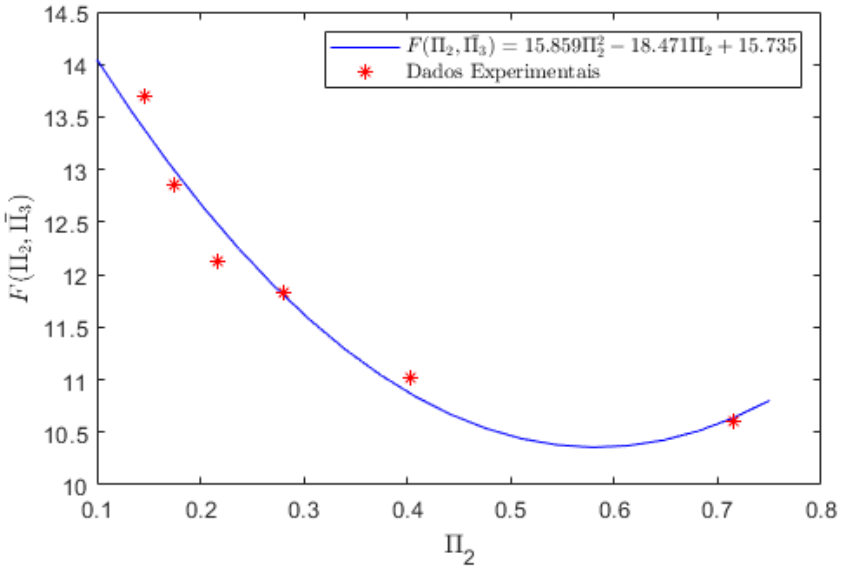


Figura 4. Sensibilidade do termo Π_2.

Podemos analisar a condição de validade das Eqs. 17 e 18 respectivamente com as Eqs. 20 e 21:

$$\frac{F(\overline{\Pi}_2, \Pi_3)}{F(\overline{\Pi}_2, \overline{\Pi}_3)} \cong \frac{F(\overline{\overline{\Pi}}_2, \Pi_3)}{F(\overline{\overline{\Pi}}_2, \overline{\Pi}_3)} \tag{20}$$

$$\frac{F(\Pi_2, \overline{\Pi}_3)}{F(\overline{\Pi}_2, \overline{\Pi}_3)} \cong \frac{F(\Pi_2, \overline{\overline{\Pi}}_3)}{F(\overline{\Pi}_2, \overline{\overline{\Pi}}_3)} \tag{21}$$

Desta forma, foram realizados novos experimentos com outros valores para os Π termos constantes ($\overline{\overline{\Pi}}_2 = 0{,}2167\ e\ \overline{\overline{\Pi}}_3 = 8$). Assim como nas etapas anteriores, foram utilizadas 10 repetições de trajetória em cada observação, cada experimento foi repetido 3 vezes e a média calculada. Os resultados para a análise da condição de validade são apresentados nas Tabs. 5 e 6, para $\overline{\overline{\Pi}}_2$ e $\overline{\overline{\Pi}}_3$ respectivamente.

Tabela 5. Resultados utilizados para avaliar a condição de validade para Π_3 ($\overline{\overline{\Pi}}_2 = 0.2167$).

$\boldsymbol{\Pi_3\left(\frac{C}{d}\right)}$	**Período Médio (s)**
6	5.7573
8	8.1908
10	10.1956
12	12.4653
14	14.9242
16	16.7625

Tabela 6. Resultados utilizados para avaliar a condição de validade para Π_2 ($\overline{\overline{\Pi}}_3 = 8$).

$\boldsymbol{\Pi_2\left(\frac{P}{m}\right)}$	**Período Médio (s)**
0.7174	6.9548
0.4034	7.303
0.2979	7.6701
0.2167	8.1908
0.1778	8.46235
0.1492	8.8019

A partir dos dados obtidos das Tab. 5 e 6 encontra-se a sensibilidade do termo Π_3 com $\overline{\overline{\Pi}}_2$ e a sensibilidade de Π_2 com $\overline{\overline{\Pi}}_3$, dadas pelas Eqs. 22 e 23 respectivamente.

$$F\left(\overline{\overline{\Pi}}_2, \Pi_3\right) = 1.1071\,\Pi_3 - 0.7953 \tag{22}$$

$$F\left(\Pi_2, \overline{\overline{\Pi}}_3\right) = 8.749\,\Pi_2^2 - 10.690\,\Pi_2 + 10.129 \tag{23}$$

A análise da condição de validade pode ser realizada a partir dos gráficos das Figs. 5 e 6, baseados nas Eqs. 20 a 23 e nos dados obtidos das Tabs. 2, 4, 5 e 6. Pode-se observar que as equações encontradas para a sensibilidade de Π_2 e Π_3 são válidas em toda a faixa utilizada (curvas próximas).

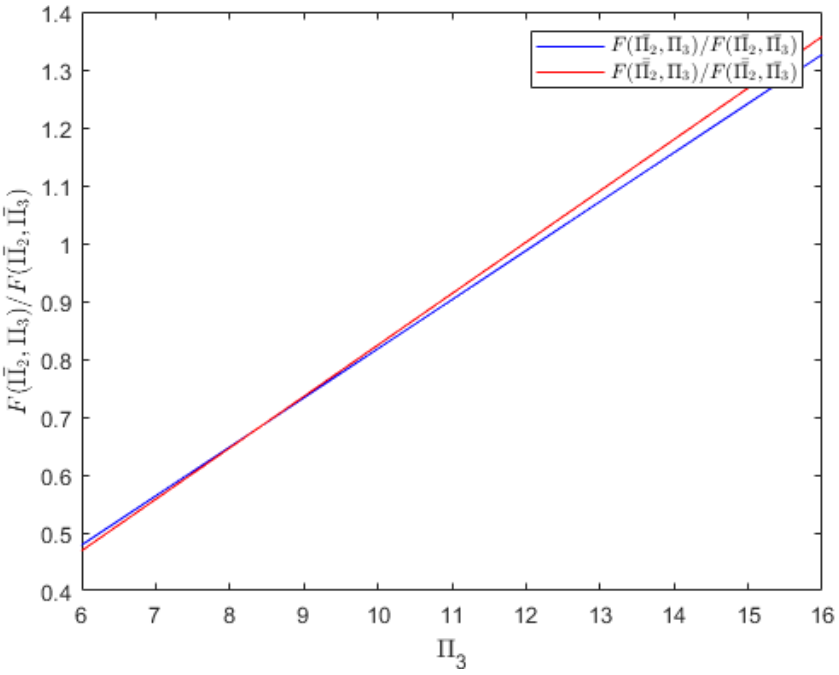


Figura 5. Análise da condição de validade do termo Π_3.

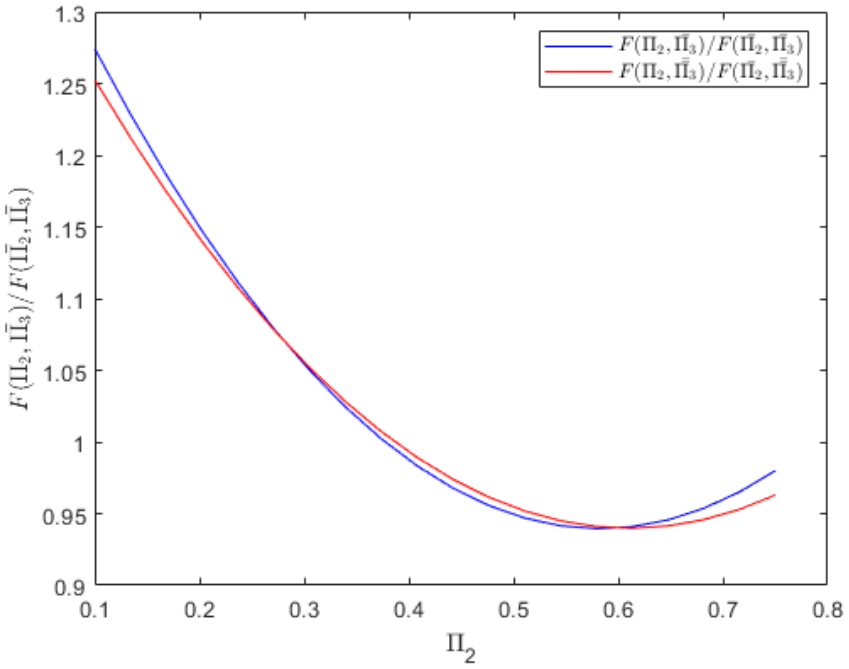


Figura 6. Análise da condição de validade do termo Π_2.

Após analisada a condição de validade para a sensibilidade dos Π termos Π_2 e Π_3, a equação preditiva (Eq. 25), pode ser obtida a partir de um modelo de função produto mostrado na Eq. 24.

$$\Pi_1 = F(\Pi_2, \Pi_3) \cong \frac{F(\bar{\Pi}_2, \Pi_3)\, F(\Pi_2, \bar{\Pi}_3)}{F(\bar{\Pi}_2, \bar{\Pi}_3)} \tag{24}$$

Assim. a equação preditiva é dada por:

$$\Pi_1 \cong 0.0905 \times (0.9386\, \Pi_3 - 0.3272)(15.859\, \Pi_2^2 - 18.471\, \Pi_2 + 15.735) \tag{25}$$

Substituindo as Eqs. De 13 a 15 na Eq. 25 e sabendo-se que o comprimento C da trajetória circular é dado por $2\pi R$, obtemos a preditiva para o período T (Eq. 26):

$$T \cong 0.0905 \times (75.1261\, R - 0.3272)\left(\frac{15.859}{m^2} - \frac{18.471}{m} + 15.735\right) \tag{26}$$

Esta equação preditiva foi testada com outras combinações de valores de massa m e raio R não utilizados anteriormente para encontrar a sensibilidade nem para analisar as condições de validade. Os valores utilizados são mostrados na Tab. 7. A média do período encontrado experimentalmente (T_{exp}) foi calculada baseada em 3 observações (com 10

repetições de trajetória cada). O período teórico ($T_{teórico}$) foi encontrado utilizando a equação preditiva para o período (Eq. 26). O erro e o erro relativo foram calculados.

Tabela 7. Resultados utilizados para testar a equação preditiva do período.

m (kg)	R (m)	T_{exp} médio (s)	$T_{teórico}$ (s)	Erro	Erro Rel
3.536	0.1750	13.818	13.6601	0.1579	1.14%
1.424	0.2000	14.026	14.0725	-0.0465	0.33%
1.409	0.2000	14.1249	14.1115	0.0134	0.09%
5.708	0.0750	6.151	6.234	-0.0830	1.35%
5.734	0.2000	17.4904	17.2785	0.2119	1.21%

Observa-se que o resultado teórico obtido com a equação preditiva teve um erro relativo em relação ao resultado obtido experimentalmente em média menor que 1%. Se utilizados todos os valores obtidos experimentalmente e comparados com a equação preditiva, o erro relativo médio é de apenas 1,5%, mostrando uma excelente acurácia para a equação preditiva encontrada.

ANEXO I

FICHA DE AVALIAÇÃO DE FUGL MEYER (1975) (Adaptado de MAKI T., 2006)

V. Atividade reflexa normal, avaliado somente se alcançado o escore de 6 pontos na parte IV				
Bíceps, tríceps e flexores dos dedos	-0 pontos na parte IV ou 2 de 3 reflexos hiperativos -1 reflexo hiperativo ou ao menos 2 reflexos presentes -No máximo 1 reflexo presente, sem hiperatividade	0	1	2
	Subtotal V (Max. 2)			
	Total A (Max. 36)			

B. PUNHO, pode ser prestado apoio no cotovelo para acionar ou manter a posição, sem apoio no pulso, e verificar a ADM passivo antes do teste		**Ausente**	**Parcial**	**Completo**
Estabilidade em 15° de extensão; cotovelo em 90°, antebraço pronado	-Não consegue extender o punho á 15° -Consegue extender em 15°, sem resistência -Extende 15° contra alguma resistência	0	1	2
Flexão/extensão alternada; cotovelo a 90°, antebraço pronado	-Não ocorre movimento voluntário -Não consegue mover ativamente o punho -Movimento ativo normal	0	1	2
Estabilidade em 15° de extensão; cotovelo em 0°, antebraço pronado, leve flexão/abdução de ombro	-Não consegue extender o punho á 15° -Consegue extender em 15°, sem resistência -Extende 15° contra alguma resistência	0	1	2
Flexão/extensão alternada; cotovelo a 0°, antebraço pronado, leve flexão/abdução de ombro	-Não ocorre movimento voluntário -Não consegue mover ativamente o punho -Movimento ativo normal	0	1	2
Circundução	-Não ocorre movimento voluntário -Movimento incompleto ou oscilante -Movimentação completa	0	1	2
	Total B (Max. 10)			

C. MÃO, pode ser prestado apoio no cotovelo para manter 90° de flexão, compare com a mão não afetada os objetos preensados ativamente*		**Ausente**	**Parcial**	**Completo**
Flexão em Massa, com extensão ativa ou passiva		0	1	2
Extensão em Massa, com flexão ativa ou passiva		0	1	2
PREENSÃO				
A - Flexão IFD e IFP (II á V) **e extensão MCF** (II á V)	-Posição não pode ser executada -Executada com preensão fraca -Mantém posição contra resistência	0	1	2
B - Adução do polegar, com um de papel entre o polegar e o segundo MCF	-A função não pode ser realizada -Segura o papel, mas não contra leve puxão -Segura o papel firmemente	0	1	2
C - Oposição, polpa do polegar contra a polpa do 2° dedo, com caneta interposta	-A função não pode ser realizada -Segura a caneta, mas não contra leve puxão -Segura a caneta firmemente	0	1	2
D – Objeto cilíndrico, segura á superfície volar do 1° e 2° dedos contra outros	-A função não pode ser realizada -Segura o cilindro, mas não contra leve puxão -Segura o cilindro firmemente	0	1	2
E – Objeto esférico, Segurar com firmeza uma bola de tênis	-A função não pode ser realizada -Segura a esfera, mas não contra leve puxão -Segura a esfera firmemente	0	1	2
	Total C (Max. 14)			

D. COORDENAÇÃO/VELOCIDADE, com os 2 braços, olhos vendados, levando a ponta do dedo indicador até o nariz 5 vezes, o mais rápido possível		**Acentuado**	**Leve**	**Nenhum**
Tremor __		0	1	2
Dismetria	-Dismetria grave ou não sistemática -Dismetria leve e sistemática -Nenhuma dismetria	0	1	2

		>5s	2 – 5s	<1s
Velocidade	-Mais do que 5s em comparação ao lado não afetado -2 á 5 segundos á mais comparado ao lado não afetado -Diferença máxima de 1 segundo	0	1	2
	Total D (Max. 6)			
	Total A á D (Max. 66)			

H. SENSIBILIDADE, de olhos vendados, comparando braço afetado/não afetado		**Anestesia**	**Hipoestesia/ Disestesia**	**Normal**
Toque leve (exteriocepção)	-Membro superior __	0	1	2
	-Palma da mão __	0	1	2
		>3/4	**<3/4**	**Pequena/nenhuma diferença**
Posição (propriocepção)	-Ombro __	0	1	2
	-Cotovelo __	0	1	2
	-Punho __	0	1	2
	-Polegar __	0	1	2
	Total H (Max. 12)			

J. MOVIMENTO ARTICULAR PASSIVO				**J. DOR ARTICULAR,** movimento passivo		
Posição inicial, comparando com membro não afetado	Poucos graus (<10º em ombro)	diminuído	normal	Relatando dor durante e/ou ao fim do movimento	Pouca dor	Sem dor
Ombro						
Flexão (0º - 180º) __	0	1	2	0	1	2
Abdução (0 - 90º) __	0	1	2	0	1	2
Rotação externa __	0	1	2	0	1	2
Rotação interna __	0	1	2	0	1	2
Cotovelo						
Flexão __	0	1	2	0	1	2
Extensão __	0	1	2	0	1	2
Antebraço						
Pronação __	0	1	2	0	1	2
Supinação __	0	1	2	0	1	2
Punho						
Flexão __	0	1	2	0	1	2
Extensão __	0	1	2	0	1	2
Dedos						
Flexão __	0	1	2	0	1	2
Extensão __	0	1	2	0	1	2
Total (Max. 24)				**Total** (Max. 24)		

A. EXTREMIDADE SUPERIOR	/36
B. PUNHO	/10
C. MÃO	/14
D. COORDENAÇÃO/VELOCIDADE	/6
TOTAL A-D (função motora)	/66

H. SENSIBILIDADE	/12
J. MOVIMENTO ARTICULAR PASSIVO	/24
J. DOR ARTICULAR	/24

ANEXO II

FICHA DE AVALIAÇÃO DA *MOTOR ACTIVITY LOG* (*MAL*) – BRASIL
(Adaptado de PEREIRA et al., 2012)

Identificação: _____ Data: _____

Examinador: _____Lado dominante:_____ Lado acometido:_____

Atividade	Escala Quantitativa	Escala Qualitativa	Se não, por quê? (usar código)
1) Acender a luz pelo interruptor			
2) Abrir uma gaveta			
3) Tirar uma peça de roupa da gaveta			
4) Pegar um telefone			
5) Limpar a bancada da cozinha ou outros			
6) Sair do carro (passar de sentado para em pé)			
7) Abrir a geladeira			
8) Abrir uma porta usando uma maçaneta			
9) Utilizar o controle remoto da TV			
10) Lavar as mãos (ensaboar e enxaguar)			
11) Ligar e desligar a torneira da pia			
12) Secar as mãos			
13) Colocar as meias			
14) Tirar as meias			
15) Calçar os sapatos (incluindo cadarço)			
16) Tirar os sapatos (incluindo cadarço)			
17) Levantar-se de uma cadeira com apoio			
18) Puxar a cadeira da mesa antes de sentar			
19) Puxar a cadeira para próximo para sentar			

20) Pegar um copo (não inclui beber)			
21) Escovar os dentes (não inclui a preparação)			
22) Colocar maquiagem, loção ou creme de barbear			
23) Usar uma chave para destrancar uma porta			
24) Escrever no papel (excluir se não for com MS afetado)			
25) Carregar um objeto na mão			
26) Usar um garfo ou uma colher (levar na boca)			
27) Pentear o cabelo			
28) Levantar uma xícara pela alça			
29) Abotoar uma camisa			
30) Comer um sanduiche ou algo de pegar			

Códigos para registro de respostas "não":

1. "Eu usei o braço não afetado o tempo todo".

2. "Outra pessoa fez por mim".

3. "Eu nunca faço esta atividade, com ou sem ajuda de outros porque é impossível." Por exemplo, pentear o cabelo em pessoas carecas.

4. "Eu às vezes faço esta atividade, mas não tive a oportunidade desde a última vez em que eu respondi essas perguntas."

5. Esta é uma atividade que eu normalmente fazia apenas com a mão dominante antes do AVC, e continuo a fazer com a minha mão dominante agora.

Escala quantitativa	Escala qualitativa
0. Não usei o braço mais fraco (**não usei**)	0. O braço mais fraco não foi usado de forma alguma para aquela atividade (**nunca**)
0.5	
1.Ocasionalmente usei o braço mais fraco, apenas muito raramente (**muito raramente**)	1.O braço mais fraco se moveu durante aquela atividade, mas não ajudou (**muito fraco**).
1.5	
2. Às vezes usei o braço mais fraco, mas fiz a atividade a maior parte do tempo com meu braço mais forte (**raramente**)	2. O braço mais fraco foi de alguma utilidade durante esta atividade, porém, precisou de ajuda do braço mais forte ou se moveu muito lentamente ou com dificuldade (**fraco**).
2.5	
3. Usei o braço mais fraco aproximadamente metade das vezes que usava antes do AVC (**regularmente**).	3. O braço mais fraco foi utilizado com o propósito indicado, porém os movimentos foram lentos ou foram efetuados apenas com algum esforço (**bom**)
3.5	
4. Usei o braço mais fraco quase o mesmo tanto que antes do AVC (**quase sempre**)	4. Os movimentos feitos pelo braço mais fraco foram quase normais, mas não chegaram a ser tão rápidos ou precisos quanto o normal (**quase normal**)
4.5	
5. Usei o braço mais fraco com a mesma frequência de antes do AVC (**sempre**)	5. A habilidade de usar o braço mais fraco para esta atividade foi tão bom quanto antes do AVC (**normal**)